

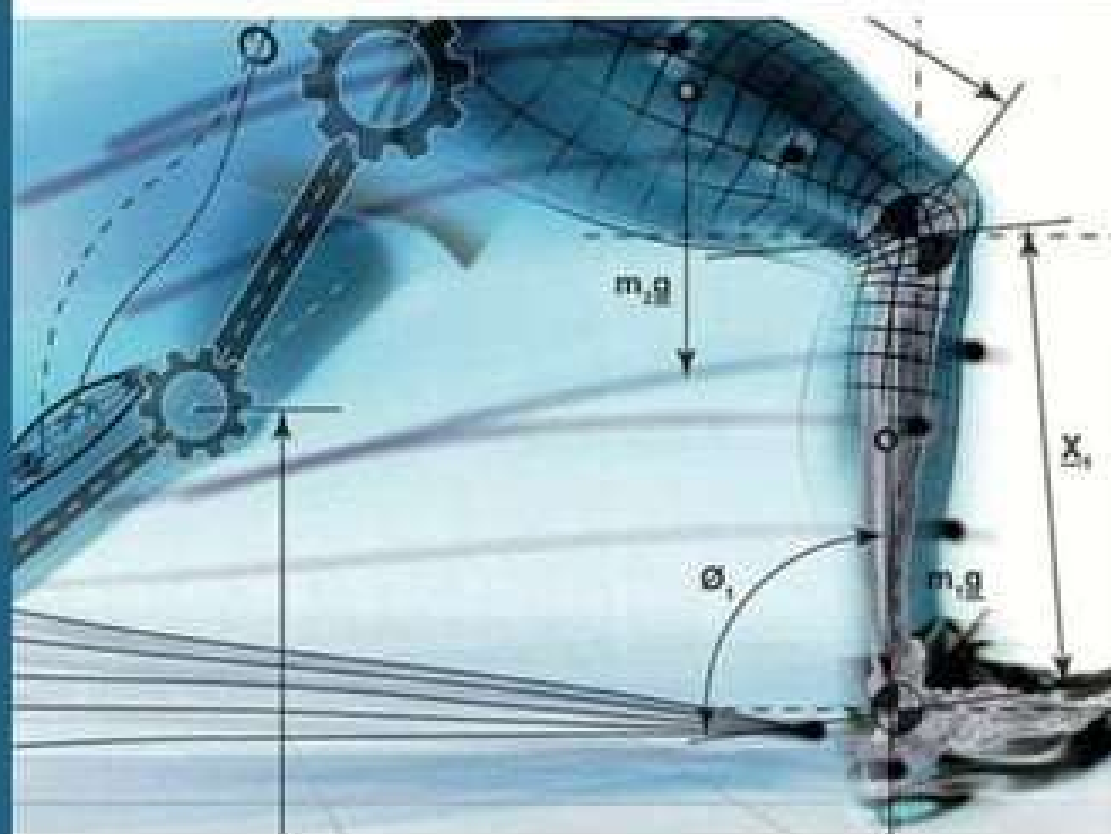
التقويم البيوميكانيكي للحركة في الرياضة والتمرين

BIOMECHANICAL EVALUATION OF MOVEMENT IN SPORT AND EXERCISE

ترجمة:

أ.د. بسمان عبد الوهاب عبد الجبار

أ.د. وهبي علون حسون البياتي



دار النشر والتوزيع

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

التقويم البيوميكانيكي للحركة في
الرياضة والتمرين

التقويم البيوميكانيكي للحركة في الرياضة والتمرين

BIOMECHANICAL EVALUATION OF MOVEMENT IN SPORT AND EXERCISE

By

CARL J. PAYTON AND ROGER M. BARTLETT

ترجمة

الأستاذ الدكتور

الأستاذ الدكتور

وهبي علوان حسون البياتي

بسمان عبد الوهاب عبد الجبار

الطبعة الأولى

2020م



دار امجد للنشر والتوزيع

المملكة الأردنية الهاشمية
رقم الإيداع لدى دائرة المكتبة الوطنية
(/ / 2019)

عبد الجبار ، بسمان عبد الوهاب
التقويم البيوميكانيكي للحركة في الرياضة والتمرين / بسمان عبد الوهاب
عبد الجبار/وهبي علوان حسون البياتي.- عمان، دار أمجد للنشر
والتوزيع، 2019.

() ص

ر.إ: / / 2019

الواصفات: /

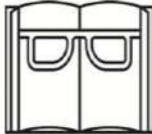
ردمك : - - ISBN:978-9923-25-

© Copyright

جميع الحقوق محفوظة: لا يسمح بإعادة إصدار هذا الكتاب أو أي جزء منه أو تخزينه في نطاق استعادة المعلومات أو نقله بأي شكل من الأشكال، دون إذن خطي مسبق من الناشر.

All rights reserved. NO Part of this book may be reproduced, stored in aretrival system, or transmitted in any form or by any means, without prior permission in writing of the publisher.

إبصار
ناشرون و موزعون
المحترفون الأردنيون لصناعة برايل



f ibsarBraillejo e ibsarbraillejordan@gmail.com

دار أمجد للنشر والتوزيع
طباعة ◆ نشر ◆ توزيع

daramjadbooks amjadbooksdp daramjadbooks
dar.amjad2014dp@yahoo.com daramjadbooks@gmail.com

للتواصل و الإستفسار: +9624653372 Fax: +9624652272 Tel: +962796914632 +962799291702 +962796803670

المحتويات

13	مقدمة
17	مهيّد
	الفصل الأول
19	INTRODUCTION
	المقدمة
21	نظرة عامة
22	ما يفعل ممارسو الالعاب الرياضية والمختصين في البيوميكانيك
23	البحوث النظرية والتطبيقية
23	خدمات الدعم العلمي
24	التعليق
24	الاستشارات
24	خدمات التحليل
24	التحليل النوعي
25	التحليل الكمي
26	الأجـراء
26	الاخلاقـيات
26	الاستعدادات قبل التحليل
27	التقارير المفصلة
29	المصادر

الفصل الثاني

31	Motion analysis using video
	التحليل الحركي باستخدام التصوير الفيديوي
33	المقدمة
36	أهمية المعدات المستخدمة
36	كاميرات الفيديو
37	جودة الصورة
40	معدل سرعة الصور (التردد) (Frame rate)

41	سرعه غالق العدسة High-Speed Shutter
42	التحكم اليدوي بالعدسة وحساسية الضوء
43	أمكانية القفل العام (المزامنة) * Gen-lock capability
43	وسط التسجيل * Recording medium
44	جهاز خزن التسجيل HDD
45	نظام اعادة تشغيل الفيديو Video playback system
46	المحول الرقمي أو المنسق Co-ordinate digitizer
47	أجراءات جمع البيانات Data Collection procedure
47	التحليل ثنائي الابعاد
48	أعداد الأجهزة Equipment setup
51	تسجيل المقياس المستخدم (مقياس الرسم)
52	تحديد سرعة الغالق المناسبة وفتحة العدسة
52	ضمان الاضاءة الصحيحة والمناسبة
53	تحديد معدل سرعة تردد التصوير
54	أعداد العينة (المشاركين) وتسجيل التجارب
55	التحليل الثلاثي الابعاد
55	تنصيب المعدات Equipment set-up
61	أجراءات التحليل والمعالجة من خلال تقديم بيانات الفيديو المستخرجة
63	التقرير الخاص بالتحليل الفيديوي
65	المصادر

الفصل الثالث

Motion Analysis Using on-line system

69	التحليل الحركي باستخدام منظومة التحليل المباشر *
71	المقدمة
72	اختيار المعدات
74	أجراءات جمع البيانات
76	مواقع الكاميرات المناسب لحجم الالتقاط المحدد
78	تحديد معدل التردد المناسب لأعدادات التجربة
78	مزامنة الأجهزة الأخرى وفقاً للتردد المناسب
79	المعايرة * Calibration
79	تحديد اصل ونهاية كل المحاور في المختبر
80	تحديد المعايرة Calibration المقبولة

80	ضبط وتحديد حساسية الكاميرا
81	التحقق من الانعكاسات غير الحقيقية ضمن مجال رؤية كل كاميرا
81	تنفيذ المعايرة Calibration الثابتة
82	ضبط وضع العلامات
83	تقليل الحركة بين العلامات وخطوط العظام المشمولة
83	تطوير نظام وضع واختيار العلامات
85	استخدام العلامات القياسية في تحليل حركة المشي
86	تصميم نظام علامات خاص
86	استخدام نظام مجموعة علامات مركز الكتلة وتطويره
87	تعريف عدم التماثل في مجموعة العلامات الخاص بالدراسة لتحسين تتبع العلامات
87	تحديد حجم العلامة
87	استخدام الطريقة الأمثل لوضع العلامة
88	وضع العلامات بعناية ودقة كبيرة
88	المعالجة والتحليل وعرض بيانات التحليل الحركي
90	تحليل البيئات
91	عرض وتفسير البيانات
92	تقديم تقرير الدراسة في التحليل الحركي
93	الطريقة Method
95	المناقشة Discussion
95	المصادر References
96	المصادر

الفصل الرابع

FORCE AND PRESSURE MEASUREMENT

97	قياس القوة والضغط
99	المقدمة
99	منصة قياس القوة
102	التصنيع والتشغيل
105	المواصفات الفنية
107	المعايرة
110	تشغيل منصة قياس القوة
111	تفسير متغيرات القوة
115	الاشتقاقات في متغيرات منصة قياس القوة

119	 الاستخدامات الأخرى لبيانات منصة قياس القوة
120	 قياسات توزيع الضغط
127	 كتابة التقرير الخاص بتحليل القوى والضغط
128	 المصادر

الفصل الخامس

SURFACE ELECTROMYOGRAPHY

133	 التخطيط العضلي الكهربائي
135	 المقدمة
139	 مواصفات اختيار الأجهزة
144	 جمع البيانات ومعالجتها
149	 أعداد الجلد (موقع اللاقطات)
150	 تداخل الإشارة
153	 العينة
154	 معالجة وتحليل وعرض كهربائية العضلة
157	 تحليل العتبة
159	 EMG المعدل الكلي لأشارة
160	 EMG تطبيع أشارة
163	 في مجال التردد EMG معالجة أشارة
167	 كتابة تقرير عن كهربائية العضلة
169	 المصادر

الفصل السادس

ISOKINETIC DYNAMOMETRY

177	 دايناموميتر التقلص العضلي المتحرك (الايروكنتك)
179	 المقدمة
181	 استخدامات الدايناموميتر في التقلص المتحرك (الايروكنتك)
181	 الأساس الميكانيكي لقياس "الدايناموميتر الازوكنتك"
187	 تعريف العزم وعزم الدوران
189	 العوامل الرئيسية التي تؤثر على قياسات الدايناموميتر الايروكنتك
193	 عزم الجاذبية الأرضية
194	 استقامة محور الدوران
199	 تأثيرات وضع المفاصل المجاورة وطول العضلة العاملة على مفصلين

199	دراسة أجهزة الداينوميتر
200	جهاز الأيزوكنتك وبرامجيات (السوفت وير)
201	مدى السرعة الزاوية وحدود العزم
201	دراسة ثبات ودقة بيانات الأيزوكنتك
202	اعتبارات القوة وصلابة المعدات في أجهزة الأيزوكنتك
203	تجارب الأيزوكنتك وأجراءات جمع البيانات
208	الاجراءات القياسية والسيطرة على التجربة
209	معالجة بيانات الأيزوكنتك، تحليلها وأصدار التقارير
211	متغيرات الأيزوكنيتك
214	المصادر

الفصل السابع

DATA PROCESSING AND ERROR ESTIMATION

217	معالجة البيانات وتقدير الخطأ
219	المقدمة
220	تعريف المصطلحات الأساسية
225	بيانات السلسلة الزمنية للعينة
229	الصور أساس التحليل الحركة وإعادة تركيب الدقة
232	معالم القصور الذاتي لأجزاء الجسم
233	مرشح فلتر التردد الواطيء وحساب مشتقاته
239	اتجاه الطرف وزاوية المفصل
242	لوحة قياس القوة
245	الدمج بين المتغيرات والمعالم
247	الاستنتاجات
249	المصادر

الفصل الثامن

RESEARCH METHODS: SAMPLE SIZE AND VARIABILITY EFFECTS ON STATISTICAL POWER

253	طرق البحث: حجم العينة وتأثيرات المتغير على قوة الأحصاء
255	المقدمة
255	القوة الأحصائية
258	تقدير حجم العينة

264	 خفض التباين
265	 نسبة التطبيع
265	 قياس التنامي
269	 تطبيع الأزاحة
271	 تحليل عدة محاولات
272	 تحليل التباين في بيانات السلسلة الزمنية
283	 كتابة تقرير الدراسة
285	 المصادر

291 الفصل التاسع

COMPUTER SIMULATION MODELLING IN SPORT

291	 محاكاة الحاسوب للنموذج الرياضي
293	 المقدمة
294	 مشكلة ديناميكية الدفع للامام
294	 بناء النموذج
296	 مكونات النموذج تناقش الفقرة التالية المكونات المختلفة المستخدمة في بناء نموذج محاكاة نموذجي
296	 نماذج ترابط الأجزاء
297	 تدبذب الكتل
297	 الاتصال بين الروابط الصلبة
298	 السطح الداخلي مع الخارجي
299	 نموذج العضلات
299	 عنصر التقلص
300	 عنصر المطاطية المتسلسل
	عنصر المطاطية المتوازي غالباً ما يهمل تأثير عنصر المطاطية المتوازي في الفعاليات الرياضية بسبب أن هذا العنصر لا ينتج
301	 قوى عالية أثناء العمل العادي في مديات المفاصل (Chapman, 1985).
301	 تمثيل توليد العزم مقابل العضلات
301	 بناء النموذج
302	 مخطط نموذج الجسم الحر
302	 بناء معادلات الحركة
303	 التكامل
304	 فحص الأخطاء
304	 الشكل المثالي
306	 تحديد المعالم

306	 معالـم القصور الذاتي
308	 قـوة المعالـم
309	 معالـم اللزوجة المطاطية
310	 تقيـيم النمـوذج
312	 أساسيات تصميم النمـوذج
314	 مشـكلة الديناميكية المعكوسة
314	 الديناميكية المعكوسة للوقوف على اليدين
322	 حل مشـكلة الديناميكية المعكوسة باستخدام محاكاة الديناميكية الالام
323	 التـطبيقات
323	 فـهم ميكانيكية التكنيك الرياضي
324	 المساهمات
325	 تحسـين التكنيك في الرياضة
326	 السـيطرة على حركـة الرياضة
327	 إجـراء الدرـاسة
327	 التـقرير عن الدرـاسة
328	 الملـخص
329	 المـصادر

مُقَدِّمَةٌ

(قال رسول الله صلى الله عليه وسلم في حديثه الشريف. زكاة العلم تعليمه من لا يعلمه، وقال الإمام علي رضي الله عنه زكاة العلم تبليغه لمستحقه)

إن العالم يتقدم بسرعة مذهلة في المجالات كافة، وهناك قفزات كبيرة وواسعة سيما في مجال الانجازات الرياضية فقد لعب علماء الرياضة والمتخصصين دوراً كبيراً في تطوير الانجاز الرياضي من خلال العلوم الأساسية والعلوم المساعدة.

كان ولا يزال البايوميكانيك الرياضي من العلوم المهمة والتي تسهم بشكل كبير في تحليل الحركات الرياضية بشكل خاص والحركة البشرية بشكل عام لجل الوصول الى طرائق الاداء الافضل وتحقيق الانجاز الاعلى من خلال التعرف على كل المتغيرات التي تؤثر في مسارات الحركة والاداء.

في السنوات الاخيرة تطور البايوميكانيك الرياضي من خلال تطور طرائق التحليل الحركي ودخول التكنولوجيا المتطورة من اوسع الابواب لتسهيل عمل الباحثين فضلا عن تحقيق الدقة العالية في جمع المعلومات حول الاداء الحركي وبكل تفاصيله من الجانب الكينماتيكي والكينتيكي (الوصفي والسبي)، وهناك سباق محموم بين الشركات المصنعة لاجل ابتكار اجهزة تحليل متطورة تتناسب مع المتطلبات المتزايدة التي رافقت تطور الفعاليات الرياضية.

من هنا كانت الحاجة الى ترجمة هذا المصدر والصادر عن الاتحاد البريطاني للرياضة وعلوم التمارين والذي يعد دليل عمل للأساليب العلمية والبحثية التي يجب ان تتبع في اجراء البحوث في مجال الميكانيكا الحيوية.

يعد كتاب (التقويم البايوميكانيكي للحركات في الرياضة والتمارين الرياضية) مرجعاً علمياً مهماً للكليات المتخصصة في المنطقة العربية وكذلك دليل عمل لكل طلبة الدراسات العليا والباحثين في مجال البايوميكانيك الرياضي لما يحتويه من اساليب بحثية دقيقة ومنظمة تساعد الباحث في اتباع الخطوات الصحيحة عند

اجراء التحليل الحركي البايوميكانيكي سواء اكان تحليلاً نوعياً أم كمياً. قام بتأليف الكتاب مجموعة من العلماء كفريق بحثي يرأسه CARL.J PAYTON AND ROGER M. BARTLETT، ولغرض توشي العلمية والدقة فقد قام كل واحد من الفريق البحثي بكتابة احد فصول الكتاب كل حسب تخصصه الدقيق في مجال البايوميكانيك، ولابد من الاشارة أن هذا المرجع أعتمد في كتابته على دراسات وبحوث اجريت في مجال البايوميكانيك فضلاً عن احتواء كل فصل على كيفية تقديم الورقة البحثية ضمن المعايير البحثية للنشر في المجلات العالمية.

تكون الكتاب من تسعة فصول وهي:-

- الفصل الاول: شمل المدخل الى التقويم في مجال البايوميكانيك وعلوم الرياضة

INTRODUCTION

- الفصل الثاني: التحليل الحركي بأستخدام التصوير الفيديوي

Motion analysis using video

- الفصل الثالث: التحليل الحركي باستخدام منظومة التحليل المباشر (استخدام

برامج ومنظومات التحليل الحركي المختلفة والمقدمة من قبل شركات مختلفة ضمن تقنيات متعددة تستخدم لنقل التسجيلات الى اجهزة حاسوب، ومن ثم تحليلها وفق نظام معين، مثل تحليل المشي والركض، هذه المنظومة تشمل كاميرا او كاميرات عالية السرعة مع جهاز حاسوب، وبرامج خاص حسب متطلبات التحليل).

Motion Analysis Using on-line system

- الفصل الرابع: قياس القوة والضغط

MEASUREMENT FORCE AND PRESSURE

- الفصل الخامس: التخطيط العضلي الكهربائي

SURFACE ELECTROMYOGRAPHY

- الفصل السادس: دايناموميتر التقلص العضلي المتحرك (الايزوكونتك)

DYNAMOMETRY ISOKINETIC

- الفصل السابع: معالجة البيانات وتقدير الخطأ

DATA PROCESSING AND ERROR ESTIMATION

- الفصل الثامن: طرق البحث: حجم العينة وتأثيرات المتغير على قوة الأحصاء
ON RESEARCH METHODS: SAMPLE SIZE AND VARIABILITY EFFECTS
STATISTICAL POWER

الفصل التاسع: محاكاة الحاسوب للنموذج الرياضي COMPUTER SIMULATION MODELLING IN SPORT

أن تقديم هذا المصدر باللغة العربية سوف يساعد في اعداد الطلاب والباحثين في
كليات التربية الرياضية وعلوم الرياضة فضلا عن الكليات التي تهتم في الهندسة
الحيوية Bioengineering وكليات العلوم الطبية المساعدة، إن الاساليب العلمية
والطرائق المتبعه في هذا المصدر ستعمل على تسهيل العمل البحثي فضلا عن الدقة في
الحصول على المعلومات والبيانات الخاصة بعمليات التحليل الحركي.
وفقنا الله لخدمة بلدنا الحبيب العراق

الاستاذ الدكتور
وهي علوان حسون البياتي

الاستاذ الدكتور
بسمان عبد الوهاب عبد الجبار

مُهَيِّدٌ

يوفر كتاب فهم التقويم البيوميكانيكي للحركة في الرياضة والتمرين ومصدر يستعين به الطلبة، الباحثون والمهنيين الذين يعملون في التقييم الكمي لحركة الانسان في الرياضة والتمرين.

يعد هذا الكتاب الفريد مفتاح للنظريات الاساسية في التقويم البيوميكانيكي، ويكشف عن مدى واسع من الاجهزة المختبرية في البيوميكانيك وبرامجيات الحاسوب المتوفرة في الوقت الحاضر. كما يقدم المشورة بشأن اختيار للمعدات المناسبة لانواع التحليل المختلفة للمختبرات، فضلا عن أنه يوفر طريقة استخدام الاجهزة الاكثر فعالية.

يشمل الكتاب تغطية للمواضيع الاتية:

- القياسات داخل المختبر وفي الملاعب.
- تحليل الحركة باستخدام الفيديو وانظمة الانترنت.
- قياس القوة والضغط.
- قياس قوة العضلة باستخدام الداينموميتر الايزوكنتك.
- كهربائية العضلة (Electromyography).
- محاكاة الحاسوب ونمذجة حركة الانسان.
- معالجة البيانات وصقل البيانات.
- الاساليب العلمية للبحث.

يوفر هذا الكتاب مصدر موثوق به، بسبب تأليفه من قبل متخصصي المواضيع المذكورة أعلاه، مع إرشادات عملية للطلاب والأكاديميين وأولئك الذين يقدمون خدمات الدعم العلمي في علوم الرياضة وعلم التمرين والصحة. مولفو هذا الكتاب كل من الأستاذ كارل ج. بايتون (Carl J. Payton) محاضر أول في البيوميكانيك بجامعة مانشستر متروبوليتان بالمملكة المتحدة، والاستاذ روجر بارتليت (Roger M. Bartlett) محاضر علم بيوميكانيك الرياضية في كلية التربية البدنية بجامعة أوتاغو، نيوزيلندا.

تعتمد الجمعية البريطانية لعلوم الرياضة والتمارين (BASES) علماء الميكانيكا الحيوية في واحدة من فئتين: خدمات البحث والدعم العلمي، المتخصصين في مجال الرياضة والميكانيكا الحيوية يكون دورهم أيضا في الجوانب التعليمية والاستشارية.

هذه الفئات الأربع للنشاط المهني مبنية في الأقسام الفرعية التالية وتغطي على نطاق واسع كيف نطبق مهاراتنا. ليس كل الرياضة وممارسي الميكانيكا الحيوية يشاركون بنشاط في جميع هذه الأدوار الأربعة ؛ على سبيل المثال، تم اعتماد البعض منا بواسطة BASES إما لخدمات البحث أو الدعم العلمي بدلاً من كليهما. ومن الممكن ان نحدد مجالا للعمل كما يأتي:-

- البحث العلمي.

- خدمات الدعم اللمي.

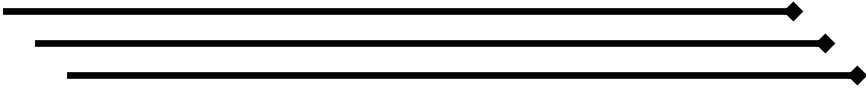
- التعليم ولكافة المستويات.

- الاستشارات العلمية.

ويقدم علماء الرياضة والتمارين الرياضية أنواعًا مختلفة من التحليلات لتناسب احتياجات كل تطبيق ومكانه في الإطار العام للأنشطة الميكانيكية الحيوية، وفي الميكانيكا الحيوية فأن التحليل اما ان يكون نوعيا او كمياً، وسيتم التطرق الى ذلك بالتفصيل خلال فصول هذا الكتاب.

المؤلفون

الفصل الأول



INTRODUCTION

Roger M. Bartlett

المقدمة

نظرة عامة

اصبحت هذه الطبعة من المبادئ الاساسية للبيوميكانيك (BSASES BIOMECHANICS) المؤلفات والمثيرة لتطور المجموعه العاملة في مجال البيوميكانيك، ولسبب كون هذه هي الطبعة الاولى التي يتم نشرها تجارياً، اذ شملت على العديد من الاضافات عن الطبعة الاولى (Bartlett, 1997) التي نشرت منذ عقد من الزمن، ليسس فقط من خلال طرائق واساليب جمع البيانات في التقويم البيوميكانيكي للفاعليات الرياضية بل ايضاً من خلال التأطير النظري الذي اصبح متوافقاً مع الفعاليات الرياضية بشكل اكثر من السابق.

لايزال جمع وتلخيص المعلومات حول التجارب فضلاً عن الاجراءات الحسابية كما في الاصدارات السابقة (1989,1992,1997) الذي يعد مهم لتوحيد المعايير القياسية لجميع الاجراءات البحثية لتحقيق المقارنة وجعلها مثمرة حيث تركز معظم الفصول القادمة اهتمامها على جوانب الانشطة والفعاليات الرياضية من الجانب البيوميكانيكي.

يعرض Carl Payton في الفصل الثاني الاجراءات الخاصة بالتحليل الفيديوي والتغير الرئيسي الذي حدث عن الطبعة السابقة باستبدال التصوير السينمائي بالتصوير الفيديوي، على الرغم من العيوب التي رافقت التصوير الفيديوي من خلال صعوبة تعقب نقاط الجسم، وان برامج التعقب التلقائي للنقاط اصبحت شائعة في بحوث البيوميكانيك والتمارين الرياضية، بذلك اصبح استخدام هذه البرامج لايحتاج الى اي دعم علمي مع تجاوز صعوبة التصوير في المواقع والملاعب الخارجية.

يتم توضيح ذلك بشكل مفصل في الفصل الثالث من قبل Clare Milner، الذي يوضح نظم التحليل الحركي المستخدمة على شبكة الانترنت، حيث كانت أنظمة التحليل الحركي معقدة في الطبعة السابعة، وتمكن مؤلف الفصل من تسهيل التحليل وكان مبدعاً في تغطية هذا الفصل ويستحق التحية.

يبقى استخدام التحليل الحركي بالاستناد الى الصور المستخرجه من التسجيل الأداة الاهم المستخدمة في العمل، في حين ان الفصول الاخرى تناولت تجارب عملية

مثل تجارب (Adrian Lees and Mark Lake) في انظمة قياس القوة والضغط (الفصل الرابع)، و Adrian Burden في القياس الكهربائي للعضلات (الفصل الخامس)، وقياس القوة الديناميكية (المتحركة) Vasilios Baltzopoulos (الفصل السادس)، هذه المعالم غير موجودة سابقا في الطبقات السابقة وكانت التطرق اليها هامشي وخاصة في مجال البايوميكانيك الرياضي، ولم يتم الاشارة الى تقنية استخدام الصور الثابتة وجهاز قياس التعجيل على الرغم من استخدامه بكثرة بصورة واسعة من قبل المتخصصين بسبب صعوبة تقنية الاستخدام سيما في الحركات السريعة.

استندت معلومات جميع الفصول على التجارب، بحيث سعى المؤلفون الى تضمين مقدمة وأسس علمية لتقنيات جمع المعلومات والبيانات والاساليب المعتمدة في اختيار ادوات التحليل (المعدات)، مع توفير الارشادات العملية وطرق تحقيق الموثوقية والصدق في البيانات المتسخرجة ومعالجتها وتفسيرها والنصائح حول ذلك، وأسلوب تهيئة البحث فضلا عن المصادر المستخدمة.

أسهم John Challis في كتابة فصل مهم (الفصل السابع) الذي يبحث في أسلوب معالجة البيانات وحساب نسب الخطأ، اما David Mullineaux فعرض شرح لطريقة تصميم البحوث والاحصاء (الفصل الثامن)، من المعلومات الاكثر اثارا في هذا الكتاب أدرج فصل (نظري) للكاتب Maurice'Fred وكتب Mark Kin Yeadon (الفصل التاسع) عن نموذج المحاكاة بالحاسوب computer simulation modelling في الفعاليات الرياضية ويعد من المعلومات المتقدمة في الكتاب.

ما يفعل ممارسوا الالعب الرياضية والمختصين في البيوميكانيك

صنف الاتحاد البريطاني للرياضة وعلوم التمارين The British Association of Sport and Exercise Sciences (BASES) الخدمات التي يقدمها علم البيوميكانيك الى فرعين الاول: ما يخص البحوث العلمية والدعم العلمي، والثاني: الاستشارات العلمية والتعليمية التي يقدمها المختصون للرياضيين وممارسي الرياضة عموماً، يغطي هذين الفرعين النشاط المهني للمختصين في البيوميكانيك والمساعدة في تطبيق المهارات

الرياضية بشكل صحيح، تم الإشارة اليه في الفئات الأربعة سواء ما يخص البحث او الدعم العلمي.

البحوث النظرية والتطبيقية

جميع البحوث النظرية الأساسية والتطبيقية مهمه في تشخيص المشاكل في الالعب الرياضية، اذ تحقق البحوث التطبيقية الاساس النظري والدعم للعملية العلمية والتعليمية وتسمح بتطوير الابحاث التطبيقية، تحتاج البحوث في البيوميكانيك الى قاعدة بحثية تسند على مزيج مختلط من الجوانب النظرية والتجريبية، فسرت وحددت الكثير من هذه التطبيقات والمشاكل في الفصول 2 - 8.

خدمات الدعم العلمي

توفر الأساليب العلمية من خلال هذه البحوث الدعم المطلوب للرياضيين والمدربين في المملكة المتحدة والقطاع الصحي، أذ من خلال هذا الدور الداعم نستخدم نحن المتخصصين في البيوميكانيك معرفتنا العلمية لغرض تحقيق الفائدة المطلوبة للعاملين معنا، متبوعه بتطوير وانجاز الاستراتيجيات المطلوبة للتدخل.

اولاً، نبحت عن فهم المشكلة وجميع الجوانب المتعلقة بها، ثم تحديد التحليل النوعي أو الكمي والتقنيات المناسبة او المتعلقة بالدعم العلمي، نحتاج في الدعم العلمي للدراسة الى التحليل النوعي أكثر من التحليل الكمي لهذا لم نتطرق له في هذا الكتاب.

من هنا فان التحليل البيوميكانيكي يوفر تفسير دقيق للبيانات ويترجم هذه البيانات الى نتائج مفهومة من قبل الرياضيين او ممارسي الرياضي وحلول للمشاكل على وفق نوعيتها.

يتزايد دور الدعم العلمي للبيوميكانيك من خلال التركيز على تخصصات عديدة، هذا ما يعطي عالم البيوميكانيك دورا واسع، على سبيل المثال ان يكون محلل شامل او متخصص للالعب أو مستشار في مجال تدريبات القوة، فضلا عن مساهمته في العمل في مجالات متعددة طبية او تكنولوجيا الرياضة.

التعليم

أن معلمي الرياضة والمتخصصون في البيوميكانيك الرياضي يتشاركون في طرق تحسين الأداء، مثلاً الانجاز الرياضي، اسباب الاصابات الرياضية ومنع حدوثها، المعدات والاجهزة الرياضية فضلاً عن التأثيرات البدنية بسبب البيئة، تتحقق الفائدة للكثير من الافراد من هذا التعليم مثل المدربين والرياضيين والعاملين في القطاع الصحي والعاملين في المجال الترويحي والهيئات الادارية فضلاً عن الاعلام.

الاستشارات

استشارة علماء البيوميكانيك مطلوب بوصفها خدمة تقدم من خلال التواصل مع العلماء والمهندسين في فروع المعرفة المختلفة، مثلاً فيما يتعلق بتصميم الأجهزة والمعدات الرياضية والتمارين وتشخيص الأصابات.

خدمات التحليل

يقدم علماء البيوميكانيك خدمات تحليل متنوعة تناسب مع الاحتياجات على وفق التطبيق ضمن الاطار العام للبيوميكانيك، ويمكن ان تصنف على أساس التحليل النوعي والتحليل الكمي كما في ادناه:-

التحليل النوعي

اصبح التحليل النوعي يستخدم بشكل واسع من قبل علماء البيوميكانيك لان دورهم تحول من كونهم باحثين الى مشاركين اما بشكل جزئي او كلي من خلال الدعم العلمي المتنوع للمدربين والرياضيين، البعض يتجه الى الجوانب النظرية مثل نظرية الانظمة الحركية (الديناميكية) التي تحتاج الى المشاركة في الكثير من النقاشات في كتب المستوى الجامعي، (Bartlett, 2007).

لايزال يستخدم التحليل النوعي في التعليم والتدريب بهدف توفير التغذية الراجعة بالتفصيل لغرض تحسين وتطوير الاداء وفقاً للسياق الصحيح، كذلك للتمييز بين اداء الافراد، مثل التحكيم في الجمناستك.

فضلا عن استخدامه مقارنة وصفه للاداء مثل التحليل الكمي للمشئي،
بأستطاعة الفرد الذي لديه القدرة على أداء التحليل النوعي لفهم الحركات والتمارين
الرياضية ضمن مجموعه محددة مما يحقق ارتباط ايجابي مستمر باتجاه الافراد
المستفيدين.

في الماضي أُعتبر التحليل النوعي على أنه وصفا أساسياً للحركة، وهذا تغير كثيرا
في الوقت الحاضر من خلال تزايد التركيز على التقويم والتشخيص والتداخل بين
الخطوات العلمية الداعمة، بسبب التغير في انماط وأساليب الحركات والمهارات
الجديدة التي يجب ان يركز عليها القائم بالتحليل (Bartlett, 2007).

التحليل الكمي

السمة الرئيسة في التحليل الكمي توفير المعلومات الكمية التي تم تحديدها
بوصفها ذات صلة بالرياضة او التمارين الرياضية تحت الدراسة.

تشمل المعلومات المطلوبة متغيرات مثل، الازاحه الخطية والزاوية، السرعة،
التعجيل، القوى، العزوم، القدرة والطاقة، التي تستخدم بوصفها تفاصيل لتحليل
التكنيك أو الاداء المخصص.

يبحث البيوميكانيك الرياضي عن البيانات المتسلسلة المتزامنة وليس البيانات
المتقطعة، بالإضافة الى ذلك فأنا ندرس التوافق او تناسق الحركة من خلال على
سبيل المثال المخططات البيانية للزوايا ومراحل الحركة والمستويات والحركات
النسبية، وهذا غالبا ما يتم دعمه من خلال النظريات وقوانين الحركة التي نأمل ان
يتم تطويرها في الطبقات القادمة من هذا الكتاب.

مخرجات التحليل كثيرة ومتاحة للمتخصصين لهذا يجب ان يتم اختيار
المتغيرات المراد تحليلها بشكل دقيق، والاقترار على البيانات المهمة فقط التي وردت
في الدراسات السابقة، مثلا ايجاد معيار مناسب للحركة من خلال ربط المتغيرات التي
وردت او التي بحثت في الدراسات السابقة و من الواضح أن هذه البيانات المسبقة
الاعداد وبعض النماذج البديهية للبيوميكانيك تحتاج الى التحقق والبرهان.

وقد تحدث مشاكل حتى أثناء وجود تدخل واضح مثل أثناء تصوير الفيديو حتى في حالة تنبيه الشخص للبحث، وهذه المشاكل يمكن تجاوزها من خلال السيطرة على الظروف التجريبية من خلال التوضيح الكافي للأجراءات المقترحة واهداف الدراسة، هدف المحافظة على الهدوء يعد الأساس لغرض نجاح التقويم داخل المختبر الذي يعد غير مألوف للمشاركين.

وأثناء اجراء عدة محاولات او تحليلات منتظمة يجب المحافظة على ثبات الشروط في حالة عدم وجود تغيير في الدراسة كما الحال عند مقارنة الحركات في المنافسة والتدريب، مع ضرورة اجراء اكثر من محاولة لغرض تحقيق الصدق والثبات، ليس على حساب المشاركين بل بالتعاون معهم.

التقارير المفصلة

تعد في كثير من الاحيان معايير التقارير في ابحاث البيوميكانيك غير كافية، وهذا بسبب وجود جدال حول اتفاق دولي بشأن عدم الابلاغ عن البحوث مما يسبب أعاقا تطور البحوث الرياضية في مجال البيوميكانيك، وهذا يؤكد على وجود حاجة لتوحيد الآراء حول البحوث.

الاساس في أي عمل توفير جميع التفاصيل الضرورية للباحثين الآخرين في نفس المجال لغرض اجراء دراسة اخرى، يجب ان تكون جميع التفاصيل واضحة وفق ما معمول به في هذا الكتاب.

يجب اتباع هذا المبدأ لجميع اجراءات البحث التجريبية والاساليب الاحصائية وطرق مناقشة البيانات مع التقنيات المستخدمة، قد يكون هناك جدال حول ان هناك بعض البحوث التي اجريت لا تتضمن تفاصيل التجربة وتصميم البحث لكن في كل الاحوال يجب الاشارة الى هذه التفاصيل اذا لم يتم تضمينها.

يجب تضمين البحث الاسس العلمية للطرق المستخدمة والنتائج التي تم الحصول عليها، ان امكانية دعم الدراسات الفردية اصبح غير ممكن بالنظر الى ازدياد الادلة حول التغيرات التي ترافق الحركات الرياضية(الفصل 8).

الآخذ بنظر الاعتبار في عدم اليقين والخطأ في جميع المتغيرات المقاسه من خلال
أجراء مقارنات للشخص نفسه وهذا يسبب مشكلة كبيره في الدراسات الكمية التي لا
تستخدم فيها العلامات التشريحية للجسم، اذ يجب تقييم نتائج الدراسة بالكامل مع
تحديد القيود والاطفاء المتوقعة التي يمكن ان تحدث في جميع مراحل التجربة او
التحليل، ويجب ان تكون هناك صراحه في الحصول على الموافقة المسبقة لجميع
المشاركين لاسباب اخلاقية، وفي جميع البحوث الخاصة بالبيوميكانيك، في الرياضة
يجب أتباع التعليمات التي تم ذكرها سابقاً، الدراسات التي اجريت للمدربين او
الرياضيين او الفئات العمرية الأخرى يجب ان تكون سرية، يجب على الشخص العامل
في مجال البيوميكانيك ان يناقش ذلك مقدماً مع المشاركين (العينه)، ويجب مشاركة
النتائج العلمية المهمة مع ضرورة أخفاء هوية المشاركين في الدراسة، مثلاً قد يطلب
الرياضي عدم إعلان نتائج الدراسة التي اجريت عليه الى المدربين او الرياضيين الآخرين،
من الحكمة في مثل هذه الحالات الاتفاق مسبقاً على مدة زمنية من المحتمل أن تكون
اربعة سنوات مثلاً أذ لا يتم نشر أية نتائج ألا بعد ذلك الوقت وهذا يكون مسجلاً في
اتفاق بين الطرفين.

المصادر

Bartlett, R.M. (1989) Biomechanical Assessment of the Elite Athlete, Leeds: British Association of Sports Sciences.

Bartlett, R.M. (ed.) (1992) Biomechanical Analysis of Performance in Sport, Leeds:

British Association of Sport and Exercise Sciences.

Bartlett, R.M. (ed.) (1997) Biomechanical Analysis of Movement in Sport and Exercise,

Leeds: British Association of Sport and Exercise Sciences.

Bartlett, R.M. (2007) Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human

Movement Patterns, London: Routledge.

Bartlett, R.M., Bussey, M. and Flyger, N. (2006) 'Movement variability cannot

be determined reliably from no-marker conditions', Journal of Biomechanics, 39: 3076–3079.

MacAuley, D. and Bartlett, R.M. (2000) 'The British Olympic Association's Position Statement of Athlete Confidentiality', Journal of Sports Sciences, 18: 69. (Published jointly in the British Journal of Sports Medicine.)

الفصل الثاني

Motion analysis using video

Carl J. Pyton

التحليل الحركي باستخدام التصوير الفيديوي

المقدمة

لعقود طويلة كان التصوير السينمائي الأكثر شيوعاً للعاملين في تحليل حركة الإنسان، بسبب أن الكاميرات السينمائية تمتلك إمكانيات أكبر، وتعد متفوقة على كاميرات الفيديو لوضوح الصورة وسرعة أكبر من التصوير الفيديوي. حدث في العقد الماضي تقدم وتطور كبير في تكنولوجيا التصوير الفيديوي على الكاميرات السينمائية، أذ أن كاميرات الفيديو الحديثة لديها القدرة على تقديم صورة ذات جودة عالية (على الرغم من أنها ليست بنفس جودة التصوير السينمائي) ويمكن للكاميرات ذات السرعة العالية High Speed Camera تحقيق معدلات سرعة عالية مقارنة بالكاميرات السينمائية عالية السرعة.

على العكس من التصوير السينمائي، لا تحتاج معظم تسجيلات الفيديو إلى معالجة وهي متاحة للتشغيل والتحليل المباشر، أيضاً أفلام التسجيل الفيديوي كلفتها قليلة بالمقارنة مع الأفلام السينمائية الباهظة الكلفة، ولقد أدت التطورات والتحسينات التي تحققت في كاميرات الفيديو وانخفاض أسعارها خلال السنوات الأخيرة إلى الابتعاد عن التصوير السينمائي في تحليل الحركات الرياضية والبايوميكانيك.

يستخدم التسجيل الفيديوي عادة من قبل المتخصصين في مجال البيوميكانيك من أجل دراسة تفاصيل الحركة وأنماطها لمختلف الفعاليات والأفراد، على الرغم من وجود أنظمة برنامج تستخدم ضمن الانترنت توفر بديلاً للفيديو (الفصل 3)، ويعد التحليل الحركي من ضمن الطرائق لاستخراج البيانات بواسطة الفيديو وله العديد من المزايا التطبيقية لتحليل الحركة:-

- نظام التحليل الفيديوي بشكل عام أقل كلفة من التحليل بواسطة برامج الانترنت (On- Line) الأخرى.

- أدنى حد من التدخل والتأثير على الأداء الذي لا يسبب على اضطرابات لدى منفذ الحركة، واستخدام النقاط الدالة.

- المرونة والحرية في الاستخدام - يمكن استخدام التحليل الفيديوي في بيئات مختلفة لا يمكن لانظمة الانترنت من التدخل فيها بفعاليه، مثل الملاعب الخارجية، الماء، المنافسات.

- يوفر التسجيل الفيديوي التغذية الراجعة الفورية التي يمكن مشاهدتها من قبل منفذ الحركة فوراً، وهذا ما لاتوفره الانظمة الاخرى.

من خلال المزايا التي ذكرت اعلاه، يبقى التصوير الفيديوي في المستقبل من الطرائق المهمة في تحليل الاداء الرياضي والحركي. ويمكن استخدام التحليل الفيديوي للاداء الفني الحركي او الرياضي في التحليل النوعي او الكمي، يشمل التحليل النوعي المراقبة التفصيلية للاداء الفني، من خلال عرض صورة الفيديوي على شاشة التلفزيون او الحاسوب ويتم ملاحظتها في الوقت الحقيقي، الحركة البطيئة من خلال تسلسل الصور الواحدة بعد الاخرى، يسمح النظام ايضاً بالعرض الامامي والجانبى في آن واحد لغرض اجراء تحليل متكامل ودقيق، أن الغرض الاساسي من التحليل النوعي تحديد جودة الاداء الفني واعطاء التغذية الراجعة للاعب او المتعلم لغرض التصحيح، فضلاً عن استخدامه بوصفة وسيله لتحديد اهم المتغيرات الكمية المؤثرة في الحركة لغرض تحديد القيم الرقمية.

في حين يشمل التحليل الكمي استخراج القياسات التفصيلية الدقيقة للمتغيرات المؤثرة الرئيسة في الاداء، وفي هذه الحالة الاجهزة المستخدمة في هذا النوع من التحليل اكثر تطوراً ودقه من تلك التي تستخدم في التحليل النوعي من حيث اجراءات المعالجة والتحليل وتسجيل البيانات الصحيحة.

يحتاج التحليل الكمي الى وقت طويل وجهد كبير وغالباً ما يحتاج الى تحديد النقاط التشريحية للجسم (في الغالب 18 نقطة او أكثر أثناء تحليل نموذج كامل للجسم) وفي عدد كبير من الصور ضمن التسجيل.

تمثل النقاط النموذجية المختارة لاغراض التسجيل مراكز الاجزاء مثل مركز مفصل الركبة، نهاية القدم، أو اجسام خارجية (أدوات رياضية - كرة او مضرب)، خلال التحليل الثنائي الابعاد ومن ثم فلترة النتائج قبل استخدامها لغرض احتساب

وقت زمن الازاحات الخطية والزاوية، اضافة الى معلومات اخرى حول السرعة والتعجيل عن طريق حساب الوقت في الثانية الاولى - الثانية لهذه الازاحات، تعتمد دقة هذه البيانات على التقنيات المستخدمة في استخراج البيانات المطلوبة (سيتم مناقشتها في الفصل السابع).

يمكن ان توفر المعلومات الوصفية Kinematic من خلال الحصول على البيانات في سبيل تحديد متغيرات الاداء الرئيسة مثل (زاوية النهوض اثناء القفز)، يتم الحصول على مثل هذا البيانات من خلالها المقارنة بين لاعبين مثل لاعب متقدم وآخر مبتدئ، او اداء قبل وبعد التعب، او تقييم أثار التدريب على الاداء خلال موسم مختلفة.

أن فهم الاسباب المؤثرة على شكل الاداء الحركي (التكنيك) من خلال اللجوء الى اجراء تحليل كمي مفصل، والاسلوب الاكثر شيوعاً هنا التحليل الديناميكي العكسي (طريقة لحساب القوى والعزوم المؤثرة في حركة الاجسام من خلال المعطيات الكينماتيكية وكتلة الجسم والقصور الذاتي، ويعتمد على الحركة الديناميكية للجسم) (سيتم شرحه في الفصل التاسع)، أذ تتضمن هذه الطريقة حساب المتغيرات الحركية للاداء مثل (قوى رد الفعل، وقوى العزوم) التي يتم الحصول عليها من خلال معلومات التحليل، يحتاج أجراءات حساب التحليل الديناميكي العكسي أيجاد بيانات مشتقة ثانية مثل التعجيل الخطي والزواي لجزء من الجسم بعد تحليله، تتطلب أيضاً معلومات عن القصور الذاتي للجسم (الكتلة، وعزم القصور الذاتي)، حساب الزخم والقوى لمفاصل الجسم وينتج عنها بعض الاخطاء، الا اذا تم التحليل بحذر ودقه لتقليل الاخطاء في المعلومات الاولى للتحليل.

النتائج المفسرة من خلال التحليل الديناميكي المعكوس من المحتمل لا تكون بنفس وضوح التحليل الحركي الا أنها توفر قيم دقيقة للقوى المؤثرة للعضلات العاملة على المفصل، وفي الوقت نفسه لا توفر معلومات عن قوى التلامس بين العظام او عزوم العضلات بشكل منفرد، أو المجموعه العضلية حول المفصل، مع ذلك توجد محددات حول التحليل الديناميكي المعكوس (Winter1990)، وتوضح هذه الطريقة

من قبل المختصين في البيوميكانيك من خلال فهم اكثر لعزوم القوى المؤثرة على الهيكل العظمي - العضلي أثناء أداء للتمارين والمهارات الرياضية، وأكثر مما يمكن الحصول عليه من خلال التحليل المجرد لشكل الاداء الحركي.

أهمية المعدات المستخدمة

من المهم اختيار المعدات المناسبة أثناء اجراء التحليل الحركي باستخدام الفيديو، والمكونات الرئيسية لنظام التحليل الفيديوي:-

- يتم تحديد كاميرات فيديو لغرض تسجيل الحركات وفقا لسرعة الاداء او المهارة المطلوب اختبارها.

- سعه التسجيل او الخزن للصور من الكاميرا من المحتمل أنها جزء من الكاميرا او جزء خارجي مثل قرص صلب.

- جهاز اعادة العرض بهدف عرض الصور لاغراض التحليل الكمي او النوعي.

- Co-ordinate digitizer وهو نظام رقمي يعمل على تقييم مدى دقة تحديد النقاط والقياسات المعتمدة لجسم اللاعب او الشخص اثناء الاداء، خاصة اذا كان هناك اكثر من مشارك.

- برنامج خاص للتحليل الحركي (Motion Analysis Software*) ليستطيع المستخدم من حساب المتغيرات المختارة للاداء الحركي.

كاميرات الفيديو

عند اختيار الكاميرا المناسبة للتحليل البيوميكانيكي لاي نشاط او تمرين رياضي او مهارة، فأن الميزات التي يجب النظر اليها:-

- جودة الصورة.

- سرعه الكاميرا (تناسب طرديا مع سرعة الاداء).

* توجد العديد من أنظمة التحليل الحركي والتي من الممكن ان تستخدم وهي تختلف فيما بينها من حيث الامكانيات المتاحة

- سرعه غلق العدسة (High Speed- shutter).

- حساسية الضوء (الاضاءة).

- المزامنة بين الكاميرات المتعددة وكذلك أجهزة القياس الاخرى المستخدمة في التجربة (gen-lock capability).

- مكان خزن التسجيل على قرص صلب او شريط فيديو.

جودة الصورة

تتكون صورة الفيديو من صف او نسق ثنائي الابعاد يدعى بالبكسل (Pixel)، الصورة او الفريم Fram في الفيديو تتكون من نصفين الاول يتكون من الخطوط الافقية عبارة عن ارقام فردية والآخر يتكون من خطوط بارقام زوجية، تستخدم جميع كاميرات الفيديو بانواعها طريقتين لالتقاط الصورة اما طريقة المسح التدريجي او طريقة المسح الشبكي، تقوم كاميرات طريقة المسح الشبكي بأستخدام مسح الحقل الاول يتبعه الثاني وهكذا تباعاً، في طريقة المسح التدريجي تسجل الكاميرا أطراً كاملاً ويتألف من صفين في اطار متطابق، توفر بعض الكاميرات ميزة لالتقاط الصور بكلتا الطريقتين، لايمكننا في طريقة المسح التدريجي استخدام خيار التحليل بسرعه 50 صورة/ثانية لعرض الصور الفردية، ان الذي يحدد دقة الصورة وجودتها عدد وحجم البكسلات.

يوجد العديد من المعايير المختلفة لكاميرات التصوير الفيديوي التي تختلف باختلاف الشركات المصنعه، هذا بطبيعة الحال يولد مشاكل في توافق انظمة التحليل، على سبيل المثال كاميرا فيديو رقمية تم شراؤها من الولايات المتحدة الامريكية من الممكن ان لاتتوافق مع نظام العرض المستخدم في بريطانيا، أذ يستخدم نظام العرض PAL في غرب اوربا ماعدا فرنسا، واستراليا ومناطق عديدة من غرب افريقيا، الهند والصين. أما نظام SECAM فيستخدم في بلدان فرنسا وشرق اوربا، وكلا النظامين يحتويان على 625 خط افقي من البكسلات وهذا راجع الى الوضوح

العمودي، أما نظام NTSC فهونظام مستخدم في امريكا الشمالية واليابان ويحتوي على 525 خط من البكسلات.

يحدد الحد الاقصى للوضوح العمودي لصورة الفيديو وفقا للنظام الفيديو المستخدم وهنا لابد من ان نشير ان الارقام التي في الصورة المعروضة هي اقل من الارقام التي ذكره وتتحدد طبعا من المواصفات الخاصة بمعدات الفيديو المستخدمة.

خلال العامين الماضيين ظهر نظام جديد للتسجيل الفيديوي يدعى HDV* ومن المرجح ان يحل مكان المعايير السابقة، أذ يسمح هذا النظام بتسجيل صور عالية الدقة (HD) وإعادة تشغيلها بنفس الجودة، وهذه الكاميرات متوفرة بأسعار مقبولة، يتراوح معدل الخطوط العمودية للوضوح من 720- 1080 خط، لذا عند اتخاذ القرار بشراء واحدة من هذه الكاميرات يجب التأكد من وضعيه التسجيل واعادة التسجيل وهل تعمل بالطريقة المسح الشبكي او التدريجي وعدد الخطوط و 720 أو 1080 وبشكل توافقي، على سبيل المثال في اجهزة العرض الفيديوي التي تم ذكرها سابقا هناك عد من الانظمة المتاحة وتختلف بالدقة:-

VHS-C، VHS- ونظام 8 ملم كلها توفر 240-260 من الخطوط الافقية.

S-VHS-C، S-VHS- و Hi-8 فيديو والتي توفر 400 خط افقي.

Digital 8 & mini DV يصل على الاقل لغاية 500 خط افقي.

HD (High Definition) فيديو يوفر 720-1080 خط افقي مع 1280-1920

بكسل في كل خط.

* ملاحظة: ظهرت انظمة اخرى حديثة بعد سنة من اصدار هذا الكتاب لذا اقتضى التنويه (المترجمان)



(b)



(a)

الشكل 2.1 (a) كاميرا عالية السرعة تصل الى أكثر من 2000 صورة/ثانية. (b) المعالج الخاص بالكاميرا. (Processor)

كاميرا متخصصة مثال (Photron Fastcam Ultima APX) في الشكل 1، بإمكانها التسجيل بجودة عالية أعلى من التي ذكرت أعلاه حتى ضمن نظام أو تنسيق فيديو معين مثل mini DV، يمكن أن يؤثر هذا على جودة الصورة، تتأثر جودة الصورة بشكل كبير بجودة مستشعر الصورة الموجود والذي يكون مسؤولاً على تحويل الضوء المنعكس من الجسم إلى إشارة كهربائية، والنوع الأكثر شيوعاً من مستشعر الضوء هو جهاز الشحن المزدوج (CCD)، تمتلك معظم الكاميرات المعروضة جهاز استشعار

منفرد، وتمتلك بعض الكاميرات العالية الجودة ثلاث اجهزة استشعار واحد لكل لون رئيسي وهذا الذي يحدد جودة الصورة، وهناك بديل لـ CCD، يسمى مستشعر لأشبه الموصلات المعدنية (CMOS)، ويحتاج الى طاقه اقل من CCD، ويستخدم في الوقت الحاضر في بعض كاميرا الفيديو القياسية والعالية السرعة.

معدل سرعة الصور (التردد) (Frame rate)

في التسجيل الفيديوي، فأن مصطلح Frame يشير الى الصورة التي يتم تسجيلها او التقاطها في لحظة زمنية (Greaves، 1995) لذلك فأن معدل الصور يتعلق بعدد الصور المسجلة في الثانية الواحده (وهذا متعلق بسرعه التردد المحددة في الكاميرا) نظام PAL تكون سرعته 25 صورة /ثا*، في حين ان نظام MTSC تكون السرعه 30 صورة/ثا او 30 هرتز، اذا التقطت الكاميرا الصور بطريقة المسح المتداخل فسيكون كل فريم او صورة مكوناً من حقلين (B،A) مما يعني مثلاً ان صورة فيديو ذات دقة ووضوح عمودي يتكون من 480 خط سيتكون كل حقل من 240 خطا فرديا والحقل الاخر من الخطوط المتساوية، ومن خلال استخدام الاجهزة والبرامج المناسبة يمكن عرض الصور بشكل منفرد او متسلسل مما يتيح اخذ القياسات لغاية 50/1 من الثانية ويصل الى 60/1 من الثانية لكن على حساب تقليل جودة الصورة، ان سرع التردد للكاميرا في بعض الرياضات قد يكون قليلاً وفي رياضات اخرى نحتاج الى كاميرات ذات سرع عالية، ومن الممكن ان تكون الكاميرات عالية السرعه كاميرات غير رقمية (Analogue) او رقمية (Digital) للمزيد من المعلومات راجع (Greaves، 1995)، وعلى الرغم من الكاميرات التي تصل سرعتها الى 2000 هرتز متوفرة الا أن الكاميرات التي تتراوح سرعها من 100-500 هرتز تكون ملائمة لمعظم الفعاليات الرياضية لاجراض التحليل البايوميكانيكي.

على الرغم من أن الجيل الاول للكاميرات عالية السرعه كانت تخزن التسجيل على شريط أما في الجيل الحالي من الكاميرات اما ان يكون التسجيل على ذاكرة خارجية تتمثل بـ رام RAM او ترتبط مباشرة بجهاز الكمبيوتر (القرص الصلب) من

* يستخدم مصطلح هرتز Hz للتعبير عن سرعة الكاميرا في المصادر الاجنبية يقابله في المصادر العربية مصطلح صورة/ثا.

خلال توصيلات مخصصة.. احدى المشاكل التي تواجه التسجيل في الذاكرة الخارجية RAM هي فترة التسجيل او التخزين المحدد ففي الكاميرات السريعة وبدقة تسجيل تتراوح من 1024x 1024 بتردد 2000 Hz لمدة 3 ثانية يحتاج الى سعة تخزين تصل الى 8 غيغابايت.

سرعه غالق العدسة High-Speed Shutter

في معظم البحوث الخاصة بالبايوميكانيك التي تستخدم التصوير الفيديو فأن الكاميرات التي تحتوي على سرعة غالق العدسة High-Speed Shutter هو ضروريا، حيث هذا الغالق محدداً لمقدار الوقت لاستشعار الضوء في التصوير (CMOS, CCD) وهو الجزء الذي يتعرض للضوء.

كاميرات الفيديو الحديثة تستخدم غالق الكتروني والذي يعمل على زيادة سرعة الغلق او تقليها، عند استخدام سرعة غلق قليلة فأن مستشعر الصورة سوف يسمح بمرور كمية اكبر من الضوء لفترة زمنية طويلة نسبياً وهذا ممكن ان يؤدي الى تسجيل صورة غير واضحة او مشوشة، والضبابية او عدم الوضوح يتعلق بسرعة الحركة التي يتم تحليلها.

من الضروري ان يكون هناك تحكم يدوي بالسرعة في الكاميرا، أن هذا يسمح للمستخدم بتحديد سرعة غالق (ان هذا المصطلح فهو يمثل مقدار الوقت الذي يبقى فيه غالق العدسة مفتوحاً) وهو يتناسب مع نوع النشاط او الاداء المراد تحليله وظروف الاضاءه المتوفرة.

عادة، كاميرات الفيديو توفر سرعة غالق تتراوح بين 60/1 4000/1 من الثانية يجب ان يلاحظ ان ليس كل الكاميرات بها تحكم يدوي ويجب تجنب اختيار الوضع الرياضي في التصوير لأن سرعه الغالق المرتبطة بهذا الوضع قد تكون غير كافية للاداء الرياضي السريع.

التحكم اليدوي بالعدسة وحساسية الضوء

القزحية أو التحكم بالعدسة IRIS هي عنصر يتحكم بنظام عدسة الكاميرا الذي يتحكم بفتحة العدسة (الفجوة قابلة للتعديل في القزحية) من أجل تنظيم كمية الضوء الساقط على مستشعر الصورة.

إذا تم السماح بمرور الكثير من الضوء عبر العدسة (الفتحة الكبيرة) ولفترة طويلة تكون النتيجة صورة ذات سطوع كبير، أما إذا كان مرور الضوء قليل أي ان فتحة العدسة قليلة فأن ذلك يؤدي الى صورة مظلمة.

تحتوي كاميرات الفيديو على تحكم تلقائي في فتحة العدسة يتم ضبطه باستمرار لغرض ضمان مرور الكمية المناسبة من الضوء وهناك بعض الموديلات تحتوي على تعديل يدوي لفتحة العدسة، وهذا ضروري في حالات إجراء تصوير لأغراض التحليل البايوميكانيكي، مثلاً في حالة السرعة العالية للغالق فأن ذلك يستخدم في حالات الاضاءة المنخفضة ويجب فتح العدسة بشكل اكبر اكثر من الوضع التلقائي، من العيوب في هذا الوضع هو حصول تداخلات في الصورة تحتاج الى فترة لغرض الحصول على الصورة المطلوبة للتحليل.

كاميرات الفيديو تحتوي على الحد الأدنى لمستوى الاضاءة لغرض التسجيل ويستخدم مصطلح قياس (لوكس Lux) حينما تكون قيمة الاضاءة 1 لوكس مع كاميرا تعمل بالحد الأدنى من الاضاءة فأنها ستعمل بشكل افضل في ظروف اضاءة منخفضة من 1 مع تصنيف 3 لوكس.

أمكانية القفل العام (المزامنة) Gen-lock capability *

بالنسبة للتحليل الثلاثي الابعاد، يستحسن ان يتم تشغيل غالق الكاميرتين بشكل متزامن وهذا يعني ان تكون الكاميرات مربوطة بكبيل خاص مع القفل الخاص بذلك.

لسوء الحظ فإن معظم الكاميرات القياسية لا تمتلك امكانية المزامنة وحتى الكاميرا عالية الثمن لا توفر هذه الميزة، اذا كانت الكاميرا المستخدمة لا تمتلك هذه الميزة فإن الابعاد الخاصة بالتحليل الثنائي الابعاد يتم الحصول عليهما من كل كاميرا على حده، وفي هذه الحالة يجب مشاهدة التسجيل واستيفاء البيانات ثم المقارنة عن الطريق الفرق الزمني بين الغالقين لكل كاميرا، لن يكون الفاصل الزمني اكثر من نصف معدل سرعة التصوير لكل كاميرا مثلاً في سرعة 25 هرتز فإن الفارق يكون $20 > \text{م/ثا}$ ، افضل طريقة لحساب الفارق الزمني هو وضع ساعة توقيت او مقياس زمني واضح لجميع الكاميرات في موقع التصوير، وبما أن ذلك غير ممكن مثلاً عند التصوير في المنافسات او البطولات فإن هناك طريقة تعتمد على دلالة نقاط الجسم المؤشرة مقترح من (Yeadon and King، 1999)، عوضاً عن ذلك فإن برامج التحليل الحديثة مثل SIMI تقوم بقياس الفارق الزمني بين الغالق لكل كاميرا اذا تم التصوير بالكاميرتين في وقت واحد وتم التحويل الى القرص الصلب من خلال البرنامج، في برنامج Real Time فإن البرنامج سيقوم بتحويل الاحداثيات ثنائية الابعاد وحذفها بشكل تدريجي لتمكين من اعادة بناء التحليل ثلاثي الابعاد مباشرة.

وسط التسجيل Recording medium *

توفر كاميرات الفيديو تسجيل الصور على شريط فيديو وهذا يعتمد على نوعية التحليل الذي يتم أجراؤه، ففي حالة التحليل النوعي فإن الحركة او الاداء المسجل يمكن إعادة عرضه من الشريط مباشرة وبالحركة العادية او الحركة البطيئة من خلال برنامج عرض فيديو مناسب دون الحاجة الى استخدام برامج التحليل بالكمبيوتر، ومن الممكن ان يختار المستخدم لقطات معينة من الشريط للتحويل ال

* هذه الطريقة تستخدم في حالة وجود اكثر من كاميرا وكذلك ارتباط اجهزة اخرى مثل لوحة قياس القوة لغرض المزامنة بين جميع الكاميرات للبدء بوقت واحد
* التسجيل الذي يتم حفظه لاغراض الحفظ او التسويق يكون منسوخ بشكل رقمي.

جهاز الكمبيوتر ويتم تخزينها على شكل ملفات MPEG، AVI ... الخ بمساعدة برامج التحويل المناسبة وهذه يمكن عملها من خلال عند اعادة تشغيل الشريط، على سبيل المثال عرض لقطات او مقاطع فيديو متعددة في وقت واحد، ومن الممكن اجراء التحليل الكمي اذا تم استخدام البرنامج المناسب لمعالجة البيانات.

جهاز خزن التسجيل HDD

عادة يتم خزن الصور التي يتم تسجيلها في الكاميرا في الذاكرة الموجودة في الكاميرا HDD او الذاكرة العشوائية RAM او الفلاش FLASH ومن ثم الى جهاز الكمبيوتر لكي يتم معالجتها لاغراض التحليل الكمي، من الممكن ان يتم هذا الاجراء لعملية خزن الصور خلال العمل الفعلي او بعد انتهاء التصوير وهذا يعتمد على عدد من العوامل مثل نوعية الكاميرا ومواصفاتها وبيئة التصوير، ففي حالة الكاميرات التي يتم التسجيل فيها على شريط او بها ذاكرة او HARD فإن النقل يتم بعد انتهاء التصوير وهو الخيار الوحيد في غالبية الكاميرات عالية السرعة بسبب حجم البيانات المنقولة يكون اعلى من قدرة النظام، في معظم حالات الكاميرات ذات سرعه 50 هرتز القياسية وبعض الكاميرات عالية السرعة يمكن التحويل مباشرة الى الكمبيوتر خلال الوقت الفعلي باستخدام البرامج المناسبة والاتصال المناسب حيث يمكن التقاط او نقل البيانات من كاميرتين او اكثر في وقت واحد في الوقت الفعلي، ولكن يجب الانتباه الى العوامل الآتية:-

- مواصفات جهاز الكمبيوتر:

نحتاج لتحويل الفيديو المسجل الى جهاز حاسوب بنفس الوقت الفعلي الى وجود اتصال Firewire يدعى Dvin، LINK، ويعد جزء لا يتجزأ من اي جهاز حاسوب ويتم توصيله من خلال منفذ USB او PCI ويستخدم بطاقة او كارد من نوع PCMCIA (لأجهزة اللابتوب)، بالنسبة للكاميرات الرقمية العالية السرعه نحتاج الى منفذ 2.0 USBK او منفذ Ethernet لتنزيل البيانات، كل ذلك يكون بشكل متناسق ودقيق ضمن برنامج رقمي متماثل.

تحتوي جميع الحواسيب المحمولة الحديثة على معالج سريع وذاكرة عشوائية RAM كافي لاجل ادارة البيانات المنقولة من الفيديو الرقمي القياسي (Firewire) يدعم معدلات النقل تصل الى 400 ميغابت/ثانية وهذا اكثر من كافي للفيديو DV، ومن الامور الهامة توفر مساحه كافية على قرص الحاسوب، على سبيل المثال إن حجم ملف فيديو غير مضغوط مدته 5 ثانية بدقة 526X720 بكسل يحتاج الى مساحه مقدارها 18 ميجابايت، وان اربع دقائق من الفيديو الرقمي غير المضغوط تحتاج الى مساحه على القرص مقدارها (1جيجابايت) تقريبا.

- برنامج التحويل Capture Software

يستخدم برنامج التحويل Capture لتحويل او ترميز الفيديو الى ملف ضمن التنسيق المطلوب وتعد الاعدادات التي تم وضعها قبل التصوير مهمة.

يجب ان يكون التحليل الكمي امتداد او تنسيق ملف للفيديو (AVI, MPEG) متوافقاً مع برنامج التحويل الرقمي، وان يكون بأعلى جودة ممكنة مع المحافظة عليها باستخدام البرامج مناسبة لضغط الملف في حالة الضرورة.

نظام اعادة تشغيل الفيديو Video playback system

يجب يمتلك النظام المستخدم لاعادة التشغيل وعرض الصور في التحليل النوعي او الكمي القدرة على تثبيت الصورة بدون حدوث اي اهتزازات، ويسمح أيضا باعادة التشغيل بالصورة البطيئة والوقت الحقيقي.

في أسلوب التحليل النوعي يربط جهاز التسجيل الفيديو الرقمي او العادي (VCR) بشاشة التلفزيون، الذي يعد خياراً ممكناً مع ضرورة امتلاكه قابلية ايقاف المؤقت للصورة. في حالة الفيديو العادي Analog مثل S-VHS, VCR الضروري الذي يمتلك خاصية تثبيت الصورة، وتتيح اجهزة تسجيل الفيديو المتقدمة (الاحترافية) امكانية عرض الفيديوات الفردية، مما يوفر سرعه 50 هرتز/ثانية مقارنة بالموديلات المنزلية التي تعمل بسرعه 25 هرتز، هذا مهم جداً أثناء تنفيذ التحليل للحركة البطيئة، أذ

تتأثر جودة الصورة على الشاشة بجودة المصدر ومواصفات جهاز التسجيل ونوع التوصيله المستخدمة للربط (DVI،HDMI) ونوع الشاشة.

تقدم شاشات العرض من نوع CTR دقة عالية للصورة، ولايمكنها عرض مصدر رقمي بشكل مباشر على عكس شاشات LCD التي تختلف في ذلك وبحسب الدقة الموجودة في الشاشة (480X640، XGA، 768X1024، شاشة عالية الدقة 1366X768) يمكن لبعض انواع من شاشات LCD عرض تسجيلات Analog فقط، الى جانب بعض التسجيلات الرقمية ويمكن للانواع الاخرى امكانية العرض الكاملة لكلا النوعين، ويكون التشغيل في التحليل الكمي للفيديو من خلال شاشة الكمبيوتر، أذ تتم المعالجة بالحاسوب وتعرض على الشاشة، ومن الطبيعي أن تعتمد جودة الصورة على وجود بطاقة (كارد) الشاشة والبرنامج المستخدم واعدادت الشاشة وبرنامج التحويل الرقمي المستخدم.

المحول الرقمي أو المنسق Co-ordinate digitizer

لغرض إجراء التحليل الكمي نحتاج الى محول او منسق رقمي ينشأ أحداثيات (Y.X) لجميع النقاط الموجودة في الفيديو، مثل النقاط التشريحية ليتم تسجيلها، هذا عبارة عن تطبيق لبرنامج يعمل على عرض صورة الفيديو الثابتة على شاشة الحاسوب مع وجود مؤشر يتم التحكم به يدويا من قبل المستخدم، من اهم الخطوات توخي الدقة في التقييم للنقاط، هذا يوفر معالجة الحد الأدنى للفصل بين نقطتين على الشاشة ليتمكن النظام من اكتشافها وتشخيصها، هذا يعتمد على دقة التقييم Digitizer.

توفر عملية Digitizer في الوقت الحالي أنظمة ذات دقة قياس عالية مقارنة مع النظم القديمة، هذا يتحقق من خلال مجموعة التكبير الموجودة ومؤشر البكسل الفرعي subpixel على سبيل المثال يعرض QINTIC BIOMECHANICS.UK صورة الفيديو القياسية غير المكبرة بدقة 720 افقي و 526 عمودي ويمكن زيادة هذه الابعاد من خلال التكبير بمقدار 10 مرات الحد اقصى، هذا يوفر دقة قياس تصل الى 0.05%، يجمع نظام التقييم الذي تم تطويره في جامعه Loughborough بين التكبير

أربع مرات ومؤشر البكسل الفرعي لانتاج دقة رقمية تصل الى 12.9X288,216 (Kerwin, 1995)، تجدر الإشارة أن جودة إشارة الفيديو غير جيدة او صورة عالية الوضوح، سيؤدي ذلك الى حدوث تشوهات في الصورة أثناء التكبير.

أجراءات جمع البيانات Data Collection procedure

خلال القيام بالتحليل الكمي يجب ان تحدد الاجراءات بعناية وان يتم اتباعها بدقة وفي جميع المراحل، هذا يقلل أثناء التحليل الاخطاء النظامية فضلاً عن الاخطاء العشوائية (random and systematic errors)، وحتى أثناء اجراء التحليل النوعي تساعد اجراءات التسجيل الجيدة على انتاج فيديو ذو جودة عالية.

قد يكون التحليل الكمي ثنائي أو ثلاثي الابعاد وفقاً لما ذكر، ولغرض جعل العملية أبسط يجب تحليل المستوى الذي حدثت فيه الحركة، أما أذ تمت القياسات خارج هذا المستوى سيحدث بها خطأ وعدم دقة، هذا يشمل الفعاليات التي تبدو ثلاثية الابعاد مثل المشي Gait، التي من المحتمل ان تشمل الحركات في اكثر من مستوى هنا لا يتمكن التحليل الثنائي الابعاد من اجراء التقييم بدقة عالية، نستطيع من خلال التحليل الثلاثي الابعاد تحديد الابعاد المكانية الحقيقية للاداء وأزالة احتمالية الخطأ الظاهري، في هذه الحالة تصبح الاجراءات معقدة اكثر والمعدات ايضاً.

التحليل ثنائي الابعاد

تحدد الإرشادات والتعليمات لغرض تقليل الاخطاء المنهجية والعشوائية في الاحداثيات الثنائية الابعاد التي تنتج من خلال تسجيل الفيديو، أذ سيزيد من دقة البيانات التي سيتم الحصول عليها لاحقاً من هذه الاحداثيات بالاستناد الى تقارير (Bartlett, 1997b) وما ذكر في النصوص السابقة (Miller and Nelson, 1973; Smith, 1975).

أعداد الأجهزة Equipment setup

تثبيت الكاميرا على حامل ثلاثي، من الأمور المهمة في التصوير الثنائي الأبعاد ثبات الكاميرا وتشاهد مجال الأداء كاملاً من خلال مجال الرؤية، هذا يتيح تحديد الحركة بالنسبة للمعيار المحدد calibration.

يحتوي نظام التصوير الثنائي الأبعاد على كاميرات تشمل تتبع أثناء تنفيذ الأداء على مسار طويل (مثال Chow، Gervais et al. 1989، 1993)، وبما أن هذه الطريقة تحتوي على تحريك الكاميرا نسبة إلى مكان الأداء لذا يجب إجراء التصحيحات الحسابية لهذه الحركة إذا كان الهدف الحصول على أحداثيات ثنائية الأبعاد للحصول على الدقة.

- وضع الكاميرا في أبعد مسافة بالنسبة لمكان الأداء

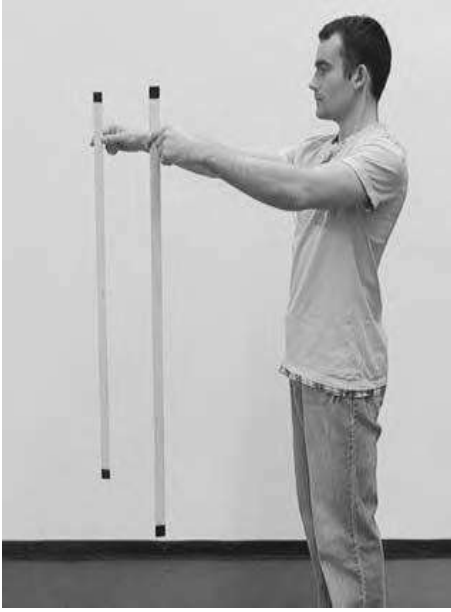
توضع الكاميرا في أبعد نقطة للحصول على كامل جسم المؤدي ضمن إطار الصورة، هذا الإجراء يؤدي إلى خطأ المنظور الناتج عن الأداء الذي يقع خارج الأطار المحدد (انظر الشكل 2.2).

تساعد خاصية العدسة للكاميرا في التقريب Zoom in، والحفاظ على حجم الصورة من مسافة بعيدة، مع ملاحظة أن جودة الصورة ستخفض إذا كان التصوير بكاميرا رقمية لمسافة تقع خارج نطاق التقريب المسموح به في الكاميرا.

- زيادة حجم الصورة

لغرض تحقيق الدقة في التحويل الرقمي يجب أن تكون صورة الأداء في أكبر حجم ممكن، لذلك من المفضل أن يتم التكبير ليشمل كامل مجال الأداء (الرؤية) مع وضع هامش خطأ قليل.

في الفعاليات التي فيها مسار أداء طويل مثل القفزة الثلاثية، استخدام كاميرا ثابتة واحدة لا توفر حجم مناسب للتصوير لاجل التحليل الكمي، في مثل هذه الحالات يستخدم أكثر من كاميرا مع وجود تزامن لغرض إجراء التصوير بالتتابع.



(B)



(A)

الشكل 2.2 التباين الظاهريين الحالتين من خلال النظر الى اطوال العمودين عند التسجيل بكاميرا على مسافة (3 م) الصورة (A) ونفس الكاميرا على بعد (20 م) (B) مع ملاحظة ان المسافة بين العمودين في كلتا الحالتين هي بعرض الكتفين.

- التحكم بالبعد البؤري للكاميرا يدوياً

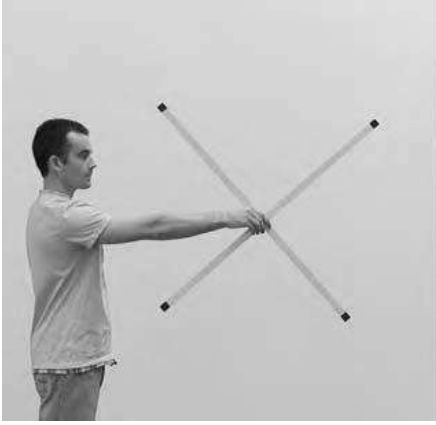
تحتوي معظم الكاميرات على نظام تلقائي لضبط البعد البؤري للعدسة، ولا يمكن الاعتماد عليه أذ يجب ضبط الكاميرا في وضع التحكم اليدوي، ولغرض الحصول على صورة واضحة وجيدة التركيز يجب تكبير اي جسم في مستوى الحركة والتركيز يدوياً الى الوضع المطلوب ضمن مجال الاداء.

- التعامد بين المحور البصري للكاميرا ومستوى الحركة

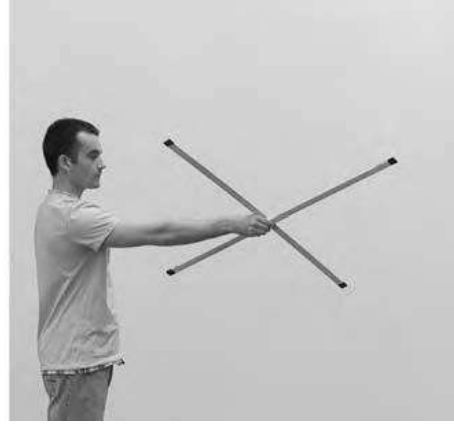
لا تخضع الحركات التي يتم تنفيذها ضمن مستوى الحركة لاختفاء منظورة في مرحلة التقييم للنقاط اذا كانت الكاميرا (العدسة) عمودية على مستوى الحركة، وبما ان الحركة البشرية غير مستوية في معظم الاحيان فمن الضروري ان يحدد اي جانب من الاداء يعد الاهم وفي اي مستوى يحدث، على هذا الاساس تثبيت الكاميرا وفقاً

لذلك ليكون هناك خط مستقيم من عدسة الكاميرا الى مركز الأداء ضمن مجال الرؤية، توجد طرق مختلفة لمحاذاة المحور البصري للكاميرا المتعامد مع مستوى الحركة.

الاجراء الاعتيادي هو استخدام الزاوية الصحيحة للمثلث بحيث تكون الابعاد المنظورة بنسب (5:4:3)، الفشل في تحقيق التعامد بين الكاميرا (العدسة) ومستوى الحركة وباختلاف بضع درجات ممكن ان يؤثر على دقة التحليل (Brewin and Kerwin، 2003)، حتى مع تحقيق التعامد بشكل صحيح، فأن الحركة التي تحدث خارج مستوى الحركة يؤدي الى التأثير في قيم الزاوية المقاسة شكل (2.3).



(A)



(B)

شكل 2.3: يوضح التشوه الذي يحدث في شكل الزاوية عند حدوث الحركة خارج مستوى الحركة، القيم الحقيقية للزاوية في A، B في الصورة A هي 90^0 ، في الصورة A تظهر اكبر من 90 وفي الصورة B تظهر اقل من 90 لان مجال التصوير (الاطار) لم يعد ضمن مستوى الحركة.

- أحداثيات الخط العمودي

لغرض تحقيق اطار دليل حقيقي رأسي وأفقي يجب ان يتم تسجيل دليل عمودي واضح مثل خط التوصيل بعد اكتمال اعداد تثبيت الكاميرا، أذ يتم تصحيح اي ترقيم لاحق وفقا لاحداثيات الخط العمودي.

تسجيل المقياس المستخدم (مقياس الرسم)

يجب استخدام مقياس معروف الأبعاد بدقة ضمن مستوى الحركة، لغرض إمكانية حساب القيم من خلال الصور ضمن الأبعاد الحقيقية التي يتم تنسيقها بعد عملية تحديد النقاط (الترقيم)، هذا التسجيل لا يتم إلا بعد الانتهاء من تثبيت الكاميرا واعدادها نهائياً.

يعد استخدام مقاييس الأبعاد الأفقية والعمودية أمراً ضرورياً بسبب قيام شاشة الحاسوب بعرض الصورة من خلال النسبة بين العرض الى الارتفاع لذلك فهناك احتمالية حدوث تشوه في حالة البعد الواحد.

لأجل تقليل الخطأ في عملية القياس يجب ان تكون ابعاد القياس ضمن الحدود المحددة لمجال الاداء بنسبة جيدة من العرض والارتفاع، لان الخطأ الرقمي في القياس يتناسب عكسياً مع طول المقياس المعتمد، بالنسبة الى العرض بأبعاد 2-3 م تنفذ اجراءات القياس باستخدام المسافة المعروفة بين نقطتين من علامات الدلالة او نقاط التحكم الموضوعه ضمن مستوى الحركة.

في بعض ظروف التصوير مثل أحداث المنافسة، من غير الممكن تحقيق التعامد بين الكاميرا ومستوى الحركة، تستخدم هنا طريقة ترقيم شبكة التحكم الموضوعه في مستوى الحركة لتصحيح الاخطاء التي من الممكن ان تحدث في القياس، تسمى هذه الطريقة* 2D-DLT التي ثبت لتوفر إعادة بناء أكثر دقة لبيانات التنسيق الثنائية الأبعاد خاصة عندما تكون محور عدسة الكاميرا منحرف قليلاً عن مستوى الحركة (Brewin and Kerwin، 2003).

* طريقة تستخدم لتقليل حجم الاخطاء في القياس أثناء استخدام الكاميرا في حالة الحركة وتكون غير متعامدة مع النقاط المحددة في مستوى الحركة عن طريقة بعض المعادلات الحسابية، البرامج الحديثة للتحليل تحتوي على هذه الخاصية وتعمل على التصحيح مباشرة.

تحديد سرعة الغالق المناسبة وفتحة العدسة

في حركات مثل الركض والقفز والرمي والركل تتحرك عدة اجزاء من الجسم أكثر، هنا يجب ان تحدد سرعه أغلاق فتحة العدسة لتوفير صورة واضحة لأجزاء الجسم أو الأدوات الرياضية المستخدمة، بمعنى يتم اختيار سرعة الغالق على وفق نوع الحركة، ففي الحركات البطيئة مثل رقص الباليه او المشي تثبت سرعة الغالق المناسبة بين 1/50/250 من الثانية، اما بالنسبة للفعاليات المعتدلة السرعة مثل الجري والسباحه فأن سرعة الغالق تكون ملائمة بقيمة من 1/350-1/750 من الثانية، في فعاليات مثل الغولف او التنس فأن سرعة الغالق تصل الى 1/1000 من الثانية أو أعلى.

الملاحظ ان زيادة سرعة الغالق يؤدي الى التقليل من جودة الصورة، هنا يجب يجب الانتباه الى ظروف الاضاءة وضبط فتحة العدسة للحصول على افضل الصور الممكنة، وللحصول على افضل الصور الممكنة ضمن سرعه الغالق المناسبة يجب توفير اضاءة كافية بحيث لا يتطلب ذلك الى زيادة فتحة العدسة بشكل كبير.

ضمان الاضاءة الصحيحة والمناسبة

في حالة التصوير الداخلي من الضروري أن تكون الاضاءة جيدة باستخدام الأضواء الكاشفة (البرجواكتور)، يشير Bartlett, 1997a الى ضرورة توفير مصباح كاشف واحد عمودي على مستوى الاداء، وواحد في كل مستوى بزاوية 30^0 لتوفير اضاءة جيدة، على عكس التصوير الخارجي في ضوء النهار الذي يكون مفضلا عن التصوير الداخلي بسبب مستويات الاضاءة فيها اقل من الاضاءة الطبيعية، يحدد أثناء التصوير الخار موقع الكاميرا حسب موقع الشمس لتوفر خلفية تباين جيدا مع منفذ الحركة وتكون واضحة قدر الامكان.

يفضل التصوير في الاماكن الداخلية باستخدام خلفية داكنة غير عاكسة للضوء مع ملاحظة ان غالبية الكاميرات يوجد بها تحكم يدوي لمصادر الضوء المختلفة (ضوء النهار، الفلورسنت، مصابيح الزئبق،... الخ).

تحديد معدل سرعة تردد التصوير

في الكاميرات التي تستخدم نظام PAL تحدد سرعة التردد عند 25 هرتز، على الرغم من امكانية مضاعفة هذا التردد في حالة استخدام طريقة المسح المتشابك، في حين تمتلك معظم كاميرات السرعة العالية معدلات تردد قابله للتعديل، هذا يعتمد على سرعة الأداء الحركي الذي يتم تحليله فضلاً عن المتغيرات المراد تحليلها (راجع الفصل 7 للمزيد من التفاصيل)، الذي ينص على ان التردد المستخدم يجب ان يكون على الاقل ضعف تردد الحركة المنفذة، في الواقع يجب ان يكون معدل التردد أعلى بكثير من الضعف، أذ أقترح (Challis et al، 1997) معدل تردد اكثر من 8-10 مرات.

تضمن السرعة العالية او التردد في حالات الازاحة القصوى والدنيا (الخطية والزاوية) للمفصل والطرف من تسجيل المتغيرات الرئيسية في الأداء مثل (ضرب الكعب بالأرض في الركض، سرعة الكرة في الكولف)، أذ إن زيادة السرعة ستعمل ايضاً على تحسين دقة القياسات الزمنية مثل مراحل الحركة وخاصة عندما تكون هذه المراحل قصيرة الزمن مثل ضرب كرة التنس.

فيما يلي الترددات المقترحة لمجموعة متنوعة من الأنشطة:-*

- 25-50 هرتز (المشي، السباحة، تسلق الدرج).

- 50-100 هرتز (الجري، رمي الثقل، القفز العالي).

- 100-200 هرتز (الركض، رمي الرمح، ركلة كرة القدم).

- 200-500 هرتز (الارسال في التنس، تأرجح مضرب الكولف، حركة الفلاش (السهم) في المبارزة).

على سبيل المثال فأن التحليل الكمي لحركة ضرب قدم اللاعب لكرة القدم (ركلة كرة القدم) يتطلب سرعة تردد اكثر من 1000 هرتز في حين ان معدل سرعة 25

* هذه السرعة او الترددات هي مقترحة وليست نهائية يبقى المختص القائم بالتحليل هو الذي يحدد السرعة المناسبة للحصول على تحليل جيد ودقيق.

هيرتز هو أكثر من كاف لتحديد طول الخطوة النهائية للاقتراب من الكرة، توضيح من خلال الشكل 2-4 حول تأثير استخدام ترددات سرع مختلفة على تسجيل ركلة كرة القدم.

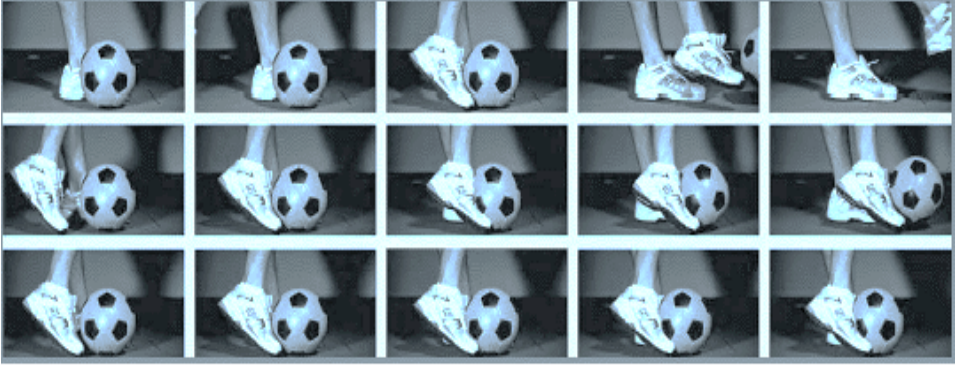
أعداد العينة (المشاركين) وتسجيل التجارب

تعد سلامة المشارك وصحته من الامور المهمة جداً خلال القيام بأي اختبار، يجب الحصول على موافقة مسبقة من المشارك في الاختبار (راجع الملحق 1 قواعد السلوك)، مع اكمال الاستبيان الصحي لكل مشارك أمر مطلوب في معظم الحالات، مع وجوب تهيئة وقت كاف للاحماء مع اعطاء المعلومات الكافية للمشارك عن طبيعة الاختبار ووقته وبيئته وكافة الظروف المحيطة.

يجب ان تسمح الملابس التي يرتديها المشارك بمجال كاف لرؤية الاطراف وعلامات الجسم المطلوبة لعملية التحليل، ان الوضع الدقيق للعلامات التشريحية تسمح للمحلل في تحديدها اثناء عملية التقييم، من الضروري وضعها على الجسم بعناية فائقة.

إن العلامات على سطح الجسم توفر دليل للهيكل العظمي الأساس، وتستخدم غالباً في تحديد مركز الدوران في المفصل البسيط، اما في المفاصل المعقدة فأننا نحتاج الى علامات أكثر تعقيداً (انظر الفصل 3 حول انظمة العلامات).

ان عدد المحاولات يعتمد على مهارة العينة المشاركة ومن الطبيعي فأن اللاعبين المتقدمين يكونون أكثر مهارة من اللاعبين المبتدئين (Williams and Ericsson، 2005) ويكونون مطالبين بأجراء عدد محاولات اقل لغرض الوصول الى الاداء النموذجي مع وضع لوحة تسجيل لغرض تسجيل عدد لمحاولات (رقم وتاريخ المحاولة مع رقم التجربة والاعدادات الخاصة بالكاميرا).



الشكل 2-4: لتوضيح تأثير سرعة التردد على تسجيل ركلة كرة القدم، عند 50 هيرتز (الصف العلوي) نلاحظ ان اتصال القدم على اتصال بالكرة لصورة واحدة، في 250 هرتز (الصف الأوسط) القدم لا تزال على اتصال لمدة أربع صور، عند 1000 هرتز (الصف السفلي) القدم على اتصال بستة عشر صورة (وليس كل الصور المعروضة)

التحليل الثلاثي الابعاد

تم توضيح الكثير من الاجراءات في التصوير الثنائي الابعاد والتي سيتم تطبيقها أثناء أجراء التحليل الثلاثي الابعاد، من حيث (اختيار سرعة التردد المناسبة، سرعة الغالق، فتحة العدسة، الاضاءة المناسبة، وحجم الصورة والتركيز في الكاميرا يدوياً)، تناقش الفقرة القادمة المواضيع الرئيسية التي من الضروري مراعاتها في مرحلة اجراء التسجيل لغرض التحليل الثلاثي الابعاد.

تنصيب المعدات Equipment set-up

الشرط الاساسي في التحليل الثلاثي الابعاد وجود كاميرتين لتسجيل الاداء بتوقيت واحد ومن منظر مختلف، واستخدام التعليمات الناتجة من التحليل الثنائي الابعاد من خلال استخدام بعض المعادلات الرياضية لغرض إعادة بناء احداثيات ثلاثية الابعاد، وأحتمالية أن يكون هذا مقيداً من خلال القيود التي تضعها هذا المعادلات الرياضية عند الاحتساب.

تعتمد المعادلات الخاصة بالتحليل الثلاثي الابعاد على التحديد الدقيق للكاميرات والمزامنة في التسجيل مع بعضها البعض، أذ يتطلب أن تكون المحاور البصرية متجانسة ومتقاطعه، هذا يحتاج الى وقت طويل للاعداد، لذلك فأن مثل هذه الاجراءات لاتكون مناسبة لجميع الظروف وخاصة في المنافسات الحقيقية حيث تكون مقيدة بعض الشئ (Martin and Pongrantz، 1974).

تعد المعادلة (الخوارزمية) DLT *Direct Linear Transformation* من اكثر المعادلات الشائعة في إعادة البناء الثلاثية الابعاد في مجال البيوميكانيك، وهذه الطريقة لا تحتاج الى محاذاة دقيقة للكاميرا وتسمح بمزيد من المرونة في اختيار موقع الكاميرا، تحدد DLT العلاقة الخطية بين احداثيات الصورة الثنائية الابعاد، على سبيل المثال نقطة الجسم، واحداثيات الابعاد الثلاثية الحقيقية لتلك النقطة، لغرض معرفة التفاصيل حول معادلة DLT راجع (Abdel-Aziz and Karara، 1971؛ Shapiro and McLaughlin، Miller، 1980).

لأجل تأسيس العلاقة بين احداثيات الصورة ثنائية الابعاد وبين أحداثيات الصورة الحقيقية الثلاثية الابعاد يجب تحديد ابعاد الكائن او الجسم في موقع الاداء وحجمه ومساحته بأستخدام مجموعة من نقاط التحكم التي تكون أحداثياتها الحقيقية معروفة، إن ذلك يتم من خلال استخدام اطار دليل ثابت ذي ابعاد معروفة يحتوي مجموعه من العلامات المرئية مثل الكرات الصغيرة (انظر الشكلين 2.5، 2.6)، والبديل استخدام سلسلة من الاعمدة المعروفة القياس مسبقاً (مقاييس معيارية)، ضمن الاحداثيات الحقيقية الدقيقة التي تم تحديدها بطريقة الفحص (المعاينة). من الضروري تحديد ما لا يقل عن (6) نقاط معلومة غير مستوية لإعادة بناء صور ثلاثية الابعاد، ويوصى بأستخدام 15-20 نقطة أو أكثر، على ان تكون أحداثيات النقاط معروفة بالنسبة للمحاور الثلاث المتعامدة التي تحدد ضمن نظام دليل موحد عالمي،

يتم تسجيل الصور للنقاط المحددة بواسطة الكاميرات المستخدمة بعدها يتم ترقيمها بالتسلسل لبناء مجموعة من الاحداثيات ثنائية الابعاد لكل نقطة مراقبة من خلال عرض الكاميرا، تستخدم هذه الاحداثيات لحساب C1-C11، 11DLT والتي

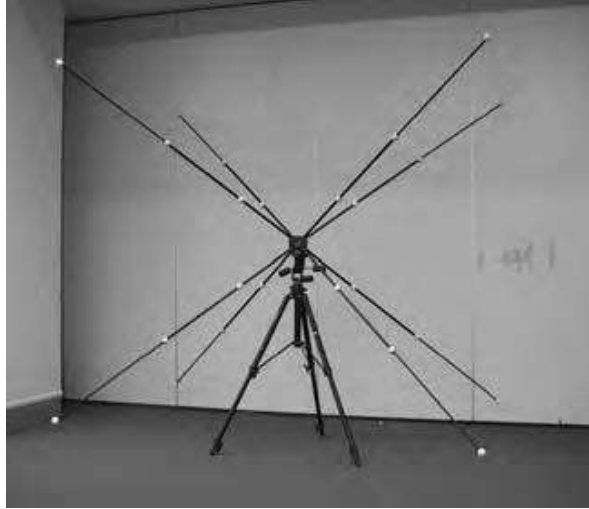
تتعلق بتوجيه وموقع كل كاميرا، بالنسبة لنقطة التحكم رقم 1 الحقيقة يتم تنسيق احداثيات مساحة الكائن (X1، Y1، Z1) ومع الاحداثيات الرقمية (Y1، X1) من الكاميرا رقم 1، ويتم تقديم معادلات DLT لتلك الكاميرا بواسطة المعادلات 2.1 و 2.2:-

$$x1 + C1X1 + C2Y1 + C3Z1 + C4 + C9x1X1 + C10x1Y1 + C11x1Z1 = 0$$

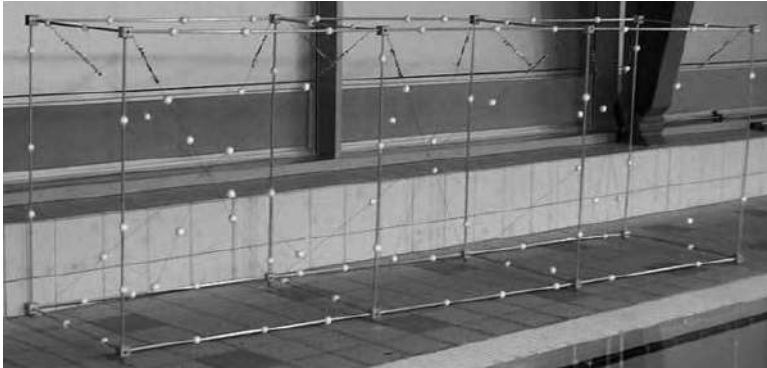
(2.1)

$$y1 + C5X1 + C6Y1 + C7Z1 + C8 + C9y1X1 + C10y1Y1 + C11y1Z1 = 0$$

(2.2)



شكل 2-5 مقياس المعايرة Calibration Frame بقياس (1.60 X 1.91 م
2.23X) مع 24 نقطة تحكم



الشكل 2-6 مقياس المعايرة Calibration Frame ((1.0m × 1.5m × 4.5 m)) يحتوي
عل 92 نقطة تحكم.

لتحقيق الحد الأدنى من النقاط (6 نقاط) تكتب 12 معادلة لكل تسجيل كاميرا نظرا لوجود العديد من القيم المجهولة، يتم الحصول على قيم DLT من خلال استخدام تقنية المربعات (Shapiro and McLaughlin 1980, Miller)، بعدها تستخدم العلامات للحصول على أحداثيات ثلاثية الأبعاد لأي علامة أو نقطة على الجسم (الكائن) شرط أن تكون الأحداثيات ثنائية الأبعاد معروفة من اثنين من الكاميرات على الأقل.

عند الأعداد للتحليل الثلاثي الأبعاد، على الباحث اتباع عملية التحليل وأن يتبع الخطوات الموضحة في أدناه:-

تركيب الكاميرات على حوامل ثلاثية ثابتة ومتعامدة

النهج القياسي المتبع في التحليل الثلاثي الأبعاد أبقاء الكاميرات ثابتة بينما يتحرك منفذ الحركة داخل مجال التصوير تستجدم تقنيات التصوير الثلاثي الأبعاد التي تشمل كاميرات متحركة (e.g. Yu et al. 1993;

1996, Yanai et al.) و كاميرات "قابلة للحركة" و "الميلان" مثلاً (Yeadon, 1989)،

أثناء حدوث الأداء على مسار طويل، وبالنظر لأن هذه الكاميرا تعمل وفق نظام تنسيقي شمولي موحد، لذا يجب ترقيم عدد من علامات الدلالة الثابتة في جميع صورة الفيديو لتصحيح الاتجاه المتغير للكاميرات، طورت شركة Performance Peak طريقة بديله لثبات توجيه الكاميرات من خلال الحركة والميلان بوضع رؤوس أجهزة بجهازي تشفير ضوئي Optical Encoder لاستشعار مواقع وزوايا الكاميرات.

- تثبيت الكاميرا بوضع يحقق أفضل رؤية لنقاط لدلالة على الجسم

من الضروري توخي الدقة في تثبيت علامات تشريحية خاصة (نقاط الجسم) في مواقع مهمة مثل نهايات الأطراف (المفاصل)، أن عدم الدقة في وضع العلامات سيسمح للمحلل بتخمين موضع الأطراف في مراحل معينة من الحركة، مما يؤدي إلى حدوث خطأ في دقة البيانات وترتيبها، العديد من برامج التحليل تقدم خيار التنبؤ بأحداثيات علامات الجسم التي تكون غير واضحة، إذ يمكن استخدام هذا الخيار لبضع صور لا يتعدى 4-5 صور كحد أقصى.

- تأكد من أن نقاط الجسم تكون مرئية لجميع الكاميرات اثناء التسجيل
كما ذكر سابقا، يجب ان تكون النقاط الدالة مرئية بوضوح لكل كاميرا بهدف
تحقيق حساب افضل للمعلومات المطلوبة لـ DLT، وأثناء استخدام الاطار الدليل
للمعايرة (المقياس انظر الشكل 2-5)، من الضروري توخي الدقة لتجنب من ان تكون
الاعمدة الموجودة في الجزء الخلفي من الصورة لاتعمل على حجب تلك الموجودة في
مقدمة الصورة او من خلال موقع الحامل الثلاثي، من الضروري التباين الجيد بين
نقاط الدلالة والخلفية، ومن الافضل ان يتم تسجيل كامل نقاط الدالة في بداية
التصوير ونهايته، وهذا سيوفر المجال للمحلل بأعادة الضبط اذا تم نقل او تحريك
أحدى الكاميرات بطريق الخطأ بشكل طفيف اثناء الجلسه.

توصي الجمعية الدولية للبيوميكانيك ISB باستخدام هذه الطريقة، مثلا في
تحليل المشي يجب ان يكون المحور X بمحاذاة اتجاه المشي للامام، بأستخدام نظام
الاحداثيات الایمن، حيث يتم توجيه المحور Y عمودياً والمحور Z افقياً.

- توفير مزامنة للكاميرات للاحداث المسجلة

من الناحية النموذجية يجب ان يبدأ عمل الكاميرتين أو اكثر بتزامن واحد (وقت
واحد)، وأذا لم يتوفر هذا الشرط، يجب تحديد الفارق الزمني بين كل كاميرا لنستطيع
تحديد التزامن للاحداثيات الثنائية الابعاد التي تم الحصول عليها من كل
كاميرا(مراجعة فقرة كاميرات الفيديو في هذا الفصل).

من المفيد أثناء التصوير وضع ضوء LED او ضوء قوي لتمكين جميع الكاميرات
ممن رؤيته من علامة الدلالة لتحديد اول صورة تم ترقيمها من كل كاميرا، الفشل في
تحديد ذلك يؤدي الى حصول خطأ في الاحداثيات الثلاثية الابعاد.

- تحويل الفيديو الى صيغة رقمية Video Digitising

من الممكن الحصول على الاحداثيات ثنائية الابعاد من خلال تسجيل فيديو
عادي بطريقة تلقائية، أن معظم برامج وانظمة لتحلي الفيديو مثل (SIMI، APAS،
QUALISYS، MOTION) تشتمل على برنامج يمكنه من تتبع العلامات الموجودة على
جسم المؤدي تلقائياً وهذا يعد خياراً للمستخدم لهذه البرامج الا انه في بعض الحالات
لايمكن من الناحية العملية وضع علامات على المؤدي سيما خلال السباق الفعلي

وهذا يمثل مشكله خاصة في بيانات التصوير التي يكون فيها مستوى التباين في العلامة متغيراً، مثل التصوير في الهواء الطلق أو في تحت الماء.

يحتاج التحديد اليدوي للنقاط من المحلل ان يحدد بصرياً المواقع التشريحية المثيرة للاهتمام لكل صورة على حدة، طبعاً هذا سيولد بعض الاخطاء المنهجية والعشوائية (راجع الفصل 7)، من الضروري الانتباه الى التفاصيل لأبقاء هذا الاخطاء ضمن المستوى المقبول، يجب الانتباه الى النقاط الاتية أثناء استخدام تحديد للنقاط يدوياً:-

- يجب ان يقوم نفس المحلل بترقيم جميع المحاولات لضمان الصدق والثبات بين المحاولات.

- عدم استخدام نقاط اخرى غير المثبتة على جسم اللاعب بوصفها دليل، مع تحديد المعالم التشريحية بدقة وان يكون المحلل على دراية ومعرفة بتفاصيل الجهازالعظمي والعظمي.

- توخي الدقة عند تحديد النقاط وترقيمها، حدوث اي خطأ منهجي او عشوائي سيؤدي الى خطأ في البيانات لجميع المتغيرات اللاحقة.

- يجب التحقق من الاخطاء بعد الانتهاء من المعايرة للتحليل الثلاثي الابعاد، وان تكون ضمن الحدود المقبولة، تعتمد هذه الاخطاء بشكل اساس على حجم ومساحة الجسم الذي يتم معايرة جودة الصورة ودقة التقييم، مثلاً تم الابلاغ في 2006، Sanders et al عن اخطاء في أنشاء RMS بلغت 3.9 مم و 3.8 مم و 4.8 مم للاحداثيات Z،Y،X على التوالي لـ 30 نقطة موزعه في جميع انحاء الاطار الكبير للمعايرة والمبين في الشكل 2-6.

- يجب ترقيم التسلسل للنقاط عدة مرات من قبل المحلل لتحقيق الموثوقية (الموضوعية) وجعل اكثر من شخص من ذوي الخبرة يعملون على التقييم وبنفس التسلسل (راجع الفصل 7 Atkinson and Nevill) حول موضوعية التقييم والقياس.

أجراءات التحليل والمعالجة من خلال تقديم بيانات الفيديو المستخرجة

تحدث (الضوضاء) اثناء وجود اخطاء كبيرة عند إجراء التقييم الثنائي الابعاد، المطلوب اولاً بشكل اساسي سلاسة تحويل الاحداثيات لتكون نموذجية لحساب المتغيرات الحركية، ثانياً حساب المتغيرات وعرضها بالطريقة التي تمكن المستخدم من استخراج المعلومات المطلوبة لاكمال التحليل.

- صقل البيانات ونقلها بطريقة منظمة

هناك العديد من الطرق التي يمكن من خلالها صقل ونقل البيانات وإزالة الضوضاء عالية التردد الناتجة خلال عملية التقييم، وتنقسم بشكل عام الى ثلاث فئات هي: المرشحات الرقمية digital filters، التحليل الرقمي Spline interpolation، وتحليل فوريير Fourier Analysis (Bartlett, 1997 a)، يؤدي الفشل في فلترة او صقل البيانات في أحد هذ الطرق الثلاث الى عدم السيطرة على الاحداثيات وفقدان السيطرة على التقييم، يشكل عامل التجانس لمجموعه معينة من الاحداثيات أمر بالغ الاهمية، يقدم الفصل (7) مناقشة لاساليب التجانس مع بعض الارشادات العلمية لكيفية استخدامها، أذ من الضروري تحويل احداثيات الصورة الى أحداثيات حقيقة قبل البدء بالتحليل كما تم مناقشته سابقا في هذا الفصل.

- حساب المتغيرات الكينماتيكية

يهتم التحليل البيوميكانيكي للحركات والتمارين الرياضية بالنموذج والنمط الحركي وحركة أجزاء الجسم مثل حركة الرمي والرمي، ومركز كتلة اللاعب، مثلاً يتطلب في بداية السباق حساب موقع مركز الكتلة لتحديد نموذج لأجزاء الجسم لتكون مترابط بالاضافة الى تحديد مركز الكتلة للأجزاء بشكل فردي.

تستخدم ثلاث طرق عامه للحصول على البيانات لمركز كتل الجسم، وتستند معادلات الانحدار الى القياسات المؤخوذة من الجثث، والنماذج الهندسية لقطاعات الجسم، واستخدام اجهزة التصوير (Bartlett, 1997a)، يمكن الحصول على تفاصيل اكثر في Robertson, 2004.

يجب استخدام البيانات الناتجة من القصور الذاتي المتوافقة بشكل كامل مع الخصائص الفيزيائية والميكانيكية للمشاركين في التجربة.

تعرف الازاحة الخطية Linear displacement لمركز الكتلة او اي نقطة من نقاط الجسم في بعد واحد (X)، على انها التغير في الوحدات المقاسة ذات الصلة، لذلك البعد خلال زمن معين، يمكن احتساب محصلة الازاحة الخطية في اكثر من بعد باستخدام نظرية فيثاغورس، يتم الحصول على زوايا ثنائية الابعاد من احداثيات ثنائية الابعاد باستخدام علم المثلثات البسيط، قد تكون هذه الزوايا نسبية (Relative Angles) مثل زوايا المفاصل التي يكونها جزئين متجاورين، او زوايا مطلقة (Absolute Angles) مثل زاوية القطع نسبة الى المحور العمودي، نسبياً الزوايا المستوية سهلة التفسير، اثناء توافق في الزوايا النسبية (المشتركة) وحسب النظام التحليلي المعتمد فأن حساب قيمها وتفسيرها يكون اكثر تعقيداً، الطريقة الاكثر استخداماً لحساب زوايا المفاصل الثلاثية الابعاد ميكانيكيا هي طريقة JSC (Euler and Joint Co-ordinate System) للتفاصيل راجع (Andrews, 1995).

يتم تعريف السرعة الخطية والزاوية والتعجيل الخطي والزواوي على انها تشتق اولاً وثانياً من الازاحة الخطية والزاوية على التوالي، ويمكن حساب هذه المشتقات يدوياً (حسب القوانين المعروفة) او تحليلياً (اذا كانت البيانات قد تم وضعها باستخدام نموذج رياضي)، وكما هو الحال مع الازاحة في اكثر من بُعد، لأن لسرعة او التسارع يمكن حسابها بنفس الطريقة.

- تحليل البيانات المستخرجة من الفيديو (التسجيل)

تحديد المتغيرات في اي تحليل بيوميكانيك حركي من خلال هدف الدراسة، وتعد خطوة مهمة جداً قبل البدء بالتحليل، في بعض الأحيان تحدد متغيرات الدراسة قبل القيام بجمع البيانات، سيؤثر هذا على منهجية البحث (مثل 2D، 3D ، كاميرا عالية السرعة او لا)، أثناء تحليل اي نشاط رياضي يتم الرجوع الى بعض نماذج الدراسات السابقة (Hay and Reid, 1982)، لتحديد المتغيرات المهمة الخاصة بالحركة وأيضا الرجوع الى البحوث والدراسات السابقة.

توجد عدة طرق لعرض البيانات التي تم الحصول عليها، والافضل ان تكون خاصة لاسلوب وطريقة الجهة المقصودة لعرض المعلومات مثل (مجلات بحوث او مقالات او تقرير لجهة معينة)، من اكثر الطرق استخداماً لعرض البيانات الحركية هي مقاييس منفصلة مثل (القيم العليا لزوايا المفاصل) أو (السعة لزوايا الورك)، التركيز

في التحليل ينصب على تنسيق الحركة واستخدام الزوايا والسرع الزاوية التي اصبحت شائعة في التحليل البيوميكانيكي.

التقرير الخاص بالتحليل الفيديوي*

على الباحث في البيوميكانيكي ان يقوم باعطاء بعض او جميع المعلومات أثناء نشر البحث او الدراسة، وفق المعلومات الآتية:-

- المشاركون
 - معلومات مفصلة عن المشاركين (العمر، الطول، الكتلة، المستوى الرياضي)
 - موافقات الجهات المعنية.
 - أسلوب التعريف بالأختبار والأحماء.
 - نوع الملابس وطريقة وضع العلامات على الجسم لتحديد النقاط التشريحية.
- التسجيل الفيديوي
 - نوع الكاميرا والشركة المصنعه والموديل.
 - اعدادات الكاميرا (سرعة الغالق، معدل السرعة، اعدادات العدسة)
 - موضع الكاميرا او الكاميرات الخاصة بالحركات التي تسجيل مع تحديد المجال لكل كاميرا (وضع رسم تخطيطي لمواضع الكاميرات ومجال وزوايا التصوير لكل كاميرا).
 - نظام المزامنة المستخدم بين الكاميرات في حالة استخدام اكثر من كاميرا.
 - تفاصيل الاضاءه.
 - المقياس المستخدم وابعاده في حالة 2D، 3D وعدد ومواقع النقاط الخاصة بالمقياس (Calibration).
- التقييم الفيديوي
 - الاجهزة المستخدم والبرامج (الشركة المصنعه، الموديل/الاصدار)
 - نظام التقييم (التنقيط).
 - معدل التقييم، من المحتمل أن يكون اقل من تردد الكاميرا المستخدمة.
 - النموذج المستخدم (مثل 15 نقطة)

* على جميع الباحثين قراءة هذا الجزء بعناية والالتزام بما ورد فيه لأهميته في تحديد نسب قبول النشر في المستويات العالمية (المترجمان).

- معالجة التقارير واعدادها وتحليلها
- طريقة الحساب المستخدمة للحصول على الاحداثيات ثلاثية الابعاد.
- الطريقة المستخدم لاستخلاص البيانات (البرنامج).
- مستوى التجانس.
- الطريقة المستخدمة في اشتقاق البيانات (العددية أو التحليلية).
- مصدر البيانات الخاص بحساب مركز كتلة الجسم.
- تعريف المتغيرات التي يتم حسابها كمياً مع وحدات القياس.
- تحديد نسبة الخطأ في البيانات المستخرجة.
- مستوى الموضوعية في البيانات المحسوبة.

المصادر

- Abdel-Aziz ،Y.I. and Karara ،H.M. (1971) 'Direct linear transformation from comparator co-ordinates into object space co-ordinates in close range photogrammetry' ,in *American Society of Photogrammetry Symposium on Close Range Photogrammetry* , Falls Church ،VA: American Society of Photogrammetry.
- Andrews ،J.G. (1995) 'Euler's and Lagrange's equations for linked rigid-body models of three-dimensional human motion' ,in P. Allard ،I.A.F. Stokes and J-P. Blanchi (eds) *Three-dimensional analysis of human movement* ،Champaign ،IL: Human Kinetics.
- Atkinson ،G. and Nevill ،A.M. (1998) 'Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine' ،*Sports Medicine* ،26(4): 217-238.
- Bartlett ،R.M. (1997a) *Introduction to Sports Biomechanics* ،1st edn ، London: E & FN Spon.
- Bartlett ،R.M. (ed.) (1997b) *Biomechanical Analysis of Movement in Sport and Exercise* ، Leeds: British Association of Sport and Exercise Sciences.
- Brewin ،M.A. and Kerwin ،D.G. (2003) 'Accuracy of scaling and DLT reconstruction techniques for planar motion analyses' ،*Journal of Applied Biomechanics* ،19: 79-88.
- Challis ،J. ،Bartlett ،R.M. and Yeadon ،M. (1997) 'Image-based motion analysis' ،in R.M. Bartlett (ed.) *Biomechanical Analysis of Movement in Sport and Exercise* ،Leeds: British Association of Sport and Exercise Sciences.
- Chow ،J.W. (1993) 'A panning videographic technique to obtain selected kinematic characteristics of the strides in sprint hurdling' ،*Journal of Applied Biomechanics* ، 9: 149-159.

- Gervais ,P. ,Bedingfield ,E.W. ,Wronko ,C. ,Kollias ,I. ,Marchiori ,G. ,Kuntz ,J. ,Way ,N. and Kuiper ,D. (1989) 'Kinematic measurement from panned cinematography' ,
Canadian Journal of Sports Sciences ,14: 107–111.
- Greaves ,J.O.B. (1995) 'Instrumentation in video-based three-dimensional systems' ,in
P. Allard ,I.A.F. Stokes and J-P. Blanchi (eds) *Three-dimensional Analysis of Human Movement* ,Champaign ,IL: Human Kinetics.
- Hay ,J.G. and Reid ,J.G. (1982) *The Anatomical and Mechanical Bases of Human Motion* ,Englewood Cliffs ,NJ: Prentice Hall.
- Kerwin ,D.G. (1995) 'Apex / Target high resolution video digitising system' in J. Watkins
(ed.) *Proceedings of the Sports Biomechanics Section of the British Association of Sport and Exercise Sciences* ,Leeds: British Association of Sport and Exercise Sciences.
- Martin ,T.P. and Pongrantz ,M.B. (1974) 'Mathematical correction for photographic perspective error' ,*Research Quarterly* ,45: 318–323.
- Miller ,D.I. and Nelson ,R.C. (1973) *Biomechanics of Sport: a Research Approach*.
Philadelphia ,PA: Lea & Febiger.
- Miller ,N.R. ,Shapiro ,R. and McLaughlin ,T.M. (1980) 'A technique for obtaining spatial kinematic parameters of segments of biomechanical systems from cinematographic data' ,*Journal of Biomechanics* ,13: 535–547.
- Robertson ,D.G.E. (2004) 'Body segment parameters' ,in D.G.E. Robertson ,G.E. Caldwell ,J. Hamill ,G. Kamen and S.N. Whittlesey (eds) *Research Methods in Biomechanics* ,Champaign ,IL: Human Kinetics.
- Sanders ,R. ,Psycharakis ,S. ,McCabe ,C. ,Naemi ,R. ,Connaboy ,C. ,Li ,S. ,Scott ,G. and Spence ,A. (2006) 'Analysis of swimming technique: State of the art: Applications and implications' ,*Portuguese Journal of Sport Sciences* ,6 ,supl. 2: 20–24.

Smith 'G. (1975) 'Photographic analysis of movement' 'in D.W. Grieve 'D.I. Miller'

D. Mitchelson 'J.P. Paul and A.J. Smith (eds) *Techniques for the Analysis of Human Movement* 'London: Lepus Books.

Williams 'A.M. and Ericsson 'K.A. (2005) 'Some considerations when applying the expert performance approach in sport' '*Human Movement Science* ' 24: 283–307.

Winter 'D.A. (1990) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* '2nd edn' New York: Wiley.

Yanai 'T. 'Hay 'J.G. and Gerot 'J.T. (1996) 'Three-dimensional videography of swimming with panning periscopes' '*Journal of Biomechanics* '29: 673–678.

Yeadon 'M.R. (1989) 'A method for obtaining three-dimensional data on ski jumping using pan and tilt cameras' '*International Journal of Sports Biomechanics* '5: 238–247.

Yeadon 'M.R. and King 'M.A. (1999) 'A method for synchronising digitised video data' '*Journal of Biomechanics* '32: 983–986.

Yu 'B. 'Koh 'T.J. and Hay 'J.G. (1993) 'A panning DLT procedure for three-dimensional videography' '*Journal of Biomechanics* '26: 741–751.

الفصل الثالث

Motion Analysis Using on-line system

Clare E. Milner

التحليل الحركي باستخدام منظومة التحليل المباشر*

* استخدام برامج ومنظومات التحليل الحركي المختلفة والمقدمة من قبل شركات مختلفة ضمن تقنيات متعددة تستخدم لنقل التسجيلات الى اجهزة حاسوب، ومن ثم تحليلها وفق نظام معين، مثل تحليل المشي والركض، هذه المنظومات تشمل كاميرا او كاميرات عالية السرعة مع جهاز حاسوب، وبرامج خاص حسب متطلبات التحليل.

المقدمة

البيوميكانيك علم متخصص بدراسة وفهم الحركة وقياس الحركة البشرية الثلاثية الابعاد بشكل موضوعي وتسجيلها ويعد الاساس في التحليل البيوميكانيكي، والتحليل الحركي يعد أداة اساسية لدراسة الحركة والتمارين الرياضية، ان المهارة والخبرة التي يمتلكها المحلل (الباحث) مهمه للتعامل مع انظمة التحليل والحصول على اقصى فائدة ممكنة من خلالها، لاتعد هذه المهارة كافية لوحدها بل أن التدريب العلمي لاستخدام البرامج المتاحة وتعزيز المعرفة بالحركة البشرية في الرياضة والتمرين هو مهم ايضاً، ينصب التركيز دائماً في البيوميكانيك الرياضي على زيادة المعرفة حول اداء النخبة (الابطال) أو الحد من الاصابات والوقاية منها، والجانب الآخر استخدام التكنولوجيا للحصول وجمع البيانات الكثيرة ومحاولة ايجاد العلاقات بين المتغيرات الخاصة بها، وهذه طريقة مغرية للمحللين في البيوميكانيك على حساب الدقة العلمية.

يطبق نظام التحليل الحركي باستخدام برامج التحليل الحركي في الرياضة والتمرينات من خلال جوانب البحث المتعلقة بالاداء الحركي او الاصابات في مختلف الالعاب الرياضية، أذ إن العديد من البحوث تكتشف وتوضح آلية الاصابات او العوامل التي تزيد من نسبة حدوث الاصابة، ومن الضروري التركيز بشكل كبير على موضوع الاصابات الرياضية، بسبب أن الاصابة تؤدي الى خسارة بطل رياضي، وأسلوب الوقاية من الاصابة هو طريق النجاح والتفوق الرياضي.

إنصب اهتمام العديد من الدراسات على الاصابات التي تحدث اثناء الجري او الركض ولاسباب عدة منها، وبما إن الركض تمرين ترفيهي، وبأستطاعة الجميع أداءه وليس حكراً على الابطال، فضلاً عن ارتباط الجري بالاستخدام المفرط لمفاصل الجسم، بسبب تكراره، فضلاً عن ذلك فأن العلاقة بين البيوميكانيك ونسب حدوث الاصابات خفية ومعقدة، ولا وجود لدلائل على العلاقة بين الخصائص البيوميكانيكية للعدائين وحدوث الاصابات، ومن خلال نتائج دراسات استمرت لأكثر من 30 عام، اصبحت التكنولوجيا وطريقة الحصول على البيانات والتحليل وفي الوقت الحاضر اصبحت متطورة جداً لتوفر الامكانية في تحديد اسئلة بحثية أكثر دقة ووضوح، الى

جانب ذلك، هناك تقدم ملحوظ في التحليل الحركي المباشر لرياضات أخرى مثل الكولف والبيسبول والكريكيت.

الهدف من هذا الفصل هو تحديد النقاط الرئيسة التي من الضروري مراعاتها أثناء تصميم أي دراسة تهدف التحليل الحركي ابتداءً من اختيار المعدات الى نهاية الدراسة مع المحافظة على الجودة واختيار انظمة التحليل المتعددة المتوفرة في السوق.

بمجرد ان يكون لديك مشروع محدد وعملت على تحديد المتغيرات المطلوبة لغرض تحقيق او الاجابة على اسئلة البحث، عندها ستعرف ما البيانات المطلوب جمعها، هذا يحدد أيضا ما الاجهزة المطلوبة ونظام التحليل الذي يجب اعتماده، وفي المرحلة اللاحقة يتم تصميم خطوات جمع البيانات بدقة وكفاءة ومن ثم معالجه هذه البيانات للحصول على قيم متغيرات الدراسة، بعدها يتم تفسير هذه النتائج لغرض الاجابة على التساؤلات البحثية التي يتم تقديمها بشكل واضح للآخرين والنظر في تحديد التحليل النهائي للحركة في القسم النهائي للمشروع.

في نهاية هذا الفصل ستكون لديك القدرة على تحديد ومعالجة مشكلات الجودة في التحليل المباشر مع دراية ومعرفة على تفسير نتائج البحث بشكل واضح ومفيد، أذ توفر الفصول الأخرى الخاصة بأساليب البحث ومعالجة البيانات وتقدير الأخطاء المعرفة العلمية لأكمال المهارات التقنية التي تم التطرق اليها في هذا الفصل.

اختيار المعدات

تعد المعدات المناسبة الأساس لنجاح أي مشروع بحثي، هذا يتحدد من خلال التساؤل الموجود في البحث، وحالما تم تحديد السؤال البحثي يمكنك عندها تحدد المعدات المطلوبة فضلاً عن وجوب مراعاة العديد من الاعتبارات العلمية.

بالنظر لان انظمة التحليل الحركي تعتمد على نظام لتتبع النقاط، لذا يعد نظام دراسة العلامات الأنسب للحركات في المرتبة الأولى، مثلاً تعد انظمة العلامات الأكثر حاجةً او العلامات السلوكية المناسبة للحركات البسيطة التي ليس فيها تغيرات او دوران

كبير في المسار الحركي، ولمراعاة الاتصال الدائم لهذه الانظمة مع العلامات التشريحية، مما يؤمن التعرف على النقاط بشكل دائمي، ومن المحتمل تعيق حركة الرياضي.

تستخدم معظم انظمة التحليل علامات سلبية للإشارة الى موقع واتجاه الجسم في الفضاء الثلاثي الأبعاد، وتعتمد على انعكاس الأشعة الحمراء المرئية او الأشعة دون الحمراء من خلال العلامات الكروية العاكسة التي يتم الكشف عنها بواسطة كاميرات عدة لتسجيل حركة الجسم.

ومن الأعتبارات المهمة عدد الكاميرات اللازمة لتتبع العلامات المحددة بنجاح، أذ يعتمد ذلك على عدد العلامات المثبتة على جسم المشارك ودرجة تعقيد الاداء الحركي، سيتم التطرق الى ذلك لاحقاً ولكن في الاساس كلما زاد عدد العلامات الشريحية وصعوبة وتعقيد الاداء الحركي زاد عدد الكاميرات المطلوبة للحصول على بيانات ذات جودة عالية.

الحد الأدنى وجود كاميرتين لتحقيق التصوير ثلاثي الابعاد لاي علامة محددة، فضلاً على أن ذلك سيفيد تتبع العلامات الموضوعه بدقة، و يزيد اضافة كاميرات اخرى من جودة تتبع العلامات مع إمكانية زيادة العلامات التشريحية الى حد ما، لأحتمالية قابلية الكاميرتين من رؤية العلامة في كل فاصل زمني لأستخلاص البيانات، إن التصوير في عدة كاميرات أمر جيد، تدخل عوامل اخرى في الاعتبار مع الزيادة في عدد الكاميرات مثل وقت المعالجة وكلفة النظام المستخدم، وتوصي الشركات المصنعه بأستخدام نظام الكاميرات الثمان في التحليل البيوميكانيكي للاداء الرياضي، على الرغم من أن هناك أنظمة ممتازة وناجحة تعمل بنظام ست كاميرات.

إن الاجهزة والبرامج المتاحة تجارياً تتطور بأستمرار وبكلفة أقل من السابق، مع وجود بعض المشاكل التي يجب مراعاتها أثناء اختيار النظام الخاص بمختبرك وتشمل:-

- نوع النظام: مثل تتبع العلامات السلبية او الفعالة، تقنية التتبع.

- مدى التردد الذي يتمكن النظام من تتبعه.

- الدقة القصوى للكاميرا.
- ما الاضاءة المطلوبة، لرؤية الجسم بوضوح اثناء السرعة العالية او اشعه تحت الحمراء.
- خيارات العدسة ونوعها.
- اصغر حجم للنقاط يمكن تتبعه في الجسم.
- القدرة للنظام في الوقت الفعلي للحركة.
- القدرة على المزامنة بين الاجهزة والقنوات الاخرى، لوحة قياس القوة، EMG.
- طريقة المعايرة Calibration، مكعب أو عصا مرقمة.
- الامتداد الخاص بالملفات المستخرجه مثل c3d أو ASCLL أو ثنائي.
- توافر البرمجيات مثل تحليل المشي Gait analysis.
- خيارات الخدمة والدعم.
- السعر النموذجي (منخفض او متوسط او عالي).

المواقع الخاصة بالشركات المصنعه للأنظمة هي افضل مصدر للحصول على المعلومات (انظر الملحق 2)

أجراءات جمع البيانات

- أعدادات الاجهزة

توجد حاجة لثلاث طرائق رئيسة للتنظيم والتخطيط الدقيق اثناء وضع خطة التحليل لضمان جودة ودقة البيانات، أعداد الاجهزة، المعايرة ووضع النقاط، ويتم في اعدادات الاجهزة اختيار العدد المناسبة للكاميرا مع تحديد الموقع او المكان الامثل للكاميرا الذي يتناسب مع المجال الحركي وضمن مساحة المختبر.

- التأكد من أعدادات عدسة الكاميرا

تحدد الاجراءات الخاصة بأعدادات البعد البؤري للعدسة من قبل الباحث، تشمل البعد البؤري وحجم العدسة وغالباً تستخدم الاعدادات الموصى بها من قبل الشركة المصنعه، أذ يشمل ذلك كمية الضوء المسوح لها بالمرور عبر العدسة، بشكل عام يتم ضبط البعد البؤري على الوضع اللانهائي (أبعد ما يمكن) للحصول على أبعد عمق للمجال من عرض الكاميرا، يتم التحكم بهذه الخاصية من خلال خاصية موجودة في الكاميرا تسمى F-Stop وتعني التحكم بكمية الضوء الداخل، طورت في الكاميرات الحديثة هذه الخاصية بشكل يتناسب مع التطور الحاصل في طرق التصوير.

- تحديد موقع وابعاد الاداء وحجمه

من الاعتبارات الرئيسة حجم التصوير (الالتقاط)*، لانه يحدد مقدار الدقة في النظام وبالتالي على دقة البيانات المستخرجة، ان التوازن او التوافق مطلوب بين ما تحديد اقصى دقة لاستخدام النظام مقابل امكانية استيعاب الاداء بالكامل او المجال الحركي للحركة التي يراد دراستها.

أن حجم الالتقاط يجب ان يكون كبيراً بما يكفي لتغطية الصورة الكاملة للمجال الحركي للحركة المؤداة مع الاخذ بنظر الاعتبار جميع الاحجام المتوقعة في حالة وجود اكثر من مشارك. من الضروري ملاحظة ان هذا يشمل الذراع الممدودة في حالة الرمي مثلاً، وليس الجذع فقط، في بعض الأحيان يتم التقاط صور تغطي جزء من الحركة المراد دراستها مثل خطوة الكاملة في الركض، ضربة التماس لقدم واحدة الى ضربة التماس التالية لنفس القدم، واحتمالية أن تكون طويله بمقدار 2 متر، بالرغم من ذلك إذا كان موضع البحث يتعلق بمرحلة واحدة يمكن تقليل الحجم من حيث الطول مثلاً الى 2.5 مما يغطي خطوة كاملة لغاية 1 متر.

* حجم الالتقاط يعني الاطار المحدد لتسجيل المهارة المؤداة.

يشمل مجال الرؤية في لجميع الكاميرا عدد ثابت من البيكسلات عادة ما يكون 640 صفاف في 480 صفاف، مع وجود كاميرات عالية الدقة تصل الى 2352 صفاف من الأعمدة مع 1728 بكسل بغض النظر عن تحديد الوضوح.

يعني مجال الكاميرا العدد الثابت من عدد البيكسلات ويمثل الحد الأدنى من الدقة التي تتوفر في الكاميرا، أما اذا كان مجال الالتقاط كبيرافأن كل بكسل يمثل جزءاف أكبر من العالم الواقعي مقارنة مع مستوى الالتقاط في مجال اصغر، مثلا اذا كان حجم الالتقاط 5 مترافن كل 640 بيكسل في عرض الكاميرا سيمثل 5000/640 مم او 7.8 مم من هذا العرض، اذا كان ممكناً تقليل العرض الى 1 مترافن كل بكسل يمثل 640/1 مم او 1.6 مم، وأن موضع الكاميرا له علاقة بحجم الالتقاط.

مواقع الكاميرات المناسب لحجم الالتقاط المحدد

عند انشاء مختبر للبيوميكانيك والتحليل يجب الاخذ بالاعتبار المرونة الكافية لمواقع الكاميرات من جميع الزاويا، وفي معظم الحالات تثبت الكاميرات على الجدار لابعاد الكاميرات عن التلف اثناء انشطة المختبر الاخرى فضلاًعن ذلك فإن التثبيت على الجدار يوفر مرونة للاضاءة ووضع للكاميرات مناسب لمستويات الحركة، من الطبيعي أن مساحة المختبر وحجمه يحدد ذلك، مع ذلك يجب الحفاظ على استخدام الكاميرات على حوامل والذي يؤدي الى الحاجة لشغل مساحة اكبر مع امكانية تعرض الكاميرات الى التلف، مع ضرورة اعادة معايرة Calibration الكاميرا في الحالة الثانية، من العيوب التي تواجه تركيب الكاميرات على الجدار ان حجم الالتقاط قد يكون صغيراف ولايمكن تقريب او تحريك الكاميرات مقارنة مع الاداء لغرض الحصول على وضوح اكبر، هناك اختلاف في استخدام الحوامل الثلاثية Tripods على ارضية المختبر التي تتطلب تثبيتها لكي تبقى ثابتة ومستقيمة وهذا يقلل من مرونة الحركة في مختبر التحليل النموذجي الذي قد يستخدم في مشاريع اخرى في الوقت نفسه، في احيان كثيرة يفضل استخدام الحوامل الثلاثي الارجل لانها تمنح الحرية في اختيار الموضع الاكثر ملاءمة للتسجيل.

تأكد من تقليل المساحة المفقودة (الميتة Dead Space) في مجال رؤية كل كاميرا.

يخفض الوضع المناسب للكاميرا من المساحة المفقودة المحيطة بمجال رؤية الكاميرا، المساحة المفقودة تلك المساحة في جزء من مجال رؤية الكاميرا الذي لا يسهم في جمع البيانات بسبب وجوده خارج الاطار، أن وجود مساحه مفقودة يقلل من دقة النظام، لانه يقلل من عدد البكسلات المتاحة لتمثيل الالتقاط، في العادة لا يمكن تجنب المساحة المفقودة الصغيرة نظرا لنسبة العرض الثابت للكاميرا وشكل وحجم الالتقاط سيما عندما يكون غير متعامد، مع ذلك يجب التأكد من تقليل المساحة المفقودة في عرض الكاميرا عن طريق التأكد من التغطية الشاملة للكاميرا لمجال رؤية الاداء المراد تسجيله، اذا كانت الكاميرات تمتلك مجال رؤية تقليدي مستطيل يكون من الضروري تدويرها لغاية 90^0 لتقليل المساحة الميتة حول حجم الالتقاط وهذا الخيار موجود في اغلب الانظمة بحيث تظهر الصورة عند عرضها على شاشة الحاسوب في اتجاهها العادي على الرغم من تدوير الكاميرا.

عادة ما يتم توزيع الكاميرات بالتساوي حول مكان الالتقاط على شكل مكعب، أذ يزيد هذا الترتيب من الفصل بين الكاميرات المتجاورة مع توفير اقصى تغطية لمجال الحركة مما يقلل من إمكانية عدم ظهور او التقاط اي علامة او نقطة متكررة، الذي يحدث هنا عندما لا تلتقط اي نقطة من قبل اثنين من الكاميرات على الاقل فلا يمكن اعتمادها للبيانات.

في الواقع، فأن المختبرات تكون غير مثالية مما يؤدي الى تقليل خيارات موقع الكاميرات بشكل اكبر من خلال استخدام معدات اخرى، فضلا عن ذلك فأن الفعاليات الرياضية المختلفة تتطلب اجراءات مختلفة مثل الارسال في التنس، سيما اذا كان مسار رأس المضرب موضع التحليل، ستكون هناك حاجة الى حجم طويل وعرض قليل نسبياً لاستيعاب ارتفاع الذراع مع طول المضرب في وضع مد الذراع، النقطة الجيدة لاهنا توفير مساحة متساوية للكاميرات حول مجال الاداء ثم ضبط

المواقع الفردية لتقليل المساحة الميتة مع الحفاظ على حجم الالتقاط الكامل لكل كاميرا.

ترتبط كل المشاكل المتعلقة بالاجهزة المستخدمة مع بعضها البعض، أذ أن اختيار عدسة الكاميرا يحدد مقدار مجال الالتقاط وهذا بدوره يرتبط بموقع الكاميرا في المختبر للمستوى المطلوب المحدد لضمان تقليل المساحة المفقودة، على سبيل المثال يجب ان تكون العدسات ذات الزوايا الواسعة اقرب الى مكان الالتقاط لتقليل المساحة المفقودة، أن اختيار اعدادات فتحة العدسة المناسب يكون من خلال الاعتماد على التجربة السابقة.

تحديد معدل التردد المناسب لاعدادات التجربة

الاعتبارات الاخرى أثناء اعداد خطة التحليل تتمثل في معدل التردد والمزامنة مع الاجهزة الاخرى، وفي بعض الحالات يمكن تحديد معدل التردد بالمقارنة مع المعدل الخاص بانخفاض الدقة المرتبطة بقوة معالجة الجهاز، على سبيل المثال الكاميرات التي لديها دقة تصل الى 120 هرتز (عينة في الثانية) قد تكون قادرة على التقاط البيانات بسرعة 240 هرتز ولكن على حساب 50% من الدقة المكانية، هذا يوضح المفاضلة بين القرار الزمني والمكاني، يبقى وجوب تحديد الخيار المناسب للدراسة، فإذا كان حجم الالتقاط صغير فقد يكون القرار المكاني مقبولاً للسماح بزمن اطول لالتقاط حركة عالية السرعة، ان فقدان الوضوح يرتبط بحجم الالتقاط الكبير (الواسع)، في هذه الحالة يجب الالتقاط بزمن اقل، مع ملاحظة أن معظم الحركات البشرية لها تردد منخفض مع وجود سرعات حركية عالية وتغيرات في الاتجاه سريعه، مما قد يؤدي الى فقدان البيانات اذا كان التردد منخفضاً جداً.

مزامنة الاجهزة الاخرى وفقاً للتردد المناسب

توجد احتمالية مزامنة أنظمة التحليل الحركي مع الاجهزة البيوميكانيكية الاخرى من خلال سلسلة من قنوات وتوصيلات الادخال المتوافقة فيما بينها، مثل المزامنة مع منصه قياس القوة Force platform، جهاز التخطيط الكهربائي للعضلات EMG والبيانات المماثلة الاخرى المراد مزامنتها مع وقت تسجيل البيانات الحركية لنظام

التحليل المستخدم، تردد هذه الأجهزة في العادة اعلى من تردد نظام التقاط الحركة لتمكين البيانات ان تكون متزامنة مع الوقت، هنا يجب ان يكون التردد مضاعفا لتحقيق الدقة.

المعايرة Calibration*

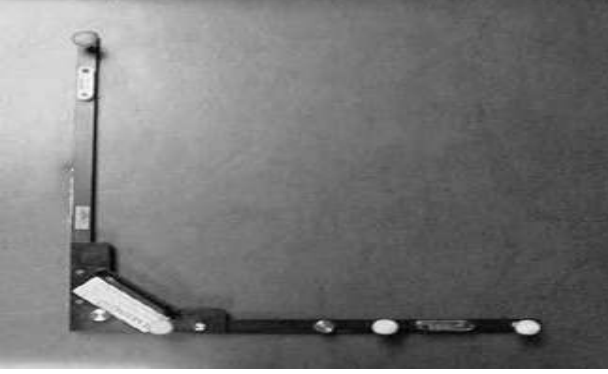
تتيح المعايرة تحويل احداثيات الصورة الملتقطة من كل كاميرا على حدة الى ابعاد ثلاثية حقيقة من خلال احداثيات كل علامة، بالنسبة لمعظم الانظمة تشمل هذه العملية مرحلتين، الاولى معايرة أولية ثابتة متبوعة بمعايرة عصا او اي معايرة ديناميكية.

تحديد اصل ونهاية كل المحاور في المختبر

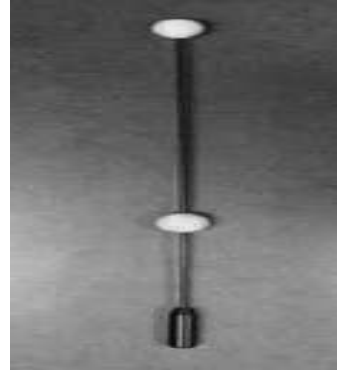
تستخدم المعايرة الثابتة إطار على شكل حرف L ثابت مع اربع علامات مثبتة في مواقع معروفة (شكل 3.1)، أذ يحدد الاطار L موقع نقطة الأصل واطار دليل للمختبر (اللاعب) على زوايا المفاصل المأخوذة من بيانات الاحداثيات ثلاثية الابعاد، توجد تعريفات في أسية الاحداثيات ثلاثية الابعاد (المحاور) لجعل التواصل بين المختبرات اسهل.

أقترحت الجمعية الدولية للبيوميكانيك (ISB) ملائمة المحور X مع اتجاه التقدم، والمحور Y عمودياً والمحور Z mediolaterally لانشاء نظام احداثيات متعامد (Wu and Cavanagh, 1995) وتم الاقتراح بناءً على ذلك على أنه امتداد للتحليل الثنائي الابعاد في المستويين Y-X، ويحتاج التمديد الى البعد الثالث اضافة محور متعدد الاضلاع، المحور Z تعريف هندسي نموذجي لنظام الاحداثيات المختبرية، يضع المحور X في اتجاه التقدم والمحورين Z-Y في الاتجاه العمودي وتجدر الاشارة الى ان تعريف المحور Z في ISB يعادل سالب Y في الاصدار الهندسي ويتبع كلاهما قاعدة اليد اليمنى.

* نظام المعايرة المذكور هنا يقابل المقياس المستخدم في البحوث التي اجريت سابقا والذي يطلق عليه مقياس الرسم Drawing Scale ستلاحظ أن هذه الطريقة تختلف كليا من حيث الاجراءات (المترجمان)



(A)



(B)

الشكل 3.1 (A) الاطار L المستخدم في المعايرة الثابتة لنظام التقاط الحركة وعلاقته بالاطار المرجعي، (B) العصا المستخدمة في المعايرة الميكانيكية

تحديد المعايرة Calibration المقبولة

تعد المعايرة Calibration أمراً أساسياً لتحقيق جودة البيانات، إذ لا يمكن ان يتم تحديد مواقع العلامات في الابعاد الثلاثية بدقة الا من خلال الاعتماد على الدقة التي تمت بها المعايرة لالتقاط بيانات ذات جودة عالية.

كل كاميرا تحتفظ بالمعايرة الخاصة بها من خلال رقم معين ضمن الوحدات التي تمت بها المعايرة بالإشارة الى الدقة التي تم وضع العلامة مثلاً أن القيمة 1.0 مم تشير ان موضع العلامة في الفضاء هو في حدود 1 مم من موقعها الحقيقي، هذا البعد يبقى ثابت بالمعايرة مع العدد الثابت للبكسلات في عرض كل كاميرا حتى في حالة استخدام مدى اوسع للتصوير (راجع تنصيب الكاميرات في القسم السابق).

ضبط وتحديد حساسية الكاميرا

المعايرة Calibration الثابتة هي المرحلة الاولى من عملية الضبط التي تتكون من مرحلتين، حيث يتم وضع الاطار L في الاتجاه الصحيح المتعلق بالمختبر او أي أجهزة إضافية مثل منصات القوة وفيما اذا كان سيتم استخدام محاور الحركة كمرجع لاي من المتغيرات مثلاً زاوية انحراف اصابع القدم اثناء الجري، لمثل هذا الضبط يجب ان يتم تدقيق حساسية الكاميرا وتحديد تغير حساسية الكامير من خلال تسجيل

الانعكاس ومحاولة تثبيته كعلامة، اي اذا كانت الحساسية عالية سيتم تسجيل الكثير من الانعكاسات غير الحقيقية بالاضافة الى تلك الموجودة في العلامات الفعلية وبالعكس اذا كانت الحساسية منخفضة فلن يتم التعرف على العلامات.

التحقق من الانعكاسات غير الحقيقية ضمن مجال رؤية كل كاميرا

بعد الانتهاء من ضبط حساسية كل كاميرا، يجب فحص طرق العرض للكاميرا على مجال الرؤية للكاميرا لاجل البحث عن اجسام عاكسة اضافية مثلا الكاميرات الاخرى، في بعض البرامج بالامكان حجب الاجزاء غير المرغوب فيها ضمن الاطار، ومن المحتمل أن هذا يؤثر على جمع البيانات، لذلك فهي طريقة جيدة وضرورية لبعض انواع البرامج لضمان الضبط وتجنب الانعكاسات المشوشة للصور التي يتم التقاطها، اذا تم التقاط انعكاس من قبل اكثر من كاميرا، يمكن إعادة ترتيب موقع، والا ستكون علامة على فشل المعايرة الثابتة.

تنفيذ المعايرة Calibration الثابتة

العلامات التي يمكن ان تشاهد ضمن اطار الكاميرا اثناء المعايرة هي تلك الموجودة فقط على الاطار L، بعد إجراء المعايرة الثابتة بنجاح يتم إجراء المعايرة Calibration الحركية (اثناء الحركة)، ضمن المجال الكامل لاطار الكاميرا، تعد المعايرة للعصا في الاساس القياس المباشر لاي كائن بابعاده ومنظور لجميع الكاميرات، تمتلك أي منظومة اسلوب خاص في التعامل مع النقاط خلال المعايرة، ولكن المطلوب الاساسي أن يكون الحجم مغطى بالكامل، وان اتجاه العصا متنوع لضمان دقة المعايرة في جميع المستويات الحركية.

التأكد من ثبات المعايرة Calibration خلال جميع مراحل جمع البيانات

يجب أثناء إجراء أكثر من تجربة لتحليل وجمع البيانات إجراء المعايرة في كل مرة حتى لو كانت الكاميرات مثبتة على الحائط، لان المعايرة اجراء دقيق وحساس، وأن الاهتزاز البسيط لاي كاميرا يؤثر على جودة البيانات، في حالة نقل الكاميرا أو تحريكها اثناء التسجيل يجب إعادة المعايرة كاملةً، يجب بذل كل جهد لتجنب ذلك، مثل الطلب من المشاركين في التجربة على عدم لمس الكاميرات، خفض عدد الاشخاص

الموجودين في المختبر اثناء جمع البيانات، مع ذلك فأن أجراء المعايرة سهل ولا يأخذ اكثر من دقائق معدودة وفي حالة الشك، القيام بأعادة المعايرة للمحافظة على جودة البيانات.

من المؤشرات على جودة المعايرة Calibration خفض ظهور الظلال او الانعكاسات المظلمة خلال التصوير العام، هذه العلامات (نقاط الاشباح Ghost points)، علامات يتم بناءها بوساطة البرنامج من خلال المعلومات الواردة من الكاميرا بالاستناد الى نظام المعايرة، ولكنها غير موجودة بالفعل، ان أعادة المعايرة يمكن ان تحدث بسبب تغيير وحدات القياس أو الاحداثيات في المختبر على الرغم من ان ذلك لايمكن ان يحدث اثناء التجربة الفعلية.

ضبط وضع العلامات

ببساطة ضبط العلامات يعني وضع العلامات التي تحقق معايير الاختيار المحددة كما عرفها (Cappozzo et al., 1995).

مطلوب تحديد ما لا يقل عن ثلاث نقاط غير متداخلة لكل جزء في التحليل الثلاثي الابعاد

يجب وجود ثلاث نقاط ليست على خط واحد في أي جزء لتحديد موضعها واتجاهها في التحليل الثلاثي الابعاد، وجود نقطتان على خط واحد يقدم معلومات حول الحركة الثنائية الابعاد، ولا تعطينا مؤشر على وجود دوران يحدث حول هذا الخط،، توجد حاجة الى علامة ثالثة غير خطية لغرض تحديد الدوران المحوري لهذا الجزء.

يجب رؤية كل علامة من قبل كاميرتين على الاقل اثناء التسجيل

هذا الحد الأدنى لمتطلبات التحليل الثلاثي الابعاد على الرغم من إمكانية اعادة تحسين جودة البيانات أثناء ادخال عدد اكبر من الكاميرات في رؤية نفس العلامات، يجب ان تكون المسافة بين العلامات كافية ليستطيع النظام من تمييزها فرديا اثناء التحليل، قرب العلامات من بعضها يسبب ارباك في النظام من حيث تداخل احدى

العلامات مع الاخرى، في هذه الحالة سيتم قراءة علامة واحدة بدلاً من اثنين، اي كلما كانت العلامات متباعدة كلما كان خطأ حساب البيانات قليل.

تقليل الحركة بين العلامات وخطوط العظام المشمولة

الهدف من نظام التحليل الحركي تحديد حركة (الهيكـل العظمي) الاساسية من خلال العلامات المثبتة على سطح الجلد، ويعرف التناقض بين حركة العلامة الفعلية وحركة العظام بأسم (حركة الجلد)، والمعيار الافضل لوضع العلامة هو تحديد العلامات التشريحية الدقيقة * Land mark للعظام باستخدام نظام bone pin، على الرغم من ان هذا الاجراء استخدم في العديد من الدراسات الا انه غير عملي في الكثير من الحالات، مع ذلك فأن الدراسات التي اجريت للمقارنة بين طريقة bone pin والعلامات المثبتة على الجلد توفر مؤشراً جيداً حول حجم ونوع الخطأ المرتبط بقياس العلامات المثبتة على الجلد.

هناك نوعين من الأخطاء في حركة العلامات التي توضع على سطح الجلد، الخطأ المطلق والخطأ النسبي (Nigg and Herzog, 1999)، مثلاً نسبة الخطأ التي تحدث بسبب حركة الجلد في موقع الركبة اثناء المشي تصل الى 10% من مدى الامتداد – الثني اثناء الحركة، 50% اثناء الابعاد – التقريب من مدى الدوران الداخلي والخارجي للحركة (Cappozzo et al., 1996)، هنا يجب ان يتم تقليل تأثير حركة الجلد الى الحد الادنى عند تثبيت العلامات المطلوبة (Cappozzo et al., 1996).

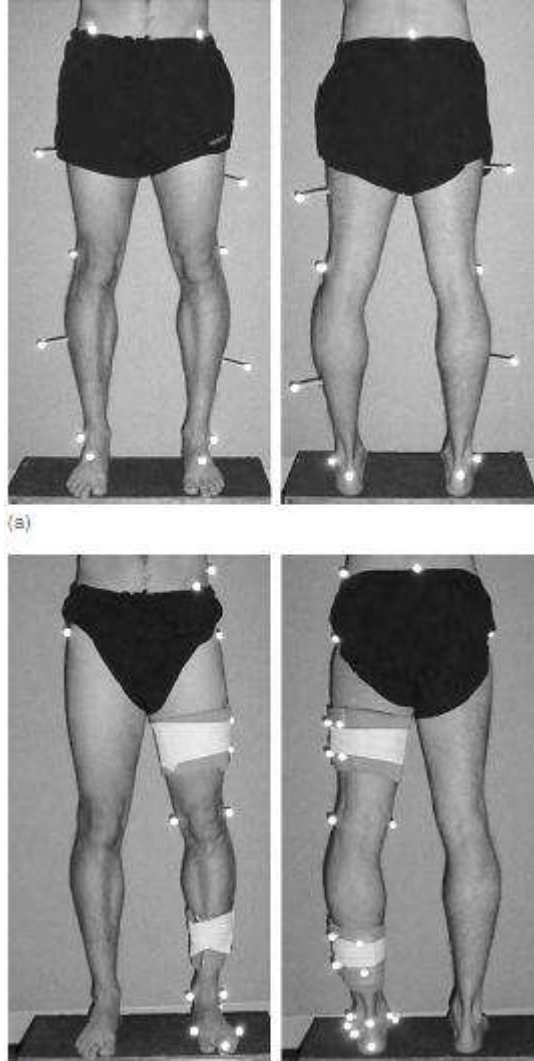
تطوير نظام وضع واختيار العلامات

تحديد نظام العلامات المناسب للدراسة المحددة

يعد تحديد العلامات المناسبة امراً مهماً لضمان امكانية حساب البيانات المطلوبة للمتغيرات قيد الدراسة، وله دور اساسي في تحديد جودة البيانات وتقليل نسب الخطأ الناتجة عن حركة الجلد او الضوضاء التي تحدث اثناء ادخال البيانات.

* نظام Land mark او Bone pin هو النظام المعتمد من قبل الجمعية البريطانية للبايوميكانيك

ان الاختيار الامثل للعلامات المناسبة وثبيتها بدقة على الجلد يؤدي الى الحصول على بيانات حقيقة تمثل الحركة المراد دراستها، توجد خيارات رئيسة ثلاث لتحديد مجموعة العلامات المستخدمة في الدراسة (شكل 3.2).



الشكل 3.2 يمثل مجموعة العلامات المستخدمة في تحليل الحركة (a) مجموعة العلامات القياسية لتحليل المشي، (b) مجموعة العلامات بالاستناد الى الكتلة

الخيار الاول، استخدام العلامات القياسية في تحليل حركة المشي Gait analysis وخلاف ذلك من الممكن ان يصمم نظام علامات خاص ببحثك ضمن نقاط تشريحية من اختيار الباحث، اخيراً يمكن استخدام علامات متصلة بنظام نقاط حرارية على جسم المشارك، وكل من هذه الطرق لها مزايا وعيوب.

استخدام العلامات القياسية في تحليل حركة المشي

اثبتت هذه الطريقة جودتها بعد تجربتها واختبارها في العديد من المختبرات العالمية واستخدامها في الكثير من الدراسات على مستوى العالم خلال 20 سنة الماضية، بالإضافة الى ان الشركات المصنعة توفر برامج تعالج البيانات الاولية تلقائياً من خلال قراءة هذه العلامات وتحويلها الى رسوم بيانية معدلة بحسب الوقت لكل متغير، مع ذلك هناك مجموعة من القيود للاخطاء التي تحدث بسبب عدد العلامات المستخدمة على كل قدم، من الافضل استخدام علامتان فقط، تمثيل على شكل خط مما يجعل تحديد الابعاد الثلاثية الحقيقية حول هذا الجزء نسبة الى الساق مستحيل، بالإضافة الى وضع علامتين على الساق فقط (توضع علامة واحدة على مفصل الركبة فوق اللقمة الفخذية (Femoral condyle)، فضلاً عن ذلك ونظراً لان برنامج مجموعة العلامات هذا صمم لتحليل حركة الاطراف السفلى، لهذا فأن تطبيقه على الحركات الرياضية من المحتمل يقلل من صلاحيته وفعاليته سواء من حيث العلامات المحجوبة عن عرض الكاميرا او حركة العلامة.

مثلا يؤدي وضع العلامات على العصى طريقة لتحسين تقدير الدوران الذي يحدث على المحاور والمستويات التي من المحتمل أن تكون غير مقبولة بدرجة مؤثرة في الانشطة عالية السرعة، وأمكانية تقليل مصدر الخطأ من خلال وضع العلامات على الجلد مباشرةً.

تصميم نظام علامات خاص

البديل تصميم نظام علامات خاص بالدراسة من خلال اتباع نظام ثلاث علامات لكل جزء بوصفها طريقة ضرورية وصحيحة للتحليل الثلاثي الابعاد أثناء تسجيل الحركة، هذا يقلل من القيود المذكورة في الطريقة السابقة.

في هذه الطريقة توجد حاجة لمعرفة جيدة بالتشريح السطحي لتحديد مواقع العلامات الاكثر ملاءمة التي تقلل من حركة الجلد الى الحد الأدنى Land mark، وتستطيع من خلالها تحديد مراكز المفاصل، في العادة توجد حاجة لتحديد علامتين لغرض التعرف على الموقع النسبي لمركز المفصل وتوضع العلامة الثالثة في منتصف الجزء البعيد عن الخط الفاصل بين اثنين من العلامات التشريحية لنستطيع تحديد الابعاد الثلاثية للجزء المراد تصويره، من الممكن وضع علامات اضافية على الجزء لضمان ظهور ثلاث نقاط على الاقل في كل صورة من الصور المسجلة، تعد هذه الطريقة دليل للعمل في تحليل الحركات الرياضية المعقدة التي تحتوي على تغيرات للحركة على اكثر من محور او مستوى مما يؤدي الى حجب علامات معينة.

استخدام نظام مجموعة علامات مركز الكتلة وتطويره

تستخدم الطريقة الثالثة لنظام العلامات في وضع العلامة في مركز الجزء (الكتلة)، على وفق العلاقة بين النقاط التشريحية المطلوبة لاستخراج البيانات، تسهم هذه الطريقة في زيادة المرونة في موقع الكاميرا اذ يمكن وضعها مباشرة مقابل الجزء ليصبح اكثر وضوحا، هذا على الخصوص مفيدا جدا في حالة توفر عدد من الكاميرات ومساحة المختبر كافية ولا تقيد حركة الكاميرات.

تتطلب هذه الطريقة معايرة إضافية ثابتة مع هذا النوع من العلامات لغرض توفير موضع دليل صفري لزوايا المفاصل وتحديد موقع مركز المفصل من خلال استخدام علامات ضمن مستويات مختلفة، توجد حاجة لاجراء مجموعة من التجارب لتحديد النقاط التشرحية لكل جزء (كتلة)، وفي حالة اجراء تجربة واحدة يجب وضع العلامات التشريحية وحسب علاقتها مع الكتلة اثناء معالجة البيانات بوصفها طريقة بديلة لتحديد مؤشر موقع كل علامة تشريحية، تحتاج هذه الطريقة ثبات القيمة في

المعالجة، ولا حاجة رؤية جميع العلامات التشريحية في وقت واحد، وتستخدم بوصفها دليل لتحديد عدد الكاميرا.

تعريف عدم التماثل في مجموعة العلامات الخاص بالدراسة لتحسين تتبع العلامات

يمكن تعريف التباين في مجموعة العلامات الخاصة بالدراسة عن طريق اضافة علامة على الجانب من الجسم فضلا عن علامات غير تشريحية توضع على الجانبين الايمن واليسر، ويمكن للتباين في برنامج الخوارزميات الذي يستخدم المسافات والزوايا بين العلامات تحديدها العمل بشكل فعال.

تحديد حجم العلامة

حجم العلامة يمثل حلا وسطاً لوجود علامة كبيرة مرئية وواضحة لجميع الكاميرات مع امكانية مشاهدة الوحدات بشكل متعدد وبالتالي يؤدي الى تحسين دقة تحديد الموقع، ويجب ان لا تكون كبيرة لدرجة انها تتداخل مع حركة الرياضي او تتداخل مع علامات اخرى في الكاميرا، من الافضل ان تستخدم العلامات التي بحجم 25 مم، ومن الممكن استخدام علامات بحجم 5مم في الكاميرات عالية الدقة.

استخدام الطريقة الامثل لوضع العلامة

يجب ان يكون وضع العلامات على الجلد سريعا وسهلا وثابتة لاطول فترة ممكنة اثناء فترة التصوير وجمع البيانات.

توجد اساليب مختلفة لوضع العلامات، الافضل وضع العلامة على الجلد مباشرة، وتوجد علامات توضع على الملابس، ولغرض تحقيق الحرفية يستخدم الشريط اللاصق ذو الوجهين او الاقراص اللاصقة التي تستخدم في تخطيط القلب (ECG) لوضع العلامات اذا كان هذا الاجراء يسمح من استخدام مواد لاصقه لغرض توفير لاصق اضافي للتثبيت، مثلا اذا المشارك سيتعرق خلال التجربة في بعض الحالات تستخدم الملابس الضيقة ولصق العلامات باستخدام مادة الفليكرو (Velcro)، هذه الطريقة سريعة ولا تسبب اي ازعاج للمشارك مثل طريقة ازالة العلامات المثبتة على الجلد مباشرة، مع هذا توجد حركة بسيطة بين العلامة والعظم.

وضع العلامات بعناية ودقة كبيرة

يجب ان توضع العلامات بدقة وعناية من قبل المختص على جسم المشارك، لان وضع العلامات في غير مكانها الصحيح عند تحديد مواقع مراكز المفاصل نسبةً لتشريح العظام الاساسي، يؤدي الى فقدان التزامن أثناء معالجة البيانات، ولغرض التخلص من الاختلافات في وضع البيانات بين المشاركين يجب ان يقوم شخص واحد متخصص وعلى دراية بوضع العلامات على جميع المشاركين لازالة التباين بين الافراد بوصفه مصدر للخطأ.

المعالجة والتحليل وعرض بيانات التحليل الحركي*

معالجة البيانات

تتمثل المرحلة الاولى في معالجة البيانات وتنظيفها، يعني التحقق من موقع العلامات بشكل صحيح في صور التسجيل مع محاولة ربط القطع وحذف العلامات الزائدة غير المهمة، تعمل البرامج الحالية المستخدمة في التحليل الحركي بهذه المهمة بشكل ذاتي دون الحاجة الى التدخل اليدوي.

في السابق كانت هذه العملية في تحديد العلامات مهمة شاقة وتحتاج الى الكثير من الجهد والوقت لمعالجة البيانات، في الوقت الحالي المهمة تتم ذلك خلال ثوان معدودة من خلال البرنامج، ويجب اجراء التحقق في كل مرة لغرض التأكد من العلامات والتعرف عليها بشكل صحيح، بإمكان ملاحظة ذلك بالعين ضمن الاطار المستخدم، ومعرفة فيما إذا كان هناك انحراف او لا عن المسار الصحيح، أن يؤدي التصميم القوي والدقيق للعلامات المثبتة الى تقليل الوقت اللازم لجمع البيانات.

من ناحية ثانية، يؤدي استخدام كاميرات جيدة ووضع جيد للعلامات الى تقليل نسبة الخطأ الى اقل حد ممكن، يوجد مقترحين في هذا، الاول هو اجراء اكثر من تجربة من حيث ترتيب الاجهزة واستخدام الكاميرات حتى يتم الحصول على مسارات

* من الممكن اتباع بعض هذه الخطوات أثناء القيام بكتابة بحث في التحليل الحركي والبيوميكانيك وخاصة فيما يتعلق بالاجراءات ليكون مقبولا للنشر في المجلات العالمية مثل

Journal of sports Biomechanics، Journal of Biomechanics

جيدة ودقيقة للحركة، والثاني وجود الفواصل الصغيرة بين مسار العلامات مع وجود تغييرات في مسار المنحنى ويكون مقبول لحد خمس عينات متتالية، معظم البرامج تقدم تقنية لتركيب منحنى خماسي مع حدوث تغييرات طفيفة في شكل المنحنى أثناء حدوث فقدان للبيانات، هذا يجعل عملية التحليل مقنعه ومقبولة من الناحية العملية ولا حاجة الى الرفض في حالة فقدان علامة بسيط في بعض الاطارات، بينما يتم الرفض في حالة فقدان بيانات متعددة او وجود تسرب في العلامات، ثالثاً يجب حذف العلامات غير المعروفة او غير المعرفة قبل البدء بأجراءات التحليل لانها علامات شبكية (Ghost marker) لانها لا تؤثر على البيانات التي تعود للمختبر، مع ملاحظة قبل حذف اي علامات شبكية يجب التأكد ومراجعة أن جميع علامات الجسم قد تم تحديدها بشكل صحيح ولم يتم استبدالها بعلامة شبح، ينفذ هذا من خلال البرنامج ضمن معادلة حسابية، ويجب ان تكون المسارات الحركية غير مؤشرة بنهايات حادة او مكسورة مما يعني فشل البرنامج في التعرف على العلامات الصحيحة، يجب حذف العلامات الشبح من النسخة التجريبية قبل البدء بالتحليل ليكون عمل برنامج معالجة البيانات بشكل صحيح.

تستخدم الفلتر او تصفية البيانات أثناء تحليل الحركات البشرية بوصفها عملية مهمة، وسيتم التطرق اليها في فصل اخر من الكتاب، هنا سيتم مناقشة الاعتبارات الاساسية لهذا الاجراء. يحدث الضوضاء في التحليل غالبا بسبب حركة العلامات الموضوعة على الجلد وهذا يتأثر بارتفاع وتيرة التردد وحركة الانسان التي يمكن العزل بينهما باستخدام عامل تصفية او فلتر منخفض Low-pass filter، مثل هذا المرشح يعمل على عزل وقت الازاحة الفعلية لعلامة معينة، بالاستناد الى اذا ما كان تغير في موقعها أكثر من المقبول مع تجاهل كافة العلامات فوق القطع، يؤثر بشكل كبير اختيار القطع المستخدم في التصفية على مسار العلامة، ويؤدي الى انخفاض في عدم سلاسة المسار وتسطح القمم مقارنة بالزاويا الحادة قبل الفلتر، تحديد القطع المناسب من خلال عمليات حسابية محددة، من خلال تخطيط منحنى توزيع التردد او اخذ عينات مختلفة عن طريق التجربة والخطأ من مختلف الترددات ومراقبة تأثيرها على مسار منحنى البيانات بوصفها مؤشر للترددات المقطوعة والمستخدم في حالات مختلفة، في

العادة يتم تصفية البيانات الخاصة بالمشي في 6 هرتز وتعمل في 8 هرتز لتصل الى 12 هرتز، وبمجرد الوصول الى الاعداد الجيد في هذه المرحلة، عندها نحصل على البيانات الخاصة بالمتغيرات الحركية اللازمة للحركة للإجابة على سؤال البحث.

تحليل البيانات

يعتمد تحليل البيانات على نوع النظام والبرنامج المستخدم في الدراسة، بالإضافة الى مجموعة العلامات التي استخدمت بوصفها معياراً، إذا استخدمت نموذج تحليل المشي كمعيار، هنا توفر معظم الانظمة تحليل تلقائي ومعالجة للبيانات لجميع المتغيرات، هذه الطريقة سهلة، مع ذلك لاتعطي للمتخصص سيطرة على القيم المحتسبة، من الضروري في اختيار علامة مخصصة ان يكون المحلل قادراً على استخدام برنامج التحليل المقدم من قبل الشركة المصنعه، إذ يتيح ذلك تحديد انظمة احداثيات القطاعات والمكونات الاخرى أثناء تحليل البيانات من خلال استخدام الخيارات الموجودة في البرنامج، هذا يوفر مرونة اضافية للمزيد من التحكم في طريقة تحليل بيانات الدراسة، وأنها تعتمد على الخبرة والمعرفة التقنية للمحلل في اتخاذ القرارات الصحيحة خلال تعريف نقطة او محور وحساب الاحداثيات الصحيحة، أن الخيار الامثل لهدف تحقيق التكامل في عملية تحليل البيانات يكمن في كتابة برنامج حاسوب خاص بأحدى لغات البرمجة يتناسب مع متطلبات الدراسة، من خلال هذه الطريقة ستكون واثقاً من جميع العمليات الحسابية المتوافقة مع ما تريد الحصول عليه، مع وجود مرونة في اختيار البيانات وطريقة جمعها، يكتب ذلك ومن ثم التحقيق من ملائمة للتحليل الثلاثي الابعاد، ان التحليل الحركي مهمة صعبة تحتاج المعرفة العلمية والرياضية ويجب ان تؤدي بكل جدية.

بغض النظر عن الطريقة المختارة فإن النتيجة النهائية لتحليل البيانات استخراج البيانات الحركية (Kinematic Data) الثلاثية الابعاد، من خلال موقع العلامة الخام التي تم الحصول عليها من خلال التجارب، وتعد المخرجات الاساسية ناتج متغيرات الزاوية أو مشتقاتها مع الزمن لكل تجربة وهذا جميعها يتم معالجتها وتقليصها لغرض المساعدة في تفسير البيانات.

عرض وتفسير البيانات

توجد عدة خيارات وطرق لعرض وتفسير النتائج، ففي حالة وجود تفسير للبيانات المنفصلة أو القمم، من المفيد استخدام المتوسطات بوصفها تفسير نوعي للبيانات، مع ضرورة وضع في الذهن دائماً أن منحني المعدل يخفف من القمم للمحاولات الفردية بوصفة نتيجة الاختلافات التجارب البيئية المؤقتة. تعتمد الطريقة الأفضل على نوعية البحث والتنوع بين التجارب (شكل 3-3)، إذا كانت كل التجارب متشابهة جداً يؤخذ منحني متوسط واحد ويعد الأنسب، مع ذلك يعد مؤشر التباين بين التجارب مفيداً وأن المتوسط ± 1 للانحراف المعياري مفيداً أيضاً، ومن المفيد جداً أن تقع جميع المنحنيات الفردية على نفس الرسم البياني لتوفير جميع المعلومات حول التباين بين التجارب، مع تحديد قيم المتوسطات للمتغيرات الرئيسة في هامش الشكل.

تخفيض البيانات يعني استخراج المتغيرات الرئيسة من البيانات التي تم الحصول عليها أثناء المعالجة، وتعد المتغيرات النموذجية لقمة الازاحة الزاوية والسرعة، أو الزاوية المعرفة في تلك اللحظة، مثل لحظة قمة الابعاد والتقريب للقدم، زاوية ضرب القدم، بوصفها متغيرات منفصلة يمكن اعتبارها مثاراً للتساؤل في البحوث حول الاصابات أثناء الجري.

يتعلق قرار تخفيض عدد البيانات المعروضة على هدف استخراج نقاط البيانات بشكل منفصل من منحني التوزيع الطبيعي، أو بشكل منفرد، ومن ثم القيام بحساب المتوسط الحسابي للمتغير قيد الدراسة، بالنسبة للاوقات المحددة فأن طريقة التوضيح هي نفسها، على سبيل المثال لا تتأثر زاوية القدم الخلفية عند ضربة التماس للقدم لأنها تتحدد من خلال نفس البيانات في كل منحني، كما في منحني المتوسط، مع ذلك فأن استخدام المنحنيات الفردية تعد أكثر ملاءمة لحساب قيم الذروة، بسبب حفاظة على معلومات الوقت مع تغير البيانات، ويميل المنحني الى خفض قيم الذروة الظاهرة أثناء ما يكون هناك اختلاف في الاوقات.

من المحتمل أن تكون الانواع الأخرى من التحليل مناسبة بناءً على سؤال البحث، مثال، الكثير من البحوث المعنية في دراسة التناسق بين عمل أجزاء الجسم وأسلوب

تأثير ذلك على خطر الإصابة، المراجعة التفصيلية والتقنيات المستخدمة لقياس التباين خارج نطاق هذا الفصل.

العامل المشترك في التحليلات الخاصة بحركة الانسان هو لاستخراج البيانات المنفصلة للسلاسل الزمنية المستمرة بهدف الاجابة على اسئلة البحث احصائياً، ولغرض الحفاظ على قوة البحث الاحصائية من الافضل تحديد المتغيرات الرئيسة التي تسهم في تحقيق فرضيات البحث مع تقديم المتغيرات الاخرى بشكل منفصل بوصفها عوامل مساعده في تفسير النتائج الاحصائية.

تقديم تقرير الدراسة في التحليل الحركي

تحتوي هذه الفقرة على ارشادات حول طريقة كتابة التقرير في التحليل الحركي سواء كان مقالة أو تقريراً الى مجموعة بحثية أو بحثاً علمياً أو بحثاً لغرض استشاري، من المحتمل أن الزبون او العميل* الذي اراد هذا العمل (الدراسة) مهتم بالتفاصيل الدقيقة لطريقتك والاسلوب العلمي في المعالجة، والى شرح واضح للنتائج التي تم التوصل اليها بأسلوب بسيط يتمكن الشخص غير المتخصص من فهمه.

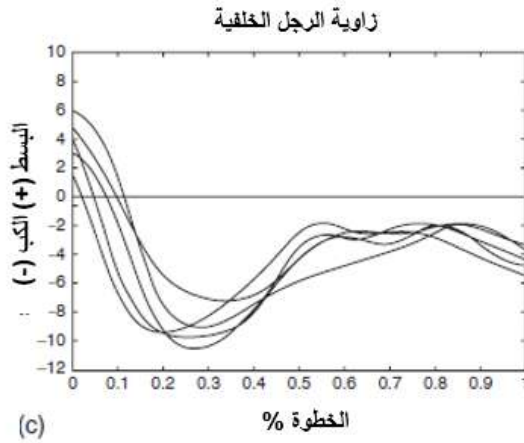
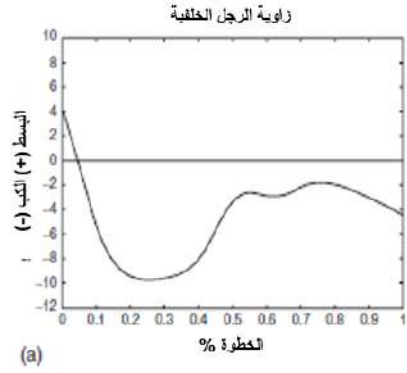
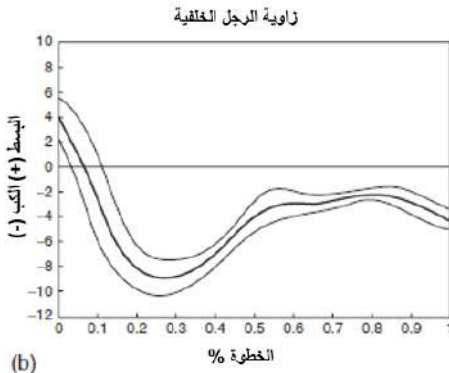
- تحديد المجال العام للبحث.

- التركيز على موضوع الدراسة الدقيق.

- الاستعانة بالدراسات والمراجع التي تناولت موضوع الدراسة.

- تحديد الفجوات التي تناولتها في الدراسات.

- حدد اهداف البحث وفرضياته.



الشكل 3-3 يبين طرق مختلفة لتقديم نفس البيانات الحركية لتجارب متعددة (a) منحنى متوسط، (b) منحنيات الانحراف المعياري، (c) جميع المنحنيات الفردية (البيانات هي لحركة القدم الخلفية اثناء الجري).

الطريقة Method

- وصف العينة وما أسباب اختيار العينة المشاركة بالبحث.
- اتباع الاخلاقيات الخاصة بالبحث العلمي حول الموافقات المستحصلة من اجل اجراء هذا البحث.
- كتابة كافة التفاصيل الخاصة باجراءات التجربة لغرض الاستفادة منها من قبل الآخرين في نفس المجال.

- لا تقوم بأعادة كتابة الاجراءات القياسية فقط قم بتقديم المصادر الرئيسة التي تحتوي على التفاصيل في حالة عدم وجود معرفه لدى القارئ بذلك.
- كتابة الجزء الخاص بالاحصاء بالتفصيل والاختبارات المستخدمة وما المتغيرات المستقلة والتابعة لاختبارالفرضيات ان وجدت.
- مهارة الباحث في قدرته على تفسير البيانات المستخرجة على وفق اسئلة البحث وأستخدامها لاجل بناء نتائج مركزة وغنية بالمعلومات.
- ادراج البيانات المتعلقة بأهداف الدرسه فقط، لا تتطرق الى اي معلومات خارج اطار البحث، هذا يعطي استنتاج ان الباحث لايعرف السؤال الذي تحاول الدراسه الاجابة عليه.
- يجب ان يحتوي هذا القسم على النتائج التي تم اختبارها احصائياً، هذا يساعد القارئ على تفسير النتائج اذا ذكرت القيم المحتسبة (الفعلية) بدلا من الاهتمام بمستوى المعنوية بين القيم.
- يجب ذكر الوصف الاحصائي لجميع المتغيرات الثانوية، التي ليس علاقة مباشر بفرضيات البحث والمساعدة في تفسير النتائج.
- عرض الجداول والاشكال على وفق الضرورة للتوضيح مع ملاحظة عدم التكرار.
- النتائج المفسرة في هذا القسم يجب ان تكون ذات صلة بما عرض من جداول واشكال.
- ان واجب هذا القسم هو عرض نتائج الدراسة ليتم مناقشتها في مناقشة النتائج.

المناقشة Discussion

- يتم تفسير النتائج مع الاستعانة بالدراسات التي ذكرت في مقدمة البحث.
- لا يجوز استخدام مفاهيم او مصطلحات جديدة في هذا القسم، تربط المناقشة بجميع المعلومات التي تم التطرق اليها في المقدمة والاجراءات والنتائج، مع ضرورة كتابة جميع المصادر التي تم الاستعانة بها سابقاً في هذا القسم.
- التعليق في المناقشة يتركز على صحة الفرضيات ودعمها او رفضها ومناقشة الاثار المترتبة عليها.
- تلخيص ما تم التوصل اليه من خلال البحث مع استخلاص مجموعه من الاستنتاجات حول اسئلة البحث ان كان ذلك مناسباً.
- من الضروري الحرص في عدم تقديم جميع البيانات الشاملة عن دراستك، ان المعرفة وفهم المشكلة في البيوميكانيك عملية متدرجة، اعترف بالمساهمة التي تقدمها الدراسة وتجنب الزيادة والتنبؤ بنتائج غير معروفة.
- حدد ما القيود التي واجهت بحثك وكيف أثرت على النتائج.
- ناقش فيما اذا تم تحقيق اهداف الدراسة التي حددت في المقدمة أو لا، بين الاسباب التي كانت السبب في عدم تحقيقها وما التوصيات المستقبلية حول ذلك.
- اذا كانت الدراسة جزء من دراسة اكبر من المناسب ذكر ما الخطط المستقبلية بناء على المعرفة المكتسبة لغرض معالجة المزيد من الاسئلة التي لها علاقة بموضوع البحث.

المصادر References

- كتابة قائمة بجميع المصادر التي تم الاستعانة بها في النص الرئيس للبحث، واتباع الدقة في كتابتها لتمكين القارئ من متابعة الجوانب المهمة في البحث.
- يجب وضع المصادر التي يريد الباحث ان يسلط الضوء عليها ولم يتم الاشارة اليها في قائمة المصادر في نهاية البحث.

من اهم النقاط في كتابة البحث أتباع تسلسلاً منطقياً بدءاً من تطوير السؤال الى البيانات المتعلقة بهذا السؤال والربط في النهاية ما بين المعرفة الموجودة حول هذا الموضوع والنتائج التي تم التوصل اليها في الدراسة حول الغموض الذي يغلف فهم حركة الانسان في المهارات الرياضية والتمارين.

في نهاية هذا الفصل، يجب ان تكون اكتسبت دراية بكافة المسائل المتعلقة بجودة التحليل والبرامج المستخدم بالتحليل الحركي كأدوات لجمع البيانات في الرياضة والبيوميكانيك، أذ ان كل مشروع يحتاج الى متطلبات خاصة ومحددات، يعد التحضير الجيد مفتاح النتائج، والوقت الذي تقضيه في معالجة القضايا المختلفة سيساعد على حل المشكلات ومنعها لاحقاً.

شكرو تقدير

اتقدم بالشكر لـ Dr. Johan D. Willison لتفضله بالقبول لتزويدي بالموديل الموضح في الشكل 3-3.

المصادر

- Cappozzo ،A. ،Catini ،F. ،Della Croce ،U. and Leardini ،A. (1995) 'Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination' ،*Clinical Biomechanics* ،10: 171–178.
- Cappozzo ،A. ،Catini ،F. ،Leardini ،A. ،Benedetti ،M.G. and Della Croce ،U. (1996) 'Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts'، *Clinical Biomechanics* ،11: 90–100.
- Nigg ،B.M. and Herzog ،W. (eds) (1999) *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*، Chichester ،UK: Wiley & Sons Ltd.
- Wu ،G. and Cavanagh ،P.R. (1995) 'ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data' ،*Journal of Biomechanics* ،28: 1257–1261.

الفصل الرابع

FORCE AND PRESSURE MEASUREMENT

Adrian Lees and Mark Lake

قياس القوة والضغط

المقدمة

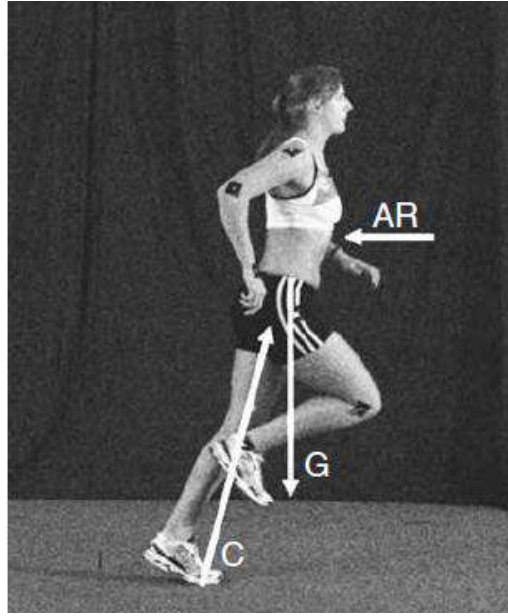
ينتج من قوة الاتصال بين الانسان والبيئة قوى أو ضغوط من جراء هذا الاتصال على مناطق صغيرة، ويعد أمر اساسي لفهم تنفيذ الاداء البشري في الفعاليات الرياضية، باستطاعتنا من خلال معرفة القوى التي تعمل أثناء الاداء الحركي من فهم المزيد عن الطريقة التي يعمل بها جسم الانسان من خلال الاطراف والجسم لتحقيق الواجب الحركي مع تفاصيل دقيقة عن طريقة نشوء هذه القوى وتأثيرها على الجسم بوصفها قوى داخلية وخارجية، فضلا عن ذلك تساعدنا معرفة هذه القوى على فهم الكثير حول اسباب وآليات حدوث الاصابات الرياضية.

يهتم هذا الفصل بالجوانب النظرية والعملية والادوات المستخدمة في قياس القوى والضغوط خلال التمارين الرياضية، بالنظر لوجود العديد من أجهزة لقياس والانظمة سيتم التركيز على الانظمة الرئيسة لقياس القوة، سيكون أهتمام هذا الفصل على منصة قياس القوة، اما فيما يخص قياس الضغط سنهتم بالانظمة التي تستخدم لقياس الضغوط على اخمص القدم.

منصة قياس القوة

نظرة تاريخية مختصرة

توصف الحركة البشرية الطبيعية او الرياضية بأنها ناتج ميكانيكي لتفاعل العديد من القوى، قسم من هذه القوى تنتج من داخل الجسم مثل قوة العضلات، في حين ان القوى الاخرى تنتج من المحيط مثل الجاذبية ومقاومة الهواء، وتنتج القوى الاخرى من خلال التفاعل الذي يحدث بين الانسان والبيئة مثل قوى التماس.



الشكل (4.1) القوى المؤثرة على جسم العداء (C) قوى التماس، (G) قوة الجاذبية، (AR) مقاومة الهواء

القوى المؤثرة على جسم العداء التي تظهر في الشكل 4-1، تشمل عدة قوى خارجية، مثل قوة الجاذبية ومقاومة الهواء التي من الممكن ان تحسب من خلال معادلات رياضية خاصة موجودة منذ القدم، بينما قوى التماس لا يمكن تقديرها بسهولة بهذه الطريقة، لذا من الضروري جدا ايجاد وسيلة لقياسها، قوى التماس تستخدم في هذا الحالة لتمثيل الحركة وتستخدم في معادلات وقوانين خاصة بالحركة التي تعتمد على قانون نيوتن الثاني (Newton's Second law)، لهدف أنجاز تحليل ميكانيكي متكامل للحركة.

لأهمية قياس القوة لغرض فهم الطريقة التي نتحرك بها، طورت أجهزة لقياس القوة وكانت أجهزة تقليدية مثل منصات قياس القوة التي توضع على الارض، بالامكان قياس القوة المتولدة من تماس القدم في جميع الفعاليات الرياضية والتمارين، أذ يمكن تثبيت لوحة قياس القوة على الحائط او فوق اجهزة أخرى مثل منصة الغطس في السباحة (Diving platform).

جهاز القياس الاول ينسب الى عالم الفسيولوجيا الفرنسي ماري Marey في عام 1895 انظر (Nigg and Herzog، 1994)، أستخدم في هذا الجهاز انابيب ملئية بالهواء التي تسجل الضغط وبالتالي قوة القدم على الارض، وأحيانا يحمل العداء معدات القياس على ظهره، لهذه الطريقة عدة سلبيات، وفضل المتخصصين لاحقا ان يكون جهاز القياس منفصلا عن المؤدي.

صنعت منصات حساسة لقياس القوى العمودية والافقية، مثال واحد (نظام قياس القوة المتراصف) (trottoir dynamograph)* من قبل عمار Amar في 1916 (see Cavanagh، 1990)، يعمل من خلال استجابة الصمامات المطاطية للضغط الذي تتعرض له بفعل الحركة على المنصة. صمم الفامان (Elftman) في 1938 منصة تعمل بالنوابض Springs لتسجيل القوى بالاتجاهين الأمامي والخلفي الناتجة من قدم العداء ضد الارض (see Nigg and Herzog، 1994)، المحددات في هذه الطريقة مقدار الاراحة اللازمة لتوليد ضغط كافي على النوابض فضلا عن التردد الناتج من المنصة.

لاحقاً اصبح تصميم منصات القوة اكثر تطوراً وعملية، من خلال وضع دعامات صلبة مقاسة سابقا تتكون من مادة بيزو الكهربائية (piezo-electric material) (see Nigg and Herzog، 1994 for a detailed explanation of these measuring methods)، وفرت هذه الطريقة دقة اعلى لقياس القوة من خلال المنصة، على الرغم من وجود بعض الترددات العالية الدقيقة، الا أن القياس دقيق وبجودة عالية.

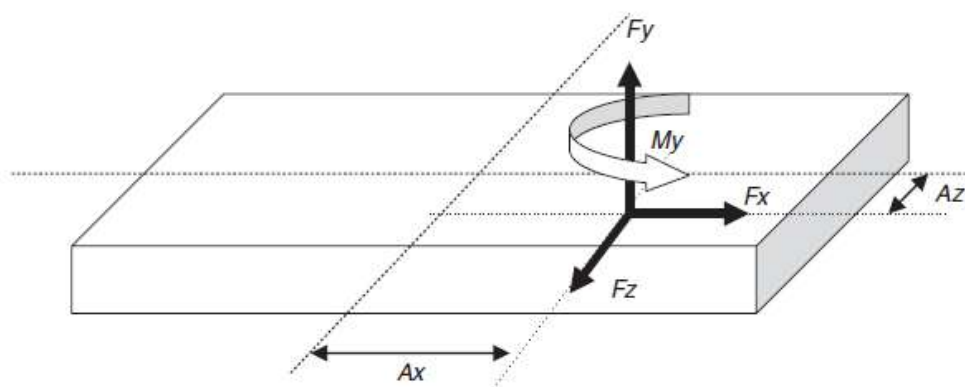
صنعت منصة قياس القوة تجاريا في عام 1969 من قبل شركة كستلر Kistler، من خلال استخدام تقنية البيزو الكهربائية، وقبلت بوصفها منصة عالمية لقياس القوة، في عام 1976 ظهرت تكنولوجيا ميكانيكية متقدمة، صنعت من قبل AMTI، USA، أستخدم فيها مقاييس الاجهاد او ما يسمى سترين كيج Strain gauge التي لها الافضلية في زيادة مساحة القياس وبكلفة اقل، بعدها صنعت الكثير من منصات قياس القوة التجارية.

* trottoir dynamographique المصطلح باللغة الفرنسية ويعني مخطط متر اصف لقياس القوة.

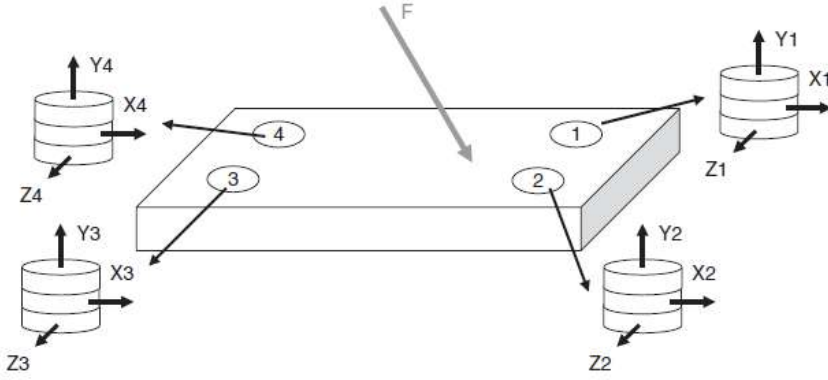
التصنيع والتشغيل

تتوفر المنصات لقياس القوة التجارية بأشكال وأحجام وبطريق تصنيع مختلفة، المثال النموذجي منصة Kistler 9281B force platform، المصنوعة من قاعدة معدنية صلبة أبعادها 600×400×60mm ووزنها 410N، ولها القابلية لقياس القوة بمدى 10 من 000،10 نيوتن وبدقة تصل لغاية 2% من مدى القياس المستخدم، تستخدم المنصة تردد عالي 200 هرتز وقدرتها في قياس القوة الخطية جيدة.

منصة قياس القوة النموذجية لديها القدرة على القياس بحساسية عالية لـ 6 متغيرات. يظهر في الشكل 4-2، نظام محاور القوى المؤثرة على الجسم، تسمى قوة رد الفعل، تنتج من خلال الحركة قوة تؤثر على سطح الأرض في نقطة التماس تسبب قوة رد فعل على الجسم الذي يتحرك (على وفق قانون نيوتن الثالث newton's Third law)، الذي ينص على وجود قوة معادلة ومعاكسة للقوة المؤثرة، من المنطق ان التعامل مع القوى التي تعمل على الجسم، واستخدامها في أي تحليل بيوميكانيكي.



شكل 4.2 المتغيرات المقاسة من قبل لوحة قياس القوة



شكل 4.3 مركبات الحمل الثلاث والموجودة في كل ركن من اركان منصة قياس القوة

يبين الشكل 4.2 المتغيرات الستة:-

F_x, F_y قوى رد الفعل على مسار محاور الحركة.

A_x, A_z يحددان نقطة تأثير القوة او نقطة الضغط.

M_y عزم الاحتكاك أو (القصور الحر) حول المحور العمودي.

تحتوي منصة قياس القوة على خلية قياس الجهد (سترين كيج) في كل ركن من الاركان الاربعة (شكل 4-3) تعمل على تحسس القوى في المحاور الثلاثة X, Y, Z (خلية قياس الجهد من الممكن ان تعتمد على تقنية بيزو الكهربائية او السترين كيج). الاساس في القياس تأثير القوة في نقطة ما على المنصة، تنتج قوة رد فعل من خلايا قياس الجهد لغرض المحافظة على الاستقرار (مجموع القوى = صفر، $\sum F = 0$).

ناتج مجموع قوى رد الفعل 12، تنتج بواسطة ثلاث مركبات للخلايا الاربعة لقياس الحمل، وعند تطبيق القياس التحليلي المعياري لهذه القوى نستطيع حساب محصلة قوى رد الفعل (F_x, F_y, F_z) كما يلي:-

$$(4.1) \quad F_x = X_1 + X_2 + X_3 + X_4$$

$$(4.2) \quad F_y = Y_1 + Y_2 + Y_3 + Y_4$$

$$(4.3) \quad F_z = Z_1 + Z_2 + Z_3 + Z_4$$

الحصول على القياسات الثلاث الأخرى (M_y, A_z, A_x) الأكثر صعوبة، ومن الضروري الرجوع الى تعليمات المصنع الفنية أو Nigg and Herzog 1994 للمزيد من التفاصيل، من المهم ان نذكر ان هذه المتغيرات والحصول عليها من القيم لـ 12 الخاصة بخلايا قياس الحمل ويمكن ان نحصل عليها على النحو التالي:-

$$A_x = (Y_1 + Y_2 - Y_3 - Y_4)b/F_y \quad (4.4)$$

$$A_z = (Y_1 + Y_4 - Y_2 - Y_3)a/F_y \quad (4.5)$$

$$M_y = (X_1 + X_2 - X_3 - X_4)a + (Z_1 + Z_4 - Z_2 - Z_3)b \quad (4.6)$$

بعدها نحصل على قيمة F_y من خلال المعادلة 2-4، والبعد "a" و "b" يمثل بعد خلايا قياس الحمل عن مركز المنصة في الاتجاه Z و X على التوالي. توجد ثلاث حقائق مهمة يجب ان تحدد في هذه المرحلة:-

1- تختلف طريقة تحديد او تسمية المحاور من خلال النظام المتبع الموصى به من قبل (الجمعية الدولية للبيوميكانيك)، يمثل Y المحور الرأسي، هناك البعض من منصات القياس المصنعة صممت على اساس ان المحور العمودي او الرأسي يمثل Z، تسميات المحاور لا تؤثر او تربك العمل اذا كان هناك دراية بتعريف المحاور المستخدمة في الدراسة.

2- تعتمد دقة قياس منصة القوة على قياس مقدار القوى المؤثرة عليها (قوة العمل) لذا يجب اخذ بنظر الاعتبار مبدأ الفعل- رد الفعل الناتجة لمعرفة القوى

العامل على الشخص المؤدي، أثناء التأثير على المنصة بقوة معينة تسجل خلايا الحمل هذه القوة، بينما القوة التي تعمل على المؤدي هي قوة رد الفعل المساوية والمعاكس لهذه القوة، بالتالي تسجيل القوة باتجاه الهبوط (اتجاه المحور السلبي للمختبر) التي تعمل على المنصة بوصفها قوة ايجابية تمثل قوة رد الفعل المؤثرة على الجسم، نفس المبدأ ينطبق على القوى الأفقية واللحظة الحرة، لأجل تأسيس نظام متوافق يمثل القوى المؤثرة على الشخص، ويجب اجراء بعض التعديلات على العلامات التي يتم دمجها في برنامج التحليل التي لا تكون ظاهرة للمستخدم، ومن الضروري اجراء فحص دائم للتأكد من الاتجاه الصحيح لكل متغير في نظام القوة، ينفذ هذا بسهولة من خلال الركض على المنصة في اتجاهات مختلفة مع الاشارة الى منحنيات القوة الناتجة ومقارنتها بالمنحنيات النموذجية للتشغيل (الشكل 4-4 فقرة تفسير متغيرات القوة).

3- تفرض تحليل المعادلات في 4-4، 5-4، 6-4 ان القوة الخارجية تطبيق في نفس المستوى الأفقي، المقاسة بوساطة خلايا الحمل، في معظم الحالات لا تكون هذه الحالة خلال وضع سطح اصطناعي على منصة قياس القوة، في هذه الحالة يجب اجراء تصحيح في المعادلات المقدمة، ودمجها في برنامج التحليل مع تعليمات برنامج الشركة المصنعه.

المواصفات الفنية

تحتوي منصة قياس القوة على عدة أجهزة (المنصة نفسها، جهاز قياس الاشارة وجهاز تسجيل الاشارة) مع برنامج لتحليل الاشارة، وكل جزء له دور محدد.

فائدة جهاز قياس الاشارة ومنصة القوة أنتاج مجموعة من قياس تأثير المتغيرات التي تحدث في حدود حساسية مناسبة واستجابة ديناميكية حركية ممتازة، القيم النموذجية:-

Range axes: vertical -10 – +20 kN ; horizontal ± 10 kN

المدى

Linearity <0.5% full scale deflection

الخطية

التباطؤ Hysteresis <0.5% full scale deflection

تداخل الاشارة Cross-talk <2

التردد الطبيعي Natural frequency high >700 Hz in vertical axis

مدى درجة الحرارة Temperature range -20 to + 50 C

للمزيد من التفاصيل يمكن الرجوع الى (Bartlett، 1997) فيما يخص هذه المصطلحات

أستفاد تطور منصات قياس القوة الحديثة من مجال الالكترونيات واجهزة قياس الاشارة لتلبية متطلبات الاداء، سبب الأختلافات بين منصات القوة يعود لنوع المحول وطريقة التصنيع والحجم (يجب الانتباه الى هذ الصفات أثناء اتخاذ قرار الشراء)، وأن جميع الانظمة الحديثة لمنصات القوة الحديثة مناسبة.

يجب اضافة ملاحظات حول التثبيت الذي عادة ينفذ على وفق تعليمات الشركة المصنعه التي تحدد قائمة بقيم كتلة القصور الذاتي وعزل محيط المكان وموقعه على الارض، بعض مواقع انظمة قياس القوة لا تتوافق مع هذه المتطلبات مما يؤثر على البيانات، على المستخدم الالتزام بشروط التثبيت مع احتمالية حدوث بعض المشاكل خاصة في أثناء تداخل تأثيرات متنوعة والتغير السريع لمستويات القوة.

تسجيل الاشارات من خلال نظام حاسوب مخصص مرتبط بجهاز المحول الاشارة الى ارقام في المنصة (نظام رقمي AD-)، وتضخيم اشارة المتغيرات الوارد من منصة القياس عادة في حدود $\pm 10V$ وبشكل متناظر (Analogue)، تحويل الاشارة المتناظرة الى بيانات رقمية بوساطة المحول (AD)، الذي يكون عادة جهاز 12 أو 16 بت، في حالة استخدام جهاز 12 بت فإن الاشارة تحول الى 2^{12} (4096) مستوى، هذا مناسب تماماً لقياس القوة ضمن مدى N5000 (الذي يعد نموذجي لمعظم الفعاليات الرياضية)، وبأمكان تعديله الى N 2.4. هذا افضل من الضوضاء الكامنة في الاشارة الداخلة التي من الممكن ملاحظتها في حالة التضخيم الى مدى N10.

في الفعاليات التي لها تأثير قوة منخفض مثل تحليل المشي لدى الاطفال، من الممكن اختيار مدى قياس منخفض يصل لغاية N1، يوفر المحول بقدرة 16 بت حساسية لتسجيل القوى تفوق المطلوب لجميع انواع القياس.

تعالج الاشارات بوساطة برنامج خاص توفره الشركة المصنعه أو من خلال برنامج مكتوب على وفق الحاجة ويكون متاح في المختبر، معظم المستخدمين على اطلاع بالمتغيرات الستة الاساسية للقوة، لذا فأن تصميم برنامج خاص ليس بالمشكلة اذا توفرت المهارات المناسبة بالاضافة الى حزمة من البرامج المتقدمة مثل Matlab، Labview أو Excel، وهذا جيد ومبتكر في مشاريع الدراسات العليا، وفي كلتا الحالتين فأن معالجة الاشارات الخام من خلايا الحمل في المنصة من اجل اشتقاق متغيرات منصة القوة باستخدام معادلات مثل 4.1-4.6.

تعتمد المعادلات المكتوبة على النظام المستخدم، لذا من الضروري الرجوع الى المواصفات الفنية المذكورة في دليل الاستخدام، يجب اثناء تنفيذ هذه المعادلات الانتباه الى حساسية هذا النظام لقوى رد الفعل، لاجل أعداده بشكل مناسب لتتوافق القوى واللحظة الحرة مع النظام المختبري المطلوب حرفياً، من المحتمل هناك حاجة لبعض التصحيح لغرض التعويض عن اي انحياز في محول (AD).

المعايرة Calibration

على الرغم من أن منصات القوة تتميز بالقوة وسهولة الاستخدام نسبياً، وفي نفس الوقت لها نظام معقد ويجب عدم الشعور بالحيرة والصعوبة في التعامل مع البيانات المستخرجة، إن أنتاج البيانات الدقيقة يحدث من خلال المعايرة الجيدة، اعلن Hall et al.، 1996 دهشتم من قلة الاهتمام بدقة البيانات المستخرجة من أداة القياس، هذا يرجع الى حقيقة صعوبة قياس القوى الديناميكية، على الرغم من ان منصة قياس القوة تتميز بالدقة والمتانة من حيث التصنيع مثال توجد منصات قوة يزيد عمرها على 25 سنة صالحة للاستخدام، تنفذ معايرة لمنصة قياس القوة في المصنع قبل عملية التسليم، هذا لا يشمل المحول AD أو البرنامج المعالج، تأثيرات التثبيت والبيئة المحلية (المختبر)، تقدم عدة شركات مصنعه خدمات معايرة موقعية

في المختبر المخصص، من المحتمل أن تكون مكلفة نسبياً خاصة في حالة وجود أكثر من منصة قياس.

هناك مسألة أخرى بالنسبة لبعض متغيرات منصة القوة، التي تعتمد على ظروف الاستخدام أو التشغيل، مثلاً تعتمد محصلة القوة (F_x, F_y, F_z) على حالة أداء الفرد، وتعتمد خلايا الحمل والمتغيرات التي من المرجح أن تكون دقيقة لمركز الضغط (A_z, A_x) على مستوى القوة واتجاهها وموقعها على سطح المنصة.

بالنظر لأعتماد (اللحظة الحرة) (مقدار العزم العمودي المؤثر على مركز الضغط) على مركز الضغط، الذي يتأثر أيضاً بظروف التشغيل، بمعنى آخر أن هذه المتغيرات ليس لها مستوى ثابت من الدقة التي يمكن تأسيسها، بالتالي فأن تحديد ظروف التشغيل يؤثر على الدقة.

أفضل طريقة للمعايرة هي بوضع وزن معروف القياس مسبقاً، العديد من المتخصصين Bobbert and Schamhardt, 1990; Hall et al., 1996; Flemming and 1999; Middleton et al., 1997; Hall, 1999 الذين قاموا باستخدام هذه الطريقة أو طرق أثقال أخرى، في العموم هذه الطريقة سهلة ويمكن القيام بها لغرض فحص نظام المنصة بأكمله.

تعد معايرة المحورين العمودي والافقي أكثر صعوبة، لذا اقترح وجماعته Hall et al., 1996 باستخدام نظام البكرات لتوجيه القوة المعايرة والناجمة عن الوزن المعلق أفقياً، تناولوا مسألة التأثير الحقيقي للاتصال بين القنوات Cross-Talk من خلال البيانات الخاصة بنموذج تحليل المشي، حتى مع وجود تأثير لقنوات الاتصال بنسبة 1%، من المحتمل أن تحدث القوة العمودية الكبيرة تأثيراً غير متناسب على القوى الأفقية الأصغر في حالة تجاوز النسبة 17%.

من خلال طريقة المعايرة الخاصة هذه تقييم قنوات الاتصال، ومن خلال هذا يتم توفير معادلات الانحدار لتقليل التأثير على القيم النهائية، استطاعوا بذلك إثبات

منصة القوة المستخدمة من قبلهم التي كانت ضمن النطاق المسموح به من الخطأ، الذي حددته الشركة المصنعه وان متغيرات القوة المصححة كانت أقل بكثير.

تسبب احداثيات مركز الضغط (Ax, Az) مصدر قلق ايضاً، أذ عمل Bobbert and Schamhardt, 1990 بفحص دقة مركز احداثيات الضغط على حد سواء، من خلال وضع أحمال أفقية تصل لغاية N2000 في مواقع مختلفة على سطح المنصة، بالإضافة الى قيام المختبر بالركض على المنصة، أظهرت نتائج الاختبار فيما يخص للوزن الثابت، وجود حاجة للحمل الأفقي بوزن N1000 أو أكثر لضمان استقرار مركز احداثيات الضغط، فضلاً عن اعتماد الدقة في البعد عن مركز المنصة، متوسط الخطأ في جميع النقاط 3.5 مم (الجانب القصير من المنصة) و 6.3 سم (الجانب الطويل من المنصة)، على الرغم من وجود اخطاء تصل الى 10 مم داخل حدود خلايا الحمل، وبمقدار خطأ يصل الى 20 مم أذا طبق الحمل خارج حدود خلايا الحمل، أظهرت نتائج دراسة مشابهة من خلال اختبار الركض الى وجود استقرار لاختبار الحركي من الاختبارات الثابتة، اقترح روبرت وجماعته Bobbert and Schamhardt, 1990 طريقة عددية لحل الاخطاء على الرغم من ان الطريقة لا ينطبق عليها برنامج قياس اشكال القوة الاخرى.

في الاونة الاخيرة درس Middleton et al., 1999 تأثير الفعل في الحمل المطبق، مثال أثناء وقوف الشخص بكتلا القدمين على المنصة، وتوصلوا الى وجود اخطاء صغيرة تحت ظروف البحث. استخدمت منصة قياس القوة نوع AMTI، وجدت Chockalingham et al., 2002 أن عتبة N 113 كافية للحصول على قيمة لاحداثيات الضغط لغاية 0.3 مم من القيمة المتوسطة، على الرغم من أن ذلك يحقق دقة أكبر من المقترحات السابقة، وذلك لأن الباحثين وجدوا ان الدقة تنخفض أثناء العمل على حافات المنصة.

على الرغم من أجراء المعايرة الميكانيكية الا ان هناك محاولة من قبل Fairburn et al., 2000 الذي اقترح طريقة البندول المتأرجح، خاصية هذا الطريقة أن خصائص القصور الذاتي للبندول معروفة، لذا يمكن مقارنة القوة النظرية مع القوة المقاسة،

على الرغم من أن كتلة البندول المستخدمة 20 كغم فقط،، من المثير للاهتمام عدم وجود أية قياسات نظرية وقياسات عملية في الاتجاه العمودي، مع وجود فرقاً في القياس الأفقي، السبب في ذلك راجع الى مشاكل في قنوات الاتصال والتي أشار اليها Hall et al، 1996، التي تم مناقشتها سابقاً.

من الواضح ان معايرة محور القوة العمودية سهل الاجراء ويجب ان يثبت في برتوكول القياس، لكن معايرة المتغيرات الاخرى في منصة قياس القوة هو معقد اكثر، على الرغم من ان تطبيق نقطة تثبيت الحمل المقترحة من قبل Chockalingham et al، 2002، وتبدو أنها طريقة مناسبة ودقيقة لتحديد مركز احداثيات الضغط بسهولة، تم استخدام أنظمة أخرى معقدة بشكل أكثر ولكن مع معادلات الانحدار تكون قادرة على تحسين أوجه القصور بسبب (Cross-Talk) قنوات الاتصال* أو موقع مركز الضغط، و يبدو انه لم تتم معالجة الدقة الخاصة بالقصور الذاتي، على الرغم من الطريقة تعتمد على على معايرة عزم التدوير والذي قد يوفر طريقة أولى لهذه المشكلة.

تشغيل منصة قياس القوة

تمتلك منصة قياس القوة برنامج للسيطرة على جميع الوظائف ومعالجة البيانات، توجد بعض الخيارات للمستخدم، الخيارات الرئيسة تشمل مدى قياس القوة ومعدل التردد، من الضروري ان يكون نطاق القوة مناسباً لنوع النشاط ولا يكون اقل منه (مثال طفل صغير أو كبير) أو (قياس الوثبة الثلاثية او الوثب العريض)، عادةً ما يكون المدى الافتراضي كافياً، مع التحقق من العلامات التي تشير الى ان المدى المختار غير مناسب، مثل قيم احداثيات مركز الضغط (A_x, A_z) تشير الى أن المدى كبير جداً، او التسطح في قيمة F_y صغير جداً، الخيار الثاني للتحكم يشمل التغير في معدل التردد الذي تمت الاشارة اليه سابقاً، تم التغلب على هذه المشكلة بسبب سعة التخزين العالية في الحاسوب وسرعة المعالجة.

* Cross-talk يعني الاشارات غير المرغوب فيها والمنقولة عبر قنوات الاتصال في المنصة، تداخل الاشارات.

قيمة معدل التردد المستخدم في البحوث الحديثة من 500-2000 هرتز، ومعدل التردد 1000 هرتز أيضاً خيار آخر مستخدم، يجب الإشارة الى ان التعرج في الإشارة (حيث ينظر الى انعكاس التردد العالي على انه تردد أقل في البيانات)، هذا يحدث بسبب ارتفاع الترددات الظاهرة في الإشارة، عادة ما يتم إزالة هذه الترددات العالية عن طريق التصفية الالكترونية قبل التحويل، بسبب عدم إمكانية إزالتها بعد نقل البيانات.

تفسير متغيرات القوة

تم التوضيح سابقاً أن منصة قياس القوة تمتلك إمكانية قياس 6 متغيرات، وفق المعادلات 1-4 - 4-6، تعد هذه المتغيرات بوصفها مؤشرات للمجال الزمني، أنظر الشكل 4-4، خلال الركض أثناء زمن الاستناد، في هذا المثال يكون ركض المشارك على طول المحور الإيجابي X لمنصة القوة، والتماس بالقدم اليمنى، القوة الأكبر دائماً القوة العمودية F_y ، نظراً الى نوع الحركة المؤداة، في الركض مثلاً نلاحظ وجود قمتين للاستناد الأولى هي ضربة الكعب، والثانية تمثل الدفع للخطوة اللاحقة، مع الانتباه الى ان قيم القوة تمثل التغيرات في حركة مركز كتلة الجسم، وتعد نقطة غير ثابتة في الجسم، بالتالي اذا وقفنا على منصة قياس القوة مع رفع الذراعين وخفضهما بشرط بقاء الجسم ثابتاً، ستؤثر هذه الحركة على وضع مركز كتلة الجسم وبالتالي من أحداث تغييراً في تسجيل قوة الاستناد العمودي.

التغير في القوة لا يعني بالضرورة أحداث تأثير على الجسم جميعاً، التأثير يظهر في جزء منه، مثل حالة حركة الذراعين، في حالة ضربة الكعب التأثير سببه الطرف السفلي، الذي يتباطأ بسرعه بدلاً من الجسم ككل، للمزيد من التفاصيل راجع Bobbert et al. 1992، يمكن اظهار ذلك من خلال مقارنة التسارع بين القيم المقاسة من القدم ومن الرأس.

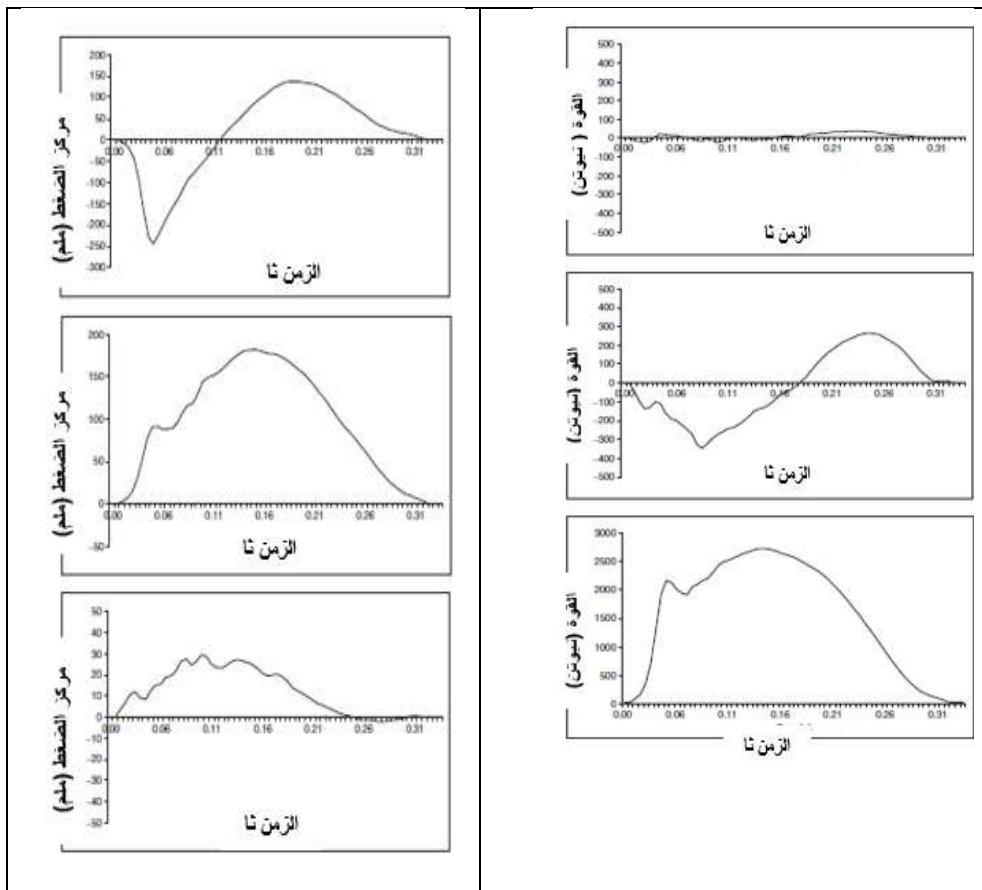
تعمل بعض انواع الدفع أو القوة المؤثرة على المنصة (Impact) على نقل الاهتزاز خلال الجسم، وتحدث تغيير في الطور والسعة، القوة الثانية الأكبر قوة الاحتكاك (في الاتجاهين الامامي والخلفي)، تحدث الحركة بالفعل على أحد المحاور للمنصة أثناء

الركض، إذا وضعت المنصة بحيث يركض الشخص على طول المحور الطولي القوة X ، تمثل F_x قوة الاحتكاك التي تعمل في الاتجاه الأمامي والخلفي، لهذا تظهر منطقة سلبية كبيرة تليها منطقة ايجابية كبيرة، يشير ذلك الى وجود قوة كبح سلبية تعمل أثناء ضرب الكعب الى منتصف الخطوة، تتبعها قوة ايجابية من منتصف الخطوة الى أخمص القدمين، لأمكانية أجراء الحركة في كلا الاتجاهين على طول المحور الايجابي X ، وعلى المحور السلبي X ، في هذه الحالة يمكن تغيير علامة القوة الافقية، بالتالي اذا كان الشخص يركض باتجاه المحور السلبي X ستعكس اشارة القوة، أي منطقة ايجابية كبيرة تليها منطقة سلبية كبيرة، هذا لايعني أن القوة تؤثر بشكل مختلف، والتغير يحدث فقط في اتجاه الحركة، يسبب هذا بعض الارباك لذلك يجب الانتباه أثناء تفسير البيانات.

القوة الثالثة القوة الجانبية F_z (من جانب الى آخر)، على فرض ان الحركة تحدث كما تم ذكره سابقاً، تمثل قوة الاحتكاك شكل تماس القدم بالارض اثناء مرحلة الأستناد، وبسبب أن الحركة قليلة باتجاه الجانب أثناء السير للامام لذا قيمة هذه القوة اقل مقارنة بـ F_y, F_x ، تكون هذه القوة سريعة في تغير الاشارة لذا من الصعب تفسيرها، بينما تمثل القوة القيم التي تحدث خلال التماس، تظهر بعض القوة بسبب فقدان الاشارة عبر قنوات الاتصال F_y ، على افتراض ان مقدار فقدان الاشارة عبر قنوات الاتصال حدد مسبقا من قبل الشركة المصنعه بنسبة 1%، اذا طبقت قوة عمودية بمقدار $N2000$ من الممكن ان يحدث خطأ بمقدار $N20$ في قوة F_z ، هذا ما يزيد عن 50% من البيانات المقدمة في الشكل 4-4، هذا ما أثناء تطبيق مستويات عالية السرعة من القوة اظهر بسبب ضربة الكعب، لوحظ ظهور القليل من التذبذب في F_z بسبب الاشارات المفقودة ضمن قنوات الاتصال، لذا يجب الانتباه أثناء تفسير القوى الجانبية.

في بعض الحركات مثل مهارات المرواغة، هذه الحركة لا تتطابق مع اتجاه محاور المنصة، لذلك يكون من المستحسن حساب قوة الاحتكاك بوصفها مجموع القوى الافقية وفق المعادلة 4-7.

$$\text{Resultant Friction} = \sqrt{(F_x^2 + F_z^2)} \quad (4.7)$$



بيانات القوة النموذجية F_x ، F_y ، A_z الشكل 4-4 لخطوة الركض

تفسير معنى أحداثيات الضغط A_z ، A_x أثناء ما تتجاوز قيمة F_y المستوى المحدد، يمكن رؤية ذلك فعلياً من خلال هذين المتغيرين في الشكل 4-4 و 4-4، أذ أن القيم التي تظهر في بداية ونهاية التماس غير محددة بشكل جيد، وحالما يثبت المتغير عندها من الممكن تفسيره، بالنسبة لـ A_x ، نلاحظ أن القيمة تبدأ سالبة ثم ترتفع تدريجياً بزيادة القوة المؤثرة، يحدث هذا في الجزء الخلفي من القدم باتجاه مقدمة القدم، الفرق في القيمة بين البداية والنهاية يتوافق تقريباً مع طول القدم، مما يوفر اختباراً سريعاً للتأكد من دقة التفسير، بالمقابل يمثل المتغير A_z حركة القوة عبر القدم من الحد الوحشي للكعب إلى الحد الانسي للأصبع الأول من القدم، لانه من النادر ان

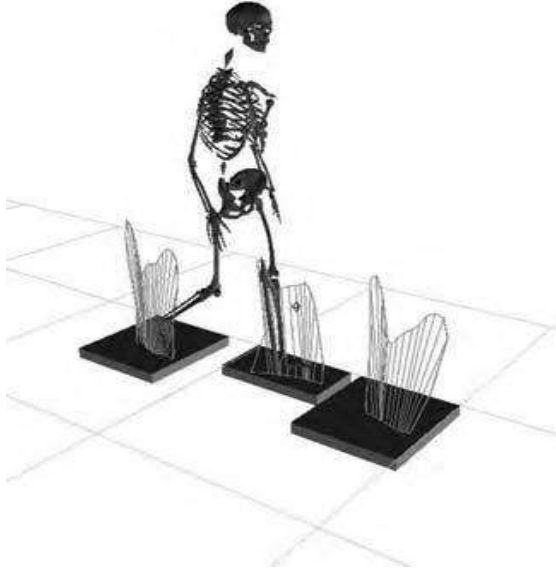
تلامس كل القدم منصة القوة (عادة ما يتم أبعاد اصابع القدم)، بالتالي ستكون المتغيرات Az, Ax مترابطة.

يمثل العزم العمودي Free-moment* على منصة قياس القوة "عزم الاحتكاك" أثناء انحراف القدم خلال ملازمة الأرض، هذه حقيقة يمكن ملاحظتها من خلال النظر الى أحذية الجري المتهرئة او بها أثر في الجانب أو الجهة التي يحدث بها الانحراف او اللف، بالنسبة للعداء العادي سيكون هناك منطقة متآكلة أسفل مقدمة القدم، مما يشير الى حركة دوران القدم نسبياً خلال دفع الأرض، في بداية مرحلة الاستناد يمثل التذبذب السريع تأثير المتغيرات السريعة فضلاً عن تأثير فقدان الاشارات لقنوات الاتصال، تم ذكره سابقاً.

توجد احتمالية أن متغير العزم العمودي لقوة المشتقة من Fy, Fx يتأثر بمشاكل فقدان الإشارة، ويحدث التغير البطئ في العزم العمودي اثناء التوقف، بسبب تطور الدوران الخارجي، هناك لقليل من الأدبيات حول قيم العزم العمودي، قام كل من Cavanagh, Nigg و Holden، 1986 بتقديم بعض البيانات المعيارية المفيدة.

توجد أمكانية تفسير البيانات التي تتعلق بمتغيرات القوة من خلال العرض الزمني لكل منها، يساعد في هذا التفسير الشامل من خلال تمثيل البيانات بشكل ثنائي او ثلاثي الابعاد، وتوفر حزم من البرامج المرتبطة بأنظمة التحليل الحركي، بيانات القوة وفضلاً عن بيانات الحركة بطريقة فنية جذابة (الشكل 4-5).

* في البيوميكانيك الرياضي فإن مصطلح Free-moment العزم العمودي المسلط على الأرض.



الشكل 4-5 تبين نموذجي لمتغيرات القوة Ax, Fz, Fy, Fx, Az وان قيم العزم العمودي غير موجودة

الاشتقاقات في متغيرات منصة قياس القوة

يمكن تحديد السجل الكمي لكل متغير من متغيرات القوة الستة، في سبيل توفير القياسات المفيدة في التحليل الإضافي.

عادة ما تكون متغيرات منحنى القوة العمودي Fy موضع الاهتمام، ويمثل زمن الاتصال وحجم القمة الأولى والثانية، فضلاً عن القيم الأخرى، مثل حجم الدفع والحمل المفيدة أيضاً.

يشير مقدار الدفع إلى المنطقة الواقعة أسفل منحنى القوة - الزمن، وتحسب من خلال برنامج متكامل خاص أو من خلال استخدام لغة برمجة أو جدول بيانات عالي المستوى، والمعتمد هنا أسلوب التوحيد.

سابقاً كانت قاعدة سمبسون Simpson's rule مفيدة، وارتفاع شيوع معدلات العينات المستخدمة في الوقت الحاضر، أصبحت قاعدة شبه المنحرف Trapezium

rule كافية لاي عدد من العينات أذ يتم تحديد منحني القوة - الزمن من خلال المعادلة 4-8:-

$$\text{Area} = \sum_{i=1 \text{ to } N} (F_i + F_{i+1}) \frac{\Delta t}{2} \quad (4.8)$$

تمثل القيمة F_i قيمة القوة في الوحدة الزمنية، و Δt يمثل الفرق الزمني بين البيانات، هذا المتغير مفيداً جداً في حساب القوة الافقية الخلفية، تمثل المنطقة السلبية الكبح (الايقاف) بينما تمثل المنطقة الموجبة حركة الدفع، اذا كانت قيمة الدفع اعلى من قيمة الكبح ؟ يعني وجود تسارع في حركة العداء، على العكس من ذلك في حالة كون الكبح اكبر من الدفع يعني تباطيء، تستخدم قيم هذه البيانات للتحقق لمعرفة أن احد المشاركين حدث تغير في نمط خطوته من خلال ضرب الرجل لمنصة قياس القوة.

يعد معدل تغير القوة (معدل التحميل) مؤشر مهم للقائم بالتحليل، ان قيمته تمثل مقدار الصدمة التي يتعرض لها الجهاز العضلي الهيكلي اثناء حدوث ضربة الكعب (Hennig et al., 1993; Laughton et al., 2003)، هناك طرق متعددة لحساب معدل الحمل، تتراوح بين المتوسط بين مستويات ذروة القوة (مثلاً 20-90%)، الى القيمة التي يتم الحصول عليها للقوة اللحظية المكتسبة من التفاضل في منحني القوة. اجرى (Woodward et al., 1999) بحثاً حول تأثير الطرق الحسابية المستخدمة في حساب معدل التحميل، وجدوا أن الطريقة الافضل لقياس حساسية الاختلافات بين مجموعتين - طريقة التمايز بناءً على معادلة الفرق المركزي (4.9):

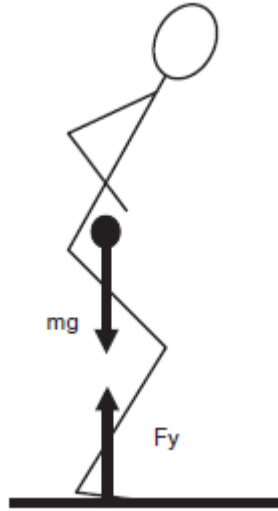
$$\text{Loading rate at point } i = (F_{i+M} - F_{i-M}) / (2 M \Delta t) \quad (4.9)$$

أذ أن M يمثل نقطة ميل البيانات اما الى الجانب (i)، أذ وجد ان معدل التحميل ينخفض كلما أرتفعت قيمة M ، من الممكن استخدام قيمة $M=1-19$.

حساب المتغيرات الكينماتيكية من منصة قياس القوة

القوة المسجلة من منصة القياس تمثل الحركة التي نفذت في مركز كتلة الجسم، لذا الممكن حساب التعجيل، السرعة والازاحة لمركز كتلة الجسم، ومن خلال بيانات منصة قياس القوة.

نلاحظ أداء الشخص للقفز لعمودي على منصة قياس القوة (شكل 6-4)



شكل (6-4) نقطة تأثير القوى * Free body diagram في القفز العمودي

بأستخدام القوة العمودية المؤثرة على مركز الكتلة (mg) والقدمين (F_y)، نحصل على صافي قيمة القوة التي تؤثر على الشخص:-

$$F_{net} = F_y - mg \quad (4-10)$$

but as $F_{net} = ma$ (from Newton's Second law)

$$\text{then } a = F_{net}/m \quad (4-11)$$

* يستخدم في الفيزياء والهندسة هذا المصطلح للتعبير عن القوى المؤثرة على الجسم مع ردود الافعال في حالة معينة.

والتعجيل نسبة لى التغير الحاصل بين السرعة الابتدائية (v_i) والسرعة النهائية (v_f)

$$v_f = v_i + at \quad (4-12)$$

وتغير السرعة بالنسبة الى التغير في الازاحة من الازاحة الابتدائية (d_i) الى الازاحة النهائية (d_f)

$$d_f = d_i + vt \quad (4-13)$$

من خلال المعادلات 4-11، 4-12 و 4-13 نستطيع حساب التعجيل، السرعة والازاحة على التوالي من قيمة القوة الصافية، مع ضرورة توخي الدقة في استخدام عملية التوحيد في البيانات، فضلا عن الاوضاع الابتدائية، انظر (Vanrenterghem et al، 2001)، اذا نفذت قفزة عمودي نموذجي نمذجي على منصة قياسات القوة نحصل على بيانات مشابهه للشكل 4-7.

هناك عدد من النقاط المثيرة للاهتمام التي تلاحظ في الشكل 4-7:

- شكل منحى التعجيل المماثل لشكل منحى القوة الا انه أصغر بسبب عامل الكتلة ($a=F/m$).

- يتم الوصول الى قمة السرعة والبالغة حوالي 2.5 ms^{-1} قبل النهوض مباشرةً.

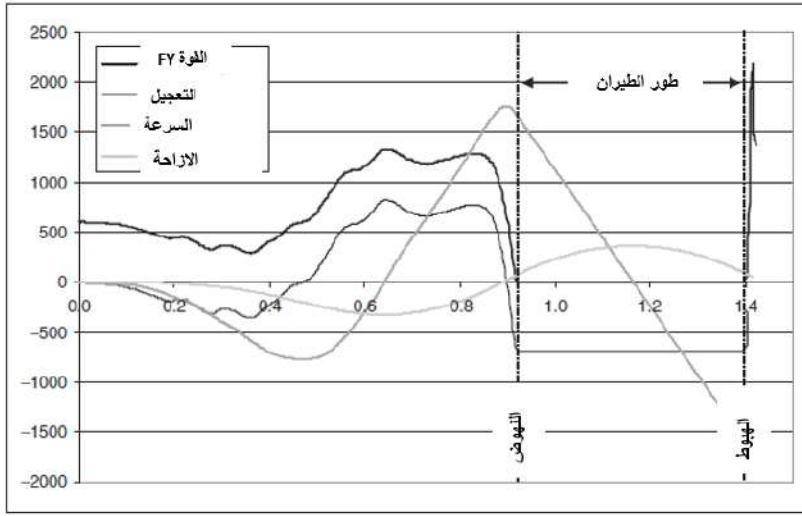
- تصل الازاحة الى القمة في منتصف مرحلة الطيران.

- هناك ارتفاع في مركز الكتلة أثناء النهوض.

- يرتبط ادنى موقع لمركز الكتلة مع السرعة الصفريّة خلال أعلى مستوى للقوة (تقلص عضلي ثابت).

- السرعة تكون صفر خلال مرحلة النهوض.

- يحدث التغير الكبير في مقدار القوة اثناء مرحلة الهبوط.



شكل 4-7 بيانات التعجيل، السرعة والازاحة المشتقة للوثب العمودي (وحدات القياس للقوة N، للتعجيل: $70 \times (m s^{-2})$ ، السرعة: $700 \times (m s^{-1})$ ، الازاحة: $(m) \times 1000$).

نلاحظ من خلال الشكل أمكانية الحصول على الكثير من المتغيرات من خلال قيمة متغير القوة لوحدها، وتعد هذه الطريقة من الطرق الدقيقة التي تحضى بالثقة للحصول على معلومات الوثب العمودي (Street et al., 2001)، ركز هؤلاء المؤلفون الضوء على مصادر الخطأ المرتبطة بهذه الطريقة التي من الممكن تجاوزها من خلال الخطوات الدقيقة الحذرة، أنظر (Vanrenterghem et al., 2001).

الاستخدامات الاخرى لبيانات منصة قياس القوة

لقد لاحظنا ان متغيرات القوة تستخدم بوصفها دلالة لوحدها، ويشترك منها قيم لمتغيرات كينماتيكية اخرى، فضلا عن هذه تستخدم منصة القوة وبشكل واسع لقياس عدة متغيرات كينماتيكية مؤثرة على المفاصل، ذلك يحتاج الى معرفة البيانات الخاصة بمفاصل الجسم من خلال التحليل الحركي، من خلالها يتم دمج هذه البيانات مع بيانات القوة لحساب صافي العزوم والقوى اثناء الحركة، يستخدم هذا

الحساب بشكل واسع أثناء تحليل المشي والقوة المستخدمة. طريقة حساب المتغيرات موجود في الفصل السابع وتعود الى (Bartlett, Nigg and Herzog, 1994; 1999).

قياسات توزيع الضغط

يوجد أسلوب آخر لقياس المؤشرات الكينماتيكية للنقل الحركي، تشمل استخدام أجهزة استشعار لمراقبة توزيع الضغط أثناء ملاسة الأرض بدلا من بيانات حمل القوة الصافية المستخلصة من المنصة، أذ تنتشر القوة فوق منطقة التماس ولا تتحدد في نقطة واحدة معينة (مركز القوة)، نحصل عادة على قياس التوزيع من خلال استخدام مجموعة كبيرة من أجهزة استشعار القوة الصغيرة بحجم (كل 5 مم، 2 مم)، التي توفر معلومات عن مناطق الضغط وتوفر معلومات عن توزيع الحمل ضمن منطقة التماس، تمثل مجموع هذه القوى القيمة الموزعة للقوة الطبيعية المسجلة من خلال منصة قياس القوة.

على الرغم من إن معظم الابحاث الخاصة بالضغط على اخمص القدم سلطت على المصابين بقدم مرضى السكري وألتهاب الاوردة الروماتويدي (Lundeen et al., 1994)، استخدمت هذه الطريقة في مجالات عدة مثل تصميم الاحذية الرياضية، تأثير تقويم العظام على وظائف القدم (Hughes, Hennig and Milani, 1991; 1995; McPoil et al., 1995).

من الممكن تثبيت انظمة قياس الضغط على الأرض او من خلال نعل الحذاء او من نواض استشعارية قياسية تستطيع قياس الحمل في جميع المناطق، مثلا تشمل توزيع الضغط أثناء الجلوس، وضغط قبضة الطرف الصناعي للأشخاص الذين لديهم بتور في الاطراف السفلى أثناء المشي، أذ يمكن تحديد مناطق الانسجة الرخوة والمعرضة لخطر التلف او الاصابة بسبب الحمل الزائد المستمر، حينها يمكن إعادة تعديل توزيع الحمل من خلال اجراء بعض التعديلات في تركيب الاطراف الاصطناعية وملحقاته.

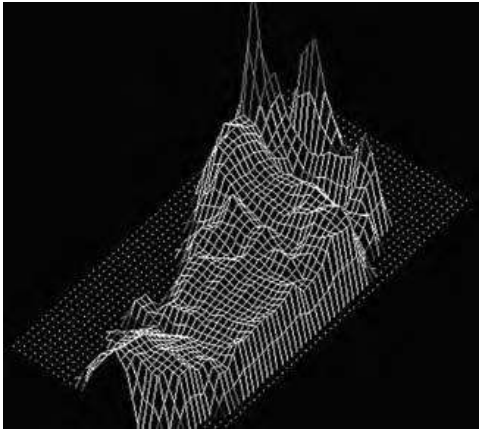
تصميم الاحذية الرياضية من خلال وضع الضغط على واجهة الاحذية الرياضية، وإعادة توزيع من خلال محسنة الضغط على اخمص القدم (مع تخفيض الضغط

على بعض النقاط الحساسة في القدم) شكل (4-8)، يتدخل المصنع من خلال تعديل التصميم لجعله مناسباً، يحسن قياس توزيع الضغط الاخمصي في القدم من الاداء الفني للرياضيين وتقلل خطر الاصابة، فضلاً عن ذلك يمكن معرفة نموذج القوى المؤثرة على القدم وتحديد المعلومات الحركية التي تحسن الاداء (مثال Stefanyshyn and Nigg، 1997).

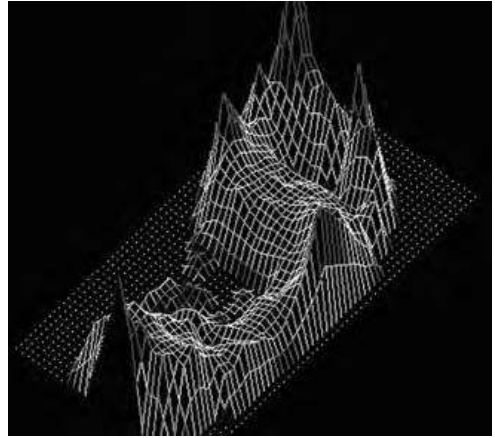
يجب على الباحثين في جميع الأنظمة والتطبيقات ان يكونوا على دراية بمجال الاشارة المتوقعة مع تحديد نطاق التحويل وحجم الاشارة على وفق ذلك، ومن الضروري للمصنعين تقديم التسهيلات والتعديلات للمساعدة في تنفيذ هذه الطريقة مع ايجاد انظمة استشعار لا تؤثر على الاداء.

بالاضافة الى ذلك يسمح بناء هذه المستشعرات من قياس بعض الترددات الناتجة من القوة المقاسة، وأن تكون هذه الخاصية عامل محدد في حالة الحمل المرتفع المعدل.

ذكرت مجموعة جيدة من أنظمة الاستشعار المستخدم في قياسات الضغط بشكل جيد (Stefanyshyn and Nigg، 1997)، الاكثر شيوعاً في ابحاث البايوميكانيك الرياضي التي تتميز بسعة كهربائية عالية هذه المحولات لها عدة تطبيقات مع مستشعرات ذات سعة تمتلك صفحتين متصلتين، ومعزولتان بطبقة رقيقة مع مجسات للتوصيل، مع وجود فاصل من مادة البوليمر القابلة للتوصيل بين الصفحتين.



الحذاء B



الحذاء A

شكل 4-8 توزيع الضغط الاخمصي في داخل حذاء كرة لقدم اثناء الهبوط من القفز للاعلى، يتم اختبار الضغوط تحت مقدم الحذاء باتجاه الاعلى أذ توجد المساند (studs) اثناء استخدام الحذاء.

يستجيب كلا النوعين من أجهزة الاستشعار فاصل البوليمر المكونة من صفحتين موصله، ولم يتم الكشف عن قوة القص الأفقية (horizontal shear forces). يمكن تصنيعها في صفائح أو مصفوفات من خلايا مستقلة متساوية المساحة ومبنية مثل لوحة الدوائر. تحمل أجهزة النعل الداخلي شرائط موصلة رقيقة ترسل إشارات إلى صندوق التوصيل الصغير أو إلى مكبر للصوت يوضع فوق كاحل المشرك. توجد مشكلة شائعة مرتبطة بمعايرة هذين النوعين من المستشعرات، عادة في عدم وجود علاقة مباشرة بين استجابة الخارجية مستشعر وزيادة الحمل؛ فضلاً على وانها غير خطية.

توفر الشركات المصنعه نظام معايرة ضمن البرامج الملحق بها، مع ذلك من الممكن ان تتأثر هذه القياسات بمشاكل اخرى، مثل درجة الحرارة والرطوبة (Cavanagh et al., 1992)، غالباً ما تؤدي العلاقة غير الخطية الى تباطؤ اجهزة الاستشعار، مما يعني وجود اختلافات في الاشارة الخارجة لقيمة الضغط المحددة التي تم الاستشعار بها أثناء ارتفاع قيمة الضغط او خفضها.

توجد في جميع التطبيقات مزايا وعيوب تظهر من خلال استخدام الانواع مختلفة من أجهزة الاستشعار التي تم وصفها، من المرجح ان تمتلك أجهزة الاستشعار تباطؤ منخفض في السعة مع وجود دقة جيدة مقارنة بالمستشعرات الاخرى، وتميل لتكون اقل مرونة (Nigg, 2006)، وحيثاً تمتلك الصفائح دقة العالية (عد المستشعرات ضمن المساحة المكانية) يمكن ان يتحدد التردد ضمن نظام الشركات المصنعه، تمتلك مستشعرات التوصيل ذات خواص تباطؤ، غير خطي، لذا يجب اتخاذ تدابير الدقة أثناء المعايرة مع المنحنيات الخاصة بنظام المصنع.

تقدم هذه المستشعرات مجموعة قياس مرنة تشتمل على مزيج من الدقة المكانية والزمانية الجيدة (معدل التردد)، مثال يمكن النظر الى نظام نعل المستشعر لتمييز الحماية من الصدمات الموجود في احذية كرة القدم، انظر الشكل 4-8، من الضروري ان تكون مواقع المستشعرات جيدة لتحديد نقاط الضغط لكل واحد من المساند (الستدات) في الحذاء، ارتفاع معدل التردد الى (500 هرتز) في سبيل التقاط ترددات الضغط السريعة على الكعب ومناطق مقدمة القدم بشكل دقيق أثناء الهبوط من القفز، عمل المصنعون على تحسين الدقة للمستشعر عن طريق وضع حصيرة أستشعار فوق منصة قياس القوة مشابه للطريقة المستخدمة من (Giacomozzi and Macellari, 1997)، تعمل منصة قياس القوة بوصفها معيار متحرك ديناميكي مع وضع حصيرة أستشعار ضغط لغرض تعديل قراءات القوة الطبيعية، يؤثر عامل التلف بالنسبة للبوليمر على بعض مجسات التوصيل.

تستخدم انظمة الاستشعار التي تحتوي على صفائف أجهزة الاستشعار تقنيات إرسال عدة لخفض الحاجة لاسلاك خاصة بكل مستشعر في المجموعة، هذا يخفض من معدل التردد، من الضروري معرفة التغير السريع في مقادير الحمل في التطبيق المستخدم.

مثلا إذا كان الهدف قياس توزيع الضغط داخل الحذاء اثناء الركض، أذ من المتوقع ان تصل ذروة الضغط السريع خلال فترة التماس الى حوالي (120 ملي/ثانية)، مع احتمالية الحاجة الى معدل تردد يصل الى (10 هرتز) (حوالي 12 نقطة بيانات) للوصول الى تسجيل جيد مناسب لوقت الوصول الى قمة الضغط.

سيوفر اخذ البيانات ضمن تردد (25 هرتز) بيانات لثلاث نقاط طوال فترة التماس، مما يؤدي الى فقدان البيانات في ذروة الحمل الحقيقية، التحدي في تطابق التردد للإشارة مع تردد النظام المستخدم للقياس، في معظم انظمة القياس يجب ان يكون التردد المستخدم أعلى بأربع اضعاف تردد الإشارة، فيما يخص المشي اقترح الباحثون أن تردد بين 45-100 هرتز مناسب جدا (McPoil et al., 1995, e.g.), توفر معظم الانظمة المستخدمة تجارياً ترددات بين 50-100 هرتز، تصل الترددات في الانشطة عالية السرعة مثل الركض الى 200 هرتز أو أكثر.

أحد الطرائق للتغلب على مشكلة انخفاض التردد استخدام محولات الضغط الفردية او المنفصلة المثبتة في مواقع تشرحية محدد على سطح أخمص القدم، عادة ستشمل الحمل على مناطق مثل تحت الكعب ورؤوس الأمشاط (مقدمة القدم)، لا يمكن مضاعفة عدد اجهزة الاستشعار، وأما اخذ الاشارات المتماثلة الفردية بدرجة عالية، وبما ان قياس الضغط لا يتم في بعض مناطق القدم، اذا لا يمكن بناء منحى قوة رد الفعل طبيعي بسهولة (كما تم قياسه بوساطة منصة قياس القوة).

يمكن ان تكون المستشعرات المنفصلة من نوع بيزوزيرميك (piezoceramic) التي تتمتع بميزة اضافية هي العلاقة الخطية الجيدة والتقليل من التباطؤ، هذا الى جانب القدرة العالية على التردد، بالتالي تكون خياراً جيداً، نسبياً هذه المستشعرات عادة ما تكون ذات أبعاد كبيرة، ويمكن الشعور بها اسفل القدم في منطقة الانسجة الرخوة وهذا يؤدي الى ارتفاع موضعي في الضغط (نقطة الحمل نفسها) بسبب وجود المستشعر (Lake et al., 1991).

من الممكن التخلص من هذا التشوه في الضغط عن طريق تغليف المستشعرات بطبقة من السليكون بنفس سماكة المستشعر، تنتج التغييرات في نمط الضغط عن نظام القياس المستخدم من خلال استخدام اجهزة استشعار منفصلة، البعض منها من النعال المزودة بأجهزة استشعار على شكل وسادة تعمل على تخفيف وخفض قمم الضغط.

السؤال الرئيس الآخر (هو عدد اجهزة الاستشعار لكل وحدة مساحه (الوحدة المكانية) اللازمة لتسجيل ذورة الضغط الحقيقي ومنطقة الحمل)؟، تعمل المستشعرات على قياس متوسط الضغط على كامل سطح المستشعر بالتالي فأن القوة

المسجلة على مستشعر كبير لا توفر نفس قراءة الضغط لنفس القوة المطبقة من خلال مستشعر اصغر حجماً.

بالنسبة للهياكل التشريحية الصغيرة التي تنتج ذروة ضغط محددة (رؤوس امشاط القدم)، استخدام اجهزة استشعار كبيرة سيقبل من دقة قيم الضغط الحقيقية، بسبب انخفاض الضغط حول القمة (Lord، 1997) مع الاخذ بنظر الاعتبار الاختلافات في قياسات رؤوس الامشاط، أمام القدم واصابع القدم على اساس الحجم لكل جزء من القدم، أثناء تحديد نظام قياس الضغط المستخدم من قبل المتخصص، ينصح (Davis et al.، 1997) أن تكون احجام اجهزة الاستشعار بين 6.4 ملم في المحور الافقي – 6.2 ملم في المحور العميق لغرض عدم التقليل من قيم الضغوط الفعلية الاخمصية، من المستحسن أثناء اجراء القياسات للاطفال استخدام اجهزة استشعار صغيرة الحجم لغرض الحصول على دقة القياس بالنظر لصغر الهيكل وحجم القدم (Rosenbaum and Becker، 1997).

من الملاحظ ان استخدام اجهزة الاستشعار الموجودة داخل احذية المشاركين يزيل مشكلة تحديد التماس مع المنصة خلال المشي، الذي يؤدي الى عدم تحقيق الاتصال الطبيعي، أذ ان المطلوب المشي بشكل طبيعي مع وجود المستشعر داخل الحذاء (Woodburn and Helliwell، 1996).

يمكن تقسيم مناطق الضغط في داخل الحذاء الى مناطق حمل رئيسة محددة (مواقع رؤوس الامشاط)، تسمى (الاقنعه) من اجل تسهيل المقارنة بين شروط الاحذية المختلفة، وأحتمالية تحديد تأثيرات التدريب واعادة التأهيل، مع ذلك يرى (Shorten et al.، 1999) ان اسلوب التحليل هذا لا يعطي وصفاً كاملاً لتوزيع الضغط الاخمصي، بسبب أهمل بعض البيانات.

بدلاً من التطبيق السابق فيما يخص منطقة الاقنعه، قام المختصون بمعالجة البيانات المسجلة من جميع المستشعرات الموجودة في نعل الحذاء ولجميع الخلايا، ثم حساب المعدل او متوسط البيانات بعدة خطوات احصائية وذلك للمقارنة التجريبية، للحصول على تقييم دقيق وجيد للتغيرات الحاصلة في توزيع الضغط، على الرغم من ان استخدام المستشعرات داخل الحذاء يكون بديلاً جيداً لتعويض استخدام الحصيرة، هذه المستشعرات معرضة للعطل والتلف بسرعة بسبب الاسلاك التي ترتبط

بمسجل البيانات، أذ تنثني وتتمدد أثناء خروجها من الحذاء، مع امكانية تعرضها للتلف بسبب التحميل المتكرر والمستمر (Cavanagh et al. 1992)، هذا يحدث أيضا في نفس مناطق الحذاء الأكثر تعرضاً للضغوط العالية، فضلا عن ذلك فأن التغيرات المناخية في الرطوبة والحرارة تؤثر على دقة القياسات، تعد درجة الحرارة الأكثر أهمية أثناء استخدام المستشعرات، أستنتج أن الإشارة المستخدمة في نظام الاستشعار داخل الحذاء تشبه وضع المستشعرات في (غرفة حرارية)، وجد ان استخدام المستشعرات لمسافة 7 كيلومتر تعمل على زيادة درجة حرارة النعل بمتوسط حوالي 15 درجة (Cavanagh et al. 1992).

تؤثر زيادة درجة الحرارة على منحني المعايير لاجهزة الاستشعار، بالتالي عدم دقة النتائج، أخيراً توجد احتمالية حدوث قطع في البيانات بسبب ثني نعل الحذاء، يسبب هذا الثني انتاج بيانات غير مرتبطة لضغط القدم الفعلي، تظهر هذه المشكلة خلال الجزء الاخيرة من دورة المشي (gait cycle)، أثناء ما يقوم الفرد بدفع الارض فيحدث انحناء في مقدمة لقدم، بأختصار أثناء شراء اي نظام استشعار داخلي من الضروري فحص متانة المصفوفات ونوعية الاسلاك الواصلة مع مسجل البيانات، التأكد من مقاومة العوامل البيئية مثل درجة الحرارة والرطوبة وعامل الانحناء او الثني.

الاستنتاج، تسمح انظمة توزيع الضغط من تسجيل المعلومات الحركية للتفاعل بين القدمين والارض والاحمال التي تعمل على الجسم، تم التطرق الى اهم المشكلات في اختيار نظام قياس الضغط، يجب ان تكون هناك دقة في تحقيق التطابق بين المستشعرات مع مقادير الاحمال المتوقعة، من الواجب تحديد التردد المطلوب والمدى المتوقع قبل اخذ القرار حول نوعية المستشعر، مع التطور الحاصل لاجهزة قياس الضغط لا توجد ضرورة مع تزايد الاستخدام لهذه المستشعرات في مجال الرياضة والبيوميكانيك.

كتابة التقرير الخاص بتحليل القوى والضغط

يجب ذكر المعلومات المتعلقة بالدراسة التحليلية حول القوى وبيانات الضغط وكما يأتي:-

منصة قياس القوة:-

- الشركة المصنعه والموديل والنظام المستخدم (الابعاد ونوعية مضخم الاشارة المستخدم).

- الشركة المصنعه والموديل لمحول البيانات المستخدم لنقل البيانات.

- طريقة المعايرة Calibration (نوع التعديل وأجراءات المعايرة ومنحنيات الشركة المصنعه).

- التردد المستخدم.

النظام المستخدم في استشعار الضغط:-

- الشركة المصنعة وموديل النظام.

- الدقة المكانية (اجهزة الاستشعار لكل سم²).

- مدى التردد.

- مدى الحمل الاقصى (نوع مواد الاستشعار أو تعديلات في التصميم).

- حجم مجموعة الاستشعار.

- سمك اجهزة الاستشعار.

- مقاومة الثني.

- وصف السطح الذي يقيس الضغط.

معالجة وتحليل بيانات القوة والضغط:-

- التوافق مع المراجع لخاصة بنظام قياس القوة العالي.

- الطريقة المستخدمة لمزامنة القوة أو محولات الضغط مع الانظمة الاخرى

للحصول على البيانات (اذا كانت موجودة).

- الشركة المصنعة والاصدار الخاصة بالبرنامج المستخدم.

- التفاصيل الخاصة بتحديد مناطق تحليل الضغط.

- طريقة تصفية او تنعيم البيانات.

- الطريقة المستخدمة لاشتقاق البيانات (معدل التحميل مثلاً).
- تعريف المتغيرات التابعة (البارامترات) التي يتم تحديدها كمياً بالإضافة الى وحدات القياس الخاصة بها.

المصادر

- Bartlett ,R.M. (1997) *Introduction to Sports Biomechanics* ,London: E & FN Spon.
- Bartlett ,R. (1999) *Sports Biomechanics: Reducing Injury and Improving Performance* , London: E & FN Spon.
- Bobbert ,M.F. and Schamhardt ,H.C. (1990) 'Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates' ,*Journal of Biomechanics* ,23: 705–710.
- Bobbert ,M.F. ,Yeadon ,M.R. and Nigg ,B.M. (1992) 'Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running' ,*Journal of Biomechanics* ,25: 223–234.
- Cavanagh ,P.R. (ed.) (1990) *Biomechanics of Distance Running* , Champaign ,IL: Human Kinetics.
- Cavanagh ,P.R. ,Hewitt ,F.G. and Perry ,J.E. (1992) 'In-shoe plantar pressure measurement: a review' ,*The Foot* ,2: 185–194.
- Chockalingham ,N. ,Giakas ,G. and Iossifidou ,A. (2002) 'Do strain gauge platforms need in situ correction?' ,*Gait and Posture* ,16: 233–237.
- Davis ,B.L. ,Cothren ,R.M. ,Quesada ,P. ,Hanson ,S.B. and Perry , J.E. (1997) 'Frequency content of normal and diabetic plantar pressure profiles: Implications for the selection of transducer sizes' ,*Journal of Biomechanics* ,29: 979–983.
- Fairburn ,P.S. ,Palmer ,R. ,Whybrow ,J. ,Felden S. and Jones ,S. (2000) 'A prototype

system for testing force platform dynamic performance' *Gait and Posture* 12: 25–33

Flemming 'H.E. and Hall 'M.G. (1997) 'Quality framework for force plate testing.

Journal of Engineering in Medicine 211: 213–219.

Giacomozzi 'C. and Macellari 'V. (1997) 'Piezo-dynamometric platform for a more

complete analysis of foot-to-floor interaction' *IEEE Transactions in Rehabilitation Engineering* 5(4): 322–330.

Hall 'M.G. 'Flemming 'H.E. 'Dolan 'M.J. 'Millbank 'S.F.D. and Paul 'J.P. (1996)

'Technical note on static in situ calibration of force plates' *Journal of Biomechanics*

29: 659–665.

Hennig 'E.W. 'Milani 'T.L. and Lafortune 'M. (1993) 'Use of ground reaction force

parameters in predicting peak tibial accelerations in running' *Journal of Applied*

Biomechanics 9: 306–314.

Hennig 'E.M. and Milani 'T.L. (1995) 'In-shoe pressure distribution for running in

various types of footwear' *Journal of Applied Biomechanics* 11: 299–310.

Holden 'J.P. and Cavanagh 'P.R. (1991) 'The free moment of ground reaction in distance

running and its changes with pronation' *Journal of Biomechanics* 24: 887–897.

Hughes 'J. 'Pratt 'L. and Linge 'K. (1991) 'Reliability of pressure measurements: the

EMED F system' *Clinical Biomechanics* 6: 14–18.

Lake 'M.J. 'Lafortune 'M.A. and Perry 'S.D. (1991) 'Heel plantar pressure distortion

caused by discrete sensors' in R.N. Marshall 'G.A. Wood 'B.C. Elliot 'T.R. Ackland

and P.J. McNair (eds) *Proceedings of the XIIIth Congress on Biomechanics*

pp. 370–372 'Perth: International Society of Biomechanics.

Laughton 'C.A. 'McClay-Davies 'I. and Hamill 'J. (2003) 'Effect of strike pattern

- and orthotic intervention on tibial shock during running' *Journal of Applied Biomechanics* '19: 153–168.
- Lord 'M. (1997) 'Spatial resolution in plantar pressure measurement' *Medical Engineering and Physics* '19: 140–144.
- Lundeen 'S. 'Lundquist 'K. 'Cornwall 'M.W. and McPoil 'T.G. (1994) 'Plantar pressures during level walking compared with other ambulatory activities' *Foot Ankle International* '15: 324–328.
- Middleton 'J. 'Sinclair 'P. and Patton 'R. (1999) 'Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform' *Clinical Biomechanics* '14: 357–360.
- McPoil 'T.G. 'Cornwall 'M.W. and Yamada 'W. (1995) 'A comparison of two in-shoe plantar pressure measurement systems' *Lower Extremity* '2: 95–103.
- Nigg 'B.M. (1986) *The Biomechanics of Running Shoes* 'Champaign ' IL: Human Kinetics.
- Nigg 'B.M. (2006) 'Pressure distribution' 'in B.M. Nigg and W. Herzog (eds) *Biomechanics of the Musculo-skeletal System* 'Chichester: Wiley Publishers.
- Nigg 'B. and Herzog 'W. (1994) *Biomechanics of the Musculo-skeletal System* 'Chichester: Wiley Publishers.
- Rosenbaum 'D. and Becker 'H.P. (1997) 'Plantar pressure distribution and measurements. Technical background and clinical applications' *Foot and Ankle Surgery* '3: 1–14.
- Shorten 'M. 'Xia 'B. 'Eng 'T. and Johnson 'D. (1999) 'In-shoe pressure distribution: an alternative approach to analysis' 'in E. Hennig and D. Stefanyshyn (eds) *Proceedings of the IVth Footwear Biomechanics Symposium* 'Canmore: International Society of Biomechanics.
- Stefanyshyn 'D.J. and Nigg 'B.N. (1997) 'Mechanical energy contribution of the metatarsophalangeal joint to running and sprinting' *Journal of Biomechanics* '30 (11): 1081–1085.

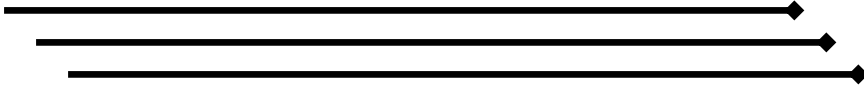
Street ,G. ,McMillan ,S. ,Board ,W. ,Rasmussen ,M. and Heneghan , J.M. (2001) 'Sources of error in determining countermovement jump height with impulse method' ,*Journal of Applied Biomechanics* ,17: 43–54

Vanrenterghem ,J. ,De Clercq ,D. and Van Cleven ,P. (2001) 'Necessary precautions in measuring correct vertical jumping height by means of force plate measurements' ,*Ergonomics* ,44: 814–818.

Woodward ,C.M. ,James ,M.K. and Messier ,S.P. (1999) 'Computational methods used in determination of loading rate: experimental and clinical implications' ,*Journal of Applied Biomechanics* ,15: 404–417.

Woodburn ,J. and Helliwell ,P.S. (1996) 'Observations on the F-Scan in-shoe pressure measuring system' ,*Clinical Biomechanics* ,11: 301–305.

الفصل الخامس



SURFACE ELECTROMYOGRAPHY

Adrian Burden

التخطيط العضلي الكهربائي

المقدمة

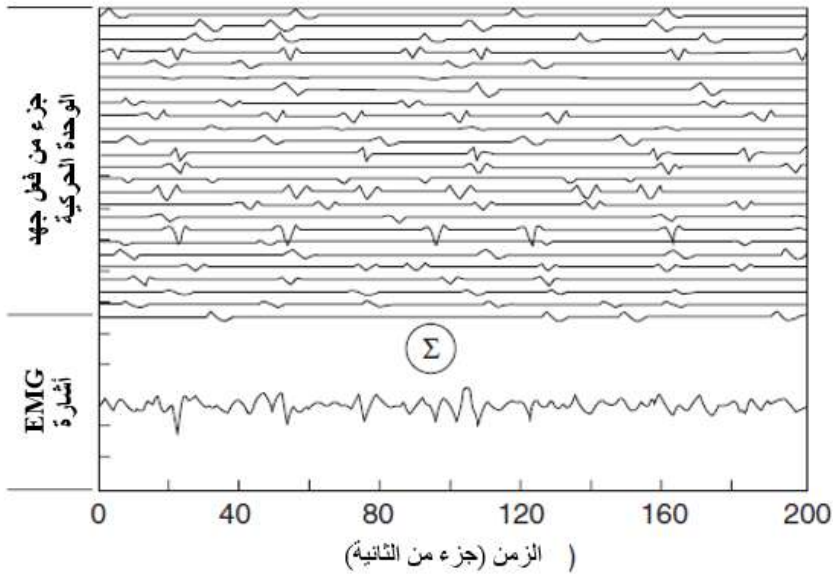
تستخدم تقنية التخطيط الكهربائي بالتزامن مع التقلص العضلي و تسمى الوحدة الاساسية للجهاز العصبي-العضلي بالوحدة الحركية (Motor Unit)، التي تكون من جسم الخلية وتفرعات العصب الحركي التي تعد من تفرعات العصب الكثيرة، التي تنغرس داخل الياف العضلة (التعصب). يعرف عدد الالياف العضلية التابعة للوحدة الحركية بنسبة التعصب، وتتراوح من 6:1 (مثل عضلات مقلة العين)، تصل 1:1600 (Enoka، 2002). تعرف تفاصيل تكوين الجهد الحركي بعملية نقل الطاقة على طول الليفة العضلية التي تتحول الى قوة داخل الليفة وهذا خارج موضوع كتابنا هذا وهناك شرح بالتفصيل في مكان ما مثل: (Enoka، 2002، and Luttman، 1996)، شرح هذه العملية يحتاج الى متخصص في الكيمياء الحيوية. فضلا عن معرفة التفاصيل التشريحية للهيكل العظمي- العضلي أساسا لضمان الموقع الصحيح للاقطات (electrodes) فوق العضلة المراد قياسها.

الاشارة المكتشفة من اللاقط السطحي معقدة وافضل طريقة لدراستها تتم من خلال شكل الموجات الملتقطة أخذت المصطلحات اللاحقة من الباحث ونتر وجماعته (Winter et al.، 1980)، وصفوا هذه الاشكال من الموجات على أنها تطور أشارة فعل الجهد (action potentials single) داخل الاشارة الملتقطة من العضلة يعد شكل أشارة فعل الجهد أو فعل الجهد الحركي (MAP) بناتج إزالة موجة الاستقطاب التي تنتقل داخل الليفة العضلية بالاتجاهين و يطلق على شكل الموجة الملتقطة بمصطلح فعل جهد الوحدة الحركية (MUAPT motor unit action potential train) الناتجة من الجمع بين الزماني والمكاني لجهد وحدة حركية واحدة داخل الياف العضلة التابعة لوحدة حركية والمسجلة من قبل زوج من اللاقطات، يعطى اسم سلسلة فعل جهد الوحدة الحركية الى شكل الموجة الملتقط من خلال تعاقب تكرار فعل جهد الوحدة الحركية (MUAPs) (مثل تكرار قذح الوحدة الحركية).

أخيرا، تسمى الاشارة المشاهدة على اللاقطات بأشارة كهربائية العضلة (myoelectric signal) (Winter et al.، 1980)، أو شارة شكل كهربائية العضلة (Basmajian and De Luca، 1985) أو التخطيط الكهربائي (Enoka، 2002). تمثل

الإشارة حاصل جمع جبري لجميع أشكال الاشارات الملتقطة لسلسلة فعل الجهد للوحدة الحركية داخل الحجم الملتقط للاقطات، ويتمثل بالشكل التخطيطي في الشكل 5-1. يعرف مصطلح تضخيم التخطيط الكهربائي للعضلة وتسجيلها بتخطيط العضلة الكهربائي (EMG).

بما أن هذه المصطلحات مفيدة لاجل فهم الطبيعة المعقدة في إشارة (EMG) الخام، من الواضح أن إشارة فعل الجهد الحركي لا يمكن أن تسجل حتى لو استخدم لاقط صغير الحجم. يمكن تمييز جهد الوحدة الحركية من خلال تسجيل مخطط كهربائية للعضلة باستخدام لاقطات ابرية (indwelling electrodes) تغرس داخل العضلة بعملية تعرف بالانحلال (تجد عرض مفصل لهذه الطريقة لدى الكاتبين: De Luca and Adam، 1999 and Stashuk، 2001). في الوقت الحالي تم اتخاذ خطوات واعدة للتعرف على فعل جهد الوحدة الحركية (motor unit action potential train (MUAPT)) من خلال تسجيل مخطط كهربائية للعضلة باستخدام تراصف خطي لمجموعة صغيرة من اللاقطات، تلك التي تستخدم في تسجيل إشارة مخطط كهربائية من عضلة سطحية كبيرة أثناء أداء التمرين والرياضة من خلال لاقط بعرض 1 سم (قطر دائرة اللاقط) أو بطول ضلع (من مستطيل اللاقط). فضلا عن ميل التداخل المكاني لالياف العضلة بين مختلف الوحدات حركية (Cram and Kasman 1998)، هذا يعني أن تسجيل إشارة لمنطقة معينة من المحتمل أن تحتوي على 20 الى 50 من الوحدات الحركية المختلفة (Enoka، 2002). هذا طبيعي لامتلاك اللاقطات السطحية جهد اكتشاف فعل جهد الوحدة الحركية من عدة وحدات حركية، يظهر هذا وصف في الشكل 5-1.



الشكل 5-1: تتكون إشارة كهربائية العضلة (EMG) من اضافة تراكيب مكونة من 25 عملية حسابية لتوليد سلسلة من فعل الجهد الحركي ((from Basmajian and De Luca, 1985)

تمثل الصورة في الاعلى عرض لتداخل بسيط فقط لمعدل قرح عدة وحدات حركية التي تؤثر على إشارة كهربائية العضلة. في الواقع، تؤثر بعض التراكيب التشريحية، الفلسجية والعوامل التقنية على إشارة (EMG) المحتملة (مثل Basmajian 1997 and Cram ، 1990; De Luca، 1985; De Luca and Knaflitz، and De Luca 1998، and Kasman)، قدم دي لوكا (De Luca، 1997) عرض مفصل مفهوم، للعوامل المؤثرة ورتبها على شكل مجاميع مثل المسببات، الوسيطة والحتمية. تمتلك العوامل المسببة تأثير على إشارة EMG وقسمها بالتفصيل دي لوكا (De Luca، 1997) الى مجموعتين داخلية وخارجية، على سبيل المثال، منطقة وضع اللاقط وشكله، المسافة بين اللاقطين، والموقع والاتجاه. تشمل العوامل الداخلية على سبيل المثال، نوع ألياف الموجودة داخل العضلة، قطر ليفة العضلة، العمق والموقع بالنسبة للاقطات، حجم النسيج بين اللاقطات السطحية والعضلة: فضلا عن عدد الوحدات الحركية انشطة. تشمل العوامل الوسيطة الاخرى التي تتأثر بواحد أو أكثر

من العوامل المسببة مثل حجم اللاقطات الكاشفه، تأثير الفلتر، تداخل إشارة (cross-talk) العضلات المجاورة. وأخير العوامل الحتمية، التي تتأثر بالعوامل الوسيطة وتمتلك تأثير مباشر على تسجيل إشارة EMG، تشمل التضخيم، زمن الإشارة، شكل MUAPs. تمتلك الكيمياء الحيوية تأثير قليل على العوامل الداخلية (المسببة) التي من المحتمل أن تؤثر على إشارة EMG. من ناحية ثانية تؤثر العوامل المسببة على كل من التقنية المستخدمة من خلال الكيمياء الحيوية وفي اختيار الادوات.

وثق كل من بسماجين، دي لوكا، وكرام، كلاري وكيسمان (Basmajian and De Luca، 1985، Cram and Kasman، 1998، 2000، and Clarys) ميلاد التخطيط الكهربائي للعضلة في القرن الثامن عشر وتطورة في القرن العشرين، عموما تطور التخطيط الكهربائي للعضلة في اتجاهين يستخدم التخطيط الكهربائي السريري بوصفه أداة لتشخيص المشاكل الحركية للمرضى الذين يعانون من ضعف العصب الحركي أو اعتلال العظام، في حين يهتم التخطيط الكهربائي للعضلة (kinesiological) بدراسة الوظيفة العضلية والتوافق اثناء حركة مختارة او القوام (Clarys and Cabri، 1993 and Clarys 2000). منذ عام 1960 (راجع Broer and Houtz، 1967) تم نشر عدد كبير من الدراسات لها علاقة بالرياضة والتمارين (Clarys and Cabri، 1993 and Clarys، 2000)، نفذت أغلب هذه الدراسات أثناء نشاط عضلي والدور الذي تؤديه العضلات في التمارين والالعاب الرياضية المعقدة، وأسلوب تغير نشاط العضلة من خلال التدريب واكتساب المهارة ويستخدم أيضا التخطيط الكهربائي السطحي للتنبأ بالسجل الزمني للعلاقة بين القوة - الزمن لعضلة منفردة (راجع، Hof، 1984؛ Dowling، 1997 and Herzog et al.، 1999) وكمية التعب العضلي (De Luca، 1997).

نشرت عدة كتب، فصول وبحوث مفصلة لها علاقة بالتخطيط الكهربائي الحركي في منتصف السبعينات (1970). من الكتب المنهجية المنشورة (مثل، De Luca، 1995؛ Kumar، 1990؛ Soderberg and Knutson، 1990؛ Winter، Luca and Knaflitz، 2001، 1998؛ Gleeson، 1997؛ Cram and Kasman، 1996؛ De Luca and Mital، 2002، and Clancy et al.). نشر بسماجين ودي لوكا (Basmajian and De Luca، 2002).

(1985) قبلهم مناقشة عبقرية للأساليب، التطبيقات و آخر التطورات في التخطيط الكهربائي السطحي. توفر أغلب هذه المصادر تغطية عميقة للأساليب المستخدمة لتسجيل ومعالجة إشارة EMG. تقارن الفقرة التالية للأنظمة التجارية المتوفرة لاجهزة التخطيط الكهربائي السطحي، فضلا عن الأساليب المستخدمة حاليا من قبل الباحثين والمهتمين، وفي الوقت الحالي ركز الاهتمام عمليا الى الأشكال المنهجية التي لم تحصل على الأهتمام الكافي، مثل خفض تداخل الإشارة و تطبيع معالجة إشارة EMG. أعتمدت التوصيات على المعلومات التي نشرت في الكتب المنهجية السابق ذكرها، المحاضرات العلمية، وجمعية الفزيوكهربائية وعلم الحركة (Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) (Winter et al., 1980 and Merletti, 1999)، وبحوث المجلة الاوربية (Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM) (Hermens et al., 1999): فضلا عن خبرة وتجربة المؤلف.

مواصفات اختيار الأجهزة

من المقبول بشكل واسع، أن قمة السعة لإشارة EMG الخام المسجلة باستخدام التخطيط الكهربائي السطحي يجب أن لا تتجاوز 5 ملي فولت (5mV) وطيف التردد بين 0-1000 هيرتز (0-1000 Hz) (Winter, 1990): مع استخدام طاقة محدودة تحت 500 هيرتز (500 Hz) والطاقة الغالبة بين 50-150 هيرتز (50-150 Hz) (De Luca, 2002). يجب ان ينصب الاهتمام الكبير أثناء كشف وتسجيل إشارة EMG على دقة وصحة الإشارة المضخمة (De Luca, 1997)، يتم تحقيق هذا جزءا من خلال تكبير النسبة بين الإشارة الى الضوضاء (مثل النسبة بين الطاقة في إشارة التخطيط الكهربائي والضوضاء). تعد الضوضاء على سبيل المثال أية إشارات ليست جزءاً من إشارة التخطيط الكهربائي ومن المحتمل أن تشمل حركة الادوات المستخدمة، تسجيل كهربائية القلب، الضوضاء من المحيط، وضوضاء أجهزة التسجيل، تفاصيل هذه ومصادرها خارج نطاق هذا الكتاب، تم تغطية هذا في كتب (Örtengren, 1996; Cram and Kasman, 1998). عمليا قدمت توصيات (Clancy et al., 2002) دليل مفيد لخفض الضوضاء من خلال مصادر عدة مختلفة و يكمن الحصول على تكبير لدقة إشارة EMG من خلال خفض الانحراف (مثل، تغير مكونات تردد الإشارة) التي

سجلت اثناء الاكتشاف، التكبير والتسجيل (De Luca، 2002). تستخدم الادوات والاجهزة للكشف وتسجيل إشارة EMG ولها تأثير كبير على دقة الاداء، ويجب توخي أعتبارات العناية.

تصنف أغلب أنظمة التخطيط الكهربائي الى اما اتصال بالاسلاك (hard-wired)، أو بلوتوث (telemetry)، أو مسجل البيانات (data logger)، توفر بعض الشركات أكثر من نظام واحد من هذ الاجهزة. نظام مسجل البيانات (data logger) والبلوتوث (telemetry) ضروري إذا اريد جمع البيانات بعيدا عن أجهزة التسجيل: لايسمح نظام تسجيل البيانات بعرض مباشر لإشارة EMG كما يتم تسجيلها وانظمة البلوتوث عرضة للضوضاء المحيطة ولايستخدم في المناطق التي فيها نشاط أشعة كهربائي. لاتعاني أنظمة الاتصال بالاسلاك من هذه المؤثرات، أذ تجمع البيانات بعيد عن أجهزة التسجيل. في الشكل 2-5 شرح مفصل للشركات المصنعة لانظمة التخطيط الكهربائي تشمل خصائص التضخيم الذي تستخدمه وتعتمد دقة تسجيل إشارة التخطيط الكهربائي على هذه الخصائص مثل يجب أن يكون هذا الاعتبار الرئيس أثناء شراء الجهاز. بينما تفاصيل شرح عملية التضخيم فهي خارج نطاق هذا الكتاب (لتفاصيل أكثرراجع Winter، Basmajian and De Luca، 1985؛ Cram، 1990؛ Kasman and Clancy et al.، 1998، 2002) والكتاب الأكثر أهمية والموصى به من قبل دي لوكا 1997 والجمعية الاوربية (SENIAM Project) كتاب (Merletti et al.، 1999a):

- مقاومة دخول الكهربائية (Input Impedance) ($M > 100$)
- معدل الرفض الطبيعي (CMRR) ($80 < \text{dB} [10\ 000]$)
- مستوى أذخال الضوضاء (Input Referred Noise) ($V_{rms} > 2-1$)
- نطاق الموجة Bandwidth (20-500 هيرتز)
- كمية التضخيم (Gain) بين 100 و 10,000: لاحظ العينة.

الحاجة الى التضخيم مطلوبة ومتفق عليها من قبل العاملين في حقل البيوميكانيك. تكون أشكال اللاقطات والمواد المصنوعة منها: في البحوث الاوربي (Freriks et al.)، (SENIAM Project) (1999) يفضل وضع لاقطين وبداخلهما جل (pre-gelled) من نوع Ag/AgCl بحجم 10 ملم مدور وبين مركزيهما مسافة 20 ملم: المستخدم من قبل بورتك (Bortec) (لاحظ الجدول 2-5). بالتالي يوصي دي لكا (De Luca، 1997) دائما باستخدام لاقطات ابرية مصنوعة من الفضة بطول 10 ملم، وبعرض 1 ملم، والمسافة بينهما 10 ملم وبدون استخدام الجل:- مثل المستخدم لدى شركة دلز (Delsys).

الجدول 1-5: ملخص لخصائص المضخم لأنظمة كهربية العضلة المتاحة

التصنيف					النظام		الشركة
طول الضوضاء (V _{eff})	مقاومة الإدخال (M Ω)	نسبة الرفض (dB)	نطاق العوجة (Hz)	كسبة التضخيم*	النوع	الاسم	
	100<	95	12>5000	P 330	Hard-wired	MA 300	B & L Engineering
5> 5>	10 000 000 10 000 000	96< 96<	450-20 450-20	P 1K P 1K M 0.3 1K	Hard-wired Data logger Hard-wired	SX230 DataLog SX230 DataLink ENG100C	Biometrics
Rms 0.2	1000	110	1, 10, 100 5000, 500 500-12	M 500 1K, 2K, 5K 350	Hard-wired	ENG100C	Bionac
Rms 4.5	10000	95	10 1000	P 500, 2K M 100 15K	Hard-wired P	TSD150 P AMT	Bortec
Rms 1.2	100 000 000	92<	450-20	P 10 M 100, 1, 10K P 1K	Hard-wired	Bagnoli	DeSis3
Rms 1.5	100 000 000	92<	20 450 Up to 2000		Data logger Telemetry	MyoMonitor BioTelTelemet FX	Glennier
<4	10<	110 <	1000-12	P 1K, 4K, 8.6K M 1 5	Telemetry	MT8	MIE
<4	10<	110 <	6000-6	1K, 4K, 8K	Data logger	Data Logger	
			110	500-8 500-15 200-0	Data logger & Telemetry Hard-wired	ME6000 NewOne	Mega

تابع الجدول 1-5

الشركة	النظام		التضخيم				
	الاسم	النوع	كثافة التضخيم*	نطاق الموجة (Hz)	نسبة الرقص (dB)	مقاومة الإدخال ($M\Omega$)	دليل الضوضاء ($V_{u\mu}$)†
				12>0			rms 0.5
	NeuroOne Matrix WBA	Data logger Telemetry		20 -2000	100<	100	rms 1.2
Motion Lab Systems	MA 300	Hard-wired	P 20 or 300 M 200 10K	500- 20			1 rms
Noraxon	MYOTRACE400 TELEMYO2400E LEMYO2400TG MYOSYSTEM	Hard-wired Telemetry Telemetry Hard-wired	100< 100< 100<	500 -10 500 -10 500 -10	100 < 100 < 100 <		1 rms
Technolog	MQ-8 Myopac M, Myopac Jr.	Telemetry Hard-wired Hard-wired	90< 90 90	450 -2 1000 -10 10 1000		1000 1 1	1 <0.8 rms <0.8 rms
Zehrus Medical GmbH M	EMG 4 EMG 8 EMG 8	Hard-wired Hard-wired Bluetooth Telemetry	110 110 110	1000 -7.5 1000 -7.5 500 -7		1 000 000 1 000 000 1 000 000	p-p 0.28 p-p 0.28 p-p 0.28
ملاحظات: *p: المضخم. M: المضخم الرئيسي. †: CMRR. معدل الرقص المشترك. rms: مربع جذر الوسط الحسابي. p-p: من القمة الى القمة							

بالإضافة الى هذه هناك عدة انواع من اللاقطات متوفرة تجاريا (لاحظ الجدول 2-5)، يظهر أن لاقطات دي لوكا (De Luca، 1997) متوفرة تجاريا وتعطي قراءات جيدة. اذا زاد حجم اللاقط سيقل عرض تردد موجة إشارة كهربائية العضلة

المسجلة، والعكس صحيح. على فرض أن سرعة توصيل موجة الاستقطاب على طول ليفة العضلة تبلغ 4 ملم ثانية-1، أدخلال لاقط على الاقل لمسافة 1 سم سينتج عنة عرض تردد موجة تحوي على كامل طيف التردد لاشارة EMG الخام (لمعلومات أكثر راجع بسماجين ودي لوكل -Basmajian and De Luca، 1985).

جمع البيانات ومعالجتها

- شكل اللاقط، الموقع، والاتجاه

على وفق التوصيات السابقة المتفق عليها الان بصورة شاملة، ومن أجل تكبير سعة الاشارة المسجلة، لايجب وضع اللاقط على اي من الجانبين العضلة وبنفس المسافة من النقطة الحركية، التي عادتاً ما تكون متزامنة مع منطقة التجهيز بالعصب (التعصيب- يكون في نهاية الثلث الاول من طول العضلة وتسمى نقطة الحركة). يتم اخذ فرق التضخيم بانقاص الاشارة المسجلة من لاقط والمسجلة من لاقط آخر لذا موقع اللاقطين من كلا جانبي النقطة الحركية سيؤدي الى حذف جهد الافعال المتشابهة بسبب أنتقال الاشارة باتجاه معاكس من منطقة التعصب بين العصب والعضلة لتصل الى اللاقطين بنفس الوقت تقريبا (مثل، Merletti et al، 2001)، يوضح هذا في الشكل 2-5 من خلال مبدأ الاشارة المنفردة المسجلة من اللاقطين لجهد الفعل الحركي نتيجة سلسلة متتابعة خطية (زوج من اللاقطات و EMG العدد 2)، من ناحية ثانية، اذا وضع اللاقطين في جانب واحد من النقطة الحركية فان الاشارة لا تحذف في نفس المحتوى، لذا سيسجل أحد اللاقطين جهد الفعل العضلي بوقت اسرع بقليل من اللاقط الاخر (زوج اللاقطات و EMG العدد 3 في الشكل 2-5).

أعتمادا على ما سبق، يوجد اتفاق عام أن اللاقطات يحب أن يكون موقعها بين النقطة الحركية والوتر (De Luca، 1997 and Freriks et al، 1999)، يوضح أيضا الشكل 2-5 استخدام سلسلة من اللاقطات بدلا من زوج واحد، لتحديد النقاط

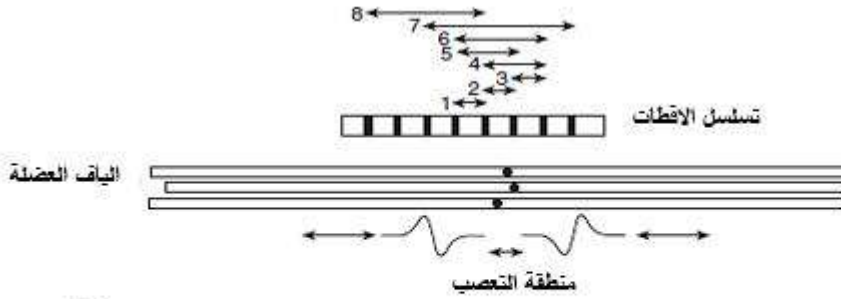
الحركية (De Luca، 1997 and Freriks et al.، 1999)، في غياب سلسلة من اللاقطات الخطية أو غياب الحافز لمعرفة مواقع النقاط الحركية، يمكن وضع اللاقطين فوق قمة العضلة بينما العضلة في حالة تقلص (Clarys and Cabri، 1993)، على أي حال يجب تميز أن هذا الموقع يجب أن يتوافق مع تلك النقطة الحركية. أستمّر (Zipp، Cram et al.، 1982; Freriks et al.، 1998، 1999) بنشر دليل يوصى به لتحديد موقع وضع لاقط لأفوق عضلة معينة، بالفعل تمت تغطية جميع العضلات الرئيسة السطحية من قبل هذا الدليل، موقع اللاقط نسبتاً لنقطة ومسافة معينة على طول الخط المقاس بين نقطتين تشريحيّتين محدّتين، حذر كل من (Clarys and Cabri، 1993) من استخدام أي شيء غير توصيات التقلص العضلي الايزومتري، اذا لم تستخدم يجب أن لا تبدل الا من خلال المعرفة الجيدة بتشريح الهيكل العظمي - العضلي ويجب أن يكون تصحيح الموقع مدعوم باستخدام النشاط الارادي للعضلة ذات الاهتمام والفحص باللمس، بعد تثبيت الموقع المناسب، هناك اتفاق شائع اذا أمكن أن اللاقطات يجب ان يكون أّجاهها بخط الموازي على طول أّجاه الألياف العضلية (راجع، De Luca، 1997 and Freriks et al.، 1999).

2-5 الجدول: ملخص لخصائص الانظمة كهربائية العضلة الموجودة تجاريا

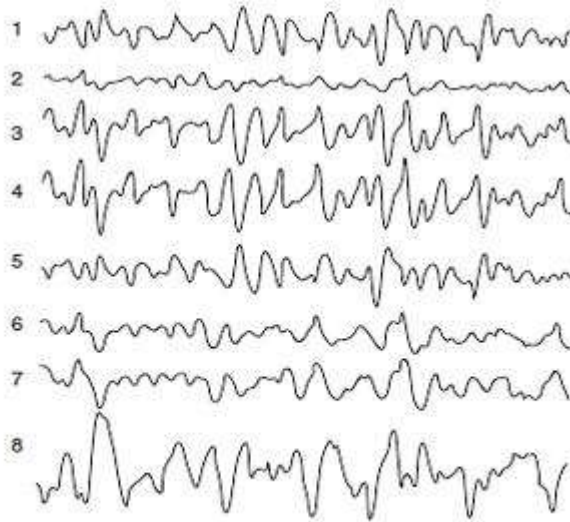
النوع	الانقطاعات في الاجسام	الحجم	الشكل	المواد	القوة	الاسم	الشركة
Re-usable	13/18"	12"	Disk	Steel	8, 10, 16	MA-300	E & L Engineering Biometrics
Re-usable	3/8", 20mm, 20mm	10mm, 10mm	Disk	Steel		SX230 (DataLog)	
Re-usable			Disk	Steel			
Re-usable	55-20 mm	11.4 mm, 10mm	Disk			EMG100C	Biopac
Pre-gelled	20 mm		Disk			TSD150	
						AMT	Biopac
Re-usable	10mm	10 × 1mm	Bar	Ag/AgCl Steel Ag Ag	8, 16	Bagnoli	DelSera NeuroMotion
					4, 8, 16		
					8, 16		
					1-4, 8-32	BinJel	Glennet
Pre-gelled	30 × 20mm	Variable	Rectangle	Ag/AgCl Ag/AgCl	8	MTS Data Logger	MIE
					4, 16	ME8000	
					4	NeuroQue Matrix	Mega
					2	NeuroQue WBA	
Re-usable	12mm, 18mm	12"	Disk	Steel	8, 10, 16	MA-300	Motion Lab Systems
Pre-gelled	10mm, 10mm	20mm	Disk	Ag/AgCl	2	MYOTRACE400	Notasoft
Pre-gelled	10mm, 10mm	20mm	Disk	Ag/AgCl	4, 8, 12, 16	TELEMYO2400T	
Pre-gelled	10mm, 10mm	20mm	Disk	Ag/AgCl	12, 16	TELEMYO2400TG2	
Pre-gelled	10mm, 10mm	20mm	Disk	Ag/AgCl	4, 8, 12, 16	MYOSYSTEM1200	
Pre-gelled					1-8		
Pre-gelled					2	Myopac	Rum Technologies
					16		
					4	EMG 5	Calson Medical Centre
					8	EMG 5 Blackbath	

تابع الجدول 2-5

الشركة	النظام		التضخيم				
	الاسم	النوع	كمية التضخيم*	نطاق الموجة (Hz)	نسبة الرقش (dB)	مقاومة الإدخال ($M\Omega$)	دليل الضوضاء $(V_{in})f$
				12>0			rms 0.5
	NeuroOne Matrix WBA	Data logger Telemetry		20 -2000	100<	100	rms 1.2
Motion Lab Systems	MA 300	Hard-wired	P 20 or 300 M 200 10K	500- 20 500 -10 500 -10	100 < 100 <	100< 100<	1 rms 1 rms
Noraxon	MYOTRACE400 TELEMYO2400E LEMYO2400TG MYOSYSTEM	Hard-wired Telemetry Telemetry Hard-wired		450 -2 1000 -10 10 1000	90< 90 90	1000 1 1	1 <0.8 rms <0.8 rms
Technolo	MQ-8 Myopac M, Myopac Jr.	Telemetry Hard-wired Hard-wired	M 1K, 2K, 5K 10K M 1K, 2K, 5K, 10K	1000-7.5 1000-7.5 500-7	110 110 110	1 000 000 1 000 000 1 000 000	p-p 0.28 p-p 0.28 p-p 0.28
Zebbris Medical GmbH	EMG 4 EMG 8 EMG 8	Hard-wired Hard-wired Bluetooth Telemetry	1, 2.5, 5K M 1, 2.5, 5K				
ملاحظات: *p: المضخم؛ M: المضخم الرئيس. CMRR [†] : معدل الرقش المشترك. rms: مربع جذر الوسط الحسابي. p-p: من القمة الى القمة							



(a)



(b)

الشكل 5-2: تأثير موقع اللاقط على تضخيم إشارة EMG. (a) رتبت 8 اللاقطات بالتسلسل، مع مسافة 10 ملم بين كل لاقط. رقم الخط على شكل متسلسل من 1 الى 8 للدلالة على مختلف اللاقطات المستخدمة لتسجيل اقطاب ثنائية. المسافة الداخلية بين زوجين من اللاقطات 10 ملم و 2، 1 و 3: 20 ملم للزوج 4 و 5: 30 ملم للزوج 6: 40 ملم للزوج 8 و 50 ملم للزوج 7. (b) تسجيل EMG إشارة بأستخدام سلسلة من اللاقطات في (a) أثناء وضعة عل فوق جلد العضلة ذات الرأسين العضدية في مستوى 70% من التقلص العضلي الارادي (نقل عن، Enoka، 2002، 2001، from Merletti et al.).

أعداد الجلد (موقع اللاقطات)

توجد عدة مضخمات في الوقت الحالي تمتلك مقاومة أمدخال عالية (الجدول 5-1) والحاجة لحجم صغير لخفض المقاومة بين اللاقط - الجلد تحت مستوى حوالي $10k\Omega$). التقنية المستخدمة تبدأ بحك الجلد بورق الصنفرة الناعم جدا او حك الجلد بشفرة حلالة معقمة لازالة الشعر والجلد الميت (راجع، Okamoto et al., 1987). تخفض بعض الاعدادات مقاومة الجلد الى تحت ($55 k\Omega$) هذا ضروري للحصول على تماس جيد بين اللاقط والجلد لتحسين دقة الأشارة المسجلة (Cram and Kasman, 1998; Freriks et al., 1998; Hewson et al., 1999 and 2003) أعتياديا، تتم هذه الاعدادات بعد غسل الجلد بالماء والصابون وتجفف المنطقة ثم حلاقتها بأداة حلالة معقمة وقتية، فضلا عن ذلك يحك الجلد بقطنة مغمسة بالكحول، ثم يترك الكحول يتبخر ليخفض المقاومة أكثر (من خلال سحب الدم تحت الجلد لزيادة التوصيل)، تجنب هذه الطريقة اذا كان لدى المشارك حساسية في الجلد ضد الكحول. وفر كل من (Cram and Kasman, 1998, Freriks et al., 1999) تقرير مفصل عن التقنية الحديثة لأعداد الجلد.

بالاضاف الى عمل اللاقطات بتسجيل فرق التضخيم المطلوب يستخدم الدليل أو اللاقط الارضي الذي يجب أن يتصل بكهربائية أنسجة محايدة (موقع عظمي) يتبع نفس الاعدادات لموقع العظم تشبة أعداد الجلد للاقطات فوق العضلة تستخدم بعض الانظمة التجارية المتوفرة (مثل، Delsys) دليل من لاقط واحد لجميع العضلات بينما يستخدم انظمة أخرى أكثر من موقع بوصفة دليل لكل عضلة (مثل، MIE) عادتا يمتلك النظام الأخير تثبيت مضخم للاقط الدليل مع سلك قصير نسبيا بين المضخم واللاقطات الرئيسة المسجلة للاشارة ويحول هذا في بعض الاحيان اللاقط الدليل من أن يكون موقعه على سبيل المثال فوق منطقة عظام بارزة: عمليا اثناء تسجيل كهربائية عضلات طويلة في الطرف العلوي أو السفلي (مثل، العضلة المأبضية).

ينصح أغلب أساتذة البيوميكانيك بأستخدام اللاقط الجل أو المعجون لتسهيل كشف وتسجيل كهربائية العضلة (راجع، Cram and Kasman, 1998) ويتم تحقيق

هذا من خلال استخدام لاقطات فيها جل داخلي (Freriks et al., 1999) أو وضع أما جل أو معجون على الجلد أو اللاقط قبل لصقه على الجلد (Clancy et al., 2002) ومن غير الضروري استخدام الجل أو المعجون أثناء استخدام ما يسمى (اللاقطات الفعالة - النشطة) مثل، تلك اللاقطات المثبتة قبل المضخم الابتدائي. في هذه الحالة يتوفر الوسط الكهربائي من خلال التعرق القليل الذي يحدث بسبب اللاقطات الجافة المثبتة على الجلد (Cram and Kasman, 1998 and Clancy et al., 2002).

تداخل الاشارة

حتى لو وضع اللاقط السطحي قريبا من قمة العضلة فمن المحتمل ان تلتقط إشارة ربما تحتوي على طاقة منبعثة من عضلة أخرى، عضلة بعيدة بعض الشيء يعرف هذا الشكل من الضوضاء بتداخل الأشارة (cross-talk)، قدرت بحوالى 17% من الاشارة المنبعثة من النشاط الفعال القصوي للعضلة المجاورة، يحدث هذا في كل من الجزء السفلى (De Luca and Merletti, 1988) والجزء العلوى للرجل (Koh and Grabiner, 1992). على الرغم من إن البحوث الحالية التي خمنت أن تداخل الاشارة لايشكل مشكلة كبيرة كما أعتقد في السابق (راجع، Solomonow et al., 1994 and Mogk and Keir, 2003)، لحد الآن لاتزال موضع اهتمام لذا يجب على المهتمين بالبيوميكانيك تحديدها ومحاولة خفضها بقدر الامكان عمليا هذا موضوع مثير للاهتمام أثناء تسجيل إشارة EMG من العضلات تحت الجلد المغطاة بطبقة كثيفة من الشحوم أكثر من الطبيعي، مثل العضلة الألوية وعضلات البطن (Solomonow et al., 1994).

الكشف عن تداخل الاشارة باستخدام طريقة الاختبارات الوظيفية (functional tests) (راجع، Winter et al., 1994) أو تقنية تحليل الترابط المتداخل (cross-correlation techniques) (راجع، Winter et al., 1994 and Mogk and Keir, 2003)، يستلزم للتحليل الوظيفي (يعرف ايضا دليل اختبار العضلة) الطلب من المشارك تقليض العضلات المجاورة للعضلة المراد تسجيل أشارتها، بدون تنشيط العضلة المراد دراستها، ليكون هذا مؤشر على تداخل الاشارة. وجدت هذه التقنية لتوفير مؤشر على

وجود تداخل لاشارة عضلة أخرى والذي يجب على المهتمين بالبيوميكانيك الحذر منه بسبب حساسيتها لسببين اثنين من المحتمل

عدم إمكانية المشارك في تنشيط العضلات المجاورة، كما تم تحديد من قبل دي لوكا (De Luca، 1997) أو من المحتمل تقلص العضلة المراد دراستها (بدرجة متوسطة) أثناء محاولة تقليص أحد العضلات المجاورة.

التقنية الاحصائية للتحليل تعد الأساس لتحديد حجم أي عنصر مشترك يظهر في أشارتين منفصلتين مثل، من العضلة المراد دراستها ومن أحد العضلات المجاورة المساهمة بتداخل الاشارة مع ارتباط عالي يؤثر حضور قوي لتداخل الاشارة. على الرغم من انتقاد دي لوكا (De Luca، 1997)، ألا أنه لا يزال يستخدم من قبل الباحثين للكشف عن تداخل الاشارة (مثل، Mogk and Keir، 2003). يوجد نوعين آخرين من التقنيات للكشف عن وجود تداخل الاشارة اقترحت من قبل دي لوكا (De Luca، 1997). إحدى هذه الطرق تقارن طيف التردد (راجع أسلوب تردد إشارة EMG الغالبة) لأشارة EMG التي يشك في أنها تحتوي بدرجة رئيسة على تداخل الاشارة من العضلة موضع الدراسة تمتلك الاشارة من العضلة البعيدة عن لاقط فلتر مكاني كبير (مرور منخفض) مقارنة مع اشارة العضلة المراد دراستها تحت اللاقطات. لذا، يشك احتواء إشارة EMG على تداخل للاشارة وامتلاكها بوضوح أكثر لتردد طيفي مضغوط باتجاه ترددات منخفضه، وتستخدم الطريقة الأخرى لاقطات سطحية فوق العضلات المجاورة للعضلة المراد دراستها مع لاقط سلكي (أبري) عميق داخل العضلات، لمراقبة نشاطهما (أو عدم نشاط) هذه الطريقة مزعجة للمشارك مع احتمالية عدم توفر اللاقطات السلكية.

يؤدي صغر حجم اللاقطات أو المسافة بينهما الى خفض فرصة تسجيل تداخل الاشارة (Koh and Grabiner، 1993 and Winter et al.، 1994) من ناحية ثانية استخدام مسافة قصيرة جدا بين اللاقطات سيغير من نطاق التردد بالتالي، هذا ليس لصالح الدقة فضلا عن من غير المحتمل تغير حجم وبعد اللاقطات بسبب الشكل القياسي المستخدم من قبل الشركة المصنعة (Bortec and Delsys).

اثبتت البحوث أن التقنية الأكثر فعالية لخفض تداخل الإشارة إلى مستوى أن تهمل باستخدام تقنية " التفاضل المضاعف (double differential)" (De Luca and Merletti، 1988 and Koh، 1993)، قبل هذه الفقرة كان النقاش حول صفات الأدوات وأجراءات جمع البيانات المفضلة لموقع زوج واحد من اللاقطات لكل عضلة (يضاف اللاقط الدليل أو المحايد) في معظم أنظمة التسجيل المتوفرة تجارياً تربط اللاقطات بمضخم تفاضلي منفرد (للسهولة يسمى المضخم التفاضلي) الذي يحسب الفرق بين الإشارات المسجلة لكل لاقط فوق العضلة المراد دراستها.

يملك المضخم المستخدم في تقنية التفاضل المزدوج ثلاث بدلا من اثنين من اللاقطات المسجلة للإشارة ولها مسافة متساوية بينهما، لحساب الفرق بين الإشارات المسجلة من اللاقطين واحد واثنين، واللاقطين اثنين وثلاثة وتخضع هاتان الإشارتان الجديدتان (تفاضل منفرد) لفروقات أكثر (لتصبح تفاضل مزدوج) بوساطة المضخم (للمزيج من التفاصيل أكثر راجع- De Luca، 1997) يعمل هذا الاجراء من خلال خفض الكبير لحجم الإشارة المسجلة من قبل اللاقطات الثلاث، ومن ثم فلترة الإشارات أكثر (De Luca، 1997). من خلال خبرة المؤلف تقنية التفاضل المزدوجة متوفرة فقط في نظامين تجاريين (دلزي وأنظمة مختبر الحركة- Delsys and Motion Lab Systems). ومن المتوقع أن يتبع المصنعون الآخرين هذه الاجراءات في المستقبل، وسيكون التضخيم التفاضلي المزدوج الخيار في جميع أنظمة تسجيل إشارة كهربائية العضلة.

العينية

تشير نظرية نيكوست (Nyquist Theorem) الى أن إشارة كهربائية العضلة المسجلة من اللاقطات السطحية يجب أن تؤخذ منها عينة مكونة من 1000 هيرتز (المثالية 2000 هيرتز) لتجنب التعرجات (التسنن) (لكي لا تفقد المعلومات من الإشارة) تعد الإشارة المعروضة في اللابتوب إشارة محولة من تناظرية (مثل تردد الإشارة الكهربائية أو الصوتية) - الى - رقمية (ADC) التي تحتوي على الاقل 200 بت (مثاليا 16 بت) لضمان احتمالية تسجيل أي تغير بسيط في نشاط العضلة لتسجيله من خلال النظام، ويجب توخي الحذر قبل تسجيل إشارة EMG من الحصول على تسجيل إشارة زائدة قبل التضخيم - أثناء التضخيم، الاهتمام الاول أن الحصول على تضخيم عالي ليس بالخيار، الذي من المحتمل ينتج عنه إشارة مضخمة تتجاوز نتائج جهد ناتج النظام (ناتج الفولتية- الطبيعية $5 \pm$ فولت). هذا دليل من خلال تشذيب الإشارة: (مثلا الإشارة الخام تمتلك قمم سالبة وموجبة التي تقطع في سعة معينة وترفع الترددات السفلى- السلبية للأعلى لتكون موجبة)، التي تظهر أعتياديا اثناء تضخيم الإشارة بدرجة عالية (حوالي 10,000) (مثل العضلة الضنبوبية الأمامية)، ويجب الحذرا ايضا من أخذ تسجيل إشارة منخفضة جدا (مثل 100 هيرتز)، ينتج هذا من استخدام جزء من ناتج فولتية عينة صغيرة، لهذا لا يمكن قياس التغيرات الطفيفة في الإشارة المضخمة، يحدث هذا عمليا اذا استخدم مستوى دقة منخفض لـ ADC (مثل، 12 بت أو أقل)، يجب اختيار التضخيم الذي يستخدم فية أكبر قدر ممكن من ناتج الفولتية للنظام، مع تجنب القطع، في هذه الحال يمكن تجنب الحذف أو القطع للإشارة عمليا يتراوح بين 1000 و 5000 للعضلات السطحية في الرياضة والتمرين أثناء استخدام فولتية $5 \pm$ ، تشمل أغلب الانظمة مضخمات أولية مع تسجيل متنوع للإشارة (مثل MIE) أو اختيار مواقع تسجيل الإشارة مباشرة على المضخم الرئيس (مثل، Delsys) لضمان اختيار القيمة المناسبة.

أذا أراد القارئ تفاصيل أكثر على مراجعة (1999a; Clancy et al., Merletti et al.) مع نقاش عميق لمواضيع تهتم بعينة إشارة كهربائية العضلة.

معالجة وتحليل وعرض كهربائية العضلة

معالجة إشارة EMG في نطاق زمني

بأمكان معالجة إشارة EMG بعدة طرق، عمليا منذ تقدم برامجيات الحاسوب (أنظر، 1990، 1985 and Winter، Basmajian and De Luca). في الوقت الحالي، تعالج على الاغلب إشارة EMG الخام في نطاق زمني حصري باستخدام أما معدل تقويم كهربائية العضلة (Average Rectified EMG)، مربع جذر الوسط الحسابي (Root Mean Square) أو تقنية التغليف الخطي (Linear Envelope) وتوفر التقنيات الثلاث تقديرات لسعة إشارة كهربائية العضلة الخام بامايكروفولت (μV) أو الملي فولت (mV).

يعرف ايضا معدل تقويم إشارة EMG (AREMG، e.g. Winter et al. 1994) على أنه قيمة معدل التقويم (ARV، e.g. Merletti et al. 1999a)، قيمة الوسط الحسابي المطلق (MAV، e.g. Clancy et al. 2002)، وقيمة الوسط الحسابي للسعة (MAV، e.g. Merletti et al. 1999a): ويطلق عليها جميعا في هذا الفصل بقيمة معدل التقويم (ARV). يستخدم في حساب معدل التقويم، أولا أما بازالة جميع الاطوار السلبية لكهربائية العضلة الخام (تقويم نصف الموجات السفلى لإشارة الكهربائية) أو رفع الموجات السفلى فوق خط الصفر لتكون إشارة كاملة موجبة. تفضل الطريقة الاخيرة على الاغلب بالوقت الحالي، بسبب احتفاظها بكامل طاقة الإشارة (Basmajian and De Luca 1985). عندها يتم حساب إشارة الكهربائية لتكامل التقويم خلال مدة زمنية معينة، أو نافذة (T)، لينتج عنها إشارة EMG متكاملة وتقسم اخيرا على المدة الزمنية (T) لينتج عنها معدل التقويم (أنظر المعادلة 1-5). إشارة EMG المتكاملة (بمايكروفولت (μV) أو الملي فولت (mV)) أسلوب معالجة شائع في القسم الثاني من القرن العشرين (أنظر، Winter 1990). من ناحية ثانية وعلى الرغم من قيمة معدل التقويم تشبه تكامل إشارة كهربائية العضلة، الأسلوب الأخير، إلا أنه لا يوفر تقدير كامل لكمية النشاط.

$$ARV = \frac{1}{T} \int_0^T |X(t)| dt \quad (5.1)$$

حيث أن $X(t)$ تشير إلى إشارة كهربائية العضلة.
 T تشير إلى الزمن الذي تم فيه حساب قيمة معدل التقويم.
يمثل مربع جذر الوسط الحسابي لإشارة كهربائية العضلة (RMS) مربع الجذر
لمعدل قوة إشارة EMG الخام التي تم حسابها خلال مدة زمنية معينة، أو نافذة (T)
(لاحظ المعادلة 2-5)

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T X^2(t) dt} \quad (5.2)$$

يتميز كلا الأسلوبين لقيمة معدل التقويم (ARV) ومربع جذر الوسط الحسابي (RMS) بأنهما طرق معالجة مناسبة من قبل مجموعة دي لوكا (أنظر، Basmajian and De Luca, 1985 and De Luca and Knaflitz, 1990) وبحوث SENIAM الأوروبية، وايضا من بعض الباحثين (مثل، Clancy et al., 2002). لأسباب مختلفة، اذ يفضل بعض الباحثين طريقة جذر الوسط الحسابي على قيمة معدل التقويم. حدد دي لوكا (De Luca, 1997) أن قيمة معدل التقويم تقيس المنطقة تحت معدل التقويم لـ EMG وهذا ليس له معنى فيزيائي بالمقارنة بقيس مربع جذر الوسط الحسابي قوة الإشارة، لهذا له معنى فيزيائي واضح. وفيما يخص الإشارة المستقرة، أوضح مارليتي (Merletti et al., 1999a) التي يظهر خلالها مستوى تقلص ثابت منخفض، مربع جذر الوسط الحسابي أقل تغيراً مقارنة مع قيمة معدل التقويم أثناء حسابها خلال نوافذ زمنية متتالية. لذا، مربع جذر الوسط الحسابي له احتمالية كشف التغيرات في الإشارة التي تم حجها بالتغيرات الكبيرة في قيمة معدل التقويم.

بدلاً من استخدام حساب منفرد لـ RMS أو RMS، تعالج إشارة EMG الخام من خلال عمل حسابات متتالية خلال مدته الزمنية لينتج عنه سلسلة من القيم من نوع تحريك المعدل (لتفاصيل أكثر راجع، Winter et al., 1980 or Basmajian and De

Luca, 1985). بغض النظر عن الأسلوب المستخدم، يحتاج أيضا المهتم بالبيوميكانيك الى تحديد المدة الزمنية (أوالسعة) للنوافذ الزمنية المتتالية (T). أوصى كل من بسماجين ودي لوكا (Basmajian and De Luca, 1985) اختيار السعة بين 100 و200 ملي ثانية. واوصى أيضا مرليتي وجماعته (Merletti et al., 1999a) أن استمرار التقلص الثابت، لفترات تتراوح 0.25-2 ثانية مناسبة، تستخدم فيها ساعات صغيرة (0.25-0.5 ثانية) لمستويات تقلص فوق 50% من التقلص الارادي القصوي، وتستخدم مدة زمنية أطول (1-2 ثانية) للتقلصات في مستوى منخفض. سينتج من سعة صغيرة لزمن النافذة صقل (سلاسة) أقل للمنحنى (Basmajian and De Luca, 1985). لهذا سينتج من السعة لزمن قصير لفي مستوى تقلص عضلي ثابت عن تغير نسبيا عالي بين حساب القيم خلال نوافذ متتالية. من المحتمل ينتج عن استخدام نوافذ واسعة منحني مصقول، حيث ستكون القيم المتتالية للتغيرات أقل (Merletti et al., 1999a).

وصفت سابقا طريقة تحريك المعدل (باستخدام أما RMS أو ARV) التي تستخدم أيضا لتحليل إشارة EMG الخام المسجلة من نشاط العضلة، اذ أن الهدف منها تسجيل التغيرات (بعض الاحيان سريعة جدا) في نشاط العضلة تسمح من احتمالية اختيار ساعات نوافذ زمنية قصيرة (مثل، 10-50 ثانية) لتسجيل التغيرات السريعة جدا للنشاط، لكن المنحنى الناتج لايزال يشبه تقويم EMG لذا ستبقى قمم الساعات من التكرارات لنفس الواجب عالية التغيرات، إن تبني الموجات الطويلة (على سبيل المثال 100-200 ms) سيقطع من التغيرات في قمم الساعات، لكن سيفقد المنحنى الناتج الميل لأشارة EMG الاساسية. مثل، عدم تسجيل التغيرات السريعة لنشاط العضلة. الحل المحتمل يكمن في استخدام معدل الحركة (أما RMS أو ARV) في سبيل تداخل النوافذ الزمنية بدلا من أن تشمل أقسام منفصلة لأشارة EMG (لتفاصيل أكثرراجع Luca, Winter et al., 1985 or Basmajian and De Luca, 1980)، تدريجيا ينتج من تداخل النوافذ منحني يزداد ليتبع أتجاه EMG الاساسي المقوم، لكن بدون قمم متغيرة التي تعد دليل لتقويم EMG.

لايزال التغليف الخطي أسلوب معالجة شائع، واوصى به مرليتي (Merletti et al. 1999a)، ليستخدم في تسجيل اشارة كهربائية للتقلص العضلي المتحرك. هذا يشبه معدل الحركة الذي يستخدم لصقل اشارة EMG المقومة بعد عبورة بفلتر واطى (لتفاصيل أكثر راجع، Winter 1990 : Winter et al. 1980)، ايضا ينتج عنه منحني يتبع اتجاه EMG. أثناء استخدام التغليف الخطي يجب اختيار، النوع، النظام وفلتر قطع التردد. يحتاج الى اتخاذ قرار أثناء استخدام، النوع، الدرجة وقطع التردد للفلتر. طبيعيا، يستخدم فلتر بتروولث من الدرجة الثانية (a second order Butterworth filter) (نوع من الفلاتر لمعالجة الإشارات مصمم ليكون استجابة التردد مسطحاً قدر الإمكان في نطاق المرور) (Winter et al. 1980) مع قطع اردد يتراوح مداه بين 3-80 هيرتز (Gabel and Brand, 1994). لاحظ قرار تطابق قطع التردد مشابيه لاختيار نطاق الموجة وكمية التداخل لزمّن النافذة أثناء استخدام معدل الحركة. سينتج عن استخدام قطع تردد واطى منحني سلس كامل، الذي لا يمكن اكتشاف التغيرات المفاجئة في النشاط. بالمقابل، اختيار التردد العالي سيتبع عن كثب التغير المفاجئ في النشاط، لكن لايزال يحتوي على القمم التي تحمل خصائص اشارة EMG المقومة. لتفاصيل أكثر حول معالجة سعة الذبذبات راجع كلنسي (Clancy et al. 2002).

تحليل العتبة

غالبا الهدف من معالجة اشارة EMG تقدير وقت تنشيط العضلة (on) وتوقفها (off). عمليا وفي سبيل تحديد سعة تردد العتبة (amplitude threshold) الذي يعد بداية نشاط العضلة، يعامل خط القاعدة لاشارة EMG (أو الضوضاء) على أنه متغير عشوائي. يحسب الوسط الحسابي لخط القاعدة هذا فوق 50 ms والعضلة في حالة نشاط أثناء تجاوز سعة التردد لEMG ثلاث انحرافات معياري فوق الوسط الحسابي لنشاط خط القاعدة بـ 25 ms أو أعلى (Di Fabio, 1987).

اقترح عدد لا يحصى من المتغيرات لهذه المعالم، وفي الوقت الحاضر تم عرض الموضوع من قبل (2003 and Morey-Klapsing et al., 1996; Allison, Hodges and Bui)

al.، 2004) بالاتفاق مع (Hodges and Bui، 1987، Di Fabio، 1996)، أذ أكتشفوا أن العينة في 25 ms أكثر دقة أذ يتم فيها تحديد بداية نشاط العضلة، وعلاقتها بالقيمة المشاهدة بصرياً، تؤخذ من أي عينة زمنها 10 ms أو 50 ms. أوصوا أيضاً أن استخدام ثلاث أنحرافات معيارية فوق الوسط الحسابي لخط القاعدة يزيد خطورة عدم تحديد بداية ظهور إشارة EMG (مثل خطأ من النوع II)، وعلاقة تأخير تحديد البداية أثناء استخدام اثنين من الانحرافات المعيارية فيما يخص النقاش السابق، درجة الصقل التي سيخضع لها EMG للمعالجة خلال المدة الزمنية (النطاق الزمني) سيؤثر على التحديد البداية الصحيح لظهور إشارة EMG (Hodges and Bui، 1996 and Allison، 2003).

اكتشاف استخدام التغليف الخطي مع فلتر قطع للتردد عند 50 هيرتز من قبل (Hodges and Bui، 1996) لينتج عنه تحديد أكثر لدقة نشاط العضلة مقارنة مع أما 10 هيرتز أو 500 هيرتز. شملت التوصيات الحالية الحفاظ على عتبة اثنين من الانحرافات المعيارية فوق الوسط الحسابي (مثل، De Luca، 1997). فضلاً عن ذلك تعد العضلة المراد دراستها أما نشطة أو متوقفة والسعة يجب أن تتجاوز العتبة أو تحت العتبة لمدة زمنية أكثر تبعاً للضروف الفسلجية التي تحدد وقت التشغيل (مثل، الوقت اللازم للأشارة لتصل الى اللاقطات من منطقة التعصب) (Gleeson، 2001 and Allison، 2003). في التطبيقات الحالية، يجب أن يكون الوقت الفسيولوجي المحدد على الأقل ضعف أو 20 ms (De Luca، 1997) من جهة أخرى يفضل للنجاح أكثر اختيار المعالم بدقة ومصادقية للكشف عن بداية تنشيط العضلة الذي سيؤثر على كلا من نسبة الإشارة الى ضوضاء الإشارة EMG (مثل، نقاء خط القاعدة مقابل ضوضاء) ونسبة معدل الزيادة في السعة خلال واجب معين (مثل، حركات بطيئة مقابل سريعة) (لتفاصيل أكثر راجع، Allison، 2003). لذا يتفق أغلب المؤلفين مثل (Hodges and Bui، Di Fabio، 1987; 1996 and Allison، 2003) على أن اختيار أي أسلوب يجب أستكماله بوساطة تكرار التاكيد البصري.

EMG المعدل الكلي لأشارة

يوصف دائما عرض وتحليل المعدل (الوسط الحسابي) لأشكال إشارة EMG من خلال عدة محاولات، خصوصا الرياضات الدائرية المتكررة مثل المشي، الركض والدراجات. تطلق على شكل معالجة إشارة EMG بالمعدل لمجموعة من هذه الحركات (راجع، Winter et al، 1980) المرحلة الاولى لمعالجة المعدل الكلي اتخاذ قرار تحديد نقطة البداية والنهاية لكل محاولة (مثل تماس الكعب مع تماس الكعب لنفس القدم). تحول عندها المدة الزمنية لكل محاولة الى قاعدة زمنية جديدة (النسبة المئوية لزمان الخطوة) تعزى هذه المعالجة الى طريقة "التطبيع الزمني" ويجب الا يخلط معناها مع تطبيع السعة، التي توصف في الفقرة القادمة تؤخذ بعد ذلك البيانات من كل محاولة من نفس النقطة (على سبيل المثال، 2 أو 5 % من الفترات الزمنية) يمكن عمل هذا من خلال استخدام التغليف الخطي أو بوساطة شريحة المكعب المناسبة لنقاط البيانات، أخيرا تحول البيانات من المحاولات جميعا الى وسط حسابي لكل النقاط لتكوين قاعدة بيانات زمنية جديدة عادت يظهر المعدل الكلي لأشارة كهربائية العضلة جنبا الى جنب مع القياسات الملائمة للمتغيرات بين المحاولات (مثل، ± 1 أنحراف معياري).

يمكن أنتاج المتوسط للمجموعة لنفس الفرد من خلال عدد من الخطوات (مثلا، داخل الفرد) كما وصف سابقا، وايضا لعدد من الاشخاص (بين الاشخاص). ينشأ المعدل الكلي الداخلي للفرد بطريقة تشبه حساب الوسط الحسابي لمعدل الفرد الكلي لكل نقاط استنادا على قاعدة الزمن، ويتحقق تقييم المتغيرات بين الافراد وداخل الافراد لشكل EMG باستخدام معامل الاختلاف أو نسبة التباين (VR في المعادلة 3-5) شجع ونتر وزملائه في السنوات (1980 و 1990) استخدام معامل الاختلاف (مثل، Yang and Winter، 1984)، بينما استخدمت نسبة التباين بصورة متقطعة لقياس متغيرات شكل إشارة EMG (Burden et al، 2003) بعد أن برع في استخدامها من قبل (Hershler and Milner، 1978).

على عكس نسبة التباين، فإن معامل الاختلاف يعد في الأساس نسبة الانحراف المعياري لأشكال EMG نسبياً إلى شكل الوسط الحسابي. لهذا حجم الوسط الحسابي

وله القدرة على زيادة أو خفض قيمة، بالنتيجة معامل الاختلاف حساس لكل من كمية الصقل المستخدم لـ EMG خلال المعالجة وعدد الدورات الموجودة في الوسط الكلي (Gabel and Brand, 1994). لهذه الأسباب يجب ان لا يستخدم معامل الاختلاف لمقارنة متغيرات اشكال EMG مع تلك المعالم البيوميكانيكية الأخرى. يوصى باستخدام نسبة التباين لتقدير متغيرات أشكال EMG. عمليا، اثناء مقارنة المتغيرات التي تحدث بين العضلات، للاشخاص...الخ.

$$VR = \frac{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (X_{ij} - \bar{X}_i)^2 / k(n-1)}{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (X_{ij} - \bar{X})^2 / (kn-1)} \quad (5.3)$$

حيث أن: k عدد مرات الفترات الزمنية داخل الدورة الواحدة.
n عدد الدورات (للمتغير داخل المشارك) أو للمشاركين (للمتغير بين المشاركين).
 X_{ij} قيمة EMG في زمن ith للدورة jth أو للمشارك.
 $\bar{x}_i$ الوسط الحسابي لقيم EMG عند زمن ith خلال الدورة jth أو للمشارك
 $\bar{x}$ الوسط الحسابي لقيم EMG في:

$$\bar{X} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \bar{X}_i.$$

EMG تطبيع إشارة

يمكن مقارنة إشارة EMG مع تلك المسجلة من نفس العضلة بدون إزالة اللاقطات (مثل خلال نفس جلسة الاختبار) والذي سينتج عن إعادة موقع اللاقطات على نفس العضلة في اختبار آخر حتما تسجيل نتائج مختلف للوحدات الحركية أيضا تختلف المقاومة بين اللاقط والجلد بين جلسات الاختبار، بغض النظر عن أسلوب

أعداد الجلد الجيد التي يلتزم بها والتي ستؤثر على شكل جهد وفعل الوحدة الحركية، هذه العوامل والعوامل الأخرى التي ذكرت في بداية مقدمة الفصل ستؤثر على حجم المعالجة EMG مثل حجم الإشارة المسجلة من نفس العضلة في جلسات مختلفة، على سبيل المثال، يمكن مقارنة عضلات مختلفة لمشاركين مختلفين مباشرة، حتى لو تمت المعالجة باستخدام نفس الأسلوب، حلت هذه المشكلة بوساطة تطبيع إشارة EMG (السعة) بعد أن تمت معالجتها طبيعياً يتم هذا من خلال استخدام كل نقطة من بيانات معالجة EMG لواجب معين بوصفها حصة أو نسبة مئوية لقمة EMG من أقصى تقلص عضلي إرادي (MVC) لنفس العضلة التي تم معالجتها بنفس الطريقة (التي يشار لها على أنها أسلوب أقصى تقلص إيزومتري إرادي) فضلاً عن السماح بمقارنة إشارة EMG من عضلات مختلفة، طريقة التطبيع هذه لديها القدرة على الكشف عن مدى نشاط العضلات أثناء واجب محدد من خلال التعبير عنها بوصفها حصة أو نسبة من قابليتها على التنشيط القصوى، من ناحية ثانية على الرغم من التوصية لكل من ISEK (Merletti, 1999) والبحوث الأوروبية (SENIAM project) (Merletti et al., 1999b) إلا أنه تم انتقادها عدة مرات بوجوب توخي الحذر من قبل المهتمين بالبيوميكانيك أثناء تطبيقها.

من بين الذين استخدموا أسلوب أقصى تقلص إيزومتري إرادي الكاتب كلايز (Clarys, 2000) والتساؤل عن قابلية هذا الأسلوب لإظهار التناسب المطلوب لقابلية عضلة المشارك على التنشيط لأداء واجب محدد، لهذا السبب أظهرت التقارير مصداقية إشارة EMG من التقلصات تحت القصوى التي نتج عنها تلك الإشارة لـ EMG التي أستخدمت بوصفها المقام في معادلة التطبيع (راجع، Yang and Winter, 1984)، عملياً كرس دي لوكا (De Luca, 1997) عمله لتوفير استخدام إشارة EMG من التقلصات الأقل من 80% من التقلص الإرادي القصوى في سبيل توفير دليل ذا قيمة أكثر ثباتاً (يشار إليها - أسلوب دليل التقلص)، أيضاً يجب أن يستخدم هذا الأسلوب أثناء تطبيع إشارة EMG من المشاركين الذين لا يستطيعون أو لا يرغبون في أداء التقلص الإرادي القصوى (MVCs) بسبب ألم أو إصابة عضلات الهيكل العظمي، على سبيل المثال حصل هيلي وجماعته (Healey et al., 2005) على دليل للتقلص من العضلة ناصبة العمود الفقري من مشاركين مصابين بالأمم مزمن في أسفل الظهر من

الحفاظ على رفع وزن 4 كيلوغرام واليدين ممدودة للامام لمدة 15 ثانية، الانتقاد الثاني لاسلوب التقلص الارادي القصوي الايزومتري يتركز على ما اذا كانت قابلية التنشيط القصوى للعضلة عادةً ما تظهر خلال التقلص الارادي القصوى.

الناتج من هذا الأسلوب التطبيع تفوق الوحدة (مثلا 100%) ويعد مؤشر على كون نشاط العضلة خلال واجب محدد كان أكبر من المسجل خلال التقلص الارادي القصوي الايزومتري، على سبيل المثال، استنتج جوبي وجماعته (Jobe et al., 1984) أن اشارة EMG من العضلة المنشارية الامامية كانت 226 بالمئة من EMG أثناء اختبار العضلة القصوي خلال طور التعجيل للرمي من فوق الذراع و كأستجابة لهذا الانتقاد، أظهر بحث مكثف استخدم فيه تقنية تقلص الاقتحام (الاندفاع) أن أغلب المشاركين قادرين على تنشيط عضلاتهم للدرجة القصوى خلال التقلص الارادي الايزومتري (راجع، Allen et al., 1995)، وفي اتفاق جزئي مع النقد السابق لطريقة التقلص الارادي الايزومتري القصوي، يحذر نفس المؤلفين من أن القدرة على تحقيق أقصى قابلية من التنشيط تتنوع بين الأفراد.

أخيرا، بما أن معظم الالعاب الرياضية والتمارين يستخدم فيها تقلصات عضلية أيزوتنك (حركية) فإن الانتقاد الأكبر وجه الى فيما إذا كان أسلوب التقلص الارادي القصوي الايزومتري مناسب ليستخدم EMG من التقلص الارادي الايزومتري لتطبيع أشارة EMG من التقلصات الحركية (الواجبات-الالعاب والتمارين)، لقد أثبتت بعض الدراسات الحالية (مثل، Mirka, 1991) أن سعة EMG من التقلص الارادي القصوي تاثرت بطول العضلة أو معدل قصرها أو أطالتها، هذا يتطلب تقسيم كل نقطة بيانات من واجب EMG مع تلك من التقلص الارادي الحركي الذي نفذ مع نفس كينماتيكية العضلة (يشار لها باسلوب التقلص الارادي الايزوكنتك، عادتا مثل هذا التقلص الارادي القصوي ينفذ على مقياس دانوميترايزوكنتك). من ناحية ثانية، حاليا تم تأجيل أسلوب التقلص الارادي القصوي الايزوكنتك من قبل (Burden and Bartlett, 1999 and Burden et al., 2003) الذين وجدوا الفرق الكبير الوحيد في ناتج وأسلوب التقلص الارادي القصوي الايزومتري.

أعتماداً على المعلومات السابقة تمت التوصية أن الدراسات التي تحتاج الى مقارنة أشارة EMG بين الجلسات، العضلات أو الاشخاص يجب أن تطبع بأستخدام

أسلوب دليل التقلص (الذي يعد مثاليا عند 80% من التقلص الارادي القصوي). اذا كانت الدراسات مهتمة أكثر في طريقة تنشيط العضلة (علاقتها بقابليتها على التنشيط القصوى) عندها يمكن استخدام أسلوب التقلص الارادي القصوى الايزومتري لتوفير الدليل لهذا، فضلا عن مقارنة اشارة EMG. يوصى بقوة أن يمارس المشتركون تمرين مكثف في أداء التقلص العضلي الارادي الايزومتري قبل تسجيل اشارة EMG من الاشخاص الذين سينفذون اختبار التقلص الارادي القصوي المتحرك. سينتج عن عدم التمرين المكثف عزم أو قوة، ونشاط للعضلة بعيد عن التقلص القصوي. يستخدم ايضا تطبيع السعة في خفض الفروق بين الاشخاص لاشارة EMG المسجلة من نفس الواجب، الفكرة الراسخة الآن أن تقسم كل نقطة بيانات داخل واجب EMG أما على وسطها الحسابي أو قمة EMG لنفس الواجب ل EMG (يشار إليها باسم الأسلوب الديناميكي للوسط الحسابي وطريقة القمة الديناميكية على التوالي) هذا أكثر تأثيرا من طريقة تحسين التجانس (راجع، Yang and Winter، 1984 and Burden et al.، 2003)، من ناحية ثانية وبسبب طبيعة المقام المستخدم في معادلة التطبيع، لا يمكن استخدام طريقتي الوسط الحسابي أو القمة الديناميكية لمقارنة السعة لاشارة EMG من عضلات وأشخاص مختلفين.

في مجال التردد EMG معالجة اشارة

تعالج اشارة EMG الخام (Raw EMGs) بدرجة رئيسة في مجال التردد للتحقق من التغيرات في الاشارة التي تصاحب تعب العضلة، يعرف الان بصورة واضحة أن تعب العضلة يتزامن مع ضغط طيف التردد باتجاه انخفاض التردد (لاحظ الشكل 5-3)، يظهر بدرجة واضحة بسبب الأنخفاض في توصيل سرعة جهد الفعل وبالتالي زيادة المدة الزمنية لجهد فعل الوحدات الحركية (MUAPs). لتفاصيل أكثر يرجى مراجعة بسماجين ودي لوكا (De Luca، Basmajian and De Luca، 1985 or 1997) مع شرح لهذه المعالجات والميكانيكية الفسيولوجية التي تتحكم بها.

يتم تحقيق تحويل EMG الخام من مجال الزمن الى مجال التردد باستخدام تحويل فورييه السريع (Fast Fourier Transform). تفاصيل كيفية تحليل اشارة FFT

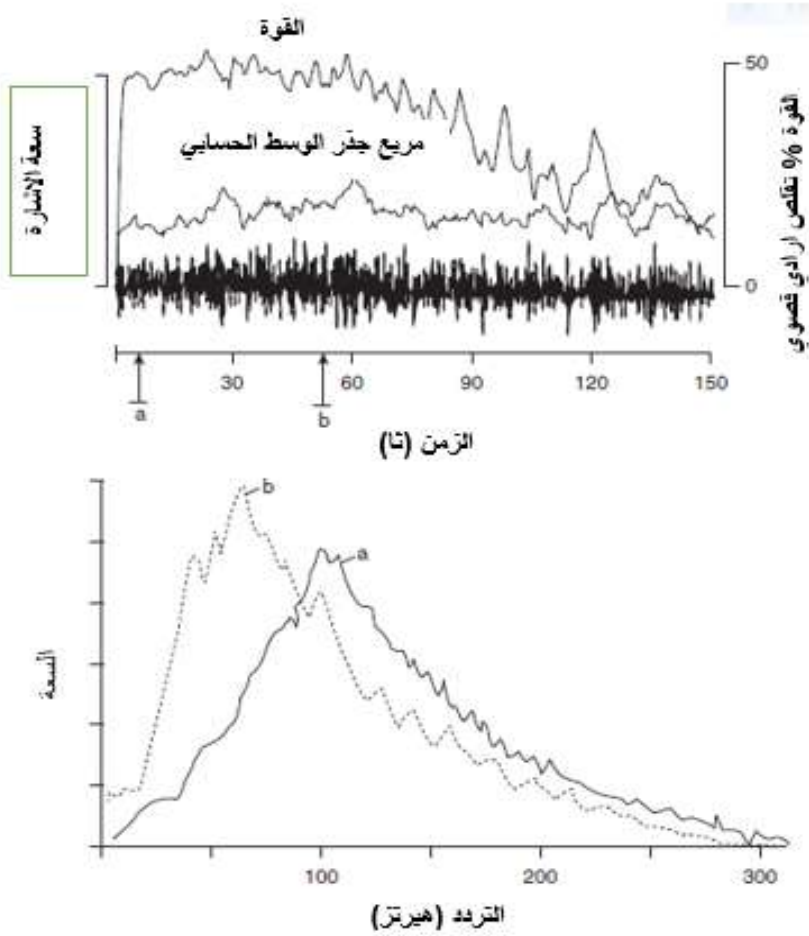
الى انواع مختلفة من الترددات خلف مجال هذا الكتاب، لتفاصيل اكثرراجع (Enoka، 2002) أو (Giakas، 2004). يحتاج FFT الى تحديد زمن النافذة (أو الفترة) خلال الطيف المراد حسابة وشكل النافذة (مثل، المثلث أو الاكثر تعقيدا مثل تحويل فوريية المتقطع). أوصى (Merletti et al.، 1999a) ان زمن النافذة بين 0.5 الى 1 ثانية، وايضا أظهر ان شكل النافذة لها تأثير صغير عل المعالم المستخدمة لتمثيل طيف التردد. عادتا يمثل ناتج FFT كثافة قوة الطيف (PSD)، الذي يظهر الكمية النسبية لمدى الترددات التي تمثلها الاشارة الخام (لاحظ أسفل الشكل 3-5). يمكن الحصول على واحد أو اثنين من المعالم الشائعة من كثافة قوة الطيف وبالتالي قياسها. يعرف متوسط التردد (MDF) بانه التردد الذي يقسم كثافة قوة الطيف الى نصفين متساويين، ويحسب الوسط الحسابي (MNF) بحاصل جمع ناتج ترددات المشارك وقوتها مقسوما على مجموع القوة (مثل، Finsterer، 2001). بينما متوسط التردد (MNF) يعد الاقل تغيرا مقارنة مع الوسط الحسابي (MDF)، الاخير أقل حساسية من الضوضاء وأكثر حساسية للضغط الطيفي (راجع، De Luca and Knaflitz، 1990; Merletti et al.، 1999a). أوصى كل من الجمعية الاوربية (Merletti et al.، 1999a) ودي لوكا (De Luca، 1997) باستخدام متوسط التردد بوصفه مؤشر للتعب العضلي. بغض النظر عن اختيار المعلم، التي يمكن اعتياديا الحصول عليها من زمن النوافذ المتتالية، لاجل ملاحظة التغيرات في الاشارة أن بسبب التعب يتم تحليل القيم المتتالية من زمن التقلص باستخدام الانحدار الخطي مع تقاطع الانحدار الخطي الذي يعد التردد الابتدائي والتدرجي الذي يمثل معدل التعب (مثل، Ng et al.، 1996).

بالاضافة الى التعب، يتاثر طيف التردد لأشارة EMG الخام بعوامل عدة (لاحظ مقدمة الفصل)، على غرار التحليل في المجال الزمني (راجع فقرة تطبيع أشارة EMG)، لا يمكن اجراء مقارنة مباشرة لترددات محددة (على سبيل المثال، MDF) أثناء حسابه من أشارة EMG المسجلة من عضلات أو أفراد مختلفين، أو من نفس العضلات بعد إعادة استخدام اللاقطات، مع ذلك يمكن اجراء مقارنات بين التدرج الخطي للانحدار لاجل التحقق في الاختلافات في معدل التعب بين مختلف العضلات أو الجلسات أو الأفراد (على سبيل المثال، Ng et al.، 1996). ومع ذلك، ينبغي توخي الحذر كلما أمكن

في استخدام نفس شكل اللاقط والموقع والاتجاه، وإعداد الجلد وإجراءات الحد من تداخل الإشارة (انظر إجراءات جمع البيانات).

أوصى كل من كل ENIAM ودي لوكا (De Luca، 1997) بوجوب استخدام FFT فقط عندما تظهر إشارة EMG استقرار عالي عادةً تكون هذه الاشارات مسجلة من قوة تقلص ايزومتري ثابت بين 20 و 80% من التقلص الارادي القصوي، تسجل عادةً إشارة EMG من التقلصات الحركية لتقلل من استقرار الإشارة بدرجة كبيرة بسبب تعاقب تجنيد وأيقاف وحدات حركية مختلفة مثلاً، يجب استخدام FFT فقط في مثل هذه الظروف واثناء ما تكون الإشارة نسبياً عالية الاستقرار (مثل MDF متوسط التردد و MNF الوسط الحسابي للتردد) ويجب حساب معالمها في نفس طور دوائر تكرار الاحداث (De Luca، 1997).

تمت السيطرة على مشكلة الحصول على معالم الطيف من أشارات غير مستقرة من خلال استخدام طريقة مفصل مجال زمن التردد لتقدير التغير في التردد بوصفة دالة للزمن (أنظر لتفاصيل أكثر، Giakas، 2004). الأسلوب البسيط للتوافق مع طريقة تحويل فورييه بزمن- قصير، من خلال تقسيم EMG الى نوافذ زمنية مستمرة او متداخلة، واستخدام تحويل فورييه السريع (FFT) لكل واحدة من هذه التقسيمات وحساب MDF أو MNF كما في أعلاه (مثل، Englehart et al.، 1999)، تستخدم في الوقت الحالي طرق أكثر تعقيداً في تحليل مجال التردد - الزمن لإشارة EMG. تشمل هذه الطرق تحويل ونجر- فلي (Wigner-Ville transform) التي يحسب فوراً من خلالها MDF او MNF (Knaflitz and Bonato، 1999)، ويمكن الحصول على تحويل هلبرت (Hilbert transform) من خلال معدل التردد الفوري (Georgakis et al.، 2003)، وينتج من تحليل الموجة الصغيرة (wavelet analysis) طيف كثيف (مثل، Wakeling et al.، 2001). ينصح القارئ بالرجوع الى انجلبرت وجماعته، جوركسكي وجماعته وهوستنز وجماعته (Englehart et al.، 1999; Georgakis et al.، 2003 and Hostens et al.، 200) للمقارنة بين هذه الطرق واستخدام خطوات مختلفة من مجال التردد - الزمن.



الشكل 5-3: (أعلى) سعة إشارة EMG والقوة خلال محاولة المحافظة على تقلص عضلي ثابت للعضلة الاولى بين العظمين. (الاسفل) كثافة قوة الطيف لإشارة EMG في البداية وفي النهاية لجزء من التقلص الثابت (منقول من، 1985، Basmajian and De Luca).

كتابة تقرير عن كهربائية العضلة

نشرت الجمعية العالمية للاكترومايكرفي والفسيولوجي (ISEK) المعايير (Winter et al. 1980) والتي يجب على الباحثين في الالكترومايكرفي باتباعها في تقاريرهم بسبب النتائج المختلفة، التي غالبا ما تكون خاطئة، ونوع الوحدات المستخدمة والمصطلحات المختلفة التي استخدمها الباحثون في ذلك الوقت أستبدلت التوصيات إلى حد كبير بوثيقة موحدة إضافية (Merletti, 1999)، التي وافق عليها كل من ISEK ومجلة الالكترومايكرفي والفسيولوجي، أيضا اصدرت الجمعية العالمية للاكترومايكرفي والفسيولوجي دليل لكتابة تقارير إشارة EMG المسجلة باستخدام كهربائية العضلة السطحي (Merletti et al. 1999b) التي على الأغلب مشابيه لتلك التي اصدرتها ISEK. أعتمدت المعلومات التالية بدرجة كبيرة على ISEK وعلى بحوث الجمعية الاوربية (SENIAM)، التي يجب أن تعد الحد الأدنى المطلوب.

الادوات

- نوع النظام (مثل، بوساطة الاسلاك، بلوتوث).
- المصنع او المصنعين ونموذج النظام، أو المكونات المختلفة (مثل، اللاقطات، المضخم) مواد صنع النظام، الحجم وشكل اللاقطات).
- نوع المضخم (محلل تفاضلي واحد أو محلل تفاضلي مزدوج) بالخصائص الآتية:
- معدل الرفض العام (CMRR) (dB- مستوى قياس الصوت).
- المقاومة الداخلة ($M\Omega$).
- كمية التضخيم.
- معالجة الضوضاء الداخلة (إما من القمة إلى القمة أو جذر مربع الوسط الحسابي) (μV) أو نسبة الإشارة- الى الضوضاء (dB).
- نطاق التردد (Hz- هيرنز)، ويشمل تفاصيل نوع الفلتر (مثل، Chebyshev, Butterworth) والميل للقطوعات لكل نطاق تردد (dB من 8 درجات، dB من عشر درجات)

- المصنع، النموذج وعدد البت في ADC المستخدم لبيانات العينة في الحاسوب.

خطوات جمع البيانات

- موقع اللاقطات (مثالي) بالتطابق مع النقطة الحركية.
- اتجاه اللاقطات بالتطابق مع اتجاه الياف العضلة تحت اللاقطات.
- المسافة بين اللاقطات.
- أسلوب اعداد الجلد، تشمل تفاصيل نوع الجل أو المعجون المستخدم.
- الخطوات المستخدمة لفحص وجود تداخل الإشارة \ أو خفض كمية تداخل الإشارة.
- تردد العينة (Hz).

EMG معالجة وتحليل إشارة

- معالجة السعة.
- الأسلوب المستخدم في معالجة إشارة EMG الخام (مثل، التغليف الخطي، (ARV, RMS)
- فيما يخص ARV, RMS : سعة النافذة الزمنية (إذا استخدمت) وتداخل النافذة الزمنية.
- فيما يخص التغليف الخطي: النوع، ترتيب الفلتر، قطع التردد.
- الأسلوب المستخدم لمعالجة تطبيع إشارة EMG (مثل، الوسط الحسابي الديناميكي، أقصى تقلص أرادي ايزومتري، دليل درجة التقلص)، إذا استخدم. إذا استخدم أقصى تقلص أرادي ايزومتري، أو دليل أسلوب التقلص المستخدم ومن ثم الشرح بالتفصيل لطريقة تدريب المشارك لهذه التقلصات، موقعهما، يجب إضافة اساليب الثبات وزوايا المفصل المستخدمة للطرف.
- أسلوب العثور على العتبة (المستوى والمدة الزمنية)، إذا استخدم هذا الأسلوب.

- تفاصيل معدل المجموعة، اذا استخدم معالجة التردد.
- الخوارزمية المستخدمة (مثل، تحويل فورييه السريع- FFT).
- طول ونوع النافذة المستخدمة (المثلث، Hanning).
- اختيار المعلم (مثل، MNF، MDF).

المصادر

- Allen ،G.M. ،Gandevia ،S.C. and McKenzie ،D.K. (1995) 'Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation' ،Muscle and Nerve ،18: 593–600.
- Allison ،G.T. (2003) 'Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact' ،Journal of Electromyography and Kinesiology ،13: 209–216.
- Basmajian ،J.V. and De Luca ،C.J. (1985) Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography ،5th edn ،Baltimore: Williams & Wilkins.
- Broer ،R. and Houtz ،J. (1967) Patterns of Muscle Activity in Selected Sports Skills: An Electromyographic Study ،Springfield ،Il.: Charles C. Thomas.
- Burden ،A.M. and Bartlett ،R.M. (1999) 'Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods' ،Medical Engineering & Physics 21 ،: 247–257.
- Burden ،A.M. ،Trew ،M. and Baltzopoulos ،V. (2003) 'Normalisation of gait EMGs: a re-examination' ،Journal of Electromyography and Kinesiology ،13: 519–532.
- Clancy ،E.A. ،Morin ،E.L. and Merletti ،R. (2002) 'Sampling ،noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography' ،Journal of Electromyography and Kinesiology ،12: 1–16.
- Clarys ،J.P. (2000) 'Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities' ،Ergonomics ،43: 1750–1762.

- Clarys ,J.P. and Cabri ,J. (1993) 'Electromyography and the study of sports movements: a review' ,Journal of Sports Sciences ,11: 379–448.
- Cram ,J.R. and Kasman ,G.S. (1998) Introduction to Surface Electromyography,
Gaithersberg ,Maryland ,MD: ASPEN.
- Cram ,J.R. ,Kasman ,G.S. and Holtz ,J. (1998) 'Atlas for electrode placement' ,in
J.R. Cram and G.S. Kasman (eds) 'Introduction to Surface Electromyography',
Gaithersberg ,Maryland ,MD: ASPEN.
- De Luca ,C. (1997) 'The use of surface electromyography in biomechanics' ,Journal of
Applied Biomechanics ,13: 135–163.
- De Luca ,C. (2002) Surface electromyography: detection and recording. [WWW]. <http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf> (accessed 27 August 2007).
- De Luca ,C.J. and Merletti ,R. (1988) 'Surface myoelectric signal cross-talk among
muscles of the leg' ,Electroencephalography and Clinical Neurophysiology ,69:
568–575.
- De Luca ,C.J. and Knaflitz ,M. (1990) Surface Electromyography: What's New? Boston,
MA: Neuromuscular Research Centre.
- De Luca ,C.J. and Adam ,A. (1999) 'Decomposition and analysis of intramuscular
electromyographical signals' in U. Windhorst and H. Johansson (eds) ,
Modern
Techniques in Neuroscience Research ,Heidelberg: Springer.
- De Luca ,G. (2003) Fundamental concepts in EMG signal acquisition (Revision 2.1).
[WWW]. <http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Sampling1-4.pdf> (accessed
27August 2007).
- Di Fabio ,R.P. (1987) 'Reliability of computerized surface electromyography for
determining the onset of muscle activity' ,Physical Therapy ,67: 43–48.

- Dowling ,J.J. (1997) ‘The use of electromyography for noninvasive prediction of muscle forces ‘current issues’ ,Sports Medicine ,24: 82–96.
- Englehart ,K. ,Hudgins ,B. ,Parker ,P.A. and M. Stevenson (1999) ‘Classification of the myoelectric signal using time-frequency based representations’ , Medical Engineering and Physics ,Special Issue: Intelligent Data Analysis in Electromyography and Electroneurography, 21: 431–438
- Enoka ,R.M. (2002) Neuromechanics of Human Movement ,3rd edn , Champaign ,IL: Human Kinetics.
- Finsterer ,J. (2001) ‘EMG-interference pattern analysis’ ,Journal of Electromyography and Kinesiology ,11: 231–246.
- Freriks ,B. ,Hermans ,H.J. ,Disselhorst-King ,C. and Rau ,G. (1999) ‘The recommendations for sensors and sensor placement procedures for surface elctromyography’ ,in H.J. Hermens ,B. Freriks ,R. Merletti ,D. Stegeman ,J. Blok ,G. Rau ,C. Disselhorst-Klug and G. Hägg (eds) ,European Recommendations for Surface Electromyography: Results of the SENIAM Project ,Enschede: Roessingh Research and Development.
- Gabel ,R.H. and Brand ,R.A. (1994) ‘The effects of signal conditioning on the statistical analyses of gait EMG’ ,Electroencephalography and Clinical Neurophysiology ,93: 188–201.
- Georgakis ,A. ,Sterioulas ,L.K. and Giakas ,G. (2003) ‘Fatigue analysis of the surface EMG signal in isometric constant force contractions using the averaged instantaneous frequency’ ,IEEE Transactions on Biomedical Engineering ,50: 262–265.
- Giakas ,G. (2004) ‘Power spectrum analysis and filtering’ ,in N. Stergiou (ed.),

Innovative Analyses of Human Movement ,Champaign ,IL: Human Kinetics.

Gleeson ,N.P. (2001) 'Assessment of neuromuscular performance using electromyography' ,

in R.G. Eston and T. Reilly (eds) ,Kinanthropometry and Exercise Physiology

Laboratory Manual: Tests ,Procedures and Data. Volume 2: Exercise Physiology,

2nd edn ,London: Routledge.

Healey ,E.L. ,Fowler ,N.E. ,Burden ,A.M. and McEwan ,I.M. (2005) 'The influence of

different unloading positions upon stature recovery and paraspinal muscle activity' ,

Clinical Biomechanics ,20: 365-371.

Hermens ,H.J. ,Freriks ,B. ,Merletti ,R. ,Stegeman ,D. ,Blok ,J. , Rau ,G. ,Disselhorst-

Klug ,C. and Hägg ,G. (eds.) (1999). European Recommendations for Surface

Electromyography: Results of the SENIAM Project. Enschede: Roessingh Research and Development.

Hershler ,C. and Milner ,M. (1978) 'An optimality criterion for processing

electromyographic (EMG) signals relating to human locomotion' , IEEE Transactions

on Biomedical Engineering ,25: 413-420.

Herzog ,W. ,Guimares ,A.C.S and Zhang ,Y.T. (1999) 'EMG' ,in M. Nigg and

W. Herzog (eds) ,Biomechanics of the Musculo-skeletal System ,2nd edn ,Chichester:

Wiley.

Hewson ,D.J. ,Hogrel ,J.-Y. ,Langeron ,Y. and Ducène ,J. (2003) 'Evolution in

impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes

during long-term recordings' ,Journal of Electromyography and Kinesiology ,13:

273-279.

Hodges ,P.W. and Bui ,B.H. (1996) 'A comparison of computer-based methods

for the determination of onset of muscle contraction using electromyography’،

Electroencephalography and Clinical Neurophysiology ،101: 511–519.

Hof ،A.L. (1984) ‘EMG and muscle force: an introduction’ ،Human Movement Science،
3: 119–153.

Hostens ،I. ،Seghers ،J. ،Spaepen ،A. and Ramon ،H. (2004) ‘Validation of the

wavelet spectral estimation technique in biceps brachii and brachioradialis fatigue

assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions’ ،Journal of

Electromyography and Kinesiology ،14: 205–215.

Jobe ،F.W. ،Radovich ،D. ،Tibone ،J.E. and Perry ،J. (1984) ‘An EMG analysis of the

shoulder in pitching: a second report’ ،The American Journal of Sports Medicine ،12: 218–220.

Knaflitz ،M. and Bonato ،P. (1999) ‘Time-frequency methods applied to muscle

fatigue assessment during dynamic contractions’ ،Journal of Electromyography and

Kinesiology ،9: 337–350.

Koh ،T.J. and Grabiner ،M.D. (1992) ‘Cross-talk in surface electromyograms of human

hamstring muscles’ ،Journal of Orthopaedic Research ،10: 701–709.

Koh ،T.J. and Grabiner ،M.D. (1993) ‘Evaluation of methods to minimize cross-talk in

surface electromyography’ ،Journal of Biomechanics ،26: 151–157.

Kumar ،S. and Mital ،A. (eds) (1996) Electromyography in Ergonomics ،London:

Taylor & Francis.

Luttman ،A. (1996) ‘Physiological basis and concepts of electromyography’ ،in S. Kumar

and A. Mital (eds) ،Electromyography in Ergonomics ،London: Taylor & Francis.

Merletti ،R. (1999) ‘Standards for reporting EMG data’ ،Journal of Electromyography

and Kinesiology (all volumes).

Merletti ،R. ،Farina ،D. ،Hermens ،H. ،Frericks ،B. and Harlaar ،J. (1999a) ‘European

recommendations for signal processing methods for surface electromyography' 'in

H.J. Hermens 'B. Freriks 'R. Merletti 'D. Stegeman 'J. Blok 'G. Rau 'C. Disselhorst-

Klug and G. Hägg (eds) 'European Recommendations for Surface Electromyography:

Results of the SENIAM Project 'Enschede: Roessingh Research and Development.

Merletti 'R. 'Wallinga 'W. 'Hermens 'H.J. and Freriks 'B. (1999b) 'Guidelines for

reporting SEMG data' 'in H.J. Hermens 'B. Freriks 'R. Merletti 'D. Stegeman 'J. Blok'

G. Rau 'C. Disselhorst-Klug and G. Hägg (eds) 'European Recommendations for

Surface Electromyography: Results of the SENIAM Project 'Enschede: Roessingh

Research and Development.

Merletti 'R. 'Rainoldi 'A. and Farina 'D. (2001) 'Surface electromyography for

noninvasive characterization of muscle' 'Exercise and Sport Sciences Reviews'

29: 20–25.

Merletti 'R. 'Farina 'D. and Gazzoni 'M. (2003) 'The linear electrode array: a useful tool

with many applications' 'Journal of Electromyography and Kinesiology '13: 37–47.

Mirka 'G.A. (1991) 'The quantification of EMG normalization error' 'Ergonomics'

34: 343–352.

Mogk 'J.P.M. and Keir 'P.J. (2003) 'Crosstalk in surface electromyography of the

proximal forearm muscles during gripping tasks' 'Journal of Electromyography and

Kinesiology '13: 63–71.

Morey-Klapsing 'G. 'Arampatzis 'A. and Brüggemann 'G.P. (2004) 'Choosing EMG

parameters: comparison of different onset determination algorithms and EMG

integrals in a joint stability study' 'Clinical Biomechanics '19: 196–201.

Ng ,J.K.-F. ,Richardson ,C.A. ,Kippers ,V. ,Parnianpour ,M. and Bui , B.H. (1996)

‘Clinical applications of power spectral analysis of electromyographic investigations

in muscle tension’ ,Manual Therapy ,2: 99–103.

Okamoto ,T. ,Tsutsumi ,H. ,Goto ,Y. and Andrew ,P. (1987) ‘A simple procedure

to attenuate artefacts in surface electrode recordings by painlessly lowering skin

impedance’ ,Electromyography and Clinical Neurophysiology ,27: 173–6.

Örtengren ,R. (1996) ‘Noise and artefacts’ in S. Kumar and A. Mital (eds),

Electromyography in Ergonomics ,London: Taylor & Francis.

Soderberg ,G.L. and Knutson ,L.M. (1995) ‘EMG Methodology’ ,in R.L. Craik and

C.A. Oatis (eds) ,Gait Analysis: Theory and Application ,St. Louis: Mosby.

Solomonow ,M. ,Baratta ,R. ,Bernardi ,M. ,Zhou ,B. ,Lu ,Y. ,Zhu , M. and Acierno ,S.

(1994) ‘Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles’ , Journal of

Electromyography and Kinesiology ,4: 131–142.

Stashuk ,D. (2001) ‘EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used?’ ,

Journal of Electromyography and Kinesiology ,11: 151–173.

Wakeling ,J.M. ,Pascual ,S.A. ,Nigg ,B.M. and von Tscharner ,V. (2001) ‘Surface EMG

shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained submaximal

exercise’ ,European Journal of Applied Physiology ,86: 40–47.

Winter ,D.A. (1990) Biomechanics and Motor Control of Human Movement ,2nd edn ,

New York: Wiley.

Winter ,D.A. ,Rau ,G. ,Kadefors ,R. ,Broman ,H. and De Luca ,C.J. (1980) Units ,

Terms and Standards in the Reporting of EMG Research ,USA: International Society

of Electrophysiological Kinesiology.

Winter ,D.A. ,Fuglevand ,A.J. and Archer ,S.E. (1994) ‘Crosstalk in surface

electromyography: theoretical and practical estimates' 'Journal of Electromyography

and Kinesiology '4: 5–26.

Yang 'J.F. and Winter 'D.A. (1984) 'Electromyographic amplitude normalization

methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis' 'Archives

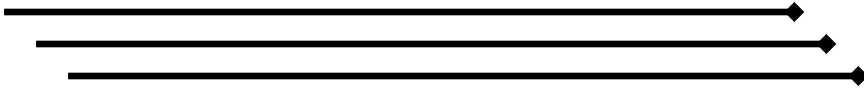
of Physical Medicine and Rehabilitation '65: 517–521.

Zipp 'P. (1982) 'Recommendations for the standardization of lead positions in surface

electromyography' 'European Journal of Applied Physiology and Occupational

Physiology '50: 41–54.

الفصل السادس



ISOKINETIC DYNAMOMETRY

Vasilios Baltzopoulos

داينموميتر التقلص العضلي المتحرك (الايزوكنتك)

المقدمة

الدائناموميتر جهاز تقييم القوة العضلية المتحركة (الأيزوكونتك)، والوظيفة بشكل عام ومن خلال قياس حركة المفاصل المبدولة أثناء حركات السرعة الزاوية الثابتة للمفصل الواسعة الانتشار في التطبيقات الرياضية التمرين والحالات المرضية لتقييم برامج التدريب أو التأهيل أو التنبؤ بالأداء، الوقاية من الإصابات وفي البحوث الميكانيكية الأساسية للعضلات والأوتار والمفاصل ونمذجة المحاكاة، وغيرها من الكثير من البحوث إلى لها علاقة بالموضوع (Baltzopoulos and Brodie, 1989; Kellis and Baltzopoulos, 1995). دايناموميتر الأيزوكونتك مفيد جدا لقياس القوة العضلية المتحركة وتقييم القوة العضلية المتحركة (الأيزوكونتك) ووظيفة المفصل تحت ظروف محددة، مع ذلك هناك عوامل عدة، تتعلق أساسا بالتعقيدات البيوميكانيكية الفسيولوجية لنظام الهيكل العظمي- العضلي، التي من المحتمل تؤثر على هذه القياسات، لذلك من المهم فهم المبادئ الميكانيكية الأساسية للقياسات وأسس مبادئ الميكانيكا الحيوية لحركة المفصل لنستطيع استخدام الدائناموميتر الأيزوكونتك بصورة صحيحة..

تنتج حركة الإنسان من خلال تدوير الطرف حول محور أي لدوران المفاصل ميكانيكياً، هذا محتمل فقط مع تطبيق العزم تولد العضلة القوة التي تنقل من خلال الأوتار إلى العظام. على سبيل المثال، لتصور فقط حركة مد مفصل الركبة في المستوى السهمي، حول المحور الآني للدوران هذا عمودي على مستو حركة الطرف بفرض وجود عمل لعضلة- وتر واحدة فقط، يمكن تحديد تدوير المنتج ببساطة على أنه ناتج من قوة العضلة ومن خلال تقصير المسافة عن محور الدوران أو ذراع العزم (الشكل 6-1).

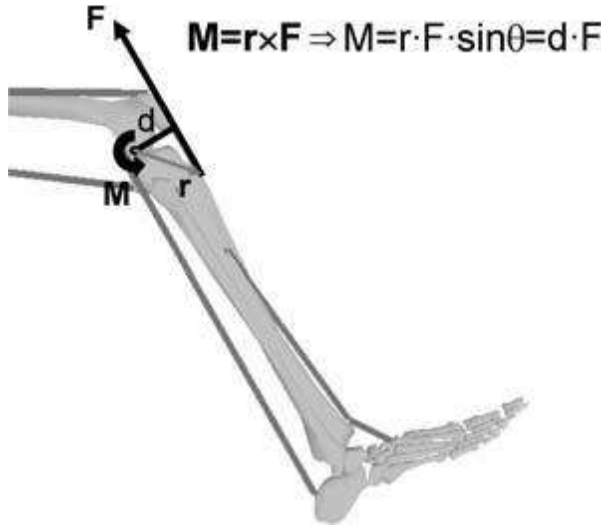
عموما يعتمد التعجيل الزاوي لدوران الطرف على صافي القوة العضلية المستخدمة، على وفق اساس المعادلة لمستو حركة التدوير في (أحداثين):

$$\sum_{i=1}^n M_i = I \cdot \alpha$$

اذ ان: $M1 + M2 + \dots + Mn$

مجموع وصافي عزم المفصل: (I) يمثل عزم القصور الذاتي (يمثل هذا الحرف توزيع كتلة الطرف حول محور الدوران) (a): زاوي التسارع لدوران الطرف.

تعرف قوة العضلات على أنها عزم العضلة القصوى الذي يبذل تحت أطوال، سرعة وعمل مختلف (تقلص مركزي، ثابت، لامركزي). لهذا السبب، من الضروري قياس صافي عزم المفصل تحت مختلف الظروف، السرعة الزاوية وظروف العمل تعد الأساس في تقييم الجهاز العصبي- العضلي والقابليات الحركية بشكل عام يقاس بصورة عامة عزم المفصل القصوى تحت ظروف العمل الحركي (الديناميكي) باستخدام انظمة قياس دينامومتر مختلفة، لذا من المهم أن نفهم مبادئ استخدام وتشغيل هذه الأجهزة وتقنيات القياس المستخدمة.



(الشكل 6-1) عمل القوة العضلية (N) F حول محور الدوران (التي ينتقل من خلال الوتر الرضفي في هذا المثال) مع محصلة (r) نسبنا للمنشأ. هذا يولد عزم للعضلية (N m) M التي تساوي كامل القوة المنتجة من الطرف (الموضح بالرمز ×) وللقوتين (r و F). المسافة الاقصر بين خط القوة العاملة ومحور الدوران هو ذراع العزم (m) d. الزاوية (θ) بين (r) و F. تمثل أيضاً القوة العمودية على المستوى الذي يشكلا (F و r) وهذا يمكن التنبأ به من خلال السهم الدائري.

استخدامات الداينومومتر في التقصص المتحرك (الأيزوكنتك)

يعد تقييم وظيفة العضلة والمفصل ضروريًا في الرياضة والتمرين، ليس فقط لأغراض الأداء بل أيضًا للتقييم وإعادة التأهيل للاصابات الرياضية (Baltzopoulos and Brodie، 1989؛ Kellis and Baltzopoulos، 1995)، ويعد جهاز الداينومومتر من أسرع أشكال التمرين والاختبارات، حالمًا يتم الوصول إلى السرعة الزاوية المستهدفة، في هذه الحالة يساوى عزم المقاومة مع صافي العزم المستخدم، لذا يحمل المفصل والعضلات إلى قابليتهم القصوى خلال مدى حركة ثابت (الأيزوكنتك) أعتياديا بسبب عدم تجاوز عزم مقاومة الداينومومتر صافي العزم المستخدم، لايوجد تجاوز من قبل المفصل أوالعضلة للهدف وظهور الخطورة أوالاصابة.

فضلا عن،(King and Yeadon، 2002، لاحظ) هذه المعلومات أساسية لنماذج الحاسوب ومحاكاة الحركة. (see Kellis and Baltzopoulos 1996) لاحظ) البحث في علم وظائف الأعضاء وآلية العضلات هناك العديد من الكتب والبحوث تصف استخدامات الداينومومتر في التقصص العضلي المتحرك وتقييم قوة العضلة العاملة وإعادة التأهيل والمشاكل السريرية: (Osternig، 1986؛ Baltzopoulos and Brodie، 1986؛ Cabri، 1989؛ Perrin، 1991؛ Kannus، 1993؛ Kellis and Baltzopoulos، 1994؛ Chan *et al.*، 1995؛ Gleeson and Mercer، 1996؛ Brown، 1996؛ De Ste، 2000؛ Dvir، Croix *et al.*، 2003، 2004.

يناقش هذا الفصل بشكل أساسي الجوانب البيوميكانيكية للحركات والقياسات الأيزوكنتك؛ ودراسة الخصائص الفسيولوجية لأجهزة الأيزوكنتك، مثل التكيف العضلي مع التمرين والعلاقة القياسات الفسيولوجية الأخرى، لاحظ على سبيل المثال (Brown 2000).

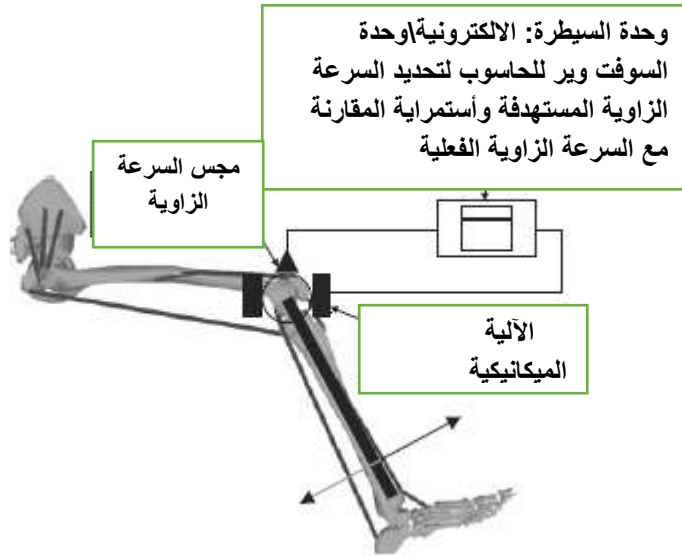
الأساس الميكانيكي لقياس "الداينومومتر الأيزوكنتك"

جهاز الداينومومتر الأيزوكنتك جهاز دوران بمحور ثابت يسمح بالدوران بسرعة زاوية ثابتة يختارها الباحث. يوضح الشكل (6.2) رسم تخطيطي بسيط للمكونات الأساسية ونوع العمل لجهاز الداينومومتر الأيزوكنتك. يستخدم الباحث القوة على ذراع الانتاج (ذراع الداينومومتر) كما موضح بالشكل (6.2). يحدث هذا الدوران بسبب

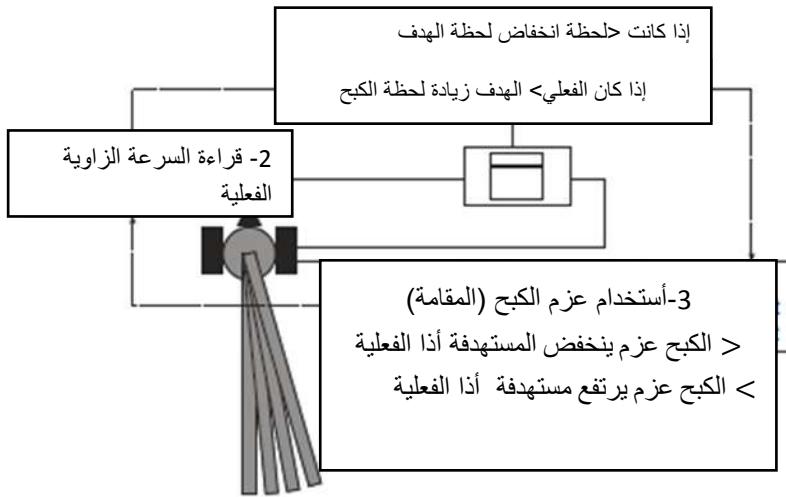
توليدها لعزم التي تعد ناتج القوة المستخدمة من ذراع الانتاج بوساطة الطرف ومسافة ذراع العزم عن نقطة المحور (أقصر مسافة دوران).

باستمرار نراقب السرعة الزاوية الآنية، وتشغيل آلية الفرملة على وفق ذلك، لذا بحب المحافظة على استمرار السرعة الزاوية الثابتة مما يسمح لذراع الانتاج (ذراع الداينوميتر) بالتسارع أو التباطؤ، اذا كانت السرعة في تلك اللحظة أقل أو أعلى من السرعة الزاوية المحددة مسبقا، بالمقابل هذا يمثل حلقة آلية مغلقة من التغذية الراجعة مع سرعة زاوية (آنية) بوصفها متغير خاضع للسيطرة يصف الشكل (6.3) الخطوات الرئيسة في حلقة سيطرة التغذية الراجعة النموذجية في الداينوميتر الأيزوميتري.

يختار المستخدم السرعة الزاوية المطلوبة للأختبار (السرعة المستهدفة التي تحدد مسبقاً). يسجل حالما تبدأ ذراع الانتاج بالتدوير تحت تأثير العزم الخارجي (المبدول من قبل الطرف المتصل- الرجل) مجس السرعة الزاوي الفعلية لذراع الانتاج وتقارن مع السرعة المستهدفة. فإذا كانت السرعة الفعلية أقل من سرعة الاختبار المطلوبة حينذلك يشير جهاز آلية الكبح لخفض أو استخدام المقاومة (الكبح)، لذا بإمكان ذراع الانتاج التسارع وزيادة السرعة أكثر. إذا تجاوزت السرعة الفعلية الهدف المحدد مسبقاً، حينها تشير إشارة السيطرة إلى آلية الكبح لزيادة المقاومة، لذا يتم تباطيء ذراع الانتاج وخفض السرعة الفعلية. تعمل بسرعة الحلقة والسيطرة على السرعة الفعلية ويتم تكرارها أعتياديا 1000 مرة في الثانية أو أكثر، بالتالي يحافظ على السرعة الزاوية لذراع التدوير ثابتة تقريبا من غير الممكن الحصول على سرعة ثابتة بسبب محاولة آلية السيطرة على السرعة.



الشكل 2-6: رسم تخطيطي بسيط للمكونات الرئيسة لجهاز الداينموميتر
الايزوكنتك



الشكل 3-6: مخطط بسيط لحلقة التغذية الراجعة للسيطرة على السرعة الزاوية
من خلال تعديل عزم المقاومة المستخدم بوساطة الداينموميتر. يعتمد عزم المقازمة

ضد الطرف على ما إذا كانت السرعة الزاوية الفعلية لذراع الانتاج أعلى أو أقل مقارنة مع الهدف المستهدف ل سرعة الزاوية الذي أختارة المستخدم

ينفذ عزم المقاومة هذا من خلال آلية الفرملة، أو استخدام عزم مساوية على ذراع الانتاج من الطرف المتحرك، هذا يتم بوصل الناتج الرئيس لنظام الداينومومتر سويةً و الوضع الزاوي لذراع الانتاج، عادةً من خلال نظام حاسوب أو أجهزة عرض مماثلة في الداينومومتر، لذا ما المطلوب لتقييم كمية القوة العضلية (الديناميكية) هي اللحظة التي يسلط بها عزم المفصل الفعلي من قبل العضلات حول محور الدوران المفصل، ومن المهم جدا فهم ناتج كيف أن ناتج عزم الداينومومتر الايزومتر وعلاقة بقوة المفصل بسبب أن له تطبيقات معنوية كبير لتقييم عزم المفصل وتفسير بيانات الداينومومتر بشكل عام تتم السيطرة على الحركة الزاوية لذراع الانتاج حول محور دوران ثابت من خلال نفس المعادلة لحركة الدوران في المستوى (انظر المعادلة 6.1 سابقًا)، كما في مخطط رسم الجسم الحر في ذراع أنتاج الداينومومتر لأختبار مد مفصل الركبة (الشكل 6.4، الجبهة اليسرى):

$$MS - MD - MGD = ID \cdot \alpha D$$

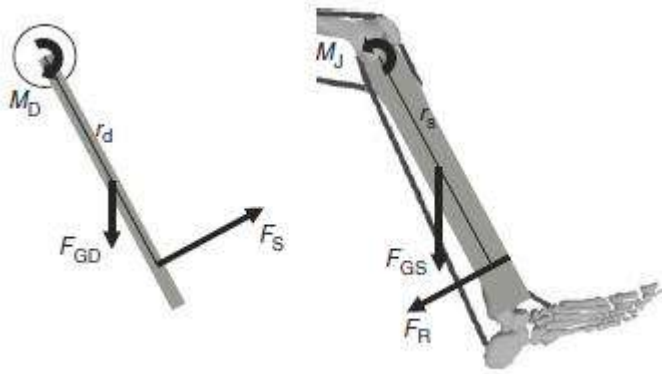
حول محور دور الداينومومتر. FS- القوة الآنية للطرف (MS)

- المقاومة الآنية المستخدمة بوساطة الداينومومتر. MD

.FGD قوة الجاذبية -MGD

- عزم الفصور الذاتي لذراع الانتاج للدينامومتر. ID

- التسارع الزاوي لذراع الانتاج للدينامومتر. αD



الشكل 4-6: مخطط لجسم حرة (الطرف)، (يسارا) لذراع الانتاج للدينامومتر (يميننا) والطرف في اختبار مد الركبة. تقييم قوة العضلات من خلال تقدير عزم المفصل MJ ومن قياس عزم الداينمومتر MD.

على فرض أن عزم الجاذبية MGD تم قياسها وأن هذا الدوران نفذ بسرعة ثابتة تقريبا ($\alpha_D \approx 0$)، وأعتماذاً على المعادلة السابقة MS يمكن حسابها من MD، لذا ومن خلال مراقبة MD من الداينمومتر خلال زمن السرعة الثابتة نحصل على قياس جيد لعزم MS المستخدم من قبل الطرف على ذراع الانتاج وتسبب دورانها

تستخدم للسيطرة نفس معادلة العزم الزاوي للطرف حول محور المفصل في مستو حركي الدوران (لاحظ المعادلة 1-6) كما في مخطط شكل الطرف الحر (الشكل 4-6 الى اليمين):

$$MJ - MR - MGS = IS \cdot \alpha_S$$

حيث ان:

- عزم المفصل المبدول بشكل رئيسي من قبل مجموعة العضلات العاملة خلال المفصل. MJ

حول محور الدوران للمفصل. FR - قوة مقاومة عزم الداينمومتر MR

.FGS عزم قوة الجاذبية -MGS

-عزم القصور الذاتي للطرف.IS

αS - التسارع الزاوي لمقطع الطرف.

لنفرض أن MGS تقاس وتحسب لاجل، أو هذا التدوير ينفذ تقريبا بسرعة ثابتة تقريبا ($\alpha S \approx 0$)، عندها يمكن حساب MJ من MR. على أن يكون MR مساوي ومعاكس لـ MS (في حين FS و FR هما الفعل ورد الفعل وأن $rd = rs$) ويمكن اشتقاق MS من MD، عندها باستطاعتنا حساب MJ من MD بتعويض عزم الجاذبية المذكور أعلاه وبفرض السرعة ثابتة. ومن المدهش أيضا أن السرعة الزاوية يمكن حسابها والسيطرة عليها، ليس بوصفها ناتج متغير في أغلب انظمة السوفت وير للداينموميتر

هذا يولد عدة مشاكل تؤثر على مصداقية قياسات الداينموميتر ناقشنا سابقا أن هناك شرط مسبق لعزم مفصل الركبة MJ التي تحسب قيمتها من عزم الداينموميتر MD: على فرض أن السرعة الزاوية ثابتة ($\alpha D = \alpha S = 0$)، مما يعني ان الحركة ديناميكية (ايزوكنتك). إذا تسارعت أو تباطئة ذراع الانتاج، عندها MD لا تساوي MJ ويجب قياس التسارع الزاوي (من خلال الفيديو أو من خلال جهاز التسارع على سبيل المثال)، عندها يمكن تعديل عزم الداينموميتر MD عندما لا تساوي السرعة المستهدفة المحددة مسبقا. هذا له تطبيق مهم جدا لتصحيح قياسات عزم المفصل وسنناقش هذا بالتفصيل في معالجة البيانات وتحليلها لاحقا. وحتى عندها، تعديل MD من المحتمل لا يكون مساوي الي السرعة المستهدفة مسبقا. هذا له تطبيقات معنوية لمصداقية قياسات عزم المفصل وسنناقش هذا في معالجة وتحليل البيانات في فقرة لاحقة.

يصحح عزم الداينموميتر MD من الجاذبية الارضية ومن التأثيرات الداخلية، ونموذج مكون من احداثيين ليمثل قوة المفصل بثلاث أبعاد وعزم ليشكل مستو حركة لذراع الانتاج حول محور دوران ثابت لدوران للداينموميتر (Kaufman et al., 1995). يعد هذا حاصل مجموع العزوم الرئيسة المؤثرة من قبل المجاميع العضلية العاملة والمضادة والأربطة حول محاور الدوران المختلفة للمفصل (مثل المد والثنى- التدوير

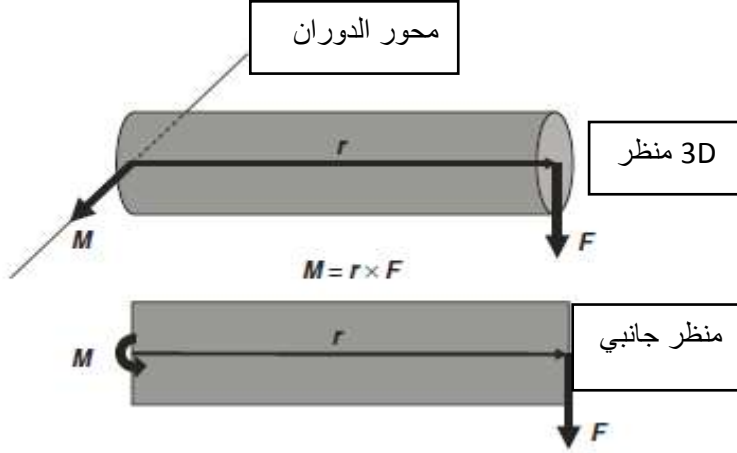
للدخل أو للخارج- الأبعاد أو الضم) فضلا عن يصمم الداينومومتر ليساعد على عزل حركة المفصل حول أحد هذه المحاور خلال اختبار معين، وتتأثر هذه المحاور بالعزوم عند المفصل.

أيضا هناك علاقة داخلية متبادلة بين هذه المحاور سنناقشها لاحقا مع مشاكل عدم انتظام محور الداينومومتر- المفصل المختلفة، من ماتقدم يعد أيضا دليل أن تسجيل عزم الداينومومتر لا يكون مربكا ومتداخلة مع عزوم المجاميع العضلية أو العضلة المنفردة والتخمينات التقديرية لقوة أية عضلة منفردة والأربطة العاملة حول المفاصل خلال الاختبار الحركي (الديناميكي) ممكنة فقط بأستخدام تقنية الاختزال أو المثالية في توزيع العزم المسجل لقوة عضلة منفردة ناتجة التركيب (Tsirakos *et al.* 1997)، سنناقش هذه المشاكل المهمة والحدود لهذه التقنيات في المواضيع التي لها علاقة (Tsirakos *et al.* 1997). انها تتبع العلاقة بين العزم- السرعة أو العزم- الوضع من قياسات الداينومومتر التي تشير الى المفصل بشكل عام. يجب الا يتداخلا مع العلاقة بين القوة - السرعة أو القوة- الطول للعضلات أو المجاميع العضلية المعزولة، حتى اذا كانت تلك المجموعة الأكثر سيطرةً وفعاليةً خلال الحركة.

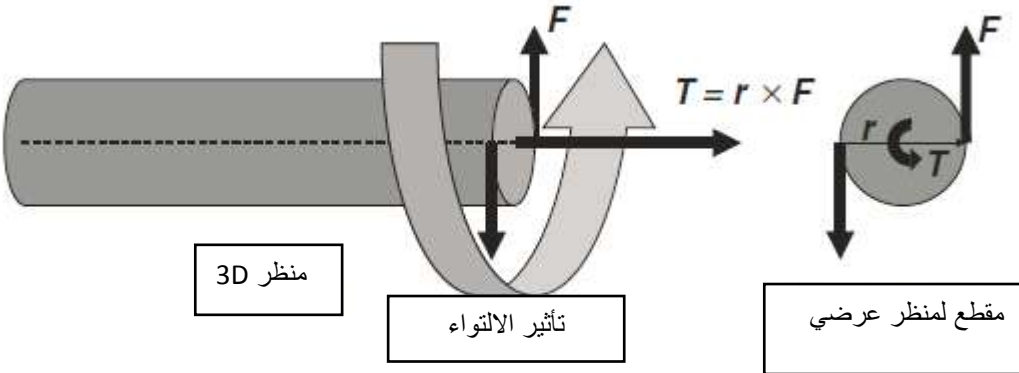
تعريف العزم وعزم الدوران

يستخدم كلا المصطلحان العزم وعزم التدوير (او عزم القوة بالتحديد) للتعبير عن تأثير الدوران للقوى المستخدمة حول محور الدوران ويستخدمان بالتبادل في الفيزياء وفي أدبيات الداينومومتر الايزوكنتك هذا يولد بعض الارتباك بين القراء ومستخدمي التمارين الحركية (الايزوكنتك) كلاهما ميكانيكياً يصفان قوى مختلفة ومهامهما التطبيقية والعلاقة مع المحور التركيبي للطرف (لاحظ الشكلين 5-6 و 6-6) كلا المصطلحان مناسبان ويعتمدان على ما ندرسه من التأثيرات التركيبية لقوى ذراع الأنتاج (عزم الشني) أو تأثير التواء على مركز ذراع الداينومومتر (عزم التواء أو عزم التدوير) وبسبب اهتمامنا بالعزم المستخدم على ذراع الانتاج من خلال الطرف المتصل بها وعزم المفصل، لهذا الغرض فأن المصطلح المستخدم خلال هذا الكتاب

العزم (ويُقاس بوحدة نيوتن متر Nm أو القياس الاعتيادي Nmkg^{-1}) التي تشير إلى عزم الدوران وسنشير له على أنه التواء في منتصف المحور الطولي للداينموميتر.



الشكل 6-5: تعريف العزم (عزم الثني). محصلة القوة والعزم عموديان على المحور الطولي التركيب



الشكل 6-6: تعريف عزم الدوران عزم الليّ (عزم الالتواء) وتأثير الالتواء. يستقيم محمو الدوران مع التركيب الطولي للمحور تحدث القوتان عزم الليّ. محصلة عزم الليّ في خط واحد مع المحور الطولي للتركيب ومحور الدوران.

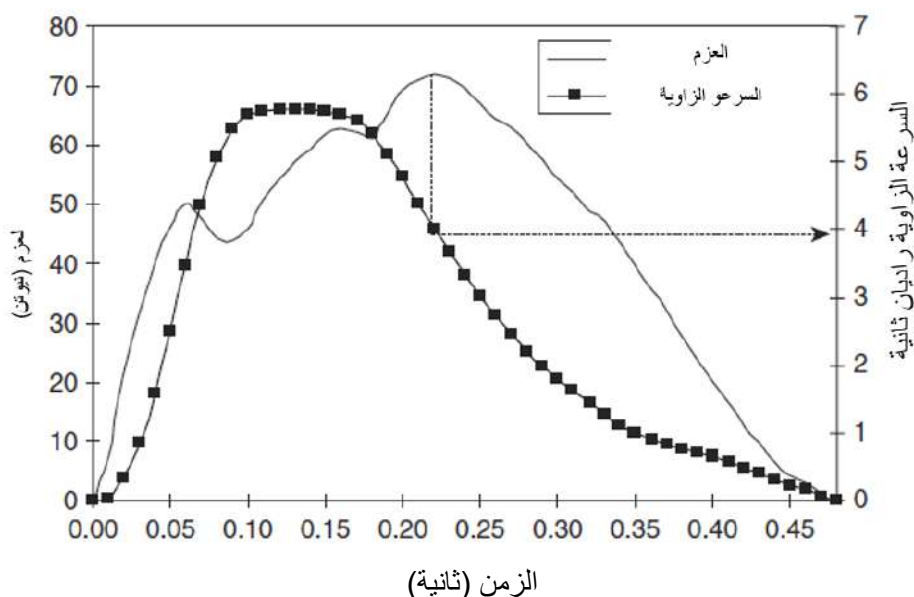
العوامل الرئيسية التي تؤثر على قياسات الداينومومتر الأيزوكونتك

توجد عدة عوامل تؤثر على نوعية وصحة القياسات للداينومومتر الأيزوكونتك، لذا من المهم دراسة ما يلي خلال استخدام الداينومومتر الأيزوكونتك.

السرعة الزاوية

يوفر الداينومومتر الأيزوكونتك تسجيل العزم المبذول خلال الحركة وهذا يمثل للباحث قياس مباشر متصل بالشبكة (في زمن حقيقي) أو على شكل قياس رقمي من خلال تحليل البيانات المطبوع وعن طريق السوفت وير، اذا كان هناك ضرورة لخزن البيانات والمعالجة، خلال اختبار الحركة (الأيزوكونتك)، تزداد السرعة الزاوية وذراع الانتاج والطرف من وضع الثبات (السرعة الزاوية صفر نق/ ثانية) أثناء بداية الحركة وصولا الى النقطة المحددة مسبقا، وأدامتها (تقريبا) بقيمة ثابتة من خلال ميكانيكية السيطرة على السرعة، على فرض ان الشخص بأستطاعته أستخدم العزم الضروري للتسارع الى المستوى المحدد للسرعة مسبقا، ومن ثم التباطؤ والرجوع الى السرعة 0 (صفر) الى نهاية المدى للحركة.

يوجد دائما طور للتسارع، تتبعه سرعة زاوية ثابتة أو تسارع زاوي أو طور أيزوكونتك (تسارع زاوي ≈ 0) ومن بعده طور التباطؤ، تعتمد علاقة زمن هذه الاطوار الثلاث على مستوى السرعة المستهدفة مسبقا، مدى الحركة وقابلية الشخص أو أي نشاط مسبق للعضلات قبل بدء الحركة، وأظهرت عدة دراسات وهذا المتوقع أن زمن طور السرعة الثابتة ينخفض بالتزامن مع زيادة السرعة الزاوية للأختبارات، وخلال أختبارات السرعة الزاوية المرتفعة، تكون السرعة الثابتة أو طور الأيزوكونتك محدود جدا (أو ليس له وجود لدى الاشخاص الضعيفين) وتشمل حركات مدى الحركة التسارع والتباطؤ، من المهم فهم أن هناك أيضا ناتج للعزم خلال هذه الاطوار الثلاث، يسجل ويحسب فقط العزم خلال طور السرعة الثابتة (الأيزوكونتك) لاجل التحليل وتقييم القوة الحركية (الديناميكية).



الشكل 6-7: العزم والسرعة الزاوية خلال اختبار مد مفصل الركبة مع سرعة مستهدفة مسبقا عند 5.23 زاوية نق ثانية (300 درجة ثانية). لاحظ أن السرعة القصوى سجلت عندما كانت السرعة الزاوية تحت 4 زاوية نق ثانية خلال زمن التباطيء (الايزوكنتك).

يجب أن تهمل بيانات العزم خلال طور التسارع والتباطيء بسبب، حتى لو كانت صحيحة لتأثيراتها الداخلية، لاتسجل ولا تكتب أثناء السرعة المستهدفة وظروف الايزوكنتك. هذا يتطلب من ناحية ثانية فحص السرعة الزاوية خلال نفس زمن أطار على سبيل المثال ناتج الحركة لذا فأن السرعة الزاوية لكل جزء من العزم له قيمة معلومة. ويظهر الشكل 6-7 مثال للعلاقة بين العزم- الزمن والسرعة الزاوية - الزمن سوياً في سبيل السماح لفحص جزء من بيانات العزم التي سجلت خلال ظروف التمرين الايزوكنتك (للسرعة الزاوية الثابتة).

على الرغم من أهمية هذا الفحص، لا يظهر العزم والسرعة دائماً سوياً في برامج الحاسوب الاعتيادية في أغلب أجهزة قياس الحركة الديناميكية (الايزوكنتك)، أعتقد أن معظم أنظمة الايزوكنتك تراقب وتسجل السرعة الزاوية، اذا كان هذا الخيار غير

متاح في برامجيات الحاسوب المخصص عندها على الباحث تنفيذ هذا الفحص بصورة منفردة، يتم هذا من خلال عدة طرق أعتماذا على الداينومومتر والبرامج المستخدمة، على سبيل المثال يمتلك جهاز (CYBEX) كارت ادخال خارجي بإمكان تنصيبه بصورة منفردة ليسمح بالوصول الى بيانات مماثلة مثل عزم الدوران، وضع الزاوية، السرعة الزاوية وأتجاه الحركة بإمكان الباحث تصنيف وتبسط هذه الاشارات المماثلة وتحويلها بيانات الى نظام رقمي (A/D) وعرضهما سويا في نظام حاسوب منفصل يستخدم لجمع البيانات. لانزال أنظمة برامجيات الحاسوب مطلوبة لأعداد الداينومومتر والسيطرة عليه، النسخة الحديثة من البرنامجيات المحدثة لجهاز (CYBEX) يمتلك مدى واسع من الخيارات للداينومومتر (نظام HUMAC) الذي يحسن ويطور خيارات إصدار جميع البيانات بعد جمعها، تشمل السرعة الزاوية. في بعض الأنظمة الأخرى للداينومومتر مثل (BIODEX)، يؤخذ نموذج من السرعة الزاوية وايضا يمكن اصدار البيانات من خلال السوفت وير، وستوفر الفقرة القادمة للأجهزة الديناميكية تفاصيل أكثر لخصائص النموذج الماخوذ ودقة هذه الاجهزة وبرامجياتها.

تحتوي قيم السرعة الزاوية بعض الضوضاء (من جراء تحويل A/D الى، أو من اشتقاق البيانات للوضع الزاوي إذا لم تسجل السرعة الزاوية مباشرة). فضلا عن، وكما شرحنا سابقا جهاز التحكم بالسرعة يمتلك زمن تاخير بسيط جدا (الظهور للخلف) لذا ليس من السهل الحصول على قيم رقمية دقيقة ثابتة حتى في زمن السرعة الزاوية الثابتة. لهذه الاسباب هناك حاجة لعمل فلترة (لاحظ الفصل السابع) ويجب تحديد طور الحركة الفعلية (الايروكنتك) وبحدود مقبولة لعمل فلترة لتموج السرعة الزاوية. في الأغلب يحدث هذا بين 5 الى 10 بالمئة من القيمة المستهدفة لاحتواء ميكانيكيات السيطرة على السرعة المختلفة وعلى مستوى الضوضاء.

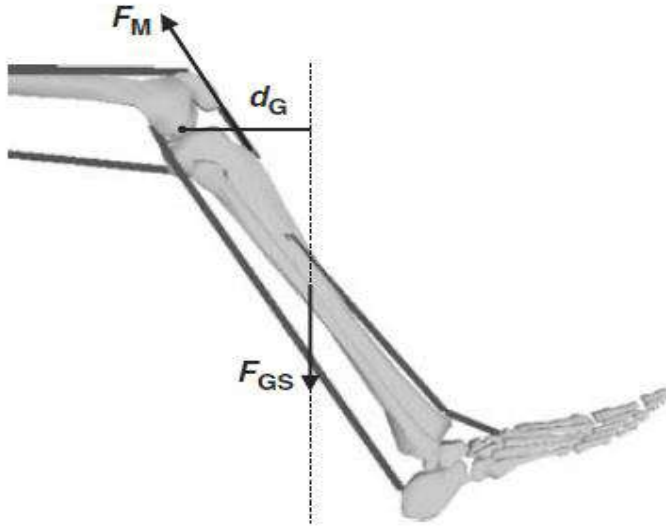
إذا استخدم جهاز الداينومومتر أو اي جهاز لقياس القوة الديناميكية، خصوصا للسرعة الزاوية المرتفعة للمفصل (أكثر من 3 الى 4 زاوية نق ثانية)، لذا من الضروري الحصول على بيانات أو إشارة مماثلة للسرعة الزاوية من خلال برامج اعتيادية أو من أي برنامج مساعد خارجي متوفر، باستمرار يتم فحص العزم وما يماثلها من السرعة الزاوية خلال زمن العمل إذا كان هذا ضروري لتحديد طور الايروكنتك في أختبارات

السرع الزاوية المستهدفة لتجنب الأخطاء الكبيرة في تقييم عزم المفصل والقوة الديناميكية. في اختبارات السرعة البطيئة هذا غير ضروري او غير مطلوب.

من المشاكل المهمة الاخرى لميكانيكية عمل الداينومومتر تكمن في بداية زمن التعجيل في اختبارات التقلص المركزي. أذ يسمح في بعض أنواع الداينومومتر الايزوكنيتك لطرف الجسم بالتعجيل لمستوى أعلى من السرعة الزاوية المستهدفة مسبقا بدون أية مقاومة تذكر في هذه الحالة يصبح عزم الداينومومتر قريب من الصفر لمدة قصيرة جدا وسيظهر بوضوح تسارع لنظام عزم المفصل. أثناء وصول طرف الجسم الى السرعة المستهدفة تنشط ميكانيكية المقاومة فجأة وهنا يتطلب عزم مرتفع لمنع التسارع أكثر للطرف. يظهر بداية عزم المقاومة بوصفة تجاوز واضح للهدف أثناء تسجيل عزم الداينومومتر (تجاوز عزم التدوير) ويؤدي هذا الى تأثير الصدمة المفاجيء ويحدث تباطيء لذراع الانتاج والطرف. هذا التجاوز للهدف يصبح أعلى بكثير من العزم القصوي للمفصل بالاعتماد على السرعة المستهدفة مسبقا وقابليات الشخص المشارك. يؤدي هذا الى اتجاوز للهدف الى احتمالية الأصابة، بالتحديد مع إعادة تكرار الصدمة، تنتج الداينومومترات الحديثة القليل من عزم المقاومة خلال طور التسارع، بصرف النظر عن مدى حجم السرعة الزاوية الفعلية، وهذا يساعد على تجنب الحاجة الى تطبيق مفاجيء لعزم مقاومة عالية أثناء اقتراب الطرف الى السرعة المستهدفة. تعد هذه الاستجابة بمثابة آلية للكبح وحجم عزم المقاومة المستخدم في بداية الحركة، حتى الوصول الى السرعة المستهدفة، ويتم ضبطها بصورة اعتيادية وتوصف بـ (الوسادة). لاحظ فقرة تحليل ومعالجة البيانات لتأثيرات هذه الاسباب على معالم الايزوكنتك.

عزم الجاذبية الأرضية

يسجل العزم الكلي المستخدم حول محور الداينوموميتر لذراع الإنتاج بواسطة محول عزم التدوير بوصفة ناتج تأثير العزوم المستخدمة على ذراع الإنتاج، تشمل عزوم الجاذبية الأرضية الناتجة من وزن ذراع الإنتاج نفسها والطرف المتصل بها. على سبيل المثال، إذا تم إيقاف ذراع الإنتاج للداينوموميتر (في اختبارات التقلص المتحرك-الايزوكنتك) في الوضع الأفقي مع الطرف المتصل به وفي حالة أسترخاء، سيظل هناك تسجيل لحالة عزم الثني بسبب العزوم الناتجة من وزن ذراع الإنتاج والطرف المتصل به. سيكون عزوم الجاذبية ككل دالة لجيب تمام زاوية ذراع الإنتاج، لتكون في وضع أفقي قصوى صفر (0^0) وفي وضع عمودي 90^0 (لاحظ الشكل 6-8).



الشكل 6-8: عزم الجاذبية بسبب وزن الطرف المتصل (F_{GS}) العامل مع ذراع العزم (d_G) حول محور الدوران للمفصل. وبما أن قوة الجاذبية ثابتة، سيعتمد عزم الجاذبية على (d_G) وسيكون في اقصاه عند المد الكامل للطرف في الوضع العمودي (90^0 ثني المفصل في هذا المثال).

تمتلك معظم أنظمة الايزوكنتك أسلوب تصحيح ذاتي لعزم الجاذبية بوصفه جزء خاص من أنظمة البرامجيات هذا يستخدم قياسات مجموع عزم الجاذبية أثناء

الوزن السلي للطرف أما خلال مدى الحركة أو في منتصف مدى الحركة. يسجل العزم خلال الاختبار ومن ثم يصحح بوساطة إما حذف أو إضافة (اعتماداً على اتجاه حركة ذراع الانتاج) قياس أو حساب العزم بسبب الجاذبية في أوضاع مختلفة.

من المهم تحديد تأثير الجاذبية فقط للحركات في المستوى العمودي، من المحتمل تقنياً تحديد الوحدة الرئيسة للداينموميتر لتعريفها لذا فإن محور الدوران كان عمودياً وأن مستوى حركة الطرف أفقياً (مثل: ثني- مد المرفق مع خفض الذراع المتصلة بذراع الانتاج للداينموميتر مع خفض أعلى الذراع بوضع أفقي 90^0) عندها لا يكون هناك تأثير لعزم الجاذبية المسجلة من الداينموميتر.

أستقامة محور الدوران

يصمم جهاز داينموميتر التقلص العضلي الحركي (الأيزوكونتك) لقياس الزخم المبذول حول محور دوران ثابت لهذا يمكن بذل أقصى تأثير تدويري (زخم) ممكن، ويجب ان تكون القوة المستخدمة عمودية على طول محور ذراع الانتاج اذا أستخدمت قوة خارجية من قبل الطرف وبزاوية لاتساوي 90^0 مع ذراع الانتاج عندها المركبة العمودية فقط التي ستولد العزم (الشكل 6-9). في الحالات القصوى على سبيل المثال، اذا أستخدمت القوة الخارجية على طول المحور الطولي لذراع الانتاج (ذراع الداينموميتر)، عندها لا يوجد توليد أو تسجيل للعزم بسبب أن القوة تعمل خلال محور دوران الداينموميتر (ذراع العزم = 0).

يوضح الشكل 6-9 تأثيرات عدم أستقامة محور الدوران. محور دوران الطرف وذراع الانتاج للداينموميتر لا يكونا بأستقامة واحده في هذه الحالة، لا يكون المحور الطولي للطرف وذراع الانتاج عموديان أحدهما على الآخر. بسبب أن الطرف المتصل بالوسادة يدوران بحرية وصلابة الأتصال بالطرف، أن القوة المبذولة من الطرف (FS) عمودية على محورها الطولي وليس عمودية على ذراع الانتاج للداينموميتر. بالنتيجة فقط مركبة (FSX) للقوة (FS) تنتج عزم حول محور دوران الداينموميتر.

لاحظنا سابقا في بداية هذه الفقرة أن الشرط الوحيد الأساسي لأستخدام مخطط شكل الطرف الحر وذراع الانتاج، أن احد الشروط الضرورية لأستخدام (MD) من قيمة عزم المفصل (MJ) عندما تكون (MS=MR) (لاحظ الشكل 4-6). ومن تعريف FS يساوي ويعاكس FR (الفعل- رد الفعل) عندها يجب أن تتساوى ذراعي عزم هاتين القوتين (rd= rs).

الطريقة الوحيدة لتكون rd=rs من خلال أستقامة محور دوران الطرف والداينوموميتر إذا لم يكن محور دوران المفصل على خط واحد مع محور الداينوموميتر عندها ستكون rs لاتساوي rd ومن ثم:

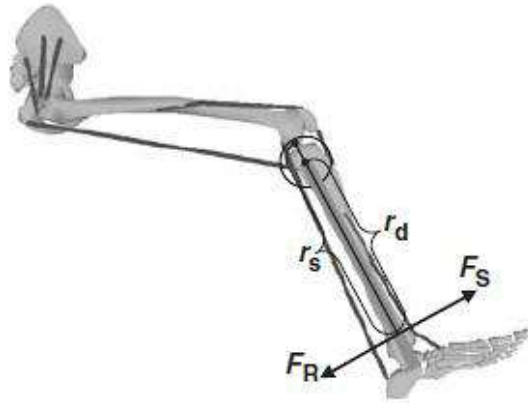
$$(MS = MR \Rightarrow MJ = MD)$$

لهذا لا نستطيع تحديد قيمة عزم المفصل من عزم الداينوموميتر.

على سبيل المثال، لنفرض أن المحور الطولي للطرف وذراع الانتاج متداخلان في المستوى السهبي، لكن محور دوران الطرف يقع على بعد 2 سم فوق محور دوران الداينوموميتر وطول ذراع الانتاج المتصلة تبعد 30 سم عن محور المفصل rs=0.3 لكن rd=0.28 (الشكل 6-10). إذا علمت قيمة عزم المفصل المبذولة وكانت MJ= 270 نيوتن عندها تكون القوة المستخدمة على عزم ذراع الانتاج ورد فعلها المبذول على الطرف FR سيكون:

$$FS = FR = 900 \text{ نيوتن} \quad MJ = MR = 900 \times 0.3 = 270 \text{ نيوتن}$$

أن قوة 900 نيوتن المبذولة من قبل ذراع الانتاج للداينوموميتر ستولد عزم مقداره نيوتن MS=900 مضروبة في المسافة 0.28 التي تبعد عن محور الدوران الثابت لتولد (MS = 900 × 0.28) = 252 نيوتن وهذا يسجل من قبل الداينوموميتر. لذا فأن هذا الخطأ 2 سم لاستقامة محور الدوران الطولي يسبب خطأ مقداره 18 نيوتن (6.6%) في قياس عزوم المفصل ((252 - 270) \ 272) × 100.



الشكل 6-9: مثال على عدم استقامة الداينومومتر مع محور دوران المفصل. في هذه الحالة، يتوازي المحور الطولي للجسم وذراع الانتاج (التزامن في بعدين-2D) لذا تكون القوة المبدولة من قبل (FS) عمودية على ذراع أنتاج القوى FS و FR نسبنا لذراع الداينومومتر (rd= 0.28) ومحور دوران المفصل (rs=0.3)، وهما مختلفان في الطول. بالنتيجة، يسجل عزم المفصل MJ والداينومومتر عزم MD وهما ايضا مختلفان (تُهمل الجاذبية في هذا المثال).

$$FR = FS \text{ then } MJ/rs = MD/rd \text{ and } MJ = MD(rs/rd)$$

عموما إذا كان $rd \neq rs$ (تُهمل الجاذبية والقوى الداخلية)

$$FR = MJ/rs \text{ و } MJ = FRrs$$

$$FS = MD/rs \text{ و } MD = FSrd$$

$$MJ/rs = MD/rd \text{ عنده } FS = FR$$

$$MJ = MD(rs/rd)$$

عموما إذا كانت اذرع العزم للطرف والداينومومتر غير متساويه بسبب عدم استقامة المفصل ومحور دوران الداينومومتر، عندها يجب تصحيح عزم الداينومومتر MD من خلال ضربه في النسبة بين (rs/rd). هذه الطريقة الوحيدة لقياس عزم

المفصل بدقة. أيضا لانتغير قوة عزم ذراع الانتاج (قيمة rd ثابتة)، ستتغير فقط قيمة عزم ذراع الطرف اعتمادا على موقع مركز المفصل (محور الدوران) خلال الحركة بالنسبة لمفصل الركبة على سبيل المثال، أجريت عدة دراسات لتقدير الخطأ الذي يسببه عدم استقامة محور الدوران للمفصل والداينموميتر اثناء التقلص المركزي. أجرى (Herzog, 1988) تجربة على شخص واحد بأستخدام جهاز سايكس II (Cybex) ونظام تحليل كينماتيكي ببعدين مع التصوير بتردد 50 هيرتز. الأستنتاجات التي أستخلصها، أن الفروقات الكبيرة بين عزم المفصل الحقيقي والعزم المسجل خلال التقلص الثابت (الايزومتري) والمتحرك (الايزوكونتك) اثناء مد مفصل الركبة في محاولات بسرعة زاوية 120 و 240 زاوية نق في الثانية وكانت القيم 1.5، 1.3 و 2.1 بالمئة، على التوالي. حدد (Kaufman et al., 1995) قيمة الخطأ الذي ترافق مع عدم أنتظام محور مفصل الركبة مع محور دوران الداينموميتر خلال التقلص العضلي المتحرك (الايزوكونتك) لمد مفصل الركبة (60 و 70 زاوية نق في الثانية) بمشاركة خمسة أشخاص أصحاء في الاختبار. أستخدم أيضا جهاز داينموميتر نوع سايكس II Cybex لقياس التقلص الحركي للرجل بثلاث أبعاد مع اركوميتر كهربائي بثلاث محاور. وجدوا أن معدل الفروقات بين عزوم المفصل الحقيقية والمسجلة كانت 10 و 13 بالمئة أثناء مد الركبة خلال التقلص الحركي عند 60 و 120 زاوية نق ثانية، على التوالي.

البحث الاكثر حداثة قام به (Arampatzis et al, 2004) لتحديد الفروقات بين العزم الحقيقي والعزم المقاس بالداينموميتر لمفصل الركبة الى 27 رياضي خلال مد مفصل الركبة حركيا، أستخدم جهاز داينموميتر نوع بيودكس Biodex لمعرفة قيمة عزوم مفصل الركبة بأستخدام التصوير (Vicon system) مع ثمان كاميرات يعمل بـ 120 كيلوهيرتز لتسجيل بيانات حركة مفصل الركبة بثلاث ابعاد. أظهرت الدراسة وجود فروقات بين الداينموميتر وعزم المفصل الحقيقي تراوح بين 0.33 - 17 بالمئة (بمعدل 7.3 بالمئة).

يجب التأكيد على وضع جدول للأوضاع وجدول للمشاركين جميعا في الدراسات السابقة التي نفذت مباشرة بعد توصيات المصنعين لأجهزة الداينموميتر، من

أستخدام الأحزمة والأشرطة القياسية وبعض المثبتات الميكانيكية الأخرى. ولقد كانت الأخطاء المسجلة غير متوقعة بين المشاركين وبين جلسات الاختبار والتي أعتمدت على تثبيت المشاركين، والحركات والطرف المتحرك نسبياً للداينموميتر بسبب ليونة الانسجة الرخوة ومكونات الداينموميتر، مثل مقعد جلوس المشارك وسند ذراع الانتاج. أيضا هناك أخطاء أخرى تظهر عشوائيا في قياسات عزم المفصل مثل: أستقامة المحور عند البداية، أنتظام وشدة التقلص ومدى الحركة (ROM). من المهم فهم وجود عدم أنتظام دائم للمحور بسبب (1) عدم أمتلاك المفاصل لمحور دوران ثابت وهذا التغير في محور المفصل يحدث بصورة مفاجئة ولا ينتظم مع المحور الثابت (الداينموميتر) من خلال مدى الحركة (2) لا يهم مقدار الأهتمام بتنظيم محور المفصل مع محور الداينموميتر في بعض الحالات الخاصة نجد داءما حركة طفيفة في الطرف مقارنة مع ذراع الانتاج خلال الحركة. لهذا، هناك دواء بعض التغير في عزم ذراع الطرف نتيجة المطاوعة وضغط الأنسجة الرخوة (العضلات، الشحوم تحت الجلد...ألخ) فضلا عن مكونات الداينموميتر (مقعد الجلوس، وذراع الانتاج المتصل بالسند). هذا المدى الواسع من الأخطاء (من 0.33 الى 17) بالمئة وصفه (Aeampatzis et al, 2004). داخل نفس المجموعة من المشاركين في الاختبار بأستخدام الأجراءات القياسية والموصى بها التي تعد بسيطة مع تحديد شديد لأسلوب التقلص العضلي (الأيروكنتك) الذي أظهر مشكلة في المقياس وخطأ ضمني اذا لم تقلل هذه الأخطاء بدرجة كبيره أثناء أجراءات جمع البيانات وتصحيحها بعد ذلك.

تأثيرات وضع المفاصل المجاورة وطول العضلة العاملة على مفصليين

يستخدم الداينوموميتر اختبار المفصل الواحد لذا يسمح بأختبار المفصل خلال مدى حركة فقط. جميع المفاصل الأخرى يجب أن تكون ثابتة مع ثبات جميع الاطراف الأخرى للجسم لتجنب الحركة الزائدة وأحتمالية مساهمتها. من ناحية ثانية، من المهم العناية الشديدة اثناء دراسة العضلة المتصلة بمفصليين وأختبار أتساع مدى حركة المفصل، يتم تسجيل ومعايرة وضع وأتساع المفاصل المجاورة للعضلة المتصلة بمفصليين. هذا بسبب قوة العضلة، بالنتيجة، أنها تساهم بعزم المفصل أعتماذا على طول العضلات على وفق العلاقة بين القوة- الطول فضلا عن السرعة وأسلوب العمل الذي تم شرحه مسبقا. على سبيل المثال، يجب أن تكون زاوية الحوض قياسية اثناء مد مفصل الركبة لتجنب التغيرات في طول العضلة ذات الرأسين الفخذية، مثل ما ظهر أيضا أن عزم مفصل لركبة الممدودة يختلف بين وضع الانبطاح ووضع الجلوس (مثل Pavol and Grabiner, 2000; Maffuletti and Lepers, 2003). مايشبه، أختبار ثني الركبة على الداينوموميتر، أيضا يتأثر طول العضلة المأبضية (خلف الفخذ) بوساطة زاوية الحوض ووضع مقعد الجلوس. فضلا عن وضع الكاحل (الثني أو المد للقدم) الذي يؤثر على طول العضل التوأمية الساقية المتصلة بمفصليين، العضلة التي تشارك أيضا في عزم ثني الركبة تحت ضروف طول ملائم. أثبت على سبيل المثال، أن عزم ثني الركبة مرتفع خلال تنفيذ أختبار ثني الكاحل الكامل (Croce et al, 2000)، لذا في هذه الحالة يجب ان تكون زاوية الحوض وأيضا زاوية الكاحل في وضع معياري قياسي والسيطرة عليهما.

دراسة أجهزة الداينوموميتر

تصف هذه الفقرة المواصفات الضرورية الرئيسة لأجهزة الداينوموميتر الأليزوكنتك. انتشر سوق أجهزة الأليزوكنتك بسرعه في السنوات الاخيرة بسبب كثرة توفرها بأعداد كبيرة ومختلفة من الموجودة سابقا الى الحديثة منها فهي موجودة في مراكز التأهيل، الجامعات ومراكز تسهيل البحوث الطبية. بالنتيجة، أوقف عدد من المصنعين التعامل بها كليا أو الغاء جزء من صناعة أجهزة الأليزوكنتك وعدم التعامل بها. من ناحية ثانية لاتزال أجهزتهم تستعمل لحد الآن ومن المحتمل شراء جهاز

مستعمل من مستخدمين سابقين (مثل: Technogym Rev ، AKRON، MERAC،lido)، مع العلم لانزال الشركات المصنعة لأجهزة الأيزوكونتك تقدم خدمة الأدامة والأدوات الاحتياطية.

جهاز الأيزوكونتك وبرامجيات (السوفت وير)

تستعمل جميع أنواع أجهزة الداينومومتر الحديثة مكونات الكتروميكانيكية للسيطرة على السرعة الزاوية لذراع الانتاج. لم تعد موجودة الأجهزة التي تعتمد على الهيدلوليك، باستثناء الأنواع المستخدمة (KinCom) التي تعتمد على مكونين الكتروميكانك والهيدروليك. وأجهزة أخرى تعتمد على الهيدروليك أساس لعملها مثل (AKRON). تعتمد الأجهزة القديمة مثل (CybexII) على ميكانيكية المقاومة السلبية التي تتصاعد مع المقاومة فقط كرد فعل لعزم المفصل المستخدم. تسمح هذه الميكانيكية لعمل تقلص مركزي للعضلة فقط. تمتلك أجهزة الأيزوكونتك الكتروميكانيكية مثل، (IsoMed 2000، NORM، Cybex،، CON-TREX، Biodex) فميكانيكية فعالة فضلا عن العمل السلبي قياسي في أسلوب التقلص المركزي. هذه النوع من الداينومومتر بإمكانه دفع ذراع الانتاج الى السرعة الزاوية المستهدفة بصرف النظر عن العزم المستخدم من قبل الشخص الذي يقوم بالأختبار. هذا يسمح لعمل تقلص لامركزي بسرعة زاوية ثابتة. تحتاج هذه الاجهزة لعمل ميكانيكية سلبية، والسيطرة على السرعة الزاوية والتسارع الى استخدام أنظمة حاسوب مناسبة. من ناحية ثانية هناك فروقات يجب معرفتها في التقنيات المستخدمة في برامجيات باختلاف أنواع الداينومومتر. تتعلق هذه الفروقات في جمع ومعالجة بيانات العزوم للمتغيرات الميكانيكية المختلفة، مثل عزم الجاذبية، عزم المفصل، السرعة الزاوية للحركة، وتطور العزم في بداية فترة التسارع. لهذه الاسباب، يجب فحص وبالتفصيل وبدقة خصائص نظام برامجيات الحاسوب، مثل، سهولة استخدام والخيارات المتعددة المتوفرة لضمان الاستخدام الامثل للجهاز (في البحث، إعادة التأهيل، التعليم، أو المزيج من هذه الاستخدامات. توفر بعض أجهزة الداينومومتر السيطرة من خلال كل من برامجيات الحاسوب أو لوحة سيطرة تعرض عليها الاشارة أو عرض

الأرقام مثل (BIODEX) وهذا مفيد جدا، على سبيل المثال في عرض التطبيقات التعليمية.

مدى السرعة الزاوية وحدود العزم

من أهم خصائص الداينوموميتر الأيزوكونتك مدى السرعة الزاوية الموجودة تحت أسلوب التقلص العضلي المركزي والأمركي ومطابقتها من حدود العزم القصوى من هذه الخصائص المهمة الداينوموميتر الأيزوكونتك. يلخص الجدول 6-1 هذه الخصائص في أغلب أجهزة الأيزوكونتك التوفرية.

دراسة ثبات ودقة بيانات الأيزوكونتك

خصائص النوعية والاحتفاظ بالبيانات للأجهزة من الجيل الحديث لداينوموميتر الأيزوكونتك جيدة جدا. برهنت هذه الأجهزة على دقة بيانات عزم الدوران، الزاوية والسرعة الزاوية في هذه الأجهزة الحديثة مع قيم قياسية في مختلف الأجهزة تتراوح بين $0.25 \pm$ الى $1 \pm$ بالمئة لقياس عزم الدوران جميعا وأقل من 0.3 بالمئة لمقياس الزاوية بالكامل وأقل من $0.1^\circ \pm$ الى $1^\circ \pm$ من أهم ما يجب فحصه سهولة الوصول الى بيانات الا أو شارة الرقمية للزاوية، عزم التدوير والسرعة الزاوية، خصوصا خلال استخدام الداينوموميتر الأيزوكونتك في البحوث. توفر الأجهزة القديمة بيانات رقمية مع قيم محدودة (100 - 120 هيرتز) واحتمالية الحصول على بيانات مماثلة اذا ربطت مع جهاز مساعد خارجي بكلفة إضافية. على سبيل المثال، هناك احتمالية إدخال لوحة قراءة مساعدة مناسبة على الجهاز Yybex (مثل NORM) التي ستوفر سهولة الحصول على أشارة مماثلة لعزم الدوران، ووضع الزاوية، السرعة واتجاه الحركة و يمكن الحصول على عينة من الاشارة المماثلة المنتجة باستخدام المحول A/D بالاعتماد كلياً على برامجيات الحاسوب مع تردد عالي على وفق ما يحدده الباحث. هذا أساسي للبحوث التطبيقية. تحتوي أجهزة الداينوموميتر الحديثة (Biodex 3، System CON، TREX، IsoMed 2000) على محول A/D من 12 أو 16 بايت مما ينتج عنه تحليل تقريبا $0.00244 \pm$ بالمئة. ترتفع قيمة النمذجة الى حوالي 4000 أو 5000 هيرتز هذا يعني توفير دقة للبيانات الرقمية من انظمة الحاسوب القياسية في هذه الأجهزة الحديثة التي تعد مناسبة جدا لأغراض البحوث.

يلخص الجدول 1-6 مدى أو حدود السرعة الزاوية والعزوم تحت أسلوب التقلص المركزي والامركزي لأغلب أجهزة الدايناموميتر الايزوكنتك المتوفرة من ضمنها الموجودة في الرابط داخل الجدول

الدايناموميتر		السرعة الزاوية (زاوية نق ثانية)	حدود العزم (نيوتن)
مركزي	لامركزي	مركزي	لامركزي
410	610	1.0	8-0.5
720	720	8.7	8.7
www.con-trex.ch			
680	860	Cybex	8.7-0.1
Norm www.csmisolutions.com			
750-500 www.isomed2000.de			
800	800	0.02-4.4	0.02-4.4
www.kincom.com			

تم الحصول على القيم D من خلال فرض أن عزم ذراع الانتاج = 0.4 متر

اعتبارات القوة وصلابة المعدات في أجهزة الأيزوكنتك

تعد القوة والصلابة الكلية للديناموميتر ومقياس جميع المكونات من الاعتبارات المهمة للغاية، خاصة عند اختبار الرياضيين الأقوياء مثل العدائين، لاعبي الركبي، ورافعي القوة، إلخ. على سبيل المثال، من المؤسف أنه شائع جدًا في الأجهزة القديمة الوحدة الرئيسية لتحريف من قاعدتها حيث يتم تثبيتها على إطار مقياس القوة عند تطبيق الرياضيين الأقوياء لحظات عالية، مما يؤدي إلى وضع غير آمن وقياسات غير صالحة بالتأكيد. تتميز مقاييس القدرة الديناميكية الحديثة بأنها أثقل وأكثر صلابة مع

إطارات دعم أقوى وأفضل للكرسي والوحدة الرئيسية، ولكن من الناحية المثالية، يجب على المستخدم تجربة جهاز جديد مع عينة من السكان المحتمل استخدامهم في عملهم. الكتلة الكلية من مقاييس الحركة يتراوح عادة بين 500 و 700 كيلوجرام، وعادة ما تتطلب مساحة لا تقل عن 6-7 متر مربع للتشغيل القياسي.

تجارب الأيزوكنتك وأجراءات جمع البيانات

من الممكن أن تؤثر العوامل التالية على نوعية بيانات الداينومومتر جميعها ولها تطبيقات معنوية لتقييم وظيفة المفصل. وتحتاج الى دراسة تفصيلية أثناء أعداد جهاز الداينومومتر في سبيل جمع البيانات.

المعيار المستخدم

ينفذ قياس العزم باستخدام حمل الجاذبية تحت ظروف السرعة الثابتة أو المنخفضة و يوفر أغلب المصنعين قياسات معيارية دقيقة، لقياس الزخوم ذات المديات الواسعة، ويجب استخدام مديات واسعة من القياسات المعيارية. يمكن استخدام أجهزة دقيقة لقياس معيارية وضع الزاوية. تحتوي أيضا العديد من أجهزة الداينومومتر على معيارية آلية ذاتية لفحص وتعديل القاعدة عند الصفر أو معامل تصحيح ومحول عزم الدوران يجب تنفيذ فحص شامل لنظام القياسات (ناقلات العزم والزاوية) على وفق تعليمات المصنع في مدد محددة او فترات يتفق عليها، اعتماداً على استخدام الجهاز، مع تسجيلها في سجل المعيارية. يجب إجراء فحص كامل للقياسات ونظام التسجيل (تشمل اللوحات المتصلة بالجهاز، تضخيم حجم للبيانات، تحويل الاشارة المماثلة الى أرقام) قبل جلسة الاختبار بغض النظر عن نوع الداينومومتر المستخدم.

التعليمات التعريفية

من النادر تنفيذ حركات سرعة زاوية ثابتة خلال التمرين أو الأنشطة الرياضية لذا من الضروري العمل على تسهيل أن يألف الرياضيين هذا الأسلوب من حركة المفصل قبل الاختبار. يجب استخدام مدى واسع لسرع الزاوية في اختبار الجلسات التعريفية. يجب إعطاء تعليمات محددة، يشرح فيها اختبار الأيزوكنتك الذي سيستخدم فيه متغيرات المقاومة أثناء السرعة الثابتة والتركيز على أهمية الجهد

العضلي القصوي خلال الاختبار. يجب التأكيد على أدامة الجهد القصوى، خلال مدى الحركة، بواسطة المجاميع العضلية أثناء الحركات التبادلية، مثل ثني- مد الركبة، الفشل في التعود على هذا الأسلوب لحركة المفصل من المحتمل له تأثيرات كبيرة على مصداقية القياسات.

وضع المشاركين في الاختبار

يجب أن يكون المشارك المفحوص في حالة ثبات لضمان تسجيل الحركة الناتجة من عضلات المفصل فقط، دون مساهمة من حركات الجسم الأخرى. يجب أثناء حركة طرف واحدة من الجسم مثل ثني- مد الركبة ان تكون الرجل الأخرى، الخصر، الجذع والذراعين بوضع ثابت مستقر مع ربط الأحزمة او الأشرطة المناسبة وعادةً تجهز من قبل مصنعي الداينومومتر. يجب أن يكون الطرف المتحرك مثبت جيداً بذراع الإنتاج لتجنب الحركة التي تتجاوز الهدف ومنع الإصابة بسبب التصادم بين الطرف وذراع الإنتاج. إذا كان هناك مشاركة من عضلة متصلة بمفصلين عندها يجب تأمل الزوايا المجاورة بحذر ويجب أن تكون بوضع قياسي ومسيطر عليها خلال الاختبار لتجنب اخطاء مساهمة العضلة المتصلة بمفصلين (انظر النقاش سابقاً). من المهم عملياً إذا أعيد الاختبار مرة ثانية للحصول على تفاصيل مكتوبة لجميع إجراءات الاختبار لضمان الجودة إذا تمت إعادة الاختبار للحصول على أستنتاجات دقيقة.

يجب أن يكون محور دوران الداينومومتر متراصف مع محور المفصل لتجنب أخطاء عدم التنظيم للمحور الى أقل ما يمكن. على الرغم من صعوبة جعل محور دوران المفصل بتحقيق بوساطة النظر في الحال وفي ظروف الحركة الديناميكية المختلفة، لذا من الضروري استخدام علامات تشرحية على سبيل المثال، النقطة الأكثر وضوحاً القمة الوحشية للفخذ التي يمكن تحسسها في الجزء الخارجي من الكاحل وتقع على السطح الجانبي لمفصل الركبة أو النقطة الأكثر وضوحاً الكعب الوحشي للكاحل.

بأمكان استخدام جهاز الليزر، أو بعض الأجهزة التي توفر التنظيم وتحسن الأستقامة لمحور الداينومومتر مع العلامات التشرحية للطرف، أو أية علامات أخرى تعطي لنا إشارة على وجود تغير كبير في محور دوران المفصل (مثل 2004P 2005 Arampataziz rt al.)، من الضروري وضع المحور بأستقامة خلال التقلص العضلي

القصوي أو تحت القصوي وليس اثناء الطرف في حالة الراحة. ولأجل تقليل خطأ عدم استقامة المحور أكثر في متغير محدد مثل عزم المفصل القصوي، يجب أن تنفذ الاستقامة الفعالة (في ظروف القصوي أو تحت التقلص القصوي) أثناء قرب توقع وضع المفصل في حالة زخم قصوي أو عند زاوية المفصل حيث سيسجل أي عزم محدد للزاوية.

المدى الحركي

يجب وضع مدى الحركة على وفق المحددات التشريحية للمفصل وتنشيط المجموعة العضلية ومنع أية أصابات وأن تكون قياسية ومسيطر عليها أيضا ويسهل مدى الحركة القياسي تحليل البيانات، على سبيل المثال، تكامل الحركة وعلاقتها بالأزاحة الزاوية ضروري لحساب العمل الميكانيكي ويجب وضع السرعة الزاوية للحركة على وفق أهداف الاختبار والقابلية العضلية للمشاركين. يجب التأكد أن المشارك بإمكانهم الوصول الى السرعة أثناء اختبارات السرعة العالية المستهدفة (أكبر من 3.1 < ثانية) من خلال مدى حركة المفصل. تنخفض الحركة أثناء فترة طور السرعة الثابتة (الايزوكنتك) بسبب زيادة سرعة الاختبار، بسبب الحاجة لزمن أطول للوصول الى سرع أعلى من السرعة المستهدفة والتباطيء في نهاية الحركة. هذا مهم، بسبب عدم تساوي عزم الدايناموميتر في ظروف التقلص المركزي مع عزم المفصل إذا لم تتحقق السرعة المستهدفة وعدم جعلها ثابتة كما وصف سابقا.

قبل الاختبار

يمكن عمل أحماء للعضلات قبل الاختبار بوساطة التحفيز الكهربائي أو تمارين المقاومة قبل بدء تشغيل جهاز الايزوكنتك لتسهيل الأسراع في تطوير سرعة المفصل خلال حدود مديات الحركة.

تحتوي أغلب أجهزة الدايناموميتر على حاسوب يعمل على تصحيح الجاذبية بوصفها جزء من إجراءات الاختبار. هذا التصحيح يجب أن ينفذ قبل أي اختبار لعمل وظيفة المفصل للتقليل من أخطاء القياس. إذا لم يتوفر الحاسوب مع الجهاز، بإمكان استخدام طريقة بسيطة لتصحيح الجاذبية. تستخدم طريقة واحدة لتسجيل عزم الجاذبية المتولدة من قبل وزن الطرف وعتلة الذراع الساقطة سلبيا ضد مقاومة الدايناموميتر، في وضع زاوي محدد خلال مدى الحركة. أذن يقاس عزم الجاذبية في

للزوايا بأوضاع مختلفة بوصفها وظيفة لعزم الجاذبية خلال قياس وضع وزاوية المفصل. يجب أن ينفذ هذا الاجراء خلال السرعة الزاوية القصوى أو تحت ظروف التقلص الثابت. يجب أن يكون الطرف والمجموعة العضلية العاملة والمضادة في حالة أسترخاء، وأن لا يكونا في طولهما القصوى، لتجنب المساهمات غير المرغوب بها من الأنسجة المطاطية. عمليا، يقترح تنفيذ عدة محاولات لضمان الأسترخاء العضلي التام أثناء هذه القياسات، من ناحية ثانية اظهر هذا الاسلوب تقييم مرتفع لعزم الجاذبية الحقيقي للطرف، بسبب التأثيرات المطاطية لوحدة الوتر العضلي وعدم الأسترخاء التام (Kellis and Baitzopoulos)، (1996). وجد أن تقدير عزم الجاذبية من بيانات الأطراف البشرية أكثر دقتاً من أسلوب تصحيح الجاذبية؛ لهذا ينصح بأستخدام هذه الطريقة بوصفها بديل مفيد لأسلوب السقوط السلبي. يضاف عندها عزم الجاذبية بأوضاع زوايا مختلفة الى عزم الداينومومتر المنتج من قبل المجاميع العضلية المضادة للجاذبية، على سبيل المثال، عمل العضلة الفخذية الرباعية في المستوى السهمي (لاحظ الشكل 4-6 والمعادلة التابعة له). تسهل الجاذبية عمل المجاميع العضلية خلف الفخذ (الهامسترغ)، لذا يطرح عزم الجاذبية من العزم المسجل.

تصحيح الجاذبية

تتضمن معظم مقاييس القدرة المحوسبة تصحيح الجاذبية كجزء من البروتوكول التجريبي ؛ يجب إجراء هذا التصحيح قبل كل اختبار لوظيفة مشتركة لتقليل أخطاء القياس. في حالة عدم توفر إجراء محوسب، يجب استخدام طريقة بسيطة لتصحيح الجاذبية.

تتضمن إحدى الطرق تسجيل لحظات الجاذبية الناتجة عن وزن القطعة وذراع السقوط التي تسقط بشكل سلبي ضد مقاومة المقياس الديناميكي، في موضع زاوي معين داخل نطاق الحركة. ثم تُحسب لحظة الجاذبية في المواضع الزاوية المختلفة كدالة في لحظة الجاذبية عند موضع القياس وزاوية المفصل. يجب تنفيذ هذا الإجراء في الحد الأدنى

السرعة الزاوية أو في ظل ظروف متساوي القياس. يجب إرخاء الطرف ويجب ألا تكون المجموعات العضلية المعنية، سواء كانت منبهات أو خصوم، قريبة من الحد الأقصى للطول، لتجنب المساهمات غير المرغوب فيها من المكونات المرنة. في الممارسة

العملية، يُقترح إجراء عدة تجارب لضمان الاسترخاء العضلي الكامل أثناء هذا القياس.

ومع ذلك، فقد تبين أن هذه الطريقة تعطي تقديرًا مبالغًا فيه للحظة الجاذبية الفعلية للجزء، نظرًا للتأثيرات المرنة للوحدة العضلية والاسترخاء غير الكامل (Kellis and Baltzopoulos, 1996). تم العثور على تقدير لحالة الجاذبية من البيانات القياسات البشرية لتكون طريقة تصحيح الجاذبية أكثر دقة ؛ لذلك يقترح أن هذه الطريقة قد تكون بديلاً مفيداً للسقوط السلبي، ثم تضاف لحظة الجاذبية في المواضع الزاوية المختلفة إلى عزم المقياس التي تنتجها المجموعات العضلية التي تعارضها الجاذبية، على سبيل المثال عضلة الفخذ الفخذ في حركة التمديد - انثناء الركبة في المستوى السهمي (انظر الشكل 6.4 والمعادلات ذات الصلة). بالنسبة للمجموعات العضلية التي يسهلها الجاذبية، مثل أوتار الركبة، يتم طرح لحظة الجاذبية من اللحظة المسجلة.

تقييم الأداء

يكون للتعليقات المرئية لبيانات لحظة المفصل أثناء الاختبار الحركي تأثير كبير على الحد الأقصى للحظة. يعتمد حجم هذا التأثير على السرعة الزاوية للحركة. لذلك من المهم تقديم ملاحظات بصرية عن الأداء العضلي أثناء الاختبار، خاصة أثناء تقييم اللحظة القصوى عند السرعات الزاوية البطيئة. يمكن استخدام عرض الوقت الفعلي لإخراج اللحظة على شاشة الكمبيوتر أو أي جهاز عرض آخر للتغذية المرئية. من المهم إعطاء تعليمات مفصلة حول تفسير المصادر المختلفة للتعليقات المرئية وهدف الأداء. يجب إعطاء الدافع اللفظي لأقصى جهد في شكل تعليمات / تشجيع موحد ومتسق.

الأجراءات القياسية والسيطرة على التجربة

تصف هذه الفقرة عوامل التجربة المختلفة التي تؤثر بدرجة كبيرة على قياسات العزم. تستخدم الأنواع المختلفة من الداينوموميتر أعدادات وأختبار مختلفة. نستدل مما سبق، أن نتائج أختبار شخص واحد على أجهزة مختلفة للداينوموميتر الأيزوكونتك تعطي على الأغلب نتائج مختلفة، بسبب الاختلافات البيولوجية والميكانيكية. ينتج عدم تناسق من اختلاف معالجة البيانات وتطبيق برامجيات متنوعة في تقييم وظيفة المفصل. لذا فإن قياس وظيفة محددة للمفصل لنوع من أنواع الداينوموميتر، الأجراءات وأسلوب معالجة البيانات المستخدم. لهذا من المستحيل مقارنة النتائج لمختلف أنواع الداينوموميتر، حتى للشخص نفسه، غير ممكنه. لهذا الأسباب، من الضروري والأساسي جعل البيانات موحدة المعيارية وأصدار التقارير (لاحظ فقرة تقارير دراسة الأيزوكونتك) التي لها علاقة بتفاصيل أجراءات التجربة وأسلوب معالجة البيانات: من المهم عمليا استخدام الأعدادات نفسها في الأختبار وأعادة الأختبار. باختصار:

- معايرة الداينوموميتر أو فحص دقة البيانات الناتجة.
- أطلاع المشاركين وأعطاء تعليمات ثابتة ومحددة ليكون الجهاز مألوف لديهم.
- أعطاء أهمية خاصة خلال أختبارات التقلص المركزي وأثناء أختبار الأطفال، أو الأشخاص الضعفاء المصابين\وبعد العمليات الجراحية.
- تثبيت والسيطرة على المفاصل القريبة خلال عمل العضلة العاملة على مفصلين.

- تثبيت الاطراف وخفض الحركات الزائدة.
- أستقامة محور الدوران.
- الدقة.
- تحت ضروف التقلص المركزي القصوي.
- قرب الوضع المتوقع للزخم القصوي للمفصل.
- مراقبة السرعة الزاوية بصورة مستقلة.

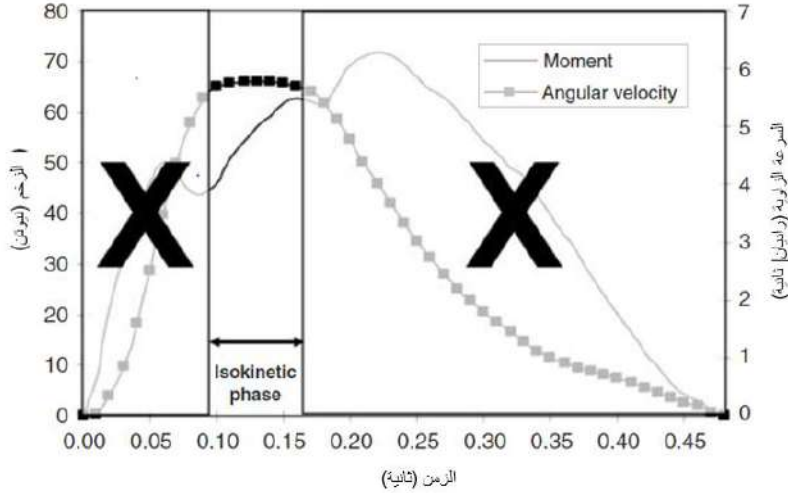
معالجة بيانات الأيزوكونتك، تحليلها وأصدار التقارير

مراقبة السرعة الزاوية ومعالجة بيانات الأيزوكونتك

تستخدم فلاتر تماثل الإشارة للسيطرة على أخطاء السرعة الزاوية الناتجة من تجاوز الهدف في العزوم المسجلة لأجل الحد من تجاوز الهدف وجعل الإشارة سلسلة. ينصح بأجراء قطع لترددات مختلفة (أعدادات التخمين)، بالأعتماد على السرعة الزاوية للحركة وظروف الاختبار. تعرض هذه الفلاتر الكهربائية تحول الطور الى إشارة الزخم- الزمن؛ وخفض قمة تجاوز الهدف، يقلل الفلتر أيضا حجم الزخم خلال مدى الحركة. لذا من الضروري تجنب استخدام مثل هذه الفلاتر، لأنها تؤدي الى اضطراب الإشارة في العلاقة بين العزم- الزاوية التي تعد الأساس في قياس أغلب معالم وظيفة المفصل الأيزوكونتك. تسلط بعض أنواع الداينوموميتر (مثل Biodex) عزم مقاومة من بداية حركة التقلص المركزي، قبل الوصول للسرعة المستهدفة، فقط من خلال الشعور بالحركة من ذراع الإنتاج. هذا يخفض من معدل التسارع لهذا يرتفع الوقت لازم للوصول الى السرعة المستهدفة. من ناحية ثانية التحول سيكون سلس من التسارع الى السرعة الزاوية الثابتة المستهدفة ولا توجد حاجة لمقاومة مفاجئة تتجاوز عزم الهدف.

يجب أن يدرس فقط الجزء الأيزوكونتيك من الحركة وتحليل بيانات العزم لجزء من السرعة الزاوية الثابتة للحركة فقط (الشكل 6-11)، بغض النظر عن الأسلوب المستخدمة للسيطرة على التسارع وتأثيرها على تسجيل الحركة. توفر أيضا عدة أجهزة الداينوموميتر بيانات عن السرعة الزاوية، وظهر أن هذه القياسات تحتوي على أخطاء كبيرة، بالتحديد خلال اختبار أهداف السرعة الزاوية العالية (lossifidou and Baltzopoulos, 2000: 1998). لهذا يوصى الباحث بحساب متغيرات الأيزوكونتك بصورة منفصلة، مثل السرعة الزاوية والتسارع لطرف الجسم، استخدام بيانات زمن السرعة الزاوية من جهاز الداينوموميتر. هذا يجب أن ينفذ اذا تمت معايرة وضع الزاوية قبل الاختبار. تحتوي البيانات الرقمية أخطاء (ضوضاء) بالتحديد من تحويل الإشارة من متماثل- رقمية: وهناك حاجة لاستخدام تقنية ملائمة لخفض الضوضاء

للحصول على قياسات دقيقة للمتغيرات الأيزوكونتك (مثل: الفلترات الرقمية، معالجة الارتفاع والأنخفاض للأشارة وسلسلة القطع الفورية - Fourier series) التي تستخدم في بعض مواضيع بحوث البيوميكانيك وتعد مناسبة (لاحظ الفصل 2 و3).



الشكل 6-11: الحركات الأيزوكونتك (السرعة الزاوية الثابتة) محدودة جداً أو لوجود لها في السرعة العالية التي نستهدفها. في هذا الاختبار تحدد السرعة المستهدفة 5.23 زاوية نق ثانية (300 deg s^{-1})، أذ يكون زمن طور الأيزوكونتك 0.075 ثانية، ويمثل 15 بالمئة من كامل حركة الثاني. تهمل بيانات العزم خارج هذه المدة الزمنية بسبب عدم احتوائها على حالة الأيزوكونتك (السرعة الزاوية الثابتة)، فعليا دائماً تكون حركات السرعة الزاوية ابطاً من السرعة المستهدفة.

متغيرات الايزوكنيتك

العزم القصوي

يشير العزم القصوي أثناء الحركة الأيزوكنيتك على القوة العضلية القصوى المستخدمة في الحالات الديناميكية (القوة الديناميكية). أستخدمت إجراءات اختبار متنوعة لتقييم العزم القصوي؛ وتم تقييمها من 3 الى 6 تكرارات وعرفت على أنها قيمة عزم مفرد قصوي أستخرج من خلال هذه التكرارات. يجب أن لا تستخدم قيمة المعدل للعزوم القصوى من عدد من التكرارات بوصفها مؤشراً لعزم المفصل القصوي. يعتمد العزم القصوي على وضع المفصل في لحظة تسجيله، بسبب أن هذا الوضع يؤثر على العلاقة بين القوة- الطول للعضلات العاملة. يتم حساب الزخم القصوي بوصفه معدل لعدد من قويم العزم القصوي التي سجلت خلال اوضاع مختلفة للمفصل، وهذا ليس بالقياس المناسب لوظيفة العضلة، بسبب عدم توفيرها للمعلومات عن العلاقة بين عزم المفصل- الوضع. نحصل على الفائدة من معدل عدد من التكرارات اثناء تسجيل العزم في لحظة محددة مسبقاً لوضع المفصل في أي تكرار. من ناحية ثانية، في هذه الحالة يسجل العزم في الوضع المحددة مسبقاً على أن لا تمثل العزم القصوي لذلك التكرار.

نسبة تبادل عزم المجموعة العضلية

تعد نسبة تبادل عزم المجموعة العضلية مؤشراً على توازن المفصل وعادةً ما تتأثر بالسن، الجنس والنشاط البدني (Baltzopoulos and Brodie, 1989). يجب أن ينفذ قياس نسبة تبادل المجموعة العضلية بأستخدام الجاذبية بيانات تصحيح العزم لتجنب الأخطاء في تقييم وظيفة العضلة.

زاوية الزخم القصوي

وضع زاوية المفصل مهمة في تقييم وظيفة العضلة لتوفر المعلومات عن الخصائص الميكانيكية للمجاميع العضلية العاملة. يتأثر وضع الزخم القصوي بالسرعة الزاوية للحركة؛ وتميل للظهور في مدى الحركة لاحقاً مع زيادة في السرعة، وليس في الميكانيكية المثالية الوضع للمفصل. فضلاً عن، من الضروري فحص فيما

أذا كان الزخم القصوي سجل أثناء ما كان وضع المفصل في سرعة زاوية ثابتة. بالنتيجة، من المحتمل أن يؤدي تحليل بيانات الزخم القصوي، بصرف النظر عن وضع الزاوية إلى أستنتاجات خاطئة حول وظيفة العضلة.

التعب والمطاولة

تعرف المطاولة العضلية تحت ظروف التقلص العضلي المتحرك (الايروكنتك) على أنها قابلية تنشيط المجموعة العضلية للأستمرار في الحركة مع جهد قصوى وصولاً للسرعة الزاوية المستهدفة. عادةً تقييم من خلال حساب مؤشر التعب. مع ذلك، لا توجد إجراءات اختبار موحدة لتقييم القدرة على المطاولة العضلية ولا تعريف متفق عليه لمؤشر التعب. لقد تم اقتراح أن المطاولة العضلية يجب أن تقييم من خلال أداء أكثر من 30 إلى 50 تكرار. حتى لحظة أنخفاض العزم إلى 50 بالمئة من لحظة بداية العزم القصوى؛ أو خلال زمن 30 إلى 60 ثانية. يوصف مؤشر التعب أنه النسبة بين الزخم القصوى في البداية والفترات الأخيره من الاختبار. ويعد الشغل الميكانيكي المنجز أفضل نموذج لقياس وظيفة العضلة، بسبب حسابه من ناتج العزم خلال مدى الحركة. من ناحية ثانية ولحساب مؤشر التعب من قياسات الشغل الميكانيكي، يجب أن يكون مدى الحركة قياسي ويجب تصحيح بيانات العزم من تأثيرات الجاذبية والقوى الداخلية.

علاقة التسارع بالمتغيرات

تعتمد بعض متغيرات الايروكنتك في تحليل وظيفة العضلة أثناء التقلص العضلي في بداية الحركة (مثل، تطور عزم المفصل والزمن وصولاً للعزم القوي) على بيانات عزم الداينومومتر خلال زمن التسارع. وتكون واضحة من خلال وصف معالجة بيانات عزم الداينومومتر، في ضروف التقلص المركزي، يمثل عزم الداينومومتر أثناء بداية التسارع تطور عزم المقاومة من قبل الداينومومتر وليس نظام تسارع عزم المفصل الفعلي. فضلاً عن، وجود تأخير في عزم مقاومة الداينومومتر أثناء التقلص المركزي حتى الوصول إلى السرعة المستهدفة من قبل الطرف المتحرك ويعتمد أيضاً على أستجابة ميكانيكية المقاومة في الأنواع المختلفة من الداينومومتر أو أي أعداد آخر مناسب (مثل، الاسناد، التخمد... إلخ). بالنتيجة، تعتمد الأستنتاجات المرتبطة بالخصائص الميكانيكية للمجموعة العضلية على ناتج عزم الداينومومتر خلال زمن بدء التسارع.

وهذا غير صحيح. يجب عدم استخدام عزم المفصل خلال زمن التسارع والتباطيء في القياسات جميعها (مثل، طاقة تسارع عزم التدوير) ويجب فقط تحليل طور عزم الأيزوكونتك، مثل ما شرح في مراقبة السرعة الزاوية وبيانات الأيزوكونتك.

كتابة التقرير عن الأيزوكونتك

يجب أن يحتوي التقرير على كامل التفاصيل لجهاز الأيزوكونتك:

- صنف ونوع الداينومومتر الأيزوكونتك.
- تفاصيل عن البيانات المستخلصة: من الضروري أن يحتوي التقرير على النوع المستخدم من البرامجيات (السوف وير) للداينومومتر أو نظام مستقل لأستخلاص النموذج للأشارات المتماثلة. في هذه الحالة من الضروري أعداد تفاصيل عن النمذجة والمعالجة A/D (نموذج للتردد، دقة العزم وقياسات وضع الزاوية).
- إجراءات تتبعية للمعيارية و\ أوفحص القياسات وتصحيح الجاذبية.
- إجراءات الاختبار (تقلص مركزي\ لامركزي، السرعة الزاوية، نوع وأسلوب التغذية الراجعة).
- وضع المشاركين: يجب أن يشرح بالتفصيل تأثيرات عدم أستقامة المحور، الطريقة المستخدمة لأستقامة المحور. يجب أن يحتوى التقرير على زاويا المفاصل المجاورة (مثل، وضع مفصل الورك والكاحل أثناء أختبارات الركبة).
- تحديد طور الأيزوكونتك: شرح بالتفصيل أسلوب مراقبة السرعة الزاوية (برنامج- السوفت وير- للداينومومتر والنمذجة المستقلة) وتحديد طور السرعة الثابتة (الأيزوكونتك). يمكن أهمل هذا في أختبار السرعة البطيئة (أكبر من 180 درجة زاوية نق ثانية).

Arampatzis ,A. ,Karamanidis ,K. ,De Monte ,G. ,Stafilidis ,S. , Morey-Klapsing ,G. and

Bruggemann ,G. P. (2004) 'Differences between measured and resultant joint moments

during voluntary and artificially elicited isometric knee extension contractions',

Clinical Biomechanics ,19(3): 277–283.

Arampatzis ,A. ,Morey-Klapsing ,G. ,Karamanidis ,K. ,DeMonte , G. ,Stafilidis ,S. and

Bruggemann ,G. P. (2005) 'Differences between measured and resultant joint moments

during isometric contractions at the ankle joint' ,*Journal of Biomechanics* ,38(4):

885–892.

Baltzopoulos ,V. and Brodie ,D. A. (1989) 'Isokinetic dynamometry. Applications and

limitations' ,*Sports Medicine* ,8(2): 101–116.

Brown L. E. (2000) *Isokinetics in Human Performance* ,Champaign , IL: Human

Kinetics.

Cabri ,J. M. (1991) 'Isokinetic strength aspects of human joints and muscles' ,*Critical*

Reviews in Biomedical Engineering ,19(2-3): 231–259.

Chan ,K.-M. ,Maffulli ,N. ,Korkia ,P. and Li Raymond ,C. T. (1996) *Principles and*

Practice of Isokinetics in Sports Medicine and Rehabilitation ,Hong Kong: Williams

and Wilkins.

Croce ,R. V. ,Miller ,J. P. and St Pierre ,P. (2000) 'Effect of ankle position fixation

on peak torque and electromyographic activity of the knee flexors and extensors',

Electromyography and Clinical Neurophysiology ,40(6): 365–373.

De Ste Croix ,M. ,Deighan ,M. and Armstrong ,N. (2003) 'Assessment and interpretation

of isokinetic muscle strength during growth and maturation' ,*Sports Medicine* ,33(10):727–743.

Dvir ,Z. (ed.) (2004) *Isokinetics: Muscle Testing ,Interpretation and Clinical Applications* ,2nd edn ,Edinburgh: Churchill Livingstone.

Gleeson ,N. P. and Mercer ,T. H. (1996) 'The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function' ,*Sports Medicine* ,21(1): 18–34.

Herzog ,W. (1988) 'The relation between the resultant moments at a joint and

the moments measured by an isokinetic dynamometer' ,*Journal of Biomechanics* , 21(1): 5–12.

Iossifidou ,A. N. and Baltzopoulos ,V. (1998) 'Inertial effects on the assessment of performance in isokinetic dynamometry' ,*International Journal of Sports Medicine* ,19(8): 567–573.

Iossifidou ,A. N. and Baltzopoulos ,V. (2000) 'Inertial effects on moment development

during isokinetic concentric knee extension testing' ,*Journal of Orthopaedic and*

Sports Physical Therapy ,30(6): 317–323; discussion: 324–317.

Kannus ,P. (1994) 'Isokinetic evaluation of muscular performance: Implications

for muscle testing and rehabilitation' ,*International Journal of Sports Medicine* , 15 Suppl 1 ,S11–18.

Kaufman ,K. R. ,An ,K. N. and Chao ,E. Y. (1995) 'A comparison of intersegmental

joint dynamics to isokinetic dynamometer measurements' ,*Journal of Biomechanics* ,28(10): 1243–1256.

Kaufman ,K. R. ,An ,K. N. ,Litchy ,W. J. ,Morrey ,B. F. and Chao ,E. Y. (1991) 'Dynamic

joint forces during knee isokinetic exercise' ,*American Journal of Sports Medicine* ,

19(3): 305–316.

Kellis ,E. and Baltzopoulos ,V. (1995) 'Isokinetic eccentric exercise' ,*Sports Medicine* ,

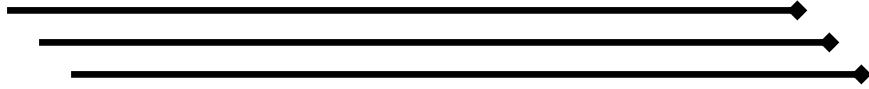
19(3): 202–222.

Kellis ,E. and Baltzopoulos ,V. (1996) 'Gravitational moment correction in isokinetic

dynamometry using anthropometric data' ,*Medicine and Science in Sports and*

Exercise , 28(7): 900–907.

الفصل السابع



DATA PROCESSING AND ERROR ESTIMATION

John H. Challis

معالجة البيانات وتقدير الخطأ

المقدمة

تختلف قيم القياسات عن القيم الحقيقية بسبب أحتوائها على الأخطاء. يجب إجراء قياس كمي للأخطاء في أي قياس، بحيث يكون اليقين الذي يتخذ حول نتائج التحليل يعد الأساس. بإمكان حذف الأخطاء من خلال تطبيق أربعة مراحل:

- المعيارية
- جمع البيانات
- تحليل البيانات
- دمج البيانات

تنفيذ المعيارية لا يقلل من الأخطاء وإنما يساعد على أبقاء الحد الأدنى من الأخطاء. تظهر الأخطاء التي تحتويها المعيارية بسبب عدم إمكانية تطبيق المعيارية القياسية؛ على سبيل المثال، يستخدم في المعيارية نقطة للسيطرة على المواقع في نظام تحليل الحركة، ولا تعرف بدقتها الامتناهية. أستخدمت نماذج المعايرة لربط مدخلات تعرف بأداة القياس، وبالتالي، التغيير في بعض جوانب الأداة، لإعطاء ناتج مرغوب به. لاتمثل هذه النماذج جيد للنظام والناتج المطلوب. أثناء جمع الأخطاء الناتجة من مصادر مختلفة.

تظهر هذه الأخطاء بسبب تغير الظروف مقارنة مع متى نفذت المعيارية؛ على سبيل المثال، التغير في درجة حرارة المجسات. أثناء أستخدم العلامات التشرحية في تحليل الحركة التي تلصق على أجزاء الجسم للدلالة على حركة العظم تحتها، هذه العلامات تتحرك نسبتاً لحركة العظام (Fuller et al., 1997). وتسبب للعينة الصغيرة أخطاء غير مناسبة أثناء جمع سلسلة من البيانات في التجربة.

تعد إجراءات تحليل البيانات من خلال البيانات العينة إلى إجراء إضافي لوضع البيانات بشكل قابل للأستخدام. مع الأخذ بعين الاعتبار أن البيانات تخزن أعتيادياً على شكل أرقام داخل الحاسوب، مما يعني أن بعض الإجراءات تؤدي إلى التقليل من ظهور الأخطاء المؤثرة على بيانات العينة، كما تظهر أخطاء في حساب الحاسوب. يجب معرفة أن هناك إجراءات لتحليل البيانات بإمكانها أختصار الأخطاء التي تفسد بيانات

العينة؛ على سبيل المثال، يمكن أن يكون المرشح منخفض التردد (low-pass filtering) للبيانات تأثير كبير على تحليل الحركة. من الضروري لاجل تحديد المعالم البيوميكانيكية دمج المعالم والمتغيرات من مصادر مختلفة؛ في هذه الحالة، تظهر الأخطاء من خلال أنتشار الأخطاء في المعالم والمتغيرات التي أدمجت. على سبيل المثال، لحساب زخم الحركة الخطي يجب معرفة كتلة وسرعة الجسم المتحرك.

تبحث التجربة العملية الجيدة عن تقليل الأخطاء من مصدرها؛ حالما يتم هذا، لا يهم مصدر الخطأ، ومن المهم جداً معرفة كنية الخطأ. سيوضح هذا الفصل المصطلحات المستخدمة في تحليل الأخطاء، مع تقديم الأمثلة حول أسلوب التقليل من الأخطاء وأخذ القرار.

تعريف المصطلحات الأساسية

تستخدم عدة مصطلحات للأشارة الى تحليل الأخطاء، كل مصطلح يمتلك معنى خاص به. للمساعدة على قراءة الفقرات القادمة، في هذه الفقرة سنتطرق الى تعريف ومناقشة المصطلحات.

الدقة

تحتوي القياسات جميعها على أخطاء؛ والتحيز في تحديد كمية الدقة للقياس سببها أخطاء في القياس. تحديد كمية الدقة تقع بين القيمة الحقيقية والقيم المتوقعة /الملاحظة. تحتوي القياسات التي نفذت بدقة عالية على القليل من الأخطاء، أو القليل من التحيز عن القيمة الحقيقية. تحدد الدقة أعتياديا بأنها الخطأ القصوى الموجود داخل القياسات، في الحقيقة، أنها لا دقة في الكمية التي تم قياسها. من الطبيعي استخدام مصطلح مبدأ عدم التقين بالتبادل مع الدقة وكلاهما فعليا يحمل نفس المعنى. يتم قياس الدقة كمياً من خلال قياس الانحراف بين القياسات والمعيارية يظهر الجدول 1-7 الناتج من نظام تحليل الحركة بعد تكرار القياس 10 مرات لحركة على مقياس يوصف بالدليل وبطولة واحد متر من خلال عرض نظام تحليل الحركة. بالأمكان التقييم من خلال قياس التحيز بين دليل الطول وقيمة القياس. تستخدم ثلاث قواعد معيارية: الوسط الحسابي، الوسط الحسابي المطلق والجذر التربيعي لفروقات الوسط الحسابي أو الخطأ. ويتم حسابها كمايلي:

$$\text{Mean : } \bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta x_i \quad (7.1)$$

الوسط الحسابي

$$\text{Absolute mean : } \bar{x}_{Abs} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |\Delta x_i| \quad (7.2)$$

الوسط الحسابي المطلق

$$\text{Root mean square error : RMSE} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\Delta x_i)^2}{n}} \quad (7.3)$$

مربع خطأ جذر الوسط الحسابي

أذ تمثل (x_i) الفرق بين القياس والمعيارية و n عدد القياسات. أن قيمة الوسط الحسابي -0.17 سم ليست بالقياس الجيد للدقة بسبب القيم السلبية والايجابية ويمكن لاحدهما ان يمحوا الآخر، أخطاء متعادلة. يوفر الوسط الحسابي بعض المعلومات، مثل النزعة لهذا النظام للتقليل من قيمة تقييم هذه الاطوال. يعطي الوسط الحسابي المطلق تقييم عالية جدا لعدم دقة النظام، 0.93 سم، كما هو الحال مع أختلاف مربع جذر الوسط الحسابي في 1.21 سم. يوصى بأعتماد فرق مربع جذر الوسط الحسابي لأنه الأكثر تحفظا في المعيارية. في هذا المثال يمكن أن يعبر عن الدقة بالنسبة المئوية في موضوع عرض الحركة.

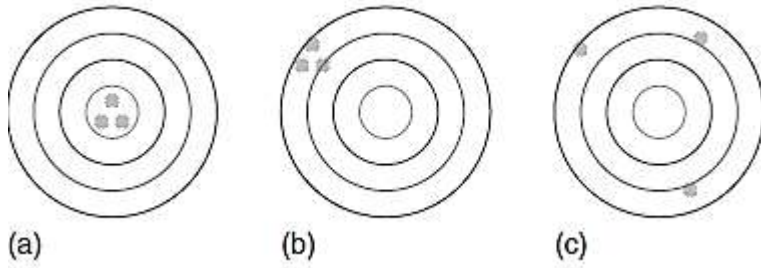
في التحليل السابق، حددت المسافة من خلال النظر لمسافة بين علامتين، لذا يجب دمج المعلومات من هاتين العلامتين ليتم حساب الطول. لهذا، لا يمثل دقة القياس هنا دقة النظام فقط بسبب احتواءه أيضا على خطأ من خلال دمج البيانات (أنظر أسفل لوصف هذه المشكلة). هناك مشكلة في تقييم الدقة هي إيجاد معيار مناسب لمقارنة القيم المقاسة.

الجدول 7-1 عشرة قياسات لدليل قياس الطول في نظام تحليل الحركة من خلال
حجم المعايرة

القياس	معايرة المسافة (م)	قياس المسافة (م)	الفرق (cm)(-Xi)
1	1.0	0.9849	-1.51
2	1.0	1.0106	1.06
3	1.0	1.0073	0.73
4	1.0	0.9720	-2.80
5	1.0	0.9964	-0,36
6	1.0	1.0142	1.42
7	1.0	0.9973	-0.27
8	1.0	1.0064	0.64
9	1.0	0.9982	-0.18
10	1.0	0.9962	-0.38
خطأ -0.17	الوسط	الحسابي	المطلق
خطأ 0.90	الوسط	الحسابي	المطلق
مربع خطأ جذر الوسط الحسابي 1.21			

الضبط

أذا عمل النظام على قياس شي ما يجب أن يبقى هذا القياس ثابتاً، يدل
الأنحراف في قويم القياسات على عدم ضبط الدقة. ضبط الدقة تعني الفرق بين ما
يشاهد وبين المتوقع من قويم الوسط الحسابي. أعتياديا يستخدم في القياس الكمي
الأنحراف المعياري في إعادة القياسات لنفس الكمية.



الشكل 1-7: ثلاث بدائل للدقة، والضبط، وتوضيح الرمي على مركز الهدف. (a) دقة عالية واتقان عالي. (b) دقة منخفضة واتقان عالي. (c) دقة منخفضة واتقان منخفض الدقة والضبط مصطلحان مربكان في بعض الأحيان، ويعبران عن كميات مختلفة. تصور أنك تقيس نقطة قمة الضغط تحت القدم خلال الوقوف بأستخدام جهاز مقياس مسافة السير. سيكون المقياس مضبوط جداً إذا احتوى على مجس واحد فقط، وأن الدقة في تعريف توزيع الضغط ستكون ضعيفة جداً. يوضح الشكل 1-7 الاحتمالات الثلاث المتبادلة لدمج الدقة مع الضبط، أثناء التصويب على الهدف. تحت ظروف معينة، في بعض الأحيان تكون خصائص الضبط أكثر أهمية في جهاز القياس، على سبيل المثال إذا نظرت إلى التغيرات في زاوية الانحراف المعياري بها إلى بعض التداخل.

$$\text{Standard deviation: } \sigma = \left(\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (7.4)$$

مستوى الدقة

يوجد حد كمي معين خاص لأية أداة قياس، التي تسبب تغييراً في ناتج قياس الأداة. لذلك، يعكس القرار "الجودة" التي يمكن إجراء القياس بها. في الكثير من الأحيان يتم التعبير عن القرار بوصفها قيمة أو نسبة مئوية عن مدى القياس الكامل للأداة. في حالة استخدام شريط قياس لتحديد طول معين بأجزاء المتر، يشار إلى جودة شريط القياس بوساطة أصغر وحدة قياس فرعية على الشريط. على سبيل المثال، إذا تم وضعت علامات التدرج على الشريط بمقدار 2 مم، فمن المعقول إجراء

قياس بهذا الشريط حتى 1 مم. مع أدوات القياس الإلكترونية، التي تشير مقاييسها إلى العديد من الأرقام العشرية التي لا تعكس بالضرورة على دقتها العالية، هذا يدل أن أحد هذه الأرقام الكبيرة لهذه القيم دلالة على ضوضاء النظام.

الضوضاء

يشار إلى الأخطاء التي تفسد بيانات العينة على أنها "الضوضاء". وتعد الضوضاء الجزء غير المرغوب فيها داخل بيانات العينة؛ بسبب أخفائها للقيمة الحقيقية التي يهتم بها الباحث. يجب التقليل من الضوضاء إلى الحد الأدنى في بيانات العينة قبل المعالجة الإضافية للإشارة. هذه الضوضاء نوعان إما منتظمة أو عشوائية.

الضوضاء المنتظمة

تعد الضوضاء المنتظمة إشارة متداخلة مع الإشارة الحقيقية، التي تختلف بشكل منتظم وترتبط بطريقة ما بعملية القياس، أو الشيء المراد قياسه. على سبيل المثال، استخدام الأوزان لمعايرة لوحة قياس القوة الذي يمكن أن يتسبب في حدوث خطأ منتظم إذا كان الأوزان أقل بنسبة واحد في المائة مما كان يُفترض به أثناء المعايرة. يمكن في الكثير من الأحيان تحدد العديد من مصادر الضوضاء المنتظمة أثناء عملية المعايرة وإزالتها من إشارة العينة.

الضوضاء العشوائية

تعد الضوضاء العشوائية إشارة متداخلة مع الإشارة الحقيقية، والتي توصف عادة "بالبيضاء". تسمى الضوضاء العشوائية البيضاء، وهذه الإشارة الضوضاء ثابتة، ولها قيمة وسط حسابي يساوي "صفر" وطيف طاقة مسطح.

الخطأ المنتشر

لإجراء التحاليل البيوميكانيكية، يجب الجمع بين المعالم البيوميكانيكية المختلفة، لذا تكون مصادر الأخطاء مختلفة وتؤثر على المتغير الميكانيكي المشتق. يعرف ظهور الخطأ المنتشر بالخطأ الذي يحدث في عملية واحدة وينتشر إلى العمليات

الأخرى. الفقرة القادمة في هذا الفصل تتحدث عن الدمج بين "المتغيرات" و "المعالم" وراء أنتشار الخطأ التي تظهرها مبادئ الرياضيات. نعتزم في الفقرات التالية مراجعة الأساليب التي يمكن بها تقييم أوجه عدم اليقين وتقليلها إلى الحد الأدنى بالنسبة إلى تقنيات جمع البيانات الرئيسة وأساليب المعالجة المستخدمة في الميكانيكا الحيوية (البيوميكانيك).

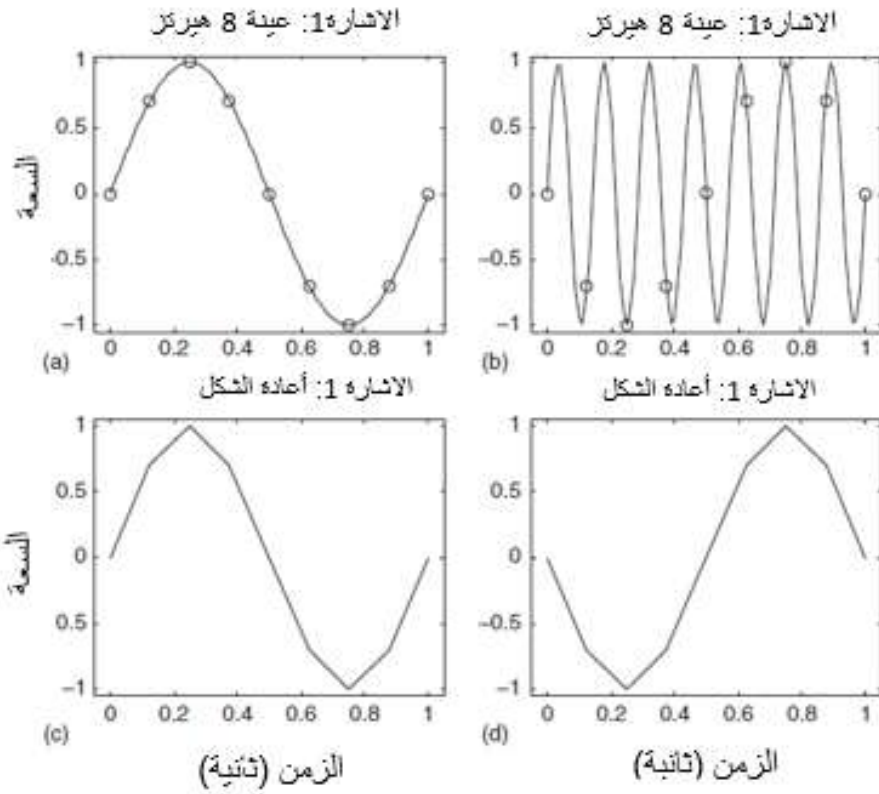
بيانات السلسلة الزمنية للعينة

تجمع البيانات في العديد من التطبيقات في أوقات متعددة. قد يكون الفاصل الزمني بين العينات أشهر، كما الحال أثناء قياس منحنيات النمو، أو أجزاء من الثانية إذا تم قياس مركز الضغط للحركة أثناء الوقوف الثابت. هناك بعض المبادئ الأساسية التي تحكم جمع سلسلة من البيانات الزمنية؛ ستتم مناقشة هذه في هذا الفقرة.

اكتسبت نظرية أخذ العينات قبول واسع النطاق من خلال عمل كلود شانون (Claude Shannon)؛ التي تنص على وجوب أخذ عينات من الإشارة بمعدل أكبر من ضعف أعلى مكون للتردد في الإشارة. يبدو هذا مفهومًا بسيطًا، كيف يحدد الباحث هذا قبل جمع البيانات "أعلى مكون لتردد الإشارة؟" توفر البحوث والدراسات التجريبية المنشورة سابقًا تعليمات إرشادية مفيدة، قد يكون هذا الخيار مناسبًا إذا أظهر أحد المشاركين (المفحوصين) سلوكًا غريبًا. يحدد المبدأ التوجيهي العام في أخذ عينة بمعدل أكبر بعشر مرات من أعلى تردد متوقع في الإشارة. يوفر مثل هذا الاختيار معدل ضمانة عالي للعينة إذا احتوت الحركة التي تم تحليلها على مكونات تردد أعلى من المتوقع عادة. هناك بعض المزايا الإضافية لمعدل عينة أعلى، والتي تم توضيحها في نهاية هذا الفصل.

إذا لم يتم اتباع نظرية أخذ العينات، ستكون إشارة العينة مستعارة، مما يعني أن أخذ مكونات تردد أعلى من تردد نيكوست (Nyquist frequency) (أخذ العينات بمعدل النصف) سيتم طيها للخلف (folded back) إلى مجال تردد العينات. لذا من الضروري إجراء تحليل دقيق لبيانات السلاسل الزمنية على أن تؤخذ العينة في

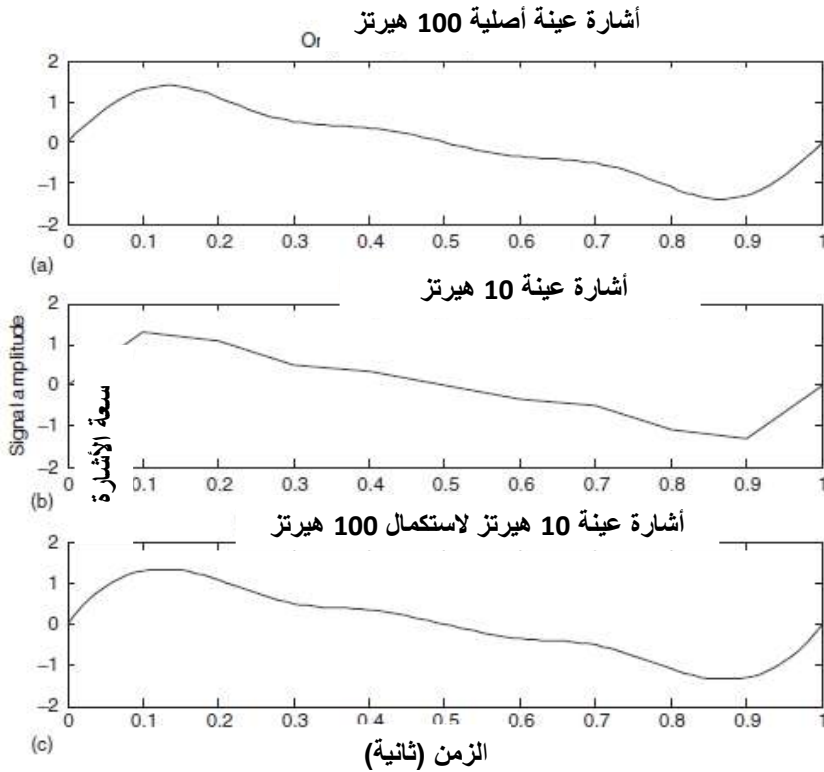
الأعتبار بمعدل عينة مرتفع بما فيه الكفاية، على الرغم من غير الطبيعي معرفة محتوى تردد الإشارة. على سبيل المثال، تحتوي الإشارة 1 على محتوى تردد قصوي يبلغ 1 هرتز ويتم أخذ عينات منه عند تردد 8 هرتز، بينما تحتوي الإشارة 2 على محتوى تردد قصوي يبلغ 7 هرتز ويتم أخذ العينات منه عند تردد 8 هرتز. يبين الشكل 2-7 أن الإشارة 1 مأخوذة بشكل مناسب للعينة، بينما الإشارة 2 ليست كذلك. أثناء أخذ الباحث عينات إشارة ما وأتباع تعليمات نظرية العينات لـ Shannon، التي تنص في جوهرها على إمكانية إعادة بناء حدود الإشارة المسموح بها بشكل لا لبس فيه إذا أخذت إشارة العينات بمعدل أكبر من ضعف الحدود المسموح به للإشارة. أظهر (Slepain, 1976)، أنه من الناحية النظرية، لا توجد إشارة محدودة النطاق ولكن، للتطبيق العملي، يتم افتراض أن الإشارة محدودة النطاق. غالبًا ما تم إغفاله في تقديم أعمال شانون معادلة الاستكمال الداخلي، التي تسمح لإشارة العينة التماثلية لتمثل الأصلية (شانون، 1948). إن استخدام معدل عينة يزيد بقليل على ضعف الحد المسموح به للإشارة الذي يسمح بتمثيل دقيق للإشارة في مجال التردد وليس في المجال الزمني. يظهر الشكل 3-7 إشارة لمكونات تردد تصل إلى 3 هيرتز (Hz)، التي أخذت العينات منها بمعدلين مختلفين، 10 و 100 Hz. تمثل إشارة عينة 10 Hz مكونات تردد إشارة العينة بينما توفر مستوى دقة وقي زمني ضعيف.



الشكل 2-7: يوضح تأثير معدل العينة على إعادة شكل الإشارة، اذ تدل "O" على نقطة بيانات العينة

على سبيل المثال، تنتج تقديرات القيم الأدنى والأقصى للإشارة في العينة من الإشارة 10 هرتز خطأ يبلغ أقل بقليل من ستة في المائة. يمكن زيادة مستوى الدقة الزمنية للإشارة من خلال الاستكمال الداخلي للبيانات؛ يظهر في الشكل 3-7 الاستكمال الداخلي لمجموعة من البيانات باستخدام الشريحة التكميلية؛ إلا أن الإشارات في كلا معدل العينتين متساوية. في ظل ظروف معينة، هناك ما يبرر المزيد من المعالجة لإنتاج بيانات جيدة من الإشارة التي تمثل الإشارة جيداً في المجال الزمني. فيما يخص بعض تطبيقات العينة الزمنية، التي تعد مهمة لمعدل العينة. يمكن تحديد التردد المنخفض من جمع البيانات التي اعتمدت على زمن العينة. إذا كانت محددة لواجب معين فأن التردد المنخفض للإشارة مهم بالنسبة لمكونات الإشارة، اذا

يجب اختيار زمن العينة بشكل مناسب. يفترض في أغلب التحليلات، أن الضوضاء العشوائية تلوث البيانات وتعرف بالبيضاء. أحد هذه الافتراضات الخاصة بالضوضاء البيضاء أحتوائها على الترددات جميعها. بموجب هذا الافتراض، ستكون بعض الضوضاء دائمًا مستعارة، أذ أن الضوضاء موجودة وراء معدل نيكويست (Nyquist rate)؛ سيتم طي هذه الضوضاء إلى مجال العينة. أيضا يجب التركيز على عينات كافية للضوضاء. إذا كانت الضوضاء قليلة مقارنة بالإشارة، عندئذٍ أخذ معدل عينة منخفض ربما يكون مناسباً نظراً لأن التعرض للضوضاء قد لا يكون مشكلة. إذا كانت الضوضاء كبيرة مقارنة بالإشارة، من المناسب أخذ معدل عينة مرتفع.



الشكل 3-7: إشارة مع مكونات تردد تصل الى 3 هيرتز وتعد عينة من معدلين مختلفين، ومن يتداخلان لتكوين الكتلة الأكبر.

يجب أتباع التوصيات التالية:

- يجب أخذ البيانات وعمل عينات منها عينات بتعدد عالي ملائم لتجنب أستعارة الأشارة.
- يجب أخذ عينات من الإشارات بمعدل يفوق عشرة أضعاف المتوقع من أعلى تردد من الاشارة، هذا يوفر هامش من الأمان، يجب أن يحتوي التردد على الحركة الا قياسية.
- بعد أخذ العينة المناسبة من البيانات، يجب الأهتمام بأستكمال الإشارة لتوفر أكبر مستوى زمني للدقة.
- إذا كانت الترددات المنخفضة هي المراد الأهتمام بها، يجب أختيارالمدة الزمنية المناسبة للعينة.

الصورأساس التحليل الحركة وأعادة تركيب الدقة

تعد طريقة جمع المعلومات عن الحركة من خلال تحليل الصور للواجب الحركي الشائعة في البيوميكانيك. تسجل هذه الصور على شكل أرقام ،أو فلم أو فيديو. هناك طرق مختلفة يمكن من خلالها إجراء المعايرة وإعادة التركيب؛ تشمل هذه التغييرات التحول الخطي المباشر (Abdel-Aziz and Karara, 1971)، والمعايرة التحليلية متعددة الأطر في وقت واحد (Woltring, 1980)، وتقنية التحويل غير الخطية (Dapena 1982 et al., ومعايرة العصا (Borghese et al., 2001). يعتمد التطبيق الجدير بالاهتمام لأي من هذه التقنيات على نتائج الدقة والضبط. أذ تقييم الدقة من خلال النظر للفرق بين الحقيقة وبين قياس موقع النقاط، الضبط قابلية تكرارها القياس بها. ستعتمد الدقة على كلا الإجراءات الرقمية وتقنية إعادة التركيب، في حين أن الضبط سيعتمد أكثر على التحويل الرقمي.

تم الإبلاغ على أن الدقة التي تعتمد بشكل أساسي على تحليل الحركة من خلال الصور بوصفها الاختلاف بين الموقع الحقيقي للنقاط المراقبة وبين القيم المتوقعة. أظهر كل من (Challis and Kerwin, 1992)، استخدامهما لطريقة نقاط السيطرة لاجل المعايرة وتقييم الدقة المبالغة فيها لتقييم الدقة؛ لذا، فإن المجموعة الثانية

المستقلة لنقاط السيطرة ضرورية إذا أستخدمت النقاط لتقييم الدقة. هناك بدائل لأستخدام نقاط السيطرة لتقييم الدقة، على سبيل المثال يمكن نقل العصا ذات الطول المعروف في جميع أنحاء فضاء المعايرة ومقارنة الفرق بين الطول الحقيقي والطول المتوقع. أظهر كل من (Wood and Marshall, 1986, and Challis, 1995a) أسلوب تقنية التحويل الخطي المباشر الشائعة الأستخدام لانتاج أقل دقة متوقعة لموقع النقاط خارجة الحجم الذي شكلته نقاط السيطرة مقارنة مع تلك الموجودة داخل هذا الحجم. تسلط هذه الدراسات الضوء الى الحاجة إلى تقييم إعادة التركيب دقة في أنحاء الفضاء الذي يحدث فيه النشاط حتى لو كان هذا أكبر من المساحة التي تكونت منها نقاط السيطرة.

لا يجب عدم الافتراض، تطبيق أو تكرار أستخدم نفس المعدات أو مشاهبه كما في الدراسات الأخرى، لتكرار إعادة تركيب الدقة نفسها. هناك العديد من العوامل التي تؤثر على إعادة تركيب الدقة، وقد يؤدي تغيير بسيط في إحداها إلى تغيير في إعادة تركيب الدقة. على سبيل المثال، أظهر (Abdel-Aziz, 1974)، كيف أن الزاوية بين تقاطعات المحاور البصرية للكاميرات تسبب أختلاف في إعادة تركيب الدقة.

المعالم التشريحية إما أن يكون ظهورها طبيعي، مثل بروز عظمي، أو علامة من نوع ما توضع على سطح الجلد لتحديد موضع واتجاه الأجزاء التي تلصق بها. هذه المعالم أو العلامات ليست دائماً مرئية من الكاميرات جميعها، يجب على الباحث في هذه الحالة تقدير موقعها. تؤثر حركة الجلد على ثبات العلامة والبقاء فوق المعلم العظمي الذي يقصد تمثيله (Fuller et al., 1997). تقييم المسافة الداخلية بين العلامات، خصوصاً العلامات الطرف على نفسه، ستعكس دقة النظام والضبط وحركة العلامة. يوفر مثل هذا التقييم وسيلة بسيطة لتقييم حركة العلامة.

يوجد نوعان من الضبط أثناء كتابة الأرقام باليد: نوع يكتبه باحث واحد منفردة ونوع يكتبه باحثين. يجب على الباحث الرئيس تكوين بعض السلاسل الرقمية على الأقل مرتين للحصول على تقييم للضبط، يتم تقييمها بأستخدام فرق جذر الوسط الحسابي بين القياسين. في حالة توفر المزيد من الوقت، يجب على الباحث إجراء عمليات رقمية متعددة لنفس السلسلة، في هذه الحالة يمكن تقييم الضبط من خلال حساب الانحراف المعياري. من المحتمل أن يكون الباحث عملياً غير دقيق، أو أنه

يركب خطأ منهجي في عملية القياس، على سبيل المثال عن طريق كتابة ارقام خاطئة لمعلم من معالم الجسم بشكل ثابت. لذلك، يوصى أيضاً بأن يقوم الباحث الثاني بترقيم على الأقل سلسلة واحد؛ يجب أن يحدد هذا الخطأ المنهجي وبسرعة الذي أرتكبه أحد الباحثين على كتابة الارقام، ويعطي أيضاً مقياساً من الضبط الداخلي بين الباحثين. يعمل مثل هذا التقييم على تحليل الموضوعية، فإذا كان مستوى الضبط منخفض بوضوح بين الباحثين، عندئذ يتطلب التقييم درجة عالية من تقييم الموضوعية لتخمين موقع العلامات التشريحية على الجسم. حلما يتم حساب الضبط، يحسب تأثير هذا الضبط على المتغيرات المحسوبة من بيانات الموقع التي يجب تقييمها.

عملياً توجد مشاكل حقيقية في تحديد وتعريف موقع العلامات التشريحية اوتوماتيكياً باستخدام نظام تحليل الحركة الذي يعتمد على الصور، إذا كانت رؤية العلامة محجوبة عن الكاميرا، من المحتمل إعادة التركيب غير ممكن؛ بعد فقدان هذا، قد يكون التحديد اللاحق للعلامات إشكالية. تحت هذه الظروف، يُطلب من الباحث إجراء محاولات تخمين أو إدخال البرامجيات لعمل "حدس المتعلم" لمعرفة موقع العلامة. يجب تقييم هذه التأثيرات باستخدام الاجراءات الموضحة سابقاً. يجب أيضاً تخمين موقع العلامات المناسب مع نظام متعدد للكاميرات وأحتمال إعادة تركيب من خلال متغير عدد الكاميرات فعالية معينة، مما ينتج عنه تغييرات في دقة موقع العلامة.

تطبق التعليمات التالية:

- يجب تقييم إعادة تركيب الدقة باستخدام فرق مربع جذر الوسط الحسابي بين لمواقع نقاط السيطرة الحقيقية وتقدير المواقع.
- يجب أن تستخم نقاط السيطرة في تقييم الدقة ويجب أن تكون مستقلة عن تلك المستخدمة للمعايرة.
- إذا لم تتوفر نقاط السيطرة تستخدم العصا او لوحة الأرقام ذات الطول المعروف مع العلامات على أي من طرفيها لتستخدم في لتقييم الدقة، طالما يمكن نقلها في جميع أنحاء حجم المعايرة.
- يجب تجنب تحليل الحركات التي تظهر خارج حجم المعايرة.

معالم القصور الذاتي لأجزاء الجسم

من الضروري في الكثير من الأحيان وللعديد من التحليلات البيوميكانيك معرفة معالم القصور الذاتي لأجزاء الجسم المستهدفة، لاجل لتقييم البيوميكانيكي، عادة ما تشمل الكتلة، القصور الذاتي وموقع مركز الكتلة لكل جزء أو طرف. لسوء الحظ، لا يوجد مقياس جاهزة للدقة بالنسبة لمعالم أجزاء فردية من الجسم. ما يمكن تقييمه التأثير النسبي لمجموعات من القصور الذاتي المختلفة على المتغيرات الأخرى أو المعالم المحسوبة من استخدام معالم القصور الذاتي. على سبيل المثال، قام (Challis, 1996) بعمل ثلاثة تقييمات لعزوم القصور الذاتي لأجزاء من الاطراف السفلي؛ نتج عنها تقدير عزوم المفصل عند الكاحل والركبة والورك من خلال استخدام تقييم معالم القصور الذاتي لكل واحد منهم. ومن ثم تقييم النسبة المئوية للفرق بين جذر الوسط الحسابي وبين مختلف القيم المقدرة من عزوم المفصل. فيما يخص الفعالتان التي تم اختبارهما، القفز العمودي والمشي، وجد أن هناك فرق بسيط بين ناتج عزوم المفصل مقارنة مع فروقات مربع جذر الوسط الحسابي بأقل من 2٪ بغض النظر عن القيم التي أستخدمت للقصور الذاتي. قام (Challis and Kerwin, 1996) بتوسيع هذه الطريقة، لتشمل جميع معالم القصور الذاتي. هذا ليس تقييماً مباشراً للدقة لكنه يسهل تقييم التأثير المحتمل لعدم الدقة في معالم القصور الذاتي. من المحتمل أعطاء مثل هذه القيم لأستنتاج أن معالم قصور ذاتي حسبت بدقة للمضي بإجراء التحليل، إذا كانت قيم تأثيرات معالم القصور الذاتي المختلفة ضمن النطاق المسموح به.

قارن (Mungiole and Martin, 1900) تقديرات القصور الذاتي لأجزاء الجسم باستخدام تقنيات مختلفة مع النتائج التي تم الحصول عليها من التصوير بالرنين المغناطيسي للأطراف السفلية لـ 12 شخص من الذكور. أظهرت هذه النتائج الأطمئنان من أن التقنيات المختلفة جميعها تعطي قيم متشابهة جداً لمعالم القصور الذاتي لأجزاء الجسم. من الممكن القرار بأخذ مجموعة واحدة ومن ثم تشويش على تلك المجموعة بمقدار يعكس الدقة المحتملة لأجراءات تقييم معالم القصور الذاتي، بدلاً من أخذ القياسات المطلوبة لعمل مختلف التقييمات لمعالم القصور الذاتي لجزء من

الجسم. المطلوب في هذه الحالة تقدير الدقة لمعالم القصور الذاتي؛ هنا يمكن استخدام بيانات (Mungiole and Martin, 1990) للطرف السفلي. وقيّم الخطأ كل من (Yeadon and Morlock, 1989) في تقييم عزوم القصور الذاتي لأجزاء جسم الإنسان باستخدام كل من المعادلتين الخطية وغير الخطية، لتوفير مصدر آخر للبيانات حول الاضطرابات التي يمكن القيام بها. تمتلك مقاييس بعض الطرق المعينة لتحديد معالم القصور الذاتي لأجزاء الجسم بعض الدقة الممكنة. على سبيل المثال، إذا كانت الطريقة تنبأ بكتل أجزاء الجسم،

عندئذ يمكن جمعها لإعطاء تقدير لكتلة الجسم ككل، التي يمكن مقارنتها مع الكتلة الحقيقية للجسم. للأسف بأمكان حساب معلّم واحدة فقط وتعويض الأخطاء التي تخفي الدقة الحقيقية. أثناء عمل نموذج للجسم بوصفه سلسلة هندسية من المواد الصلبة بعد ذلك مقارنة نموذج حجم أجزاء الجسم المتنبأ به مع الحجم الحقيقي (مثل، Hatze, 1980)؛ أعتياداً الحجم ليس مطلوباً في التحليل البيوميكانيكي، كذلك لا يمكن تحميله دقة عيب تقدير الكتل.

تقديم التعليمات التالية:

- لا توجد مقاييس حاضرة للدقة لاجل معالم القصور الذاتي لأجزاء الجسم، ولحساسية التحليل يجب تنفيذ القياسات لهذه المعالم.

مرشح فلتر التردد الواطيء وحساب مشتقاته

من الضروري للعديد من التحليلات البيوميكانيكية التقليل من الضوضاء البيضاء التي تلوث بيانات العينة عن طريق فلتر التردد الواطيء. على سبيل المثال، يفترض مع بيانات تحليل الحركة المصورة أن تحتل إشارة الحركة الترددات المنخفضة وأن الضوضاء موجودة عبر الترددات جميعها؛ ولخفض تأثير الضوضاء تمرر البيانات خلال فلتر تردد منخفض. وبسبب تواجد الضوضاء البيضاء عبر الطيف الترددي ستبقى بعض الضوضاء موجودة في الإشارة. يوجد العديد من الطرق المستخدمة في البيوميكانيك لتمير البيانات عبر فلتر تردد منخفض. التي يمكن تصنيفها الى ثلاث فئات رئيسية:

- الفلترات الرقمية، مثل مرشح بترورث (Winter et al., 1974)

• فلتر الشرائح الرئيسية؛ على سبيل المثال، التعميم من الفلتر الصلاحية المتبادلة من الدرجة الخامسة (على سبيل المثال Woltring, 1986)

• تقنيات مجال التردد، مثل سلسلة فوريير (fourier) المتقطعة (مثل، Hatze, 1981).

إلى حد ما جميع هذه الأساليب متكافئة (Craven and Wahba, 1979) وتظهر البيانات أكثر سلاسة بعد تمريرها بفلتر منخفض التردد، وبالتالي، يُشار أحيانًا إلى التمرير بهذا الفلتر بالسلاسة.

من الضروري في بعض التطبيقات حساب اشتقاق الإشارة أيضًا. تتساوى اشتقاقات تردد الإشارة مع الإشارة المضخمة، مع زيادة التضخيم يزداد أيضا التردد. مثال بسيط يوضح تأثير اشتقاق البيانات على مكونات الإشارة. بفرض أن الإشارة الحقيقية تعد موجة جيب بسيط بسعة 1؛ هذا سيكون مشوش بسبب الضوضاء خلال الطيف، هذا المثال سيسلط الضوء على مكون واحد فقط للضوضاء بسعة 0.001. يمكن حساب نسبة الإشارة إلى الضوضاء صفر، للاشتقاق الأول والثاني: الإزاحة: $x(t) = \sin t$: الضوضاء $= 0.001 \sin 50t$; نسبة الإشارة إلى الضوضاء: 1:0.001.

السرعة: $v(t) = \cos t$: الضوضاء $= 0.05 \cos 50t$; نسبة الإشارة إلى الضوضاء: 1:0.05.

التسارع: $a(t) = -\sin t$: الضوضاء $= -2.5 \sin 50t$; نسبة الإشارة إلى الضوضاء: 1:2.5.

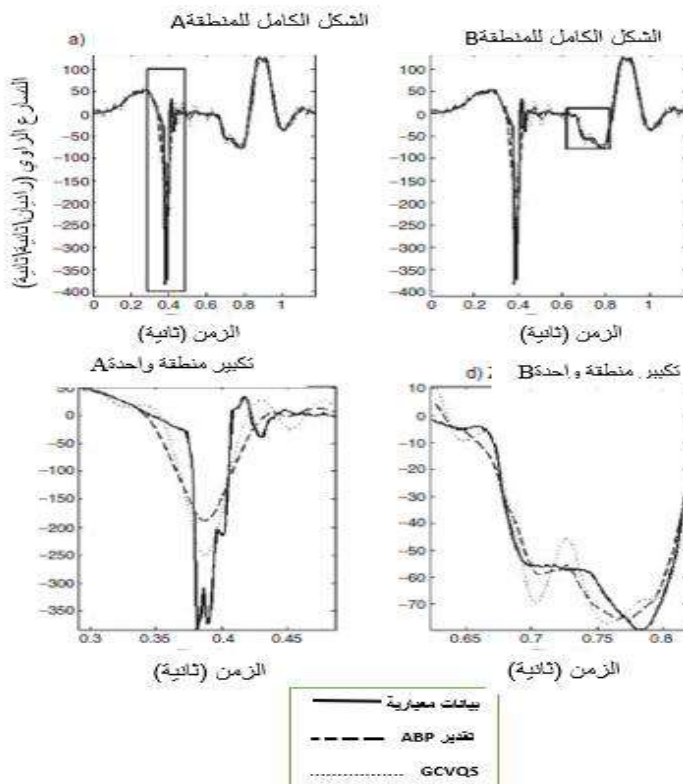
يوضح هذا المثال مدى أهمية وجود فلتر منخفض التردد لتمرير البيانات قبل اشتقاق البيانات للتقليل من مكونات الضوضاء عالية التردد لإشارة العينة.

السؤال الذي يطرح هنا كيف يتم اختيار كمية الفلتر أو التجانس. إذا عرفت خصائص الإشارة والضوضاء يمكن بسهولة اختيار الفلتر (المرشح)، إذا أختير فلتر واطيء جدا للتردد، ستكون الإشارة الناتجة غير صحيحة لتمثل البيانات عن الإشارة الأصلية وسيتم التخلص منها؛ إذا، من ناحية أخرى، لا يوجد حل آخر لقطع تردد عالي جدا عندئذ ستحتوي الإشارة على الكثير من الضوضاء.

ولتحديد كمية الترشيح أستخدم بعض الباحثين القيم المنشورة سابقا، هذه الطريقة ابرزت عدة افتراضات حول التشابه في الإعدادات للتجريبية وأداء المشاركين خلال الدراسات. كما افترض أيضا أن الباحثين الأصليين قاموا بعمل اختيار مناسب. توجد مجموعة من الإجراءات الواسعة لتحديد تلقائيا مقدار الفترة. تحاول هذه الطرق استخدام المعلومات الموجودة في عينة البيانات لتحديد كمية الفترة؛ لقد فرضوا أن الضوضاء بيضاء. قدم (Hatze, 1981) بأعتماد أساسا على عمل (Anderssen and Bloomfield, 1974) إجراء ذاتي لاستخدام سلسلة فورير المتقطعة لمرور البيانات عبر فلتر منخفض التردد وأشتقاق بيانات الضوضاء. قدم كل من (Craven and Wahba (1979)) تعميما أجراء الصلاحية المتبادلة للتحقق من صحة تحديد أفضل سلاسة. هذه الأجراء يلائم وظيفة البيانات ويحدد درجة الملائمة، الذي يقلل من ملائمة مربع جذر الوسط الحسابي للبيانات إذا أزيلت كل نقطة من البيانات بشكل منتظم، وخمنت درجة الملائمة من خلال تقدير سلسلة هذه النقاط. يعد فلتر الصلاحية المتبادلة الأكثر ملائمة للأشتقاق المتسلسلة التي عادة ما تكون مطلوبة في البيوميكانيك (Woltring *et al.*, 1985). لتقدير فلتر تردد مناسب لـ (Butterworth filter)، أكتشف (Challis, 1999) خصائص التصحيح الذاتي للضوضاء البيضاء.

لتوضيح بعض الاختلافات بين هذه التقنيات: تم تقييم أداء مرشح بتروورث مع قطع التردد الذي تم اختياره بأستخدام إجراء التصحيح الذاتي (Challis, 1999) وتقنية فلتر الشرائح الرئيسية مع اختيار درجة السلاسة بأستخدام إجراء تعميم الصلاحية المتبادلة (Woltring, 1986). عرض (Dowling, 1985) بيانات من خلال جمع بيانات التسارع في وقت واحد وبيانات الأراحة لتحليل الحركة. يعرض الشكل 7-4 التقديرات الخاصة لنوعين من تقنية بيانات التسارع، إلى جانب بيانات التسارع الحقيقي. لاحظ أن إجراء التصحيح الذاتي يقلل من قيم قمة التسارع (الشكل، 7.4c)، لكن الأداء أفضل من التعميم لفلتر الصلاحية المتبادلة من الدرجة الخامسة حول المنطقة التسارع المحدودة (الشكل 7.4d). هذه الإجراءات التلقائية جميعها، إلى حد ما، تسمى هذه التقنيات بـ "الصندوق الأسود"، التي يجب أن تستخدم بحذر. ومن فوائدهما إزالة بعض الموضوعية في تقييم درجة الترشيح، بالتالي توفير التناسق بين الدراسات.

أنظر الى لاعبة الجمباز التي تدور حول البار العالي في لعبة الجمباز؛ إذا كان التحليل ينصب على حركة مفصل الرسغ والركبة، فإن الحركة الخطية للرسغ ستكون أصغر بكثير من حركة الركبة. ستكون الضوضاء الناتجة من نظام تحليل الحركة متساوية من الرسغ والركبة، لذا مدى الحركة مختلف ويملكان نسبة مختلفة من الإشارة-الى- الضوضاء. في هذا المثال لا يهم اختيار نفس الصقل لكلا العلامات التشريرية. ينطبق الشيء نفسه على العديد من الفعاليات: فالعلامات التشريرية المختلفة لها نسب مختلفة من الضوضاء-الى-الإشارة، لذلك تتطلب كميات مختلفة من الترشيح (الفترة). عرض (Lanshammar, 1982) سلسلة من المعادلات التي توفر تقييم للضوضاء التي يمكن بقائها في ضوضاء الإشارة بعد صقلها أو اشتقاقها. المعادلة الأساسية:



الشكل 4-7: أداء تقنية نوعين من الترشيح والاشتقاق، إجراء التصحيح الذاتي (ABP)، وتعميم حساب التثبيت من الصديق الحدود (GCVQS)، لتقدير بيانات التسارع من بيانات ضوضاء التسارع باستخدام بيانات التسارع المعيارية (Dowling, 1985)

$$\sigma_k^2 \geq \frac{\sigma^2 \tau \omega_b^{2k+1}}{\pi(2k+1)} \quad (7.5)$$

أذ أن (σ_{2k}) التباين الأدنى للضوضاء الذي يؤثر على المشتقة (kth) بعد المعالجة، (σ_2) تباين الضوضاء الأبيض الإضافي، (τ) الفاصل الزمني، (ω_b) عرض نطاق الإشارة هيرتز $(b = 2\pi fb)$ ، و (fb) نطاق التردد للعينة بالهرتز.

المعادلة 5-7 تسلط الضوء على عدة نقاط مهمة:

- فلتر بيانات منخفض التردد سيقبل الضوضاء.
- سيكون الاشتقاق دائماً أقل ضبط من البيانات الأصلية.
- لزيادة الضبط للبيانات يجب خفض التباين للضوضاء البيضاء المضافة (σ_2) أو التقليل من زمن العينة (τ) ؛ هذا التأثير الأخير يعني زيادة معدل العينة.
- يعد النطاق الترددي للإشارة المتغير الأخير في المعادلة 5-7، ويحدد من خلال الفعالية ولا يمكن تعديله بوساطة الباحث.

توجد ثلاث فرضيات مرتبطة بمعادلة (Lanshammar,1982) التي توفر التقديرات الأدنى فقط. وهذه الفرضيات:

1- الإشارة محدودة النطاق؛ رياضياً لا توجد إشارة محدودة النطاق (Slepian, 1976). تهمل الترددات فوق تردد Nyquist.

2- إشارة الضوضاء البيضاء الملوثة؛ من غير الواقعي أن تكون الإشارة الضوضاء البيضاء ملوثة تماماً.

3- التردد الذي يستجيب للفلتر أو الاشتقاق مثالي. يسمح فلتر التردد المنخفض بتمرير الأشارة بدون نقصان إلى حد محدد ثم يقطع من قبل الفلتر، وبعد ذلك تتم إزالة الإشارة المتبقية بالكامل بغض النظر عما إذا كانت ضوضاء أو إشارة حقيقية. يجب تضخم الإشارة المشتقة المثالية إلى تردد قطع منخفض بعدها لا يسمح بمرور أي إشارة. مثل هذه الفلاتر وطرق الاشتقاق غير قابلة للتحقق عملياً. --

يتضح من المعادلة 5-7 أن الشكل الجيد لمقارنة قديم أنظمة التحليل المختلفة من ناتج $(\sigma \sqrt{t})$ تعد ناتج من $\sigma \sqrt{t}$. يمكن من خلال استخدام هذا الشكل مقارنة التوازن النسبي بين النظام الذي ينتج القليل من الضوضاء لمعدل للعينة القليلة مع الذي ينتج ضوضاء أكثر للبيانات للعينة بمعدل أعلى.

المطلوب إضافة تباين الضوضاء الأبيض لاستخدام هذه المعادلة. حتى إذا لم يحسب الاشتقاق واستخدام البيانات الخام، فلا يزال تقدير الضوضاء موجود. إذا كانت الضوضاء التي تلوث الإشارة بيضاء، هذا يعني أن الضوضاء لا تربط بين العينات ولها قيمة وسط حسابي يساوي صفر. عند تكرار جمع الإجراءات، تضاف الإشارة الأساسية الحقيقية، تميل الضوضاء إلى قيمة الوسط الحسابي. لذا يؤخذ تكرار الوسط الحسابي للعينات، عندئذ تتحسن النسبة بين الإشارة إلى الضوضاء. إذا أعيدت قياسات العينة (n) ، يرتفع حجم الإشارة بتأثير العامل (n) ، ويرتفع أيضاً تباين الضوضاء بسبب العامل نفسه، يرتفع الانحراف المعياري للضوضاء من قبل العامل الذي يساوي الجذر التربيعي لـ (n) . عند أخذ الوسط الحسابي، يرتفع نسبة حجم الإشارة إلى ضوضاء الانحراف المعياري القياسي بمقدار مربع جذر العامل (n) .

وصف (Winter et al., 1974) مستويات الضوضاء من خلال قياس التباين من مواقع العلامات على القدم أثناء ثبات القدم خلال طور الوقوف في المشي. لا يوفر مثل هذا التحليل معلومات حول الضوضاء التي تؤثر على بيانات العينة جميعها ولها تطبيقات محدودة في الفعاليات الأخرى. عند الانتهاء من تحليل كامل حركة الجسم، بعدها تقييم قوى رد فعل الأرض ومقارنتها مع قوى لوحة قياس القوة المسجلة، أو مقارنتها مع تسارع الجاذبية أثناء الطيران الحر. يعد مثل هذا التحليل طريقة غير مباشرة لتقييم جودة الإشارة بسبب الحاجة إلى معالم القصور الجزئي للجسم.

تقديم التعليمات التالية:

- يوصى بترشيح البيانات بفلتر منخفض التردد، ومن الضروري حساب الاشتقاقات.

- تحتاج العلامات المختلفة على الجسم عادة إلى كميات مختلفة من الفلتر.
- يجب اختيار كمية الفلتر بحكمة، مع تنفيذ الإجراءات الآلية الموصى بها.

- تقدير الضوضاء التي من المتوقع بقائها في الإشارة بعد التصفية والأشتقاق يمكن تنفيذها باستخدام معادلة (Lanshammar, 1982).
- لمقارنة أنظمة تحليل الحركة مع معدل عينات مختلفة ومستويات الضوضاء،

يجب استخدام الشكل الجيد التالي $\sigma\sqrt{t}$.

أنتجاه الطرف وزاوية المفصل

أثناء تعريف الزاوية في بعدين أو ثلاثة أبعاد، توصف علاقة الدورات المحددة بتغير دليل إطار واحد نسبتاً إلى الآخر. على سبيل المثال، من المحتمل تعريف أنتجاه الطرف من خلال علاقة بدليل إطار القصور الذاتي إلى الدليل المعرف لإطار للطرف. يمكن تمثيل أحداثيات التحول المقاسة في إطار دليل الطرف إلى دليل إطار القصور الذاتي من خلال:

$$y_i = [R]x_i + v \quad (7.6)$$

$$[R]^T[R] = [R][R]^T = [R]^{-1}[R] = [I] \quad (7.7)$$

$$\det([R]) = +1 \quad (7.8)$$

اذ أن (yi) موقع النقطة i على الطرف المقاس في دليل إطار القصور الذاتي، [R] أنتجاه المصفوفة، (xi) موقع النقطة i في الطرف المقاس في دليل إطار الطرف، و (v) الموقع الابتدائي لإطار دليل الطرف في دليل إطار القصور الذاتي. مصفوفة [R] مصفوفة متعامدة معيارية مناسبة، التي لديها الخصائص التالية:

أذ ان [I] مصفوفة تعريفية، و $\det([R])$ - تشير إلى حدود المصفوفة [R]. يمكن أستخراج الزوايا من المصفوفة [R] بمجرد تحديدها؛ للحصول على زوايا ثنائية الأبعاد. يوجد تحليل، لزاوية واحدة، وتحليل ثلاثي الأبعاد، وثلاث إجراءات مختلفة وعدة إجراءات لتحديد هذه المصفوفة؛ يشير أسلوب مقارنة أدنى المربعات الحالي إلى نتائج للدقة (Challis, 1995b). بمعنى أن أدنى المربعات مهمة لتحديد [R] و أن v تساوية الحد أدنى.

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n ([R]x_i + v - y_i)^T ([R]x_i + v - y_i) \quad (7.9)$$

أذ أن n عدد العلامات العامة المحسوبة في كلا من أطر الدليلين ($n \geq 2$ لتحليل ثنائي الأبعاد، و $n \geq 3$ للتحليل ثلاثي الأبعاد). تشمل تقنيات حساب التقليل في المعادلة 9-7 تلك التي قدمها (Veldpaus *et al.*, 1988, and Challis, 1995b; 2001a) التحليل ثنائي الأبعاد. يؤثر على الدقة كل من عدد العلامات على الطرف وتوزيعها التي تم حلها بالمعادلة 9-7، بالتالي، نتائج الزوايا أستخرجت من [R] (Challis, 1995c).

نظرًا لأهمية مواقع العلامات على الجسم، من الشائع عمليا تحديد اتجاهات أجزاء الجسم والاتجاه النسبي للأجزاء المجاورة (زوايا المفاصل المجاورة). يحسب اتجاه هذه الأجزاء في بعدين (2D) من خلال تحديد العلامات في النهايتين البعيدة والقريبة للجزء، ثم تحسب الزاوية بين الخط الذي يربط بين هذه العلامات والخط الأفقي. من المحتمل حساب الضبط من تلك الزوايا التي تم قياسها باستخدام الصيغة التالية:

$$\sigma_{\phi}^2 = \frac{2 \cdot \sigma^2}{l^2} \quad (7.10)$$

أذ أن $\sigma_{2\phi}$ خطأ تباين الزاوية، و σ_2 خطأ تباين الضوضاء الذي يؤثر على الإحداثيات و $l/2$ المسافة بين علامات الجزء أوعلامات الجسم. يمكن تقدير خطأ التباين للضوضاء الذي يؤثر على الإحداثيات باستخدام الطرق التي تم شرحها في الفقرة السابقة. تُظهر المعادلة أن كل من زيادة حساب دقة زاوية الضوضاء يؤثر على الاحداثيات الذي يجب أن يقلل، وأن المسافة بين العلامات يجب أن تقلل. توجد حدود في مسافة توزيع العلامات على أجزاء الجسم ويجب اختيار موقع العلامة التي تتبع عوامل أخرى، مثل التقليل من حركة الجلد تحتها، التأكد من مشاهدت الكاميرات للعلامات بوضوح وجعل مواقع العلامات التشريرية ذات معنى. تنطبق هذه المبادئ نفسها على تحديد الزوايا في الأبعاد الثلاث (Challis, 1995a). يمكن أيضا الحصول على خطأ التباين للزاوية من خلال حساب الزاوية عدة مرات من خلال تكرار القياسات واستخدام ذلك للحصول على تقدير التباين.

إذا وصفت الزاوية في الأبعاد الثلاث، عندها تعرف هذه الزوايا في البيوميكانيك عادة بمجموعة الدوران الثلاثية المنتظمة حول مجموعة من المحاور المحددة؛ في الحقيقة ترتبط كل زاوية بمحور مع دوران حول أربع محاور معينة. يتأثر خطأ التباين في الأبعاد الثلاث بطريقة تشبه الزوايا في البعدين (Woltring, 1994). ترتبط الأخطاء في الزوايا الثلاثة بدرجة كبيرة ولا يمكن اعتبارها مستقلة أثناء تحليل ضوضاء الزاوية. تتأثر زاوية الحركة العامة (زاوية كردان-Cardanic angle) بالضوضاء لتصبح أكبر عندما تقترب الزاوية الوسطى من $(\pm(2n+1)\pi/2)$ ، إذ أن n أي عدد صحيح. عند هذه الزوايا تصبح الزاويتان في الطرفين (البعيدة والقريبة) غير معرفتين؛ نظام الزاوية المنفردة. يدعى النظام الآخر الشائع المستخدم لتعريف نظام زوايا أوليرية (Eulerian system)، تظهر مع الفردية في نظام الزوايا هذا أثناء اقتراب الزاوية الوسطى من $(\pm n\pi)$. اختيار الزاوية التقليدية ومحاور الاتجاه ليس لتجنب الفردية فقط بل أيضا للحفاظ على الزوايا من الاقتراب من هذه الفردية. قدم (Woltring, 1994) مجموعة من الزوايا لتجنب الانفرادية المتأصلة في زوايا نظام أوليرية (Eulerian system) أو زوايا الحركة العامة وتلك التي يكون تباينهما المشترك أفضل، وتسمى بالزوايا الحلزونية؛ المساوئ أن تعريف هذه الزاوية يفتقر إلى الأهمية الفيزيائية. ويوجه نفس الانتقاد الى طرق أخرى لتحديد معالم مصفوفة السلوك، التي أستخرجة من هذه المصفوفة المعالم أربع، مثل معالم يولر (Euler parameters) والمعالم الرباعية.

تجدر الإشارة إلى تحليل الأخطاء الواردة في هذه الفقرة تفرض أن الخطأ الذي يؤثر على الإحداثيات يستخدم في حساب الزوايا المتناظرة الخواص. ليست هذه الحالة دائمة مثل بعض أنظمة التحليل التي تمتلك دقة الوضوح باتجاهات مختلفة. على سبيل المثال، في التحليل الثلاثي الأبعاد تستخدم كاميرات الفيديو محاور العميقة-والعمودية على الخط بين النقاط الرئيسة في نظام الكاميرتين- ودائما قياسها بدقة أقل من المحورين الآخرين. من المحتمل تحت شروط الضجيج المتناظر الخواص وجود زيادة في تأثيرات الخطأ، على الرغم من أن معظم التطبيقات البيوميكانيكية للضوضاء عادة تكون خواصه المتناظرة معتدلة.

في بعض الأحيان تستخدم المحاور الحلزونية أو اللولبية في حساب الحركات المشتركة للمفصل، قدم (Woltring *et al.*, 1985) معادلة لحساب خطأ التباين المرتبط بتقدير معالم المحور الحلزوني. إذا وجب استخدام تلك المعالم لفحص حركة المفصل، يتوجب على القارئ دراسة هذا العمل.

تقديم التعليمات التالية:

• استخدام اي عدد كافي من العلامات التشريرية التي يمكن مشاهدتها لتعريف الطرف او أجزاء الجسم.

• يجب توزيع العلامات بطريقة متباعدة قدر الإمكان، مع تجنب المناطق التي قد تكون حركة الجلد فيها كبيرة.

• في الاحداثيات الثلاثة الأبعاد، يجب اختيار نظام تعريف الزاوية لتجنب الفردية، أو الأقتراب من هذه الفردية، تجنبها لاجل تحليل الحركة.

لوحة قياس القوة

تستخدم لوحة قياس القوة (Force plate) لقياس قوى رد فعل الأرض ومركز الضغط. قدم (Hall *et al.*, 1996) إجراء المعايرة الثابتة لوحة قياس القوة، التي تسمح بمعايرة أو تأكيد المعايرة وأتجاهات القوى الثلاث والتداخل بين المحاور. أثبتت الأسلوب الذي استخدم لتقييم لوحة قياس قوة نوع Kistler 9261A أن نتائج تقييم هذا المعايرة من قبل المصنع كانت جيد. من وجهة نظر نقطة التحميل، قام (Bobbert and Schamhardt, 1990) بفحص تقييم دقة مركز الضغط على لوحة قياس القوة. أستطاعوا أظهار وجود أخطاء كبيرة في تقييم مركز الضغط بأستخدام الوحة خصوصاً باتجاه حافات الوحة؛ قدموا أيضاً معادلات لتصحيح هذه الأخطاء. نموذج تحليلهم يخص لوحة قياس القوة الكبيرة الحجم؛ من المحتمل أن هذه الأخطاء ليست كبيرة لوحات قياس القوة الأصغر حجمًا. عمليا في الحالات التي لا يتم فيها معايرة لوحة قياس القوة على وفق ما يتناسب مع مواصفات الشركة المصنعة، هذه الفحوصات يجب أن تكون إلزامية. من المشاكل الأخرى القليلة الأهمية للوحة قياس القوة، التردد الطبيعي للوحة. أي جسم عندما يضرب بهتزاز، تسمى تردد الاهتزاز

الطبيعي. من الطبيعي أن تحتوي العديد من الأشياء إذا كانت تتكون من مواد مختلفة، على ترددات اهتزازية مختلفة. تمتلك لوحات قياس القوة على أدنى تردد طبيعي. من المتوقع أن تردد الحركة المراد تحليلها أقل من التردد الطبيعي لوحدة قياس القوة، في هذه الحالة يمكن بسهولة التمييز والفصل بين الاثنين؛ يبدو أن هذا الحالة لألواح القوة المتوفرة تجارياً والمثبتة على وفق مواصفات الشركة المصنعة. إذا كان أتساع الترددات الطبيعية منخفض عندئذ يمكن تجاهله، إذا لم يكن الأمر كذلك، فيجب ترشيحها وإزالتها من بيانات العينة، من الناحية المثالية يتم هذا قبل تحويل البيانات من نموذج التماثلي (الإشارة) إلى الرقمي. يصدر المصنعون بيانات عن الترددات الطبيعية التي تطبق فقط إذا ثبت لوحدة قياس القوة على وفق مواصفات المصنعون (Kerwin and Chapman, 1988)؛ إذا لم يكن الأمر كذلك، يجب فحص ومعرفة التردد الطبيعي للوحة؛ أو يجب تعديل تثبيت اللوحة أو ترشيح الإشارة التماثلية من خلال مرشح مناسب للترددات العالية.

ليس الهدف من هذا الفصل مناقشة الضبط أو الدقة في أي من حركات الانسان التي يراد تحليلها إذا كان الهدف الشخص المفحوص هو المعني، يجب ذكر عدة دراسات في البيوميكانيك تبحث عن المصدقية في قياسات لوحة قياس القوة. شملت هذه الدراسات تأثير الهدف وليس الهدف في قياسات لوحة قياس القوة (المشي- 1995، Grabiner *et al.*، الركض- 2001، Challis)، وما عدد المرات التي يجب على المشارك الركض فوق اللوحة ليحصل على الشكل الحقيقي لرد فعل الارض (مثل، Bates *et al.*, 1983). في بداية تصميم التجربة يجب أن يضع الباحث في ذهنه هذه العوامل،

تحول البيانات المماثلة (الإشارة) للوحة قياس القوة الى بيانات رقمية لخزنها وتحليلها في الحاسوب. تمثل القيم الرقمية حزمة مفردة من المعلومات (كلمات)، ممثلة بشكل أرقام ثنائي من رقمين فقط (binary form) على سبيل المثال (10110 بارني= 22 رقم). تحتوي على كلمة على كمية معينة من المعلومات تسمى (bits)، التي تختلف باختلاف طول الكلمة، على سبيل المثال، 10110 بتس = 5 (bits) من المعلومات. كلما زادت المعلومات -البايتس(bits)، كلما زاد وضوح النظام. على سبيل

المثال، إذا كان الإشارة الداخلة من 0 الى 10 فولت، أمتلك محول التماثلية الى الرقمية دقة وضوح 10 بتس (bits)، عندئذ حساب الإشارة يمثل:

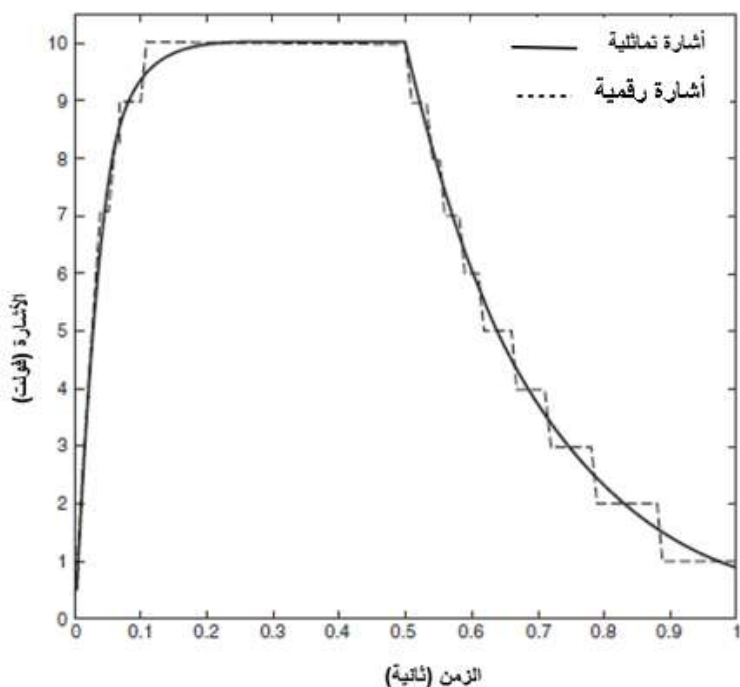
$$\frac{10}{2^{10}} = \frac{10}{1024} = 0.0098 \text{ volts} \approx 0.01 \text{ volts} \quad (7.11)$$

من المعقول حل نصف العد، وبالتالي، فإن خطأ تقدير الكمية 0.005 V. اعتماداً على الإشارة المراد تحليلها ومعدات القياس، من المحتمل أن يكون تقدير الخطأ على جانب كبير من الأهمية، كما هو موضح في الشكل 7-5.

لتحديد محصلة عزوم المفصل عادة تدمج المعلومات من لوحة قياس القوة مع نظام تحليل الحركة. من المحتمل أن يولد التوافق غير الجيد بين لوحة قياس القوة ونظام تحليل الحركة دليل للأطريسبب أخطاء كبيرة خلال حساب العزوم (McCaw and Devita, 1995). يجب استخدام إجراءات المعايرة وفحص المعايرة لضمان أن هاذين الدليلين للأطرفي توافق جيد (مثل، 200 Rabuffetti *et al.*).

أتباع التعليمات التالية:

- التأكد من معايرة الشركة المصنعة للوحة قياس القوة.
- إذا لم يكن بالمستطاع تثبيت مواصفات الشركة المصنعة، عندئذ يجب أن يحدد التردد الطبيعي للوحة يدوياً.
- يجب استخدام فلتر الإشارة التماثلية لازالة مكونات القوة التي تنشأ من التردد الطبيعي للوحة قياس القوة.
- أثناء استخدام الدمج بين لوحة قياس القوة ونظام تحليل الحركة يجب التأكد من أن أطردليل لوحة قياس القوة ونظام تحليل الحركة في توافق جيد.



الشكل 5-7: مثال على كمية الأخطاء، اذ يسمح التحليل الى تحليل 1 فولت

الدمج بين المتغيرات والمعالم

يصاحب المعالم وحالة المتغيرات نوع من الشك في تقييمهما؛ تنتشر هذه الشكوك في تحديد أي من القيم من خلال الدمج بينهما. ويمكن التعبير رياضياً عن الشك في القيم التي تم تحديدها من دمج بين المعالم وحالة المتغيرات (Barford, 1985). إذا كان المطلوب حالة المتغيرات P ، التي تعد مشتقة n لحالة المتغيرات أو المعالم عندئذ:

$$P = f(X_1, X_2, \dots, X_n) \quad (7.12)$$

$$(\delta P)^2 = \sum_{i=1}^n \left[\frac{\partial P}{\partial X_i} \delta X_i \right]^2 \quad (7.13)$$

أذ أن X_i حالة المتغير، و δP حالة الش $\frac{\partial P}{\partial X_i}$ المتغير P ، و اشتقاق جزئية الدالة P مع التقيد بـ X_i . تظهر المعادلة 7-13 كيف أن المتغيرات أو المعالم تحتاج الى حساب معلم أو متغير آخر، لأنتاج أخطاء في القويم المحسوبة. على سبيل المثال أذا اضيفت الدالة أو طرحت عندئذ يكون المتغيران:

$$P = f(x, y) = x \pm y \quad (7.14)$$

$$\frac{\partial P}{\partial x} = \frac{\partial P}{\partial y} = 1 \quad (7.15)$$

$$\delta P^2 = \left(\frac{\partial P}{\partial x} \delta x \right)^2 + \left(\frac{\partial P}{\partial y} \delta y \right)^2 = \delta x^2 + \delta y^2 \quad (7.16)$$

ولمضاعفة المتغيرين:

$$P = f(x, y) = xy \quad (7.17)$$

$$(\delta P)^2 = (y \delta x)^2 + (x \delta y)^2 \quad (7.18)$$

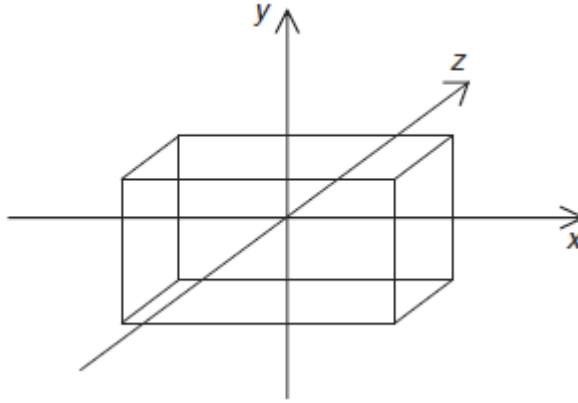
لاحظ أثناء الجمع بين متغيرين، ليست بالحالة بالبيسطة إضافة أو أخذ أخطاء الوسط الحسابي في المتغيرين لحساب الخطأ في المتغير المشتق. إذا كان المتغير P يعتمد على العديد من المتغيرات الأخرى، إذن تصبح المعادلة 7-14 غير عملية بتاتا. يفترض إجراء مثل هذا التحليل أن حالات عدم اليقين (الشك) في المتغيرات عشوائية وغير مترابطة. تستخدم المعادلتين 7-16 و 7-18 في تحليل البيوميكانيك البسيط؛ أما في تحليل البيوميكانيك المعقدة فأن الناتج من نظام المعادلة المشتقة من المعادلة 7-13 غير عملي.

توجد طريقة أخرى لتقييم تأثير حالات عدم اليقين هذه، التي لا تتطلب الافتراضات نفسها وتعد أبسط طريقة، وتنفذ تحليل الحساسية، أذ تتغير المعالم ومتغيرات الحالة، أو الاضطراب، بمقدار علاقتة بقيمة عدم اليقين المقيوم. أو الخطأ الذي تم قياسه. التغير حالة المتغير المطلوبة سببة الاضطراب ومن ثم حساب كميتة. تترابط المشكلة الرئيسة مع تقييم عدم الدقة بهذه الطريقة في أسلوب السماح لأحتمالات دمج الأخطاء المحتملة جميعها. ويوضح الشكل 7-6 مستطيلاً متوازياً يحوي على كل الدمج الممكن للأخطاء، على سبيل المثال، إذا أريد حساب مفتاح المتغير تتطلب

دمج المتغيرات الثلاثة (x, y and z). نظريا يوضح الشكل أن لديك دمج محتمل غير محدودة للأخطاء. ويمكن النظر إلى هذه المشكلة إلى حد ما على أنها مشكلة في البرمجة، أذ يمكن لبرنامج الحاسوب المكتوب بشكل مناسب أن يبحث بسهولة عن مجموعة فرعية من الحلول المعقولة. كتابة برامج لهذا الغرض تمثل مشكلة والعديد من حزم البرمجيات التجارية لم تكتبتمثل هذه المرونة. يوجد حل وسط يستخدم بشكل واسع لإجراء العمليات الحسابية لتسع من خيارات الخطأ المحتملة، مع مجموعة واحدة من البيانات الأصلية بدون ضوضاء (المصدر في الشكل)، لكل واحدة من زوايا المتوازي في شكل المستطيل. الافتراض هنا أنه كلما كبر الخطأ كلما زاد تأثيره على ناتج أي متغير جراء استخدامه؛ لهذا، يؤخذ بعين الاعتبار التوليفات بأستخدام الأخطاء القصوى في فحص الحد الأقصى للخطأ المشروط للمتغير المشتق. في معظم الحالات، بشكل عام هذا صحيح بالرغم من، إذا سمح الوقت يوصى بفحص أكثر من تسع خيارات محتملة.

الاستنتاجات

توجد عدة من طرق للقياس تستخدم في البيوميكانيك، التي لاتعد لمناقشتها بالتفصيل هنا. توفر المعلومات التي ذكرت سابقا معلومات كافية لتمكننا من قياس الدقة والحكم على تقييم دقة قياس الأجهزة أو الإجراءات الأخرى. يوفر برنامج معالجة البيانات الموضح في هذا الفصل، والمتوفر في عدة مصادر منها MATLAB (<http://www.mathworks.com/>)، والبرنامج المجاني والمتاح GNU Octave (<http://www.octave.org/>). يمكن تحميل المزيد من الكودات الخاصة بالبيوميكانيك من موقع الويب الخاص بالجمعية الدولية للبيوميكانيك (<http://www.isbweb.org/>).



الشكل 6-7: يظهر الشكل متوازي الاضلاع الذي يحتوي على جميع أخطاء التوليفة المحتملة للمتغيرات $(x, y \text{ and } z)$

تقديم التوصيات العامة التالية:

- المهم مع أي إجراء للقياس أتباع القواعد الخطوات الأساسية للتجربة، مما يعني أن المعدات قد تم معايرتها بدقة.
- يجب تقييم دقة المعايرة بأستخدام قياس مستقل الذي يقيّم الدقة من خلال مدى واسع من القياسات المطلوبة.
- بالنسبة للبيانات ذات السلسلة الزمنية، يجب اختيار معدل العينة لتجنب الإشارة المشوشة.
- يجب تقدير الأخطاء وكتابة تقرير عنها ولجميع القياسات.
- من الضروري إذا جمعت القياسات المشتقة للحصول على المزيد من المعالم المتغيرات تحديد تأثير تجميع الأخطاء من مصادر مختلفة وكتابة تقرير عنها.

من غير الممكن تحديد الاحجام المقبولة من عدم اليقين، بسبب الأختلافات من دراسة الى أخرى. الهدف من هذه الدراسة تحدد مدى عدم اليقين المقبول؛ قد يكون البحث الطويل عن زيادة الدقة باستخدام جهاز قياس معين زائدا عن هدف دراسة

واحدة بينما تكون أساسية لدراسة أخرى. بعض العوامل التي تؤثر على عدم اليقين قد لا يكون بديهية، على سبيل المثال، مجال نطاق التردد لإشارة العينة. عندما لا يمكن تقييم عدم يقين للقياس بشكل كافٍ قبل جمع البيانات، عندئذ الالتزام الصارم بالخطوات الجيدة للتجربة متبوعاً بتحليل الأخطاء يعد الملاذ الوحيد للباحث. على الرغم من أن تحليل الأخطاء يكون مرهق، إلا أنه يمنح المرء القناعة لمعرفة ما يمكن الاعتماد عليه من الثقة في النتائج والأستنتاجات المستتلة.

المصادر

Abdel-Aziz, Y.I. (1974) 'Expected accuracy of convergent photos', *Photogrammetric Engineering*, 40: 1341–1346.

Abdel-Aziz, Y.I. and Karara, H.M. (1971) 'Direct linear transformation from comparator co-ordinates into object space co-ordinates in close range photogrammetry', in *American Society of Photogrammetry Symposium on Close Range Photogrammetry*, Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.

Anderssen, R.S. and Bloomfield, P. (1974) 'Numerical differentiation procedures for non-exact data', *Numerische Mathematik*, 22: 157–182.

Barford, N.C. (1985) *Experimental Measurements: Precision, Error and Truth*,

New York: John Wiley.

Bates, B.T.L., Osternig, L.R., Sawhill, J.A. and James, S.L. (1983) 'An assessment of subject variability, subject–shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction force data', *Journal of Biomechanics*, 16: 181–191.

Bobbett, M.F. and Schamhardt, H.C. (1990) 'Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates', *Journal of Biomechanics*, 23: 705–710.

Borghese, N.A., Cerveri, P. and Rigioli, P. (2001) 'A fast method for calibrating videobased motion analysers using only a rigid bar', *Medical and Biological Engineering and Computing*, 39: 76–81.

Challis, J.H. (1995a) 'A multiphase calibration procedure for the Direct Linear

Transformation', *Journal of Applied Biomechanics*, 11: 351–358.

Challis, J.H. (1995b) 'An examination of procedures for determining body segment attitude and position from noisy biomechanical data', *Medical Engineering and Physics*, 17: 83–90.

Challis, J.H. (1995c) 'A procedure for determining rigid body transformation parameters', *Journal of Biomechanics*, 28: 733–737.

Challis, J.H. (1996) 'The evaluation of the accuracy of human limb moment of inertias and their influence on resultant joint moments', *Journal of Applied Biomechanics*, 12: 515–529.

Challis, J.H. (1999) 'A procedure for the automatic determination of filter cutoff frequency of the processing of biomechanical data', *Journal of Applied Biomechanics*, 15: 303–317.

Challis, J.H. (2001a) 'Estimation of the finite center of rotation in planar movements', *Medical Engineering and Physics*, 23: 227–233.

Challis, J.H. (2001b) 'The variability in running gait caused by force plate targeting', *Journal of Applied Biomechanics*, 17: 77–83.

Challis, J.H. and Kerwin, D.G. (1992) 'Accuracy assessment and control point configuration when using the DLT for cine-photogrammetry', *Journal of Biomechanics*, 25: 1053–1058.

Challis, J.H. and Kerwin, D.G. (1996) 'Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity', *Journal of Sports Sciences*, 14: 219–231.

Craven, P. and Wahba, G. (1979) 'Smoothing noisy data with spline functions:

Estimating the correct degree of smoothing by the method of generalised crossvalidation', *Numerische Mathematik*, 31: 377–403.

Dapena, J., Harman, E.A. and Miller, J.A. (1982) 'Three-dimensional cinematography with control object of unknown shape', *Journal of Biomechanics*, 15: 11–19.

Dowling, J.J. (1985) 'A modelling strategy for the smoothing of biomechanical data', in B. Jonsson (ed.), *Biomechanics X-B*, , Champaign, IL: Human Kinetics.

Fuller, J., Liu, L.J., Murphy, M.C. and Mann, R.W. (1997) 'A comparison of lowerextremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers', *Human Movement Science*, 16: 219–242.

Grabner, M.D., Feuerbach, J.W., Lundin, T.M. and Davis, B.L. (1995) 'Visual guidance to force plates does not influence ground reaction force variability', *Journal of Biomechanics*, 28: 1115–1117.

Hall, M.G., Fleming, H.E., Dolan, M.J., Millbank, S.F.D. and Paul, J.P. (1996) 'Static in situ calibration of force plates', *Journal of Biomechanics*, 29: 659–665.

Hatze, H. (1980) 'A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments', *Journal of Biomechanics*, 13: 833–843.

Hatze, H. (1981) 'The use of optimally regularized Fourier series for estimating higher-order derivatives of noisy biomechanical data', *Journal of Biomechanics*, 14: 13–18.

Kerwin, D.G. and Chapman, A.E. (1988) 'The frequency content of hurdling and running', in *Biomechanics in Sport*, London: The Institution of Mechanical Engineers.

Lanshammar, H. (1982) 'On precision limits for derivatives numerically calculated from noisy data', *Journal of Biomechanics*, 15: 459–470.

McCaw, S.T. and Devita, P. (1995) 'Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques', *Journal of Biomechanics*, 28: 985–988.

Mungiole, M. and Martin, P.E. (1990) 'Estimating segment inertial properties:

Comparison of magnetic resonance imaging with existing techniques', *Journal of Biomechanics*, 23: 1039–1046.

Rabuffetti, M., Ferrarin, M., Mazzoleni, P., Benvenuti, F. and Pedotti, A. (2003)

'Optimised procedure for the calibration of the force platform location', *Gait and*

Shannon, C.E. (1948) 'A mathematical theory of communication', *Bell Systems Technical Journal*, 27: 379–423.

Slepian, D. (1976) 'On bandwidth', *Proceedings of the IEEE*, 64: 292–300.

Veldpaus, F.E., Woltring, H.J. and Dortmans, L.J.M.G. (1988) 'A least-squares

algorithm for the equiform transformation from spatial marker coordinates', *Journal of Biomechanics*, 21: 45–54.

Winter, D.A., Sidwall, H.G. and Hobson, D.A. (1974) 'Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion', *Journal of Biomechanics*, 7: 157–159.

Woltring, H.J. (1980) 'Planar control in multi-camera calibration for three dimensional gait studies', *Journal of Biomechanics*, 13: 39–48.

Woltring, H.J. (1985) 'On optimal smoothing and derivative estimation from noisy displacement data in biomechanics', *Human Movement Science*, 4: 229–245.

Woltring, H.J. (1986) 'A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation', *Advances in Engineering Software*, 8: 104–113.

Woltring, H.J. (1994) '3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal', *Journal of Biomechanics*, 27: 1399–1414.

Woltring, H.J., Huiskes, R., de Lange, A. and Veldpaus, F.E. (1985) 'Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics', *Journal of Biomechanics*, 18: 379–389.

Wood, G.A. and Marshall, R.N. (1986) 'The accuracy of DLT extrapolation in three-dimensional film analysis', *Journal of Biomechanics*, 19: 781–785.

Yeadon, M.R. and Morlock, M. (1989) 'The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertia parameters', *Journal of Biomechanics*, 27: 683–689. *Posture*, 17: 75–80.

الفصل الثامن

RESEARCH METHODS: SAMPLE SIZE AND VARIABILITY EFFECTS ON STATISTICAL POWER

David R. Mullineaux

طرق البحث: حجم العينة وتأثيرات المتغير
على قوة الأحصاء

المقدمة

يستخدم أغلب الباحثين في مجال البيوميكانيك تحليل بيانات السلسلة الزمنية. ولتنفيذ هذا التحليل، يحتاج الى عدة مراحل متسلسلة ومرتبطة من الإجراءات، التوجيهات، التحليل وكتابة البحث المراد تنفيذه (Mullineaux, et al. 2001). يجب أن يكون مفتاح الموضوع في بداية كل مرحلة على شكل مقترحات. أولاً، يجب أن يكون سؤال البحث ذو أهمية، أخلاقي وواقعي، أو يدعم أو يثبت نظرية ما. ثانياً، يجب أن يكون تصميم البحث صالحاً وأن تستخدم أفضل الطرق المتاحة. ثالثاً، يجب أن يكون تحليل البيانات دقيقاً وذو مغزى. وأخيراً، يجب تفسير البحث وكتابة تقرير مفيد عنه. ينصب الاهتمام دائماً عند التخطيط لدراسة ما، على تقييم قوة الاحصاء. أذ تتأثر القوة بتصميم البحث، ويؤثر بدوره على دقة البيانات الاحصائية المنتجة. ينصب أهتمام هذا الفصل على تسليط الضوء على العوامل الرئيسة المؤثرة على القوة، من خلال تصميم البحث وأجراءات تحويل البيانات، بينما التركيز على الطرق أسكتشاف وتحليل بيانات السلاسل الزمنية.

القوة الإحصائية

أحد الاستخدامات الرئيسة للإحصاءات في الأدبيات "أختبار المعنوية الإحصائية" للفرضية الصفريّة. يوفر هذا التطبيق أساساً احتمالية من أجل النتائج فقط عندما تكون الفرض المسببة بها، على فرض أن الفرضية الصفريّة صحيحة. أشار (Carver 1978، p. 383) الى هذا بوصفها "الندرة الإحصائية" على سبيل المثال، إذا كان الاحتمالية $P < 0.05$ للحصول على الفرق كبير وهذا سيكون "نادراً" ومن المتوقع أن يظهر أقل من 5٪ إذا كانت الفرضية الصفريّة صحيحة. يستخدم هذا الجزء البت (bit) من المعلومات لتحديد ما إذا كانت فرضية الصفريّة تدعم البيانات أم لا.

لا يوفر أختبار المعنوية الإحصائية أية معلومات أخرى، مثل الوصف أو الموثوقية أو الصحة أو التعميم، تأثير السلامة أو أهمية البيانات. على الرغم من هذه المعلومات المحدودة، فإن الاعتماد المفرط على أختبار المعنوية الإحصائية في الأبحاث أثار القلق منذ وقت مبكر من استخدامها، أذ صرح (Tyler، 1931، p. 116) "... الاختلافات ذات

الدلالة الإحصائية ليست دائماً مهمة اجتماعياً. والنتيجة المنطقية صحيحة أيضاً: الفوارق التي لا تظهر أنها ذات دلالة إحصائية تكون مع ذلك ذات دلالة إجتماعية. " في الآونة الأخيرة، ذكر (Lenth، 1. p. 2001)، "... من المحتمل أن حجم العينة الموضوع الرئيس، وأنة الهدف الحقيقي لتصميم دراسة عالية الجودة".

يقترح لحل هذه المشكلة الى عدم استخدام اختبار المعنوية الإحصائية. مع ذلك، فإن هذا الأمر غير حكيم أذ أن البحث العلمي متجذر مع الحاجة إلى هذه الإحصائيات، و" أبتعاد العلماء عن الكتب المنهجية لأختبارات المعنوية سيكون أنتحاراً مهنيًا" (Matthews، 1998، p. 24). بالتالي، الخفض من تأثير الأعتماذ الزائد على أختبار المعنوية الإحصائية، أن مهارة الباحث أمر حيوي، أذ يتطلب منه النظر في القوة الإحصائية من خلال، على سبيل المثال، تخطيط، تنفيذ وتصميم البحوث بعناية؛ أستخدم طرق إحصاء إضافية مختلفة لأستكشاف ووصف البيانات، مثل الإحصاء الوصفي وتأثير الحجم، وفترات الثقة والأخطاء القياسية والموثوقية؛ وتطبيق عملية تحويل البيانات.

يحتوى أختبار المعنوية الإحصائية على مفهوم "القوة الإحصائية"، وعادة ما يشار إليها ببساطة باسم "القوة". في الأساس يؤثر على القوة تصميم البحث والطرق، بالتالي تؤثر القوة على نتيجة التحليل- مثل قيمة المعنوية الإحصائية. عرف (Vincent، 1999، p. 138) القوة على انها "قدرة الأختبار على رفض الفرضية الصفرية" وتتأثر القوة بعوامل مثل تصميم البحث، طرق الإحصاء والبيانات، لخص بعض منها في الجدول 8-1.

الجدول 1-8:: تصميم الدراسة، الأحصاء، وتأثير عوامل البيانات على القوة الاحصائية

العامل	القوة الاحصائية	
	منخفض	عالي
صغير (مثل، 0.05)	كبير (مثل 0.10)	الفأ (α) نسبة الخطأ من النوع
نسبة الخطأ من النوع II بيتا ^a (β)	كبير (مثل 0.40)	صغير (مثل 0.20)
حجم العينة n	صغيرة	كبيرة
موثوقية القياسات	ضعيف	جيد
الأحصاء		
التصميم	بين	خلال
أختبار الطرف	أثنين	واحد (القوة)
صفر اذا كانت صحيحة)		
أختبار توزيع الفرضية	غير طبيعي	طبيعي
البيانات		
تأثير الحجم، ES	صغير	كبير
فرق الوسط الحسابي	صغير	كبير
التباين	كبير	صغير

ملاحظة: تستخدم مجموعة Typically^a بمقدار 4 مرات α (Cohen, 1988) وتستخدم لحساب القوة $(1 - \beta) * 100$. Before^b تقدير الدراسة لـ ES من الدراسات السابقة. الشكل البسيط. ES النسبة فرق الوسط الحسابي الى التباين.

بالإضافة إلى مجموعة العوامل الواردة في الجدول 1-8 وقبل البدء بالدراسة، يستطيع الباحث أيضاً تطبيق حلول متعددة للبيانات المبتغاة لمساعدته في كتابة الفرضيات. على سبيل المثال، أستبدال الحلول التحليلية عوضاً عن البيانات

المفقودة، وتحديد وتصحيح القيم المتطرفة لمتغير واحد أو عدة متغيرات، وتصحيح انتهاك الفرضيات الخطية، الحالة الطبيعية والتجانس، جميعها يمكن تطبيقها ومن المتوقع عمومًا تحسين القوة الإحصائية. وصفت جميع هذه الحلول في الكتب المنهجية: على سبيل المثال، التحولات الشائعة لتحسين حالة لتوزيع الطبيعي لمختلف البيانات. منها التي وصفها (Tabachnick and Fidell، 2001 p. 82).

بالإضافة إلى التصحيحات الخاصة بالفرضيات، إن انخفاض قابلية البيانات على التغير يزيد من القوة الإحصائية. على الرغم من أن الزيادة في حجم العينة يشار لها أيضًا في زيادة القوة الإحصائية، يعد خفض القابلية على التغير في البيانات أكثر جهدًا في الفعالية (Shultz and Sands، 1995). من البساطة تقدير حجم العينة، التي غالبًا ما تستخدم لتلبية المطالب الأخلاقية، شرط أن تكون القوة معدة بشكل مناسب مسبقًا لتقدير معدلات الخطأ من النوع الأول والثاني مقبولة لتصميم الدراسة (معدل من الخطأ النوع الأول رفض احتمالية عدم صحة الفرضية الصفرية إذا كانت صحيحة؛ وأن معدل الخطأ من النوع الثاني احتمال قبول الفرضية الصفرية إذا كانت خاطئة). تمتلك قابلية انخفاض التغير على حلين بسيطين، هما استخدام جهاز قياس أكثر موثوقية أو متغير تابع، والأكثر تعقيدًا استخدام تصحيح تبعثر المتغيرات المتعددة. لاحقًا عرض لطرق تقدير حجم العينة وخفض قابلية التغير.

تقدير حجم العينة

الهدف من تجنيد المشاركين في الدراسة، اختيار العينة التي تمثل المجتمع. بالتالي يجب أن يوفر إحصاء العينة مؤشرا موثوقا بة وغير متحيز لمعلم المجتمع. بشكل عام، يزداد احتمال تحيز العينة مع انخفاض حجم العينة؛ هذه الزيادة تعني خطأ العينة-الخطأ في تقدير معلم المجتمع من العينة الإحصائية. على هذا الأساس، تم تطوير الجداول للدلالة على حجم العينة (n) المطلوبة من حجم مجتمع معين (N) الذي يوفر التباين، مع ثقة معروفة، لأحصاء العينة من معالم المجتمع (لاحظ، Krejcie and Margan، 1970). على فرض أن النتائج متحيزة لعينة تم اختيارها عشوائيا وعممت على المجتمع التي أخذت منه العينة، مثل هذه الجداول سهلة الاستخدام. على أساس التحيز في المراحل الثلاث لانتقاء العينة- تحديد المجتمع؛ تحديد إطار أخذ العينة؛

أستخدام تقنية أختيار العينة- يوفر تحديد أطار العينة قائمة لجميع أعضاء المجتمع ويشير مباشرة إلى الحجم بوضوح، كما هو الحال في قائمة مجتمع عدائين المسافات المتوسطة التي تشمل أفضل 100 عداء، في الغالب تكمن الصعوبة في، مثلاً تحديد مجتمع العدائين التي يعانون من آلام أسفل الظهر. في المثال السابق، أعتد أساساً على جدول (Krejcic and Margan، 1970)، إذ سيكون من المطلوب أخذ عينة من 80 عداء من أفضل 100 عداء للمسافات المتوسطة لتحديد معالم المجتمع داخل 5٪ مع الثقة 90 ٪. بالتالي، نسبياً تستخدم العينات الصغيرة في البيوميكانيك والسبب أمتلاكها قناعة صغيرة فيما تمثله معالم المجتمع، التي تقدم شرحاً جزئياً لأي تباين في إحصاء العينة الذي على يظهر بين الدراسات المشابهة. مع ذلك، في الكثير من الأحيان يهتم الباحث في الدراسة على تقييم المعنوية الإحصائية، على سبيل المثال، فيما إذا كانت طرق العلاج المختلفة يعزى لها فرصة المساهمة في مستوى معين من المعنوية الإحصائية. بالتالي، هناك حاجة إلى تقنيات بديلة لتوفير تقدير لحجم العينة أثناء أستخدم المعنوية الإحصائية.

يرتبط بشكل مبدئي أختيار حجم العينة المناسبة لتحقيق القوة الإحصائية المرغوب بها. تعتمد طرق تحديد حجم العينة مع القوة الإحصائية المتوقعة بالدرجة الأولى على التفاعل بين أربعة عوامل: حجم العينة (n) وأثر الحجم (ES)، ونسبة الخطأ من النوع I (α) ومن النوع II (β) (انظر جدول 1-8). تشمل هذه الطرق أستخدم المعادلات الإحصائية، الجداول، والتنبؤ بالمعادلات وقوة البرنامج (software). عموماً، أستخدم هذه الأساليب وصفت بصورة مباشرة في المربع 1-8.

مع ذلك، توجد مواضيع يمكن أن تحدد الطرق المفيدة لإجراء تحليل القوة. أولاً، حالما يتم تقدير حجم العينة المطلوبة لتطبيق الدراسة على عينة معتدلة أو الكبيرة الحجم الصعبة. في بحوث البيوميكانيك، عادتاً ما يكون حجم العينات صغيرة لصعوبة أختبارات البيوميكانيك وأستهلاكها للوقت، بالتالي كلفة الأساليب. في عام 1998 حدة مجلة التطبيقات البيوميكانيكية (*Journal of Applied Biomechanics*) حجم العينة من 3 إلى 67 (مع وسط حسابي = 14.4؛ Mullineaux et al.، 2001). القدرة على أختبار أعداد أكبر من المشاركين يعطي كفاءة أكثر مع التحسن في تقدم التكنولوجيا، ستظل العينات ذات الأحجام الكبيرة ظاهرة نادرة. من المحتمل أن تمثل

تحيز العينة ولا تمثل المجتمع، مثل هذا الاختبار للاحصاء المعنوي لا يمتلك القوة الكافية، مما يزيد من معدل الخطأ من النوع الثاني II. مع ذلك، في الكثير من الأحيان في بيوميكانيك الرياضة والتمرين، يطبق تساءل البحث على مجتمعات صغيرة، على سبيل المثال تكتيك أداء النخبة من الرياضيين، هذا من المحتمل يؤدي إلى تحيز صغير مقارنة مع البحوث المطبقة على مجتمع أكبر، مثل طاقة العمال في الصناعة، والموثوقية العالية للعديد من تقنيات القياس التي ستزيد من القوة الإحصائية.

ثانيًا، تعتمد بشكل عام هذه الطرق على حجم التأثير الذي يتم تحديده من البحوث المنشورة سابقة، واستخدام القيم المعيارية التي تشير إلى ما تأثيره صغير، معتدل أو كبير. على سبيل المثال، تمثل أحجام التأثير 0.2 و 0.5 و 0.8 فروقات صغيرة ومتوسطة وكبيرة، على التوالي (Cohen, 1988)، أذ أن الفرق المعتدل مرئي من قبل الباحث الخبير (Cohen, 1992, p. 156). كلاهما يحددان حجم التأثير من الدراسات السابقة واستخدام القيم المعيارية لحجم التأثير التي تعد المحدد الأكبر لتقدير القوة (Lenth, 2001). أكد (Mullineaux et al. 2001 p. 749)، أن حجم التأثير هذا يجب أن يأخذ بعين الاعتبار ما الفروقات المهمة نظريًا، أخلاقيا واقتصاديا وعمليا، النظر فيما إذا كانت الفروقات كبيرة أكبر من الحدود التي تحدد الخطأ، والمصادقية وتحليل المتغيرات. دعم هذا أكثر من قبل (Hopkins et al., 1999) الذي اقترح أن الفروقات بين أداء النخبة صغيرة، ومن المحتمل أن حجم التأثير الصغير هذا له معنى في مثل هذه الظروف. بدلا من ذلك، من المحتمل أن يقرر الباحث حجم تأثير الدراسة التي ينفذها. على سبيل المثال، إذا كان النتائج تمتلك تطبيقات عملية حقيقية، عندها من الممكن اختيار حجم تأثير كبير من 0.8. أما إذا الباحث جديد، وشعر الباحث أهمية البحث عن على أية فروقات، حتى لو كانت صغيرة، عندها يجب اختيار حجم تأثير 2.0 (يعتمد تحديد قيمة حجم التأثير على تعريفات Cohen-1988).

ثالثًا، يتأثر حجم التأثير بعدة عوامل، البعض منها كما موضح في الجدول 8-1. على سبيل المثال، أنظمة تحليل الحركة على الإنترنت أكثر مصداقية، وليس بالضرورة أكثر صحتًا، من التقييم يدويا. خلق المصادقية يخفض من قابلية التغير، هذا بالمقابل سيزيد من حجم التأثير. بالتالي، يجب أثناء تقدير حجم التأثير الأخذ بنظر الاعتبار عامل الفروقات بالأساليب البحثية، أو المعلومات أو تميز الحدود في الدراسة. بالإضافة

الى بساطة حدوث مشكلة من أن المعلومات التي خمينت حجم التأثير لا وجود لها، كما لا توجد أيضا نفس المتغيرات التي أستخدمت سابقا أو تم أستنتاجها. يعد الإبلاغ عن الأوساط الحسابية والانحرافات المعيارية في الملخصات البحثية مهمة بوصفها مفتاح المتغيرات وتوفر للقارئ البيانات البسيطة لتقدير حجم التأثير.

بالإضافة إلى تحديد حجم العينة المطلوب على أساس الأسس الإحصائية، يعد النظر في العوامل الأخرى مهم أيضا. على سبيل المثال، تقدير وتقليل معدل خسارة المشاركين من الإصابة أو الغياب أو التسرب. فضلا عن فقدان المشاركين أثناء البحث الذي الذي يعد مضبغة للوقت، وتعد أيضا مشكلة بسبب أن هؤلاء المشاركين من المحتمل يمتلكون الخصائص الأساسية التي تعد الأكثر أهمية للبحث. على سبيل المثال، في تحليل أستعداد المسنين للأصابة بكسور في الورك، مراقبة خطورة زيادة الأصابة بكسر الورك في بعض إجراءات الأختبار ربما يؤدي الى كسر الورك بالفعل، بالتالي فقدان المشاركين. بالنتيجة، من المهم تنفيذ التصميم مع بعض الحلول الوسط على الإجراءات "المطلوبة" للحد من خسارة المشاركين. على سبيل المثال، قد يكون تقليل شدة الإجراءات أو عدد جلسات الأختبار أو أختيار المدة المناسبة للتجربة. ومع ذلك، يجب توقع تسرب بعض المشاركين، فقدان البيانات أو إزالة الدرجات الشاذة. يجب تقييم ناتج البيانات المفقودة، أولاً الأنماط - على سبيل المثال قد ترتبط الدرجات الشاذة مع سمة معينة، بالتالي من المحتمل أنها مهمة- ومن ثم التأكد أين يجب تعويض تلك البيانات. تعويض هذه القيم مفيد لأنه يحفظ المشاركين في قاعدة البيانات، وبالتالي، فإن درجات الحرية كبيرة هذا يزيد القوة الإحصائية. بالمقابل، هناك دائما حدود في تعويض القيم المفقودة. هذا لن يتم شرحه هنا، على الرغم من فقدان المعلومات السابقة، درجات الوسط الحسابي، تحليل الأنحدار، تشرح التوسعات وتعدد الأسناد بوصفها وسائلأستبدال البيانات المفقودة (انظر، Tabachnick and Fidell، 2001، p. 60). توجد طريقة أخرى بسيطة لتعويض القيم المفقودة التي يجب أن تساوي الوسط الحسابي للصف الوسط زائدا الوسط الحسابي للصف العمودي ناقصا الوسط الحسابي الكلي (Winer *et al.*، 1991).

المربع 8-1: مثال على استخدام أربع طرق لتحليل القوة لتقدير حجم العينة

توجد معادلات للتنبؤ لعدة اختبارات. هذه المعادلات مفيدة بشكل خاص لتصميمات إعادة تكرار القياس في حين لا تتوفر الجداول لها بشكل عام. على سبيل المثال، المعادلة 4 يمكن أن تستخدم لتحديد القوة () لتأثير المجموعة الرئيسية على مجموعتين مختلطتين لـ ANOVA مع مجموعة α بمقدار 0.05 (Park and Schutz, 1999, p. 259)، أذ تمثل n حجم العينة؛ d تأثير الحجم؛ r الوسط الحسابي للارتباط بين المقاييس المتكررة؛ q عدد مستويات عامل تكرار القياسات. من المفيد اعداد ورق لاستخدامها في كتابة المعادلات. بالتالي، لتقريب القوة إلى 0.80 (أي 80%) $d = 0.6$ ، $r = 0.5$ و $q = 3$ ، أذن سيكون حجم العينة المطلوب 30 شخص. ملاحظة، تختلف القوة بالنسبة لعامل تكرار القياسات (85%) و التفاعل (50%)، ولتحديد هذه تستخدم معادلات إضافية.

$$+ 0.115/d^2 + 0.085\sqrt{n} - 0.785\sqrt{r} - 0.917/d - 2.066/\sqrt{n} - 0.329/q +$$

يوجد برنامج للقوة، فضلا عن بعض مواقع الويب التفاعلية. على سبيل المثال، استخدام صفحة الويب <http://www.math.yorku.ca/SCS/Online/power/> (Friendly, 2003) ومن الأمثلة على ذلك الطرق في الجدول أعلاه (مثال: إذا كان المطلوب 44 مشاركا لكل مجموعة للحصول على أربع مجاميع، لأختبار ANOVA طريق واحد، $\alpha = 0.05$ ولحجم تأثير معتدل)، في هذا الموقع المطلوب تقدير 40 شخص لكل مجموعة. تم إعداد هذا الموقع على النحو التالي:

- عدد مستويات التأثير $A = 4$ (بمعنى أربع عوامل ذات تحليل باتجاه واحد بين ANOVA).
- العدد الإجمالي للمستويات لجميع العوامل الأخرى خلال تأثير $A = 1$ (أي

1 ANOVA باتجاه واحد).

- مستوى الخطأ (ألفا) لحساب ما ترغب به القوة أو حجم العينة = 0.05.
- تأثير الحجم (s) لحساب ما ترغب به القوة أو حجم العينة = 0.25 0.75
- 1.25 (ملاحظة، في هذا الموقع تتوافق هذه القيم الثلاث مع تأثير الحجوم الصغيرة، والمتوسطة والكبيرة).

أيضا، من المهم توفير دوافع خارجية كافية - لشرح ما المنفعة من الدراسة بالنسبة لهم- والتفاعل مع المشاركين. الطرق الممكنة للحد من فقدان المشاركين بما في ذلك اختيار العينات بعناية، مع الاحتفاظ بالمشاركين وتزويدهم بالمعلومات، وجمع البيانات بكفاءة، والتصرف بمهارة ومهنية في جميع الأوقات على الإطلاق، والتحدث مع المشاركين، مما يجعل الاختبار مثيرة للأهتمام، موضحا النتائج، والتقليل من البيئة المحرجة المحتملة- مثل، لا ينفذ الاختبار في مختبر علني مرئي والحفاظ على مختبر نظيف ومرتب. مع ذلك، يجب توقع تسرب بعض المشاركين، فقدان البيانات أو إزالة الدرجات الشاذة. يجب تقييم ناتج البيانات المفقودة، أولاً الأنماط - على سبيل المثال قد ترتبط الدرجات الشاذة مع سمة معينة، بالتالي من المحتمل أنها مهمة- ومن ثم التأكد أين يجب تعويض تلك البيانات. تعويض هذه القيم مفيد لأنه يحفظ المشاركين في قاعدة البيانات، وبالتالي، تبقى درجات الحرية كبيرة وهذا يزيد القوة الإحصائية. بالمقابل، هناك دائما حدود في تعويض القيم المفقودة. هذا لن يتم شرحه هنا، على الرغم من استخدام المعلومات السابقة، درجات الوسط الحسابي، تحليل الانحدار، شرح التوسعات وتعدد الأسناد بوصفها وسائل استبدال البيانات المفقودة (انظر، Tabachnick and Fidell، 2001، p. 60). توجد طريقة أخرى بسيطة لتعويض القيم المفقودة التي يجب أن تساوي الوسط الحسابي للصف الوسط زائدا الوسط الحسابي للصف العمودي ناقصا الوسط الحسابي الكلي (Winer *et al.*، 1991).

بأختصار، إذا كان حجم العينات صغير يجب الحذر من تعميم النتائج على مجتمع. أثناء استخدام اختبار المعنوية الإحصائية لتحديد ما إذا كانت الفروقات

تُعزى للصدفة، عندئذ تحليل القوة مفيد في اختيار حجم العينة المناسب، ويجب أن لا يستخدم اختبار بوسط هوك (post hoc) للمساعدة في شرح النتائج (Lenth)، 2001، ومع ذلك، ان تحليل القوة من المحتمل أن يكون مشكلة حاجتنا الى بيانات من مؤلفات سابقة ربما لا تكون بالضرورة ذات جودة مناسبة أو تتناول نفس المتغيرات التي نهتم بها. فضلا عن، تحتاج هذه التحليلات أساسا الى تغيير حجم العينة، في حين يمكن استخدام عوامل أخرى تؤثر على القوة الإحصائية، بعضها موضح في الجدول 8-1. توفر هذه الوسائل الاوساط الحسابية لتنفيذ تصاميم تجريبية أكثر كفاءة، على سبيل المثال، أعطاء القوية حتى دون استخدام أحجام كبيرة من العينات. هذه العوامل الإضافية لزيادة القوة الإحصائية تشرح في الفقرة القادمة.

خفض التباين

في البيوميكانيك، غالبا ما يوجد تباين كبيرة بين الأفراد، التي تنشأ من خلال الأساليب أو من المجتمع المراد دراسته. يوفر خفض التباين هذا المفتاح الرئيس لزيادة القوة الإحصائية. بالأمكان خفض التباين من خلال التصميم وطرق البحث، على سبيل المثال، استخدام مقياس أكثر مصداقية، أو اخذ معدل لعدد من الأختبارات، إزالة الضوضاء من خلال الفلاتر، أو تصحيح انتهاك الفرضيات الإحصائية. بالإضافة إلى ذلك، يقلل التباين من خلال الخدمات والراحة الفردية ستكون فعالة أيضا لخفض التباين في البيانات. هذا مهمًا بشكل خاص في مجموعات "النخبة" و "المصابين" بسبب تفردهم وحجمهم الصغير في العينة مما يجعل تعميم النتائج صعب. الطريقة الرئيسة لإزالة الاختلافات المنهجية بين الأفراد يتم من خلال تطبيع البيانات، إما عن من خلال النسبة أو الأراحة. بدلاً من ذلك، إذا لم تكن الإحصائيات الأستدلالي مطلوبة، فإن مجرد توفير الإحصاء الوصفي يعد وسيلة فعالة لاصدار تقرير عن النتائج، مثل ما قدم سابقا (مثل Burden et al. ، 1998). سيتم توسيع وشرح هذه الطرق لاحقا.

نسبة التطبيع

تستند نسبة التطبيع (يشير التطبيع إلى عملية يستخدمها العلماء أذ يقاس شيئاً ما بوصفة النسبة ("مقسومة") على شيء آخر لجعل المقارنات أسهل) إلى افتراض وجود علاقة نظرية وإحصائية بين المتغير التابع والمتغير المشترك.

قياس التنامي

عندما يتعلق هذا الأمر بمتغير حيوي مثل المتغير التابع وأبعاد الجسم بوصفها متغير مستقل ومن ثم التطبيع الذي يعد شكل من أشكال القياس المعروف باسم قياس التنامي (العلاقة بين شكل وحجم الجسم - allometry) (Schmidt-Nielsen, 1984). يُعد تطبيق قياس التنامي مفيداً بشكل عام بسبب قدرته على تلبية العلاقات غير الخطية، على الرغم من أن النتيجة ربما تكون خطية. يوجد اهتمام حالياً في هذا الموضوع ينطبق على البشر، تشير الدراسات العلمية القديمة عن القياس المتنامي الذي يرجع تاريخه إلى عام 1838 (انظر، Winter and Nevill, 2001). بشكل عام، تعد خاصية قياس التنامي مناسبة لتحديد المدى الذي تعزى الية فروقات الأداء إلى الاختلافات في الحجم أو إلى الاختلافات في الخصائص النوعية لأنسجة الجسم وهياكله (Winter and Nevill, 2001، p. 275). بالإضافة إلى ذلك، بإمكان قياس التنامي لتلبية العلاقات غير الخطية، لأنه مناسب لمعالجة التغيرات غير المتوازنة والمتوازنة في الأبعاد التي ترافق النمو (Tanner, 1989). من المهم أن تكون هذه التحليلات مدعوم بنظرية. تقدم نظرية الأبعاد أحد الأسس النظري المحتملة لتحليل قياس التنامي.

تعتمد نظرية الأبعاد على النظام الدولي للوحدات (Système International d'Unités) الذي يحتوي على سبع وحدات أساسية (الكتلة، الطول، الزمن، التيار الكهربائي، درجة الحرارة، كمية المادة، شدة الاضاءة). ويمكن اشتقاق من هذه الوحدات السبع وحدات أخرى، مثل المساحة والحجم والكثافة والقوة والضغط والطاقة والقدرة والتردد. في كثير من الأحيان، يتم إعادة تسمية هذه الوحدات. على سبيل المثال، وحدات القوة (kg m s^{-2}) تدل على القوة بوحدات نيوتن (N). تستخدم

نظرية الأبعاد لهدفين رئيسيين (Duncan, 1987): تجانس الأبعاد وتحليل الأبعاد. يستخدم تجانس الأبعاد للتحقق من صحة المعادلة عن طريق تقسيم جانبي المعادلة على نفس وحداتها الأساسية، لتكون المعادلة صحيحة. يستخدم تحليل الأبعاد للتنبؤ بالعلاقة بين الأبعاد المختلفة بوصفها وساءل لتوفير الأساس النظري لدراسة البحث، مثل بين عدة المتغيرات المستمرة.

عندما يكون هناك متغيرات مستمرين (x و y)، محتمل أن يكونا مقياس لبعضهما البعض بوساطة عدة اشكال، والشائع منها ثلاثة أشكال: النسبة المعيارية (y) $(= bx)$ ، والانحدار الخطي ($y = a + bx$)، والأ خطي ($y = axb$)، أذ يكونا a و b قيمة ثابتة. لأستخدام أي من هذه القياسات التكنيكية يجب أن يدعم بنظرية، على الرغم من أن النظرية ليست داءما واضحة. فضلا عن، الفرضيات تحدد من استخدم تكنيك القياس نظريا وأحصائيا. على سبيل المثال، هناك احتمالية أن القياس الأ خطي مناسباً للبيانات التي ليست بالضرورة خطية، ويتطلب نظريا وجود التقاطع الصفري ويحتوي على خطأ مضاعف حول الانحدار. يتم إجراء الفرضيات المعاكسة في تحليل قياس النسبة المعيارية أو تحليل الانحدار الخطي الخطي القياسي في تلك البيانات الخطية، التقاطع ليس ثابت عند الصفر والاختفاء مضاعفة. شرح العديد من هذه الفرضيات في الكتب المنهجية على سبيل المثال (مثل، Tabachnick and Fidell 2001)، الموضحة في الدراسة أذ أستندت هذه الفرضيات أيضاً إلى بعض المصادقية في تكرار القياس الإحصائي (Mullineaux et al., 1999).

توجد فائدة أخرى للمقياس، أذ يوفر تطبيع للبيانات التي تعمل على إزالة تأثيرات المتغير المستقل. الفائدة الإضافية الأخرى شمول أكثر من متغير مستقل واحد بما في ذلك أحد المتغيرات الزائفة بوصفة مفتاح مستقل ثنائي التفرع ويرمز له 0 و 1 الذي من المحتمل أن يشمل في التحليل المتعدد القياس.

هذا سيزيد من التباين الموضح سابقا ويخفض من تأثير المتغيرات الدخيلة، لذا يجب فحص المزيد من الفرضيات الإحصائية، مثل ارتباط المتغيرات المستقلة ضمن معادل انحدار معينة. يجب فحص مقياس النمو للمصادقة على صحة التحليل. أستخدم هذا أثناء الحاجة لتحليل مقياس التنامي لتحديد الفروقات بين الجنسين في

كتلة البطين الايسر للقلب (Batterham *et al.*, 1997). من السهل تنفيذ القياس البسيط (مثل، $y = axb$)، أثناء وجود أكثر من متغير مستقل واحد في القياس الا خطي، على سبيل المثال، $y = axb1 + cxd2$ ، أذ $x1$ و $x2$ متغيران مستقلان، و c و d قيمة ثابتة، من السهل استخدام النقل من ملف الى ملف آخر (log-log) والدمج مع تحليل الانحدار الخطي المتعدد. كما في البيانات الا خطية، وأن الأخطاء في الكثير من الأحيان مضاعفة، أذن، ملف النقل الاول للعلاقة الخطية التقريبية بشكل عام يغير الخطأ المضاف ويحسن التوزيع الطبيعي للبيانات. كل هذه فرضيات ضرورية التي تدعم تحليل الانحدار الخطي.

في تحليل المقاييس، من الصعب توفير نظرية تدعم تعريف العلاقة. عمليا، هذا صعب في تحليل البيانات التي تستخدم بشكل أعتيادي مقياس النسبة أو مقياس الأنحدار الخطي: الذي لايزال استخدامه شائعا. على سبيل المثال، تطبيع علاقة أستخدم كتلة الجسم لقوى رد فعل الأرض (Raftopoulos *et al.*, 2000)، وعلاقة طول الطرف بالخطوة (Cham and Redfern, 2002)، وعلاقة بيانات التقلص الايزوكونتك القصوى مع تسجيل كهربائية العضل (Pullinen *et al.*, 2002). تم اقتراح تحديدات أكثر للنسب القياسية ومقياس الانحدار الخطي في أن الاستنتاج خارج نطاق البيانات يجب تجنبه أذ أن هذا لا يفي بشكل عام بافتراض التقاطع الصفري (Batterham *et al.*, 1997). مع ذلك، هذا الحذر ضروري أيضا لتطبيق هذا العلاقة في مقياس التنامي، نظرا لفرضية وجود تقاطع صفري الذي غالبا ما يكون خارج نطاق البيانات التي من المحتمل اختبارها تجريبيا. على الرغم من الاعتبار الأخرى، لايزال استخدام القياس لإزالة تأثير المتغير المستقل (x) على المتغير التابع (y)، وهناك طرق أخرى بديلة. على الرغم من ذلك، العلاقة الا خطية، وخصوصا، تحليل (ANCOVA) في مسح تأثيرات المتغير المستقل على المتغير التابع (Winter and Neville, 2001). وللتأكد من إزالة تأثيرات المتغير المستقل من خلال التطبيع، يجب أن يكون الارتباط بين المتغير التابع والبيانات التطبيع قريبة من الصفر (Batterham *et al.*, 1997). إذا لم يكن هذا الارتباط قريب من الصفر، أو على الأقل لا يكون أصغر من الارتباط بين المتغير التابع والمتغير المستقل، عندئذ التطبيع غير مناسب ومن المحتمل أن ينتج المزيد من التغيرات في البيانات التي بدورها ستخفض من القوة الإحصائية.

توفر إحدى طرق الدعم النظري لعامل القياس المناسب الذي يستخدم في تحليل الأبعاد. على سبيل المثال، القوة تتناسب مع الكتلة؛ الكتلة تتناسب مع الحجم؛ والحجم إلى قوة 0.67 وتساوي المقطع العرضي (CSA). بالتالي، يتناسب المقطع العرضي CSA والقوة مع الكتلة وتساوي 0.67. أستخدم تجريبياً قياس القوة الديناميكية (dynamometry)، التي أوصت أن قوة العضلة تطبق مع كتلة الجسم إلى القوة وتساوي 0.67 (Jaric, 2002). في مثال آخر، لتلبية احتياجات المشاركين من مختلف الأحجام، غالباً ما يتم تطبيق قوى رد فعل الأرض إلى كتلة الجسم (Duffey et al., 2000)، أيضاً يوجد اقتراح أن تطبيق قوى رد فعل الأرض إلى كتلة الجسم الأمر الأكثر ملاءمة (Raftopoulos et al., 2000). أجريت مقارنة بين تطبيق قوة رد فعل الأرض ومعدلات تحميل كتلة الجسم إلى دليل القوة (Mullineaux et al., 2006). تم تطبيق قوى رد فعل الأرض بشكل يتناسب مع استخدام كتلة الجسم إلى قوة 1، خطياً؛ ولأجل تحميل معدلات دليل القوة 0.67 بشكل عام كان الأفضل. بالتالي، فإن التطبيق الخطي لمعدلات التحميل غير مناسب ولصالح المشاركين الأثقل وزناً بسبب مقترح دليل القوة 0.67 مما سينتج عنه انخفاض في معدلات التحميل للأثقل وزناً من المشاركين مقارنة مع المشاركين الأخف وزناً. مع ذلك، فإن تصحيح نسبة العلاقات لمقاس التنامي بين المتغيرات الفعالة، مثل قوة رد فعل الأرض والقوة العضلية، مع أبعاد الجسم، مثل كتلة الجسم والمقطع العرضي (CSA)، التي تحتاج إلى المزيد من البحث.

يمكن تصنيف طرق نسب التطبيق المذكورة أعلاه بوصفها نوع من "النسبة البسيطة". توجد أيضاً طرق أكثر تعقيداً تشمل التحويل القياسي المعتاد للمتغير-تطبيق الانحراف المعياري للبيانات-وتطبيق الاشتقاقات-تطبيق حجم الاشتقاق الأول للبيانات. أساليب الـ "النسبة البسيطة" تغيير من حجم البيانات، وأحتمالية أن تغير الطرق المعقدة من شكل البيانات للسلسلة الزمنية. لا يوفر هذا الكتاب تفاصيل أكثر حول هذه الطرق المعقدة. سيشرح في الفقرة التالية شكل البديل للتطبيق باستخدام الإزاحات. مع شرح بعض الفوائد والقيود فيما يتعلق بالتطبيق-الإزاحة من المحتمل المناسبة للنظر في تقنيات النسبة-التطبيق المغطاة هنا.

تطبيع الإزاحة

يصنف تطبيع البيانات بأستخدام الإزاحات على أنها بسيطة ومعقدة بنفس الوقت. تشمل عمليات طرح الفروقات بين الوسط الحسابي للشخص وللمجموعة في سبيل تحديد القياس. من المحتمل أن يشتمل القياس على القيمة داخل البيانات- مثل القيمة الأولية، أو قيمة المفتاح الرئيس، الحد الأدنى، أو الوسط الحسابي- أو البيانات الخارجية، مثل قيم شكل الجسم (المورفولوجي) أو القيم المعيارية. تشمل الاساليب الأكثر تعقيدا تحويل فوريير (Fourier transform) وتصحيح تعدد الانتشار. يشمل تحويل اتجاهات الوسط الحسابي أنحدار حدود البيانات، الذي يمكن أن يستخدم لتحديد القياس. يستخدم تحويل فوريير (Fourier transform) شكل الموجة لجمع كميات الجيب والجيب تمام بوصفة قياس معرف لتصحيح حركة العلامات التشريحية على الجلد في تحليل الحركية الكينيماتيكية للخيول (van Weeren *et al.*, 1992)، يستخدم لاجل تصحيح التبعر المتعدد معامل الأنحدار الخطي لبيانات الوسط الحسابي بوصفة مقياس معرف، الذي أظهر خفضه للمتغيرات في البيانات الكينيماتيكية (Mullineaux *et al.*, 2004).

كما الحال مع جميع الطرق، يمكن أستخدام تطبيع الإزاحة بطرق مختلفة. يحتوي تصحيح أنتشار المتغيرات المتعددة على أضافة (تقاطع الأنحدار) وعناصر المتغيرات المتعدد (ميل الانحدار) التي من المحتمل أن تكون فردي أو، على النحو الموصى به، كلاهما يزال، (Næs *et al.* 2002) عموما يخفض تطبيع الإزاحة من الأختلاف في البيانات، ويحفظ شكل البيانات مع إزاحة بسيطة، لكن غالباً ما يتغير الشكل مع المزيد من طرق المعقدة.

في البيوميكانيك، أستخدام تطبيع الإزاحة مفيد، عمليا للبيانات الكينيماتيكية، بسبب الاختلافات في شكل الجسم الذي يقلل من الاختلافات في أطوال الأطراف وزوايا الوقوف. التصحيح مهم لبعض هذه الاختلافات في شكل الجسم والكينيماتك ليس فقط لتحسين القوة الإحصائية بل للمساعدة أيضاً في التفسير الصحيح للبيانات. في بيوميكانيك الخيول، تطبق بعض الطرق تطبيع الإزاحة البسيطة لتلبية الاختلافات في الشكل الجسم، لتشمل أستخدام زوايا المفاصل أثناء الوقوف (Back *et al.*, 1994)،

الزاوية أثناء تصادم الحافر بالأرض (Holmstrom *et al.*, 1994)؛ هذا المشار إليه غير صحيحة بوصفه تصحيح للمتغير المتعددة وللمسار الوسط الحسابي (Degueurce *et al.*, 1997).

على فراض أن البيانات تم تطبيعها في نفس الوقت من 101 نقطة، لذا معادلة الإزاحة البسيطة $(New_{ki} = Original_{ki} + (D_{MEAN} - D_k))$. هنا، وللحصول على بيانات إزاحة بسيطة (New_{ki}) ، وللبيانات التي لم يتم تطبيعها $(Original_{ki})$ ، لكل فرد (k) في نسبة مئوية من الزمن (i) التي يجب أن تضاف مع الفروقات بين المقاييس المعروفة للوسط الحسابي للمجموعة (D_{MEAN}) والوسط الحسابي كل فرد (D_k) . والمثال على أزاحة التطبيع المعقدة (MSC) ، لتكون المعادلة $(MSC = Original_{ki} - a_k/b_k)$ ، أذ أن الانحدار الخطي لجميع الخطوة $(y_k = a_k x + b_k)$ بين الوسط الحسابي للمجموعة (x) وبين كل فرد (y_k) الذي يوفر القيمة الثابتة (a_k) و (b_k) (Næs *et al.*, 2002).

قدمت ثلاث مقارنات من تطبيع الإزاحة البسيطة- الوسط الحسابي، زوايا التصحيح وبداية الوقوف، وواحد من التطبيع المعقد- تصحيح أنتشار تعدد المتغيرات (Mullineaux *et al.*, 2004). أظهرت عدة ميزات رئيسة من هذا التطبيع.

✓ أقترح اختيار قياس خارجي محدد للبيانات. على الرغم من أن هذا لا يخفض من التغير على الأغلب، يؤدي تحديد مقاس داخل البيانات إلى خفض التغير الداخلي للمتغيرات. على سبيل المثال، ينتج من استخدام قيم البداية يخفض من التغيرات الى الصفر في بداية البيانات، لحظة تماس القدم من الأرض.

✓ تخفض الأزاحة المعقد من تصحيح تعدد التشتت في أغلب المتغيرات. من ناحية ثانية، لا يوصى بتغير مسار شكل كل مشارك مما يؤدي الى تشوية المقارنة بين- داخل البيانات.

✓ تطبيع الإزاحة يدل على معانات المتغيرات في زيادة القوة وينتج عنة تغيرات أكثر لتصبح معنوية. التوصية بأخذ الحذر في تفسير نتائج تغير الوسط الحسابي للزوايا قبل- وبعد التدخل أذ لا توجد الا زاوية 1^0 معنوية أحصائية، التي عدت اقل من الخطأ المحدود في جمع البيانات.

- ✓ يحسن التطبيع من فرضية التوزيع الطبيعي للبيانات في الدراسة، أيضا التوصية بفحص ما ينتج عن نقل بيانات التوزيع الطبيعي.
- ✓ إصدار تقرير للمتغيرات لكلا المجموعتين، قبل وبعد التطبيع، أوصي بذلك لتمكين المقارنة بين الدراسات.

تحليل عدة محاولات

توجد طريقتين رئيسيتين لخفض قابلية التغير باستخدام النسبة وتطبيع الأزاحة التي شرحت سابقا. الطريقة الاضافية الأخرى لخفض قابلية التغير والاكثر انتشارا في البيوميكنيك لجمع عدة محاولات وتحليلها.

فيما يخص معدل النقاط. شرح هذا الموضوع بالتفصيل في مكان ما، أي شمول المنطق الأحصائي باستخدام "المعدل" بدلاً من استخدام أفضل "محاولة" (مثل، Kroll, 1957) والتوصية البسيطة للمسائل المتعلقة بهذا الأمر، والتي تتضمن " (مثل، Kroll, 1957) التوصية البسيطة بوجوب استخدام ثلاث محاولات على الأقل بوصفها الحل الوسط بين المواضيع الإحصائية والتطبيق العملي (Mullineaux et al., 2001). هذا للسيطرة على التحديد الذي يقول أن تجربة واحدة من المحتمل لا تمثل أسلوب الأداء "الطبيعي" (Bates et al., 1992).

يمثل معدل المحاولات مشكلة مثيرة لجدل، لانه يخلق في الأساس محاولات غير حقيقية، من المحتمل تحليل هذه المحاولات المتعددة متداخلة في تحليل للتباين (ANOVA). يوجد هذا التحليل في العديد من حزم البرامج التي تنفيذ أو تحليل بالمباشرة، والأهم من ذلك، غير واضحة في عدد المحاولات التي يجب أن تستخدم. هذا يؤثر على القوة الأحصائية، هنا يوصى باستخدام بالتحليل المتداخلة الذي يحتاج الى المزيد من الدراسة. من ناحية ثانية هناك طريقة أخرى تتمثل باستخدام تحليل محاولة فردية- واحدة من عددة محاولات يقوم بها المشارك لتوفير مقاييس فردية للتحليل الإحصائي. بشكل عام، أستخدم الإحصاء بين المجموعات (Bates, 1996) على خلاف ذلك، يؤثر تسلسل المحاولة على المعنوية الإحصائية المبتغاة. اذا كان تسلسل المحاولة ذا صلة أو مبرر كما هو الحال أثناء ترتيب أو تسلسل المحاولة من

الأسوأ إلى الأفضل، يمكن زيادة القوة الإحصائية باستخدام الأحصائية داخل - المجموعة. تتغلب التحليلات الفردية- المفردة على القيود المحتملة الأخرى لتحليل المجموعة: إذا لم تظهر أوجه التشابه في أسلوب الاداء عندما تمثل بيانات أداء مشارك "معدل" غير حقيقي (Dufek *et al.*, 1995). أذ لا يوجد أوجه للتشابه، هذا يقلل من القوة الإحصائية. تشمل الأمثلة على تطبيق هذه التحليلات الفردية- المفردة (Hreljac, 1998, and Wheat *et al.*, 2003) إمكانية توفير "قاعدة" لمتغيرات المشاركين التي من الممكن أن تكون دراسة بحثية مطولة. ولأجل استخدام المحاولات المتعددة لتمهيد الطريق لتحليل التباين نفسه، والذي سيتم تغطيته في القسم التالي.

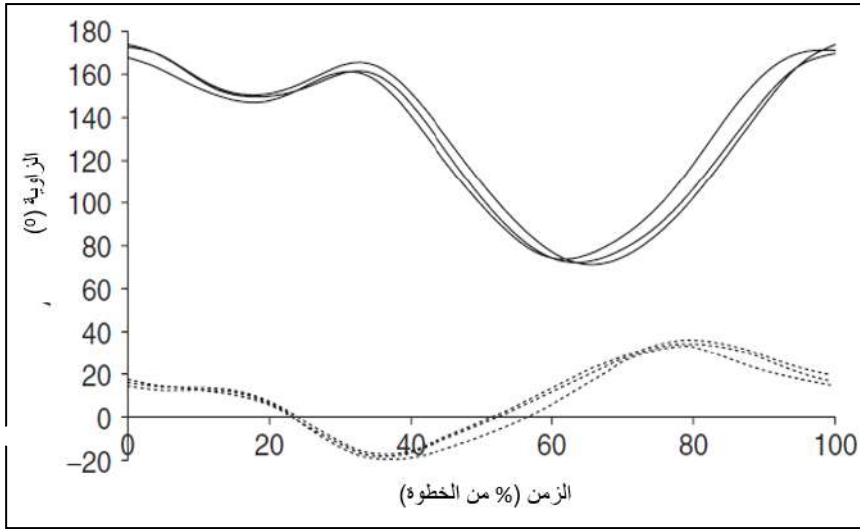
تحليل التباين في بيانات السلسلة الزمنية

بدلاً من تقليل التغير (التباين) للأغراض الإحصائية، من المفيد تحليل ومناقشة التغير في ضوء أهميته في نجاح السيطرة ونتائج الحركة. في تحليل التباين – الانتقال من الرقم المركزي-الذي عرض بوصفه مؤشر على ضعف الأجراء (Davids *et al.*, 1997)، والفعالية في إنتاج النتيجة المرغوبة (Arutyunyan *et al.*, 1968). وخفض خطر الإصابة (Hamill *et al.*, 1999; Heiderscheit *et al.*, 2000; 1999). بالمقابل وعلى سبيل المثال، عرض خفض التغير بوصفه مؤشر للإصابة (Peham *et al.*, 2001). عملياً، يوفر التغير مقياساً للتوافق- الرابط الوظيفي بين العضلات والمفاصل المستخدمة لإنتاج الأداء أو النتيجة المرغوب بها. توجد طرق مختلفة لقياس قابلية التغير.

فيما يتعلق بالبيانات الكينيماتيكية التي توفر للباحث تمثيلاً مبسطاً للحركة البشرية، غالباً ما يتم الإبلاغ عن قيم مبعثرة مثل متغيرات الورك - الركبة أو دمج عدد من المتغيرات، مثل النسب لزوايا البداية. من المحتمل أن يكون تبعثر القيم هذا المفاتيح الرئيس، مثل بداية حركة، أو الإحصائية الوصفي مثل الحد الأدنى أو الحد الأعلى، أو تمثيل الحركة بأكملها مثل الوسط الحسابي. توجد عدة طرق لقياس التغير داخل هذه القيم المنفصلة. هذه الطرق الخمسة بالتحديد: الانحراف المعياري (SD)، طور الانحراف المعياري النسبي (RMSD)، فترة القناعة (95% CI)، النسبة المؤية

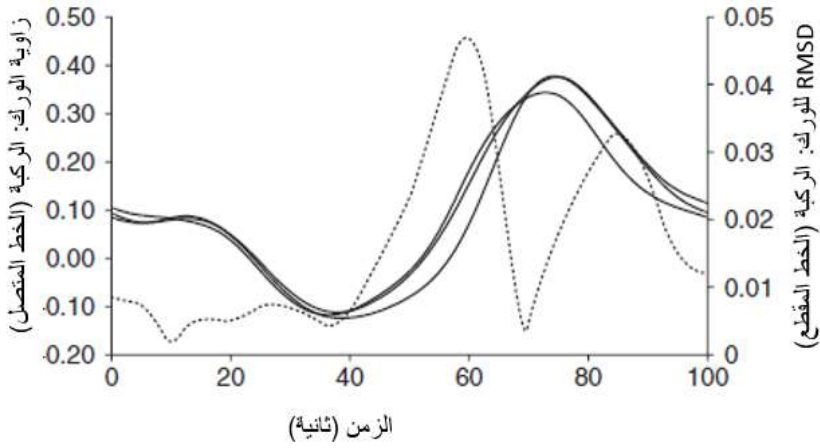
لعامل الاختلاف (%CV) والنسبة المئوية للانحراف مربع الوسط الحسابي (%RMSD) (Mullineaux *et al.*, 2001). على فرض أن حساب RMSD يتم على أساس درجة الوسط الحسابي الذي يوفر قيمة معيارية (على الرغم، من إمكانية استخدام الدرجات المعيارية المستقلة، على سبيل المثال، خطأ التحليل)، هذه الطرق التي توفير الوسط الحسابي، والانحراف المعياري وحجم العينة، يمكن تحديدها من بعضها البعض، وتسهيل المقارنات بين مختلف القياسات المستخدمة في الدراسات السابقة. بشكل عام، إذا كانت $n > 3$ ، عندئذ توفر CI 95٪ المقياس الأصغر، يتبعه أنحراف مربع الوسط الحسابي RMSD ومن ثم SD الانحراف المعياري.

يوفر تحليل القيم المنفصلة مقياساً يمكن الحصول عليه بسهولة من الأداء. مع ذلك، فقد تم انتقاد عن القيم المنفصلة لوحدها بسبب فشلها في التقاط الحركة الديناميكية (على سبيل المثال، Baumann، 1992). يمكن تقييم نوعية الحركة الديناميكية من الرسوم البيانية لمتغير واحد أو عدة متغيرات. توجد ثلاث مخططات بيانية رئيسية: مخطط المتغير-الزمن (السلسلة الزمنية)، أو مخطط متغير-متغير أو زاوية-زاوية أو طور-مستوى. إذا رسم مخطط لعدة محاولات، عندئذ، بالإضافة إلى التقييم النوعي لشكل مخطط الحركة، يمكن عندها تقييم التغير. أن حركة البشرية معقدة، وأن التحليل باستخدام المتغيرات المتعددة يوفر المعلومات الأكثر فهماً (Mullineaux and Wheat، 2002). من المحتمل أن تقدم المتغيرات المتعددة، في هذه المخططات الثلاثة رسوماً بيانية تستخدم في تقييم التباين من خلال كامل المسار الكينماتيكي لتوفر مخطط لمحاولتين أو أكثر. يستخدم كل واحد من هذه المخططات بصورة منفصلة. لتوضيح هذه المخططات، يرسم مخطط لزاوية الركبة والورك في ثلاث محاولات لذكر غير مصاب مشارك في سباق بسرعة 3 م/ثا في الأشكال من 1-8 إلى 8-8. من الضروري مع العديد من هذه التقنيات أن المحاولات في مسافة واحدة. نتيجة لذلك، تم تطبيق هذه المحاولات إلى بيانات من 101 نقطة، هذا أمر مفيد أيضاً لأنّه يسهل مناقشة النسبة المئوية للزمن خلال الحركة ويسهل قياس المحور الزمني، مثل قياس الزمن من 0 إلى 100٪ من الحركة ككل.



الشكل 1-8: زوايا الركبة (الخطوط الصلب) والورك (الخطوط المتقطعة) لثلاث تجارب لمشارك ذكر سليم يركض بمعدل 3 م\ثا. في وضع الوقوف التشريحي، زاوية الركبة في 180^0 (ثني إيجابي) وزاوية الورك عند 0^0 (جزء من الفخذ بوضع أفقي: ثني إيجابي: مد مفرط سلبي) الحدث الرأس القدم اليمنى تلامس الأرض القدم عند 0.0٪ و 100.0٪، والقدم اليمنى مرفوعة 40.0٪

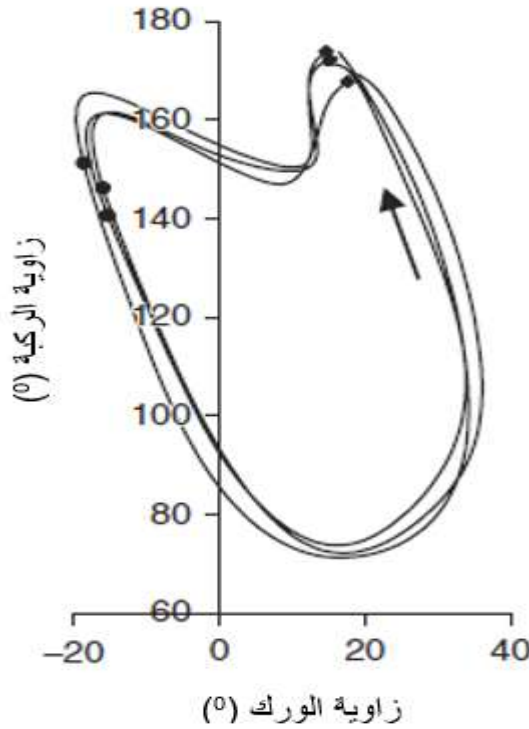
أولاً، يمثل مخطط لمتغير- الزمن لزوايا الركبة والورك لثلاث محاولات في الشكل 1-8. في الوضع التشريحي للوقوف، مفصل الركبة عند 180^0 (ثني موجب) والورك عند 0^0 (الفخذ بوضع أفقي: ثني موجب؛ ومد مفرط سلبي). دمج هذين المتغيرين بوصفها النسبة لزوايا الورك إلى الركبة (انظر الشكل 2-8؛ المحور الأيسر). يمكن استخدام نسبة المتغيرين في كل لحظة خلال المحاولات لحساب التباين في البيانات. على سبيل المثال، استخدام أنحراف مربع الوسط الحسابي (RMSD)، مع الوسط الحسابي بوصفهما قيمة معيارية، يتم عرض التغير في كل حالة في دورة الركض في الشكل 2-8 (المحور الأيمن).



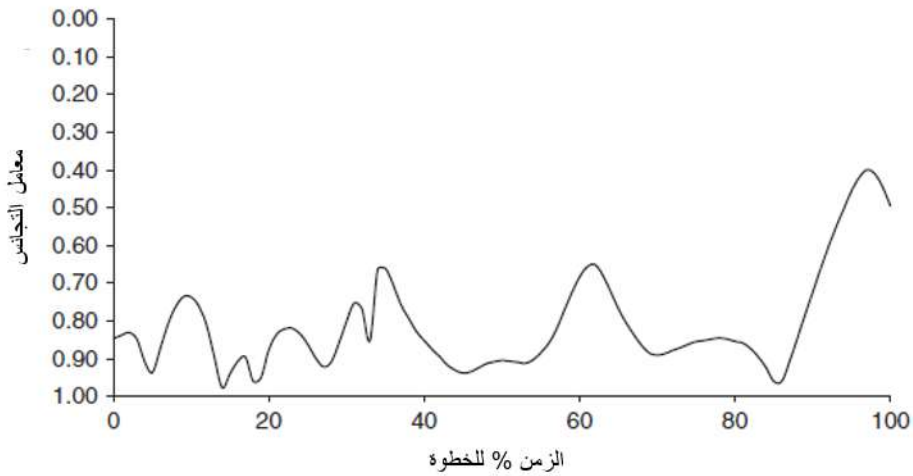
الشكل 2-8: نسبة زاوية الورك إلى الركبة لثلاث محاولات لمشارك ذكر سليم يركض بمعدل 3 م\ثا (المحور الأيسر)، واستخدام معيارية قيمة الوسط الحسابي لـ RMSD لهذه المحاولات الثلاث (المحور الأيمن). أول 40 ٪ من مرحلة الوقوف على القدم اليمنى

ثانياً، يظهر الشكل 3-8 مخطط زاوية - زاوية الركبة والورك، ولأجل تقييم هذه المتغيرات لهذه البيانات، يستخدم ترميز المحصلة (Tepavac and Field-Fote، 2001). ليصبح ترميز المحصلة قابلاً للتطبيق على البيانات التي ليست بالضرورة مرتبطة بشكل خطي، كما فرض في الارتباطات المتبادلة- انظر لاحقاً. يحدد مخطط ترميز زاوية- زاوية المحصلة بين كل نقطة للبيانات المتسلسلة للحصول على كل من الزاوية والكمية، ويكرر هذا في كل محاولة. في كل وقت يحدد الوسط الحسابي للزاوية والوسط الحسابي للكمية خلال المحاولات. يوفر ناتج الاوساط الحسابية للزوايا والكميات المعامل الذي يمثل ملخص لمعامل الزاوية الذي يتناظر الزاوية (r). سويًا، هذا المعامل، يمثل ملخص للمحاولات في الزاوية (الشكل) والكمية (الحجم)، يوشر المخطط المتغيرات خلال الحركة (لاحظ الشكل 4-8). يختلف معامل التناظر من 0 (الحد الأقصى للتغير) إلى 1 (لا تغير).

ثالثاً، يمكن استخدام مستوى- الطور لحساب التغير باستخدام الانحراف المعياري النسبي المستمر- CRPsd (Hamill *et al.*, 1999; Kurz and Stergiou, 2000; 2002). يمثل مستوى- الطور السرعة الزاوية لرسم المتغير مقابل الزاوية (انظر الشكل 5-8). يحسب من هذه المخطط، طور الزاوية بوصفها الزاوية بين المحور الأفقي والخط من الأصل الى نقطة البيانات. يوفر الفرق بين طور الزوايا بين المفصلين بما تتطابق مع الفترات الزمنية خلال كامل الدورة ليوفر طور الزاوية النسبي أو الطور النسبي المستمر- CRP (انظر، الشكل 6-8)



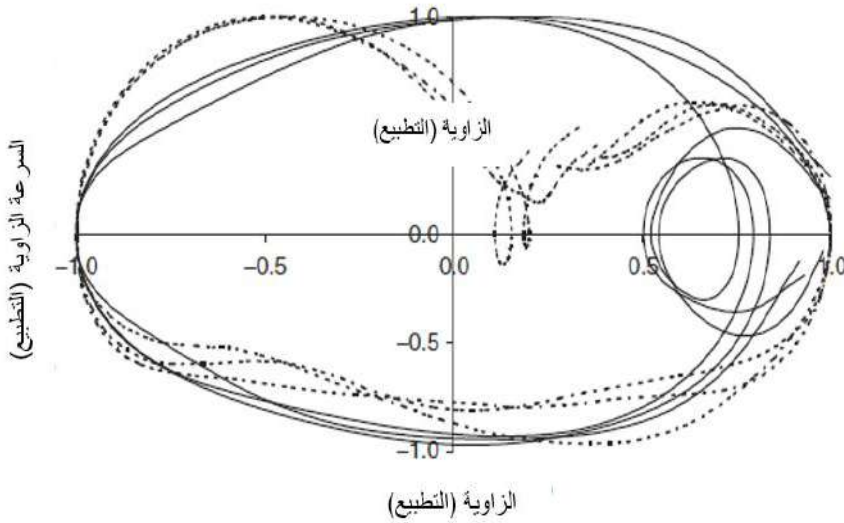
الشكل 3-8: مخطط لزاوية الركبة - الورك لثلاث محاولات لمشارك ذكر سليم يركض بمعدل 3 م\ثا، اتصال الكعب بالأرض (-)، رفع مقدمة الرجل (*)، و(السهم) يؤشر الاتجاه.



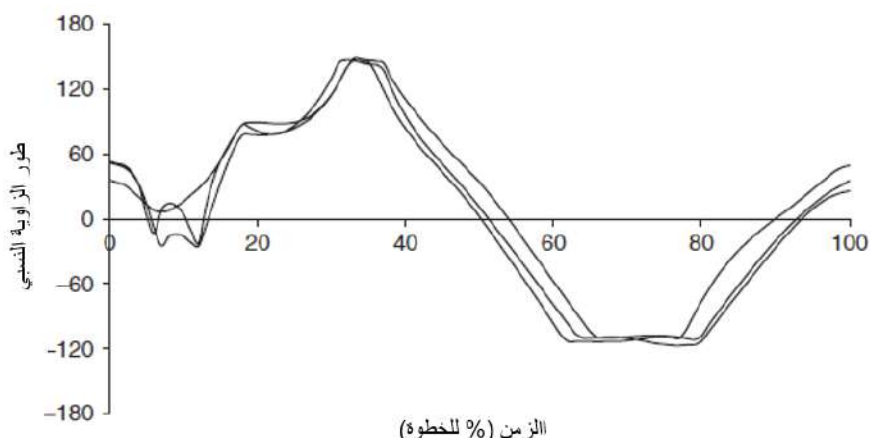
الشكل 4-8: يستخرج معامل التجانس (r) باستخدام رمز المحصلة (Tepavac and Field-Fote, 2001). ثلاث محاولات لبيانات زاوية- زاوية الركبة والورك لمشارك ذكر سليم يركض بمعدل 3 م\ثا. مدىات المعامل من التباين القصوي ($r=0$) الى لا يوجد تباين ($r=1$). اول 40% طور الوقوف للقدم اليمنى.

يوفر الانحراف المعياري في CRP انحراف معياري نسبي مستمر CRPsd (الشكل 7-8)، الذي يوضح التغير في كامل الحركة. يشق CRPsd من CRP الذي يستخدم بشكل أساسي بوصفة مقياس مباشر للتوافق، وقياس غير مباشر للتوافق من خلال التغير. من الصعب جدا حساب CRP من إما RMSD أو رمز المحصلة، مما يؤدي إلى المزيد من الأوراق التي تفسر وتحدد الفرضيات، الأساليب وتفسير CRP. يوخذ في الاعتبار CRP في الحركات البسيطة والجيبية ليوفر موشر جيد على وجود مفصلين داخل- الطور ($CRP=0^\circ$) أو الطور العكسي (خارج الطور- $CRP=180^\circ$ ؛ Hamill et al., 2000). فيما يخص للحركات الصعبة جدا، على سبيل المثال، في الركض، على الرغم من وجود تماثل من طور- الى- طور للورك والركبة، يستنتج أن CRP لم تقدم سوى القليل من المعلومات حول التوافق بين هذين المفص (Mullineaux and Wheat, 2002)، يعزى ذلك أساسا إلى انتهاك فرضية توزيع المحنى الجيبي، مما يتطلب تطبيق عملية التحويل. لحل هذه المسألة، يستخدم التطبيع لفترة التذبذب (Peters et al., 2003). واقترح الباحثون أيضًا تحويلات معقدة مثل تحويل هيلبرت،

للطرق غير الخطية، وأستكمال موضع البيانات بوصفها الطريقة البديلة لحساب انتهاك توزيع المحنى الجبي. وبالتالي، يحتاج في حساب CRP أتخاذ مختلف القرارات، جميعها ستغير النتائج بشكل جذري. يشمل هذه التحويل أستخدم التحويل أعلاه، ما مكون الزاوية (ϕ) الذي يستخدم دائما في- ($0^\circ \leq \phi \leq 180^\circ$) وكيف يجب تطبيع البيانات. توجد طرق عدة لتطبيع البيانات (لأحظ، Hamill *et al.*, 2000، مثل تطبيع السرعة الزاوية الى 1 بوصفها الحد الاقصى لكل محاولة، أو رفع جميع المحاولات الى الحد الاقصى، الذي يحسن فرضية النسبة واحد- واحد. بالمقابل، مثل أستخدم ظل مماس القوس لحساب مكون طور الزاوية، الذي أعتبر أن هذا يستخدم لحساب الفرق في الأتساع بين الطرف وهذا بحد ذاته لا يحتاج الى التطبيع (Kurz and Stergiou, 2002).



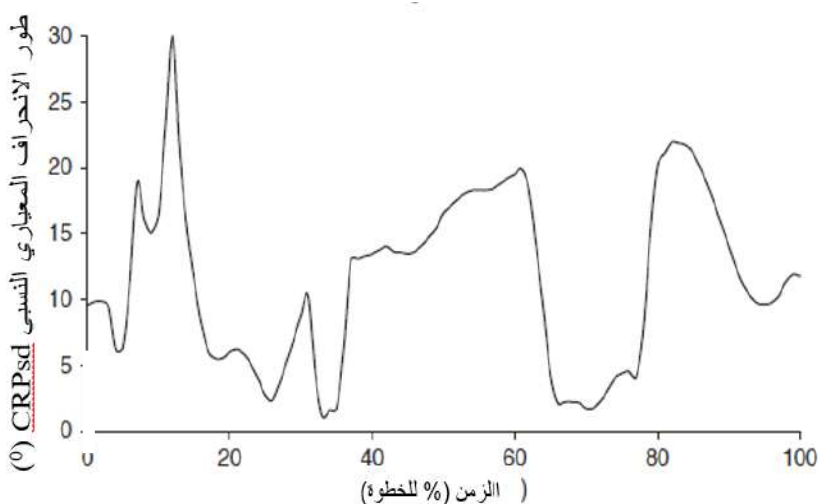
الشكل 8-5: مستو- طور مفصل الركبة (الخط المتصل) والورك (الخط المتقطع) لزوايا المحاولات الثلاث لمشارك ذكر سليم يركض بمعدل 3م\ثا. تطبيع السرعة الزاوية الى القيمة القصوى خلال المحاولات (تمثل 0 السرعة الزاوية صفر)، وتطبيع الزاوية الى مدى داخل المحاولات (مثل، -1 تمثل القيمة الأدنى، و+1 تمثل القيمة القصوى)



الشكل 6-8: الطور النسبي المستمر بين زوايا الورك والركبة لثلاث محاولات لمشارك ذكر سليم يركض بمعدل 3 م\ثا. تستخدم زاوية مستو-الطور (ϕ) في المدى $(0^\circ \leq \phi \leq 180^\circ)$. اول 40% طور الوقوف للقدم اليمنى.

في القياس المباشر للتوافق، من المحتمل أن يستند ذلك على محاولة واحدة فقط، في حين يتطلب قياس التوافق غير المباشر خلال التغير الى محاولتين أو أكثر. بالإضافة إلى CRP بوصفه مقياس مباشر للتوافق، يحدد الارتباط المتبادل من مخطط زاوية- زاوية والمتوفر أيضًا. يوفر الارتباطات المتبادل معامل ارتباط خطي بين مجموعتين من البيانات الزمنية، أذ يمثل أحدهم الفاصل الزمني (Amblard *et al.*, 1994). يوجد ملخص للتوصيات في أسلوب استخدام الارتباط المتبادل الذي وضعت في الوقت الحالي (Mullineaux *et al.*, 2001). يشمل هذا، أظهر معامل ارتباطات عالية للبيانات غير الخطية، ويجب التحقق من الفرضية الخطية خلال مدى البيانات جميعها بالفحص البصري عن طريق رسم متغير واحد دون فاصل زمني مقابل المتغير الآخر مع تقديم الفاصل الزمني له. أوضحنا مؤخرا أن العلاقة بين مفصل لورك والركبة في الركض علاقة خطية في أزمان معينة ولا خطية في أزمان أخرى (Mullineaux and Wheat, 2002). من المحتمل، تحليل البيانات الى أطوار، مثل ما نفذه سابقًا (Hamill *et al.*, 1999)، من المحتمل تطبيق التحويل الخطي الى طور الخطي للحركة الذي يحسّن من تحليل بيانات خلال الارتباط.

وصفت الطرق المذكورة حتى الآن (المدرجة في الجدول 2-8) بشكل أساسي لحساب قياس كل لحظة من خلال دورة الحركة. من الممكن أيضًا استخدام العديد من هذه الطرق بأخذ الوسط الحسابي لهذه القياسات خلال كامل الدورة لتوفير قياس شامل للتغيرات خلال الحركة بأكمله. بالإضافة إلى أن هذه الطرق تستخدم من خلال أخذ المعدل لهذه القياسات خلال كامل الدورة لتوفير قياس للمتغير خلال كامل الحركة. بالإضافة إلى هذا التكنيك، يوفر قياس آخر للمتغير بشكل كامل وبسيط، يستند على مخطط زاوية-زاوية، وحساب تطبيع فرق متوسط الجذر التربيعي (NoRMS)، الأسلوب الذي سيتم تغطيته بعمق في فقرة لاحقا (أنظر، Sidaway 2001، 1995; Mullineaux *et al.*, *et al.*).



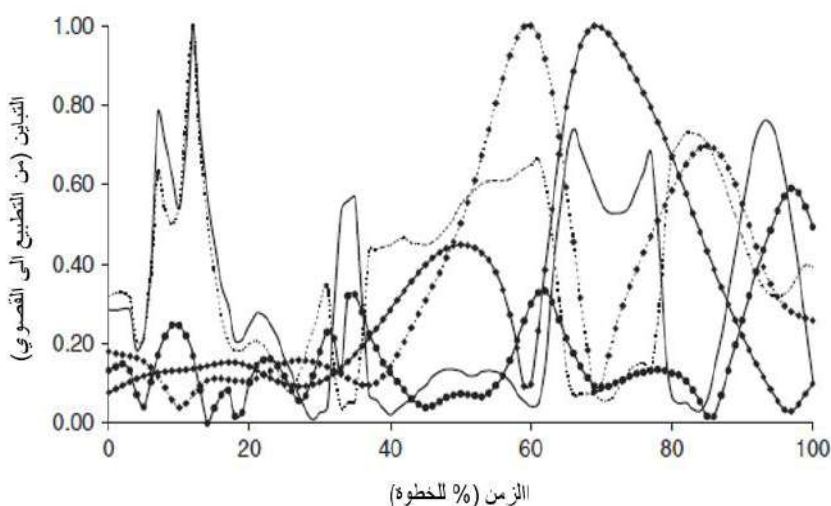
الشكل 7-8: طور الانحراف المعياري النسبي المستمر (CRP-sd) في ثلاث زوايا لمقياس التوافق المباشر (CRP) بين زوايا الورك والركبة للمحاولات الثلاث لمشارك ذكر سليم يركض بمعدل 3 م\ثا. أول 40% طور الوقوف على القدم اليمنى.

باختصار، من المحتمل إجراء تحليل التباين باستخدام طرق مختلفة. تميل إلى توفير نتائج "نوعية" مختلفة، لتوفر المتغيرات الصغيرة والكبيرة التي تستخدم لاستنتاج استراتيجيات توافق متنوعة في طرقها (انظر الشكل 8-8؛ الخطوط المتصلة). بالإضافة

إلى ذلك، يصعب مقارنة النتائج بشكل كمي (انظر الجدول 8-2). يعتمد اختيار الأسلوب الذي يستخدم على تلبية مطلب الفرضيات الأساسية، في سهولة الاستخدام والتفسير، القدرة على المقارنة مع الدراسات السابقة، وأهتمام الباحث. تشمل بعض المقارنات في الدراسات، على سبيل المثال، أذ يوفر الارتباط المتبادل معنى لة أهمية كبيرة في قياس التوافق من CRP (Mullineaux and Wheat, 2002)، وأفترض أن تقنية التحويل تحسن من فرضيات ل CRP، لكن هذه المعالجة الكبيرة للبيانات من المحتمل أن تكون مضمونة، وهذا يجعل الحساب والتفسير أكثر تعقيدا. وللمزيد من البحث في ذلك عثر على أن تشفير المحصلات، مقارنة مع أنحراف مربع الوسط الحسابي (RMSD) وطور الانحراف المعياري النسبي (CRPsd)، توفر نفس النتائج أثناء تعريف زاوية الورك المتغيرة. يتغير تعريف المد الكامل من 0^0 إلى 180^0 ، كما يظهر في الشكل 8-8 (قارن الخطوط المستمرة مع المتقطعة). بالتالي، بما أن تشفير المحصلة القياس الحقيقي الموثوق به الذي لا يعتمد على تعريف المتغير، ومن السهولة حسابه، واثبت أنه الإجراء الأنسب لقياس كمية التغيرات؛ مع ذلك، قد تصبح بعض القياسات الأخرى أكثر قيمة من خلال المزيد من التطوير أو توحيد القياس.

الجدول 8-2: التحليل الأحصائي المتوفر لتقدير التباين، بالتالي التوافق، في محاولتين أو أكثر، خلال كامل الدورة أو القياس الكلي للدورة. المثال لة علاقة بثلاث محاولات لذكر سليم يركض بعدل 3 م\ثانية (لاحظ الاشكال من 8-1 الى 8-7).

القاعدة	الطريقة (التوصية بقراءة)	مثال النتائج ⁰
الكل	كامل الدورة	
التباين - الزمن	CV, RMS, SD, % 95 CI	الشكل 2-8 المحور
0.03		
المخطط (مثل الشكل 8-1 و 8-2 المحور الايسر)	RMSD % من المتغير أو نسب التباين (Mullineaux et al, 2001)	الايمن RMSD من النسبة لمتغيرين
مخطط زاوية - زاوية	ترميز المحصلة	الشكل 4-8
0.81 ^b		
مثل الشكل 3-8	(TePAVAC & Field-Fold 2001)	
	RMS لا يوجد	N/A
	%4.2	
	(Sidway et al, 1995: Mullineaux et al, 2001)	
	أرتباط متقاطع	N/A
	%0.83	
	(Mullineaux et al, 2001)	
	أرتباط متقاطع بزمن التأخير	N/A
	%18- ^c	
	(Amblard et al, 1994: Mullineaux et al, 2001)	
مستو الطور	الطور النسبي المستمر	الشكل 6-8
الشكل 5-8	الأنحراف المعياري CRPsd, CRP	الشكل 7-8
7.6 ⁰		
ملاحظة: N/A: نوسر النتائج وليس ناتج الطريقة. Data ^b ناتج مكونات التصحيم والزواية. كلاهما يمكن تحليل بوصفه متغير مستقل. Average ^c يمثل ثلاث محاولات لـ $r(0.784, 0.830, 0.827)$ وزمن التأخير (-17%, -18%, -17%); الزمن السالب يؤشر أن حركة الورك قبل حركة الركبة. حسب استخدام الحقيبة الاحصائية (SPSS, Provides ^d Chicago, IL). طول الزاوية الذي يقاس التوافق وليس التخيرات (التباين).		



الشكل 8-8: قياس التباين لزوايا الورك والركبة للمحاولات الثلاث لمشارك ذكر سليم يركض بمعدل 3 م\ثا باستخدام رمز المحصلة (*). أنحراف مربع الوسط الحسابي (RMSD) (-) والانحراف المعياري للطور النسبي المستمر (بدون علامة)، الزاوية أثناء الوقوف التشريحي للورك 0^0 (الخط المتصل) والورك 180^0 (الخط المتقطع). لاحظ رمز المحصلة لا يتغير مع تعريف زاوية الورك. أول 40% طور الوقوف على القدم اليمنى

كتابة تقرير الدراسة

يساعد كتابة تقرير الدراسة على تسهيل نشر المعرفة وتسهم في التقدم العلمي لاحقاً. السمة الرئيسية في تقرير البحوث تعني العمل تحت الضغط. في هذا الفصل، التركيز كان على مواضيع صغيرة من طرق البحث، وسليط الضوء أيضاً على العديد من العوامل التي تؤثر على النتائج وبالتالي على معنى البيانات. على سبيل المثال، تعريف الزاوية يغير من القياسات وتؤثر طريقة معالجة المحاولات على القوة الإحصائية. على سبيل المثال، 20٪ من التقارير البيوميكانيكية المختارة طريقة معالجة المحاولات غير واضحة (Mullineaux et al. 2001). مع ذلك، بدمج الفصول الأخرى من هذا الكتاب، يقترح أنها تهدف إلى:

- الإبلاغ عن كافة التفاصيل لتمكن القارئ من فهم النظرية التي تدعم الدراسة، أستخدم النتائج لدعم الدراسة في المستقبل، تكرار الدراسة وتفسير النتائج.
- ذكر المصادر مع الإجراءات القياسية والتحليل الإحصائي، كما هو الحال خلال هذا الفصل.
- تقديم تفاصيل عن اختيار المجتمع، وإطار أخذ العينة وأسلوب أخذ العينة، صفات وخصائص العينة.
- الخطوط العريضة لتصميم البحوث، بما في ذلك التوقيت، وعدد وتسلسل القياسات، تقديم تفاصيل عن حجم المحاولات المستخدمة وطريقة معالجة المحاولات.
- توضيح الطرق المستخدمة، مثل إجراءات المعايرة، للتحكم في أخطاء التجربة.
- إجراءات معالجة موثوقية القياسات.
- توفير نتائج غنية بالمعلومات، لا سيما الإحصاء الوصفي فضلاً عن توفير البيانات بسيطة ذات قيمة عملية. أيضاً توفير ملخص مفيد للمتغيرات الأساسية تسمح للقارئ بأداء تحليل بسيط للقوة.
- توفير مستوى المعنوية الاحصائية (α) واحتمالية القيم (P)، وكتابة تقرير عن القوة الاحصائية ($a-priori$) وقيمة (P) بالضبط في النتائج.
- تبرير التحليل الإحصائي المستخدم.
- تقرير عن التقديرات والتصحيحات المستخدمة على اختبار الفرضية الاحصائية.
- استخدام حجم التأثير الإحصائي، والأختبارات المكملية والمعنوية.
- إنشاء وتحديد أوجه عدم اليقين في البيانات.
- تقدم المعلومات في شكل أكثر ملاءمة إما على شكل رسم بياني إذا كان المطلوب فحص بصري، أو جدول، إذا كانت القيم الدقيقة مهمة؛ يجب تجنب الأزواجية.

- ينصب التركيز في التقرير على سؤال البحث الذي تم تناوله، والنظرية الأساسية، والبحوث السابقة ذات العلاقة، وأهمية نتائج الدراسة وكيف تسهم في المعرفة حالياً، وتقييم حدود الدراسة. مع قائمة دقيقة بالمراجع.

المصادر

- Amblard 'B. 'Assaiante 'C. 'Lekhel 'H. and Marchand 'A.R. (1994) 'A statistical approach to sensorimotor strategies: conjugate cross-correlations' , *Journal of Motor Behavior* , 26: 103–112.
- Arutyunyan 'G.H. 'Gurfinkel 'V.S. and Mirskii 'M.L. (1968) 'Investigation of aiming at a target' , *Biophysics* , 13: 536–538.
- Back 'W. 'Barneveld 'A. 'Bruin 'G. 'Schamhardt 'H.C. and Hartman 'W. (1994) 'Kinematic detection of superior gait quality in young trotting Warmbloods' , *The Veterinary Quarterly* , 16S2: 91–96.
- Bates 'B.T. (1996) 'Single subject methodology: an alternative approach' , *Medicine and Science in Sports and Exercise* , 28: 631–638.
- Bates 'B.T. 'Dufek 'J.S. and Davis 'H.P. (1992) 'The effect of trial size on statistical power' , *Medicine and Science in Sports and Exercise* , 24: 1059–1068.
- Batterham 'A.M. 'George 'K.P. and Mullineaux 'D.R. (1997) 'Allometric scaling of left ventricular mass and body dimensions in males and females' , *Medicine and Science in Sports and Exercise* , 29: 181–186.
- Baumann 'W. (1992) Perspectives in methodology in biomechanics of sport 'in R. Rodano 'G. Ferrigno and G. Santambrogio (eds) , *Proceedings of the Xth Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports* (pp. 97–104) , Milan ,Italy: Edi Ermes.
- Baumgartner 'T.A. and Strong 'C.H. (1998) *Conducting and Reading Research in Health and Human Performance* , Boston ,MA: McGraw-Hill.

Burden ,A.M. ,Grimshaw ,P.N. and Wallace ,E.S. (1998) 'Hip and shoulder rotations

during the golf swing of sub-10 handicap players' ,*Journal of Sports Sciences* ,16: 165–176.

Carver ,R.P. (1978) 'The case against statistical significance testing' ,*Harvard*

Educational Review ,48: 378–399.

Cham ,R. and Redfern ,M.S. (2002) 'Changes in gait when anticipating slippery floors' ,

Gait and Posture ,15: 159–171.

Cohen ,J. (1988) *Statistical Power Analysis for the Behavioural Sciences* ,Hillsdale ,NJ: Lawrence Erlbaum.

Cohen ,J. (1992) 'A power primer' ,*Psychological Bulletin* ,112: 155–159.

Dauids ,K. ,Bennett ,S.J. ,Handford ,C.H. ,Jolley ,L. and Beak ,S. (1997) Acquiring

coordination in interceptive actions: an ecological approach ,in R. Lidor and M. Bar-Eli (eds) ,*Innovations in Sport Psychology: Linking Theory and Practice* (pp. 227–229) ,Netanya ,Israel: International Society of Sport Psychology.

Degueurce ,C. ,Pourcelot ,P. ,Audigie ,F. ,Denoix ,J.M. and Geiger ,D. (1997) 'Variability

of the limb joint patterns of sound horses at trot' ,*Equine Veterinary Journal* ,23S: 89–92.

Dufek ,J.S. ,Bates ,B.T. ,James ,C.J. and Stergiou ,N. (1995) 'Interactive effects between

group and single-subject response patterns' ,*Human Movement Science* ,14: 301–323.

Duffey ,M.J. ,Martin ,D.F. ,Cannon ,D.W. ,Craven ,T. and Messier ,S.P. (2000)

'Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners' ,*Medicine and Science in Sports and Exercise* ,32: 1825–1832.

Duncan ,T. (1987) *Physics: A Textbook for Advanced Level Students* ,London: John

Murray.

Friendly ,M. (2003) 'Power analysis for ANOVA designs' <http://www.math.yorku.ca/>

SCS/Online/power/ ,(accessed 16 October 2004).

Hamill ,J. ,Haddad ,M. and McDermott ,W.J. (2000) 'Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective' ,*Journal of Applied Biomechanics* ,16: 407–418.

Hamill ,J. ,van Emmerik ,R.E.A. ,Heiderscheit ,B.C. and Li ,L. (1999) 'A dynamical

systems approach to lower extremity running injuries' ,*Clinical Biomechanics* ,14: 297–308.

Heiderscheit ,B.C. (2000) 'Movement variability as a clinical measure for locomotion' ,

Journal of Applied Biomechanics ,16: 419–427.

Heiderscheit ,B.C. ,Hamill ,J. and van Emmerik ,R.E.A. (1999) 'Q angle influences on the variability of lower extremity coordination' ,*Medicine and Science in Sports and Exercise* ,31: 1313–1319

Holmstrom ,M. ,Fredricson ,I. and Drevemo ,S. (1994) 'Biokinematic differences between riding horses judged as good and poor at the trot' ,*Equine Veterinary Journal* ,17S: 51–56. Hopkins ,W.G. , Hawley ,J.A. and Burke ,L.M. (1999) 'Design and analysis of research on sport performance enhancement' ,*Medicine and Science in Sports and Exercise* ,31: 472–485.

Howell ,D.C. (1997) *Statistical Methods for Psychology* ,Belmont , CA: Duxbury Press.

Hreljac ,A. (1998) 'Individual effects on biomechanical variables during landing in tennis shoes with varying midsole density' ,*Journal of Sports Sciences* ,16: 531–537.

Jaric ,S. (2002) 'Muscle strength testing: use of normalisation for body size' ,*Sports Medicine* ,32: 615–631.

Krejcie ,R.V. and Margan ,D.W. (1970) 'Determining sample size for research activities' ,*Education and Psychological Measurement* ,30: 607–610.

Kroll ,W. (1957) 'Reliability theory and research decision in selection of a criterion score' ,*Research Quarterly* ,38: 412–419.

Kurz ,M.J. and Stergiou ,N. (2002) 'Effect of normalisation and phase angle calculations on continuous relative phase' ,*Journal of Biomechanics* ,35: 369–374.

Lenth ,R.V. (2001) 'Some practical guidelines for effective sample-size determination' ,*The American Statistician* ,55: 187–193.

Matthews ,R. (1998) 'Flukes and flaws' ,*Prospect* ,November ,20–24.

Mullineaux ,D.R. and Bartlett ,R.M. (1997) Research methods and statistics ,in R.M. Bartlett (ed.) ,*Biomechanical Analysis of Movement in*

Sport and Exercise (pp. 81–104) ‘Leeds ‘England: British Association of Sport and Exercise Sciences.

Mullineaux ‘D.R. and Wheat ‘J. (2002) Quantifying coordination in kinematic data: a running example ‘in K.E. Gianikellis (ed.) ‘*Proceedings of the 20th International Symposium on Biomechanics in Sport* (pp. 515–518) ‘Caceres ‘Spain: University of Extremadura.

Mullineaux ‘D.R. ‘Barnes ‘C.A. and Batterham ‘A.M. (1999) ‘Assessment of bias in comparing measurements: a reliability example’ ‘*Measurement in Physical Education and Exercise Science* ‘3: 195–205.

Mullineaux ‘D.R. ‘Bartlett ‘R.M. and Bennett ‘S. (2001) ‘Research methods and statistics in biomechanics and motor control’ ‘*Journal of Sports Sciences* ‘19: 739–760.

Mullineaux ‘D.R. ‘Clayton ‘H.M. and Gnagey ‘L.M. (2004) ‘Effects of offsetnormalising

techniques on variability in motion analysis data’ ‘*Journal of Applied Biomechanics* ‘20: 177–184.

Mullineaux ‘D.R. ‘Milner ‘C.E. ‘Davis ‘I. and Hamil ‘J. (2006) ‘Normalization of ground reaction forces’ ‘*Journal of Applied Biomechanics* ‘22: 230–233.

Næs ‘T. ‘Isaksson ‘T. ‘Fearn ‘T. and Davies ‘T. (2002) *A User-friendly Guide to Multivariate Calibration and Classification* ‘Chichester ‘England: NIR Publications.

Park ‘I. and Schutz ‘R.W. (1999) ‘Quick and easy’ formulae for approximating statistical power in repeated measures ANOVA’ ‘*Measurement in Physical Education and Exercise Science* ‘4: 249–270.

Peham ‘C. ‘Licka ‘T. ‘Girtler ‘D. and Scheidl ‘M. (2001) ‘The influence of lameness on equine stride length consistency’ ‘*Veterinary Journal* ‘162: 153–157.

Peters ‘B.T. ‘Haddad ‘J.M. ‘Heiderscheit ‘B.C. ‘van Emmerik ‘R.E. and Hamill ‘J. (2003) ‘Limitations in the use and interpretation of continuous relative phase’ ‘*Journal of Biomechanics* ‘36: 271–274.

Pullinen ‘T. ‘Mero ‘A. ‘Huttunen ‘P. ‘Pakarinen ‘A. and Komi ‘P V. (2002) ‘Resistance exercise induced hormonal responses in men ‘women ‘and pubescent boys’ ‘*Medicine and Science in Sports and Exercise* ‘34: 806–813.

Raftopoulos ‘D.D. ‘Rabetas ‘D.A. ‘Armstrong ‘C.W. ‘Jurs ‘S.G. and Georgiadis ‘G.M.

(2000) ‘Evaluation of an existing and a new technique for the normalisation of ground reaction forces: total body weight versus lean body weight’ ‘*Clinical Kinesiology* ‘4: 90–95.

Schmidt-Nielsen ,K. (1984) *Scaling: Why is Animal Size so Important?* Cambridge:

Cambridge University Press.

Shultz ,B.B. and Sands ,W.A. (1995) Understanding measurement concepts and statistical

procedures ,in P.J. Maud and C. Foster (eds) ,*Physiology Assessment of Human Fitness*

(pp. 257–287) ,Champaign ,IL: Human Kinetics.

Sidaway ,B. ,Heise ,G. and Schonfelder-Zohdi ,B. (1995) ‘Quantifying the variability of angle-angle plots’ ,*Journal of Human Movement Studies* ,29: 181–197.

Tabachnick ,B.G. and Fidell ,L.S. (2001) *Using Multivariate Statistics* ,Boston ,MA: Allyn & Bacon.

Tanner ,J.M. (1989) *Foetus into Man* ,Ware ,England: Castlemead.

Tepavac ,D. and Field-Fote ,E.C. (2001) ‘Vector coding: a technique for quantification of

intersegmental coupling behaviours’ ,*Journal of Applied Biomechanics* ,17: 259–270.

Tyler ,R.W. (1931) ‘What is statistical significance?’ ,*Educational Research Bulletin* ,10: 115–118.

van Weeren ,P.R. ,van den Bogert ,A.J. and Barneveld ,A. (1992) ‘Correction models for factors for skin displacement in equine kinematic gait analysis’ ,*Journal of Equine Veterinary Science* ,12: 178–192.

Vincent ,W.V. (1999) *Statistics in Kinesiology* ,Champaign ,IL: Human Kinetics.

Wheat ,J.S. ,Bartlett ,R.M. ,Milner ,C.E. and Mullineaux ,D.R. (2003) ‘The effect of different surfaces on ground reaction forces during running: a single-individual design approach’ ,*Journal of Human Movement Studies* ,44: 353–364.

Winer ,B.J. ,Brown ,D.R. and Michels ,K.M. (1991) *Statistical Principles in Experimental Design* ,New York ,NY: McGraw-Hill.

Winter ,E.M. and Nevill ,A.M. (2001) Scaling: adjusting for differences in body size ,in R. Eston and T. Reilly (eds) ,*Kinanthropometry and Exercise Physiology Laboratory Manual: Tests ,Procedures and Data. Volume 1: Anthropometry* (pp. 275–293) ,London: Routledge.

الفصل التاسع

COMPUTER SIMULATION MODELLING IN SPORT

Maurice R. Yeadon and Mark A. King

محاكاة الحاسوب للنموذج الرياضي

المقدمة

يهدف العلم التجريبي إلى الإجابة على أسئلة البحث من خلال التحقق من العلاقات بين المتغيرات باستخدام البيانات الكمية التي أنتجتها التجربة وتقييم معنوية النتائج إحصائيًا (Challis, 1994 Yeadon and). يحدد في التجربة المثالية آثار تغيير متغير واحد فقط. من المحتمل تغيير متغير واحد فقط في التجربة المخبرية مسيطر عليه بعناية في العلوم الطبيعية، هذه مشكلة في علم الرياضيات بشكل عام وفي البيوميكانيك الرياضي بصفة خاصة. إذا كان الأداء النموذجي في رياضة مثل الوثب العالي المراد التحقيق وأن أي تدخل يجب أن يكون في الحد الأدنى لئلا يكون الأداء غير عادي. على سبيل المثال، إذا كان الهدف التحقق من تأثير السرعة التصاعدية للركض على الارتفاع الذي وصل لة مركز الكتلة أثناء الوثب للأعلى، لذا يتسال القافز عن استخدام أطوال تقريبية مختلفة التي من المحتمل أن تؤثر بالحد الأدنى على تكنيك القافز إذا نفذ اللاعب هذا أعتياديا في التدريب. في مثل هذه الظروف، من المتوقع أن تتفاوت السرعة التقريبية التي نهدف لها وأيضا هناك جوانب أخرى تتغير في التكنيك. من المحتمل توافق طول الخطوة الكبيرة مع تثبيت أفقى أكبر لساق النهوض. لذلك، فإن آثار السرعة التقريبية العالية من المحتمل أن تكون مربكة بسبب تأثيرات زوايا التثبيت وتغير متغيرات التكنيك الأخرى. لعزل العلاقة بين السرعة التقريبية وارتفاع الوثب توجد حاجة إلى طرق إحصائية للتحليل التي تزيل آثار المتغيرات الأخرى على سبيل المثال (مثل، Greig and Yeadon, 2000). ولنجاح هذا، يجب أن تكون هناك كمية ومقدار كاف من البيانات للتعامل مع آثار العديد من المتغيرات.

نظريا تستخدم الركضة التقريبية للإجابة على سؤال البحث وعادة يستخدم نموذج مبسط ليمثل النظام الفيزيائي قيد الدراسة. الفائدة الرئيسة لهذا النموذج تكمن في إمكانية إجراء تجارب مثالية مع إمكانية تغيير متغير واحد فقط. سيصف هذا الفصل النماذج النظرية المستخدمة في البيوميكانيك الرياضي، مع شرح المكونات المختلفة ومناقشة نقاط القوة والضعف.

تستخدم النماذج لمعالجة مشكلة الدفع الديناميكي للأمام ومشكلة الديناميكية المعكوسة. تكمن مشكلة الدفع للأمام في تحدد القوى الدافعة ومشكلة تحديد ناتج

الحركة. في مشكلة الديناميكية العكسية أن الحركة حددت والمشكلة في تحديد القوى الدافعة التي أنتجت الحركة (Zatsiorsky, 2002). سيتم التعامل مع كل من هذه الأنواع من المشاكل باستخدام أساليب النمذجة المختلفة وسيتم مناقشة مزاياها النسبية.

سيصف هذا الفصل عملية بناء النموذج الرياضي باستخدام أجسام صلبة وتركيب مرن ليمثل أجزاء الجسم والطرق المختلفة لتمثيل قابلية القوة العضلية. سيتم وصف الطرق المباشرة وغير المباشرة لتحديد المعالم الفيزيائية المرتبطة بهذه العناصر. قبل استخدام النموذج للإجابة على سؤال البحث، من الضروري أولاً إثبات أن النموذج ملائم لتمثيل النظام الفيزيائي الحقيقي. سنناقش عملية تقييم النموذج هذا بمقارنة ناتج النموذج مع البيانات الحقيقية. سنقدم أمثلة لتطبيقات نموذج الحاسوب إلى جانب التعليمات لإجراء دراسة وإعداد التقارير عنها.

مشكلة ديناميكية الدفع للامام

في مشكلة الديناميكية للأمام، يتم تحديد القوى الدافعة مشكلة تحديد الحركة الناتجة. من المحتمل استخدام القوى العضلية أو عزم المفصل بوصفهما دوافع في هذه الحالة سيكون السجل الزمني السابق لزاوية المفصل جزءاً من الحركة الناتجة. إذا يستخدم السجل الزمني زاوية المفصل بوصفه دافع للنموذج عندها تحدد الحركة الناتجة من خلال حركة مركز كتلة الجسم بالكامل والسجل الزمني لأتجاه الجسم بالكامل. استخدام مثل هذا النموذج بهذه الطريقة، يُعرف بنموذج المحاكاة.

بناء النموذج

جسم الإنسان معقد للغاية أذ يمتلك أكثر من 200 عظم و 500 عضلة، بالتالي، فإن أي نموذج لجسم الإنسان سيكون تبسيط للواقع. تعتمد درجة بساطة محاكاة النموذج على نوع النشاط المراد محاكاته والهدف من الدراسة. على سبيل المثال، من المحتمل أن النموذج لجزء واحد يمثل جسم الإنسان بشكل كاف مثل نموذج الطور الهوائي، أما نموذج الغطس باستقامة ستكون هناك حاجة لنموذج مكون من جزئين أو ثلاثة أجزاء ليكون التمثيل حقيقي. بالنتيجة يستخدم نموذج غوص البايك (piked

(dive) لإعطاء تمثيل مناسب. نتيجة لذلك، لا يمكن استخدام نموذج واحد لمحاكاة جميع الفعاليات الرياضية، لذلك تصمم نماذج محاكاة محددة للقيام بمهام معينة. كقاعدة عامة، يجب أن يكون النموذج بسيطاً قدر الإمكان، ومعقداً بشكل كافٍ للأجابة على الأسئلة المطروحة. من المحتمل أن تكون هذه القاعدة البسيطة عملية صعبة التنفيذ نظراً لمستوى التعقيد المطلوب وليس هذا واضح دائماً.

أساسياً نماذج محاكاة الديناميكية الأمامية إما من خلال زاوية الدفع، أو يتم إدخال سجل زاوية المفصل وأتجاه الجسم الكلي في النموذج ويحسب موقع مركز الكتلة مع عزم المفصل المطلوب، أو دفع العزم/ القوة، أو يدخل عزم المفصل أو السجل الزمني للقوة العضلية في النموذج وتحسب الكينماتيكة الناتجة. تستخدم عادة نماذج المحاكاة التي تعتمد على دفع- زاوية لمحاكاة الفعاليات الرياضية التي لا تقتصر على القوة، مثل الحركات الرياضية التي لها طور تحليق هوائي مثل الغطس (Miller, 1971)، والوثب العالي (Dapena, 1981)، الترامبولين (Yeadon *et al.*, 1990). واستخدمت أيضاً في أنشطة أخرى، مثل الدوران العالي على البار (Yeadon and Hiley, 2000) أو المرجحة الطويلة على الحلق (Brewin *et al.*, 2000)، من خلال الحد من عزم المفصل لتجنب الحركات غير الواقعية. تستخدم معظم نماذج المحاكاة التي تعتمد على القوة أو العزم لتمثيل حركات الوثب الأرضية البسيطة نسبياً، التي فيها يمكن تمثيل جسم الإنسان باستخدام نموذج بسيط مكون من بعدين (ثنائي الأبعاد). فضلاً عن، الحركات التي يكون فيها الجسم متناظر حول المستوى السهمي، مثل المرجحة الطويلة على الحلق (Sprigings *et al.*, 1998)، أو تسمح نماذج المحاكاة هذه أن تمتلك عاداتاً على أجزاء أقل وبالتالي درجات حرية أقل.

عادة النماذج التي تعتمد أكثر على زوايا الدفع تكون معقدة مع زيادة في الأجزاء ودرجات الحرية أو من السهل السيطرة عليها، كذلك تعتمد النماذج بشكل عام على عزم بسيط نسبياً، بسبب الصعوبات في تحديد المعالم الواقعية للعضلات. أحد الاستثناءات الظاهرة نموذج الوثب لـ (Hatze, 1981a)، الذي قام بمحاكاة طور النهوض في الوثب الطويل. يحتوي هذا النموذج على 17 جزء من أجزاء الجسم و 46 مجموعة عضلية، هذا النموذج لم يحاكي طور الهبوط ولم يسمح بحركة الأنسجة الطرية.

مكونات النموذج

تناقش الفقرة التالية المكونات المختلفة المستخدمة في بناء نموذج محاكاة نمودجي.

نماذج ترابط الأجزاء

تعتمد معظم نماذج محاكاة جسم الإنسان ككل في بيوميكانيك الرياضية على مجموعة الأجزاء (الأجسام الصلبة) المرتبطة مع بعضها البعض، تسمى بشكل عام "نظام ترابط الأجزاء". تعد الأجسام الصلبة القطع الأساسية لنماذج المحاكاة وتعد بمثابة البنية الأساسية وعزم القصور الذاتي لجسم الإنسان. يتطلب كل جزء صلب في نموذج المستوى على أربعة معالم: الطول، الكتلة، موقع مركز الكتلة وعزم القصور الذاتي. يعتمد عدد الأجزاء المستخدمة على الهدف من الدراسة والنشاط الذي يراد نمذجته. على سبيل المثال، استخدم (Alexander, 1990) نموذجًا من جزئين لتحديد سرعة الاقتراب المثالية والمسافة في الوثب العالي، استخدم (Neptune and Kautz, 2000) نموذجًا لمتسابقى الدراجات مكون من ساقين (جزئين) لإلقاء نظرة على العضلات المشاركة في قيادة الدراجة للأمام وللخلف. وأستخدم كل من (King and Yeadon, 2003) نموذجًا مستو من خمسة أجزاء للتحقق في حالات النهوض في الشقلبة الهوائية. التعقيد المطلوب ليس دائمًا واضح.

استخدمت نماذج القصور الذاتي -الحر المكون من جزئين في حسان القفز لإظهار أن الدوران الخلفى المتولد أثناء النهوض يعد بشكل كبير دالة السرعة وشكل التصادم الابتدائي سويًا مع الميكانيكا السلبية أثناء التصادم (Sprigings and Yeadon, 1997; King et al., 1999). تم التأكد من هذه النتائج باستخدام نموذج الدفع - القصور الذاتي الذي أظهر أن نموذج اليد المكون من خمس أجزاء ومرونة الكتف ساهما بشكل كبير في التدوير (King and Yeadon, 2005).

تذبذب الكتلة

على الرغم من استخدام نماذج اتصال الجسم الصلب على نطاق واسع لنمذجة العديد من الفعاليات، أجريت بعض التعديلات على بعض الأجزاء الصلبة في النموذج من خلال دمج عناصر تذبذب الكتلة (Gruber *et al.*, 1998). سمح نموذج تذبذب الكتلة هذا من تمثيل بعض الكتلة (النسيج الرخو) في الجزء المتحرك نسبتاً للعظم، الجزء الجامد. بالنسبة للتصادم، فإن إدراج تذبذب الكتلة في النموذج أمر بالغ الأهمية بسبب التحميل على النظام الذي يقلل بنسبة 50٪ تقريباً من نموذج تذبذب الكتلة مقارنةً ما يساوية من نموذج الجزء الصلب (Pain and Challis, 2006). تتمثل الطريقة الأكثر انتشاراً لنمذجة تذبذب الكتلة بربط عنصر صلب ثانٍ بالعنصر الصلب الثابت الأول، الذي يمثل العظم، ويستخدم للتقليل من انتشار السلبية الخطية داخل الجزء مع انتشار القوة في حين تمثل $(F = kx^3 - d \cdot \dot{x})$ ، وتمثل x الأزاحة، و $\dot{x}$ السرعة و k و d التصادم (Pain and Challis, 2001a). تشمل مساوئ مكونات تذبذب الكتلة في نموذج المحاكاة وجود قيم معالم كثيرة ليتم تحديدها وبناء معادلات الحركة المعقدة مما يؤدي إلى زيادة زمن المحاكاة. لذا يجب عدم تضمين الأجزاء تذبذب الكتلة إلا عند الضرورة. يعتمد تضمين تذبذب الكتلة على النشاط الرياضي الذي يتم نمذجته، على الرغم من عدم وجود الحاجة إليها. على سبيل المثال، شملت نموذج محاكاة القفز من على لوح النهوض فوق حصان الق (Yeadon *et al.*, 2006b) تأرجح تذبذب كتلة الأجزاء، وعند زيادة صلابة لوح النهوض 50 مرات نتج عنه محاكاة متطابقة تقريباً.

الاتصال بين الروابط الصلبة

عادة تربط الأجزاء الصلبة في نموذج المحاكاة معاً عن طريق المفاصل وبدون احتكاك، أذ تتشارك الأجزاء المتجاورة في خط أو نقطة مشتركة. على سبيل المثال (Neptune and Kautz, 2000) مفصل محوري للسماح بالمد-الثني في مفصل الركبة، بينما أستخدم (Hatze, 1981a) مفصلاً شاملاً للحركة في مفصل الورك مع ثلاث درجات من الحرية للسماح بالثني - المد والأبعاد - الضم والدوران للداخل -الدوران

للخارج. تنص الفرضية على أن الأجزاء المتجاورة تشترك في نقطة أو خط مشترك يعني تبسيط للواقع، على الرغم من أن هذا معقول بالنسبة لمعظم المفاصل، التساءل يظهر في مفصل الكتف أذ تكون الحركة في اربع أوجهات مختلفة. تمتد درجة صعوبة النموذج من واحد درجة الحرية لمفصل ثابت (Yeadon, 2002 King and) إلى ما يشبه للزوجة المطاطية نسبيا (Yeadon, 2003a Hiley and)، والنماذج المعقدة المكونة من لانهاية للأجزاء (van der Helm, 1994). تعتمد الصعوبة المستخدمة على متطلبات الدراسة. أستخدمت بنجاح نماذج للزوجة المطاطية للجسم بالكامل عندما يتحرك الجسم بالكامل ذات الأهمية بينما أستخدمت النماذج المعقدة لمعالجة قضايا مثل مشاركة العضلات الفردية في الحركة في مفصل الكتف.

السطح الداخلي مع الخارجي

أبسط طريقة لنموذج الربط بين أجزاء جسم الإنسان ككل والسطح الخارجي، مثل الأرض أو الأجهزة الرياضية، باستخدام "المفصل" أذ يدور النموذج حول نقطة ثابتة على السطح الخارجي (Bobbert *et al.*, 2002). مساوي هذه الطريقة لاتسمح للنموذج بالتحويل نسبيا إلى نقطة الربط أو السماح بالتصادم مع السطح الخارجي لأظهار تأثير السرعة على نقطة الربط التي لاتكون عند الصفر في البداية. بدلا من ذلك تطبق القوى في عدد لانهاية من المواقع باستخدام أجزاء للزوجة المطاطية في السطح الداخلي مع قوى تحدد من خلال نقاط الأراحة والسرعة أثناء التصادم. من المحتمل استخدام مكونات للزوجة المطاطية لتمثيل تراكيب مرنة محددة داخل الجسم مثل وسادة كعب القدم (Pain and Challis, 2000b) أو الأجهزة الرياضية مثل البار العالي (Yeadon, 2003, Hiley and) أو تعثر القدم أثناء السير (King and Yeadon, 2004). يختلف تعقيد المعادلة المستخدمة للزوجة المطاطية من تمثيل معادلات خطية بسيط (King and Yeadon, 2004) إلى معادلات الا خطية بالغة الصعوبة (Wright *et al.*, 1998). يختلف عدد نقاط الاتصال في العادة يكون أقل من ثلاثة (Yeadon and King, 2002) على الرغم من استخدام 66 نقطة اتصال لمحاكاة كعب القدم أثناء الركض (Wright *et al.*, 1998). من المحتمل حساب القوى الأفقية أثناء التماس مع

السطح الخارجي باستخدام نموذج الاحتكاك (Gerritsen *et al.*, 1995). أذ يعبر عن القوى الأفقية بدلالة القوى العمودية والسرعة الأفقية لنقطة التماس أو استخدام نابضية الزوجة المطاطية (Yeadon and King, 2002). إذا استخدمت النابضية للزوجة المطاطية يجب التعبير عن انخفاض القوة الأفقية الى الصفر في نفس وقت مع القوة العمودية (Wilson *et al.*, 2006).

نموذج العضلات

تستند نماذج العضلات في البيوميكانيك الرياضي عادة على عمل (A.V. Hill) أذ تقسم قابلية انتاج القوة العضلية إلى مكونات تقلص ومطاطية (نماذج معالم لامبد- lumped parameter models) والنسخة الأكثر استخداما نموذج هيل المكون من ثلاثة عناصر (Caldwell, 2004)، يحتوي النموذج على عنصر تقلص واحد واثنين من عناصر المطاطية، واحد من عنصر المطاطية على شكل سلسلة، وعنصر المطاطي الآخر على بشكل متوازية. العلاقات الرياضي مطلوبة لكل عنصر في نموذج العضلات لذا تعرف القوة التي تبذلها العضلة على نموذج المحاكاة من خلال المحاكاة.

عنصر التقلص

يعبر عن القوة التي ينتجها عنصر التقلص من خلال وظيفة ثلاث عوامل: طول العضلة، سرعة العضلة ونشاط العضلة. تم توثيق العلاقة جيدا بين القوة - طول العضلة التي تشبه شكل - الجرس مع شد بسيط بينهما في الطول القصوي والشد القصوى بينهما (Edman, 1992). ونتيجة لذلك، غالباً ما ما تصمم العلاقة بين القوة- الطول بوصفها وظيفة رباعية بسيطة.

من المحتمل تقسيم علاقة القوة - السرعة للعضلة إلى جزئين، طور التقلص المركزي وطور التقلص الامركزي. في مرحلة التقلص المركزي تنخفض قوة التقلص التكرزي بشكل كبير مع زيادة سرعة التقصير إلى أن تقترب الى الصفر أثناء سرعة التقصير القصوى (Hill, 1938). لذا يتطور التقلص الامركزي ويزداد التكرز القصوي لقوة العضلة ويصل فجأة إلى حوالي 1.4 إلى 1.5 ضعفاً من القيمة التقلص الازومتري

مع زيادة سرعة الإطالة ومن ثم الهضبة للسرعة العالية (Dudley *et al.*, 1990; Harry *et al.*, 1990). تُظهر قوة العضلية الإرادية القصوى علاقة مشابهة القوة - السرعة في طور التقلص المركزي، والهضبة عند 1.1 إلى 1.2 ضعفاً من قيمة التقلص الايزومترى في طور التقلص الامركزي (Westing *et al.*, 1988; Yeadon, King and Wilson, 2006a).

يمتد مستوى التنشيط الإرادي للعضلة خلال النمذجة بين 0 (لا نشاط) إلى 1 (نشاط إرادي قصوي) ويعرف على أنه دالة الزمن. تضاعف هذه الدالة من خلال القوة الإرادية القصوى وتوفر هذه العلاقة من خلال القوة - الطول والعلاقات بين القوة - السرعة للدلالة على القوة المبذولة للعضلة. تستخدم الدالة من الناحية المثالية لتحديد السجل الزمني لتنشيط للعضلة التي تمتلك عدد قليل من المعالم. الطريقة الوحيدة للقيام بذلك من خلال تعريف النشاط البسيط لكل عضلة (الشكل الأساسي)، باستخدام بعض المعالم (Yeadon and King, 2002). على سبيل المثال، في الوثب، يرتفع نشاط حركات المد من القيم الأولية الواطئة الى القصوى، ومن ثم ينخفض باتجاه نهاية المحاكاة، بينما تنخفض حركات الثني من القيم الأولية الى قيم منخفضة باتجاه نهاية المحاكاة (Yeadon, 2006 King, Wilson and). تنوع هذه المعالم ضمن حدود الواقع لتحديد وقت زمن- النشاط المستخدم لكل عضلة أثناء محاكاة معينة.

عنصر المطاطية المتسلسل

يمثل عنصر السلسلة المطاطية النسيج الضام - الوتر والصفاق- في سلسلة مع عنصر التقلص. يعبر عادة عن القوة التي تنتجها بعنصر المطاطية المتسلسل ويوصف بزيادة الوظيفة بسبب الطول مع أرخاء الطول الى ما تحت بحيث لا يمكن توليد القوة. عادة يفرض ان تلك السلسلة المطاطية تتمدد حوالي خمسة في المائة تقريباً (5%) في أقصى قوة عضلية متحركة - ايزومترى (Muramatsu *et al.*, 2001).

عنصر المطاطية المتوازي

غالباً ما يهمل تأثير عنصر المطاطية التوازي في الفعاليات الرياضية بسبب أن هذا العنصر لا ينتج قوى عالية أثناء العمل العادي في مديات المفاصل (Chapman, 1985).

تمثيل توليد العزم مقابل العضلات

تشمل جميع نماذج المحاكاة على نماذج لعضلات فردية التي لها مساوىء ومن الصعب تحديد المعالم الفردية لكل عنصر في كل عضلة، من الصعب أيضاً قياس جميع المعالم المطلوبة بطريقة غير جراحية. نتيجة لذلك، يعتمد الباحثون على البيانات المأخوذة من الدراسات السابقة لنماذج العضلات، بالتالي هذه النماذج ليست خاصة بفرد معين. الأسلوب البديل استخدام مولدات عزم لتمثيل صافي تأثير جميع العضلات التي تمر بالمفصل (مثل، King and Yeadon, 2002). على سبيل المثال بما أن صافي العزم المنتج لمجموعة من العضلات الذي يمكن قياسه من خلال السرعة الثابتة لجهاز الداينوميتر. في الآونة الأخيرة تم تمثيل مجموعات العضلات الباسطة والمثنية حول المفاصل بوساطة مولدات عزم منفصلة (King *et al.*, 2006). في كلتا الحالتين، يتكون كل مولد للعزم من عناصر مطاطية دائرية وعناصر قابلة للتقلص. يوفر استخدام مولدات العزم بدلاً من العضلات الفردية علاقات رياضية متشابهة مع العزم الأراي القصوي المنتج من عنصر التقلص الذي عبر عنه بوصفه دالة لزاوية عمل العضلة وزاوية السرعة للعضلة (Yeadon *et al.*, 2006a).

بناء النموذج

سنناقش في الفقرة التالية أسلوب بناء نموذج المحاكاة ونموذج الركض باستخدام عناصر ستوصف في الفقرة التالية.

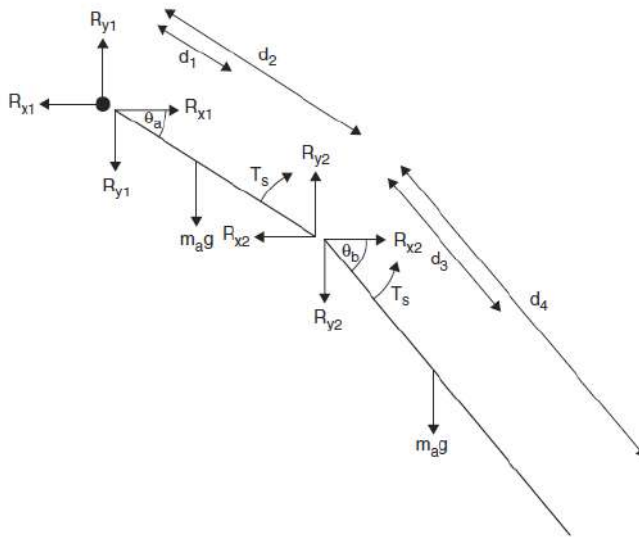
مخطط نموذج الجسم الحر

يعطي مخطط نموذج الجسم الحر لنموذج المحاكاة جميع المعلومات الضرورية لبناء نموذج محاكاة في الحاسوب. يجب أن يحتوي نموذج الجسم الحر على الأجزاء، القوى والعزوم ومصطلحات الأطوال (الشكل 9-1). يظهر النظام درجتين حريتين وذلك لوجود زاويتين θ_a و θ_b لتعريف الاتجاه وشكل النموذج.

بناء معادلات الحركة

تنشأ معادلات الحركة للنظام الميكانيكي من خلال استخدام قانون نيوتن الثاني لنموذج العلاقة البسيطة بين عدد قليل من أجزاء الجسم (مثل، Hiley and Yeadon, 2003b). يحتاج لنموذج ربط مستوى بين معادلتين للحركة لكل جزء باستخدام قانون نيوتن الثاني: القوة = الكتلة $\times$ التسريع (force, F , = mass $\times$ acceleration) في اتجاهين عموديين، مع أخذ العزم لكل جزء: العزم = عزم القصور الذاتي $\times$ السرعة الزاوية (moment, T , = moment of inertia $\times$ angular acceleration). يسمح هذا في الشكل 9-1 بحساب زاوية واحدة وقوى رد فعل مرتين لكل جزء.

يوصى بنماذج حاسوب أكثر صعوبة، مثل حزمة من البرامجيات، التي تأخذ وقت طويل لإنشاء معادلات الحركة واحتمالية عمل أخطاء كبيرة. توجد عدة حزم من البرامجيات التجارية، على سبيل المثال: DADS, ADAMS, AUTOLEV and SD Fast، التي تولد معادلات الحركة لمستخدمي نظام الأجزاء الصلبة والمطاطية. تسمح حزم البرامجيات للمستخدم بإدخال وصف بسيط نسبي للنموذج ومعادلات الحركة ومن ثم تولد المعادلات والحل ذاتياً. لاحظ أن جميع الحزمة من البرامجيات تولد معادلات الحركة ذاتياً، من المهم تعلم طريقة استخدام برنامج معين (السوفت وير) وتنفيذ الفحص لضمان صحة النتائج. بعض البرامجيات، مثل AUTOLEV تولد رمز للمصدر في الحاسوب، مثل النظام الميكانيكي FORTRAN أو C. الفوائد من هذا على المستخدم تعود على نموذج المحاكاة الأساسي لتكوين نماذج للعضلات أو نموذج الحل الأمثل. على سبيل المثال، بعض البرامجيات المعقدة لاتعطي الدخول الكامل رمز لمصدر البرنامج وهذا يعيق النموذج من تحقيق الواجبات بالكامل.



الشكل 9-1: مخطط لجسم حر نموذج بجزيئين للمرجحة في الجمباز حول البار العالي

التكامل

يشغل النموذج لحساب طريقة حركة نموذج محاكاة الركض، يحتاج الى تكامل معادلات الحركة بمرور الزمن. الاسلوب الأبسط في زيادة مجموعة معادلات الحركة (معادلات أشيقاق أعتيادية) يتم من خلال زمن الحركة وتستخدم dt لأشتقاق المعلومات من بداية زمن الحركة. يعرف هذا بطريقة أولر- Euler method (Press *et al*, 1988):

$$x_{n+1} = x_x + \dot{x}_n dt + \frac{1}{2} \ddot{x}_n dt^2$$

أذ أن $x, \dot{x}, \ddot{x}$ على التوالي، الإزاحة، السرعة والتعجيل، وتشير n و $n+1$ إلى dt وتشير $(n+1)$ الى الخطوة مفصول عن طول الخطوة. فترض طريقة أولر أن طول الخطوة ثابت للقيمة dt ، أذ dt على سبيل المثال تساوي 0.0001 ثانية. مساوىء طريقة أولر أن حجم خطوة صغيرة نسبيا، والطريقة ليست مستقرة بتاتا (Press *et al*, 1988):

1988). أفضل طريقة استخدام الاشتقاق الرابع لـ (Runge–Kutta) اذ يتم حساب أربع وظائف على وفق حجم الخطوة (Press et al., 1988). بالإضافة إلى ذلك، تشمل معظم إجراءات التكامل الجيدة متغير لحجم الخطوة بهدف الحصول على بعض الدقة المحددة مسبقاً في الحل مع الحد الأدنى من جهد الحاسوب (Press et al., 1988).

يتطلب نموذج الدفع الحركي القوة أو العزم المنتج من كل محرك ليتم إدخاله في النموذج مع زمن كل خطوة. وظيفة نشاط المحرك لإنتاج القوة أو العزم، مستمدة من الطول والسرعة، عندها يجب حساب زخم التقلص أو عنصر المطاطية. أعطى (Caldwell, 2004) حساب لهذه الإجراءات بدقة عميقة، في الأساس في كل زمن خطوة هناك مجموع من المحركات تنقسم بين عنصر التقلص وعناصر السلسلة المطاطية بطريقة بحيث تتساوى فيها القوة والعزم في كل عنصر.

فحص الأخطاء

مهما كانت الطريقة المستخدمة لتوليد معادلات الحركة، المهم دائماً يجب عمل فحص لضمان عدم وجود أخطاء في البرنامج. من الأمثلة: حفظ الطاقة إذا أزيلت جميع المثبطات وأيقاف عمل جميع العضلات؛ ويتبع مركز الكتلة للنموذج القطع المكافئ أذ كانت القوى بين نموذج المحاكاة والسطح الخارجي تساوي صفراً؛ الدفع يساوي التغير في الزخم الخطي؛ والزخم الزاوي حول مركز الكتلة يحفظ خلال الطيران.

الشكل المثالي

تستخدم نماذج المحاكاة لابتكار تكتيك لواجب محدد من خلال تشغيل عدة محاكات مع مدخلات عدة. توجد ثلاث أساليب لتنفيذ الشكل المثالي. أولاً، الهدف الوظيفي، أو درجة الأداء، يجب أن يتشكلاً ليكونا بالحد الأقصى أو الحد الأدنى من خلال تنوع المدخلات إلى النموذج بحدود المعقول. الهدف الوظيفي لنماذج الوثب ببساطة الوثب للأعلى أو لمسافة أبعد، أما للحركات التي فيها التدوير مهم أيضاً توجد

صعوبة أكبر أذ يتطلب دمج كل من مركز الكتلة والتدوير. التحدي لتشكيل مثل هذا الهدف الوظيفي من خلال تحديد القيمة المناسبة لكل متغير في الوظيفة لأن القيمة تؤثر على الحل.

ثانيا، هناك حاجة لأنشاء حدود معقولة لكل واحد من المتغيرات، أعتياديا تحفيز معالم كل عضلة وضروف البداية. فضلا عن ذلك، هناك حاجة لتعريف أشكال التحفيز لكل عضلة بأستخدام عدد قليل من المعالم للمحافظة على زمن ركض منخفض مثالي بحدود المعقول وزيادة احتمالية أيجاد الزمن الأمثل عالميا.

ثالثا، الحاجة إلى الخوارزميات القادرة على إيجاد النموذج الأمثل عالميا بدلا من الأمثل محليا. من بين العديد من الخوارزميات البسيطة المتوفرة التي اصبح لها شهرة واسعة خوارزمية سمبلكس (للبرمجة الخطية)-Simplex algorithm (Nelder and) (Mead, 1965) و خوارزمية محاكاة التقليد (Goffe *et al.*, 1994) والخوارزمية الجينية (van Soest and Cassius, 2003). أثبتت خوارزمية سمبلكس شعبيتها في إيجاد الحل بسرعة، لكنها تتعثر في إيجاد الحل عند المستوى الأمثل محليا، أذ قبلت الحلول للهبوط من المنحدرات فقط، في حين أن خوارزمية محاكاة التقليد والخوارزمية الجينية هما الأفضل قبولاً في إيجاد النموذج الأمثل عالميا بسبب أبتعادهما عن النموذج المحلي.

الملخص لبناء النموذج

- اتخذ قرار عن ما العوامل المهمة.
- اتخذ قرار عن عدد الأجزاء والمفاصل.
- اتخذ قرار عن شمول تذبذب الكتلة.
- ارسم مخطط للجسم الحريظهر جميع القوى العاملة على النظام.
- اتخذ قرار ما إذا كان النموذج دفع - بزاوية أو دفع- بالعزم.

- قررما العضلات التي يجب تمثيلها.
- أتخذ قرار أسلوب تصميم الأتصال مع الأرض أو الأجهزة.
- أتخذ قرار ما إذا كنت تريد استخدام حزمة البرامجيات (السوفت وير) أو بناء النموذج من المباديء الاولية.

تحديد المعالم

من الصعب تحديد معالم نموذج المحاكاة مع العلم أنه ضروري، بسبب أن القيم المختارة لها تأثير كبير على المحاكاة الناتجة. توجد حاجة إلى معالم الأجزاء الصلبة وتذبذب الكتلة، وصعوبة عمل الوتر- العضلة، وعناصر الزوجة المطاطية في النموذج. في الأساس توجد طريقتان مختلفتان للوصول الى هذا، إما تقدير القيم يأخذ من الدراسات السابقة، أو أخذ قياسات الفرد لتحديد المعالم الفردية المحددة. توجد فائدة واضحة لتحديد المعالم الخاصة لكل فرد التي تسمح بمقارنة قويم نموذج الفرد نفسة مع مخرجات بيانات الأداء لنفس الفرد.

معالم القصور الذاتي

هناك حاجة لقويم دقيقة للقصور الذاتي لكل جزء في نموذج المحاكاة. فيما يخص الأجزاء الصلبة، تشمل معالم القصور الذاتي كل من: كتلة الجزء، الطول، وموقع مركز الكتلة وزخم القصور الذاتي؛ توجد حاجة لقويم واحدة من عزم القصور الذاتي للنموذج المستوي، في حين توجد حاجة لثلاث زخوم من قويم القصور الذاتي لنموذج ثلاثي الأبعاد. بالنسبة للجزء المتذبذب للكتلة، هناك حاجة إلى ضعف عدد معالم القصور الذاتي بسبب أن الجزء المتذبذب للكتلة يتكون من جسمين صلبين مرتبطين بناضية عناصر الزوجة المطاطية. توجد طريقتان للحصول على معالم القصور الذاتي للأجزاء الصلبة. الأولى استخدام معادلات الانحدار (Hinrichs, Morlock, 1989 1985; Yeadon and

القصور الذاتي التي تحديد من تشريح الجثث (Dempster, 1955; Chandler, 1975). من مساوىء هذه الطريقة أن الدقة تعتمد على مدى تقارب مقارنة مورفولوجية الفرد في النموذج مع معالم الجثث المستخدمة في الدراسة. الطريقة الأفضل، التي تحتاج الى قيم الكثافة من دراسات الجثث فقط، أخذ القياسات المورفولوجية لجسم المشاركين وأستخدام النموذج هندسي (Jensen, 1978; Hatze, 1980; Yeadon, 1990b) لتحديد معالم القصور الذاتي للأجزاء. على الرغم من صعوبة تحديد الدقة لهذه النماذج الهندسية لتحديد معالم القصور الذاتي للأجزاء، وجد أن مقدار الخطأ بحوالي 2٪ من إجمالي كتلة الجسم (Yeadon, 1990b).

توجد طريقة بديلة جديدة بالذكر بأستخدام تقنيات التصوير الطبي (Martin *et al.*, 1990; Zatsiorsky *et al.*, 1989) لتحديد معالم القصور الذاتي للجزء. مع التكنولوجيا الحالية والقضايا الأخلاقية هذا النهج لأيعد البديل الحقيقي في الوقت الحاضر، من المحتمل في المستقبل تتوفر وسيلة لتحديد قيم الكثافة لأجزاء الجسم الخاصة لكل فرد أو توفير وسيلة لتقييم طرق أخرى لتحديد المعالم الفردية للقصور الذاتي.

يؤدي أحتواء النموذج على أجزاء تذبذب الكتلة إلى زيادة عدد المعالم غير المعروفة اللازمة لكل جزء. من المحتمل استخدام قيم معالم النموذج الهندسية أو معادلات الأنحدار. مع ذلك، يمكن حساب دمج معالم القصور الذاتي باستخدام النموذج الهندسي أو معادلات الأنحدار. من ناحية ثانية، يتطلب حساب معالم القصور الذاتي منفصلة ثابتة وتذبذب الكتل معلومات إضافية حول نسبة العظام إلى الأنسجة الرخوة، التي يتم الحصول عليها عادة من دراسات تشريح الجثث (Clarys and Marfell-Jones, 1986). بعد ذلك تعدل هذه النسبة باستخدام إجمالي كتلة الجسم ونسبة الدهون في جسم الفرد (Pain and Challis, 2006; Wilson *et al.*, 2006). من المحتمل في المستقبل البرهنة على صحة هذه الطريقة من خلال تحديد معالم القصور الذاتي للكتل الصلبة والمتذبذبة لكل جزء من خلال التصوير الطبي مباشرة.

قوة المعالم

يعد التحدي الرئيس في بيوميكانيك الرياضية تحديد بدقة معالم القوة للفرد في العلاقة المعقدة بين العضلة- الوتر، ينتج من هذه العلاقة طريقتين مختلفتين لتمثيل القوى التي تنتجها العضلات. الأولى، تشمل جميع العضلات الرئيسة التي تمر خلال المفصل في نموذج المحاكاة بوصفها وحدة معقدة فردية من العضلة-الوتر مع معالم عضلات الفرد التي تم الحصول عليها أساساً من التجارب على الحيوانات (على سبيل المثال، Gerritsen *et al.*, 1995). على الرغم من أن المعالم في بعض الأحيان متدرجة في قياسها لتتطابق الفرد أو مجموعة من الأفراد اعتماداً على القياسات الايزومترية (Hatze, 1981b)، لا توفر هذه الطريقة مجموعة كاملة من معالم قوة محددة فردية. الطريقة البديل استخدام مولدات العزم في كل مفصل (تمثل اشكال الثني والمد من خلال عزل مولدات العزم). فائدة هذا الأسلوب أن صافي العزم عند مفصل معين يمكن قياسه بجهاز الداينموميتر بسرعة ثابتة خلال مدى سرعة زاوية المفصل للفرد المشارك ويمكن تحديد معالم الفرد الخاصة لتعريف العزم الارادي القصوي بوصفه وظيفة لزاوية العضلة والسرعة (King and Yeadon *et al.*, 2006a; Yeadon, 2002). مع هذا الأسلوب لا يزال من الضروري استخدام البيانات من الدراسات السابقة لتحديد المعالم السلسلة عنصر المطاطية لكل مولد للعزم. في الدراسات الحديث (King *et al.*, 2006) فرض أن سلسلة العناصر المطاطية تتمدد بنسبة 5 في المائة من الطول أثناء الراحة خلال التقلصات الايزومترية (De Zee and Voigt, 2001; Muramatsu *et al.*, 2001). على الرغم من أن المطلوب تحديد عنصر السلسلة المطاطية مباشرة من قياسات الفرد، وظهر في الآونة الأخيرة أن نتائج المحاكاة لم تكن حساسة لنتائج القيم لهذه المعالم (Yeadon and King, 2002).

معالم الزوجة المطاطية

توجد حاجة لمعالم للزوجة المطاطية بوصفها النواض التي يحتويها نموذج محاكاة: مثل، ربط تذبذب الكتل، مفصل الكتف، تماس اليد أو القدم مع الأجهزة الرياضية. في بعض الأحيان هذه النواض تمثل عناصر محددة لذا يمكن تحديد خصائص اللزجة المطاطية من القياسات (Pain and Challis, 2001b) بينما في نماذج أخرى النواض تمثل أكثر من عنصر لزوج مطاطية واحد بالتالي تكون أصعب بكثير في تحديد المعالم من التجارب (على سبيل المثال، Yeadon and King 2002). من الناحية المثالية يجب تحديد معالم الزوجة المطاطية المثالية من الاختبارات المستقلة ومن ثم تثبيتها داخل النموذج لجميع نماذج المحاكاة (Gerritsen *et al.*, 1995; Pain and Challis, 2001a).

إذا لم يكن هذا ممكن هناك إمكانية تحديد معالم الزوجة المطاطية من خلال تحسين الإجراءات عن طريق اختيار القيم الأولية وثم السماح للمعالم بالتنوع داخل الأشرطة المطاطية حتى يتم الحصول على التطابق المثالي بين المحاكاة والأداء. بهذه الطريقة يستخدم نموذج المحاكاة من خلال دفع- العزم أو دفع- الزوايا، بالرغم من سهولة تطبيق نموذج دفع- الزاوية بدلالة تغير زاوية المفصل لهذا يوجد القليل من المعالم ليتم تحديدها. يوفر تحسين قديم معالم معينة القدرة للنواض على تعويض الأخطاء في النموذج.

أمكان التغلب على هذا باستخدام مجموعة صغيرة من معالم النابضية، وتحديد المعالم من خلال أكثر من تجربة واحدة ومن ثم تثبيت القيم للمعالم بالتالي تقييم النموذج. على سبيل المثال حدد (Yeadon and King, 2002) معالم الزوجة المطاطية بين القدم والمسار المتعرج من تجربة واحدة باستخدام نموذج الدفع- العزم ومن ثم تقييم النموذج من خلال تجارب مختلفة، في حين حدد (Yeadon *et al.*, 2006b)، معالم الزوجة المطاطية من خلال التماس للغطس من لوح النهوض من خلال أربع تجارب باستخدام نموذج الدفع- الزاوية. الفائدة من استخدام أكثر من تجربة واحدة لتحديد معالم النابضية بأن ناتج النموذج لا يكون حساسًا بشكل مفرط لقيم المعلم المستخدم.

تقييم النموذج

يعد تقييم النموذج خطوة أساسية في عملية تطوير نموذج المحاكاة ويجب تنفيذه قبل وضع النموذج حيز التطبيق. على الرغم من تحديد هذه الخطوة بوصفها جزء مهم في عملية التطبيق قبل 25 سنة (Panjabi, 1979) لهذا لا يزال الضعف في العديد من نماذج المحاكاة في أن دقتها غير المعروفة (Yeadon and Challis, 1994). بينما تم تقييم عدد من النماذج إلى حد ما، مثل نماذج:

Brewin *et al.*, Neptune and Hull, 1998; Yeadon *et al.*, 1990; Hatze, 1981a; Hiley and Yeadon, Hubbard, 2002; Yeadon and King, 2002; 2000; Fujii and 2003a; and King *et al.*, 2006).

هناك العديد منها لم يقيم لحد الآن. يجب أخذ صعوبة النموذج والهدف من الاستخدام في الاعتبار أثناء تقييم النموذج. فيما يخص النموذج البسيط (مثل، Alexander, 1990) الذي أستخدم فيه إجراء التنبؤات العامة، من المحتمل أن تكون كافية لإظهار نتائج من الحجم الصحيح. بالمقابل، إذا استخدم النموذج للتحقق من العوامل التي تحدد الأداء الأمثل في الوثب، يجب تقييم النموذج كمياً لمعرفة دقة النموذج (على سبيل المثال، King *et al.*, 2006). من الناحية المثالية يجب أن يشمل تقييم النموذج مدى الظروف الابتدائية والفعاليات التي يستخدمها النموذج مع القليل من أستيفاء النموذج للحالات التي تكون فيها الدقة غير معروفة (Panjabi, 1979). على سبيل المثال، إذا قيم نموذج محاكاة لوح القفز للغطس إلى الأمام بنجاح، من المحتمل أن النموذج لا يعمل للغطس بالعكس لذا يجب تقييمه أيضاً باستخدام الغطس العكسي. تحديد الدقة يعد الهدف من تقييم النموذج، التي يمكن تصورها ذهنياً بأعتبارها نتائج للمحاكاة. علاوة على ذلك يعطي التقييم الناجح الثقة بأن فرضيات النموذج ليست خاطئة ولا توجد عيوب في أجمالي النمذجة أو أخطاء في برامج المحاكاة. من الناحية المثالية، يجب أن تشمل عملية التقييم جميع جوانب النموذج التي ستستخدم لعمل التنبؤات. إذا استخدم النموذج للتحقيق من تأثير الشروط الأولية على الوثب لأقصى ارتفاع عندها يجب تقييم النموذج كمياً لإظهار أن النموذج يؤدي الحركة بالنسبة لمجموعة معينة من الشروط الأولية بطريقة

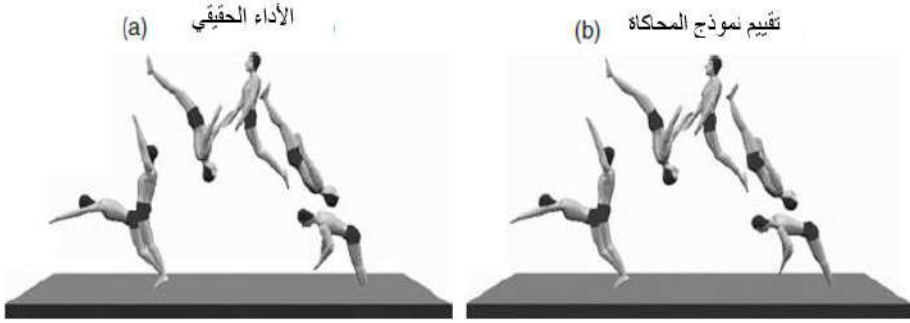
مماثلة وينتج عنة أرتفاع وثب مماثل. إذا كان من المقرر استخدام النموذج لفحص أسلوب عمل عضلات المفصل أثناء الثني والمد في الوثب، يجب تقييم النموذج لأظهار أن نموذج ما للوثب يستخدم قوى عضلية مشابهة الى الأداء الحقيقي.

يعد تقييم نموذج محاكاة تحدي ويحتاج الى عدة تكرارات لتطوير النموذج قبل أن يتم تقييم النموذج بصورة مناسبة. يجب في البداية جمع البيانات على الأداء الفعلي من مشارك رياضي. من الناحية المثالية، يجب أن يكون هذا المشارك من النخبة لة القابيلة على العمل بأقصى جهد طوال الاختبار وإنتاج أداء أقرب إلى المثالي. يجب الرجوع الى السجل الزمني للمتغيرات الكينماتيكية، من الفيديو أو الأجهزة المرئية، متغيرات الكنتيك من لوحة قياس القوة أو محولات القوة، و يجب الحصول على سجل كهربائية العضل (EMG) إذا أمكن ذلك. —

يتم تحديد قيم المعالم النموذجية لفرد معين، مثل القياسات البشرية (anthropometry) والقوة، من القياسات التي أخذت للفرد، مع قليل من الاعتماد على البيانات من الدراسات السابقة بقدر الإمكان (Wilson *et al.*, 2006; Yeadon *et al.*, 2006a). من ثم تحدد الظروف الكينماتيكية الأولية (الأوضاع والسرع) للنموذج من البيانات وأدخالها في النموذج مع السجل الزمني المطلوبة لنموذج المحاكاة. إذا كان هذا النموذج مدفوعاً حركياً (kinetically)، فأنه سيحتوى على سجل النشاط- الزمن لكل محرك (Yeadon and King, 2002)، في حين إذا كان النموذج مدفوعاً كينماتيكياً (kinematically) سيكون هناك حاجة لسجل كل زاوية للمفصل (Hiley and Yeadon, 2003a). حالما يتم تشغيل المحاكاة، يجب حساب درجات الفرق من خلال المقارنة الكمية بين المحاكاة والأداء الفعلي. يعتمد شكل الدرجات على الفعالية المراد محاكاتها، الذي يجب أن يشمل جميع خصائص الأداء، مثل تغيرات زاوية المفصل، الزخم الخطي والزاوي، وحركة سطح الأرض. تكمن الصعوبة في دمج عدة متغيرات في درجة واحدة ويحتاج الى تعديل مناسب لوزن القيم التي يتم اختبارها لكل جزء من وظيفة الهدف. على سبيل المثال، فرض (Yeadon and King 2002) ان فرق درجة واحدة (1^0) في زاوية المفصل أثناء النهوض تساوي فرق 1% في سرعة كتلة المركز أثناء النهوض. بالإضافة الى، أن المتغيرات التي لايمكن قياسها بدقة، مثل حركة تذبذب

الكتلة، التي من المناسب أكثر إضافة تعديل على درجة الفرق اذا ظهرت الكثير من الحركة (King *et al.*, 2006).

أخيرا تختلف المدخلات إلى النموذج الى أن يتم العثور على أفضل مقارنة (التقليل من الدرجة الى الحد الأدنى) بأستخدام عملية التحسين. إذا كانت المقارنة بين الأداء والمحاكاة قريبة (الشكل 9.2)، عندها يمكن استخدام النموذج لتشغيل المحاكاة. إذا لا، هناك حاجة لنموذج معقد أو الحاجة الى تعديل معالم النموذج وإعادة تقييم النموذج. إذا اعطت المقارنة فارقاً في النسبة المئوية أقل من 10% غالبا ما يعد وافيا للتطبيق في بيوميكانيك الرياضة.



الشكل 9-2: المقارنة بين الأداء الحقيقي وشكل المحاكاة للشقبة لنموذج (Yeadon and King, 2002)

أساسيات تصميم النموذج

تصميم نموذج ما يجب أن يكون مدفوعا بالهدف الذي يستخدم من لأجله والاجابة على الأسئلة. على سبيل المثال، إذا كان الهدف هو تحديد القوى العاملة داخل جسم الإنسان أثناء الركض ومن ثم الديناميكية المعكوس للنموذج الأكثر ملاءمة من نموذج الديناميكية للأمام. إذا أظهر الهدف بعض المبادئ الميكانيكية العامة لنوع الحركة عندها من المحتمل أن هذا النموذج البسيط كافيا. أساسيات النموذج المعقد ليست بسيطة، مع ذلك. من الواضح أن نموذج القفز البسيط (مثل، Alexander 1990) يوفر نظرة ثاقبة في ميكانيكية للتكنيك، توجد نزعة للاعتماد على النتائج الكمية دون اللجوء لتقييم النموذج. أن مسألة تقييم النموذج البسيط تعد

مشكلة بسبب أن المتوقع رقم تقريبي أو متسلسل وفق أهمية الدقة. وتحقيق أي شيء يقترب 10 في المائة من الدقة أثناء مقارنة النموذج بالأداء الفعلي، توجد حاجة لبعض الصعوبة في النموذج، تشمل عدد الأجزاء، عوامل الحركة الواقعية للمفصل ومكونات المطاطية. يعد تطوير مثل هذا النموذج مسعى جاد ومهم. ناقش كل من (Springs and Miller, 2004) مسألة "استخدام أبسط نموذج ممكن بأستطاعة التقاط الجوانب الأساسية للواجب المراد دراسته"، ودعم هذا من قبل (Alexander, 1990, and Hubbard, 1993). المشكلة هنا تكمن إلى أي درجة يكون النموذج بسيط جداً. إذا كان النموذج بسيطاً جداً، وأن النموذج غير دقيق 30٪. فمن الصعب تبرير الاستنتاجات المبينة في نتائج النموذج. هذا دليل على الحاجة إلى بعض الدقة في مقاييس النموذج للوصول إلى الاستنتاجات.

تحتاج نماذج الرمي البسيطة التي تصمم لمحاكاة شكل الديناميكية الهوائية للجسم الصلب (Hubbard and Alaways, 1987) على أن يكتمل من خلاله تمثيل القابلية على الرمي ونقل السرعة في اتجاه معين (Hubbard *et al.*, 2001) ليكون هناك إجراء لعملية محاكاة واقعية. تطبق نفس الاعتبارات على النماذج الأخرى على أن لا تشمل مشاركة الإنسان. بينما يكون الجسم الصلب مناسباً لنموذج الأجهزة، فمن المحتمل أن يكون بسيطة جداً لنموذج مثل فعالية الوثب العالي (Hubbard and Trinkle, 1985a; b) على الرغم من أن نموذج الجسم الصلب أستخدم لإعطاء فكرة في الأسلوبين العامين لحركة الدوران الهوائي (Yeadon, 1993a).

في بعض الأحيان يستخدم السجل الزمني للزاوية المشتركة بوصفها دوافع لمحاكاة الحركة في الهواء (van Gheluwe, 1981; Yeadon *et al.*, 1990)، يمكن القول أن هذا هو الأسلوب معقول لحد ما بسبب أن السرعة الزاوية محدودة وقيمة قابلة لتحقيقها. المشكلة الكبيرة أثناء اتصال الفعاليات الرياضية بالمحيط الخارجي بسبب الحاجة لاختذ خطوات تضمن تجانس عزوم المفصل القابلة لتحقيقها.

أستخدم (Hiley and Yeadon, 2003a; b and Brewin *et al.*, 2000) نماذج دفع-الزاوية لمحاكاة المرجحة على البار العالي وعلى الحلقات وإزالة المحاكاة التي تحتاج إلى عزوم كبير التي يحققها اللاعب من خلال ديناموميتر السرعة الثابتة. الأسلوب الآخر استخدام مفصل بوصفها دوافع حركية أذ يكون الحد الأقصى لعزم الدوران الأرايدي للمفصل دالة للسرعة الزاوية (Alexander, 1990)، ربما من المحتمل أيضاً،

زاوية المفصل (Yeadon, 2003 King and). يؤدي هذا الأسلوب إلى محاكاة أكثر واقعية مقارنة مع استخدام النماذج التي دفع- زوايا. أخيرا هناك نماذج تستخدم التمثيل العضلات فردية أو مجموعة عضلات تمر خلال المفصل (Hatze, 1981a; Neptune and Hull, 1998) وانها تمتلك القابلية على توفير تمثيل أكثر دقة وتظهر مشكلة في تحديد القيم المناسبة لمعالم العضلات (Hiley and Yeadon, 2003؛ a؛ وBrewin et al., 2000). قدم عرض شامل لنماذج المحاكاة من خلال الحاسوب من قبل Miller, King, 1984; Vaughan, 1984; Yeadon, 1987; Vaughan, 1989; Hubbard, 1975; 1993; and Alexander, 2003

مشكلة الديناميكية المعكوسة

مشكلة الديناميكية المعكوسة في تحديد القوى التي يجب أن تعمل على إنتاج حركة معينة. من الناحية النظرية هناك حاجة لمعلومات تشمل وجود السجل التاريخي للمتغيرات التي تنظم حركة النظام. من من الناحية العملية، تمتلك تخمينات التعجيل الزاوي من البيانات المعطاة أخطاء كبيرة بالتالي يجب توفير معلومات إضافية في الكثير من الأحيان مثل سجل قوى رد فعل الأرض. المثال المقدم للوقوف على اليدين على لوحة قياس القوة يحتوي على أربع أجزاء الذي يستخدم بوصفة نموذج يمثل الوقوف على اليدين لتحديد العزوم في كل مفصل.

الديناميكية المعكوسة للوقوف على اليدين

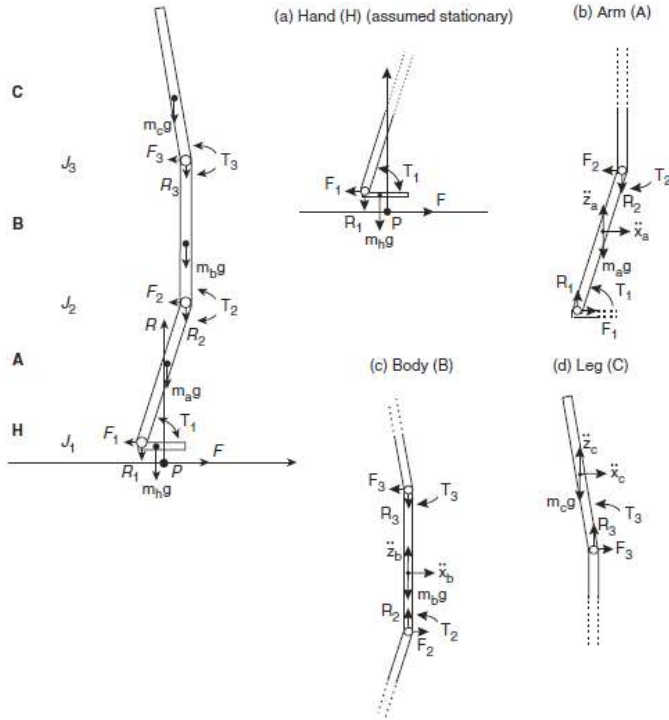
يمثل الجسم من خلال أربع أجزاء صلبة H, A, B, C تصور الوقوف على اليدين: اليدين، الذراعين، الجذع + الرأس والرجلين (الشكلان 3-9 و 4-9). أستخدم معادلات (Newton-Euler) لتوليد ثلاث معادلات لكل جزء وأربع قوى رد فعل للمفاصل الستة، تعجيل ثلاث زوايا وعزوم ثلاث مفاصل. معالم هذا النظام مكون من 12 معادلة لأمعلومة خفضت الى نظام مكون من 6 معادلات للتعجيل المفصل وعزوم المفصل من خلال إزالة قوى رد الفعل الستة. تسمح معرفة القصور الذاتي لمعالم الجزء سويًا مع السجل الزمني لزوايا المفصل الثلاث أثناء الوقوف على اليدين في الجمباز في حساب السجل الزمني لعزم المفصل.

ينتج كل واحد من الأجزاء الأربعة في الشكل 3-9 { اليد (H) }، الشكل 3-9 a
والذراع (A)، الشكل 3-9 b، والجسم (B) في الشكل 3-9 c، والرجل (C) في الشكل
3-9 d { ثلاث معادلات: واحدة لمحصلة القوة العمودية، واحدة لمحصلة القوة
الأفقية، وواحدة للزخم حول مركز الكتلة. كما في الشكل 3-9 a:

$$\uparrow : R - R_1 - m_h g = 0 \quad (9.1)$$

$$\rightarrow : F - F_1 = 0 \quad (9.2)$$

$$H : -T_1 + R(x_p - x_h) + R_1(x_h - x_1) + F(z_h - z_p) + F_1(z_1 - z_h) = 0 \quad (9.3)$$



الشكل 3-9 مخطط لجسم حر مكون من اربع أجزاء للوقوف على اليدين

H: الجزء، اليد

A: الجزء، الذراع

B: الجزء الجسم (الجزع +الراس)

C: الجزء، الرجل

2|مفصل الكتف:

3|مفصل الورك:

(x_i, z_i) : أحداثيات مركز المفصل $(i = 1, 3)$

F_i : القوى الأفقية لرد فعل المفصل $(i = 1, 3)$

R_i : القوى العمودية لرد فعل المفصل $(i = 1, 3)$

T_j : العزوم حول مركز المفصل $(j = 1, 3)$

P : مركز الضغط

$F: H$ قوة رد الفعل العمودية على

$R: H$ قوة رد الفعل الأفقية على

(x_j, z_j) : أحداثيات مركز كتلة الجزء $(j = h, a, b \text{ or } c)$

(x_p, z_p) : نقطة عمل القوة $z_p = 0$ (تفرض)

$\ddot{x}_j$: التعجيل الخطي الأفقي لمركز كتلة الجزء $(j = h, a, b \text{ or } c)$

$\ddot{z}_j$: التعجيل الخطي العمودي لمركز كتلة الجزء $(j = h, a, b \text{ or } c)$

m_j : كتلة الجزء $(j = h, a, b \text{ or } c)$

I_j : عزم القصور الذاتي حول مركز كتلة الجزء $(j = h, a, b \text{ or } c)$

$\ddot{\varphi}_j$: تعجيل زاوية الجزء $(j = h, a, b \text{ or } c)$

التعجيل بسبب الجاذبية الأرضية g :

من الشكل 9-3:

$$\uparrow: R_1 - R_2 - m_a g = m_a \ddot{z}_a \quad (9.4)$$

$$\rightarrow: F_1 - F_2 = m_a \ddot{x}_a \quad (9.5)$$

$$A: -T_2 + T_1 + F_1(z_a - z_1) + F_2(z_2 - z_a) - R_1(x_a - x_1)$$

$$- R_2(x_2 - x_a) = I_a$$

$$\ddot{\varphi}$$

$$a \dots \dots \dots (9.6)$$

من الشكل 9-3:

$$\uparrow: R2 - R3 - mbg = mb \ddot{z}_b \quad (9.7)$$

$$\rightarrow: F2 - F3 = mb \ddot{x}_b \quad (9.8)$$

$$B: T2 - T3 + F2(z_b - z2) + F3(z3 - z_b) - R2(x_b - x2) - R3(x3 - x_b) = I_b \ddot{\varphi}$$

$$b \dots\dots\dots (9.9)$$

من الشكل 9- d3:

$$\uparrow: R3 - mcg = mc \ddot{z}_c \quad (9.10)$$

$$\rightarrow: F3 = mc \ddot{x}_c \quad (9.11)$$

$$C: T3 + F3(z_c - z3) - R3(x_c - x3) = I_c \ddot{\varphi}$$

$$c \dots\dots\dots (9.12)$$

لحل القوى الافقية للنظام ككل ويساوي: (9.11) + (9.8) + (9.5) + (9.2) الدمج

بين المعادلات

$$R - mg = ma \ddot{z}_a + mb \ddot{z}_b + mc \ddot{z}_c \dots\dots\dots (9.13)$$

من خلال دمج المعادلات لحل القوى الافقية، للنظام ككل ويساوي:

$$F = ma \ddot{x}_a + mb \ddot{x}_b + mc \ddot{x}_c \dots\dots\dots (9.14)$$

في (9-3) التي تساوي الزخوم حول F1 و R1 التعويض عن قيمة

J1 for H and gives:

$$T1 = F(z1 - zp) + R(xp - x1) - mhg(xh - x1) \dots\dots\dots (9.15)$$

دمج المعادلات من (9-15) و (9-6) وتعويض قيمة F1 و R1 التي تساوي الزخوم

حول J2 لـ H و A والناتج:

$$F(z2 - zp) - R(x2 - xp) + mhg(x2 - xh) + mag(x2 - xa) = T2 + I_a \ddot{\varphi}$$

$$a + ma \ddot{x}_a (z2 - za) - ma \ddot{z}_a (x2 - xa) \dots\dots\dots (9.16)$$

H, A, B لاجل β واخذ الزخوم حول $F3$ و $R3$ دمج المعادلات من (9-9) و (16-9)

والتعويض وينتج:

$$F(z3 - zp) - R(x3 - xp) + mhg(x3 - xh) + mag(x3 - xa) + mbg(x3 - xb) \\ = T3 + Ia \\ \ddot{\varphi} \\ a + Ib \\ \ddot{\varphi} \\ b + ma \ddot{x}_a (z3 - za) + ma \ddot{x}_b (z3 - zb) \\ - ma \ddot{z}_a (x3 - xa) - mb \ddot{z}_b (x3 - xb) \dots \dots \dots (9.17)$$

للنظام ككل والنتائج

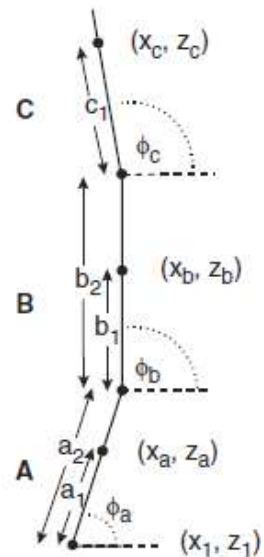
دمج المعادلات من (9-17) و (9-12) واخذ الزخوم حول P للنظام ككل والنتائج:

$$-mg(x - xp) = Ia \\ \ddot{\varphi} \\ a + Ib \\ \ddot{\varphi} \\ b + Ic \\ \ddot{\varphi} \\ c - ma \ddot{x}_a (za - zp) - mb \ddot{x}_b (zb - zp) \\ - mc \ddot{x}_c (zc - zp) + ma \ddot{z}_a (xa - xp) + mb \ddot{z}_b (xb - xp) \\ + mc \ddot{z}_c (xc - xp) \dots \dots \dots (9.18)$$

لهذا: إذا أزيلت ردود الفعل في المفاصل تبقى ست معادلات للحركة. باستخدام الموجود في الشكل 9-4، نحصل على ما يساوي هندسة التحليل الخطي لمركز كتلة الجزء من خلال اشتقاق قيمة الوضع مرتين.

$$\begin{aligned}
x_a &= x_1 + a_1 \cos \phi_a & \ddot{x}_a &= -a_1 \sin \phi_a \ddot{\phi}_a - a_1 \cos \phi_a \dot{\phi}_a^2 \\
z_a &= z_1 + a_1 \sin \phi_a & \ddot{z}_a &= -a_1 \cos \phi_a \ddot{\phi}_a - a_1 \sin \phi_a \dot{\phi}_a^2 \\
x_b &= x_1 + a_2 \cos \phi_a & \ddot{x}_b &= -a_2 \sin \phi_a \ddot{\phi}_a - a_2 \cos \phi_a \dot{\phi}_a^2 \\
&\quad + b_1 \cos \phi_b & &\quad - b_1 \sin \phi_b \ddot{\phi}_b - b_1 \cos \phi_b \dot{\phi}_b^2 \\
z_b &= z_1 + a_2 \sin \phi_a & \ddot{z}_b &= a_2 \cos \phi_a \ddot{\phi}_a - a_2 \sin \phi_a \dot{\phi}_a^2 \\
&\quad + b_1 \sin \phi_b & &\quad + b_1 \cos \phi_b \ddot{\phi}_b - b_1 \sin \phi_b \dot{\phi}_b^2 \\
x_c &= x_1 + a_2 \cos \phi_a & \ddot{x}_c &= -a_2 \sin \phi_a \ddot{\phi}_a - a_2 \cos \phi_a \dot{\phi}_a^2 \\
&\quad + b_2 \cos \phi_b + c_1 \cos \phi_c & &\quad - b_2 \sin \phi_b \ddot{\phi}_b - b_2 \cos \phi_b \dot{\phi}_b^2 \\
& & &\quad - c_1 \sin \phi_c \ddot{\phi}_c - c_1 \cos \phi_c \dot{\phi}_c^2 \\
z_c &= z_1 + a_2 \sin \phi_a & \ddot{z}_c &= a_2 \cos \phi_a \ddot{\phi}_a - a_2 \sin \phi_a \dot{\phi}_a^2 \\
&\quad + b_2 \sin \phi_b + c_1 \sin \phi_c & &\quad + b_2 \cos \phi_b \ddot{\phi}_b - b_2 \sin \phi_b \dot{\phi}_b^2 \\
& & &\quad + c_1 \cos \phi_c \ddot{\phi}_c - c_1 \sin \phi_c \dot{\phi}_c^2
\end{aligned}$$

من خلال تعويض المكافئ الهندسي مكان مصطلحات التعجيل الخطي (9-13) -
(9-18) وترتيب المصطلحات، نحصل على:



الشكل 9-4: نموذج من اربع أذواء للوقوف على اليدين

($T_1, T_2, T_3, \varphi_a, \varphi_b, \varphi_c$) فيما يلي المعادلات الخطية الستة لحل المعادلات الستة

الامعلومة). φ_c

$$\begin{aligned} A_{11}T_1 + A_{12}T_2 + A_{13}T_3 + A_{14}\ddot{\varphi}_a + A_{15}\ddot{\varphi}_b + A_{16}\ddot{\varphi}_c &= B_1 \\ A_{21}T_1 + A_{22}T_2 + A_{23}T_3 + A_{24}\ddot{\varphi}_a + A_{25}\ddot{\varphi}_b + A_{26}\ddot{\varphi}_c &= B_2 \\ A_{31}T_1 + A_{32}T_2 + A_{33}T_3 + A_{34}\ddot{\varphi}_a + A_{35}\ddot{\varphi}_b + A_{36}\ddot{\varphi}_c &= B_3 \\ A_{41}T_1 + A_{42}T_2 + A_{43}T_3 + A_{44}\ddot{\varphi}_a + A_{45}\ddot{\varphi}_b + A_{46}\ddot{\varphi}_c &= B_4 \\ A_{51}T_1 + A_{52}T_2 + A_{53}T_3 + A_{54}\ddot{\varphi}_a + A_{55}\ddot{\varphi}_b + A_{56}\ddot{\varphi}_c &= B_5 \\ A_{61}T_1 + A_{62}T_2 + A_{63}T_3 + A_{64}\ddot{\varphi}_a + A_{65}\ddot{\varphi}_b + A_{66}\ddot{\varphi}_c &= B_6 \end{aligned}$$

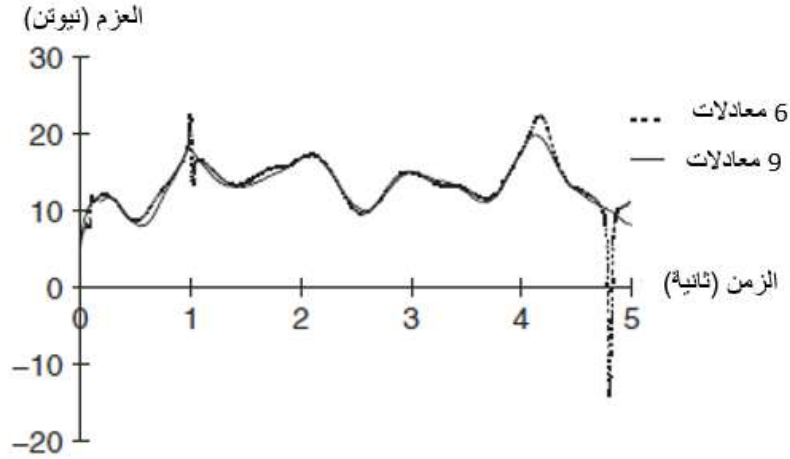
جميع مصطلحات المعامل في A_{11} الى B_6 بالامكان اشتقاقها من الفيديو او بيانات القوة في كل لحظة بالوقت المناسب. تستخدم المعادلة الخطية لتحديد قيم المعادلات الستة الامعلومة في كل لحظة بالوقت المناسب.

من ناحية ثانية، تشارك بعض معامل المعادلات مثل $\cos\varphi_a, \cos\varphi_b, \cos\varphi_c$ الناتجة عن الفردية أثناء حساب العزوم والتعجيل الزاوي حول $(j = a, b, \varphi_j = 90^\circ)$ (c). لتجنب هذه المشكلة: تضاف المعادلات الثلاث من خلال استخدام تقييم الفيديو e_1, e_2, e_3 لتعجيل الزوايا $\ddot{\varphi}_a, \ddot{\varphi}_b, \ddot{\varphi}_c$. وتكتب بالشكل التالي:

$$\begin{aligned} A_{44}\ddot{\varphi}_a &= A_{44}e_1 \\ A_{55}\ddot{\varphi}_b &= A_{55}e_2 \\ A_{66}\ddot{\varphi}_c &= A_{66}e_3 \end{aligned}$$

التي تطابق معامل $\ddot{\varphi}_a, \ddot{\varphi}_b, \ddot{\varphi}_c$ في آخر ثلاثة من المعادلات الستة السابقة. هذا يعطينا حدود للنظام في المعادلات الثمان من الستة الامعلومة وينتج من حل معادلة التربيغات الاقل حلول بدون الفردية. يؤدي إضافة المعادلات الخطية الثلاثة

إلى تحديد في تقدير التعجيل الزاوي من خلال حل القيم الفعالة بالتالي تكون قيم العزم المرجحة أكثر استقرارًا أيضًا (الشكل 9.5).



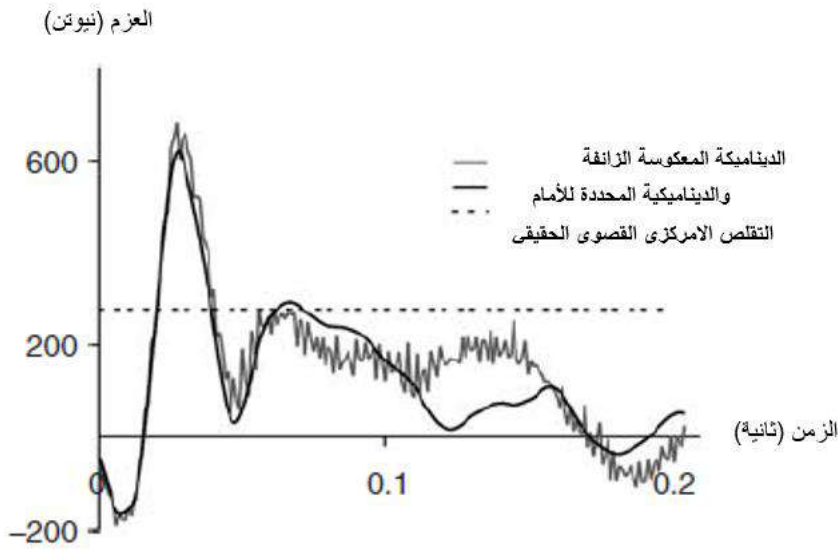
الشكل 9.5: يتم الحصول على العزم عن طريق الديناميكية المعكوسة باستخدام نظام المعادلات الستة ونظام المعادلة التسعة المحددة. مأخوذ من (Yeadon, M.R. and Trewartha, G. 2003). استراتيجية السيطرة على توازن اليد من السيطرة الحركية 7 ص 418 بعد الموافقة من (Human Kinetics).

في تحليل الحركات فيها طور التصادم، تكمن المشكلة في الديناميكية المعكوسة بسبب صعوبة شمول تذبذب الكتلة ضمن نموذج الديناميكية المعكوسة. في مثل هذه الحركات، تحديد نموذج الديناميكية للأمام أفضل طريقة للاستمرار.

حل مشكلة الديناميكية المعكوسة باستخدام محاكاة الديناميكية للامام

يوجد بديل للديناميكية المعكوسة تتمثل في استخدام نموذج محاكاة ديناميكية التحديد (الزاوية-الدفع) إلى الأمام لحل مشكلة الديناميكية المعكوسة. تسمح هذه طريقة بشمول تذبذب الكتل ضمن النموذج، التي لها تأثير أساسي على حساب عزوم المفصل بشكل خاص خلال التصادم (Pain and Challis, 2006). مساوياً استخدام هذه الطريقة تكمن في تصميم الديناميكية للامام التي من المحتمل ضروري لعمل تحسينات لمعالم النموذج لإيجاد الحل الذي يطابق الأداء الحقيقي. بالإضافة إلى ذلك إمكانية الاستفادة من نظام التحديد وقيم التعجيل الدقيقة التي يحتاج لها، التي من المستحيل على الأغلب حسابها خلال التصادم.

توجد مع نموذج تحديد مستو الديناميكية للامام ثلاث درجات للحرية لحركة الجسم كل - حركة الجسم الأفقية والتغير العمودي لمركز الكتلة وأتجاه الجسم كله - جنباً إلى جنب مع ثلاث درجات من الحرية لكل جزء متذبذب من الكتلة في النموذج. مدخلات النموذج السجل الزمني لزوايا المفصل والقوى الخارجية في تحسب حركة النموذج سوياً مع عزوم المفصل المطلوبة لتلبية التغيرات في زاوية المفصل. استخدم (King et al., 2003)، هذه الطريقة لحساب صافي العزوم في مفصل الركبة لمرحلة النهوض في الوثب للأعلى. تحسب قمة العزوم في الركبة باستخدام الديناميكية الشبه ثابتة، المعكوسة الزائفة (حركة بدون تذبذب الكتلة)، وكانت الدينامية المحددة للامام 747 نيوتن متر، 682 نيوتن مترو 620 نيوتن متر. بما في ذلك تعجيل الجزء الناتج من أقل قيمة للقمة ونتج عن عزل تذبذب الكتلة سلاسة أكثر في السجل الزمن لعزم مفصل الركبة. ومع ذلك، كان حساب جميع العزوم في الركبة أعلى من قمة التقصص الأمركزي القصوى الذي بذلة المشارك، والتي قدرت بـ 277 نيوتن متر من تجارب السرعة الثابتة مع المشاركين (الشكل 9-6).



الشكل 6-7: يحسب عزم مفصل الركبة باستخدام الديناميكية المعكوسة الزائفة والديناميكية المحددة للأمام.

أستنج (King *et al.*, 2003)، إلى أن التناقض يحتاج الى المزيد من التحقيق ومن المرجح أن هذا بسبب نموذج مفصل الركبة بوصفها بدون احتكاك أو نتيجة أخطاء في البيانات الرقمية.

التطبيقات

في هذه الفقرة سنعطي أمثلة مختلفة عن نموذج المحاكاة في بيوميكانيك الرياضية، لتوضيح تطبيق وتحديد المشاكل في تحسين النموذج والسيطرة في الحركات الرياضية.

فهم ميكانيكية التكنيك الرياضي

يستخدم نموذج المحاكاة للحصول على نظرة ثاقبة في ميكانيكية التكنيك الرياضي. من المحتمل أن البيانات الكينماتيكية والكنيتيكية تدل على الأداء الحقيقي وأن تكنيك معين يعد المسؤولة عن النتيجة لكن دون أسهامات القياس الكمي نحصل على القليل من الأستنتاجات. من المحتمل إمكانية تقييم التكنيك الفعال لمختلف نماذج المحاكاة وأعطاء نظرة صائبة على ما ينتج بالفعل من الحركة. أستخدم (Van

الهوائية للتحقيق من القابليات المختلفة لتكنيك الدوران في الهواء. وجدوا إمكانية عمل الدوران في الطور الهوائي أو حركة السمرسولت بأستخدام الحركات غير المتناسقة لليدين أو الورك. أستخدم (Dapena, 1981) نموذج الدفع- الزاوية للطور الهوائي في الوثب العالي لظهار أسلوب المرور السلس من خلال تعديل تغيرات الشكل خلال الطيران.

وفرت نماذج المحاكاة فهم جيدة على التكنيك الميكانيكي في: طور الطيران من لوح القفز (Miller, 1971)، الدوران حول البار العالي (Arampatz and Bruggemann, 2001; Hiley and Yeadon, 1999; Arampatzis *et al.*, 2001) والتزلج على الجليد (Hubbard, 1980)، والركضة التقريبية على شكل قوس في الوثب العالي (Tan, 1997) الهبوط في الجمباز (Requejo *et al.*, 2004). مع ذلك، من المهم تقييم النموذج قبل تطبيقه، نظرًا لأن الأفكار المكتسبة من النموذج، من المحتمل غير الصحيح، بدلاً عن الأداء الحقيقي.

المساهمات

تستخدم نماذج المحاكاة لتحديد مساهمات أشكال الأداء الكلي من خلال محاكاة تأثير ما يحدث من تأثير خلال إزالة أحد الأشكال أو الأبقاء على أحد الأشكال فقط. لذا تستخدم كمية المتغير لتحديد "المساهمات" من الضروري إضافة مثل هذه القياسات. على سبيل المثال، في حركة الشقلبة الهوائية (somersaults) التي تنتج من أستخدام مجموع زاوية الدوران النهائية إلى مشاكل بسبب أختلاف التكنيك الذي من المحتمل أكبر من الدوران الناتج من التوافق المستخدم في جميع أنواع التكنيك. بالإضافة إلى ذلك، من المحتمل أن يوجه التكنيك في الجزء الأخير في نهاية نحو إيقاف الدوران بدلاً من إنتاجه. بسبب أستخدام الأقصى لتأثيرات (Yeadon, 1993d) زاوية الميل بوصفها مقياس لإمكانات الدوران في الحركة. تحسب زوايا الميل بهذه الطريقة المضافة ومن المحتمل أن تكون الإشارة إلى الحساسية بوصفها مساهمة من أختلاف تنوع تكنيك للدوران.

استخدم (Brewin *et al.*, 2000) نموذجاً للاعب الجمناز على جهاز الحلق العالي لتحديد مساهمات التكنيك ومرونة اللاعب ومرونة جهاز الحلق العالي وخفض الحمل على الكتفين. وجد أن هذا التكنيك خفض من الحمل بمقدار 2.7 من وزن الجسم بينما خفض مرونة الحمل 1.1 من وزن الجسم أدى إلى حمل فعلي بمقدار 8.5 من وزان الجسم. أستخدم (King and Yeadon, 2005)، نموذجاً من خمسة أجزاء للاعب الجمناز خلال القفز على حصان القفز للتحقق في العوامل التي تؤثر على أداء القفز على حصان القفز، وجد أن عزم الكتف لم يسهم إلا بمقدار صغير قدره 7^0 درجة في الدوران الناتج، في حين ساهمت مرونة الكتف بمقدار 50^0 درجة في الدوران أثناء الطيران.

تحسين التكنيك في الرياضة

نظرًا لأن المحاكاة في الحركات الرياضية تستغرق حوالي ثانية واحدة لذا من المحتمل تشغيل الآلاف العمليات من المحاكاة في اليوم الواحد، هذا يفتح الطريقة لتحقيق الأداء الأمثل من خلال دراسة الطرق النظرية. يتميز التكنيك للحركات الرياضية بأستخدام مختلف المعالم ومن ثم أستخدم الإجراءات لتحسين والعثور على أفضل مجموعة من قيم المعالم التي تعمل على تحسين أو خفض بعض درجات الأداء. من المحتمل أن يتضمن هذا وبأبسط صوره من خلال تحديد الشروط المثالية الأولية في فعالية المقذوف مثل كرة السلة (Schwark *et al.*, 2004) أو رمي الرمح (Best *et al.*, 1995; Hubbard and Alaways, 1987). بطريقة مشابهة، يمكن تحديد مسارات أرجح المضرب من خلال المدى الأقصى في لعبة البيسبول (Sawicki *et al.*, 2003). في مثل هذه التحسينات يتم تحسين عدد قليل نسبيا من المعالم مثل تحسين معلم واحدة في وقت واحد. في مثل هذه الحالات، من المهم مراعاة اعتماد التبادل الداخلي لمعالم الانطلاق الناتجة عن خصائص الإنسان المشارك (Hubbard *et al.*, 2001).

تعد التحسينات الديناميكية التحدي الأكبر التي من خلالها يتم تحسين السجل الزمني للتكنيك. هذا عادة يحتاج للعديد من المعالم لوصيف التكنيك المستخدم في

نوع ما من الفعالية الرياضية. في حالة نماذج الدفع-الزاوية، من السهل نسبياً التأكد من عدم انتهاك التحديدات التشريحية في المفاصل (Hiley and Yeadon, 2003a). فيما تخصص النماذج التي يقودها عزم المفصل أو التي تمثلها العضلات- التي لا يفرض فيها هذه التحديدات بشكل مباشر- انما من خلال استيعابها باستخدام النتيجة المنطقية لوظيفة التحسين (Kong *et al.*, 2005).

من المحتمل أن درجة أداء مهارة رياضة تعني ببساطة مسافة الرمي (Hubbard, 1984)، أو مسافة الوثب الطويل (Hatze, 1983; Hubbard *et al.*, 1989)، مسافة الوثب العالي (Cheng and Hubbard, 2001; Nagano and Gerritsen, 2004)، كمية الدوران المنتج (Hiley and Yeadon, 2005; Sprigings and Miller, 2004)، كمية القوة المنتجة (van den Bogert, 1994)، التعب (Hull, 1999 Neptune and)، أو دمج متغيرات الأداء الصعبة (Gervais, 1994; Koh *et al.*, 2003)، في حين مثل هذا الأسلوب لة قابلية العمل وأحتمالية الحل الأمثل للمتغيرات الحساسة القليلة في التكنيك، مما يؤدي إلى أداء متماسك، ستناقش هذه المسألة من صلاية الاضطرابات في الفقرة التالية.

السيطرة على حركة الرياضة

إذا أنتج التكنيك أداءً مثالياً، فمن المحتمل وجود انحرافات في هذا الأداء مما أنتج عنة أخطاء صغيرة في التوقيت. إذا كان حجم مثل هذه الأخطاء الزمنية معروف، عندها يمكن حساب الخطأ في الأداء، أو على العكس، أحتمالية تقدير أخطاء التوقيت من الخطأ في الأداء. وأستطاع (Yeadon and Brewin, 2003) تقدره وأن أخطاء في التوقيت كانت في حدود 15 مللي ثانية في المرجحة الطويله على الحلق وصولاً للوقوف على اليدين.

من المحتمل أن بعض الحركات، مثل التوازن في الوقوف على اليدين على الأرض (Yeadon and Trewartha, 2003) أو الشقلبات بدون دوران (Yeadon and Mikulcik, 1996) الغير مستقرة بطبيعتها تتطلب السيطرة الحسية المستمرة لردود الفعل. وتحتاج بعض الحركات الأخرى، مثل الشقلبات مع الدوران (Yeadon, 2001؛)

(2002)، تصحيحًا مستمرًا في ردود الفعل لمنع الانحراف بعيدًا عن الأداء المستهدف. من المحتمل تعويض الأختلاف في خصائص أسلوب الأداء من خلال تعديل أسلوب النهوض باستخدام السيطرة في التغذية الراجعة إلى الأمام فقط إذا أمكن تقدير هذا التغير مقدمًا بدقة كافية (King and Yeadon, 2003).

يمكن التعامل أيضًا مع أختلاف التكنيك من خلال تكيف التكنيك الحساس نسبيًا، أو النشاط، للأضطرابات (van Soest *et al.*, 1994; King and Yeadon, 2004). في الحالات التي يكون فيها الزمن محدود للحركة وقريبًا من الوصول إليه، تعد مثل هذه الاعتبارات المحرك الرئيس لاختيار التكنيك (Hiley and Yeadon, 2003b).

إجراء الدراسة

الخطوات الرئيسية في تنفيذ دراسة باستخدام نموذج المحاكاة وكما يلي:

- تحديد أسئلة البحث التي يتعين تناولها.
- تصميم النموذج مع وضع هذه الأهداف في الاعتبار.
- بناء النموذج.
- جمع البيانات لإدخال النماذج وتحديد المعالم.
- تحديد المعالم.
- تقييم النموذج.
- تشغيل تصميم التجربة والمحاكاة.
- نتائج المحاكاة.
- الاستنتاجات: للأجابة على أسئلة البحث.

التقرير عن الدراسة

يعتمد شكل التقرير عن الدراسة إلى حد ما على يهدف لة القراء ويجب أن تعكس الخطوات الرئيسية المذكورة في الفقرة السابقة. يجب استخدام الأرقام أثناء تقديم وصف النموذج وبيانات الأداء ونتائج المحاكاة، ومقارنات تقييم النموذج. عادة يعتمد هيكل التقرير أو ورقة البحث على الخطوات التقليدية التالية:

- المقدمة: الدراسات السابقة، وضع الأهداف.
- الطرق: تصميم النموذج، تحديد المعالم، جمع البيانات والتقييم.
- النتائج: إخراج المحاكاة، الرسوم البيانية، الأشكال والجدول.
- المناقشة: معالجة الأهداف والتحديات والأستنتاجات.

المخلص

يوفر استخدام نماذج المحاكاة في الرياضة نظرة ثاقبة لما يحدث أو، في حالة فشل النموذج، (Niklas, 1992). أيضا توفر النماذج وسيلة لأختبار الفرضيات الناتجة من الملاحظات أو من قياسات الأداء. يجب أن نتذكر، أن جميع النماذج تعد نماذج بسيطة ولا تعكس جميع جوانب النظام الحقيقي. تكمن القوة الحقيقية لنماذج محاكاة الحاسوب في تقديم الدعم لعلوم الرياضة في الأداء الذي يتضمن تقديم نتائج فهم عامة للبحوث التي تنفذ على أداء النخبة. في حين هناك أيضا إمكانية توفير المشورة الفردية باستخدام النماذج الشخصية، أستغرق معظم خبراء بيوميكانيك الرياضة وقتا وطرقا طويلة ليتحقق هذا في الوقت الحاضر.

Alexander, R.M. (1990) 'Optimum take-off techniques for high and long jumps', *Philosophical Transactions of the Royal Society of London – Series B*: 329: 3–10.

Alexander, R.M. (2003) 'Modelling approaches in biomechanics', *Philosophical Transactions of the Royal Society of London – Series B: Biological Sciences*, 358: 1429–1435.

Arampatzis, A. and Bruggemann, G.-P. (1999) 'Mechanical energetic processes during the giant swing exercise before dismounts and flight elements on the high bar and the uneven parallel bars', *Journal of Biomechanics*, 32: 811–820.

Arampatzis, A., Bruggemann, G.-P. and Klapsing, G.M. (2001) 'Mechanical energetic processes during the giant swing before the Tkatchev exercise', *Journal of Biomechanics*, 34: 505–512.

Best, R.J., Bartlett, R.M. and Sawyer, R.A. (1995) 'Optimal javelin release', *Journal of Applied Biomechanics*, 11: 371–394.

Bobbert, M.F., Houdijk, J.H.P., Koning, J.J. de and Groot, G. de (2002) 'From a one-

Legged vertical jump to the speed-skating push-off: A simulation study', *Journal of Applied Biomechanics*, 18: 28–45.

Brewin, M.A., Yeadon, M.R. and Kerwin, D.G. (2000) 'Minimising peak forces at the shoulders during backward longswings on rings', *Human Movement Science*, 19: 717–736.

Caldwell, G.E. (2004) 'Muscle modeling', in G.E. Robertson, G.E. Caldwell, J.

Hamill, G. Kamen, S.N. and Whittlesey (eds), *Research Methods in Biomechanics*, Champaign, IL: Human Kinetics.

Chandler, R.F., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M. and Young, J.W.

(1975) 'Investigation of inertial properties of the human body. AMRL T R 74–137, AD-A016-485, DOT-HS-801-430. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

Chapman, A.E. (1985) 'The mechanical properties of human muscle', in R.L. Terjung (ed.) *Exercise and Sport Sciences Reviews–Volume 13*, London: MacMillan.

Cheng, K.B. and Hubbard, M. (2004) 'Optimal jumping strategies from compliant

surfaces: A simple model of springboard standing jumps', *Human Movement Science*,

23: 35–48.

Clarys, J.P. and Marfell-Jones, M.J. (1986) 'Anthropometric prediction of component

tissue masses in the minor limb segments of the human body', *Human Biology*, 58: 761–769.

Dapena, J. (1981) 'Simulation of modified human airborne movements', *Journal of Biomechanics*, 14: 81–89.

Dempster, W.T. (1955) 'Space requirements of the seated operator', *Wright Air Development Centre*, Wight-Paterson Air Force Base, Ohio WADC-TR: 55–159.

De Zee, M. and Voigt, M. (2001) 'Moment dependency of the series elastic stiffness in the human plantar flexors measured in vivo', *Journal of Biomechanics*, 34: 1399–1406.

Dudley, G.A., Harris, R.T., Duvoisin, M.R., Hather, B.M. and Buchanan, P. (1990)

'Effect of voluntary vs. artificial activation on the relationship of muscle torque to speed', *Journal of Applied Physiology*, 69: 2215–2221.

Edman, K.A.P. (1992) 'Contractile performance of skeletal muscle fibres', in P.V. Komi (ed.), *Strength and Power in Sport. Vol. III of the Encyclopaedia of Sports Medicine*, Oxford: Blackwell Scientific.

Fujii, N. and Hubbard, M. (2002) 'Validation of a three-dimensional baseball pitching model', *Journal of Applied Biomechanics*, 18: 135–154.

Gerritsen, K.G.M., van den Bogert, A.J. and Nigg, B.M. (1995) 'Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running', *Journal of Biomechanics*, 28: 661–68.

Gervais, P. (1994) 'A prediction of an optimal performance of the handspring 1½ front salto longhorse vault', *Journal of Biomechanics*, 27: 67–75.

Greig, M.P. and Yeadon, M.R. (2000) 'The influence of touchdown parameters on the performance of a high jumper', *Journal of Applied Biomechanics*, 16: 367–378.

Gruber, K., Ruder, H., Denoth, J. and Schneider, K. (1998) 'A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models', *Journal of Biomechanics*, 31: 439–444.

Goffe, W.L., Ferrier, G.D. and Rogers, J. (1994) 'Global optimisation of statistical functions with simulated annealing', *Journal of Econometrics*, 60: 65–99.

Harry, J.D., Ward, A.W., Heglund, N.C., Morgan, D.L. and McMahon, T.A. (1990)

'Cross-bridge cycling theories cannot explain high-speed lengthening behaviour in frog muscle', *Biophysical Journal*, 57: 201–208.

Hatze, H. (1980) 'A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments', *Journal of Biomechanics*, 13: 833–843.

Hatze, H. (1981a) 'A comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of the long jump', *Journal of Biomechanics*, 14: 135–142.

Hatze, H. (1981b) 'Estimation of myodynamic parameter values from observations on isometrically contracting muscle groups', *European Journal of Applied Physiology*, 46: 325–338.

Hatze, H. (1983) 'Computerized optimization of sports motions: An overview of possibilities, methods and recent developments', *Journal of Sports Sciences*, 1: 3–12.

Hiley, M.J. and Yeadon, M.R. (2001) 'Swinging around the high bar', *Physics Education*, 36, 1: 14–17.

Hiley, M.J. and Yeadon, M.R. (2003a) 'Optimum technique for generating angular momentum in accelerated backward giant circles prior to a dismount', *Journal of Applied Biomechanics*, 19: 119–130.

Hiley, M.J. and Yeadon, M.R. (2003b) 'The margin for error when releasing the high bar for dismounts', *Journal of Biomechanics*, 36: 313–319.

Hiley, M.J. and Yeadon, M.R. (2005) 'Maximal dismounts from high bar', *Journal of Biomechanics*, 38: 2221–2227.

Hill, A.V. (1938) 'The heat of shortening and the dynamic constants of muscle', *Proceedings of the Royal Society Series B*, 126: 136–195.

Hinrichs, R.N. (1985) 'Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements: An extension of the data of Chandler *et al.*

(1975)', *Journal of Biomechanics*, 18: 621–624.

Hubbard, M. (1980) 'Human control of the skateboard', *Journal of Biomechanics*, 13: 745–754.

Hubbard, M. (1984) 'Optimal javelin trajectories', *Journal of Biomechanics*, 17: 777–787.

Hubbard, M. (1993) 'Computer Simulation in Sport and Industry', *Journal of Biomechanics*, 26, Supplement 1: 53–61.

Hubbard, M. and Trinkle, J.C. (1985a) 'Clearing maximum height with constrained kinetic energy', *ASME Journal of Applied Mechanics*, 52: 179–184.

Hubbard, M. and Trinkle, J.C. (1985b) 'Optimal Fosbury-flop high jumping', in D.A. Winter, R.W. Norman, R.P. Wells, K.C. Hayes and A.E. Patla (eds), *Biomechanics IX-B*, Champaign, IL: Human Kinetics.

Hubbard, M. and Alaways, L.W. (1987) 'Optimum release conditions for the new rules javelin', *International Journal of Sport Biomechanics*, 3: 207–221.

Hubbard, M. and Alaways, L.W. (1989) 'Rapid and accurate estimation of release conditions in the javelin throw', *Journal of Biomechanics*, 22: 583–596.

Hubbard, M., Hibbard, R.L., Yeadon, M.R. and Komor, A. (1989) 'A multisegment dynamic model of ski jumping', *International Journal of Sport Biomechanics*, 5: 258–274.

Hubbard, M., de Mestre, N.J. and Scott, J. (2001) 'Dependence of release variables in the shot put', *Journal of Biomechanics*, 34: 449–456.

Jensen, R.K. (1978) 'Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method', *Journal of Biomechanics*, 11: 349–358.

King, A.I. (1984) 'A review of biomechanical models', *Journal of Biomechanical Engineering*, 106: 97–104.

King, M.A. and Yeadon, M.R. (2002) 'Determining subject specific torque parameters for use in a torque driven simulation model of dynamic jumping', *Journal of Applied Biomechanics*, 18: 207–217.

King, M.A. and Yeadon, M.R. (2003) 'Coping with perturbations to a layout somersault in tumbling', *Journal of Biomechanics*, 36: 921–927.

King, M.A. and Yeadon, M.R. (2004) 'Maximising somersault rotation in tumbling',

Journal of Biomechanics, 37: 471–477.

King, M.A. and Yeadon, M.R. (2005) 'Factors influencing performance in the Hecht vault and implications for modelling', *Journal of Biomechanics*, 38: 145–151.

King, M.A., Yeadon, M.R. and Kerwin, D.G. (1999) 'A two segment simulation model of long horse vaulting', *Journal of Sports Sciences*, 17: 313–324.

King, M.A., Wilson, C. and Yeadon, M.R. (2003) 'Determination of knee joint moments during running jumps using a constrained forward dynamics simulation model', *International Journal of Computer Science in Sport*, 2: 102–103.

King, M.A., Wilson, C. and Yeadon, M.R. (2006) 'Evaluation of a torque-driven computer simulation model of jumping for height', *Journal of Applied Biomechanics*, 22: 264–274.

Koh, M., Jennings, L., Elliott, B. and Lloyd, D. (2003) 'A predicted optimal performance of the Yurchenko layout vault in women's artistic gymnastics', *Journal of Applied Biomechanics*, 19: 187–204.

Kong, P.W., Yeadon, M.R. and King, M.A. (2005) 'Optimisation of take-off techniques for maximum forward rotation in springboard diving', in Q. Wang (ed.) *XXIII International Symposium on Biomechanics in Sports*, Beijing: The China Institute

of Sport Science.

Martin, P.E., Mungiole, M., Marzke, M.W. and Longhill, J.M. (1989) 'The use of magnetic resonance imaging for measuring segment inertial properties', *Journal of Biomechanics*, 22: 367–369.

Miller, D.I. (1971) 'A computer simulation of the airborne phase of diving', in J.M. Cooper (ed.), *Selected Topics on Biomechanics*, Chicago, IL: Athletic Institute.

Miller, D.I. (1975) 'Computer simulation of human motion', in D.W. Grieve, D.I. Miller,

D. Mitchelson, J. Paul and A.J. Smith (eds), *Techniques for the Analysis of Human Movement*, London: Lepus Books.

Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y. and Fukunaga, T. (2001) 'Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human

gastrocnemius muscle in vivo', *Journal of Applied Physiology*, 90: 1671–1678.

Nagano, A. and Gerritsen, G.M. (2001) 'Effects of neuromuscular strength training on vertical jumping performance – A computer simulation study', *Journal of Applied Biomechanics*, 17: 113–128.

Nelder, J.A. and Mead, R. (1965) 'A simplex method for function minimisation', *Computer Journal*, 7: 308–313.

Neptune, R.R. and Hull, M.L. (1998) 'Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model', *Journal of Biomechanical Engineering*, 120: 334–341.

Neptune, R.R. and Hull, M.L. (1999) 'A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling', *Journal of Biomechanics*, 32: 409–415.

Neptune, R.R. and Kautz, S.A. (2000) 'Knee joint loading in forward versus backward pedaling: implications for rehabilitation strategies', *Clinical Biomechanics*, 15: 528–535.

Niklas, K.J. (1992) *Plant Biomechanics: an Engineering Approach to Plant Form and Function*, Chicago, IL: University of Chicago Press.

Pain, M.T.G. and Challis, J.H. (2001a) 'High resolution determination of body segment inertial parameters and their variation due to soft tissue motion', *Journal of Applied Biomechanics*, 17: 326–334.

Pain, M.T.G. and Challis, J.H. (2001b) 'The role of the heel pad and shank soft tissue during impacts: a further resolution of a paradox', *Journal of Biomechanics*, 34: 327–333.

Pain, M.T.G. and Challis, J.H. (2006) 'The influence of soft tissue movement on ground reaction forces, joint torques and joint reaction forces in drop landings', *Journal of Biomechanics*, 39: 119–124.

Panjabi, M. (1979) 'Validation of mathematical models', *Journal of Biomechanics*, 12: 238.

Press, W.H., Flannery, B.P., Teukolsky, S.A. and Vetterling, W.T. (1988) *Numerical Recipes. The Art of Scientific Computing*, Cambridge: Cambridge University Press.

Requejo, P.S., McNitt-Gray, J.L. and Flashner, H. (2004) 'Modification of landing conditions at contact via flight phase control', *Biological Cybernetics*, 90: 327–336.

Sawicki, G.S., Hubbard, M. and Stronge, W.J. (2003) 'How to hit home runs: Optimum baseball bat swing parameters for maximum range trajectories', *American Journal of Physics*, 71: 1152–1162.

Schwark, B.N., Mackenzie, S.J. and Sprigings, E.J. (2004) 'Optimizing the release conditions for a free throw in wheelchair basketball', *Journal of Applied Biomechanics*, 20: 153–166.

Sprigings, E.J. and Yeadon, M.R. (1997) 'An insight into the reversal of rotation in the Hecht vault', *Human Movement Science*, 16: 517–532.

Sprigings, E.J. and Miller, D.I. (2004) 'Optimal knee extension timing in springboard and platform dives from the reverse group', *Journal of Applied Biomechanics*, 20: 244–252.

Sprigings, E.J., Lanovaz, J.L., Watson, L.G. and Russell, K.W. (1998) 'Removing swing from a handstand on rings using a properly timed backward giant circle: a simulation solution', *Journal of Biomechanics*, 31: 27–35.

Tan, J.C.C. (1997) 'The mechanics of the curved approach in high jumping' Unpublished doctoral dissertation, Loughborough University, UK.

Van den Bogert, A.J. (1994) 'Optimization of the human engine: application to sprint

cycling', in W. Herzog, B. Nigg and T. van den Bogert (eds), *Canadian Society for*

Biomechanics: Proceedings of the Eight Biennial Conference and Symposium, Calgary:

Canadian Society for Biomechanics

Van der Helm, F.C.T. (1994) 'A finite element musculoskeletal model of the shoulder

mechanism', *Journal of Biomechanics*, 27: 551–569.

Van Gheluwe, B. (1981) 'A biomechanical simulation model for airborne twist in

backward somersault', *Journal of Human Movement Studies*, 7: 1–22.

Van Soest, A.J., Bobbert, M.F. and Ingen Schenau, G.J. van (1994) 'A control strategy

for the execution of explosive movements from varying starting positions', *Journal of*

Neurophysiology, 71: 1390–1402.

Van Soest A.J. and Casius, L.J.R. (2003) 'The merits of a parallel genetic algorithm

in solving hard optimization problems', *Journal of Biomechanical Engineering*,

125: 141–146.

Vaughan, C.L. (1984) 'Computer simulation of human motion in sports biomechanics',

in R.L. Terjung (ed.), *Exercise and Sport Sciences Reviews – Volume 12*, New York:

MacMillan.

Vaughan, C.L. (ed.) (1989) *Biomechanics of Sport*, Boca Raton, FL: CRC Press.

Westing, S.H., Seger, J.Y., Karlson, E. and Ekblom, B. (1988) 'Eccentric and concentric

torque-velocity characteristics of the quadriceps femoris in man', *European Journal*

of Applied Physiology, 58: 100–104.

Wilson, C., King, M.A. and Yeadon, M.R. (2006) 'Determination of subject-specific

model parameter visco-elastic elements', *Journal of Biomechanics*, 39: 1883–1890.

Wright, I.C., Neptune, R.R., van den Bogert, A.J. and Nigg, B.M. (1998) 'Passive

regulation of impact forces in heel-toe running', *Clinical Biomechanics*, 13: 521–531.

Yeadon, M.R. (1987) 'Theoretical models and their application to aerial movement', in

J. Atha and B. van Gheluwe (eds), *Medicine and Sport Science*, 25: *Current Research*

in Sports Biomechanics, Basel: Karger.

Yeadon, M.R. (1990a) 'The simulation of aerial movement–I: The determination of

orientation angles from film data', *Journal of Biomechanics*, 23: 59–66.

Yeadon, M.R. (1990b) 'The simulation of aerial movement–II: A mathematical inertia

model of the human body', *Journal of Biomechanics*, 23: 67–74.

Yeadon, M.R. (1993a) 'The biomechanics of twisting somersaults. Part I: Rigid body

motions', *Journal of Sports Sciences*, 11: 187–198.

Yeadon, M.R. (1993b) 'The biomechanics of twisting somersaults. Part II: Contact

twist', *Journal of Sports Sciences*, 11: 199–208. Yeadon, M.R. (1993c) 'The biomechanics of twisting somersaults. Part III: Aerial twist', *Journal of Sports Sciences*, 11: 209–218.

Yeadon, M.R. (1993d) 'The biomechanics of twisting somersaults. Part IV: Partitioning performance using the tilt angle', *Journal of Sports Sciences*, 11: 219–225.

Yeadon, M.R. (2001) The control of twisting somersaults, in R. Mueller, H. Gerber

and A. Stacoff (eds), *XVIIIth Congress of the International Society of Biomechanics*,

Book of Abstracts, Zurich: ETH.

Yeadon, M.R. (2002) 'The control of twisting somersaults using asymmetrical arm

movements', in *IV World Congress of Biomechanics Proceedings CD*, University of Calgary, Calgary, Canada.

Yeadon, M.R. and Morlock, M. (1989) 'The appropriate use of regression equations

for the estimation of segmental inertia parameters', *Journal of Biomechanics*, 22: 683–689.

Yeadon, M.R. and Challis, J.H. (1994) 'The future of performance related sports

biomechanics research', *Journal of Sports Sciences*, 12: 3–32.

Yeadon, M.R. and Mikulcik, E.C. (1996) 'The control of non-twisting somersaults using

configurational changes', *Journal of Biomechanics*, 29: 1341–1348.

Yeadon, M.R. and Hiley, M.J. (2000) 'The mechanics of the backward giant circle on

the high bar', *Human Movement Science*, 19: 153–173.

Yeadon, M.R. and King, M.A. (2002) 'Evaluation of a torque driven simulation model of tumbling', *Journal of Applied Biomechanics*, 18: 195–206.

Yeadon, M.R. and Brewin, M.A. (2003) 'Optimised performance of the backward longswing on rings', *Journal of Biomechanics*, 36: 545–552.

Yeadon, M.R. and Trewartha, G. (2003) 'Control strategy for a hand balance', *Motor Control*, 7: 411–430.

Yeadon, M.R., Atha, J. and Hales, F.D. (1990) 'The simulation of aerial movement–IV:

A computer simulation model', *Journal of Biomechanics*, 23: 85–89.

Yeadon, M.R., King, M.A. and Wilson, C. (2006a) 'Modelling the maximum

voluntary joint torque/angular velocity relationship in human movement', *Journal of Biomechanics*, 39: 476–482.

Yeadon, M.R., Kong, P.W. and King, M.A. (2006b) 'Parameter determination for

a computer simulation model of a diver and a springboard', *Journal of Applied Biomechanics*, 22: 167–176.

Zatsiorsky, V.M. (2002) *Kinetics of Human Motion*, Champaign, IL: Human Kinetics.

Zatsiorsky, V.M., Seluyanov, V.N. and Chugunova, L. (1990) 'In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method', in N. Berme and A. Cappozzo (eds), *Biomechanics of Human Movement: Applications in Rehabilitation, Sports and Ergonomics*, Worthington, OH: Bertec Corporation.



التقويم البيوميكانيكي للحركة في الرياضة والتمرين BIOMECHANICAL EVALUATION OF MOVEMENT IN SPORT AND EXERCISE

إن العالم يتقدم بسرعة مذهلة في المجالات كافة، وهناك قفزات كبيرة وواسعة سبياً في مجال
الإنجازات الرياضية فقد لعب علماء الرياضة والمتخصصين دوراً كبيراً في تطوير الإنجاز
الرياضي من خلال العلوم الأساسية والعلوم المساعدة.

كان ولا يزال البيوميكانيك الرياضي من العلوم المهمة والتي تسهم بشكل كبير في تحليل
الحركات الرياضية بشكل خاص والحركة البشرية بشكل عام لحل الوضوءات الـ طرائق الأداء
الأفضل وتحقيق الإنجاز الأمثل من خلال التعرف على كل المتغيرات التي تؤثر في مسارات
الحركة والأداء.

في السنوات الأخيرة تطور البيوميكانيك الرياضي من خلال تطور طرائق التحليل الحركي
ودخول التكنولوجيا المتطورة من أوسع الأبواب لتسهيل عمل الباحثين فضلاً عن تحقيق الدقة
العالية في جمع المعلومات حول الأداء الحركي وبكلى تفاصيله من الجانب الكينماتيكي
والكينيتيكي (الوصفي والقياسي)، وهناك سباق محموم بين الشركات المصنعة لأجل ابتكار
أجهزة تحليل متطورة تتناسب مع المتطلبات المتزايدة التي رافقت تطور الفعاليات الرياضية.
من هنا كانت الحاجة إلى ترجمة هذا المصدر والصادر عن الاتحاد البريطاني للرياضة وعلوم
الشباب والذي يعد دليل عمل للأساليب العلمية والبحثية التي يجب أن تتبع في إجراء البحوث
في مجال الميكانيكا الحيوية.

يعد كتاب (التقويم البيوميكانيكي للحركات في الرياضة والشباب الرياضية) مرجعاً علمياً
مهماً للكليات المتخصصة في المنطقة العربية وكذلك دليل عمل لكل طلبة الدراسات العليا
والباحثين في مجال البيوميكانيك الرياضي لما يحتويه من أساليب بحثية دقيقة ومنظمة تساعد
الباحث في اتباع الخطوات الصحيحة عند إجراء التحليل الحركي البيوميكانيكي سواء أكان
تحليلاً نوعياً أم كمياً. قام بتأليف الكتاب مجموعة من العلماء كخبير في بحثي يرأسه **CARL J. PAYTON AND ROGER M. BARTLETT**، ولغرض توعية العلمية والدقة فقد قام
كل واحد من الفريق البحثي بكتابة أحد فصول الكتاب كل حسب تخصصه الدقيق في مجال
البيوميكانيك، ولابد من الإشارة أن هذا المرجع اعتمد في كتابته على دراسات وبحوث أجريت
في مجال البيوميكانيك فضلاً عن احتواء كل فصل على كيفية تقديم الورقة البحثية ضمن المعايير
البحثية للنشر في المجلات العالمية.

