الإطار العلمي والبيوميكانيكي لتقييم الأداء الرياضي باستخدام تقنيات الرؤية الحاسوبية والذكاء الاصطناعي

يشهد مجال الميكانيكا الحيوية الرياضية وعلوم الحركة البشرية تحولاً جذرياً يتمثل في الانتقال من الأنظمة المعملية المعقدة والمكلفة إلى أنظمة الرؤية الحاسوبية المعتمدة على خوارزميات التعلم العميق. تاريخياً، كانت التقييمات البيوميكانيكية الدقيقة تتطلب الاعتماد على أنظمة التقاط الحركة المستندة إلى العلامات الضوئية (مثل أنظمة Vicon أو Qualisys التي تتطلب 11 كاميرا تعمل بمعدل 100 إطار في الثانية) بالإضافة إلى منصات قياس القوة (Force Plates) باهظة الثمن والتي تتطلب مساحات تشغيلية ضخمة وخبرات هندسية متخصصة لمعايرتها.[1] يمثل استخدام نماذج التعلم العميق مثل نموذج Google MediaPipe وتحديداً هيكلية BlazePose قفزة نوعية في هذا السياق، حيث يقوم هذا النموذج باستخراج 33 نقطة مفصلية ثلاثية الأبعاد (X, Y, Z) بمعدل 30 إطاراً في الثانية من خلال كاميرا الهاتف الذكي القياسية، مما يوفر تياراً مستمراً ودقيقاً من البيانات الكينماتيكية (الحركية) دون الحاجة إلى أي مستشعرات قابلة للارتداء.[3]

تعتمد هذه التقنية على بنية شبكات عصبية تلافيفية (Convolutional Neural Networks) مشابهة لـ MobileNetV2، مدعومة بخط أنابيب النمذجة البشرية ثلاثية الأبعاد GHUM، مما يسمح بتحديد وجود الجسم البشري أولاً ثم رسم الخرائط المفصلية المعقدة.[3] تؤكد الدراسات السريرية والمقارنة أن نموذج MediaPipe يحقق دقة استثنائية مقارنة بالمعايير الذهبية في المختبرات الطبية. فقد أظهرت التقييمات أن متوسط الخطأ المطلق للمقاييس المفصلية باستخدام MediaPipe يبلغ حوالي 8.57 درجة، وهو معدل يتفوق بشكل ملحوظ على الخطأ البشري السريري المعتاد الذي يقدر بحوالي 12.78 درجة، ويتفوق حتى على أجهزة قياس الزوايا الطبية التقليدية (Goniometers) التي يتراوح خطأها بين 10 إلى 14 درجة.[5] علاوة على ذلك، أظهرت الدراسات أن النموذج يقدم تشتتاً أقل في البيانات وقراءات أكثر اتساقاً مقارنة بمستشعرات العمق المتخصصة مثل Kinect V2 أو Intel RealSense، حيث بلغ الخطأ المطلق لـ MediaPipe 12.51 درجة مقابل 14.21 درجة لنظام Kinect.[5]

يناقش هذا التقرير العلمي بتفصيل شامل ومكثف المقاييس البيوميكانيكية والفسيولوجية المتطورة المستخدمة في تحليل الأداء الرياضي، مع تحليل آليات عملها، وأهميتها العلمية المستندة إلى الأدبيات، وكيفية استخراجها رياضياً وخوارزمياً من خلال الإحداثيات المكانية والزمنية، بالإضافة إلى استكشاف مقاييس حيوية إضافية تعزز من شمولية التقييم.

أولاً: المقاييس الكينماتيكية والمكانية (Kinematic & Spatial Metrics)

تعتبر هذه المقاييس الأساس الهندسي لفهم كيفية تحرك الجسم في الفراغ ثلاثي الأبعاد، وتعتمد بشكل مباشر على حساب المتجهات، الإزاحات، والزوايا بين النقاط المفصلية المستخرجة عبر الرؤية الحاسوبية.

المدى الحركي (Range of Motion - ROM)

يعبر المدى الحركي في الميكانيكا الحيوية عن الإزاحة الزاوية القصوى التي يمكن للمفصل تحقيقها خلال أداء تمرين معين أو حركة وظيفية. بيوميكانيكياً، يعتبر المدى الحركي الكامل شرطاً أساسياً لضمان تطبيق التوتر الميكانيكي الأمثل (Mechanical Tension) على الألياف العضلية عبر مسارها الفسيولوجي الكامل، وهو المحفز الأول للتضخم العضلي (Hypertrophy) وزيادة القوة.[6] تشير الدراسات إلى أن التمارين التي توظف مدى حركياً أوسع، مثل تمرين القرفصاء العميق أو تمديد الورك الكامل، تسمح بإنتاج قوة أكبر من خلال تعزيز انخراط دورة الاستطالة والتقصير (Stretch-Shortening Cycle) وإشراك العضلات التآزرية مثل العضلة الألوية الكبرى.[8]

يتم استخراج المدى الحركي خوارزمياً من خلال تحليل الإحداثيات ثلاثية الأبعاد للنقاط المفصلية. على سبيل المثال، لحساب زاوية مفصل الركبة، يقوم النظام بإنشاء متجهين: الأول يربط بين مفصل الورك والركبة (يمثل عظم الفخذ)، والثاني يربط بين الركبة والكاحل (يمثل

عظم الظنبوب). باستخدام دالة الجيب التمام وحاصل الضرب النقطي (Dot Product) للمتجهين في الفضاء ثلاثي الأبعاد، يتم حساب الزاوية الدقيقة لحظة بلحظة. الأبحاث السريرية تؤكد أن تقنية MediaPipe قادرة على قياس هذه الزاوية بدقة تصل إلى مستوى تصنيف "ممتاز" للأطراف السفلية و"جيد" للأطراف العلوية عند مقارنتها بأنظمة تتبع الحركة المرجعية.[5] الانخفاض التدريجي في المدى الحركي أثناء المجموعة التدريبية يعتبر أيضاً مؤشراً حيوياً مستقلاً على التعب العضلي المحيطي، مما يجعل تتبعه المستمر ضرورة قصوى لتنظيم الأحمال التدريبية.

دقة المحاذاة (Alignment Accuracy)

يشير مفهوم دقة المحاذاة إلى التوجيه المكاني الأمثل لأجزاء الجسم والمقاطع العظمية بالنسبة لبعضها البعض ولخط الجاذبية الأرضية أثناء السكون والحركة. المحاذاة الصحيحة تضمن توزيع القوى الميكانيكية الضاغطة بشكل متساوٍ على المفاصل والأربطة والغضاريف، مما يقلل بشكل كبير من إجهاد القص (Shear Stress) الذي يعد المسبب الرئيسي للإصابات.[9] وفقاً للمعايير الصارمة التي تضعها الجمعية الوطنية للقوة والتكييف (NSCA) والكلية الأمريكية للطب الرياضي (ACSM)، فإن الحفاظ على اصطفاف الجسم السليم يضع الضغط المناسب على العضلات المستهدفة ويمنع التحميل الزائد على الهياكل السلبية.[11]

في التطبيقات العملية، يتم قياس المحاذاة عبر تتبع انحرافات معينة، لعل أبرزها زاوية أروح الركبة (Knee Valgus Angle) وانحناء المنطقة القطنية (Lumbar Flexion). زاوية أروح الركبة تُحسب كينماتيكياً عبر قياس الزاوية المتشكلة بين الخط الذي يربط الشوك الحرقفي الأمامي العلوي (ASIS) بمنتصف الرضفة، والخط الذي يربط منتصف الرضفة بالحدبة الظنبوبية (Anterior Tibial Tuberosity).[14] لقد أثبتت الدراسات التي أجريت على نخبة الرياضيين والأشخاص المتعافين من جراحات الرباط الصليبي الأمامي (ACLR) أن التطبيقات المعتمدة على كاميرا الهاتف النقال توفر موثوقية ممتازة (Excellent Reliability) في قياس ذروة زاوية أروح الركبة أثناء مهام الهبوط والقفز المعقدة، مما يتيح التنبؤ بمخاطر الإصابة وتصحيحها فورياً.[15] المحاذاة الخاطئة، إذا لم يتم رصدها وتصحيحها، تؤدي إلى اختلالات وضعية مرتبطة بالإجهاد المزمن والتدهور الوظيفي.[10]

التماثل الثنائي (Symmetry)

يقيس التماثل الثنائي مدى التطابق الكينماتيكي والكينيتيكي (الحركي والديناميكي) بين الجانبين الأيمن والأيسر من الجسم خلال تنفيذ المهام ثنائية الأطراف (Bilateral Tasks) أو المهام الأحادية المتناوبة. يتم تقييم هذا المقياس في الأبحاث البيوميكانيكية باستخدام أدوات إحصائية متقدمة مثل "مؤشر التماثل الطبيعي" (Normalized Symmetry Index - NSI) الذي تم تصميمه لتقييم عدم التماثل في المشي ومهام القفز، وهو أداة حاسمة في تقييم مجموعة الرياضيين المتعافين من إصابات الرباط الصليبي.[17] كما يُستخدم مقياس "زاوية التماثل" (Symmetry Angle - SA) لمقارنة الإزاحة الزاوية أو السرعة بين الطرفين بدقة متناهية.[1]

تبرز الأهمية العلمية والعملية للتماثل الثنائي بشكل خاص تحت ظروف الإرهاق المستمر (Prolonged Fatigue). فقد أظهرت دراسة رصدت 15 عداءً هاوياً خلال بروتوكول جري مجهد أن زاوية التماثل لثني الركبة، وثني الورك، وتمديد الورك قد ازدادت انحرافاً بشكل ملحوظ في مرحلة ما بعد التعب بنسب بلغت 4.32% و10.71% و23.12% على التوالي.[1] هذا الانحراف يعكس تدخل آليات تعويضية حركية للحفاظ على استقرار المشية والأداء، ولكنه يضع ضغوطاً غير متكافئة على أحد جانبي الجسم مما يزيد بشكل حاد من احتمالية حدوث إصابات الاستخدام المفرط (Overuse Injuries). في سياق تدريبات المقاومة، رصد عدم التماثل أثناء تمارين مثل القرفصاء (Squat) أو الرفعة المميتة (Deadlift) يتيح للمدرب أو النظام الذكي إدراك وجود ضعف عضلي أحادي الجانب أو نقص في التوافق العصبي الحركي في أحد الأطراف، مما يستوجب تدخلاً تصحيحياً.

ثانياً: المقاييس الديناميكية والزمنية (Dynamic & Temporal Metrics)

تتجاوز هذه المقاييس التحليل المكاني اللحظي لتشمل تحليل كيفية تغير هذه الوضعيات بمرور الزمن، مما يوفر نافذة مباشرة على قدرة الجهاز العصبي المركزي وتجنيد الألياف العضلية.

السرعة (Velocity) والتدريب المبني على السرعة (VBT)

يعتبر قياس سرعة الحركة من أهم التطورات في علوم التدريب الرياضي الحديث، حيث شكل أساساً لمنهجية متكاملة تُعرف باسم "التدريب المبني على السرعة" (Velocity-Based Training - VBT). يُعرف الـ VBT بأنه أسلوب معاصر يوفر وصفاً دقيقاً وموضوعياً لكثافة التدريب وحجمه بناءً على سرعة رفع المقاومة، متجاوزاً القيود التقليدية المرتبطة بالقياس عبر النسبة المئوية من القوة القصوى (1RM%) التي تتأثر بالتقلبات اليومية في جاهزية الرياضي.[19]

يتم اشتقاق السرعة خوارزمياً من خلال حساب الإزاحة المكانية للنقطة المرجعية المستهدفة (مثل منتصف الكتفين أو الرسغين لتمثيل مسار البار الحديدي) مقسومة على التغير في الزمن ($v = \frac{\Delta d}{\Delta t}$). في السياق العلمي الدقيق، يتم التمييز بين عدة أنواع من السرعات:

1. **السرعة المركزية المتوسطة (Mean Concentric Velocity - MV):** وهي متوسط السرعة المسجلة عبر كامل المرحلة المركزية للرفع. تعتبر هذه السرعة الأداة الأكثر موثوقية للأحمال الثقيلة (أكثر من 70% من 1RM) في التمارين التقليدية لأنها تتميز بعلاقة خطية قوية مع الحمل، وتتأثر بشكل أقل بالاختلافات بين أجهزة القياس.[19]
2. **السرعة القصوى (Peak Velocity - PV):** وهي أقصى سرعة لحظية تُسجل خلال المرحلة المركزية. يُفضل استخدامها في التمارين الباليستية والانفجارية (مثل القفز أو الرفعات الأولمبية) حيث لا تتضمن الحركة مرحلة تباطؤ كبيرة في نهايتها.[19]
3. **السرعة الدافعة المتوسطة (Mean Propulsive Velocity - MPV):** تقيس فقط الجزء من المرحلة المركزية الذي يتجاوز فيه تسارع الحركة تسارع الجاذبية الأرضية، مما يقصي مرحلة التباطؤ (Braking Phase) التي تشوه القراءات في الأوزان الخفيفة.[19]

الأهمية العلمية للسرعة تكمن في أن الجهاز العصبي البشري غير ثابت؛ فجاهزية الرياضي تتذبذب يومياً. الاعتماد على نسبة مئوية ثابتة قد يؤدي إلى إفراط في التدريب إذا كان الرياضي مجهداً. أظهرت أبحاث الجمعية الأسترالية للقوة والتكييف أن هناك هامش خطأ يصل إلى 36% حول القوة القصوى المفترضة يومياً، مما يعني أن حمل 80% قد يشعر الرياضي فعلياً وكأنه 98% في يوم سيء.[21] الرصد اللحظي للسرعة عبر الرؤية الحاسوبية يحل هذه المعضلة ويضمن بقاء الرياضي في نطاق التكيف الفسيولوجي المطلوب (سواء كان يستهدف القوة المطلقة أو القوة المميزة بالسرعة).

الحجم / القوة القصوى (Volume / 1RM Estimation)

يرتبط التنبؤ بالقوة القصوى لتكرار واحد (1RM) ارتباطاً وثيقاً ببيانات السرعة، وهو أحد أهم مقاييس الأداء لبرمجة وتصميم الأحمال التدريبية. نظراً لأن النظام المعتمد على الرؤية الحاسوبية لا يتصل مباشرة بمستشعرات للوزن، فإنه يستغل مبدأ "التنميط الخطي للسرعة والحمل" (Load-Velocity Profiling) لتقدير الأوزان المرفوعة أو القوة القصوى الممكنة.

الأساس العلمي لهذا التنبؤ ينبع من الحقيقة الفيزيائية التي تؤكد أن العلاقة بين الحمل والسرعة هي علاقة خطية شبه مثالية؛ فكلما زاد الوزن، انخفضت سرعة الحركة بشكل يمكن التنبؤ به إحصائياً.[20] كل تمرين رياضي يمتلك ما يُعرف بـ "الحد الأدنى للسرعة" (Minimum Velocity Threshold - MVT)، وهو متوسط السرعة المركزية التي يتم إنتاجها خلال التكرار الأخير الناجح للحد الأقصى الحقيقي (1RM). على سبيل المثال، قد يكون الـ MVT لتمرين ضغط الصدر (Bench Press) حوالي 0.17 متر/ثانية، بينما يكون لتمرين آخر سرعة مختلفة تماماً.[20]

عبر تسجيل سرعات الرفع لأوزان دون قصوى (تتراوح بين 45% إلى 85%) ورسمها على منحنى باستخدام معادلات الانحدار الخطي (Linear Regression)، يمكن للمنظومة التنبؤ بنقطة التقاطع مع الـ MVT، وبالتالي استنتاج قيمة الـ 1RM الحالية بدقة تتجاوز 95%.[20] أثبتت الدراسات أن الأساليب القائمة على السرعة تقلل من أخطاء تحديد الأحمال بنحو النصف مقارنة بالاعتماد حصرياً على قيم 1RM الأساسية التي تم قياسها مسبقاً، مما يوفر دليلاً عملياً دقيقاً لوصف الأحمال وتجنب تعريض الرياضي لخطر اختبارات الحد الأقصى المتكررة.[25]

الطريقة	المتغير المفضل	التطبيق البيوميكانيكي والرياضي
التمارين التقليدية (أوزان حرة)	(Mean Velocity (MV	قياس الأداء للأحمال الثقيلة بفضل العلاقة الخطية الممتازة [19]
التمارين الباليستية والانفجارية	(Peak Velocity (PV	إقصاء مرحلة الطيران وحساب أقصى طاقة لحظية ناتجة [19]
تقدير القوة القصوى 1RM	Load-Velocity Regression	استخدام MVT الفردي لتحديد أقصى حمل نظري بأمان تام [22]

الإيقاع (Tempo) والوقت تحت الضغط (Time Under Tension - TUT)

يعتبر الإيقاع والزمن تحت التوتر من المتغيرات الحاسمة في تعديل الاستجابة الهرمونية والعضلية للتدريب. يُعرّف الإيقاع بأنه التقسيم الزمني الدقيق لمراحل التكرار الواحد، والذي ينقسم عادة إلى: المرحلة اللامركزية (Eccentric - إطالة العضلة تحت الحمل)، المرحلة متساوية القياس (Isometric - التوقف الانتقالي)، والمرحلة المركزية (Concentric - تقصير العضلة للرفع). بينما يُعبر الـ TUT عن إجمالي الزمن الذي تظل فيه المجموعة العضلية تحت إجهاد ميكانيكي مستمر طوال المجموعة التدريبية.[6]

تقوم خوارزميات التتبع بتحديد هذه المراحل الزمنية بناءً على التغير الإيجابي أو السلبي في الإحداثيات العمودية (Y-axis) للمفاصل العاملة ومسارها المعكوس. الأبحاث الفسيولوجية توضح أن التحكم الدقيق في هذه الفترات يوجه نوع التكيف العضلي؛ فبينما تعزز السرعات المركزية العالية من التكيفات العصبية وتطوير القوة القصوى، فإن إطالة المرحلة اللامركزية وزيادة الـ TUT الإجمالي تخلق تحفيزاً هائلاً للتضخم العضلي (Hypertrophy) عن طريق إحداث تمزقات دقيقة (Microtrauma) في الألياف العضلية وتفعيل مسارات التخليق البروتيني، وذلك دون التأثير سلباً على التكيفات العصبية المكتسبة.[6] أظهرت مراجعات علمية شاملة أن النطاق الزمني الأمثل للتكرار الواحد لتحقيق أقصى قدر من التضخم يتراوح بين 2 إلى 8 ثوانٍ، وأن الحفاظ على TUT يتجاوز 60 ثانية للمجموعة الواحدة قد يكون فعالاً بشكل خاص لاستهداف تضخم الألياف العضلية من النوع الأول (Type I fibers) التي تعتمد على التحمل.[7]

ثالثاً: مقاييس الاستقرار، التحكم، وجودة الأداء (Stability, Control, & Quality Metrics)

تقيس هذه المجموعة من المؤشرات الكفاءة العصبية الحركية (Neuromotor Efficiency) وقدرة الجهاز العصبي المركزي على تنسيق الحركات المتعددة المفاصل والتحكم في القصور الذاتي للجسم.

الاستقرار (Stability)

يُعرَّف الاستقرار في الميكانيكا الحيوية الرياضية بأنه قدرة النظام العضلي العصبي على الحفاظ على مركز الكتلة (Center of Mass - COM) ضمن قاعدة الارتكاز (Base of Support - BOS) أثناء تنفيذ الحركات الديناميكية أو الحفاظ على الأوضاع الثابتة. يعتبر استقرار الجذع (Core Stability) تحديداً أمراً جوهرياً، حيث يُعرف بأنه القدرة على التحكم في حركات الجذع فوق الحوض والأطراف السفلية لتوفير الظروف المثلى لنقل القوة عبر السلسلة الحركية (Kinetic Chain) نحو الأطراف.[28]

يتم تقييم الاستقرار خوارزمياً من خلال نماذج هندسية معقدة. تعتمد المنهجية على تقسيم النقاط المفصلية الـ 33 المستخرجة من MediaPipe إلى أجزاء رئيسية (الرأس، الجذع، الكتف، الذراع، اليد، الفخذ، الساق، القدم) وتخصيص أوزان نسبية افتراضية لكل جزء بناءً على الجداول الأنثروبومترية القياسية. من خلال هذه الأوزان، يمكن تقدير الموقع المكاني لمركز الكتلة (COM). يتم بعد ذلك إسقاط "نقطة الإسقاط العمودي" (Perpendicular Projection Point - PPP) من الـ COM باتجاه الأرض لمقارنتها

بالمساحة المحصورة بين القدمين والتي تشكل قاعدة الارتكاز (BOS). استخدام هذه الحلول الهندسية التي تشبه نموذج "البندول المقلوب" (Inverted Pendulum) أثبت فعاليته العالية في الأبحاث لتصنيف قدرات التوازن البشري وتقييم الاستقرار دون الحاجة الماسة إلى منصات قياس القوة الباهظة، والتي غالباً ما تتطلب بيئة معملية معقدة.[30] الفشل في الحفاظ على الاستقرار لا يؤدي فقط إلى فقدان توازن صريح، بل يسبب تشتتاً حركياً (Energy Leak) يحد من القوة المنتجة ويزيد من مخاطر الإجهاد القطني والمفصلي.

درجة التحكم (Control Score) و"الجيرك" (Jerk)

يرتبط التحكم الميكانيكي بشكل أساسي بمفهوم "سلاسة الحركة" (Movement Smoothness). السلاسة تتدهور بوجود رعشات أو اهتزازات تصحيحية ناتجة عن عدم نضج التوافق العضلي أو بسبب الإرهاق. في الميكانيكا الكلاسيكية والبيوميكانيك التطبيقي، تُقاس هذه الاهتزازات بمصطلح "الجيرك" (Jerk)، والذي يمثل المشتق الزمني لتسارع الجسم، أو المشتق الثالث للإزاحة بالنسبة للزمن ($\frac{d^3x}{dt^3} = J$).[32]

تتطلب الحركات الرياضية عالية الأداء تسارعاً متدفقاً ومتحكماً به. التغيرات الحادة والعشوائية في التسارع (الجيرك المرتفع) تعكس انقطاعات في الإشارات العصبية الحركية وتؤدي إلى تطبيق قوى قصوى مفاجئة على الأوتار والأربطة. الأبحاث الهندسية والطبية تشير إلى أن الجيرك يسبب إصابات في الكائنات الحية ويمكن أن يحفز تصدعات التعب (Fatigue Cracks) في المواد الصلبة، ولهذا يُستخدم كمقياس حدودي في معايير الجودة للآلات والمصاعد.[34] في التقييم البشري، يُعتمد المقياس المسمى "الجيرك اللوغاريتمي اللابعدي" (Log Dimensionless Jerk - LDLJ) كأحد أدق المعايير لأنه يقوم بتطبيع (Normalization) البيانات لإزالة تأثيرات سرعة الحركة وحجمها، مما يعزل خاصية "السلاسة" الحركية بشكل صافي.[35] دمج مقياس الجيرك ضمن خوارزمية "درجة التحكم" الخاصة بالتطبيق يوفر أساساً بيوميكانيكياً فائق التطور يميز المبتدئ الذي ترتجف أطرافه تحت الوزن عن المحترف الذي يرفع بمسار انسيابي ومحكم.

ثبات الأداء / الاتساق الحركي (Form Consistency)

يعتبر ثبات الأداء أو الاتساق الحركي مقياساً دقيقاً للتكرارية (Repeatability) في النمط الحركي عبر تكرارات متعددة ضمن نفس المجموعة التدريبية. الرياضي المتمرس ذو التوافق العصبي العضلي العالي يظهر مسارات حركية وزوايا مفصلية متطابقة تقريباً في كل تكرار، في حين يُظهر المبتدئ أو الرياضي المجهد تبايناً واسعاً.[37]

يُقاس هذا الاتساق إحصائياً في علوم الرياضة باستخدام "معامل الاختلاف" (Coefficient of Variation - CV)، والذي يُحسب كنسبة مئوية من الانحراف المعياري مقسوماً على المتوسط الحسابي للزوايا أو الإزاحات المفصلية عبر التكرارات ($CV = \frac{\sigma}{\mu} \times 100$).[38] تشير الدراسات السريرية على المفاصل إلى أن وجود تباين طبيعي بمقدار يتراوح بين 6.1% إلى 12.0% يُعد مقبولاً ومألوفاً كآلية تكيفية بسيطة للنظام الحركي، ولكن أي زيادة غير طبيعية أو مطردة في هذا المعامل داخل الجلسة التدريبية تُعد دليلاً قاطعاً على حدوث انهيار في التكنيك (Form Breakdown) بسبب التعب المركزي أو المحيطي.[38] كما أثبتت الدراسات التي تناولت التحليل الحركي ثلاثي الأبعاد أن هذا المعامل يتميز بموثوقية عالية (High Reliability) في اكتشاف الاختلافات الدقيقة في الأداء، مما يجعله أداة ممتازة لتقييم تطور مهارة المتدرب على المدى الطويل.[39]

رابعاً: المقاييس الفسيولوجية والتقييم الإجمالي (Physiological & Composite Scoring)

تُصمم هذه المقاييس لتجميع وتلخيص الكميات الهائلة من البيانات المكانية والزمنية المعقدة في مؤشرات رقمية واضحة تخدم المستخدم النهائي وتوفر تقييماً شاملاً لسلامة وفعالية الجلسة التدريبية.

مؤشر التعب (Fatigue Index)

لا يعتبر التعب العضلي مجرد شعور شخصي (Rating of Perceived Exertion - RPE)، بل هو ظاهرة بيوميكانيكية وفسيولوجية معقدة تتسبب في تغيرات موضوعية وقابلة للقياس في أنماط الحركة. بناء "مؤشر تعب" مستمر (Continuous Prediction Framework) يمثل انتقالاً من التصنيفات الثنائية البسيطة (مُجهد / غير مُجهد) إلى مراقبة حيوية استباقية تحمي الرياضي من الإصابات.[41]

يستخرج النظام مؤشر التعب عبر رصد دمج متعدد الوسائط (Multimodal Features) للمتغيرات الكينماتيكية:

1. **فقدان السرعة التراكمي (Velocity Loss):** كما ذكرنا في قسم VBT، الانخفاض التدريجي في سرعة الإنجاز، بنسب تتجاوز 10% أو 20%، يعتبر المؤشر الأول والأكثر استجابة للإرهاق.[19]
2. **انهيار المحاذاة والتعويض الحركي:** التعب يؤدي إلى فقدان القدرة على الحفاظ على الزوايا المثلى؛ على سبيل المثال، زيادة تقوس الظهر أو زيادة تمايل الجذع لتعويض ضعف عضلات الأطراف السفلية.[41] أثبتت الدراسات أن زوايا مفاصل الركبة والورك تختلف بشكل ملحوظ بعد بروتوكولات الإرهاق كوسيلة تعويضية للحفاظ على استقرار الحركة.[1]
3. **التباين في الإيقاع والمدى الحركي:** تذبذب الزمن المستغرق لكل تكرار وتقصير المسافة المقطوعة للهروب من نقاط الضعف الميكانيكي (Sticking Points).

أثبتت الأبحاث الحديثة أن استخدام نماذج التعلم الآلي، مثل الانحدار المستند إلى الغابات العشوائية (Random Forest Regression) والشبكات العصبية التلافيفية (CNN)، يتيح دمج هذه المتغيرات الطفيفة المتراكمة والتنبؤ الدقيق بمستويات التعب. في إحدى الدراسات، حقق نموذج CNN توافقاً وصل إلى 94% عند مقارنته بالمقاييس الذاتية والسريرية للتعب أثناء تمارين وظيفية معقدة، مما يثبت إمكانية الرؤية الحاسوبية في توفير إنذار مبكر للإفراط في التدريب.[41]

درجة الشكل (Form Score) وتطابق الزمن الديناميكي (DTW)

يمثل تقييم جودة الحركة ومطابقتها للنموذج الأيديالي (المثالي) للتدريب تحدياً برمجياً كبيراً نظراً للاختلافات في سرعات الأداء وأطوال الأطراف بين المستخدمين المختلفين. لا يمكن مطابقة مقطعي فيديو (للمستخدم مقابل خبير رياضي) إطاراً بإطار بشكل مباشر لأن الاختلاف في الإيقاع سيؤدي إلى مقارنات خاطئة هندسياً.[45]

لحل هذه المعضلة، تعتمد خوارزميات التقييم الرياضي المتقدمة على تقنية رياضية تُعرف بـ "تطابق الزمن الديناميكي" (Dynamic Time Warping - DTW). تقوم هذه الخوارزمية بالتعامل مع السلاسل الزمنية غير المتطابقة الطول من خلال محاذاة البيانات زمنياً؛ فهي تضغط أو تمدد الإطار الزمني رياضياً لإيجاد المسار الأقل كلفة (Least Matching Cost) ومحاذاة الزوايا المفصلية للمستخدم مع الزوايا المقابلة للخبير بغض النظر عن التأخير الزمني أو التباين في السرعة.[45] يتم تحديد مصفوفة التكلفة عن طريق حساب الفروق الزاوية لمتجهات العظام الرئيسية (مثل الجذع، الفخذ، الساق، العضد) باستخدام نظام إحداثيات محلي (Local Coordinate System) يعزل الفروق الناتجة عن اتجاه الكاميرا أو الزاوية التي يقف بها المستخدم.[45]

أثبتت الأبحاث التي استخدمت DTW لتقييم الألعاب الوظيفية والتأهيلية أن الدرجات المستخرجة خوارزمياً أظهرت ارتباطاً إيجابياً قوياً (r = 0.86) مع التقييمات اليدوية الصادرة عن خبراء بشريين، مما يثبت قدرة التقنية على إنتاج "درجة شكل" (Form Score) دقيقة، حساسة للتقدم التدريجي، وقابلة للتطبيق العملي كبديل للمدرب الشخصي.[45]

درجة الأمان (Safety Score)

تُعد درجة الأمان المؤشر الأكثر حيوية للوقاية من الإصابات الحادة والمزمنة، وهي تمثل مدى التزام المتدرب بالقيود البيوميكانيكية والتشريحية الصارمة التي تكفل سلامة المفاصل والأربطة. تتوافق المعايير المدرجة ضمن هذا التقييم مع المبادئ التوجيهية للجمعية الوطنية للقوة والتكييف (NSCA) التي تشترط المراقبة المستمرة لتقنيات الرفع والمحاذاة الميكانيكية.[11]

خوارزمياً، يتم دمج درجة الأمان في النظام كدالة عقابية (Penalty Function) صارمة.[31] يبدأ المتدرب الجلسة بدرجة 100%، ويتم خصم نقاط بناءً على محددات خطورة بيوميكانيكية محددة مسبقاً، منها:

- تجاوز المفاصل لنطاقات الدوران والتشريح الآمنة (مثل الانثناء القطني Lumbar Flexion المفرط أثناء الرفعة المميتة والذي يضاعف قوى القص على الأقراص الفقرية، أو زاوية أروح الركبة العميقة).
- عدم التماثل المفاجئ والشديد في توزيع الأحمال الذي يشير إلى حدوث إصابة أو ألم لحظي استدعى تعويضاً حركياً فورياً.
- تخطي مؤشرات الاهتزاز (Jerk) للحدود الآمنة التي تعني فقدان السيطرة الحركية الكاملة للوزن.

خامساً: مقاييس بيوميكانيكية إضافية مقترحة (Recommended Advanced Metrics)

استناداً إلى تحليل الأدبيات العلمية المتاحة والقدرات الحسابية الهائلة لنموذج (MediaPipe BlazePose)، يقترح هذا التقرير دمج مقاييس متقدمة إضافية للارتقاء بالتطبيق إلى مصاف الأنظمة السريرية والاحترافية.

1. الشغل الميكانيكي والقدرة (Mechanical Work & Power)

تقليدياً، يُقاس الشغل والقدرة الرياضية باستخدام منصات قياس القوة الباهظة، إلا أن التطور في الرؤية الحاسوبية أفرز منهجيات ثورية مثل منصة (OpenCap) المفتوحة المصدر، والتي برهنت على إمكانية استنتاج الديناميكيات (القوى) من خلال الكينماتيكا (الحركة) فقط باستخدام مقاطع فيديو الهواتف الذكية وتطبيق النماذج البيوميكانيكية المستندة إلى الفيزياء.[4] يمكن حساب الشغل الخارجي (External Work) عبر تقييم التغيرات في الطاقة الميكانيكية لمركز كتلة الجسم (COM). رياضياً، الشغل هو مجموع التغير في الطاقة الحركية (Kinetic Energy - الناتجة عن السرعة) والطاقة الكامنة (Potential Energy - الناتجة عن التغير في الارتفاع الرأسي).[49] أثبتت النماذج المستندة إلى الشبكات العصبية (مثل HRNet) قدرتها على تقديم هوامش خطأ ضئيلة جداً (2-3%) في تقدير الشغل الخارجي مقارنة بالمعايير الذهبية.[50] إدراج مقياس "القدرة" (Power)، والذي يمثل الشغل المبذول مقسوماً على الزمن، سيضيف بعداً استثنائياً للرياضيين النخبويين الذين يستهدفون تطوير القوة الانفجارية.

2. تقدير الحمل الخارجي / الوزن المرفوع (External Load Estimation)

في حين يعتمد التطبيق حالياً على استنتاج القوة القصوى (1RM) استناداً إلى سرعة الحركة لوزن مُدخل مسبقاً، فإن آفاق التعلم العميق تسمح للنظام بالتنبؤ بوزن المقاومة الخارجية أو الأثقال التي يحملها المستخدم تلقائياً دون إدخال يدوي. يتم تحقيق ذلك عبر تحليل التفاعلات الدقيقة بين سرعة الحركة، الانحناءات الزاوية للمفاصل، والتعويضات الحركية الدقيقة (Lifting Kinematics). أشارت الدراسات الحديثة إلى إمكانية استغلال نماذج الشبكات العصبية طويلة وقصيرة المدى ثنائية الاتجاه (BiLSTM) بالدمج مع الشبكات التلافيفية (CNN) لتحليل السلاسل الزمنية للمقاييس الكينماتيكية للجزء السفلي من الجسم وتقدير فئة الوزن المرفوع بدقات تصنيف تفوق 98% لبعض الحركات.[51] هذا التوجه يوسع من قدرات التطبيق ليشمل ليس فقط تصحيح الأداء ولكن تحليلاً كينيتيكياً متكاملاً لقوى الاحتكاك والجاذبية.[52]

3. أتمتة فحص الحركة الوظيفية (Automated Functional Movement Screen - FMS)

أداة فحص الحركة الوظيفية (FMS) هي بروتوكول معترف به عالمياً يتكون من سبع حركات أساسية (مثل القرفصاء العميق فوق الرأس، والخطوة العابرة، وثبات الجذع الدوار) مصممة لاكتشاف الاختلالات وعدم التماثل في الأنماط الحركية الأساسية للأفراد.[54] التحدي الرئيسي لنظام FMS هو أنه يتطلب متخصصين بشريين لتسجيل النقاط وإدارة الاختبار مما يعيق انتشاره الواسع. أثبتت الأبحاث الحديثة تفوق أنظمة الذكاء الاصطناعي والمستشعرات الحركية في بناء نماذج تنبؤية (Predictive Models) تسجل نقاط اختبارات FMS أوتوماتيكياً استناداً إلى البيانات الكينماتيكية للحركة.[57] علاوة على ذلك، يمتلك نظام FMS قدرة تنبؤية مثبتة إحصائياً؛ فالرياضيون

الذين يسجلون درجات متدنية (أقل من 14 للمبتدئين أو أقل من 22 للنخبة في نسخة MFMS) يكونون عرضة لخطر الإصابة بمعدل يبلغ 25 ضعفاً مقارنة بنظرائهم.[58] أتمتة هذا البروتوكول داخل التطبيق ستحوله من مجرد متعقب للتمارين إلى أداة سريرية موثوقة للوقاية من الإصابات وتصميم برامج إعادة التأهيل الشخصية.[54]

المقاييس الإضافية المقترحة	الآلية البيوميكانيكية للاستخراج الخوارزمي	الأهمية الإكلينيكية والرياضية
الشغل الميكانيكي (Mechanical Work)	حساب التغير في الطاقة الحركية والكامنة لمركز الكتلة باستخدام الكينماتيكا [49]	تقييم الحمل الفعلي المبذول دون الحاجة لمنصات القوة (Force Plates) [4]
تقدير الوزن الخارجي (Load Estimation)	توظيف نماذج BiLSTM و CNN لتحليل التباين الزاوي وسرعة الحركة [51]	أتمتة كاملة للتحليل الكينيتيكي دون إدخالات يدوية لوزن الأثقال [52]
فحص الحركة الوظيفي (Automated FMS)	تصنيف دقة أداء 7 حركات وظيفية أساسية ومطابقتها بمعايير الخبراء [54]	اكتشاف مبكر للاختلالات الحركية والتنبؤ بخطر الإصابة بموثوقية فائقة [58]

خلاصة البحث والاستنتاجات

يستند المشروع المطروح إلى أساس تكنولوجي راسخ ومتوافق تماماً مع أحدث الاتجاهات العلمية في علوم الرياضة والتأهيل. الانتقال من البيئات المعملية المقيدة، واستخدام الأجهزة القابلة للارتداء أو منصات القوة، إلى تقييم كينماتيكي يعتمد حصراً على الرؤية الحاسوبية من خلال الهواتف المحمولة يمثل الثورة القادمة في الميكانيكا الحيوية السريرية والرياضية.[4]

المقاييس الثلاثة عشر التي يعتمد عليها المشروع (بدءاً من المدى الحركي، دقة المحاذاة، السرعة، التماثل، وصولاً إلى المؤشرات المركبة كالتعب والأمان) هي مقاييس حقيقية، معتمدة سريرياً، ومثبتة أكاديمياً. لا تعتمد هذه الخوارزميات على معايير نظرية مجردة، بل تترجم جميعها إلى متغيرات فيزيائية ملموسة (إزاحات مكانية، فترات زمنية، زوايا، مشتقات سرعة وتسارع).

- **المقاييس الزاوية والمكانية (ROM, Alignment, Symmetry)** تضمن التوزيع الميكانيكي الآمن وتقي الجهاز الهيكلي من إصابات التآكل وتمزق الأربطة.
- **المقاييس الديناميكية والزمنية (Velocity, Tempo, TUT)** تشكل قلب التكيف الفسيولوجي (تحفيز التضخم العضلي وزيادة القوة القصوى) وتوفر تنبؤات عالية الدقة للأحمال (1RM) دون تعريض الرياضي للإرهاق.
- **المقاييس الإحصائية المركبة (CV للموثوقية، DTW للشكل، Jerk للتحكم، ومؤشر التعب)** ترفع من مستوى الذكاء الاصطناعي للتطبيق ليحاكي بل ويتفوق على القدرة الاستيعابية للمدرب البشري في رصد التغيرات الدقيقة جداً التي تسبق الانهيار العضلي.

لضمان أعلى درجات الدقة والواقعية التشغيلية في التطبيق الفعلي، يوصي الإطار العلمي بضرورة ارتكاز الخوارزميات التحليلية على الزوايا النسبية ومعدلات تغيرها (من خلال تقنيات مثل Dynamic Time Warping التي تعزل التأثيرات البيئية أو الفروق التشريحية بين المستخدمين). بالإضافة إلى ذلك، فإن تفعيل آليات دمج الميزات المتعددة (Multimodal Integration) لاشتقاق المؤشرات المعقدة كالتعب والأمان سيضمن تقديم تقييمات ديناميكية مستمرة توازي كفاءة التقييمات الطبية. إن دمج مقاييس السلاسة الحركية المتقدمة واستنتاج الشغل الميكانيكي سيمنح المشروع أسبقية علمية غير مسبوقة كمنصة تحليل بيوميكانيكي شاملة.

Works cited

1. The Effect of Prolonged Running on the Symmetry of Biomechanical Variables of the Lower Limb Joints - MDPI, accessed February 14, 2026, https://www.mdpi.com/2073-8994/12/5/720
2. Accuracy Evaluation of 3D Pose Reconstruction Algorithms Through Stereo Camera Information Fusion for Physical Exercises with MediaPipe Pose - PMC, accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11644880/
3. Pose landmark detection guide | Google AI Edge, accessed February 14, 2026, https://ai.google.dev/edge/mediapipe/solutions/vision/pose_landmarker
4. OpenCap: Human movement dynamics from smartphone videos ..., accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10586693/
5. Validation of Angle Estimation Based on Body Tracking Data from ..., accessed February 14, 2026, https://www.mdpi.com/1424-8220/23/1/3
6. The Influence of Movement Tempo During Resistance Training on Muscular Strength and Hypertrophy Responses: A Review - PMC, accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8310485/
7. Is There an Ideal Time Under Tension to Maximize Muscle Growth? - Human Kinetics, accessed February 14, 2026, https://us.humankinetics.com/blogs/excerpt/is-there-an-ideal-time-under-tension-to-maximize-muscle-growth
8. Comparative Analysis of Mechanical Variables in Different Exercises Performed with a Rotational Inertial Device in Professional Soccer Players: A Pilot Study - PMC, accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC12286121/
9. Biomechanical Alignment Definition - Biomedical Engineering II Key Term - Fiveable, accessed February 14, 2026, https://fiveable.me/key-terms/biomedical-engineering-ii/biomechanical-alignment
10. Exercise Biomechanics for Health: Evaluating Lifelong Activities for Well-Being - PMC, accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10048551/
11. basics of strength and conditioning manual | nsca, accessed February 14, 2026, https://www.nsca.com/contentassets/de9aebfe7a7340b69217b99bb13862a7/basics_of_strength_and_conditioning_manual.pdf
12. NSCA Strength and Conditioning Professional Standards and Guidelines, accessed February 14, 2026, https://www.nsca.com/globalassets/education/nsca_strength_and_conditioning_professional_standards_and_guidelines.pdf
13. progressive strategies for teaching fundamental resistance training movement patterns | nsca, accessed February 14, 2026, https://www.nsca.com/contentassets/3d09f06f0b4c4f6fbd8cc382ed1f3d4a/ptq-10.2.1-progressive-strategies-for-teaching-fundamental-resistance-training-movement-patterns.pdf
14. A Beta Version of an Application Based on Computer Vision for the Assessment

of Knee Valgus Angle: A Validity and Reliability Study - PMC, accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10177945/
15. Using a Mobile Application to Assess Knee Valgus in Healthy and Post-Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Participants - PubMed, accessed February 14, 2026, https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30300073/
16. (PDF) A Beta Version of an Application Based on Computer Vision for the Assessment of Knee Valgus Angle: A Validity and Reliability Study - ResearchGate, accessed February 14, 2026, https://www.researchgate.net/publication/370341000_A_Beta_Version_of_an_Application_Based_on_Computer_Vision_for_the_Assessment_of_Knee_Valgus_Angle_A_Validity_and_Reliability_Study
17. A COMPARISON OF BIOMECHANICAL SYMMETRY INDICES DURING SIDE CUTTING IN HEALTHY FEMALE ATHLETES A THESIS SUBMITTED TO THE GRADUATE - ScholarSpace, accessed February 14, 2026, https://scholarspace.manoa.hawaii.edu/bitstreams/2b8b150c-eb29-4a76-8840-3db42070468f/download
18. (PDF) Performance and symmetry measures during vertical jump testing at return to sport after ACL reconstruction - ResearchGate, accessed February 14, 2026, https://www.researchgate.net/publication/371226938_Performance_and_symmetry_measures_during_vertical_jump_testing_at_return_to_sport_after_ACL_reconstruction
19. Velocity-Based Training: From Theory to Application - NSCA, accessed February 14, 2026, https://www.nsca.com/contentassets/7fc346ec744044b6871541e5a6ee5c63/velocity_based_training__from_theory_to.99257.pdf
20. Velocity-Based Training - Science for Sport, accessed February 14, 2026, https://www.scienceforsport.com/velocity-based-training/
21. Velocity Based Training - NCAA.org, accessed February 14, 2026, https://www.ncaa.org/sports/2015/5/20/velocity-based-training.aspx
22. Velocity Based Training for Powerlifting - GymAware, accessed February 14, 2026, https://gymaware.com/velocity-based-training-for-powerlifting/
23. Individualized load-velocity profiles: Application considerations for ..., accessed February 14, 2026, https://vitruve.fit/blog/individualized-load-velocity-profiles/
24. Estimating 1RM with velocity based training: a VBT guide - VBTcoach, accessed February 14, 2026, https://www.vbtcoach.com/blog/1rm-and-velocity-based-training-vbt-a-complete-guide
25. Velocity-Based Approaches More Accurately Estimated the One-Repetition Maximum (1RM) After Four Weeks of Training Compared to Baseline and Group-Adjusted 1RM Approaches - MDPI, accessed February 14, 2026, https://www.mdpi.com/2076-3417/15/20/10874
26. Maximizing Muscle Hypertrophy: A Systematic Review of Advanced Resistance Training Techniques and Methods - PMC, accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6950543/
27. Is Time under Tension Dead? New Research Reveals the Best Rep Tempo for

Muscle Growth - Men's Health, accessed February 14, 2026, https://www.menshealth.com/uk/building-muscle/train-smarter/a62484546/best-tempo-for-muscle-growth/
28. Strength and Power-Related Measures in Assessing Core Muscle Performance in Sport and Rehabilitation - Frontiers, accessed February 14, 2026, https://www.frontiersin.org/journals/physiology/articles/10.3389/fphys.2022.861582/full
29. Relation between core strength, core stability, and athletic performance—a mediation analysis approach - PMC, accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC12698640/
30. Image-based center of mass estimation of the human body via 3D shape and kinematic structure | Request PDF - ResearchGate, accessed February 14, 2026, https://www.researchgate.net/publication/334968491_Image-based_center_of_mass_estimation_of_the_human_body_via_3D_shape_and_kinematic_structure
31. Human Pose Estimation Using MediaPipe Pose and Optimization Method Based on a Humanoid Model - MDPI, accessed February 14, 2026, https://www.mdpi.com/2076-3417/13/4/2700
32. Smooth Moves: Comparing Log Dimensionless Jerk Metrics from Body Center of Mass Trajectory and Wearable Sensor Acceleration During Walking - MDPI, accessed February 14, 2026, https://www.mdpi.com/1424-8220/25/4/1233
33. Using Jerk/RMS Acceleration for Context-Free Gait Evaluation | Brian Esty LMT, accessed February 14, 2026, https://www.brianesty.com/bodywork/2024/10/using-jerk-rms-acceleration-for-context-free-gait-evaluation/
34. Jerk within the Context of Science and Engineering—A Systematic Review - MDPI, accessed February 14, 2026, https://www.mdpi.com/2571-631X/3/4/25
35. Estimating Movement Smoothness from Inertial Measurement Units - bioRxiv, accessed February 14, 2026, https://www.biorxiv.org/content/10.1101/2020.04.30.069930v1.full-text
36. Smoothness Metrics in Complex Movement Tasks - Frontiers, accessed February 14, 2026, https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2018.00615/full
37. Variability and influence of eccentric kinematics on unilateral vertical, horizontal, and lateral countermovement jump performance - PubMed, accessed February 14, 2026, https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19834349/
38. Coefficient of variation as a measure of subject effort - PubMed, accessed February 14, 2026, https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7763149/
39. Measures of Joint Kinematic Reliability During Repeated Softball Pitching - MDPI, accessed February 14, 2026, https://www.mdpi.com/2673-7078/5/1/3
40. Measures of Joint Kinematic Reliability During Repeated Softball Pitching - Jefferson Digital Commons, accessed February 14, 2026, https://jdc.jefferson.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1006&context=esfp
41. A Data-Driven Approach to Predict Fatigue in Exercise Based on ..., accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7926834/

42. Biomechanical Monitoring of Exercise Fatigue Using Wearable Devices: A Review - PMC, accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC12838368/
43. Effects of velocity based training vs. traditional 1RM percentage-based training on improving strength, jump, linear sprint and change of direction speed performance: A Systematic review with meta-analysis - PMC, accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8601436/
44. Walking Stability and Kinematic Variability Following Motor Fatigue Induced by Incline Treadmill Walking - MDPI, accessed February 14, 2026, https://www.mdpi.com/1424-8220/25/5/1489
45. A Dynamic Time Warping Based Algorithm to Evaluate Kinect ..., accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6651850/
46. Using Pose Estimation Algorithms to Build a Simple Gym Training Aid App - Medium, accessed February 14, 2026, https://medium.com/@pawelkapica/using-pose-estimation-algorithms-to-build-a-simple-gym-training-aid-app-ef87b3d07f94
47. Analyzing Exercise Repetitions: YOLOv8-enhanced Dynamic Time Warping Approach on InfiniteRep Dataset, accessed February 14, 2026, https://iwoar.org/2024/downloads/iWOAR2024_paper_8.pdf
48. OpenCap: 3D human movement dynamics from smartphone videos - Neuromuscular Biomechanics Lab, accessed February 14, 2026, https://nmbl.stanford.edu/wp-content/uploads/OpenCapManuscript_higherRes.pdf
49. Full article: Evaluation of a markerless motion capture system for measuring mechanical work during tennis strokes - Taylor & Francis, accessed February 14, 2026, https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02640414.2025.2555096
50. COMPARISON OF MARKERLESS AND MARKER-BASED MOTION CAPTURE FOR ESTIMATING EXTERNAL MECHANICAL WORK IN TENNIS: A PILOT STUDY Julie - NMU Commons, accessed February 14, 2026, https://commons.nmu.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=2649&context=isbs
51. A Machine Learning-Based Approach for Lifting Load Estimation - Auburn University, accessed February 14, 2026, https://etd.auburn.edu/bitstream/handle/10415/9408/A%20Machine%20Learning-Based%20Approach%20for%20Lifting%20Load%20Estimation.pdf?sequence=2&isAllowed=y
52. Using Computer Vision and Deep Learning to Measure Worker Kinematics - CDC Stacks, accessed February 14, 2026, https://stacks.cdc.gov/view/cdc/219256
53. Novel Computer Vision-based Vehicle Non-contact Weigh-in-Motion System, accessed February 14, 2026, https://academiccommons.columbia.edu/doi/10.7916/62s2-gf28
54. FMS Pro App - Functional Movement Systems, accessed February 14, 2026, https://www.functionalmovement.com/membership/memberbenefits/app
55. Automatic Assessment of Functional Movement Screening Exercises with Deep Learning Architectures - MDPI, accessed February 14, 2026, https://www.mdpi.com/1424-8220/23/1/5

56. FMS Integration - CoachMePlus, accessed February 14, 2026, https://coachmeplus.com/features/fms-integration/
57. Development of an Automatic Functional Movement Screening System with Inertial Measurement Unit Sensors - MDPI, accessed February 14, 2026, https://www.mdpi.com/2076-3417/11/1/96
58. The application of modified functional movement screen as predictor of training injury in athletes - PMC, accessed February 14, 2026, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10966696/