



الخصائص البيوميكانيكية كمحددات قياسية لبناء نموذج أداء تمرين القرفصاء الحر في تطبيقات الذكاء الاصطناعي

أ.م.د/ أحمد طلحة حسام الدين
** أ.م.د/ ميادة محمد علي الاخضر

المخلص

يشهد المجال البحثي حالياً توسعا في توظيف خوارزميات مجال علوم الحاسب في مجال التعليم والتدريب البدني، يعد احد المحفزات لأجراء هذه الدراسة هو تجهيز محددات قياسية بتحليل الخصائص البيوميكانيكية لتدريب القرفصاء الديناميكي الحر Bodyweight squat وتحضير هذه المحددات القياسية بشكل يلائم خوارزميات علوم الحاسب مما يسهل لاحقا عملية ربط علم التدريب الرياضي بمجالات علوم الذكاء الاصطناعي، استخدم الباحثان المنهج الوصفي بالتحليل الحركي للأداء قيد البحث لتحديد وقياس الخصائص البيوميكانيكية للأداء الصحيح للقرفصاء الديناميكي الحر وتم اختيار عينة البحث بالطريقة العمدية من طلاب وطالبات كلية التربية الرياضية بجامعة مدينة السادات وحلوان بإجمالي عدد ١٣ طالب وطالبة وكانت أهم النتائج وجود فروق دالة احصائياً بين عينة الرجال والسيدات في قياسات زوايا كل من (الجزع - الكاحل - الركبة)، بالإضافة الي عدم وجود فروق دالة احصائياً في قياسات زوايا مفصل الفخذ، وبناء نموذج قياسي منفصل لكل من الرجال والسيدات، وتوفير بيانات ملائمة ومتوافقة للاستخدام مع علوم الذكاء الاصطناعي وإمكانية البدء في بناء برمجيات تقييم الأداء البدني لتمرين القرفصاء الديناميكي الحر باستخدام خوارزميات الذكاء الاصطناعي ورؤية الكمبيوتر وتقدير الوضع البشري.

الكلمات الرئيسية

القرفصاء الديناميكي الحر؛ نموذج أداء قياسي؛ تطبيقات الذكاء الاصطناعي

* أستاذ مساعد بقسم المناهج وطرق التدريس والتدريب وعلوم الحركة الرياضية كلية التربية الرياضية جامعة مدينة السادات

** أستاذ مساعد بقسم تدريب التمرينات الإيقاعية والجمباز الفني كلية التربية الرياضية للبنات جامعة حلوان





مقدمة ومشكلة البحث

يعد فهم الأنماط الديناميكية للسلوك والطريقة التي تميز الأداء الناجح بين الرياضيين في الرياضات المختلفة تحديًا مهمًا لجميع ممارسي وباحثي الرياضة ، ويشهد المجال البحثي حاليًا توسعا في توظيف خوارزميات مجال علوم الحاسب في مجال التعليم والتدريب البدني (Araújo et al., 2021) حيث يتم الاستفادة تحديدا من تخصصات الذكاء الاصطناعي Artificial intelligence وتعليم الآلة Machine learning ورؤية الكمبيوتر Computer vision وانترنت الأشياء Internet of things في دراسة وتقييم هذه الأنماط، ويمكن تطبيق الذكاء الاصطناعي (AI) لتفسير الأداء الرياضي وتصميم سياقات الممارسة وتجميع بيانات مختلفة من المتدرب على الحركات الرياضية بهدف القياس والحكم على مدى صحة أداء المتدرب.

ومن خلال النظر إلى أحدث تطبيقات الذكاء الاصطناعي الحالية ودراسة كيفية استخدام منهجيات الذكاء الاصطناعي في الرياضة يمكن التعرف على أفضل المؤشرات الحركية التي قد تلتقط الأداء الرياضي بشكل أفضل. حيث أثبتت الدراسات ان استخدام بعض أنواع هذه الخوارزميات يعطي قياسات دقيقة مقارنة بالطرق المتعارف عليها في قياس الأداء الحركي البشري، ففي دراسة لي وآخرون (Lee et al., 2020) قام الباحثون باستخدام خمس وحدات للقياس بالقصور الذاتي inertial measurement units وخوارزميتين للذكاء الاصطناعي أحدهما يعتمد على تعليم الآلة والأخر على التعليم العميق لتصنيف صحة أداء حركة القرفصاء الديناميكي. ولقد حققت الخوارزمية من النوع الأول درجة نجاح في التصنيف بمقدار ٧٥٪ بينما حققت خوارزمية التعليم العميق درجة نجاح بمقدار ٩١٪. كما أن هناك نوع آخر من الخوارزميات التي تعمل على قياس وتتبع الأداء الحركي بدون استخدام أي مجسات sensors مع الاعتماد فقط على حركة الجسم غير المعلم markless باستخدام خوارزميات تسمى بخوارزميات تقدير وضع الجسم البشري pose estimation. (Vyas, 2019).

وإستخدام الذكاء الاصطناعي في الرياضة هو أحد العلوم البينية (interdisciplinary science) التي تنتهج نهجاً مبتكراً يمثل الجسر بين التطبيقات العملية لكل من الأكاديميين والممارسين في مجالات التدريب والتحليل الرياضي وعلوم الرياضة، والموضوعات ذات الصلة مثل الهندسة وعلوم





الذكاء الاصطناعي والبيانات والإحصاء. وفي هذا السياق يعتبر احد المحفزات لأجراء هذه الدراسة هو تجهيز محددات قياسية بتحليل الخصائص البيوميكانيكية لتدريب القرفصاء الديناميكي الحر Bodyweight squat وتحضير هذه المحددات القياسية بشكل يلائم خوارزميات علوم الحاسب (Solozobov, 2019) مما يسهل لاحقا عملية ربط علم التدريب الرياضي بمجالات علوم الذكاء الاصطناعي.

يعد تمرين القرفصاء من اهم التمارين الوظيفية التي تعمل على رفع كفاءة الفرد في الأنشطة والحركات الوظيفية اليومية مثل المشي والصعود ونزول السلالم والجلوس والوقوف حيث له أوجه تشابه ميكانيكية حيوية وعصبية عضلية مع تلك الأنشطة اليومية، كما أنه يعمل على تنمية المجموعات العضلية المختلفة الأساسية في الأنشطة الرياضية، وبالتالي يتم تضمينه باعتباره تمريناً أساسياً في العديد من التمارين الرياضية المصممة لتعزيز الأداء الرياضي.

ولا تقتصر الفوائد المرتبطة بأداء القرفصاء على مجتمع الرياضيين فقط. نظراً لأن معظم أنشطة الحياة اليومية تتطلب تفاعلاً منسقاً متزامناً للعديد من المجموعات العضلية ، لذلك فإن تمرين القرفصاء يعتبر من أفضل التمارين لتحسين نوعية الحياة نظراً لقدرته على تجنيد مجموعات عضلية متعددة في مناورة واحدة (Fry et al., 2003) وبالنظر وظيفيا في برامج تمارين القرفصاء وحتى بالنسبة لاختبارات الحركة - عادة ما يتم الانتهاء من الخطوة الأولى في هذه البرامج بالأداء بدون حمل خارجي وبوزن الجسم فقط.

(Clark et al., 2011; Gawda et al., 2019; Wallden, 2015)

يبدأ أداء تمرين القرفصاء الديناميكي من وضع الوقوف، مع تمديد الركبتين والفخذين بالكامل. ثم الجلوس لأسفل عن طريق ثني مفاصل الفخذ والركبة والكاحل. وعندما يتحقق عمق القرفصاء المطلوب، يعكس المؤدي اتجاهه ويصعد مرة أخرى إلى وضع الوقوف. فهو أحد تمارين السلاسل الحركية المغلقة متعددة المفاصل التي تتطلب تنسيق العمل العضلي للعديد من وصلات الجسم (Fuglsang et al., 2017; Howe et al., 2019) يعمل هذا بشكل ديناميكي على تجنيد معظم عضلات الجزء السفلي من الجسم، بما في ذلك عضلات الفخذ الرباعية، والعضلات الباسطة للفخذ، والمقربة ، والمبعدة ، والعضلة ذات الرأسين الفخذية. (Nisell & Ekholm, 1986).





هذا بالإضافة ان هناك حاجة إلى قدر من النشاط العضلي الأيزومتري (الثابت) من قبل مجموعة واسعة من العضلات الداعمة (بما في ذلك عضلات البطن ، والعضلات الناصبة ، وعضلات الجذع الداخلية، وعضلات الحزام الكتفي، والعضلات العاملة على مفصل الحوض ، وغيرها الكثير) لتسهيل تثبيت وضعية الجذع. وبشكل عام ، تشير التقديرات إلى أنه يتم تنشيط أكثر من ٢٠٠ عضلة أثناء أداء تمرين القرفصاء (Solomonow et al., 1987)

ويعتبر الكثير من الخبراء تمرين القرفصاء أحد التدريبات الأساسية لتطوير القوة وظيفية للجسم. ومع ذلك، فإننا نرى باستمرار ادعاءات مفادها أن وضع القرفصاء يمثل خطورة أو غير ضروري أو أفضل إذا تم إجراؤه بشكل نصف قرفصاء فقط. التقييمات الموجزة غير المؤهلة مثل "القرفصاء مضرة لركبتك" محبطة بشكل خاص وغير موضوعية، لأنها تبني دون الرجوع إلى معيار أو نموذج، وبالتالي، دون تحليل ما يحدث داخل الجسم أثناء "القرفصاء الكامل الذي يتم إجراؤه بشكل صحيح". وتم تحديد القرفصاء على أنه تمرين للقوة مع ارتفاع خطر الإصابة في الأطراف السفلية والجذع مقارنة بتمارين القوة الأخرى (Lorenzetti et al., 2018) وأي تحليل لحركة أو تمرين - وأي استنتاج بأن التمرين جيد أو سيئ أو غير ذلك - يجب أن يكون أساسه نموذجًا محددًا جيدًا وموحدًا ليعرّف النموذج الحركة على أنها صحيحة. الانحرافات المحتملة عن النموذج ليست قواعد صالحة لتحليل النموذج نفسه، لأن هذه الانحرافات، بحكم التعريف، غير صحيحة.

وتتنوع الأساليب الشائعة لأداء تمرين القرفصاء والتي تشمل تغييرات في عرض المسافة بين القدمين وزاوية وضع القدم وعمق الفخذ والحمل الإضافي. ويمكن أداء القرفصاء على ارتفاعات مختلفة (عمق)، وتُقاس عمومًا بدرجة ثني الركبة. وغالبًا ما يصنف مدربو القوة القرفصاء إلى ٣ مجموعات أساسية: القرفصاء الجزئي (زاوية الركبة ٤٠ درجة) القرفصاء الكامل (٧٠ إلى ١٠٠ درجة) والقرفصاء العميقة (أكبر من ١٠٠ درجة). ومع ذلك ، لم يتم التعرف على أي مقاييس معيارية للتقدير الكمي عالميًا ، ويمكن أن تختلف المصطلحات بين الباحثين وبالتالي يفرض هذا تحدياً في تحديد إرشادات أو معيار أو نموذج واحد يمكنه تحديد صحة الأداء. (Schoenfeld, 2010a)

الا ان هناك بعض الخطوط العريضة في الدراسات المرتبطة من إرشادات قائمة على الأدلة لتنفيذ تمرين القرفصاء، وتشمل هذه الإرشادات أن تكون وضعية القدم بعرض الكتف أو الأوسع قليلا ، مع





الحفاظ على القدمين مسطحة على الأرض ، وأصابع القدم تشير إلى الأمام أو الخارج قليلاً بما لا يزيد عن ١٠ درجات.(Chandler & Stone, 1991; Comfort & Kasim, 2007) إضافة إلى أن زاوية وضع القدم الأكبر يمكن أن تؤدي إلى دوران أكبر في الفخذ والركبة، ومدى حركي أكبر في التباعد/التقريب للفخذ وانتشاء أكبر في الركبة. نتيجةً لذلك قام (Lorenzetti et al., 2018) بالتوصية باستخدام زاوية وضع قدم معتدلة (حوالي ٢٠ درجة) مع عرض مسافة بين القدمين معتدل (المسافة بين القدمين مثل الكتفين أو أوسع تقريباً).

والمبالغة في أداء القرفصاء أو وضع ثني الركبة العميق من المحتمل أن يزيد من خطر إصابة مفصل الركبة كما تشير دراسات كل من (Bernard et al., 2010; Cooper et al., 1994) هذا بالإضافة الي ان تكرار الرياضيين لحركات القرفصاء العميقة يصاحبه ارتفاع في مخاطر الإصابة بالتهاب المفاصل وتآكل الغضاريف في الركبة (Accadbled et al., 2018; McElroy et al., 2018)

وتشير دراسة (Wu et al., 2019) الي ان الأنشطة التي تتطلب القرفصاء العميقة بزاوية ركبة (+١٢٠ درجة) ترتبط بارتفاع معدل الإصابة بالتهاب المفاصل في الركبة ولهذا فإن تمرين القرفصاء العميق يتعدى خط السلامة خاصة بالنسبة للرياضيين غير المحترفين والممارسين المبتدئين. إن الأداء السيئ للقرفصاء أو وصفة التمرين غير المناسبة يمكن أن يؤدي الي مجموعة واسعة من الإصابات، خاصةً عند استخدام الأوزان الثقيلة. تشمل الإصابات الموثقة الناتجة عن القرفصاء التواء وتمزق العضلات والأربطة وتمزق الأقراص الفقرية وانحلال وانزلاق الغضاريف (Vakos et al., 1994). ومع ذلك يؤكد (Ntsiba et al., 2012) علي أن الأداء الصحيح لتمرين القرفصاء يقل بشكل كبير الإصابات المرتبطة بهذا النوع من الأداء .

بالنظر إلى تعقيد التمرين وتداخل العديد من المتغيرات المتعلقة بالأداء، فإن فهم المتغيرات البيوميكانيكية للقرفصاء له أهمية كبيرة لتحقيق التطور العضلي الأمثل وكذلك تقليل احتمالية الإصابة المرتبطة بالتدريب. لذلك، سعي الباحثان لدراسة أداء القرفصاء الديناميكي الحر (بدون أحمال) فيما يتعلق بالكاحل والركبة والفخذ والجذع لبناء معيار أو نموذج يمكنه تحديد صحة الأداء وتقديم توصيات بناءً على هذه العوامل البيوميكانيكية لتحسين أداء التمرين، الي جانب التعرف على





ما إذا كان هناك فروق في المتغيرات السابق الإشارة إليها عند أداء القرفصاء الحر بين السيدات والرجال كنتاج عن الفروق المورفولوجية بينهم، على أن تكون القيم البيوميكانيكية للأداء الحركي التي ستوضحها الدراسة هي المؤشر الذي يمكن أن يتم استخدامه من خوارزميات الذكاء الاصطناعي AI لتحديد مدى صحة أداء التمرين من عدمه. حيث تقوم خوارزميات الذكاء الاصطناعي AI ورؤية الكمبيوتر CV بتحليل فيديو مصور للأداء وتحديد وصلات الجسم بدقة وقياس الزوايا بين اجزاء الجسم المختلفة أثناء أداء التمرين. ليتم بعد ذلك مقارنة قيم الزوايا التي تقيسها الخوارزميات مع الزوايا القياسية التي حددتها الدراسة لتقديم تقرير مفصل عن طبيعة الأداء مما يساعد المتدرب على تصحيح الأخطاء لتجنب الاصابات وتحقيق الاستفادة القصوى من التدريب.

هدف البحث:

يهدف البحث الي إيجاد معايير قياسية لأداء تمرين القرفصاء الديناميكي الحر لبناء نموذج يمكن استخدامه لتحديد صحة الأداء من خلال الاتي:

١. قياس وتحديد الخصائص البيوميكانيكية للأداء الصحيح لتمرين القرفصاء الديناميكي الحر.
٢. التعرف على الفروق في الخصائص البيوميكانيكية للأداء قيد البحث بين السيدات والرجال.
٣. بناء نموذج قياسي للأداء قيد البحث وفق المحددات البيوميكانيكية وتحضير هذه المحددات بشكل يلائم خوارزميات الذكاء الاصطناعي AI.

تساؤلات البحث:

١. ماهي الخصائص البيوميكانيكية للأداء الصحيح لتمرين القرفصاء الديناميكي الحر؟
٢. هل توجد فروق في الخصائص البيوميكانيكية للأداء قيد البحث بين السيدات والرجال؟
٣. ما هو النموذج القياسي وفق المحددات البيوميكانيكية للأداء قيد البحث والذي يلائم خوارزميات الذكاء الاصطناعي AI؟

إجراءات البحث:

منهج البحث: استخدم الباحثان المنهج الوصفي بالتحليل الحركي للأداء قيد البحث لتحديد وقياس الخصائص البيوميكانيكية للأداء الصحيح للقرفصاء الديناميكي الحر.





عينة البحث:

- تم اختيار عينة البحث بالطريقة العمدية من طلاب وطالبات كلية التربية الرياضية بجامعة مدينة السادات وحلوان بإجمالي عدد ١٣ طالب وطالبة وفق الشروط التالية:
- ممارسة الأنشطة الرياضية والتدريبات البدنية لمدة لا تقل عن ٣ أعوام.
 - الخلو من الانحرافات القوامية الظاهرية والتناسق بين جانبي وأجزاء الجسم.
 - عدم وجود أي من الإصابات الهيكلية البسيطة أو المتوسطة خلال آخر ٦ أشهر.
 - عدم التعرض لأي إصابات هيكلية خطيرة أو أي عمليات جراحية في الجهاز العضلي الهيكلي.
 - خبرة لا تقل عن عام في أداء تمرين القرفصاء الحر أو الأمامي والخلفي بأثقال.
 - الأداء الناجح وفق المحددات العامة لتمارين القرفصاء الحر (إعداد الباحثان مرفق ١) بناء على المراجع العلمية (Frederick, 2019; Gladwin, 2002)
- ويوضح جدول (١) التوصيف الإحصائي لعينة البحث في متغيرات الطول، والسن، والوزن، والعمر التدريبي كالتالي:

جدول (١) التوصيف الإحصائي لعينة البحث

م	المتغيرات	وحدة القياس	رجال ن=٦			سيدات ن=٧		
			المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	معامل الالتواء	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	معامل الالتواء
١	السن	سنة	١٩.١٦٦	١.٠٦٧	٢.٦٩-	١٨.٧١٤	١.١٦٠	٢.٨٠-
٢	الطول	سم	١٧٣	٨.٧٧٤	٢.٧١-	١٦٢.٨٥	٤.٢٩٨	٢.٩٧-
٣	الوزن	كجم	٧١.٣٣	٦.١٢٨	٢.٥٠-	٦٠.٨٥٧	١.٩٥١	٢.٩٥-
٤	الخبرة التدريبية	شهر	١٨.٣٣	٣.٥٤	١.٤٣-	١٧.٨٥٧	٣.٧١٩	١.١٩-

يتضح من جدول (١) أن معاملات الالتواء لمتغيرات النمو والخبرة التدريبية لأفراد عينة البحث الكلية قد تراوحت بين (١.١٩-، ٢.٩٧) لعينة الرجال، وتراوحت بين (١.٤٣-، ٢.٧١) لعينة





السيدات، أى انحصرت بين (+3) مما يدل على خلو عينة البحث الكلية من التوزيعات غير الاعتيادية.

أدوات ووسائل جمع البيانات:

١. الحصر المرجعي للدراسات والمراجع المرتبطة.
٢. ميزان طبي لقياس الطول والوزن.
٣. المحددات العامة لتمارين القرفصاء الحر (إعداد الباحثان مرفق ١)
٤. استمارة تسجيل البيانات والقياسات الخاصة بالعينة. (مرفق ٢)
٥. أجهزة وأدوات التصوير وبرامج التحليل البيوميكانيكي والتصميم :
 - عدد ١ كاميرا تصوير High Speed Camera - SoCoo/ C30 S ، (بتردد ٦٠ كادر/ ث ، وجودة تصوير 1920*1080 بيكسل).
 - عدد ١ حامل ثلاثي مزود بميزان مائي.
 - حاسوب محمول HP Pavilion G6.
 - برنامج التحليل الحركي Tracker 6.0.
 - برنامج Power Draw.
 - برامج التحليل الإحصائي (برنامج SPSS v. 20 ، برنامج Microsoft Excel 365)
 - مكعب معايرة من ٨ نقاط مقاس ١ م X ١ م X ١ م.

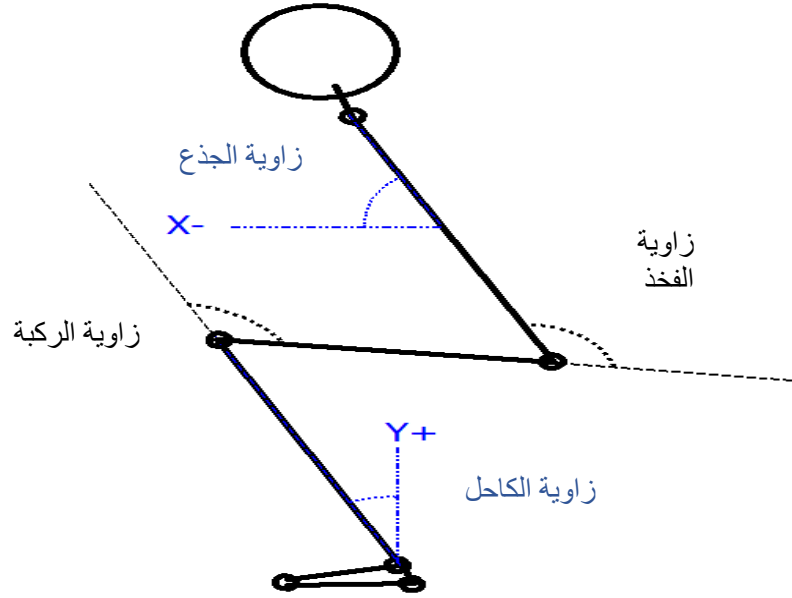
إجراءات التحليل:

بعد البحث المرجعي للدراسات المرتبطة اعتمد الباحثان على نموذج تحليل مكون من أربع وصلات تمثل القدم والساق والخذ والجذع، لقياس التغير الزاوي لمفصل الكاحل بالنسبة للمحور الرأسي الموجب +Y والزاوية المطلقة لمفصلي الركبة والخذ وزاوية الجذع بالنسبة للمحور الأفقي X كما هو موضح بشكل رقم (١).

وقبل البدء في القياس قام الباحثان بتوجيه أفراد العينة للمحددات العامة المطلوبة لتمارين القرفصاء الحر ثم قام أفراد العينة بأداء إحماء عام لمدة ١٠ دقائق، متبوعاً بإحماء خاص لعضلات الجزء السفلي من الجسم، حيث تم تصوير عدد من المحاولات الناجحة لأداء تمرين القرفصاء لكل



فرد من أفراد العينة، وأستخدم للتصوير كاميرا واحدة وضعت على بُعد ٣ أمتار من مكان الأداء وعلى ارتفاع ١ متر من الأرض.



شكل (١) نموذج التحليل وتوصيف زوايا الجسم المستخدم قيد البحث

وراعي الباحثان أن تكون الكاميرا عمودية على مستوى الأداء الحركي الجانبي (Sagittal Plane)، وأن تكون الحركة في منتصف كادر التصوير، وتم اختيار أفضل ٥ محاولات منها بغرض التحليل البيوميكانيكي لاستخراج أهم الخصائص المحددة للأداء بواقع ٣٠ محاولة صحيحة لعينة الرجال و٣٥ محاولة صحيحة لعينة السيدات، وإجمالي عدد ٦٥ محاولة صحيحة للعينة ككل.

عرض ومناقشة النتائج

التساؤل الأول: ماهي الخصائص البيوميكانيكية للأداء الصحيح لتمارين القرفصاء الديناميكي

الحر؟

أولاً: التركيب الزمني لأداء تمرين القرفصاء الحر.

يوضح جدول (٢) التسلسل والتركيب الزمني للعينة الكلية في الأداء قيد البحث وقيم متوسطات زمن الأداء، لكل من مرحلة الهبوط والصعود كذلك الزمني الكلي:



جدول (٢)

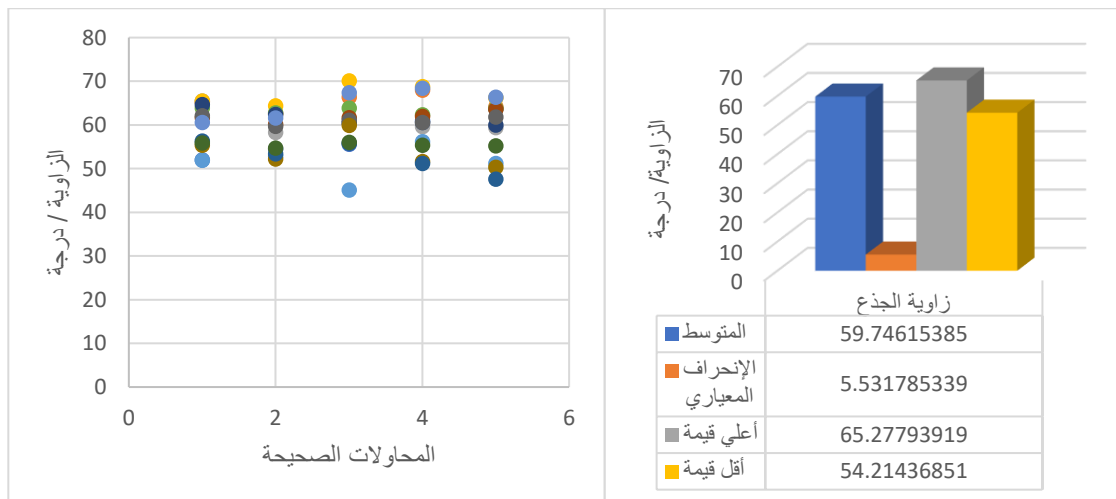
التركيب الزمني لأداء تمرين القرفصاء الحر

زمن الصعود	زمن الهبوط	الزمن الكلي	
1.217154	1.502615	2.728823529	المتوسط الحسابي
0.140812	0.394548	0.495519719	الانحراف المعياري
1.05	1.167	2.13	أقل قيمة
1.55	2.61	3.78	أعلى قيمة

*وحدة قياس الزمن/ ثانية

حيث بلغ متوسط الزمن الكلي لأداء تمرين القرفصاء الحر 2.72 ± 0.49 ثانية وكانت أقل قيمة لزمن الأداء 2.13 ثانية أما أعلى قيمة فبلغت 3.78 ثانية، وبالنسبة لزمن الهبوط فبلغ متوسط الزمن 1.05 ± 0.39 ثانية وكانت أقل قيمة لزمن الهبوط 1.167 ثانية أما أعلى قيمة فبلغت 2.61 ثانية، كما بلغ قيمة متوسط زمن الصعود 1.21 ± 0.14 ثانية وكانت أقل قيمة لزمن الصعود 1.05 ثانية أما أعلى قيمة فبلغت 1.55 ثانية.

ثانياً: قياسات زاوية الجذع



شكل (٢) قياسات زاوية الجذع لأفراد العينة قيد البحث





يوضح شكل (٢) قياسات زاوية الجذع بالنسبة للمحور الأفقي لأفراد العينة، حيث بلغ متوسط زاوية الجذع 59.8 ± 0.5 درجة وهي النتائج التي تتفق نسبيا مع نتائج دراسة تشابمان (Chapman, 2018) والتي أشارت الي ان متوسط اقصي ثني للجذع قد بلغ 8.5 ± 0.2 درجة وبمدي حركي بلغ 34 ± 8.3 درجة وأضافت دراسة زاوداكا وآخرون أن المدي الحركي للجذع بلغ 59.92 ± 14.44 درجة للسيدات، مع نتائج مختلفة نسبيا للرجال 43.74 ± 10.31 درجة قد ترجع لاختلاف أحجام العينة عن الدراسة الحالية. (Zawadka et al., 2020)

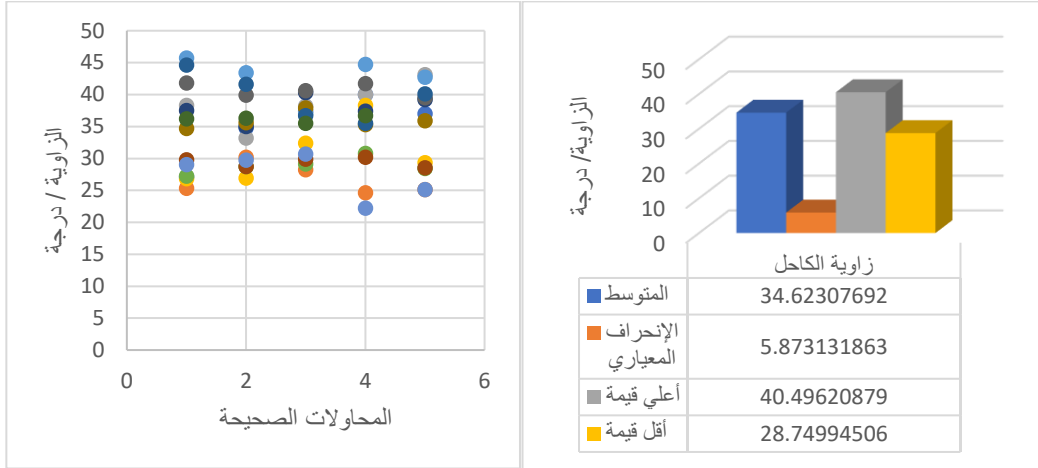
تؤكد نتائج الدراسة الحالية على أن تقنية القرفصاء الصحيحة تتطلب عمودًا فقريًا صلبًا للحد من أي حركة غير ضرورية على المستويات المختلفة. هذا يضمن الحفاظ على وضعية مستقرة ومستقيمة طوال الحركة. ومع ذلك، نظرًا للعلاقة التآزرية بين أسفل الظهر والحوض، فإن الزاوية المطلقة للعمود الفقري ستزداد عمومًا مع زيادة ثني مفصل الفخذين. لذلك، يتعرض العمود الفقري والعضلات الداعمة له لقوى داخلية كبيرة أثناء أداء الصعود، خاصة في القرفصاء العميقة. (Schoenfeld, 2010a)

ميكانيكيا ثني وتمديد العمود الفقري يؤثر تأثيرًا كبيرًا على القوة المحركة للمفصل أثناء أداء تمرين القرفصاء وقبل الوصول لأقصى عمق. فعند أداء تمرين القرفصاء مع الثني الأمامي للعمود الفقري القطني يقلل ذلك من ذراع العزم للعضلة القطنية الناصبة للجذع، ويقلل من تحمل الحمل الانضغاطي، وينتج عنه نقل الحمل من العضلات إلى الأنسجة السلبية، مما يزيد من مخاطر كسر الفقرات (Matsumoto et al., 2001) وتُظهر الدراسات أن قوى الضغط تزداد أيضا عندما يظل العمود الفقري في وضع التمدد القطني المفرط، فيشير دولان وأدمز (Dolan & Adams, 1995) الي أن زيادة الامتداد القطني بمقدار ٢ درجة عن الوضع الطبيعي يؤدي إلى زيادة قوى الضغط بمتوسط يبلغ ١٦٪. لذلك ينصح الباحثان بالحفاظ على عمود فقري محايد طوال أداء تمرين القرفصاء وقبل الوصول لأقصى عمق، وتجنب أي ثني أو تمديد مفرط للعمود الفقري (زيادة التقعر القطني)، ولأن القوى المؤثرة على المنطقة القطنية تزداد مع زيادة الميل إلى الأمام. (Race & Amis, 1994)





ثالثاً: قياسات زاوية الكاحل



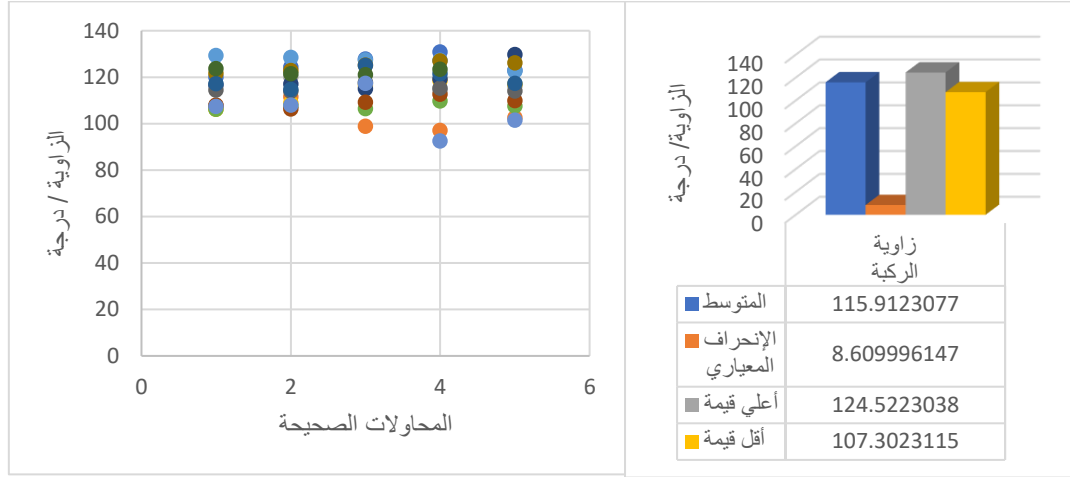
شكل (٣) قياسات زاوية الكاحل لأفراد العينة قيد البحث

يوضح شكل (٣) قياسات زاوية الكاحل بالنسبة للمحور الرأسي لأفراد العينة، حيث بلغ متوسط زاوية الكاحل 34.6 ± 5.8 درجة وهي النتائج التي تتفق مع دراسة هيمريش وآخرون (Hemmerich et al., 2006) حيث وجد أن أقصى مدي حركي لزاوية لكاحل كانت ما بين 28.7 ± 5.5 درجة للحفاظ على العقب للأسفل ملامسا للأرض أثناء تمرين القرفصاء الكامل، ودراسة ماكين وبوركيت (M. McKean & Burkett, 2012) حيث كان أقصى زاوية لقبض الكاحل كانت ما بين 28.7 ± 5.5 درجة ، وذكرت نتائج دراسة تشابمان (Chapman, 2018) أن أقصى زاوية لقبض الكاحل كانت ما بين 28.7 ± 5.5 درجة وبمدي حركي بلغ 30.2 ± 5.7 درجة، ووجدت دراسة زوادكا وآخرون (Zawadka et al., 2020) أن أقصى مدي حركي لزاوية قبض الكاحل لدي السيدات كانت ما بين 28.7 ± 5.5 وكانت بالنسبة للرجال 30.27 ± 6.36 درجة، أما دراسة إيرمان وآخرون فقد أظهرت نتائج مختلفة نسبيا فكانت أقصى زاوية لقبض الكاحل ما بين 28.7 ± 5.5 درجة (Erman et al., 2021)





رابعاً: قياسات زاوية الركبة



شكل (٤) قياسات زاوية الركبة لأفراد العينة قيد البحث

يوضح شكل (٤) قياسات زاوية الركبة المطلقة لأفراد العينة، حيث بلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الركبة 110.9 ± 8.9 درجة وهي النتائج التي تتفق مع دراسة ماكين وبوركيت (M. McKean & Burkett, 2012) حيث بلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الركبة 110.81 ± 14.66 درجة، كذلك دراسة ليج وآخرون (Legg et al., 2017) حيث بلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الركبة 112.2 ± 11.2 درجة، كما تتفق مع دراسة ماكين وآخرون حيث أشاروا الي ان متوسط أقصى ثني لزاوية الركبة كان 110.2 ± 2 درجة. (M. R. McKean et al., 2010) الا أن دراسة (Chapman, 2018) أبلغت عن نتائج مختلفة نسبيا حيث كان متوسط أقصى زاوية انثناء للركبة أثناء أداء تمرين القرفصاء 99.4 ± 16.2 درجة وبمدي حركي بلغ 96.4 ± 16.2 ، كذلك دراسة إيرمان وآخرون (Erman et al., 2021) فكان متوسط زاوية انثناء الركبة القصوى 87.25 ± 18.75 درجة وبمدي حركي بلغ 85.05 ± 18.32 درجة، يرجع الباحثان التباين في نتائج هاتين الدراستين ونتائج الدراسة الحالية الي عدم وجود إرشادات محددة اتبعتها عينات الدراستين في أداء تمرين القرفصاء الديناميكي الحر حيث ترك الأمر لتقدير كل فرد من أفراد العينة لمدي صحة الأداء، وهو الأمر الواضح من ابلاغ وجود إنحراف معياري عالي لقيم زاوية انثناء الركبة القصوى بلغ (16.2 ± 18.32) درجة) علي التوالي.

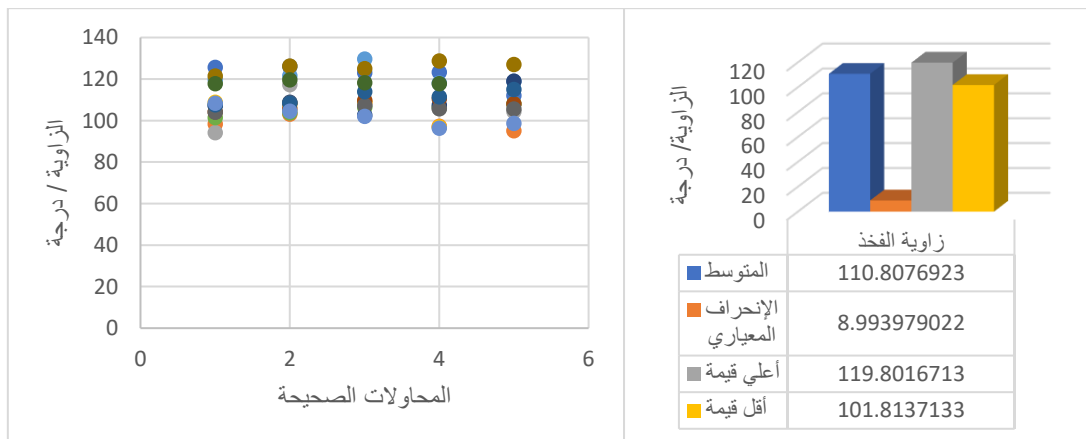




يتم إنتاج القوى العضلية في العضلات العاملة على مفصل الركبة إلى حد كبير عن طريق عضلات الفخذ. يميل نشاط العضلة الرباعية إلى الوصول للذروة عند ٨٠ درجة إلى ٩٠ درجة تقريباً من الانتشاء، ويبقى إنتاج القوة العضلية ثابتة نسبياً بعد ذلك. (Escamilla, Fleisig, Zheng, et al., 2001; Walsh et al., 2007) يشير هذا إلى أن وضع القرفصاء بعد ٩٠ درجة قد لا يؤدي إلى مزيد من التحسينات في تطوير عضلات الفخذ. وهذا ما يتفق مع دراسات أخرى في أن قوة العضلات الباسطة للفخذ تبلغ ذروتها عند ٩٠ درجة تقريباً (Escamilla, Fleisig, Lowry, et al., 2001; Marchetti et al., 2016)

ولقد حذر بعض الباحثين من أداء القرفصاء العميقة، مشيرين إلى احتمالية متزايدة لإصابة هياكل الأنسجة الرخوة في الركبة أثناء الانتشاء العالي لها حيث تميل قوى القص إلى الزيادة على الرباط الصليبي الأمامي والخلفي مع زيادة زوايا الركبة ، بالإضافة الي أن قوى الانضغاط تبلغ ذروتها عند درجات عالية من ثني الركبة ، ولذلك فإن احتمالية خطر الإصابة أثناء أداء تمرين القرفصاء العميق ترتفع ويكون تأثيرها علي الغضروف المفصلي والغضروف الهلالي (Donnelly et al., 2006; Hemmerich et al., 2006; Li et al., 2004) التي يتم وضعها تحت ضغط متزايد عند زوايا انتشاء عالية.

خامساً: قياسات زاوية الفخذ



شكل (٥) قياسات زاوية الفخذ لأفراد العينة قيد البحث





يوضح شكل (٥) قياسات زاوية الفخذ المطلقة لأفراد العينة، حيث بلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الفخذ 110.8 ± 8.9 درجة وهي النتائج التي تتفق نسبيا مع نتائج دراسة ليج وآخرون (Legg et al., 2017) حيث بلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الفخذ 107.07 ± 7.6 درجة ودراسة إيرمان وآخرون حيث بلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الفخذ 104.9 ± 15.23 درجة (Erman et al., 2021) ، كما تتفق أيضا مع نتائج دراسة ماكين وبوركيت (M. McKean & Burkett, 2012) حيث بلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الفخذ 106.01 ± 7.8 درجة بينما أشارت دراسات تشابمان (Chapman, 2018) الي أن أقصى قيمة لزاوية ثني مفصل الفخذ كانت 99.1 ± 11.6 درجة وبمدي حركي بلغ 75.5 ± 11.8 درجة بينما بلغت أقصى قيمة لزاوية ثني مفصل الفخذ 102 ± 3 درجة في دراسة ماكين وآخرون (M. R. McKean et al., 2010).

وبسبب بنية مفصل الفخذ والوظيفة التشريحية، يعتبر مفصل الفخذ لأسباب واضحة مفصل حركي mobility joint، وتعد الحركة خلفا للحوض أثناء النزول والانتشاء القطني الأمامي في أسفل القرفصاء من استراتيجيات الحركة التي تم تسمح بحركة أكبر في مفصل الفخذ (Osternig et al., 2000) ، حيث يتفق الباحثان مع ساهرمان وآخرون (Sahrmann et al., 2017) علي أن تحقيق عمق أكبر في القرفصاء من خلال زيادة انثناء الركبة وانثناء الكاحل هي استراتيجية تعويضية يتم ملاحظتها بشكل شائع لدى هؤلاء الأفراد الذين يتجنبون استخدام العضلات القابضة لمفصل الفخذ الضعيفة التي تدعم ثني الفخذ وتمديده، لذلك عند فحص تمرين القرفصاء ، يجب أن يلاحظ مختصي تنمية القوة والتكيف أن الرياضي يحقق العمق من خلال الفخذين كمؤشر على الحركة الجيدة.

نظرا للعلاقة الوثيقة بين الحركة في الفخذين والحوض والعمود الفقري القطني أثناء أداء تمرين القرفصاء الديناميكي فان المدي الحركي لمفصل الفخذ مهم للغاية من أجل الأداء السليم للقرفصاء، خاصة عند زوايا الانثناء الأعلى. المدي الحركي الضعيف للمفصل يمكن أن يؤدي إلى مزيد من الميل إلى الأمام وبالتالي زيادة قوي القص على العمود الفقري، قد تؤدي استراتيجيات الحركة التي تعزز سوء المحاذاة وضعف الجسم إلى زيادة قوى الانضغاط والقص في الكاحل والركبة والفخذ والعمود الفقري القطني والصدري أثناء أداء تمرين القرفصاء.

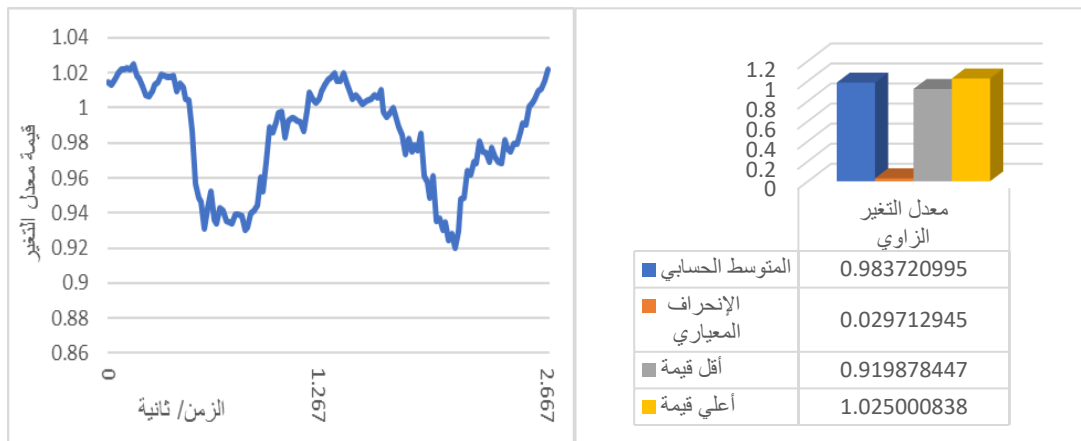




وعلى الرغم من أن بعض الرياضيين المحترفين يحاولون زيادة ثني مفصل الفخذ باستخدام حركة الحوض الخلفية أثناء مرحلة الهبوط للقرفصاء إلا انه يمكن أن يؤدي هذا إلى زيادة الضغط القطني وبالتالي فهو من غير المستحسن، وتدريبات المرونة الخاص بعضلات الفخذ يمكن أن تساعد في زيادة المدى الحرك لمفصل الفخذ وتسهيل أداء القرفصاء بشكل أفضل. (Schoenfeld, 2010b)

سادساً: معدل التغير الزاوي لمفصل الفخذ بالنسبة لمفصل الركبة

يوضح شكل (٦) معدل التغير الزاوي لزاوية مفصل الفخذ بالنسبة لمفصل زاوية الركبة للعينه قيد البحث كذلك متوسط معدل التغير خلال مراحل الأداء الكلي وأعلى وأقل قيمة.



شكل (٦) معدل التغير الزاوي لزاوية مفصل الفخذ بالنسبة لزاوية الركبة للعينه قيد البحث

حيث بلغ متوسط معدل التغير في زاوية الفخذ بالنسبة لزاوية الركبة 0.98 ± 0.029 ، والتي تكاد تكون تقريبا بنسبة ١:١ وبانحراف معياري ضئيل للغاية، كما بلغت أعلى قيمة ١.٠٢ وكانت أقل قيمة ٠.٩٢ مما يشير لوجود اتساق في معدل تغير زاوية الفخذ مع زاوية الركبة أثناء أداء تمرين القرفصاء الحر، وبالتالي تدعم هذه النتائج وجود مزامنة في تحقيق زوايا متشابهة بين المفاصل الرئيسية العاملة في التمرين (الفخذ- الركبة) لذلك يؤكد الباحثان على أن عمل مفاصل الفخذ والركبة في انسجام وتنسيق تام هو أحد أهم مؤشرات الأداء الناجح، وهو ما تتفق عليه الدراسة الحالية ودراسة كروسهاوج وآخرون ودراسة ماكين وبروكيت (Krosshaug , et al., 2007; M. McKean & Burkett, 2012).





التساؤل الثاني: هل توجد فروق في الخصائص البيوميكانيكية للأداء قيد البحث بين السيدات والرجال؟

جدول (٣) دلالة الفروق بين عينة الرجال والسيدات في الخصائص

البيوميكانيكية للأداء قيد البحث

t-Test: Two-Sample Assuming Unequal Variances								
زاوية الفخذ		زاوية الركبة		زاوية الكاحل		زاوية الجذع		
سيدات	رجال	سيدات	رجال	سيدات	رجال	سيدات	رجال	
109.28	112.58	112.28	120.186	30.7574	39.13333	61.6651	57.5067	المتوسط الحسابي
86.746	70.7795	79.4861	35.3108	18.9056	14.8777	27.3398	25.8449	التباين
	1.4963*		4.27492		8.22906		-3.2451	قيمة ت
1.998341								ت الجدولية

قيمة ت الجدولية عند مستوي معنوية ٠.٠٥، ودرجة حرية = (ن + ١ ن - ٢) = ٦٣

يوضح جدول (٣) الفروق بين عينة الرجال والسيدات في الخصائص البيوميكانيكية قيد البحث، حيث اسفرت نتائج اختبار T-Test لمجموعتين من العينات غير المتجانسة عن وجود فروق دالة احصائياً بين عينة الرجال والسيدات في قياسات زوايا كل من (الجزع- الكاحل- الركبة)، حيث كانت قيمة ت المحسوبة (-٣.٢) > - ت الجدولية (-١.٩٩) بالنسبة لزاوية الجذع ، وكانت قيمة ت المحسوبة (٨.٢، ٤.٢) < قيمة ت الجدولية (١.٩٩) بالنسبة لزاوية الكاحل والركبة علي التوالي ولذلك رفض الفرض الصفري بعدم وجود فروق بين عينة الرجال والسيدات، بالإضافة الي عدم وجود فروق دالة احصائياً في قياسات زوايا مفصل الفخذ، حيث كانت قيمة ت المحسوبة (١.٤٩) > ت الجدولية (١.٩٩) ولذلك قبل الفرض الصفري بعدم وجود فروق دالة احصائياً، ويرجع الباحثان عدم ظهور فروق في قياسات مفصل الفخذ بين عينة الرجال والسيدات الي حجم عينة الدراسة.

وتتفق النتائج السابقة مع عدد من الدراسات حيث أبلغ جلاسبروك وآخرون (Glassbrook et al., 2017) عن وجود اختلافات في المتغيرات قيد البحث بين الذكور والإناث، وأظهرت دراسة زوادكا وآخرون (Zawadka et al., 2020)، اختلافات في الأنماط الحركية والتوقيت أثناء أداء تمرين القرفصاء بين الذكور والإناث، فعلى الرغم من تماثل متوسط عمق القرفصاء ووجود نطاقات متوسطة متماثلة لمفاصل الأطراف السفلية والحوض ، أظهر الذكور مدي حركي أكبر بكثير أسفل الظهر من العمود الفقري عن الإناث، كما وجدت دراسة ماونتل وآخرون وماكين وبروكيت

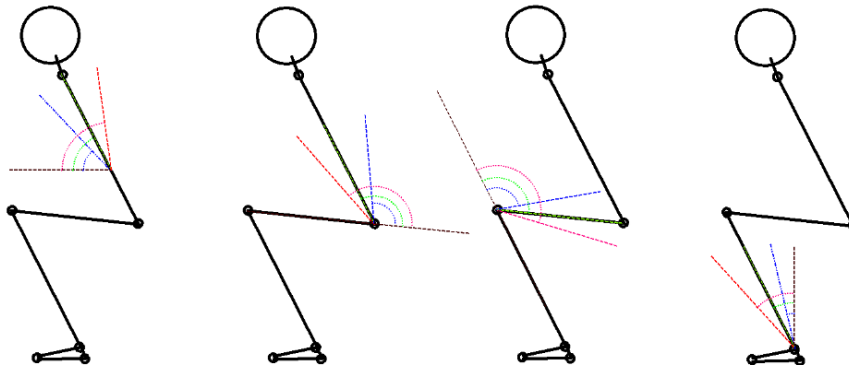


(Mauntel et al., 2015; M. McKean & Burkett, 2012) نتائج مشابهة بوجود فروق في الخصائص البيوميكانيكية بين الذكور والإناث في المدى الحركي للمفاصل. حيث أظهر الذكور زاوية أكبر لثني الركبة والخصد، وزاوية ثني كاحل أقل وأنهم يؤدون تمرين القرفصاء الديناميكي الحر بتسلسل وتنسيق مختلفين.

التساؤل الثالث: ما هو النموذج القياسي وفق المحددات البيوميكانيكية لأداء قيد البحث والذي يلائم خوارزميات علوم الذكاء الاصطناعي؟

تشير نتائج الدراسة الحالية والتي تتفق مع عدد من الدراسات المرتبطة بوجود فروق داله احصائيا بين الرجال والسيدات في الخصائص البيوميكانيكية لأداء تمرين القرفصاء الديناميكي الحر، وبالتالي فإن تلك النتائج تفرض بناء نموذجين قياسييين منفصلين لكل من الرجال والسيدات.

Men	Torso	Hip	Knee	Ankle
Mean	57.50667	112.58	120.1867	39.13333
SD	5.083708	8.41306	5.942293	3.857133
Max	62.59038	120.9931	126.129	42.99047
Min	52.42296	104.1669	114.2444	35.2762



Ahmed Talha & Mayada El Akhdar 2021

شكل (٧) النموذج القياسي للمتغيرات البيوميكانيكية للرجال ١٩-٢٠ سنة

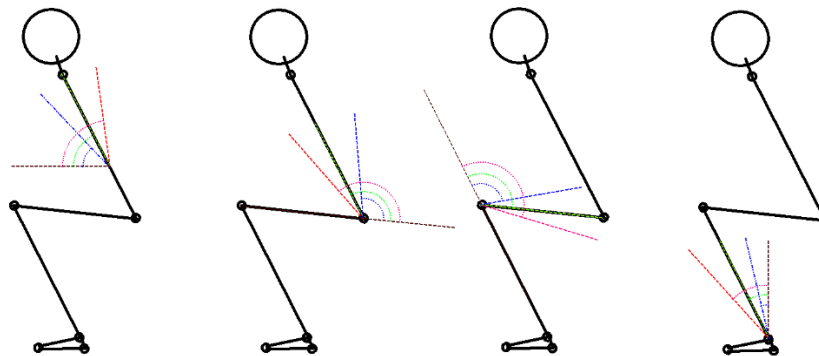
يوضح شكل (٧) النموذج القياسي لأداء القرفصاء الحر للرجال من عمر ١٩ وحتى ٢٠ عام الذي تم تصميمه من قبل الباحثان بناءً على نتائج الدراسة الحالية، حيث تم تجهيز البيانات بشكل يلائم



خوارزميات الذكاء الاصطناعي تمهيدا للاستخدام لاحقا في بناء برمجيات الذكاء الاصطناعي وتقدير وضع الجسم البشري.

وكانت قياسات متوسط زاوية الجذع بالنسبة للمحور الأفقي لأفراد عينة الرجال $57.5 \pm$ درجة، وبلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الفخذ 112.58 ± 8.41 درجة، وكانت متوسط أقصى ثني لزاوية الركبة 120.18 ± 5.94 درجة، وبالنسبة لزاوية الكاحل فكان متوسط أقصى ثني بالنسبة للمحور الرأسي الموجب 39.13 ± 3.85 درجة.

Women	Torso	Hip	Knee	Ankle
Mean	61.66571	109.2886	112.2486	30.75714
SD	5.228707	9.313898	8.915498	4.348041
Max	66.89442	118.6025	121.1641	35.10518
Min	56.43701	99.97467	103.3331	26.4091



Ahmed Talha & Mayada El Akhdar 2021

شكل (٨) النموذج القياسي للمتغيرات البيوميكانيكية للسيدات ١٨-١٩ سنة

يوضح شكل (٨) النموذج القياسي لأداء القرفصاء الحر للسيدات من عمر ١٨ وحتى ١٩ عام الذي تم تصميمه من قبل الباحثان بناءً على نتائج الدراسة الحالية، حيث تم تجهيز البيانات بشكل يلائم خوارزميات الذكاء الاصطناعي الحاسب الآلي تمهيدا للاستخدام لاحقا في بناء برمجيات الذكاء الاصطناعي وتقدير وضع الجسم البشري.

وكانت قياسات متوسط زاوية الجذع بالنسبة للمحور الأفقي لأفراد عينة السيدات $61.66 \pm$ درجة، وبلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الفخذ 109.28 ± 9.31 درجة، وكانت متوسط





أقصى ثني لزاوية الركبة 112.24 ± 8.91 درجة، وبالنسبة لزاوية الكاحل فكان متوسط أقصى ثني بالنسبة للمحور الرأسي الموجب 30.75 ± 3.85 درجة.

الاستنتاجات:

في ضوء نتائج ومنهج ومحددات الدراسة توصل الباحثان للنتائج التالية:

- بلغ متوسط الزمن الكلي لأداء تمرين القرفصاء الحر 2.72 ± 0.495 ثانية وكانت أقل قيمة لزمن الأداء 2.13 ثانية أما أعلى قيمة فبلغت 3.78 ثانية، وبالنسبة لزمن الهبوط فبلغ متوسط الزمن 1.5 ± 0.394 ثانية وكانت أقل قيمة لزمن الهبوط 1.167 ثانية أما أعلى قيمة فبلغت 2.61 ثانية، كما بلغ قيمة متوسط زمن الصعود 1.21 ± 0.14 ثانية وكانت أقل قيمة لزمن الصعود 1.05 ثانية أما أعلى قيمة فبلغت 1.55 ثانية.
- متوسط زاوية الجذع بالنسبة للمحور الأفقي للعينة الكلية بلغ 59.8 ± 5.5 درجة، وكان متوسط زاوية الفخذ 57.5 ± 5.08 درجة، وبلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الركبة 115.9 ± 8.9 درجة، وبلغ متوسط أقصى ثني للكاحل بالنسبة للمحور الرأسي الموجب 34.6 ± 5.8 درجة.
- متوسط زاوية الجذع بالنسبة للمحور الأفقي لأفراد عينة الرجال 57.5 ± 5.08 درجة، وبلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الركبة 120.18 ± 5.94 درجة، وبالنسبة لزاوية الكاحل فكان متوسط أقصى ثني بالنسبة للمحور الرأسي الموجب 39.13 ± 3.85 درجة.
- متوسط زاوية الجذع بالنسبة للمحور الأفقي لأفراد عينة السيدات 61.66 ± 5.22 درجة، وبلغ متوسط أقصى ثني لزاوية الفخذ 109.28 ± 9.31 درجة، وكانت متوسط أقصى ثني لزاوية الركبة 112.24 ± 8.91 درجة، وبالنسبة لزاوية الكاحل فكان متوسط أقصى ثني بالنسبة للمحور الرأسي الموجب 30.75 ± 3.85 درجة.
- بلغ متوسط معدل التغير في زاوية الفخذ بالنسبة لزاوية الركبة 0.98 ± 0.029 ، والتي تكاد تكون تقريبا بنسبة ١:١ وانحراف معياري ضئيل للغاية، كما بلغت أعلى قيمة 1.02 وكانت أقل قيمة 0.92 .





- وجود فروق دالة احصائياً بين عينة الرجال والسيدات في قياسات زوايا كل من (الذرع - الكاحل - الركبة)، بالإضافة الي عدم وجود فروق دالة احصائياً في قياسات زوايا مفصل الفخذ ويرجع الباحثان عدم ظهور فروق في قياسات مفصل الفخذ بين عينة الرجال والسيدات الي حجم عينة الدراسة.
 - يجب توخي الحذر عند تقييم أداء تمرين القرفصاء الحر للرجال والنساء بسبب وجود اختلافات في المتغيرات البيوميكانيكية للأداء، لذلك لا بد من بناء نموذج قياسي منفصل لكل من الرجال والسيدات.
 - عنصر توقيت الوصول الي الزوايا القصوى يصف بشكل كبير نمط الحركة وقد يكون هناك حاجة الي مزيد من تدريب تقنية القرفصاء لضمان الوصول إلى الزوايا القصوى في وقت واحد تقريباً بالقرب من أقل ارتفاع لأداء القرفصاء.
- التوصيات:**

في ضوء نتائج واستنتاجات الدراسة يوصي الباحثان بالتوصيات التالية:

- تقنية القرفصاء الصحيحة تتطلب عموداً فقرياً صلباً للحد من أي حركة غير ضرورية على المستويات المختلفة، لذلك ينصح الباحثان بالحفاظ على عمود فقري محايد طوال أداء القرفصاء وقبل الوصول لأقصى عمق، وتجنب أي ثني أو تمديد مفرط للعمود الفقري، تجنباً لزيادة القوى المؤثرة على المنطقة القطنية
- ارتفاع العقبين عن الأرض يؤدي الي تغيير نمط الحركة ويؤدي لاستخدام أنماط حركية تعويضية تؤثر بشكل سلبي على باقي المفاصل المشاركة في الأداء مما يرفع من أخطار الإصابة، لذلك ينصح ببقاء العقبين دائماً على الأرض واستخدام وقفه أوسع من الكتفين قليلاً وتدوير أمشاط القدم للخارج بزواوية من ١٠ : ٢٠ درجة تقريباً.
- أداء القرفصاء بزواوية ركبة مناسبة (٩٠ : ١٢٠ درجة) وتجنب أداء القرفصاء العميقة (+١٢٠ درجة) لزيادة احتمالية اصابة هياكل الأنسجة الرخوة في الركبة أثناء الانثناء العالي لها حيث تبلغ قوى الانضغاط نروتها عند درجات عالية من ثني الركبة.





- تدعم نتائج الدراسة وجود مزامنة في تحقيق زوايا متشابهة بين المفاصل الرئيسية العاملة في التمرين (الفخذ- الركبة) لذلك يؤكد الباحثان على أن عمل مفاصل الفخذ والركبة في انسجام وتنسيق تام هو أحد أهم مؤشرات الأداء الناجح.
- استخدام النموذج القياسي الذي صممه الباحثان في تقييم وتصحيح أداء تمرين القرفصاء الديناميكي الحر للرجال والسيدات في المرحلة العمرية من ١٨ وحتى ٢٠ سنة.
- هناك حاجة لمزيد من الدراسة على عينات بأحجام أكبر ومن مراحل عمرية مختلفة لتطوير وتحديث النموذج القياسي المصمم حتى يمكن الوصول لأفضل النتائج التي يمكن تعميمها على مجتمع الممارسين لتمرين القرفصاء الديناميكي الحر.
- بعد توفير بيانات ملائمة ومتوافقة مع علوم الذكاء الاصطناعي يمكن البدء في بناء برمجيات تقييم الأداء البدني لتمرين القرفصاء الديناميكي الحر باستخدام خوارزميات الذكاء الاصطناعي ورؤية الكمبيوتر وتقدير الوضع البشري.
- يمكن اتباع نفس المنهجية العلمية لبناء نماذج قياسية أخرى لتمرينات بدنية مختلفة وقابله للاستخدام من برمجيات الذكاء الاصطناعي وعلوم الحاسب.

المراجع الأجنبية:

1. Accadbled, F., Vial, J., & Sales de Gauzy, J. (2018). Osteochondritis dissecans of the knee. In *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research* (Vol. 104, Issue 1, pp. S97–S105). Elsevier Masson SAS. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2017.02.016>
2. Araújo, D., Couceiro, M., Seifert, L., Sarmiento, H., & Davids, K. (2021). Artificial Intelligence in Sport Performance Analysis. In *Artificial Intelligence in Sport Performance Analysis*. Routledge. <https://doi.org/10.4324/9781003163589>
3. Bernard, T. E., Wilder, F. V., Aluoch, M., & Leaverton, P. E. (2010). Job-related osteoarthritis of the knee, foot, hand, and cervical spine. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 52 (1), 33–38. <https://doi.org/10.1097/JOM.0b013e3181c40e98>
4. Chandler, T. J., & Stone, M. H. (1991). NSCA position paper: The squat exercise in athletic conditioning: A position statement and review of the literature. *Natl Strength Cond Assoc J*, 13, 51–58.





5. Chapman, C. J. (2018). Biomechanical Analyses of Bodyweight Unilateral Lower Limb Exercise Tasks - Comparison of Common Squatting and Lunging Movements [University of Toronto-School of Graduate Studies]. In *ProQuest Dissertations and Theses*. <https://tspace.library.utoronto.ca/handle/1807/82916>
6. Clark, M., Lucett, S., & Medicine., N. A. of S. (2011). *NASM's essentials of corrective exercise training*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
7. Comfort, P., & Kasim, P. (2007). Optimizing squat technique. *Strength and Conditioning Journal*, 29 (6), 10.
8. Cooper, C., McAlindon, T., Coggon, D., Egger, P., & Dieppe, P. (1994). Occupational activity and osteoarthritis of the knee. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 53 (2), 90 LP – 93. <https://doi.org/10.1136/ard.53.2.90>
9. Dolan, P., & Adams, M. A. (1995). FORCES ACTING ON THE LUMBAR SPINE. In *Lumbar Spine Disorders: Current Concepts* (pp. 15–25). WORLD SCIENTIFIC. https://doi.org/10.1142/9789812831156_0002
10. Donnelly, D. V., Berg, W. P., & Fiske, D. M. (2006). The effect of the direction of gaze on the kinematics of the squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), 145–150. <https://doi.org/10.1519/R-16434.1>
11. Erman, B., Ozkol, M. Z., Ivanović, J., Arslan, H., Ćosić, M., Yuzbasioglu, Y., Dopsaj, M., & Aksit, T. (2021). Assessments of ground reaction force and range of motion in terms of fatigue during the body weight squat. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18 (8), 4005. <https://doi.org/10.3390/ijerph18084005>
12. Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33 (6), 984–998. <https://doi.org/10.1097/00005768-200106000-00019>
13. Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., Bergemann, B. W., & Moorman, C. T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg





- press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33 (9), 1552–1566.
<https://doi.org/10.1097/00005768-200109000-00020>
14. Frederick C. Hatfield (2019): Fitness, The Complete Guide- Official text for ISSA's Certified Fitness Trainer Program, Ninth Edition.
15. Fry, A. C., Smith, J. C., & Schilling, B. K. (2003). *Effect of Knee Position on Hip and Knee Torques during the Barbell Squat*. *Journal of Strength and Conditioning Research*. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2003\)017<0629:EOKPOH>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2003)017<0629:EOKPOH>2.0.CO;2)
16. Fuglsang, E. I., Telling, A. S., & Sørensen, H. (2017). Effect of ankle mobility and segment ratios on trunk lean in the barbell back squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(11), 3024–3033. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001872>
17. Gawda, P., Ginszt, M., Zawadka, M., Skublewska-Paszowska, M., Smółka, J., Łukasik, E., & Majcher, P. (2019). Bioelectrical Activity of Vastus Medialis and Rectus Femoris Muscles in Recreational Runners with Anterior Knee Pain. *Journal of Human Kinetics*, 66 (1), 81–88. <https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0065>
18. Glassbrook, D. J., Helms, E. R., Brown, S. R., & Storey, A. G. (2017). A Review of the Biomechanical Differences between the High-Bar and Low-Bar Back-Squat. In *Journal of Strength and Conditioning Research* (Vol. 31, Issue 9, pp. 2618–2634). NSCA National Strength and Conditioning Association. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002007>
19. Hemmerich, A., Brown, H., Smith, S., Marthandam, S. S. K., & Wyss, U. P. (2006). Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(4), 770–781. <https://doi.org/10.1002/jor.20114>
20. Howe, L. P., Bampouras, T. M., North, J., & Waldron, M. (2019). Ankle dorsiflexion range of motion is associated with kinematic but not kinetic variables related to bilateral drop-landing performance at various drop heights. *Human Movement Science*, 64, 320–328. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.02.016>
21. Krosshaug T, Nakamae A, Boden B, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck J, et al. (2007) Mechanisms of anterior cruciate ligament





- injury in basketball: video analysis of 39 cases. *American Journal of Sports Medicine*.35(3):359-67.
- 22.Laura A. Gladwin (2002): *Fitness Theory & Practice, The Comprehensive Resource for Fitness Instruction, Fourth Edition.* Aerobics and Fitness Association of America.
- 23.Lee, J., Joo, H., Lee, J., & Chee, Y. (2020). Automatic classification of squat posture using inertial sensors: Deep learning approach. *Sensors (Switzerland)*, 20 (2). <https://doi.org/10.3390/s20020361>
- 24.Legg, H. S., Glaister, M., Cleather, D. J., & Goodwin, J. E. (2017). The effect of weightlifting shoes on the kinetics and kinematics of the back squat. *Journal of Sports Sciences*, 35 (5), 508–515. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1175652>
- 25.Li, G., Most, E., DeFrate, L. E., Suggs, J. F., Gill, T. J., & Rubash, H. E. (2004). Effect of the posterior cruciate ligament on posterior stability of the knee in high flexion. *Journal of Biomechanics*, 37 (5), 779–783. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.031>
- 26.Lorenzetti, S., Ostermann, M., Zeidler, F., Zimmer, P., Jentsch, L., List, R., Taylor, W. R., & Schellenberg, F. (2018). How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 10 (1), 14. <https://doi.org/10.1186/s13102-018-0103-7>
- 27.Marchetti, P. H., Jarbas da Silva, J., Jon Schoenfeld, B., Nardi, P. S. M., Pecoraro, S. L., D'Andréa Greve, J. M., & Hartigan, E. (2016). Muscle Activation Differs between Three Different Knee Joint-Angle Positions during a Maximal Isometric Back Squat Exercise. *Journal of Sports Medicine*, 2016, 1–6. <https://doi.org/10.1155/2016/3846123>
- 28.Matsumoto, H., Suda, Y., Otani, T., Niki, Y., Seedhom, B. B., & Fujikawa, K. (2001). Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability. *Journal of Orthopaedic Science*, 6 (1), 28–32. <https://doi.org/10.1007/s007760170021>
- 29.Mauntel, T. C., Post, E. G., Padua, D. A., & Bell, D. R. (2015). Sex differences during an overhead squat assessment. *Journal of Applied*





- Biomechanics*, 31(4), 244–249. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0272>
30. McElroy, M. J., Riley, P. M., Tepolt, F. A., Nasreddine, A. Y., & Kocher, M. S. (2018). Catcher's Knee: Posterior Femoral Condyle Juvenile Osteochondritis Dissecans in Children and Adolescents. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 38 (8), 410–417. <https://doi.org/10.1097/BPO.0000000000000839>
31. McKean, M., & Burkett, B. (2012). Knee behaviour in squatting. *Journal of Australian Strength & ...*, 20 (2), 23–36. http://www.researchgate.net/publication/230555160_KNEE_BEHAVI_OUR_IN_SQUATTING/file/d912f5015b83adea0f.pdf
32. McKean, M. R., Dunn, P. K., & Burkett, B. J. (2010). Quantifying the movement and the influence of load in the back squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (6), 1671–1679. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d8eb4e>
33. Nisell, R., & Ekholm, J. (1986). Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 8 (2), 63–70. <https://eurekamag.com/research/005/775/005775610.php>
34. Ntsiba, H., Ngandeu-Singwé, M., & Ondzala, A.-E. (2012). Musculoskeletal Infections in Human Immunodeficiency Virus. *Open Journal of Rheumatology and Autoimmune Diseases*, 02 (02), 32–36. <https://doi.org/10.4236/ojra.2012.22007>
35. Osternig, L. R., Feber, R., Mercer, J., & Davis, H. (2000). Human hip and knee torque accommodations to anterior cruciate ligament dysfunction. *European Journal of Applied Physiology*, 83 (1), 71–76. <https://doi.org/10.1007/s004210000249>
36. Race, A., & Amis, A. A. (1994). The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *Journal of Biomechanics*, 27 (1), 13–24. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90028-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90028-0)
37. Sahrmann, S., Azevedo, D. C., & Dillen, L. Van. (2017). Diagnosis and treatment of movement system impairment syndromes. In *Brazilian Journal of Physical Therapy* (Vol. 21, Issue 6, pp. 391–399). Revista Brasileira de Fisioterapia. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2017.08.001>





- 38.Schoenfeld, B. J. (2010a). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. In *Journal of Strength and Conditioning Research* (Vol. 24, Issue 12, pp. 3497–3506). <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7>
- 39.Schoenfeld, B. J. (2010b). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. In *Journal of Strength and Conditioning Research* (Vol. 24, Issue 12, pp. 3497–3506). *J Strength Cond Res.* <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7>
- 40.Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., Shoji, H., Bose, W., Beck, C., & D’ambrosia, R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 15 (3), 207–213. <https://doi.org/10.1177/036354658701500302>
- 41.Solozobov, O. (2019). ARTIFICIAL INTELLIGENCE IN SPORTS: ACTUAL STATE, TRENDS, AND FUTURE CHALLENGES. *12th International Symposium on Computer Science in Sport*, 120–121.
- 42.Vakos, J. P., Nitz, A. J., Threlkeld, A. J., Shapiro, R., & Horn, T. (1994). Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift: Effect of varying the lumbar posture. *Spine*, 19 (6), 687–695. <https://doi.org/10.1097/00007632-199403001-00008>
- 43.Vyas, P. (2019). Pose Estimation And Action Recognition In Sports And Fitness. *Pose Estimation and Action Recognition in Sports and Fitness*, 695. <https://doi.org/10.31979/etd.w8ug-4v5c>
- 44.Wallden, M. (2015). Functional Training Handbook. In *Journal of Bodywork and Movement Therapies* (1st ed., Vol. 19, Issue 2). Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.02.005>
- 45.Walsh, J. C., Quinlan, J. F., Stapleton, R., Fitzpatrick, D. P., & McCormack, D. (2007). Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during “free squat” weight lift training. *American Journal of Sports Medicine*, 35 (6), 927–932. <https://doi.org/10.1177/0363546506298276>
- 46.Wu, J. Z., Sinsel, E. W., Carey, R. E., Zheng, L., Warren, C. M., & Breloff, S. P. (2019). Biomechanical modeling of deep squatting: Effects of the





interface contact between posterior thigh and shank. *Journal of Biomechanics*, 96, 109333.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109333>

- 47.Zawadka, M., Smolka, J., Skublewska-Paszkowska, M., Lukasik, E., & Gawda, P. (2020). How are squat timing and kinematics in the sagittal plane related to squat depth? *Journal of Sports Science and Medicine*, 19 (3), 500–507. <http://www.jssm.org>

