

طريقة مقترحة لقياس بعض المتغيرات البيوميكانيكية للعضلات في الحركات الديناميكية

ا.م.د. منصور عبد الحميد عطاالله

استاذ مساعد الميكانيكا الحيوية، قسم اصول التربية الرياضية، كلية التربية الرياضية بنين، جامعة الاسكندرية

ا.م.د. وليد سليمان اسماعيل

استاذ مساعد القياس والتقويم الرياضي، قسم اصول التربية الرياضية، كلية التربية الرياضية بنين، جامعة الاسكندرية

م.م. وليد محمد ابو بكر ماضي

مدرس مساعد قسم تدريب المنازل والرياضات الفردية، كلية التربية الرياضية بنين، جامعة الاسكندرية

الملخص

تهدف الدراسة الحالية إلى التعرف على فعالية طريقة مقترحة لقياس بعض المتغيرات البيوميكانيكية للعضلة خلال الأداء العضلي المتحرك، وقد طبق البحث على عينة تكونت من 20 شخص من الرياضيين (العمر 27.8 ± 5.1 سنة، الطول 179 ± 6.0 سم، الكتلة 80 ± 10.62 كجم)، وقد استخدم الباحثين المنهج الوصفي بالأسلوب المسحي لملائمته لطبيعة البحث وإجراءاته، حيث تم أداء اختبار قبض وبسط مفصل الكاحل السلبي باستخدام جهاز الديناموميتر Isokinetic Dynamometer، وتم تثبيت جهاز الموجات فوق صوتية تردد 25 Hz على عضلة الساق الإنسية، ثم تم تسجيل الفيديو لحركة المفصل من أقصى بسط إلى أقصى انقباض، وتم تحليل الفيديو باستخدام برنامج التحليل الحركي Tracker للحصول على إحداثيات نقاط محددة تمت معالجتها وإجراء العمليات الحسابية باستخدام برنامج MATLAB R2017a، وقد أشارت نتائج البحث إلى وجود علاقة ارتباطية قوية عند مستوي 0.01 بين النتائج المحسوبة من خلال الطريقة المقترحة والنتائج المقاسة ببرنامج tracker. كما أشارت النتائج إلى إمكانية تتبع قياس طول الليفة العضلية Fascicle length، وزاوية الليفة pennation angle خلال العمل العضلي كاملاً، كما أوصى الباحثون باستخدام الطريقة المقترحة مع جهاز الموجات فوق الصوتية بتردد 100 Hz أو أعلى في الحركات السريعة.

الكلمات الدالة: جهاز الموجات فوق الصوتية، التحليل العضلي، الخصائص الميكانيكية للعضلات.

المقدمة ومشكلة البحث:

إن توفر المعرفة الدقيقة لبناء الهيكل العظمي والعضلي يوفر فهماً دقيقاً لتصميم العضلات وأدائها (Gans, 1982; Sacks & Roy, 1982)، حيث توجد الألياف العضلية على هيئة حزم تمتد من الأوتار القريبة إلى الأوتار البعيدة، وفي كثير من الحالات عندما يشير الباحثين إلى طول الألياف العضلية، فإنهم يشيرون بالفعل إلى طول الحزمة العضلية (Friederich & Brand, 1990; Huijing, 1985; Scott, Engstrom, & Loeb, 1993).

وتعد تقديرات أطوال الألياف العضلية والسرعات والتنشيطات والقوى خلال الحركات الديناميكية المتعددة ضرورية لفهم كيف تؤثر أطوال وسرعات ألياف العضلات في توليد القوة العضلية، حيث ترجع الدراسات العلمية الإنخفاض في القوة العضلية إلى إنخفاض أطوال الألياف العضلية وزيادة سرعة تقصير الألياف العضلية (Arnold, Hamner, Seth, Millard, & Delp, 2013)

ولقد تطرقت العديد من الدراسات العلمية السابقة كدراسات (Chleboun, France, Crill, Braddock, & Howell, 2001; Dominic James Farris & Sawicki, 2012; Fukunaga et al., 2001; Kawakami, Ichinose, & Fukunaga, 1998; Lichtwark, Bougoulas, & Wilson, 2007; Maganaris, 2001) لدراسة طول الألياف العضلية وزوايا تلك الألياف لعدد من العضلات وهي (عضلة الساق، العضلة النعلية، العضلة ذات الرأسين الفخذية، والعضلة المتسعة الوحشية) وقد اعتمدت معظم هذه الدراسات على تقنية التصوير بالموجات فوق صوتية لتحديد طول الليفة العضلية كما إنها تقيس الخصائص العضلية في وضع ثابت لمقارنة الاختلافات قبل أو بعد البرامج التدريبية أو التأهيلية، إلا أن هذا لا يعطينا صورة كاملة عن طبيعة التغيرات التي تحدث في العضلات عند مزامنتها مع متغيرات خارجية كزوايا المفاصل أو سرعة الإنقباض.

ويشير (Arnold et al., 2013) إلي أنه بالإضافة إلي الموجات فوق صوتية فإنه يمكن تحديد أطوال الألياف العضلية من خلال قياسات أطوال ساركومير عضلي بإستخدام الليزر أثناء الجراحة كما في دراسة (Lieber & Fridén, 1998) ويعد قياس أطوال الساركومير العضلي بالمنظار الدقيق أقل انتشاراً من الليزر وهي تحدث عند إصطدام خطوط الليزر بعائق معين ولكن لم يتم إستخدام هذه التقنية بشكل واسع أثناء الحركة البشرية (Llewellyn, Barretto, Delp, & Schnitzer, 2008).

وقد قام (Arnold et al., 2013) بتطوير عمليات محاكاة لديناميكيات الأوتار والعضلات التي تحسب أطوال ألياف العضلات، وسرعتها، والقوى الناتجة عنها وذلك لإحدي عشر عضلة للطرف السفلي من خلال إستخدام الرسام الكهربائي للعضلات ودراسة كينماتيكا حركة المفاصل، كما إستخدموا نموذجاً حاسوبياً للجهاز العضلي الهيكلية الذي يمثل هندسة العظام، وخطوط العمل وخصائص توليد القوة لعضلات الطرف السفلي، كما قاموا بقياس النشاط الكهربائي للعضلات في أحد عشر عضلة، بالإضافة لقياس زاوية مفصل الحوض والركبة والكاحل أثناء المشي والجري بسرعات مختلفة على جهاز المشي المتحرك، وتم إستخدام هذه البيانات لتحديد كيفية تغير قدرة توليد القوة العضلية مع سرعة المشي وسرعة الجري وكذلك عند

الانتقال من المشي إلى الجري.

ولقد وفرت القياسات الديناميكية رؤى فريدة من نوعها في تقييمات وظائف العضلات من أجل الفهم الشامل للأداء البشري وإعادة التأهيل، وبالتالي فهي تستخدم عادة في مراكز التدريب والتأهيل، فمن المهم أن تسفر المقاييس الديناميكية عن قيم أداء دقيقة، ولكن يواجة القياس الديناميكي لحركة العضلات عدة مشكلات منها أن بعض الألياف العضلية تكون طويلة نسبياً فلا يستطيع المجس Probe أن يحدد طول الليفة العضلية كاملاً، أو أن يكون طول مقطع المجس Probe لا يتناسب مع طول الليفة العضلية أو حدود جهاز الموجات فوق الصوتية حيث يستطيع فقط عرض مقطع للعضلة بمقدار 4سم، إلا أنه أثناء حركة الألياف العضلية قد يتعدى طول الليفة العضلية حدود تلك الشاشة، وبالتالي لا يتم تقدير طول الليفة العضلية بشكل دقيق.

ومؤخراً أظهرت إحدى الدراسات الجادة (Drazan, Hullfish, & Baxter, 2019; J. Farris & Lichtwark, 2016) توفير وسيلة لقياس أطوال الألياف العضلية من خلال تقنية التتبع الأوتوماتيكي من خلال برنامج مصمم باستخدام خوارزمية وجاءت هذه الدراسة لتوفير الجهد المبذول من عملية التتبع اليدوي لحركة الألياف العضلية، إلا أن هذه الطريقة تحدد نقطة ثابتة وهي الحدود العليا والسفلى للليفة العضلية Lower and Upper Aponeurosis وفي الحقيقة فإن هذه الحدود قد تتغير وفقاً لحركة العضلات مما يجعل عملية التتبع لطول الليفة العضلية في الجزء الغير ظاهر على الشاشة أقل دقة.

ومن العرض السابق يتضح أهمية الدراسة الداخلية لخصائص الألياف العضلية وما يمكن أن تحمله من تفسيرات من أجل تطوير الأداء والتعرف على طبيعة التغيرات التي تحدث لإنتاج القوة حيث أن العضلات هي العامل الأساسي في إنتاج القوة التي يتحرك بها الإنسان وبالتالي فإن المراقبة الدقيقة لحركة العضلات خلال الأداء وربطها بمؤشرات الأداء يساعد المدربين وأخصائيي التأهيل الحركي في وضع برامج تدريبية أو تأهيلية هادفة تعمل على تحسين و تطوير الأداء.

هذا وتختلف الدراسة الحالية عن الدراسات السابقة في وضع طريقة مقترحة للتعرف على بعض المتغيرات البيوميكانيكية للألياف العضلية خلال الأداء العضلي المتحرك أو الحركات الديناميكية، حيث أن هناك حاجة ماسة إلى إجراء دراسة لتتبع حركة الألياف العضلية بصورة أكثر دقة ومراقبتها في كل كادر خلال الأداء العضلي بالإضافة إلى إمكانية مزامنتها مع الأجهزة الأخرى كأنظمة التحليل الحركي والنشاط الكهربائي للعضلات، وذلك من خلال الحصول على بيانات عملية التتبع باستخدام برامج التحليل الحركي وتصميم كود باستخدام برنامج ماتلاب MATLAB لإجراء بعض العمليات الحسابية لحساب طول الألياف العضلية وزاوية الألياف

العضلية في المناطق الخارجة عن حدود الشاشة في حالة الألياف العضلية الطويلة والتي لا يستطيع المجس Probe إظهارها علي الشاشة.

هدف البحث :

- التعرف علي فعالية طريقة مقترحة لقياس بعض المتغيرات البيوميكانيكية للألياف العضلية خلال الأداء العضلي المتحرك.

فروض البحث:

- الطريقة المقترحة صالحة لقياس بعض المتغيرات البيوميكانيكية للألياف العضلية خلال الأداء العضلي المتحرك.

إجراءات البحث:

عينة البحث

تم إختيار عينة البحث بالطريقة العشوائية من الرياضيين وتكونت من 20 شخص (العمر 27.8 ± 5.1 سنة، الطول 179 ± 6.0 سم، الكتلة 80 ± 10.62 كجم).

إجراءات للبحث:

- تم إجراء التجربة بمعمل الميكانيكا الحيوية بكلية علوم الرياضة جامعة فيينا دولة النمسا أثناء تواجد الباحث الرئيسي بمهمة علمية بجامعة فيينا، النمسا، وقد تمت معالجة البيانات وإستخراج النتائج وتفسيرها وكتابة الدراسة بجمهورية مصر العربية بمشاركة الباحثين المشاركين علي البحث.

وكانت الإجراءات التطبيقية للتجربة وفقاً لما يلي :-

تم عمل إحماء لمدة خمس دقائق علي الدراجة الأرجومترية ثم الإنتقال إلي جهاز الديناموميتر الثابت Isokinetic dynamometer ماركة HUMAC® NORM™ (Model 770; CSMI, Stoughton, USA) وهو جهاز لقياس مقاومة القوة التي يخرجها الشخص بالنسبة لذراعها، أو بمعنى آخر فإنه يقيس العزم الواقع من الشخص علي الجهاز، حيث تم تثبيت الشخص المؤدي جيداً علي الجهاز كما تم ضبط وضعية الكرسي لتتناسب مع طول الرجل في وضع الجلوس والرجل اليسري مفرودة، بعد ذلك تم ضبط المدي الحركي لمفصل الكاحل وهو عبارة أن أقصى مدي يمكن أن يصل إليه الشخص في وضع البسط Dorsiflexion إلي أقصى إنقباض planter flexion والتي سوف يتحرك الجهاز بناءً علي هذا المدي والذي يختلف من شخص إلي آخر حسب قياساته الأنثروبومترية والتشريحية، تم تثبيت المجس الخاص بجهاز الموجات فوق الصوتية Ultrasound probe علي عضلة الساق الإنسية Gastrocnemius medialis للرجل اليسري شكل (1). تم أداء إختيار

إنقباض و إمتداد مفصل الكاحل بتكرار الحركة ثلاث مرات حتي تتكيف القدم مع حركة الجهاز وفي المرة الرابعة يتم تسجيل الفيديو من أقصى بسط إلي أقصى انقباض ثم العودة لوضع البداية بإستخدام جهاز الموجات فوق الصوتية ماركة (Esaote AU5, Italy) بتردد 25 Hz هرتز ولحفظ الفيديو مباشرة علي جهاز الكمبيوتر تم إستخدام برنامج لاقط الفيديو Video grabber. ثم تم تحليل الفيديو بإستخدام برنامج التحليل الحركي Tracker v.5.0.7 لاستخراج الاحداثيات (x,y) للنقاط التالية وهي : اربع نقاط ثابتة.

الغشاء العلوي الأيسر (LUA) Left upper aponeurosis ، الغشاء العلوي الأيمن ،
Right upper Aponeurosis (RUA)، الغشاء السفلي الأيسر Left lower
aponeurosis (LLA)، الغشاء السفلي الأيمن (RLA) Right lower aponeurosis .
ونقطتين علي كل ليفة تمثل خط مستقيم لتتبع حركة كل ليفة من الألياف الثلاثة المراد تحليلها .
النقطة الأولى لليفة أ (FA1) Fascicle A1 ، النقطة الثانية لليفة أ (FA2) Fascicle A2 ،
النقطة الأولى لليفة ب (FB1) Fascicle B1 ، النقطة الثانية لليفة ب (FB2) Fascicle B2 ،
النقطة الأولى لليفة ج (FC1) Fascicle C1 ، النقطة الثانية لليفة ج (FC2) Fascicle
C2) كما بشكل (2). ولقد تم وضع هذه النقاط في متوسط المسافة بين منشأ وإندغام الليفة لأنه
أثناء الحركة قد يزيد طول الليفة العضلية ويخرج خارج حدود الشاشة المعروضه نظراً لأن
المجس Probe يغطي فقط 4سم من طول الليفة العضلية في حين أن الليفة قد يمتد طولها
أثناء الحركة في المتوسط إلي 6.5 سم، تمت معايرة الأبعاد عن طريق تحديد مقياس معلوم
المسافة وهي 4 سم، ثم إستخراج الإحداثيات الأفقية والرأسية لكل نقطة من النقاط خلال كامل
الحركة والتي تراوحت بين 250 إلي 300 كادر. تم تصميم كود خاص بإستخدام برنامج
MATLAB R2017a لتنقية البيانات بإستخدام فلتر Lowpass Filter وبتردد قاطع Cutoff
frequency 6 Hz من أجل الحصول علي بيانات دقيقة ونقية ولمعالجة حركة اليد أثناء
عملية تتبع النقاط.

وهذا الكود أيضا يشمل علي مجموعة من العمليات الحسابية لحساب المسافة بين النقطتين
لكل ليفة وحساب زاوية ميل الألياف العضلية عن طريق المتجهات ومقارنتها بالمسافة والزوايا
المحسوبة ببرنامج التحليل الحركي Tracker 5.0.7. للتأكد من دقة البيانات المستخرجة في
الجهازين كما يمكن حساب المتوسط الحسابي للطول أكثر من ليفة عضلية وكذلك بالنسبة
للزوايا. ولكن يقف برنامج التحليل الحركي المستخدم وأي برنامج آخر عند حدود البيانات
الموجود في الصورة كما بشكل (3،2). ولكن قد يمتد طول الليفة إلي خارج حدود الشاشة
المعروضة كما بشكل (4،5). لذلك تم إستخدام معادلة رياضية الإستتباط أو الإستقراء

Extrapolation لتحديد نقطة إتصال الليفة العضلية Fascicle بالغشاء Aponeurosis

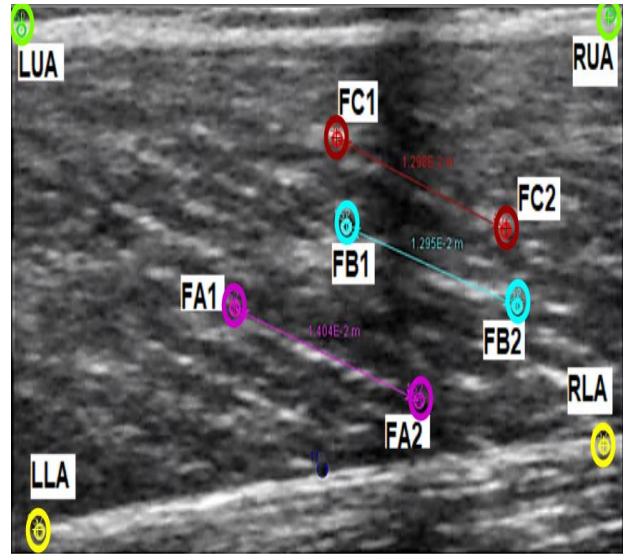
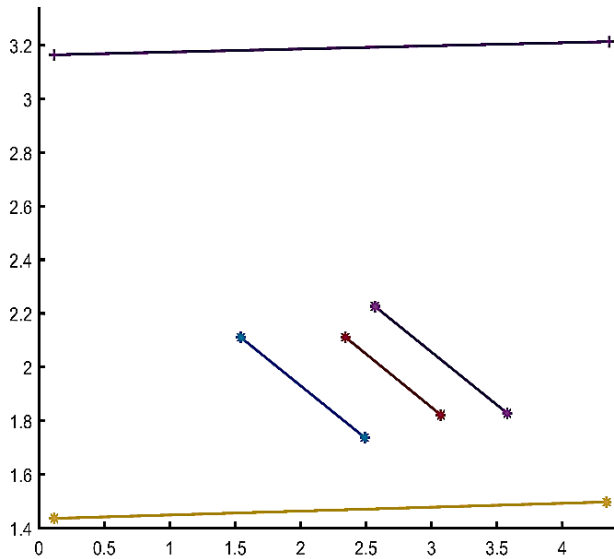
العلوي والسفلي وفقا للمعادلة التالية.

$$y(x) = y_1 + \frac{x-x_1}{x_2-x_1} (y_2 - y_1)$$

- حيث $y(x)$ تشير إلى الإحداثي الغير معلوم المراد التنبؤ بقيمته لنقطة إتصال الليفة العضلية بالغشاء العلوي والسفلي.
- (x_1, x_2) تمثل الإحداثيات الأفقية المستخرجة من التحليل الحركي للنقاط المحددة في الليفة العضلية قبل إتصالها بالغشاء العلوي والسفلي.
- (y_1, y_2) تمثل الإحداثيات الرأسية المستخرجة من التحليل الحركي للنقاط المحددة في الليفة العضلية قبل إتصالها بالغشاء العلوي والسفلي.

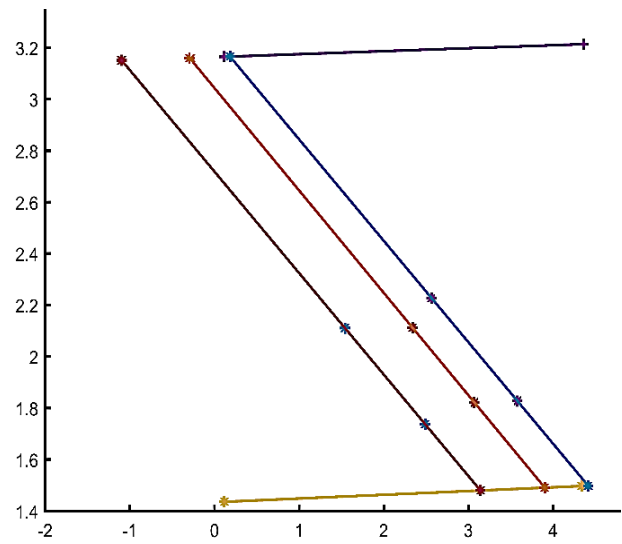
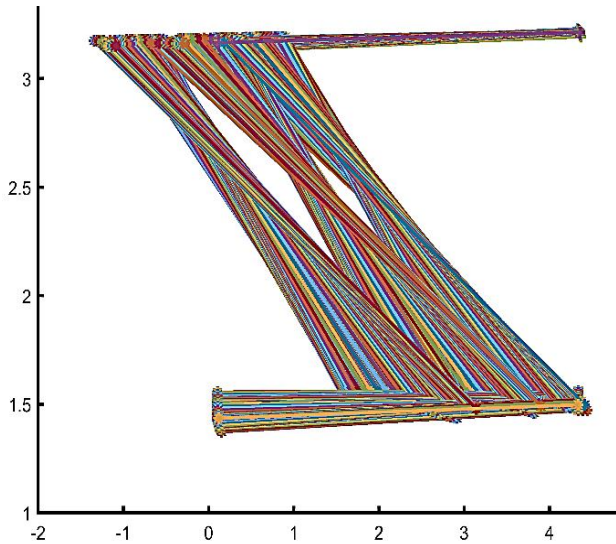


شكل (1) يوضح وضع المجس الخاص بجهاز الموجات فوق صوتية **Ultrasound** Probe علي عضلة الساق الانسية **Gastrocnemius medialis** للرجل اليسري



شكل (3) الألياف العضلية الثلاثة التي تم حسابها
ببرنامج MATLAB قبل عملية Extrapolation

شكل (2) يوضح توزيع النقاط علي الفيديو الخاص
بحركة القبض والبسط لمفصل الكاحل



شكل (5) الألياف العضلية الثلاثة التي تم حسابها
ببرنامج MATLAB بعد عملية Extrapolation
خلال حركة القبض والبسط مفصل الكاحل كاملاً

شكل (4) الألياف العضلية الثلاثة التي تم حسابها
ببرنامج MATLAB بعد عملية Extrapolation

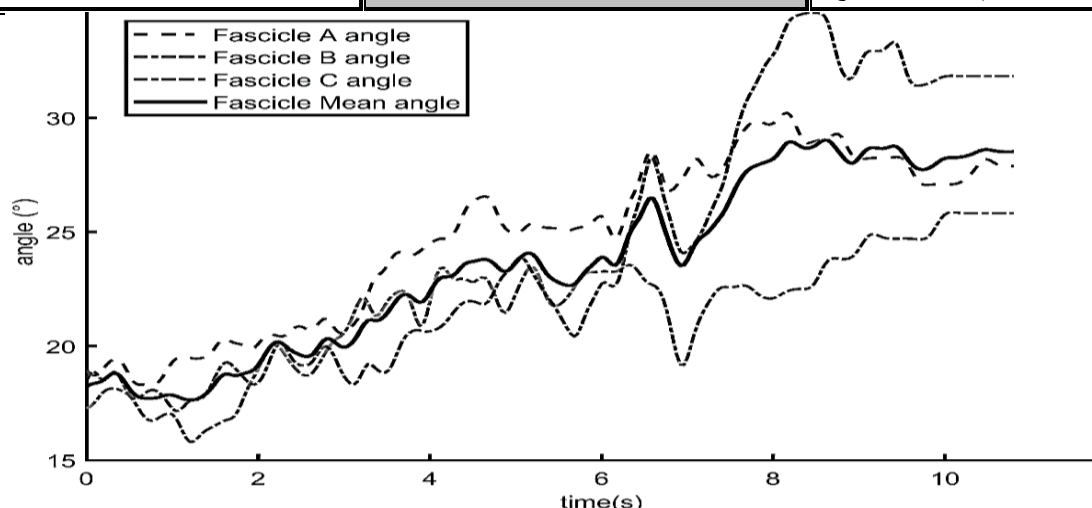
نتائج البحث:

تم استخدام البرنامج الإحصائي SPSS (v. 24) للحصول علي المتغيرات الإحصائية التالية: الوسط الحسابي، والانحراف المعياري واختبار الثبات باستخدام معامل الارتباط-intra class correlation بين القياسات المحسوبة من خلال برنامج التحليل الحركي Tracker والطريقة المقترحة باستخدام كود الماتلاب المبرمج MATLAB Code جدول (1) الوسط الحسابي والانحراف المعياري، واختبار (ت) للفروق للمتغيرات البيوميكانيكية لليفة العضلية المحسوبة من خلال برنامج التحليل الحركي Tracker والطريقة المقترحة باستخدام كود الماتلاب المبرمج MATLAB Code

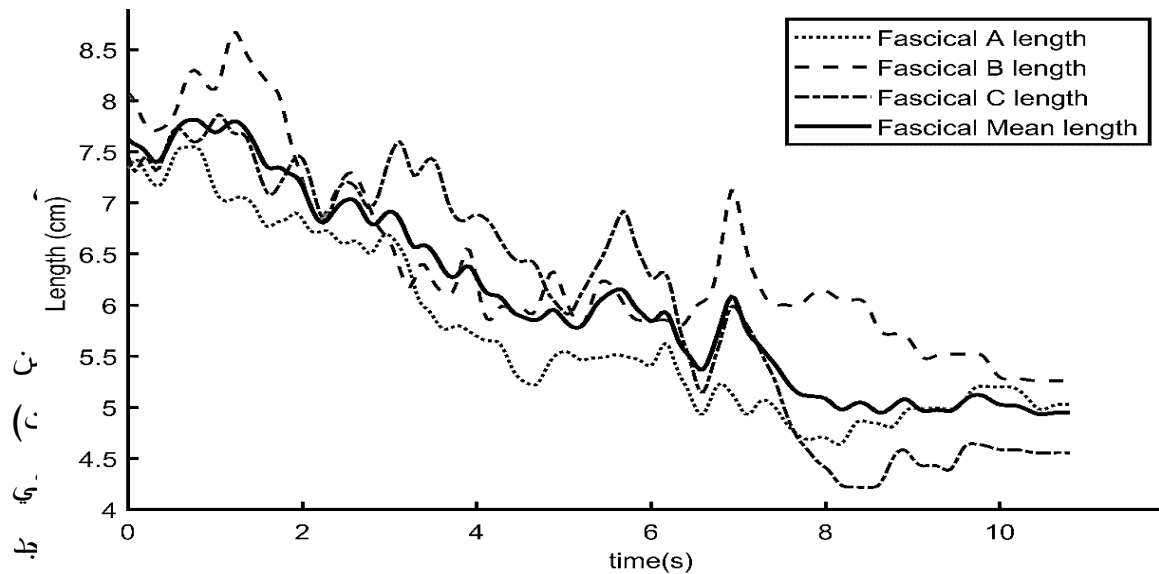
مستوي المعنوية	قيمة (ت)	الانحراف المعياري	الوسط الحسابي	وسيلة التحليل	وحدة القياس	المتغيرات البيوميكانيكية لليفة العضلية
0.577	0.578	2.39	21.10	كود ماتلاب المبرمج	درجة ستينية (°)	زاوية ميل الليفة العضلية pennation angle
		2.62	21.23	برنامج Tracker		
0.927	0.094	1.20	6.40	كود ماتلاب المبرمج	سم	طول الليفة العضلية fascical length
		1.17	6.33	برنامج Tracker		

جدول (2) يوضح معامل الثبات intraclass correlation بين المتغيرات البيوميكانيكية المحسوبة من خلال برنامج التحليل الحركي Tracker والطريقة المقترحة باستخدام كود الماتلاب المبرمج MATLAB Code

معاملات الارتباط	طول الليفة العضلية باستخدام Tracker	زاوية الليفة العضلية باستخدام Tracker
طول الليفة العضلية باستخدام الكود المبرمج	0.99**	
زاوية الليفة العضلية باستخدام الكود المبرمج		0.96**



شكل (6) زاوية الليفة العضلية للالياف الثلاثة (A,B,C) والمتوسط الحسابي للزوايا خلال العمل العضلي للحركة من اقصى بسط الي اقصى انقباض لمفصل الكاحل علي جهاز الديناموميتر Isokinetic Dynamometer



فروق ذات دلالة معنوية بين القياسين مما يشير إلى أن الطريقة المقترحة هي طريقة فعالة والحسابات التي تتم من خلالها هي حسابات دقيقة.

ويعزي الباحثين هذه النتيجة إلى أن العملية الحسابية والتي تسمى إستقراء أو إستنباط Extrapolation هي عملية تنبؤية لحركة النقاط بناءً على البيانات المتوفرة خلال لحظات التحليل الحركي وهذا ماينفق مع (Miller, Turner, Smithwick, DenT, & Stanley, 2004) حيث أن الإستقراء هو تنبؤ من نموذج يمثل تمديداً أو توسعاً لنموذج تقديري مثل معادلة خط الإنحدار الذي يتجاوز نطاق مجموعة البيانات المستخدمة لتتناسب ذلك النموذج لذلك إستطاع البرنامج أن يحدد بدقة نقطة إتصال الليفة العضلية Fascicle بالغشاء العلوي upper aponeuroses والغشاء السفلي Lower Aponeuroses وعند مقارنة طول الليفة العضلية من خلال برنامج التحليل الحركي Tracker بالطريقة المقترحة بإستخدام برنامج Matlab في الكادر الذي يظهر فيه طول ليفة عضلية كاملاً في كلا البرنامجين فإن النتيجة تكون واحدة.

وبالتالي فإننا في هذه الطريقة قد تغلبنا على المشكلات التي واجهت الدراسات السابقة (Zhou GQ, Chan Darby J, Hodson-Tole EF, Costen N, Loram ID (2012)) (Farris DJ, Lichtwark GA (2016) , P, Zheng YP (2015),) والتي واجهت قصوراً كبيراً في قدرتها على تتبع طول الليفة العضلية خارج حدود الشاشة وخصوصاً أن أغلب تلك الدراسات تتبع عضلات قصيرة الألياف العضلية وهو ما لا يمثل مشكلة في التتبع لطول الليفة العضلية مقارنة بالأمر نفسه عند محاولة تتبع طول الليفة العضلية التي تتجاوز حدودها 4 - 6 سم.

وهو ما تؤكدته نتائج جدول (2) الخاص بمعامل الثبات intraclass correlation بين المتغيرات البيوميكانيكية المحسوبة من خلال برنامج التحليل الحركي Tracker والطريقة المقترحة باستخدام كود الماتلاب المبرمج MATLAB Code بالنسبة لطول الليفة العضلية Fascical Length فإن معامل الثبات بين القياسين بلغ 0.99 وهو إرتباط قوي جداً ودال عند مستوي 0.01، وبالنسبة لزاوية الليفة العضلية Pennation Angel فإن معامل الثبات بلغ 0.96 وهو أيضاً إرتباط قوي جداً ودال عند مستوي 0.01، مما يشير إلى فعالية الطريقة المقترحة، وتتفق هذه النتائج مع دراسة (Marzilger, Legerlotz, Panteli, Bohm, & Arampatzis, 2018) حيث ترواحت نسبة الإرتباط فيها ما بين 0.92 إلى 0.97، بينما تشير نتائج دراسة (Drazan et al., 2019) إلى نسبة الإرتباط بين التتبع الأتومياتيكي والتتبع اليدوي كانت 0.74 وهي نسبة معقولة ولكن ليست بدقة الطريقة المقترحة في الدراسة الحالية.

مما سبق فإن النتائج تشير إلى قدرة الطريقة المقترحة في التوصل إلى نتائج صادقة ودقيقة عن المتغيرات البيوميكانيكية للألياف العضلية بالإضافة إلى قدرة البرنامج في التعرف على هذه الخصائص خلال الأداء الحركي الغير ثابت في وضع معين، مما يمكن مزامنة هذه اللحظات الزمنية كما في شكل (6) وشكل (7) مع أجهزة أخرى كجهاز قياس النشاط الكهربائي للعضلات EMG وأنظمة التحليل الحركي وقياس القوي والعزوم للتعرف على طبيعة وكيفية إنتاج القوة والتغير الذي يحدث داخلياً في العضلات وانعكاساته على الأداء الخارجي.

التوصيات:

من خلال إجراءات البحث وما توصل إليه الباحثون من نتائج فإننا نوصي باستخدام الطريقة المقترحة بواسطة جهاز الموجات فوق الصوتية Ultrasound بتردد 100 Hz أو أعلى بالإضافة إلى صورة ذات جودة عالية من أجل تتبع أدق وأوضح خاصة في حركات الإنقباض السريعة .

المراجع:

- Arnold, E. M., Hamner, S. R., Seth, A., Millard, M., & Delp, S. L.** (2013). How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds. *The Journal of experimental biology*, 216, 2150-2160 .
- Chleboun, G .S., France, A. R., Crill, M. T., Braddock, H. K., & Howell, J. N.** (2001). In vivo Measurement of Fascicle Length and Pennation Angle of the Human Biceps femoris Muscle. *CELLS TISSUES ORGANS*, 169, 401-409.
- Darby J, Hodson-Tole EF, Costen N, Loram ID** (2012) Automated regional analysis of B-mode ultrasound images of skeletal muscle movement. *J Appl Physiol* 112:313–327. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00701.2011>.
- Drazan, J. F., Hullfish, T. J., & Baxter, J. R.** (2019) .An automatic fascicle tracking algorithm quantifying gastrocnemius architecture during maximal effort contractions. *PeerJ*, 7 .
- Farris, D. J., & Lichtwark, G. A.** (2016). UltraTrack: Software for semi-automated tracking of muscle fascicles in sequences of B-mode ultrasound images. *Comput Methods Programs Biomed*, 128, 111-118. doi:10.1016/j.cmpb.2016.02.016
- Farris, D. J., & Sawicki, G. S.** (2012). Human medial gastrocnemius force/velocity behavior shifts with locomotion speed and gait. *procnatiacadscie Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 109(3), 977-982 .
- Friederich, J. A., & Brand, R. A.** (1990). Muscle fiber architecture in the human lower limb. *BM</c>Journal of Biomechanics*, 23(1), 91-95 .
- Fukunaga ,T., Miyatani, M., Tachi, M., Kouzaki, M., Kawakami, Y., & Kanehisa, H.** (2001). Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *APHA Acta Physiologica Scandinavica*, 172(4), 249-255 .
- Gans, C.** (1982). FIBER ARCHITECTURE AND MUSCLE FUNCTION .*Exercise and Sport Sciences Reviews Exercise and Sport Sciences Reviews*, 10, 160-207 .
- Huijing, P. A.** (1985). Architecture of the human gastrocnemius muscle and some functional consequences. *Acta anatomica*, 123(2), 101-107 .
- Kawakami, Y., Ichinose, Y & ,Fukunaga, T.** (1998). Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 85(2), 398-404 .
- Lichtwark, G. A., Bougoulias, K., & Wilson, A. M.** (2007). Muscle

- fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *BM Journal of Biomechanics*, 40(1), 157-164 .
- Lieber, R. L., & Fridén, J.** (1998). Musculoskeletal balance of the human wrist elucidated using intraoperative laser diffraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(2), 93-100 .
- Llewellyn, M. E., Barretto, R. P. J., Delp, S. L., & Schnitzer, M. J.** (2008). Minimally invasive high-speed imaging of sarcomere contractile dynamics in mice and humans. *Nature.*, 454(7205), 784.
- Maganaris, C. N.** (2001). Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle. *Acta physiologica Scandinavica*, 172(4), 279-285 .
- Marzilger, R., Legerlotz, K., Panteli, C., Bohm, S., & Arampatzis, A.** (2018). Reliability of a semi-automated algorithm for the vastus lateralis muscle architecture measurement based on ultrasound images. *Eur J Appl Physiol European Journal of Applied Physiology*, 118(2), 291-301 .
- Miller ,J., Turner, M., Smithwick, E., DenT, C., & Stanley, E.** (2004). Spatial Extrapolation: The Science of Predicting Ecological Patterns and Processes. *BioScience*, 54, 310-320. doi:10.1641/0006-3568(2004)054[0310:SETSOP]2.0.CO;2
- Sacks, R. D., & Roy, R. R.**(1982) .Architecture of the hind limb muscles of cats: functional significance. *Journal of morphology*, 173(2), 185-195 .
- Scott, S. H., Engstrom, C. M., & Loeb, G. E.** (1993). Morphometry of human thigh muscles. Determination of fascicle architecture by magnetic resonance imaging .
- Zhou GQ, Chan P, Zheng YP** (2015) Automatic measurement of pennation angle and fascicle length of gastrocnemius muscles using real-time ultrasound imaging. *Ultrasonics* 57:72–83. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2014.10.020>