

القيم الاعتيادية لميكانيكية المشي لدى عينة من السعوديين الرجال بمدينة الرياض

د. عبدالرحمن بن سعد العنقوبي
قسم التربية البدنية وعلوم الحركة
كلية التربية - جامعة الملك سعود - الرياض

□ ملخص البحث:

التحليل الميكانيكي للمشي لتحديد بعض القيم الاعتيادية لدى عينة من السعوديين الرجال بمدينة الرياض

يتفق معظم الباحثين في مجال الميكانيكا الحيوية على أهمية وجود قيم اعتيادية للمقارنة عند تحليل غير ما هو اعتيادي لكل المجتمعات. لذلك هدفت هذه الدراسة إلى إيجاد قيم اعتيادية لميكانيكية المشي لدى السعوديين الرجال. ثلاثون مفحوصاً سليماً من أي إعاقة مشو بطريقة اعتيادية (حرة) على مضمار مشي بطول ١٢م مثبت بوسطه لوحة قوة (AMTI 500 Hz) وفي نفس الوقت تم تصويرهم بكامرتي فيديو (Peak 50 Hz) أحدهما خلف المفحوص والآخرى موجهة للجانب الأيمن بحيث تغطي منطقة التصوير مترين قبل ومترين بعد لوحة القوة لتصوير مشية كاملة. تم تثبيت نقاط عاكسة للضوء للجانب الأيمن من المفحوص على الكتف، المدور الكبير للفخذ، الركبة، مفصل الكاحل ورأس عظم المشط الخامس. استخدم برنامج موتس ٦ (Motus 6) من شركة Peak Performance بالولايات المتحدة الأمريكية لإيجاد الإحداثيات الثلاثية الأبعاد لكل نقطة و من ثم حساب متغيرات الدراسة الكينماتيكية والكيناتيكية. تم استخدام برنامج SPSS للتحليل الإحصائي والذي تكون من المتوسطات الحسابية والانحرافات المعيارية واختبار بيرسون لإيجاد العلاقة بين متغيرات الدراسة وحددت قيمة الفا عند ≥ 0.05 . بلغ متوسط عمر عينة الدراسة ٢٣,٨٩ سنة والطول ١٧٠سم والوزن ٦١٠ نيوتن. نتائج متغيرات هذه الدراسة - وعلى الرغم من تقارب بعض منها مع مثيلاتها من الدراسات السابقة في المرحلة العمرية - إلا أن الغالبية من المتغيرات جاءت مغايرة حيث بلغ متوسط سرعة المشي لعينة الدراسة ١,٣٥م/ث وطول الخطوة ٠,٧٧م بينما بلغ متوسط تردد الخطوة ١٠٨ خطوة/دقيقة. من جهة أخرى بلغ متوسط القيمة الأولى للقوة العمودية ١١,٢١ و القيمة الصغرى ٦,٧٩ والقيمة الثانية ١٠,٥٨ نيوتن/كغم. كما بلغ متوسط القوة الأفقية (Y1) ٢,١٤ والقوة الأفقية (Y2) ٢,٠٩ نيوتن/كغم. ويكمن اعتماداً على نتائج هذه الدراسة ومع أخذ محدودية عينة الدراسة في الاعتبار القول أن القيم الاعتيادية المبينة على دراسات سابقة وعلى مجتمعات مختلفة لا تناسب المجتمع السعودي وعليه توصي الدراسة بالاستفادة من القيم الاعتيادية لهذه الدراسة عند الرغبة في دراسة مشي السعوديين الرجال العاديين وغير العاديين. مفتاح كلمات: ميكانيكية المشي، كيناتيكا المشي، كينماتيكا المشي، مشي السعوديين، قوى رد الفعل.

□ ABSTRACT:

Biomechanical analysis of walking for Saudi adult males in Riyadh area.

Most biomechanics researchers agree on the importance of norms for all groups. The purpose of this study was to find norms for walking of Saudi adult males. Thirty healthy Saudi subjects walked on a 12m raised walk way with a force plate (AMTI 500 Hz) centered in the middle of it while two cameras (Peak 50 Hz) were filming the right side. Reflective markers were placed on the shoulder, hip, knee, ankle, fifth met. Motus 6 was used to get the three dimensional coordinates of each marker and then calculate the parameters of the study. SPSS 10 statistical program was used for the statistical analysis with ≤ 0.05 type one error. The average age (year), height (cm), weight (Newton) were 23.89, 170, 610 respectively. Even though some of the results of this study agree with previous ones, most of the results are different. The speed of walking was 1.35m/s, step length 0.77m, while cadence was 108 step/minute. On the other hand, the average force of the first peak was 11.21, the minimum 6.79, and the second peak was 1.58 Newton/kg. The horizontal fore/aft force averaged 2.14 Newton/kg for the Y1 and 1.09 for the Y2. Based on the results of this study and with limitation of the sample, it could be said that norms of studies in different countries are not suitable to be used for Saudi adults and hence it is recommended that norms of this study are more suitable when studying normal or abnormal walking of Saudi male adults.

□ المقدمة ومشكلة الدراسة

المشي أحد الحركات الأساسية التي يتعلمها الفرد في طفولته و هي الوسيلة الأساسية لعملية تنقله. و يتبين أهمية هذه الحركة عند عدم القدرة عليها أو في صعوبة تأديتها وما يترتب على ذلك من مشاكل حياتية. وعلى ذلك اهتم العلماء الأوائل بدراسة المشي من منطلق معرفة المتغيرات الميكانيكية المؤثر عليه و تعريف ما هو اعتيادي و من ثم يمكن تعريف ما هو غير اعتيادي^١. من أوائل الدراسات التي تطرقت إلى المشي و تم من خلالها التعرف على أهم متغيراته ما قام به موري (Murry)^٢. أيضا ما قام به آخرون تم من خلاله التعرف على ما يسمى بمحددات المشي الست وأصبحت هذه المحددات في رأي الباحثين ما يميز المشي عن غيره من الحركات الاعتيادية و التي تعمل بدورها مجتمعة على خلق مسار سلس و تفاوت محدود في ارتفاع مركز ثقل الجسم^٣. هذه المحددات هي:

- ١- دوران الحوض مع الطرف السفلي المتأرجح ٢-
- ميل الحوض مع الطرف السفلي السائد ٣- ثني لمفصل الركبة لحظة اتصال القدم الكامل بالأرض و لحظة الدفع لعمل الخطوة اللاحقة ٤- عمل القدم لحظة الارتطام لامتصاص الصدمة و للحد من ارتفاع مركز ثقل الجسم ٥- ثني لمفصل الركبة مصاحب لرفع القدم لحظة رفع العقب من الأرض و لحظة دفع الأصابع لعمل الخطوة التالية وذلك للمساهمة في تخفيف الصدمة وتقليل ارتفاع مركز ثقل الجسم ٦- حركة الحوض الجانبية والتي تتمثل في تقريب للخذ بمقدار حوالي ٤,٤٥ سم عند كل خطوة. فقدان واحد من هذه المحددات يمكن تعويضه من خلال المحددات الأخرى ولكن فقدان أكثر من محدد يخرج المشي عن طبيعته الاعتيادية مما يزيد من مصروف الطاقة و سرعة التعب^٧. كما قسم المشي إلى مرحلتين رئيسيتين بحسب تعريف كل مرحلة. فالبعض قسم المشي إلى مرحلة أرجحة و استناد كما في هذه الدراسة^{٨-١١}. مرحلة الاستناد هي المرحلة التي تكون فيها أحد القدمين على اتصال بالأرض وتسمى استنادا مزدوجا عندما تكون كلا الرجلين على اتصال بالأرض. أما الأرجحة فهي عندما يفقد أحد القدمين الاتصال بالأرض والى أن يعاود الاتصال بالأرض مرة أخرى. و البعض الآخر قسم المشي بحسب الطاقة المصروفة كمرحلة طاقة عالية و أخرى منخفضة. مرحلة الاستناد تمثل مرحلة الطاقة العالية حيث الحاجة إلى عمل عضلي كبير للتحكم في عمل مفصل الركبة على وجه الخصوص

بينما تمثل مرحلة الأرجحة مرحلة الطاقة المنخفضة بناء على أن العمل العضلي محدود و الحركة تمثل حركة البندول حيث تساهم الجاذبية الأرضية في الحركة مع عمل عضلي بسيط قبل ارتطام العقب بالأرض^٩. ومن خلال هذه الدراسات و غيرها تم التوصل إلى أهم المتغيرات في المشي ومنها بعض المتغيرات الكينماتيكية : زمن الخطوة و طولها، و زمن المشية و طولها، تردد الخطوة، نسبة مرحلة الاستناد إلى الزمن الكلي للمشية، نسبة مرحلة الأرجحة إلى زمن المشية الكلي، المدى الحركي لمفاصل الكاحل و الركبة و الورك. أما ما يخص المتغيرات الكينماتيكية فمنها: القمة الأولى للقوة العمودية، القمة الصغيرة العمودية، القمة العمودية الثانية، القمة الأولى للقوة الأفقية-أمام-خلف، القمة الثانية للقوة الأفقية-أمام-خلف، القمة الأولى، الثانية، الثالثة للقوة الأفقية الجانبية. إضافة إلى معدل التحميل للقوة العمودية.

أشار وتل إلى انه يصعب دراسة الفرق بين مشي الأفراد و لكنه من السهل دراسة الفروق بين طريقة أو أسلوب المشي بين فرد وآخر^{١٠}. وهذا منطلق هذه الدراسة حيث المشي سبق تحديد متغيراته و العوامل المؤثرة عليه، ولكن يبقى الاختلاف في أسلوب المشي من فرد إلى آخر ومن مجتمع إلى آخر.

ومن أهم المتغيرات التي تأثر على أسلوب المشي هو السرعة^{١١-١٣}. حيث وجدت علاقة عالية بين سرعة المشي و بين العديد من متغيرات المشي. وهذا من أهم الأسباب التي دعت إلى هذه الدراسة حيث أكد العديد من الباحثين إلى أنه من الضروري أخذ سرعة المشي في الاعتبار عند مقارنة نتائج أي دراسة ميكانيكية بأخرى^{١٤-١٦} أولا لتأثيرها على متغيرات المشي الميكانيكية وثانيا للزيادة المصاحبة في العبء الميكانيكي الملقى على عضلات الجسم الهيكلية^{١٥} ولا يوجد دراسة محلية توصلت إلى متوسط سرعة المشي لدى السعوديين. إضافة إلى ذلك، شين و بيت (Chen and Bates) أشارا إلى أن قوى رد الفعل يمكن استخدامها كأداة مفيدة في تقييم العبء الميكانيكي على أنسجة الجسم المختلفة للمقارنة بمشي العاديين وغير العاديين وأشارا إلى أن قوى رد الفعل تتأثر بأسلوب المشي و بسرعة المشي^{١٦} ودلالة على أهمية هذه القوى فقد استخدمت مكونات كل قوة في العديد من الدراسات الشخصية^{١٧-٢١}. لذلك من الخطأ استخدام نتائج دراسات أجريت على مجتمعات أخرى مختلفة واستخدامها كقيم اعتيادية للمشي لمجتمع آخر دون

أشار ماكبول (McPoil) أنه لكي يتم تقييم أي خلل في حركة مفصل القدم أثناء المشي فلا بد من معرفة ميكانيكية عمل القدم الاعتيادية أولاً^{٢٢}. إضافة إلى ذلك، من الأهمية بمكان وجود قيم اعتيادية موثوق منها لمختلف شرائح المجتمع لكي يمكن تحديد الاختلافات والتباين في المتغيرات الفسيولوجية والمقاييس الجسمانية^{٢٣}. وأضاف ويتل (Whittle) أن كلمة اعتيادي تغطي مساحة واسعة من المتغيرات مثل الجنس، العمر، والمقاييس الجسمانية مما يتحتم معه إيجاد قيم اعتيادية تناسب المفحوص بمواصفاته الخاصة^{٢٤}. وحيث سبق الإشارة إلى أن المقاييس الجسمانية والسرعة من أهم المؤثرات على القيم الميكانيكية للمشية والمقاييس الجسمانية تختلف في المملكة العربية السعودية عنها من المجتمعات الأخرى التي تكثر بها الدراسات العلمية حول هذا الموضوع ففي دراسة مسحية على مستوى المملكة العربية السعودية لدراسة نمط التغذية كان متوسط طول العينة حسب الفئة العمرية المحدد في تلك الدراسة ١٦٤ سم والوزن ٦٢,٧٥ كغم^{٢٥} وفي دراسة مسحية أخرى للباقة البدنية للشباب السعودي بلغ متوسط الطول ١٦٧ سم والوزن ٦٢,١٣ كغم^{٢٦} بينما متوسط الطول في المجتمعات الغربية لنفس الفئة العمرية بلغ ١٧٥,٥ و الوزن ٧٢,٢٧ كغم^{٢٧}، ١٧٧,٨ الوزن ٧٣ كغم^{٢٨}، ١٨١,٣ و الوزن ٨٠ كغم^{٢٩}. لذلك هدفت هذه الدراسة إلى إيجاد قيم اعتيادية لأهم المتغيرات الميكانيكية لأسلوب المشي لدى عينة من السعوديين الرجال بمدينة الرياض.

الطريقة و الإجراءات

عينة الدراسة:

تكونت عينة الدراسة من ثلاثون مفحوصاً تم اختيارهم طوعاً من قسم التربية البدنية و علوم الحركة بكلية التربية بجامعة الملك سعود ببرنامجه الجامعي والدراسات العليا إضافة إلى بعض من منسوبي الجامعة. بلغ متوسط عمر العينة $23,89 \pm 2,4$ سنة و الوزن $61,49 \pm 7,7$ نيوتن و الطول $170,64 \pm 4,9$ سم.

تجميع البيانات

قبل البدء في تجميع البيانات، وقع كل مفحوص على استمارة الموافقة و قام بملء الاستمارة المعدة من قبل الباحث و التي تضمنت بعض المعلومات الشخصية للمفحوص و مدى مزاولته النشاط البدني وسلامته من أي إصابة. قام كل مفحوص بعد ذلك بالمشي على

التحقيق من مناسبتها بإجراء دراسات علمية تؤكد ذلك أو تنفيه ومن ثم تأتي بقيم اعتيادية على وجه الخصوص في حالة وجود اختلاف مع ما سبق تحديده في مجتمعات أخرى. أيضاً المقاييس الجسمانية أشير إليها كأحد العوامل المؤثرة على أسلوب أو طريقة المشي وعلى سبيل المثال الطول و خاصة طول الطرف السفلي^{٣٠,٣١,٣٢} حيث وجد موري (Murry) أن المفحوصين الطوال لديهم أيضاً طول مشية (Stride) طويلة و القصار لديهم مشية قصيرة وبين أن هذه العلاقة تكون أكثر وضوحاً في سرعات المشي الأسرع من العادية^{٣٣}. وعلى الرغم من هذه العلاقة إلا أن دراسات أخرى وجدت علاقة ضعيفة بين طول المشية و طول الطرف السفلي و خلصت إلى أن حساب طول المشية كنسبة إلى طول الطرف السفلي أمر غير مناسب^{٣٥,٣٤}.

والمشي عادة يكون محور دراسة للعديد من الحالات المرضية و التي تحتاج فيها إلى المقارنة مع ما هو اعتيادي. فهناك دراسات لمشي من أصيبوا بجلطة قلبية حيث تبين أن من أهم ما يفقده المريض سرعة المشي و التي بدورها تقلل من فائدة المشي^{٣٦}، و لمن أصيب بروماتيزم المفاصل^{٣٧}، و لكبار السن من الجنسين^{٣٨,٣٩,٤٠,٤١} وأيضاً لمن لديهم سمنة زائدة^{٤٢,٤٣,٤٤}. جميع هذه الدراسات تحتاج إلى قيم اعتيادية للمقارنة للتعرف على ما هو غير اعتيادي أو لتعديله أو تأهيله. بل أن الأمر تعدى ذلك إلى أن يقول أحد المختصين إلى ضرورة وجود قيم اعتيادية ليس عامة بل لكل فئة عمرية أو جنس بل حتى لكل مستوى من الممارسة البدنية^{٤٥}. وقد يزعم قائل أنه يمكن عند إجراء دراسة ما يمكن استخدام عينة للعاديين للمقارنة وهذا أمر ممكن و ممارس و لكن حقيقة الأمر أن عند وجود مفحوص لديه مشكلة ما في مستشفى أو في مركز تأهيل فإن الأمر يكون صعباً لإيجاد بيانات اعتيادية للمقارنة حيث يتوجب إجراء دراسة كاملة وهذا أمر يصعب عمله، و لكن توفر البيانات الاعتيادية مع المختص جاهزة للمقارنة أمر يبسر الأمر و يجعل عملية التقييم أمراً سهلاً وخاصة أن المقارنة تكون مع بيانات عينة كبيرة ومحلية يمكن الاعتماد عليها.

في المملكة العربية السعودية لا يوجد أي دراسة سعت إلى دراسة أسلوب المشي لدى السعوديين من أجل تحديد القيم الاعتيادية للمشية و استخدامها عند المقارنة أو على الأقل معرفة ما يختلف فيه السعوديين عن غيرهم من المجتمعات في متغيرات المشي وكما

المتغيرات. متوسط الثلاث محاولات الناجحة فقط تم إدخاله في التحليل الإحصائي. جميع متغيرات الدراسة جُمعت من خلال المستوى الجانبي فقط ماعدا عرض الخطوة من المستوى الأمامي. تم الاكتفاء بالمستوى الجانبي في هذه الدراسة لأنه محور الغالبية من الدراسات المماثلة. المتغيرات الكينماتيكية هي: المدى الحركي (Range of motion) لمفاصل: الورك، الركبة، الكاحل؛ طول الخطوة (Step Length) وزمنه؛ طول المشية (Stride Length) وزمنها؛ تردد المشي (Cadence)؛ عرض الخطوة (Step Width)؛ سرعة المشي؛ زمن الاستناد (Stance)؛ زمن المرجحة (Swing)؛ وزمن الاستناد المزدوج (Double Support) (جدول ١). أما المتغيرات الكينماتيكية فهي: القمة الأولى (First Peak-Z1) الصغرى (Minimum-Z2) و القمة الثانية (Second Peak-Z3) للقوة العمودية و زمن حدوث كل واحدة منهم؛ القمة الأولى (y1) و الثانية للقوة الأفقية -أمام خلف (Y2)؛ القمم الثلاث للقوة الأفقية يمين -يسار (X1)، (X2)، (X3) وزمن حدوث كل واحدة منهم شكل (١).

الإجراءات الإحصائية

تم إيجاد المتوسطات الحسابية والانحرافات المعيارية لمتغيرات الدراسة. استخدم اختبار بيرسون لإيجاد العلاقة بين متغيرات الدراسة و تم تحديد قيمة ألفا عند ≥ 0.05 .

النتائج والمناقشة

المشي من الحركات الأساسية التي يأخذها كل فرد على أنها حركة مسلم بها وتتمثل في قدرته على المشي دون أدنى تفكير. ولكن حقيقة كون المشي حركة معقدة يتمثل أو يبرز عند مواجهة أي عائق للمشي مثل الإصابة أو فقد أحد الأطراف و ما يصاحب ذلك من صعوبات حياتية. ومن منطلق أهمية هذه الحركة ليس فقط على مستوى الفرد العادي و إنما على مستوى معظم الحالات المرضية المؤثرة على المشي مثل الجلطات القلبية، الروماتيزم المفصلي، فقد الأطراف السفلية و غيرها. كثير من الدراسات أجريت لتحليل المشي و تعريف أهم متغيراته من أجل تحديد مواصفات المشي الاعتيادي^{١٠، ٢٣، ٢٤}. من المناسب قبل البدء في مناقشة النتائج الإشارة إلى أمر مهم في هذه الدراسة ألا وهو مسألة تمثيل العينة لمجتمع الدراسة وهم البالغين من السعوديون المذكور بمدينة الرياض. وعلى الرغم من عدم تمثيل العينة للمجتمع

المضمار المعد لذلك (مختبر الميكانيكا الحيوية/ كلية التربية/جامعة الملك سعود/ الرياض) من أجل تعويده على بيئة المشي مع التأكيد على المفحوص بالنظر للأمام و دون التركيز على لوحة القوة. أعطى كل مفحوص فترة كافية حتى يمشي على المضمار بخطوات اعتيادية و دون تغيير في السرعة أو طول الخطوة على الأقل بمسافة مترين قبل ارتطام العقب بلوحة القوة و بمترين بعد مغادرة الأصابع للوحة القوة وذلك تقادي أي تغيير في السرعة خلال منطقة التصوير.

التصوير:

تم تصوير كل مفحوص لثلاث محاولات ناجحة [من ملامسة العقب الأيمن للوحة القوة حتى ارتطام نفس العقب مرة أخرى (مشية كاملة)] بحيث تقع القدم اليمنى على لوحة القوة المثبتة في منتصف المضمار (١٢م طولاً) (شركة AMTI ، ٥٠٠ Hz) بينما المفحوص يرتدي ملابس ملاصقة قدر الإمكان تغطي منطقة الفخذ. المحاولة الناجحة هي التي تكون فيها كامل القدم ضمن محيط لوحة القوة و لم يحدث أي تعديل لطول الخطوة أو سرعة المشي خلال منطقة التصوير. تم استخدام نظام ثلاثي الأبعاد (Motus 6 Peak Performance) وذلك بوضع كمرتي فيديو سريعة (٥٠ Hz) الأولى موضوعة خلف المفحوص و الأخرى موجهة إلى الجانب الأيمن للمفحوص مع تزامن جمع البيانات مع لوحة القوة و الذي يوفره نظام موتس (Motus) آلياً. استخدم بوتر وورث فلتر الرقمي (Butter worth) لغرض تهذيب البيانات وطريقة جاكسون لتحديد أفضل تردد قطع (Cutoff Frequency). تم وضع نقاط مضبوطة للمساهمة في عملية إيجاد الإحداثيات أوتوماتيكياً من قبل برنامج الحاسب الآلي لمفاصل الجانب الأيمن من الجسم التالية: الكتف، الورك (المدور الكبير)، الركبة ، الكاحل (الكعب الوحشي)، رأس عظم المشط الخامس و الكعب الأنسي للرجل اليسرى.

تحليل البيانات

التصوير: بعد التصوير، تم نقل شريط الفيديو إلى جهاز فيديو آخر متصل بجهاز حاسب آلي يتم من خلاله إيجاد الإحداثيات الثلاثية الأبعاد لكل علامة عاكسة على الجسم و من ثم حساب متغيرات الدراسة. تم استخدام برنامج حاسب آلي (Motus 6, Peak performance) لإيجاد الإحداثيات و من ثم حساب

بينما هذه الدراسة سرعتها من اختيار المفحوص. ثالثاً بعض من الدراسات استخدمت طريقة التصوير الثنائي الأبعاد^{٣١،٣٨،٣٩} بينما هذه الدراسة استخدمت الطريقة الثلاثية الأبعاد وهي الأكثر دقة وشمولية ورابعاً أخيراً بعض الدراسات السابقة استخدم فيها المفحوص الحذاء^{٣٦،٣٧،٣٨} بينما هذه الدراسة مشى المفحوص حافياً وللحذاء تأثيره على المشي ولكن دون عوارض سريرية مؤثرة^{٣٧} كما أن قوى رد الفعل العمودية تقل عند ارتداء الحذاء مقارنة بالمشي حافياً^{٣٢}.

تعد سرعة المشي مؤشراً جيداً على القدرة على المشي السليم^{٣٢} كما أنها أيضاً مؤشر دقيق على أي تغير في الجوانب الفسيولوجية أو الوظيفية للمفحوص^{٣٨} وهي أيضاً متغير ذات ثبات عالي عند المفحوصين العاديين^{٣٩}. بالنظر إلى الجدول (٢) والذي يوضح المقارنة بين نتائج هذه الدراسة والدراسات المماثلة يتضح أن سرعة المشي عند عينة الدراسة من السعوديين (١,٣٥ م/ث) أعلى منها في الدراسات المقارنة^{٣٣،٣٤،٣٥} وأقل من الدراسات الأخرى^{٤١،٤٢،٤٣} ولكنها - وكما هو متوقع - ضمن المدى الاعتيادي لسرعة المشي والذي يتراوح بين ١,١٠ إلى ١,٨٢ م/ث^١ ومقاربة إلى ما أشار إليه بيرري إلى أن متوسط السرعة الاعتيادية للمشي على أرضية مستوية يعادل ١,٣٦ م/ث للشباب و ١,٤٣ م/ث للبالغين^{٣٣}.

أشارت العديد من الدراسات إلى تأثير السرعة على معظم متغيرات المشي الكينماتيكية والكيناتيكية^{٨١٢} والذي يؤكد أنه نتيجة العلاقات الارتباطية بين السرعة ومتغيرات المشي في الدراسة الحالية. يشير الجدول (٣) إلى وجود علاقة ارتباطية عالية بين سرعة المشي وطول المشية (٠,٩٢)، طول الخطوة (٠,٩٥)، زمن الاستناد (-٠,٨١) على سبيل المثال. كما يشير الجدول إلى علاقة ارتباطية عالية بين السرعة ومتغيرات المشي الكينماتيكية. فقد أشارت نتيجة اختبار ارتباط بيرسون إلى وجود علاقة ارتباطية عالية بين سرعة المشي والقمة الصغرى (-٠,٧٤)، القمة الثالثة (٠,٧٤) وزمن القمة الثالثة (-٠,٨٣)، زمن القمة الثانية (-٠,٧٣). يلاحظ كون العلاقة بين السرعة والقمة الأولى والثالثة ايجابية كدلالة على أن هناك زيادة في القمة الأولى والثالثة مصاحبة للزيادة في السرعة وهذا يتفق مع دراسات سابقة عديدة^{٢١،٢٢،٢٣،٢٤،٢٥}. أما ما يخص القمة الثانية فالعلاقة سالبة دلالة على أن هذه القمة تتناقص مع الزيادة في سرعة المشي وهذه أيضاً يتفق مع ما وجد سابقاً^{٤١،٤٢،٤٣}.

السعودي بمدينة الرياض حيث تم اختيارهم من مركز جامعة الملك سعود بمدينة الرياض فإنه وفي مثل هذه الدراسات يكون من الصعوبة البالغة إجراء دراسة مسحية ممثلة للمجتمع حيث يوجد أجهزة مثبتة بالمختبر ويجب إحضار المفحوص إليه مما يمثل عائقاً كبيراً إضافة إلى الإجراءات المعقدة والمطولة في عملية أخذ البيانات ومن ثم تحليلها بالطريقة الثلاثية الأبعاد. وعلى كل حال وحتى لو تم اختيار عينات من مجتمع مدينة الرياض فيبقى أن العينة لا تمثل حتى مدينة الرياض حيث يتوجب حصر جميع القاطنين بمدينة الرياض من السعوديين البالغين الذكور ومن ثم اختيار عينة منهم وإحضارهم إلى المختبر وفي ذلك أيضاً صعوبة بالغة نظراً لكلفة الحصر وكبر العينة المطلوبة حتى تكون ممثلة لمجتمع الدراسة. يجدر الإشارة هنا إلى أن طلاب الجامعة هم خليط من مجتمع مدينة الرياض وأقرب ما يكون إلى التمثيل الجيد لمدينة الرياض. وتم اختيار طلاب قسم التربية البدنية وعلوم الحركة بمرحلتيه الجامعية والعليا وبعض من منسوبي الجامعة طوعاً لسهولة الحصول على موافقتهم وإمكانية إجراء تجميع البيانات بطريقة منظمة. وعلى كل حال هذه الدراسة بداية إلى دراسات أخرى قادمة يقوم بها الباحث أو آخرون في الرياض وفي مدن أخرى بحيث يكون مجموع الدراسات نواة إلى قيم اعتيادية للمشي عند السعوديين البالغين من الذكور أكثر وثوقاً وشمولية.

الجدولان ١ و ٢ يوضحان نتائج المتغيرات الكينماتيكية والكيناتيكية لعينة الدراسة على التوالي. بلغ متوسط سرعة المشي لعينة الدراسة ١,٣٥ م/ث كما بلغ متوسط زمن المشية ١,٠٩ ث. أما ما يخص المدى الحركي لمفاصل الطرف السفلي فتراوحت نتائجها من ٦٠,٤١ درجة للركبة إلى ٢٦,١٦ درجة للكاحل. من ناحية أخرى، حقق متوسط القمة الأولى (Z1) من المتغيرات الكينماتيكية نتيجة أعلى بقليل (N11,٢١/كغم) من القمة الثانية (Z3) (N1٠,٥٨/كغم). ولأن هذه الدراسة هي الأولى التي تدرس أسلوب المشي عند السعوديين فكان من المناسب مقارنة نتائجها مع غيرها من الدراسات المماثلة. ولكن هذه المقارنة يصحبها العديد من الصعوبات الناتجة من عدم تطابق الإجراءات أولاً حيث هذه الدراسة تضمنت المشي على لوحة القوة بينما العديد من الدراسات - وخاصة الأولية منها - لم تستخدم لوحة القوة^{٤٤}. ثانياً بعض من الدراسات السابقة حددت فيها السرعة للمفحوص^{٣٦،٣٧}

المؤثرات على المشي أو في أسلوب المشي على العموم لعينة تلك الدراسة. أيضا سرعة المشي هي حاصل طول المشية و ترددها و من ذلك يمكن تفسير اختلاف النتائج نتيجة إلى أن السرعة قد تكون متساوية بين مجموعتين و لكن الفرق هو في اختلاف طول المشية أو في التردد. هذا الاختلاف في تردد المشي أو طول الخطوة من أهم الأمور التي يجب النظر إليها بعين فاحصة عند مقارنة نتائج متغيرات المشي بين المجتمعات^{٤١}. أشار وينتر (Winter)^{٤٢} إلى أن تردد الخطوة يتراوح في المشي الاعتيادي بين ١٠١ إلى ١٢١ خطوة في الدقيقة بينما أشار ويتل (Whittle)^{٤٣} إلى أنها تتراوح بين ٩١ إلى ١٣٥ خطوة /الدقيقة . و في كلا الحالتين متوسط تردد الدراسة الحالية لازال ضمن المدى الاعتيادي المتوقع. من أهم المتغيرات التي ينظر إليها عند تحليل المشي هو نسبة زمن الاستناد و المرجحة ومن خلال الجدول (٤) يتضح تقارب نتيجة الدراسة الحالية مع غيرها من الدراسات^{٣١،٩،٣}. و كما هو مشار إليه أيضا في الجدول (٤) و هو ما أشار إليه أيضا العديد من الباحثين بأن متوسط نسبة زمن الاستناد إلى زمن المشية الكلي يقترب من ٦٠% و ٤٠% بالنسبة إلى زمن المرجحة.

يتميز نمط المنحنى الاعتيادي لمفصل الورك بوجود ثني للمفصل مع ارتباط العقب يليه بعد حوالي ٤٠% من المشية مد للمفصل متزامن مع اتخاذ وضع الاستقامة و من ثم يتبعه فترة ثني مرة أخرى. أما مفصل الركبة فيتميز بفترتي ثني و فترتي مد للمفصل. تكون الركبة لحظة الارتباط في وضع مد و من ثم تبدأ مباشرة في اتخاذ وضع الثني الأولي للمساهمة في امتصاص الصدمة. تستمر الركبة في الثني حتى تصل إلى أعلى حد عند حوالي ٤٠% من المشية. يلي ذلك فترة ثني و تقصير للرجل استعدادا لمرحلة الأرجحة و التي تصل فيها الركبة إلى أعلى ثني عند حوالي ٧٠% من المشية. أيضا مفصل الكاحل لديه فترتي ثني و فترتي مد. يكون المفصل قبل الارتباط في وضع ثني من أجل تهيئة العقب للارتباط يلي ذلك مباشرة فترة مد لكي تتخذ القدم شكل الأرض و يتم اتصال كامل لباطن القدم مع الأرض. يلي ذلك تحرك الساق للأمام مع ثبات للقدم على الأرض و حصيلة ذلك ثني للمفصل يلي ذلك وعند حوالي ٥٠% من المشية فترة مد مصاحبة لرفع العقب من الأرض يتبعها فترة ثني لضمان تجاوز الأصابع الأرض دون احتكاك بها^{٢٣،٢٢،١}.

تناقص هذه القمة مع الزيادة في السرعة نتيجة إلى أن القوة العمودية تتأثر بالتغير في تسارع مركز ثقل الجسم في مساره العمودي و مع الزيادة في سرعة المشي، يزداد التسارع ومنه التغير في القمة الصغرى.

وكننتيجة إلى هذا الفرق في سرعة المشي بين الدراسات المضمنة في الجدول (٢) تتأثر تبعا لذلك باقي المتغيرات الكينيماتيكية ولكن هذه التأثير ليس منتظماً دائماً. فعلى سبيل المثال في طول الخطوة في الدراسة الحالية مقداره ٠,٧٧ م عند سرعة ١,٣٥ م/ث بينما في دراسة أخرى^{٢٨} و بسرعة أقل (١,٣١ م/ث) كان طول الخطوة ٠,٨٧ م. هذه الفروق في طول الخطوة تمثل اختلافا هاما حيث يمثل طول الخطوة واحداً من أهم متغيرات المشي^{٤٤}. بينما في طول المشية الأمر مختلف حيث هناك زيادة في طول المشية مع الزيادة في سرعة المشي. بالمقارنة مع الدراسات المقاربة لسرعة مشي الدراسة الحالية نجد هناك تقارب في طول المشية^{٣١،٢٨،٨}. أشار ويتل (Whittle) إلى أن طول المشية للعمر من ١٨-٤٩ سنة يتراوح بين ١,٢٥ إلى ١,٨٥ م^{٤٥}. متوسط طول المشية للدراسة الحالية ١,٤٧ م وهي ضمن المدى المشار إليه للمشي الاعتيادي في دراسة ويتل (Whittle) وأقل من ١,٤١ م التي حصل عليها بيرري (Perry)^{٢٢}. زمن المشية في هذه الدراسة بلغ متوسطه ١,٠٩ ث و هذه مقارب لما أشارت العديد من الدراسات^{٣١،٢١،٢} و هو ضمن المدى الاعتيادي الذي يتراوح من ٠,٨٩-١,٣٢ ث للمرحلة العمرية من ١٨ إلى ٤٩ سنة^{٤٦}. ما يتعلق بعرض الخطوة فقد حققت هذه الدراسة رقما أعلى من الدراسات المماثلة حيث جاء متوسط هذه الدراسة ١٣ سم بينما هو ٧ سم^٢ و ٨ سم^٩ و ١٠,٨ سم^{٢٨} في الدراسات المماثلة. قد يكون الفرق ناتج عن كون هذه الدراسة استخدمت نظام تصوير ثلاثي الأبعاد بينما الدراسات الأخرى استخدمت نظاما ثنائي الأبعاد. أو أن هذا الفرق قد يكون نتيجة إلى اختلاف أسلوب المشي عند عينة هذه الدراسة مقارنة بالدراسات الأخرى. ما يؤكد ذلك أيضا هو ما أشار إليه بلانك (Blanke) من وجود تباين كبير في نتائج عرض الخطوة^{٢٨}. كذلك تردد الخطوة جاء بنتيجة متوسطة بين الدراسات المماثلة فقد بلغ متوسط تردد الخطوة في الدراسة الحالية ١٠٨,١٤ خطوة/دقيقة بينما هو ١١٧ في دراسة وايت (White)^{٤١} وذلك على الرغم من تقارب سرعة المشي. الفرق قد يكون ناتج عن اختلاف في المقاييس الجسمية كما تمت الإشارة إليه سابقا كأحد

وتزداد مع تقليل السرعة حتى تصل إلى مستوى وزن الجسم^{٢٣}. نتائج زمن حدوث القمم الثلاث للقوة العمودية جاء متوافقا إلى حد كبير مع الدراسات المقارنة. حيث بلغ متوسط نسبة زمن حدوث القمة الأولى ٢٠% من مرحلة الاستناد بينما تراوح في الدراسات المشار إليها في الجدول من ٢٥% إلى ٢١,٨٩%. زمن القمة الصغرى و الثانية جاء متوافقا مع نتائج القمة الأولى. وعلى نقيض مثيلاتها، سجلت القمة الأفقية Y2 تقارباً في النتائج مع سابقتها من الدراسات في مقدار القمة و في زمن حدوثها أيضاً. أما ما يتعلق بالقوة الأفقية X فقد جاءت نتائجها متباعدة نتيجة إلى ما عرف مسبقاً بالتباين في قيم هذه القوة بين محاولات المفحوص نفسه وبين مفحوص و مفحوص آخر أو عينة وعينة أخرى بدرجة أكبر^{٢٣}. تقل قيمة القوة X اعتيادياً عن ١٠% بينما تقل القوة الأفقية Y عن ٢٥% من وزن الجسم^{٢٣}. وعلى العموم وعلى الرغم من الاختلافات في قيم قمم القوى الثلاث، إلا أن نمط منحني القوى الثلاث لعينة هذه الدراسة متوافق مع الدراسات المماثلة للمرحلة العمرية في هذه الدراسة^{٢٣,٢٢,٢١,١٦} (شكل ٣).

ويمكن من خلال ما سبق القول أن أسلوب المشي لدى عينة الدراسة من السعوديين يختلف عنه من المجتمعات الأخرى وخاصة ما يتعلق بطول المشية والخطوة، عرض الخطوة، السرعة والقمة الثلاث للقوة العمودية وهذه المتغيرات من أهم ما يؤثر على المشي وخاصة أنها تستخدم عند تشخيص بعض الحالات المرضية.

التوصيات

ضمن حدود عينة الدراسة يمكن تحديد التوصيات التالية:

- ١- الاستفادة من نتائج هذه الدراسة كقيم اعتيادية لأسلوب المشي عند السعوديين الرجال عوضاً عن قيم المجتمعات الأخرى.
- ٢- إجراء دراسات أخرى على مناطق مختلفة من المملكة العربية السعودية.
- ٣- إجراء دراسات أخرى تتضمن دراسة المستوى الأمامي والعرضي.

أشار العديد من الباحثين إلى أن متوسط المدى الحركي لمفصل الركبة يقارب ٦٠ درجة و متوسط مفصل الورك ٣٥ درجة و الكاحل ٢٦ درجة^{٢٢,٢٣,٢١,١٦}. ومن خلال الشكل (٢) نلاحظ توافق نمط الرسم البياني لزوايا مفصل الورك، الركبة و الكاحل مع ما توصلت إليه الدراسات السابقة على الرغم من اختلاف نتائج متوسط المدى الحركي لجميع المفاصل المذكورة مقارنة بسابقتها مع وجود نسق معين في النتائج يميل إلى كون نتائج الدراسة الحالية أقل من مثيلاتها السابقة. فمفصل الورك سجل أقل من نتائج الدراسات السابقة و سجل أقل في مفصل الركبة ما عدا مقارنة عبدالرحمن^{٢١} و كذلك مفصل القدم حيث جاءت نتائج دراسة بلانك^{٢٨} أقل من نتائج هذه الدراسة.

الجدول (٤) يوضح مقارنة بين نتائج المتغيرات الكينماتيكية للدراسة الحالية و الدراسات المماثلة. جميع نتائج مقارنة القوى حدد مقدارها من خلال القسمة على متوسط كتلة المفحوصين لكي يتم تحديد تأثير الوزن لتصبح وحدة القياس نيوتن/كغم. هذه التأثير للوزن سبق أن أشار إليه العديد من الباحثين^{٢٣,٢١,٢٢,١٦} كما يؤكد نتائج العلاقة بين الوزن و المتغيرات الكينماتيكية للدراسة الحالية (جدول ٣) فقد أشارت النتائج إلى وجود علاقة دالة إحصائياً بين الوزن و القمة الأولى (٠,٦١)، القمة الصغرى (٠,٦٦)، القمة الثانية (٠,٨٧)، القمة الأفقية Y1 (٤٢٠) و أخيراً القمة الأفقية X3 (٠,٤١). نتائج المتغيرات الكينماتيكية نحت نحواً مشابهاً للمتغيرات الكينماتيكية من حيث عدم وجد نسق أو اتجاه محدد للنتائج. ومع أخذ تأثير السرعة في الاعتبار نجد أن القمة الأولى للقوة العمودية (Z1) كانت أعلى من دراسة عبدالرحمن^{٢١} و هميل^{٢١} ولكنها وعلى الرغم من السرعة الأعلى جاءت متوافقة مع دراسة شاو^{٢٣}. بلغ مقدار القمة الأولى في هذه الدراسة ١,١٥ من وزن الجسم بينما القمة الثانية (Z3) بلغت ١,٠٧ وهي ضمن المدى الاعتيادي لهذه القوة والذي يتراوح من ١,١ إلى ١,٣ من وزن الجسم^{٢٢} أما بخصوص القمة الصغرى (Z2) فننتائجها مقاربة إلى الدراسات الأخرى^{٢٣,٢١,١٦} ماعدا دراسة هميل^{٢١} والتي جاءت أعلى بكثير منها (١٠,٤٧) ودراسة دوفيك^{٢٦} والتي هي أقل منه في هذه الدراسة و السبب قد يكون في سرعة المشي في دراسة دوفيك^{٢٦} (١,٨ م/ث) و قد سبق الإشارة إلى تأثير زيادة السرعة على القمة الصغرى حيث تقل هذه القوة مع الزيادة في السرعة

جدول (١) الوصف الإجرائي لمتغيرات الدراسة الكينيماتيكية

المتغير	الوصف الإجرائي
مشية (Stride)	المسافة الطولية من ارتطام العقب إلى ارتطام نفس العقب ثانية
خطوة (Step)	المسافة الطولية من ارتطام العقب إلى ارتطام عقب القدم الأخرى
الاستناد (Stance)	الفترة التي تكون فيها القدم على اتصال بالسطح
الأرجحة (Swing)	الفترة التي تكون فيها القدم على غير اتصال بالسطح
الاستناد المزدوج (Double Stance)	الفترة التي تكون فيها كلا القدمين على اتصال بالسطح
عرض الخطوة (Stance width)	المسافة العرضية بين الكعب الوحشي الأيمن و الأيسر لخطوة كاملة
المدى الحركي (Range of motion)	الفرق بين أعلى و أقل زاوية للمفصل خلال مشية كاملة

جدول (٢) المتوسط الحسابي و الانحراف المعياري لمتغيرات الدراسة الكينيماتيكية

المتغيرات الكينيماتيكية	
المتغير	متوسط (ع)
طول المشية (م)	١,٤٧ (٠,١٨)
زمن المشية (ث)	١,٠٩ (٠,١١)
طول الخطوة (م)	٠,٧٧ (٠,٠٩)
زمن الخطوة (ث)	٠,٥٦ (٠,٠٧)
عرض الخطوة (م)	٠,١٣٢ (٠,٠٣)
زمن الاستناد (ث)	٠,٦٣ (٠,٠٩)
زمن الأرجحة (ث)	٠,٤٦٦ (٠,٠٤)
سرعة المشي (م/ث)	١,٣٥ (٠,٢٦٤)
تردد الخطوة (خطوة/دقيقة)	١٠٨ (١٣,٦)
الاستناد المزدوج	٠,٠٦ (٠,٠١٩)
المدى الحركي لمفصل الكاحل (درجة)	٢٦,١٦ (٧)
المدى الحركي لمفصل الركبة (درجة)	٦٠,٤١ (١٩,٢)
المدى الحركي لمفصل الورك (درجة)	٣١,٦٥ (١٠,٤)

ع: الانحراف المعياري

جدول (٣) المتوسط الحسابي و الانحراف المعياري لمتغيرات الدراسة الكينماتيكية

المتغير	متوسط (ع)	المتغير	متوسط (ع)
القيمة الأولى Z1 (كغم/N)	١١,٢١ (١,٩)	زمن Z1 ث	٠,٠٢١ (٠,٠٠٩)
القيمة الصغرى Z2 (كغم/N)	٦,٧٩ (١,٤٨)	زمن Z2 ث	٠,٠٢٨ (٠,٠٠٤)
القيمة الثانية Z3 (كغم/N)	١٠,٥٨ (١,٤)	زمن Z3 ث	٠,٠٤٩ (٠,٠٠٦)
الأفقية Y1 (كغم/N)	٢,١٤ (١,٣)	زمن Y1 ث	٠,٠٠٨ (٠,٠٠٢)
الأفقية Y2 (كغم/N)	٢,٠٩ (٥٤,٠)	زمن Y2 ث	٠,٠٥٥ (٠,٠٠٦)
الأفقية X1 (كغم/N)	٠,٤٨ (٠,٥٥)	زمن X1 ث	٠,٠٠٣ (٠,٠٠١)
الأفقية X2 (كغم/N)	٠,٥٤ (٠,٢٤)	زمن X2 ث	٠,٠٠١ (٠,٠٠٣)
الأفقية X3 (كغم/N)	٠,٥٦ (٠,١٦)	زمن X3 ث	٠,٠٤٩ (٠,٠٠٥)

ع: الانحراف المعياري N: نيوتن

جدول (٤) متغيرات الدراسة الكينماتيكية مقارنة بالدراسات السابقة المماثلة للمرحلة العمرية و الجنس

الدراسة		الدراسة الحالية									المتغير
41	27	8	28	33	2	9	3	31			
١,٣٩	١,٢٢	١٣٧,٩	١,٣١	١,١٩	١٥١	١,٦٤	١,٦٤	١,١٩	١,٣٥		السرعة (م/ث)
	---	---	٨٧,٥٨	٦٩	---		٧٩,٥	٦٧,٧	٠,٧٧		طول الخطوة (م)
	---	---	---	---	---		---	(٠,٥٤)	(٠,٥٦)		[زمنها] (ث)
١,٤٣	١,٤٥	١٥٢	١٩٢,٥٨	---	١٥٦	٦٧,٧	١٥٨	١٣٢,٨	١,٤٧		طول المشية (م)
		[١,١٢]	---	---	[١,٠٦]	[١,٠٤]	[١,٠٤]	[١,٠٩]	[١,٠٩]		[زمنها] (ث)
		---	١٠,٨	---	٧,٧	٨	٧	---	١٣		عرض الخطوة (سم)
١١٧		---	---	١٠٠	١١٣	١١٦	١١٠	٨٨,٦	١٠٨,٧		تردد الخطوة (خطوة/دقيقة)
		---	---	---	---	٠,٦٤	٠,٦٣	---	٠,٦٣		زمن الامتداد (ث)
		---	---	[٦٠]	---	[٦١]	[٦٠]	[٦٠,١]	[٥٨]		[نسبة إلى زمن المشية] (%)
		---	---	---	---	٠,٤٠	٠,٤٢	---	٠,٤٦٦		زمن الأرجحة (ث)
		---	---	[٤٠]	---	[٣٨,٩]	[٤١]	[٣٩,٩]	[٤٢]		[نسبة إلى زمن المشية] (%)
		---	---	---	---	---	٠,١٠	---	٠,٠٦٧		زمن الامتداد المزدوج (ث)
		---	---	١٠,٢	---	---	[٩]	---	[٠,٠٦]		[نسبة إلى زمن المشية] (%)
		٣٦	---		٤٣	---	---	٣٦	٣١,٦٥		المدى الحركي لفصل الورك (درجة)
		٦٦	---		٦٣	---	---	٥٩,٩	٦٠,٤١		المدى الحركي لفصل للركبة (درجة)
		---	٢١,٢٥		٢٨	---	---	٣١,٤	٢٦,١٦		المدى الحركي لفصل الكاحل (درجة)

جدول (٥) العلاقات الارتباطية بين بعض من أهم متغيرات الدراسة الدالة إحصائياً *

الوزن		السرعة	
المتغيرات الكيناتيكية		المتغيرات الكيناتيكية	المتغيرات الكينماتيكية
٠.٦١	القيمة الأولى (Z1)	٠.٥٠	القيمة الأولى (Z1)
٠.٦٦	القيمة الصغرى (Z2)	٠.٥٨-	زمن القيمة الأولى
٠.٨٧	القيمة الثانية (Z3)	٠.٧٤-	القيمة الصغرى (Z2)
٠.٤٢	القيمة الأفقية (Y1)	٠.٤٥-	زمن القيمة الصغرى
٠.٤١	القيمة الأفقية (X3)	٠.٧٣-	زمن القيمة الثانية (Z3)
		٠.٤٥-	القيمة الأولى (Y1)
		٠.٧٤	القيمة الثانية (Y2)
		٠.٨٣-	زمن القيمة الثانية
		٠.٥٤-	القيمة الأولى (X1)
		٠.٦٠-	زمن القيمة الثالثة (X3)

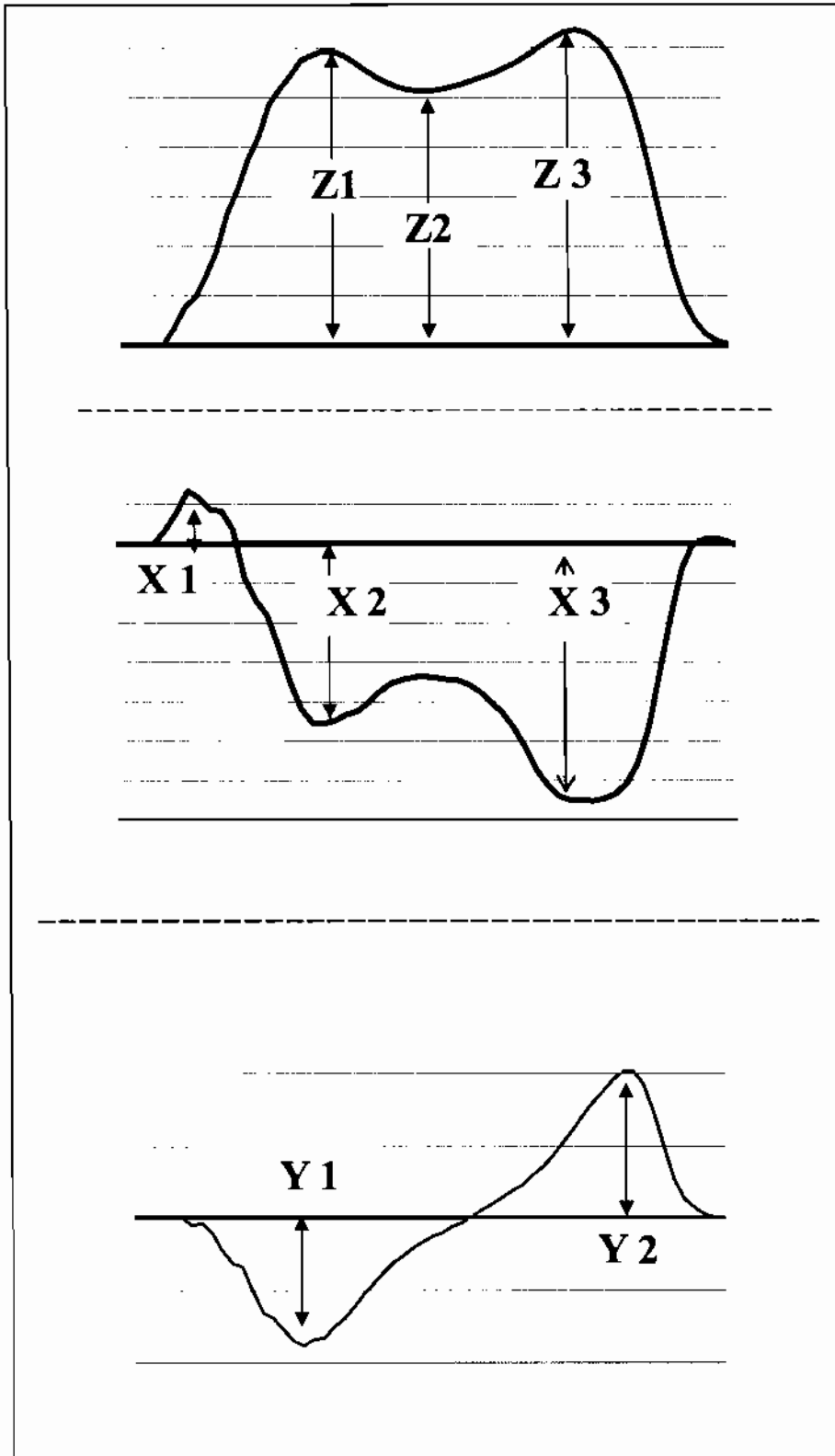
* دال عند ≥ 0.05

جدول (٦) متغيرات الدراسة الكيناتيكية مقارنة بالدراسات السابقة المماثلة للمرحلة العمرية و الجنس

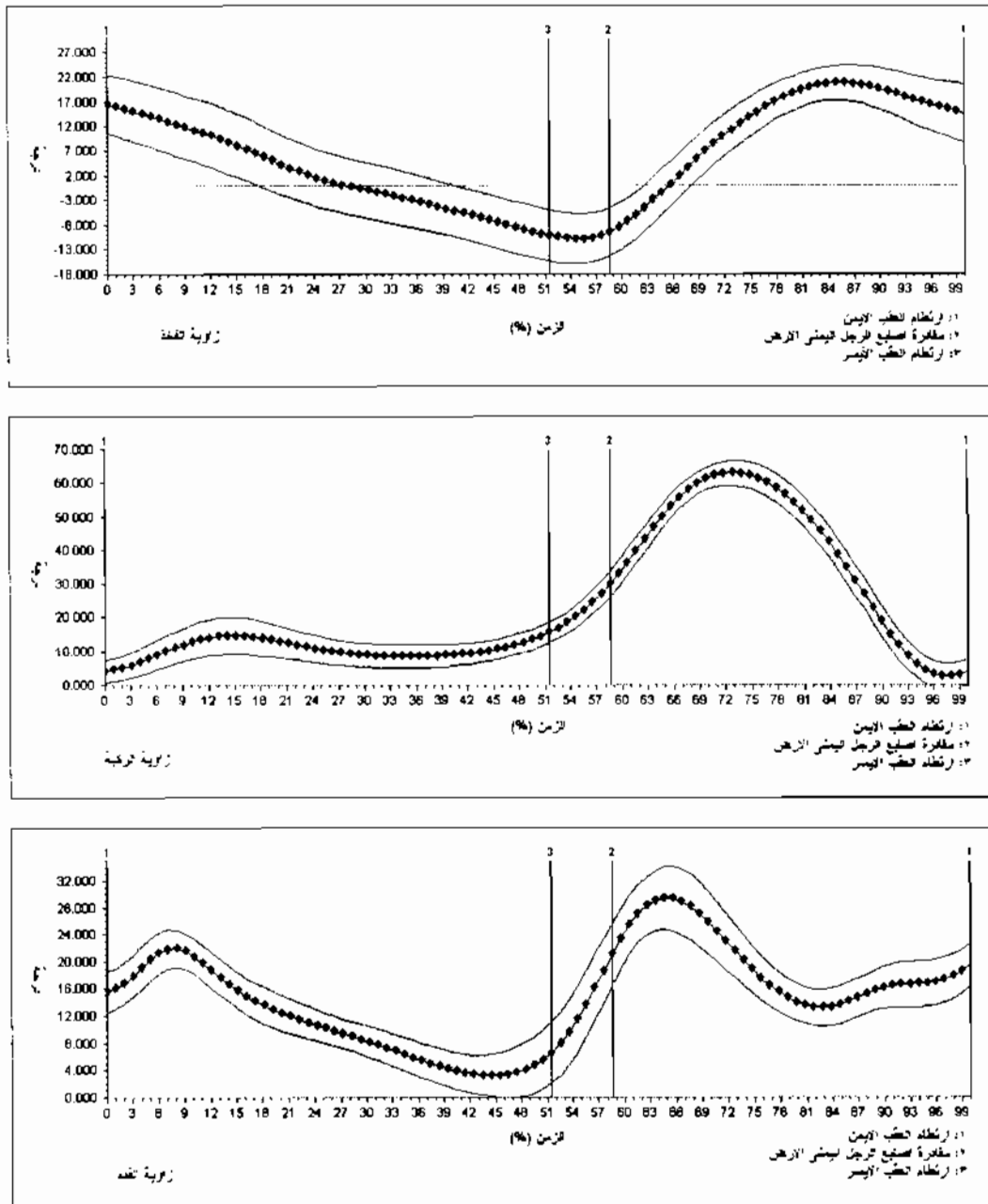
المتغير		الدراسة				
الدراسة	الحالية	31	33	21	16	36
سرعة المشي (م/ث)	١,٣٥	١,١٩	١,١٩	١,٣٦	١,٦٥-١,٣	١,٨
القيمة الأولى (N/kg) (Z)	١١,٣	١٠,٧	١١,٣١	١٠,٦	١٠,٨٨	١٣,٦
[رئمتها] [%]	[٢٠]	[٢٢,٣]	[٢٥]	[٢٢]	[٢١,٨٩]	[---]
القيمة الصغرى (N/kg) (Z2)	٦,٧٩	٧,٥	٧,٥٤	١٠,٤٧	٧,١٧	٥,٤٩
[زمنها] [%]	[٤٤]	[٤٦]	[٤٧]	[٤٢,٨]	[٤٥]	[٤٩]
القيمة الثانية (N/kg) (Z3)	١٠,٥٨	١٠,٦	١١,٤١	١١,٥٩	١٠,٧٩	١٢,٣٣
[زمنها] [%]	[٤٩]	[٧٤,٤]	[٧٧]	[٧٤]	[٧٦,٨٩]	[٧٩]
الأفقية (N/kg) أمام- خلف (Y1)	٢,١٤	١,٦	١,٧	---	---	---
[زمنها] [%]	[١٣]	[١٤]	[١٩]	---	---	---
الأفقية (N/kg) أمام- خلف (Y2)	٢,٠٩	٢,٢	٢,٠٣	---	---	---
[زمنها] [%]	[٨٧]	[٨٦]	[٨٧]	---	---	---
الأفقية (N/kg) يمين-يسار X1	٠,٤٨	٠,٤	٠,٥٣	---	---	---
[زمنها] [%]	[٤,٦]	[٤,١]	[٧]	---	---	---
الأفقية (N/kg) يمين-يسار X2	٠,٥٤	---	٠,٤٤	---	---	---
[زمنها] [%]	[١٥,٨]	---	[٣١]	---	---	---
الأفقية (N/kg) يمين-يسار X3	٠,٥٦	٠,٦	٠,٤٦٩	---	---	---
[زمنها] [%]	[٧٧,٧]	[٦٩]	[٧٢]	---	---	---

% نسبة إلى مرحلة الامتداد

شكل (١) متغيرات الدراسة الكينماتيكية



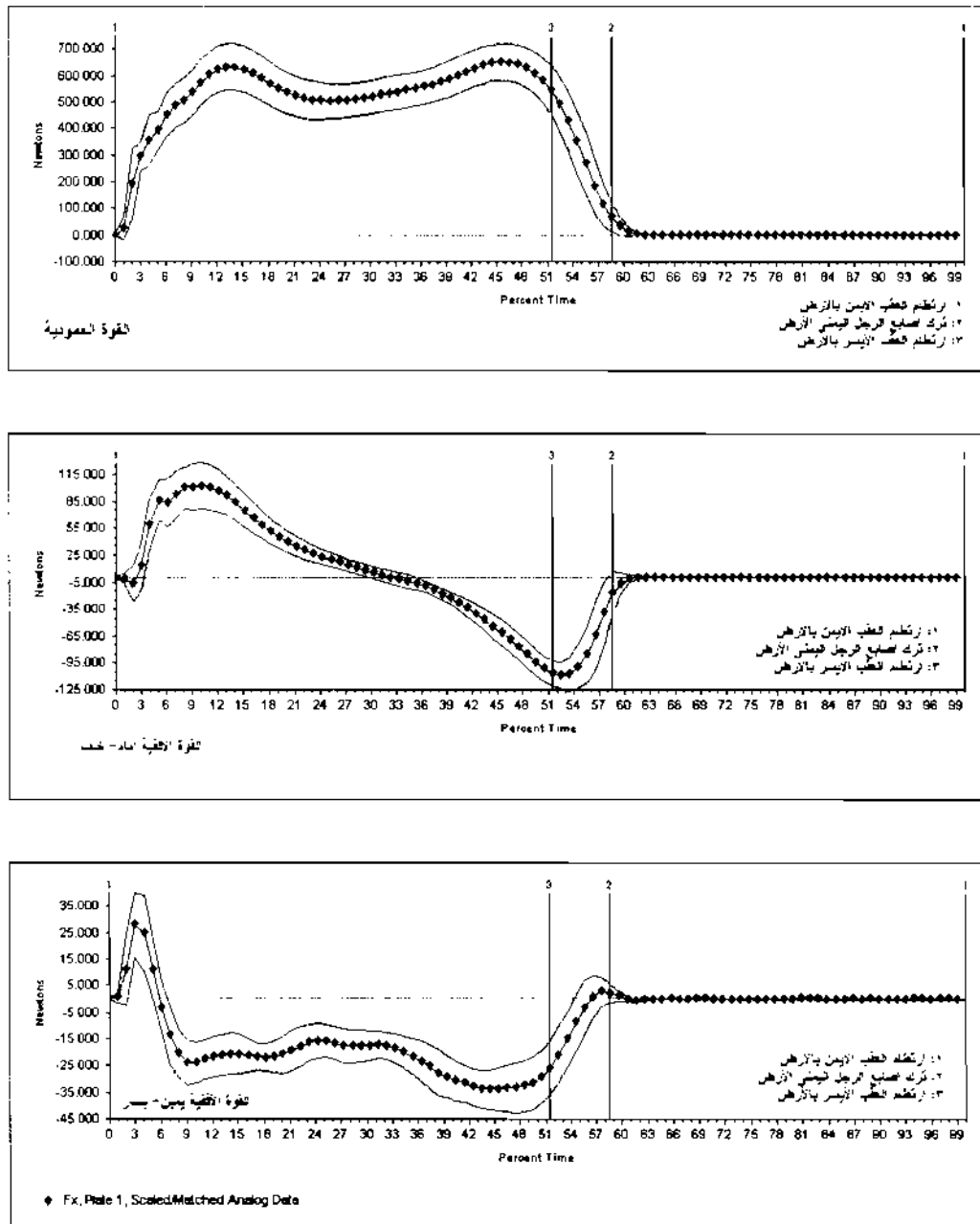
شكل (٢)* النمط الاعتيادي لزوايا مفاصل الجزء السفلي لعينة الدراسة (المتوسط ± 1 انحراف معياري)



• تم تحويل جميع المحاولات لمشية كاملة إلى ١٠٠ نقطة باستخدام سيلابن روتين و الذي يوفره نظام

موتس ٦ لغرض إيجاد النمط الاعتيادي.

شكل (٣) * النمط الاعتيادي لقوى رد الفعل X, Y, Z لعينة الدراسة (المتوسط ± 1 انحراف معياري)



* تم تحويل جميع المحاولات لمشية كاملة إلى ١٠٠ نقطة باستخدام سبلاين روتين
و الذي يوفره نظام مونتس ٦ لغرض إيجاد النمط الاعتيادي.

1. Whittle, W. Michael. Gait Analysis: An introduction. (Third Ed). Reed Educational and professional pub. Great Britain 2002.
2. Murray MP. Gait as a total pattern of movement. American J Physical Med 1967; (46)1: 290-327.
3. Murray MP, Drought AB. Walking Patterns of normal men. J Bone Joint Surg 1964; (46)2: 335-360.
4. Murray MP, Kory RC, Clarson BH. Walking patterns in healthy old men. J Gerontology 1969; 24: 169-178.
5. Adrian MJ, Cooper JM. Biomechanics of human movement. Benchmark Press, Indianapolis. Indiana,;1989.
6. Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. J Bone Joint Surg 1953; 35-A: 543-558.
7. Marshal R, Wood G, Nade S. Effect of ankle arthrodesis on walking: kinematic and kinetic studies. Clinical Biomech 1990; 5: 3-8.
8. Ostrosky MK, Jessie MV, Burdett R, Gee Z. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. Phys Ther 1994; 74: 637-646.
9. Spyropoulos P, Pisciotto JC, Konstantin NP, Cairns MA. Biomechanical gait analysis in obese men. Arch Phys Med Rehabil 1991; 72: 1065-1070.
10. Hageman PA, Blanke DJ. Comparison of gait of young women and elderly women 1986; 66:1382-1387.
11. Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. American J Sports Med 1980; (8)5: 345-350.
12. Andercacci TP, Ogle JA, Galant JO. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. J Biomech 1977; 10: 261-268.
13. Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. Human movement Science 1984; 3: 51-76.
14. Kirtley C, Whittle MW, Jefferson RJ. Influence of walking speed on gait parameters. J Biomedical Engineering 1985;7: 282-288.
15. Voloshin A. The influence of walking speed on dynamic loading on the human musculoskeletal system. Med Sci Sports Exerc 2000; 32: 1156-1159.
16. Chen B, Bates BT. Comparison of F-scan in sole and AMTI force plate system in measuring vertical ground reaction force during gait. Physiotherapy Theory and practice 2000;16:43-53.
17. Cook TM, Farrell KP, Carey IA, Gibbs JM, Wiger GE. Effects of restricted knee flexion and walking speed on vertical ground reaction force during gait. J Ortho Sports Phys Ther 1997; 25:236-244.
18. Devita P, Blankenship HP, Skelly W. Effects of functional knee brace on the biomechanics of running. Med Sci Sports Exerc 1992;24:797-806.
19. Schuit D, Adrian M, Pidcoe P. Effect of heel lifts on ground reaction force pattern in subjects with structural leg length discrepancies. Phys Ther 1989;69:663-670.
20. Carmies DV, Nunley JA, McElhaney JH. Effects of ankle taping on the motion and loading pattern of the foot for walking subjects. J Ortho Res 1988; 6:223-229.
21. Hamill J, Bates BT, Knutzen KM. Ground reaction force symmetry during walking and running. Research quarterly for exercise and sport 1984; (55)3: 289-293.
22. Rodgers MM. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. Physic Ther 1988; 68:1822-1829.
23. Perry G. Gait analysis: Normal and pathological gait. Slack inc, Thorofare, NJ, USA 1992.
24. Sutherland DH, Olshen RA, Biden EN, et al. The development of mature walking. London, MacKeith Press, 1988.
25. Grieve DW, Gear RJ. The relationship between the length of the stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. Ergonomics 1981; 5:379-399.
26. Kim CM, Eng JJ. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. Phys Ther 2003;83:49-58.

27. Lemaire ED, Fisher FR. Osteoarthritis and elderly amputee gait. Arch Phys Med Rehabil 1994;75:1094-1109.
28. Blanke DJ, Hagaman PA. Comparison of gait of young men and elderly men. Phys Ther 1989;69:144-148.
29. Van den Bogert AJ, Pavol MJ, Grabiner MD. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after trip. J Biomech 2002;35:199-205.
30. Messier AP, Davies AB, Moore DT, Davis SE, et al. Severe obesity: effects on foot mechanics during walking. Foot and Ankle 1994;15:29-34.
31. A Abdulrahman, Zebas C. Kinematic and Kinetic comparison of lean and obese individual during walking. In Hamill Biomechanics in sports, proceeding of the xi symposium of the international society of biomechanics in sports, Amherst, mass, USA, 1993: 98-101.
32. McPoil, G. Thomas and Knecht, G. Harry. Biomechanics of the foot in walking: A function approach. J Ortho Sports Phys Ther 1985; 7 (2): 69-72.
33. Chao EY, Laughan RK, Schneider E, Stanffer RN. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. J Biomechanics 1983; (16)3: 219-233.
34. King Abdulaziz city for science and technology. Evaluation of the nutritional status of the people of Saudi Arabia. Final report, 1994.
35. بحث اللياقة البدنية للشباب السعودي ١٥-٢٥ سنة. مركز البحوث التربوية، كلية التربية، جامعة الملك سعود، ١٤٠٨.
36. Dufek JS, Schot PK, Bates BT. Dynamic lower extremity evaluation of males and females during walking and running. Human Movement Science 1990;18:159-175.
37. Offinger D, Brauch B, Cranfill S et al. Comparison of gait with and without shoes in children. Gait and posture 1999;9:95-100.
38. Richards CL, Malouin F, Dumas F, Tardif D. Gait velocity as an outcome measure of locomotor recovery after stroke. In: Craik R, Otis C, eds. Gait analysis: Theory and applications. StLouis, Mo: CV Mosby Inc: 1995:355-364.
39. Olney SJ, Elkin ND, Lowe PJ, Symington DO. Ambulation profile for clinical gait evaluation. Physiotherapy Canada 1979;31:85-90.
40. Ohmichi Hitoshi, Miyashita Mitsumasa. Relationships between step length and selected parameters in human gait. Biomechanics IX-A 1983;5A:480-484.
41. White SC, Lage KJ. Changes in joint moments due to independent changes in cadence and stride length during gait. Human Movement Science 1993;12:461-474.
42. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait. Waterloo, Ontario, Canada, University of Waterloo Press 1987.

□ عنوان المراسلة :

د. عبدالرحمن بن سعد العنقوي

قسم التربية البدنية وعلوم الحركة

كلية التربية - جامعة الملك سعود - الرياض