

التقييم الكمي لمخطط المشي عند ارتداء الكعوب العالية

د. م. زهير مرمر⁽¹⁾

المُلخَص

يؤثر ارتداء السيدات للكعب العالي على حالتهم الصحية وخاصة على المدى الطويل، حيث تزداد عند عدم مخاطر تطور التشوهات في القدم و الروماتزم بسبب التوزع غير المنتظم لوزن الجسم على الأطراف السفلية. و تزداد آلام الظهر نتيجة تغير مركز ثقل الجسم و محاولة الجسم استعادة التوازن، وهذا يؤثر بشكل مباشر على طريقة المشي. يهدف هذا البحث إلى دراسة أثر ارتفاع كعب الحذاء على انحرافات المشي عن المشية الطبيعية و الحصول على قيم كمية لهذا الانحراف متمثلة بمؤشر مخطط المشي و مؤشر انحراف المشي. أجريت التجارب على 14 مشاركة في مخبر الميكانيك الحيوي في قسم الهندسة الطبية بجامعة دمشق، حيث استخدم تحليل المشي لحساب المحددات الحركية للمشئ لكل مشاركة في ست حالات هي: المشي بدون حذاء و المشي بأحذية ذات ارتفاعات كعوب مختلفة. و من ثم استخدمت محددات المشي المحسوبة من البيانات الناتجة عن هذه التجارب في حساب مؤشر مخطط المشي ومؤشر انحراف المشي. تم تقييم المشي من خلال هذين المؤشرين في حالات الكعوب المختلفة و تبين أن للكعب العالي تأثير واضح على المشي، حيث كانت قيمة مؤشر مخطط المشي عند المشي بدون حذاء (7.35 ± 1.2) و قيمته عند الكعب 12 سم هي (13.8 ± 1.2) أما قيمة مؤشر انحراف المشي فقد تراوحت بين (102 ± 8) في حال المشي بدون حذاء و (77.8 ± 3) في حالة الكعب 12cm و هذه القيمة قريبة من قيمته في حالة المشية المرضية، و هذا بدوره يبين مدى خطورة ارتداء الكعوب العالية وخاصة على المدى البعيد.

الكلمات المفتاحية: مؤشر مخطط المشي، مؤشر انحراف المشي، محددات المشي الحركية، الكعب العالي.

⁽¹⁾ أستاذ مساعد - قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الميكانيكية و الكهربائية - جامعة دمشق.

Quantitative Evaluation of High Heeled Gait Profile

Dr. Zouheir Marmar⁽¹⁾

Abstract

Wearing high heels for long term will affect women's health. It may increase the risk of developing foot deformities and rheumatism due to the uneven distribution of body load on lower limbs. The body tries to restore balance to adapt to the changing position of the body center of gravity, which leads to back pains in the long run. And this will directly alter the gait.

This paper aims to study the impact of high heels on gait deviation and represent this deviation by numerical values, such as gait profile score (GPS) and gait deviation index (GDI).

Experiments were conducted on 14 young female volunteers in the biomechanics lab at the Biomedical Engineering Department at Damascus University.

Gait analysis was used to calculate kinetic gait parameters for every participant for six cases: barefoot walking and walking with five different high-heeled shoes. GPS and GDI were calculated using the gait parameters, and gait deviation was evaluated. The study shows the effect of heel height on the gait. The barefoot GPS was (7.35 ± 1.2) , while its value was (13.8 ± 1.2) for the 12cm heel. The GDI ranged from (102 ± 8) for barefoot and (77.8 ± 3) for the 12cm heel, and this value is so close to the pathologic gait, which explains the danger of wearing high heels in due course.

Keywords: Gait profile score (GPS), Gait deviation index (GDI), kinetic gait parameters, high heel.

⁽¹⁾Associated Professor in the Department of Biomedical engineering-Faculty of Mechanical and Electrical Engineering - Damascus University.

المقدمة

اعتمدت أغلب الدراسات على تحليل بيانات المشي البصري لمحددات المشي أو لنمط المشي، كما اعتمد بعضها على التحليل الإحصائي للمحددات. إن تحليل المشي البصري هو طريقة غير مكلفة إلا أنها تفتقر للدقة فقد أثبتت بعض الدراسات أن الاتفاق في طرق التقييم البصري يحدث فقط بنسبة 63.8% من الحالات. وبالتالي يجب أن يترافق تحليل المشي البصري مع طرق أكثر دقة في تقييم المشي [2]. حاول الباحثون التغلب على المصاعب المترافقة مع تحليل هذه الكمية الكبيرة من البيانات المعقدة والمترابطة، فأدى ذلك إلى تطوير المؤشرات التي يمكن أن تصف جودة المشي بطريقة كمية [3].

يعد مؤشر جيليت للمشي (Gillette Gait Index) GGI الأكثر قبولاً و انتشاراً في المجال الطبي و الذي يحدد بشكل كمي الفروقات في بيانات المشي بين شخص محدد ومتوسط قاعدة بيانات مرجعية لأشخاص سليمين (لا يعانون من اضطرابات في المشي) و يتم حسابه من أجل دورة مشي واحدة فقط [3].

إلا أن مؤشر GGI كان له بعض السلبيات كما أثبتت الأبحاث [4]، لذلك تم اقتراح مؤشر انحراف المشي (GDI) (gait deviation index) وهو أحد النماذج المصممة للحصول على قيمة وحيدة تؤثر إلى جودة المشي، حيث يقيس انحراف المشية عن المشية المرجعية الطبيعية اعتماداً على المحددات الحركية للمشي. ويعطي قيمة رقمية في المجال [0, 100] حيث القيمة 100 تعني عدم وجود مشية مرضية. يقل المؤشر بمقدار 10 نقاط كلما ابتعدت المشية بمقدار انحراف معياري واحد عن المتوسط للأشخاص الأصحاء [5]. وبناء على مؤشر انحراف المشي تم تطوير مؤشر جديد سمي بمؤشر مخطط المشي (GPS) (Gait profile score) الذي لاقي قبولاً واستخداماً واسعاً [4]، يستخدم مؤشر مخطط المشي

تطورت تقنيات تحليل مشية الإنسان تطوراً كبيراً خلال العقدين الماضيين، من حيث أنظمة تحليل الحركة والبرامج المتوفرة لقياس وتسجيل محددات المشي، وتتنوع الشركات المصنعة لهذه الأنظمة و البرامج، و أصبح بالإمكان تحليل الحركة في الوقت الحقيقي دون أي تأخير زمني يذكر. كما أن التطور الكبير في تقنيات الحاسوب سمح بمعالجة معلومات أكثر خلال المشي وتسجيل وتحليل عدد أكبر من المحددات بسرعة وفعالية أكثر. يعتبر تحليل المشي أداة طبية مفيدة سريرياً، حيث يساعد في التحديد الكمي للحالة الحركية لكثير من الأمراض، وبالتالي يساعد في وصف الحركة وتحديد درجة العجز أو التشوه كما يساعد في وصف العلاج وتقييم نتائجه [1].

إن لتحليل المشي قيمة سريرية عظيمة في فحص مرضى الأمراض العصبية المركزية التشنجية وخصوصاً الأطفال الذين يعانون من شلل الأطفال (cerebral palsy)، وله أيضاً قيمة في منع حدوث التشوهات وفي زيادة القدرة الحركية وفي إخضاع المرضى للأدوية أو لأنظمة معالجة معينة أو لوصف الأجهزة المساعدة أو التقويمية. لم يقتصر تحليل المشي على هذه الأمراض بل تعدى ذلك إلى استخدامات أوسع في مجالات طبية أخرى مثل طب الروماتزم وجراحة العظام وعلم الغدد الصم وعلم الأعصاب. يأخذ إجراء تحليل المشي وقتاً طويلاً نسبياً إذ أنه من الضروري أن نقوم بمعايرة نظام تحليل المشي لكل شخص على حدة و إلى إجراء أكثر من تجربة مشي ناجحة. كما أن معالجة البيانات (والتي تتضمن متغيرات مستقلة لمحددات المسافة والزمن والمحددات الحركية والتحريرية) تحتاج إلى وقت كبير، والوقت الأكبر يكون عند تحليل هذه البيانات لاستخلاص النتائج المهمة [1].

في المستوي الجانبي تزداد زوايا الانقباض الأخمصي كلما زاد ارتفاع الكعب. و يظهر مفصل الكاحل عزوم انقباض ظهراني مباشرة بعد ملامسة عقب القدم في حالة الكعب العالي مقارنة بالمشي حافي القدمين. بعد ذلك و خلال طور التلامس عند مرحلة الدفع يمكن ملاحظة عزوم انقباض الأخمصي منخفضة، حيث ينخفض عمل العضلة القابضة الأخمصية بمقدار 29% بالمقارنة مع الكعب المنخفض. أما بالنسبة لزوايا مفصل الكاحل فالحذاء ذو الكعب العالي يجبر القدم على وضع يزيد فيه الانقباض الأخمصي و بالتالي تكون زاوية الكاحل مختلفة تماماً في بداية طور التلامس و بعد مغادرة مقدمة القدم للأرض. كما أن مجال حركة الكاحل تكون أقل في الكعب العالي ويظهر الكاحل انقباض ظهراني أثناء التلامس مع الأرض [7-11].

بالنسبة لحركة مفصل الركبة في المستوي السهمي، فقد وجد الباحثون أن زاوية انبساط مفصل الركبة والعزم الباسط للركبة يزدادان عند تلامس عقب القدم ومنتصف طور التلامس بازدياد ارتفاع الكعب، و هذا يتوافق مع زيادة فعالية العضلة المستقيمة الفخذية و ذلك للتحكم بانقباض الركبة المتزايد عن طريق زيادة عزوم بسط الركبة. و قد وجد آخرون أن عمل عضلات الركبة الباسطة يزيد بمقدار 200% بعد تحميل الطرف عند ارتداء الكعب العالي. كما تبين أنه عند المشي العاري القدمين تحدث عزوم بسط الركبة قبل طور الدفع تماماً أما عند استخدام الكعب العالي فإن عزوم الدفع تحدث في هذا الطور. في حالة الكعب العالي، يزداد انقباض مفصل الركبة بشكل كبير، كما ينقص عزم التباعد الأعظمي عند ملامسة كعب القدم و يزيد عزم التباعد خلال منتصف التلامس و مغادرة مقدمة القدم. كما أن مجال حركة الركبة قد نقص بشكل كبير مقارنة بالمشي دون حذاء [7-11].

لقياس الجودة الكلية للمشي، وهو يعد مؤشراً عاماً يستطيع تلخيص الانحراف الكلي لمعطيات المشي الحركية بالنسبة لمعطيات مرجعية. يمكن تقسيم مؤشر مخطط المشي إلى مؤشرات متغيرات المشي (into Gait Variable Scores) ((GVSS)) والتي تمثل كل من المحددات الحركية التسعة المستخدمة في حساب الـ GPS[6].

تم تقييم مؤشر الـ GPS في العديد من الدراسات وبالأخص عند الأطفال في حالات شلل الأطفال وتم استخدامه في تقييم الانحراف الكلي في المشي عند البالغين في عدة أمراض منها مرض باركنسون ومتلازمة Ehlers-Danlos والصدمة [6]. إلا أنه من خلال البحث في الدراسات السابقة لم يستخدم مؤشر GPS المحسوب من البارامترات الحركية في تقييم المشي أثناء ارتداء الكعب العالي و هذا ما سنبحثه في هذه الدراسة.

2- الدراسات المرجعية

للکعب العالی تأثير واضح على محددات المشي، وقد ظهر هذا التأثير جلياً في الدراسات و الأبحاث التي تناولت هذا الموضوع، وسوف نتناول نتائج هذه الدراسات المتعلقة بمحددات المشي الحركية لأننا سنستخدم هذه المحددات لإيجاد مؤشر مخطط المشي (GPS) و تقييم المشي بالكعب العالی على أساسه.

اتفقت معظم الأبحاث التي درست تأثير الكعب العالی على محددات المشي في نتائجها، ويمكننا إيجاز هذه النتائج على المحددات الحركية لمفاصل الطرف السفلي (كاحل، ركبة، ورك) كما يلي: بالنسبة لتأثير ارتداء الكعب العالی على مفصل الكاحل فقد وجد الباحثون أن عزوم مفصل الكاحل تتأثر بقوة عند تغيير الكعب، فعند المشي بكعب قصير يظهر أول 80% من طور التلامس عزوم انقلاب للداخل، ولكن في نهاية طور التلامس كلما زاد ارتفاع الكاحل كلما زادت عزوم الانقلاب للخارج. أما

والحوض في المستوي السهمي وزوايا الورك والحوض في المستوي الجبهي وزوايا الكاحل والورك والحوض في المستوي المقطعي) من أجل الساقين اليمنى و اليسرى لتشكيل ما يسمى بمخطط تحليل الحركة (Movement Analysis Profile (MAP)). إن معدل الـ RMS لجميع مؤشرات محددات المشي التسعة يساوي إلى GPS. يتعلق كل عمود في المخطط بمحدد حركة معين و يمثل طول العمود مؤشر الـ GVS لهذا المحدد، بينما تمثل المساحة السوداء أسفل كل عمود القيمة المتوسطة لهذا المحدد من أجل مجموعة الأشخاص المرجعية. [4]

في هذا البحث تم حساب مؤشر الـ GPS باستخدام

المعادلتين التاليتين. (Baker et al. 2012):

$$GVS_i = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (x_{i,t} - \bar{x}_{i,t}^{ref}) \quad (1)$$

$$GPS = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N GVS_i^2 \quad (2)$$

حيث تمثل $x_{i,t}$ قيمة المحدد i و $\bar{x}_{i,t}^{ref}$ القيمة المتوسطة للمحدد i المحسوبة من مجموعة الأشخاص الأصحاء، بينما تمثل GVS_i قيمة مؤشر الـ GVS للمحدد i و N هو عدد المحددات و يساوي تسعة.

3-2 مؤشر انحراف المشي (Gait deviation index (GDI))

يستخدم مؤشر انحراف المشي المعطيات من عدد كبير من دورات المشي للحصول على مجموعة مستقلة من مخططات دوران المفاصل و التي تصف المشي بدقة وفعالية، وتسمى هذه المخططات سمات المشي. يُنتج المزيج الخطي لأول 15 سمة 98% من المعطيات التي نشأت منها، وتم تقييم هذه السمات عن طريق إنتاج معطيات لـ 1000 خطوة لم يسبق أن استخدمت في إنتاج هذا المزيج الخطي. تم الحصول على مخططات حركة المفاصل للمجموعة المرجعية من كل جانب من الأشخاص الأصحاء الذين تواجدوا في مركز Gillette Children's Specialty Healthcare Center for Gait

بالنسبة لمفصل الورك في المستوي الجبهي فقد وجد في معظم الدراسات أن عزم التباعد يبدأ بعد ملامسة عقب القدم و يزداد خلال معظم طور التلامس بازدياد ارتفاع الكعب، كما وجد أن مدة عزم انقباض مفصل الورك في المستوي السهمي تطول بزيادة ارتفاع الكعب و ذلك بسبب زيادة عمل العضلات القابضة للورك بنسبة 23%. أما بالنسبة لزوايا الورك فكانت أكبر خلال زمن التلامس في حالة الكعب العالي ما عدا الفترة الزمنية بعد ملامسة عقب القدم تماماً، عند هذه الفترة كانت الزوايا في الحالتين متساوية. وقد أظهر قبض الورك قمة أكبر في طور التلامس في حالة الكعب العالي بالمقارنة مع المشي حافي القدمين [7-11].

3 - الأسس النظرية للبحث

3-1 مؤشر مخطط المشي (Gait profile score (GPS))

اقترح هذا المؤشر من قبل Baker و زملاؤه عام 2009 [4]، و تم تقييم هذا المؤشر من قبل العديد من الدراسات [12-14]. يمكن الوصول إلى معادلات هذا المؤشر و استخدامها من خلال الرابط التالي:

<https://wwrichard.net/resources/gps-map-and-gdi-calculators/>

يحتوي هذا الرابط على ملف إكسيل، حيث استخدم Baker محددات المشي الحركية للطرفين السفليين الأيمن والأيسر من أجل حساب مؤشر الـ GPS.

في البداية يتم حساب مؤشر محدد المشي (Gait Variable Score (GVS)) بأخذ جذر متوسط مربع الفروقات (RMS) بين محدد مشي معين و متوسط هذا المحدد لمجموعة مرجعية من أشخاص أصحاء و ذلك خلال كامل دورة المشي. يتم حساب مؤشر الـ GVS لتسعة محددات حركية (زوايا الكاحل والركبة والورك

تمثل كل عشر نقاط يخسرها المؤشر تحت الـ 100 انحراف معياري واحد أقل من متوسط المجموعة المرجعية، فعلى سبيل المثال إذا كان $GDI=75$ فهذا يعني أن مشية هذا الشخص تبعد $(GDI_{raw}^{TD}) \times 2.5$ عن المتوسط [15].

4- الطرائق المستخدمة

4-1 الإجراء العملي و جمع المعطيات

أ- المشاركون في التجارب

بلغ عدد المشاركات في الدراسة 14 مشاركة من طالبات جامعة دمشق متوسط أعمارهن 22.57 ± 0.97 سنة، و يبلغ متوسط طولهن 1.60 ± 0.04 m، أما متوسط وزنهن 53.1 ± 6.6 kg، و متوسط قياس القدم 38 ± 1 EUR ولا توجد لديهن أية مشاكل صحية تؤثر على المشي.

ب- التجهيزات و البرمجيات المستخدمة

استخدمت منظومة تحليل المشي ثلاثي الأبعاد الموجودة في مخبر الميكانيك الحيوي في قسم الهندسة الطبية- كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية في جامعة دمشق، وتتألف هذه المنظومة من: ست كاميرات التقاط حركة مزودة بحساسات أشعة تحت حمراء Opto-electric Camera وهي من صنع شركة BTS Bioengineering Corp الإيطالية. تلتقط الأشعة المنعكسة على المُعلّمات (يشيع تسميتها بالماركرات) retro-reflective markers المثبتة على على أماكن محددة من الجسم.

تحتوي هذه المنظومة أيضا على صفيحتي قوى Force plate Type:9281E صنع مجموعة KISTLER السويسرية، أبعاد كل صفيحة 40×60 cm وتشكلان جزءاً من مسار المشي وعلى مستوى الأرض.

and Motion Analysis في الفترة الواقعة بين شباط 1994 و نيسان 2007 [15].

لنفترض أن مجموعة الأشخاص المرجعية (control group) تسمى TD و أن c^{-TD} هو متوسط عناصر المحددات للمجموعة المرجعية. و بالتالي تكون المسافة بين الشخص المريض α و معدل المجموعة المرجعية هي:

$$d^{\alpha,TD} = \|c^{\alpha} - c^{-TD}\| \quad (3)$$

وعندها نعرف الـ GDI الخام للمريض كالتالي:

$$GDI_{raw}^{\alpha} = \ln(d^{\alpha,TD}) \quad (4)$$

يمكن استخدام المؤشر السابق للدلالة على وجود مرض أو خلل في المشي، و لكن لجعل هذا المؤشر أكثر وضوحاً و أفضل تفسيراً يمكن القيام بالتقييس التالي:

أولاً: يتم حساب GDI_{raw}^k لكل شخص في المجموعة المرجعية ($k = 1, N_{control}$)

$$GDI_{raw}^k = \ln(d^{k,TD}) \quad (5)$$

$$GDI_{raw}^k = \ln(\|c^k - c^{-TD}\|) \quad (6)$$

بعد ذلك يتم استخدام GDI_{raw}^k في حساب المتوسط و الانحراف المعياري للمجموعة المرجعية (Mean (GDI_{raw}^{TD}) و $(S.D. (GDI_{raw}^{TD}))$) و من ثم حساب الحاصل z (z-score) بالنسبة للمجموعة المرجعية TD والمريض α .

$$zGDI_{raw}^{\alpha} = \frac{GDI_{raw}^{\alpha} - \text{Mean}(GDI_{raw}^{TD})}{S.D.(GDI_{raw}^{TD})} \quad (7)$$

و في النهاية يتم ضرب الـ z-score بـ 10 و اطرحه من 100 للحصول على الـ GDI للمريض α

$$GDI^{\alpha} = 100 - 10 \times zGDI_{raw}^{\alpha} \quad (8)$$

فإذا اعتبرنا أن الـ GDI يحسب المسافة المقيسة عن معدل المشي للمجموعة المرجعية فإنه يمكن تفسير هذا المؤشر لشخص ما كالتالي:

إذا كان $GDI \geq 100$ فهذا يشير إلى أن مشية هذا الشخص أقرب ما يمكن إلى معدل مشية المجموعة المرجعية، كما يشير إلى عدم وجود مشية مرضية.

تم الحصول على محددات المشي لكل مشاركة في ستة حالات مختلفة وذلك باستخدام خمسة أزواج من الأحذية لها ارتفاعات مختلفة من الكعوب : 3 cm و 5cm و 7cm و 9cm و 12 cm على التوالي وحالة بدون حذاء (حافية القدمين). وقد تدرجت التجارب من الكعب الأدنى إلى الكعب الأعلى ارتفاعاً وذلك للتقليل من تأثيرات التعب لأن المشي بالكعب العالي أكثر استهلاكاً للطاقة من المشي بالكعب المنخفض [17]. كما منحت المشاركة فترة راحة كافية بين تجارب الكعوب الخمسة.

تتدرب المشاركة لفترة كافية على كل كعب قبل تسجيل حركتها و استحصال محددات المشي و يتم تسجيل من 3 إلى 5 تجارب لكل كعب للتأكد من الحصول على 3 تجارب ناجحة على الأقل.

5- النتائج والمناقشة

أجريت تجارب تحليل المشي للمشاركات في الحالات الستة (الحالة الأولى بدون حذاء وبقيّة الحالات عند الكعوب 3cm, 5cm, 7cm, 9cm, 12cm على الترتيب) وتم حساب محددات المشي الحركية لاستخدامها في حساب كل من مؤشر مخطط المشي GPS ومؤشر محدد المشي GVS ومؤشر انحراف المشي GDI للطرفين الأيمن والأيسر.

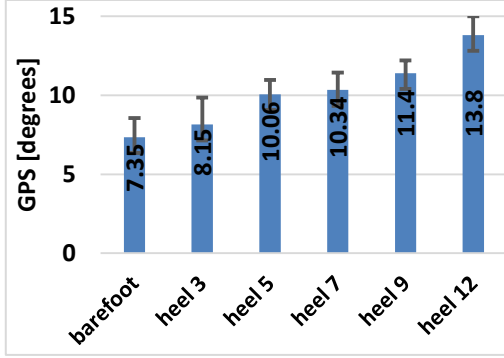
بينت النتائج أن تأثير الكعب العالي قد ظهر على مختلف مؤشرات المشي، ويختلف هذا التأثير حسب ارتفاع الكعب. الشكل (1) يبين تأثير ارتفاع كعب الحذاء على مؤشر GDI، حيث يظهر متوسط قيمة المؤشر عند كل كعب مع الانحراف المعياري المرافق. يمكن ملاحظة أن قيمة المؤشر تكون حوالي الـ 100 في حالة المشي حافي القدمين للطرفين الأيمن والأيسر ثم تبدأ بالانخفاض بازدياد ارتفاع الكعب فعند الكعب 3cm تصبح قيمة المؤشر حوالي 97 و هي قيمة قريبة من الطبيعية، ولكن مع ازدياد

نظام تحليل حركة SMART-D Motion Analysis System صنع Bio-Engineering BTS الإيطالية للمزامنة بين التجهيزات، ويحتوي النظام على مجموعة من البرامج لاستحصال القياسات وحفظ النتائج وإجراء معالجة البيانات وصولاً إلى تقارير تحليل المشي السريري. تم تشغيل الكاميرات وصفائح القوى معا في آن واحد عند تردد اعتياني (sampling frequency) قدره 200 Hz خلال التجارب، واستخدم نسخة برنامج الماتلاب® MatlabR2016a لإجراء عمليات معالجة البيانات و تقييم النتائج.

في كل زيارة للمشاركات وقبل القيام بأية عملية استحصال للبيانات كانت تتم معايرة الكاميرات بشكل دقيق للتأكد من دقتها، وكانت تتم إعادة المعايرة حتى نحصل على دقة قدرها 0.05 ملم.

ت- إجراء التجارب

بعد الحصول على الموافقة من المشاركة وشرح كافة تفاصيل التجربة لها والإجابة عن تساؤلاتها أجري تحليل المشي في مخبر الميكانيك الحيوي في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية في جامعة دمشق، حيث تُجرى لها القياسات الانثروبومترية وتركب المُعلّمات (كروية الشكل بنصف قطر قدره 0.5 سم) على جسدها حسب بروتوكول [16] Davis Heel. وتم تدريب كل مشاركة حتى تعتاد المشي بشكل طبيعي مع وجود المُعلّمات على جسدها، بعدها تم تسجيل حركتها بوساطة 6 كاميرات خلال المشي بسرعة مريحة (السرعة التي ترتاح بها المشاركة أثناء المشي ضمن مسار مستقيم طوله 6 متر) وتتوسط هذا المسار صفيحتي القوى، وتعتبر التجربة ناجحة عند مشي المشاركة بخط مستقيم وملامسة قدم واحدة لكل صفيحة قوى وعدم وجود غيابات في حركة المُعلّمات.



الشكل (2) يبين قيم المؤشر GPS مع الانحراف المعياري عند ارتفاعات الكعوب المختلفة

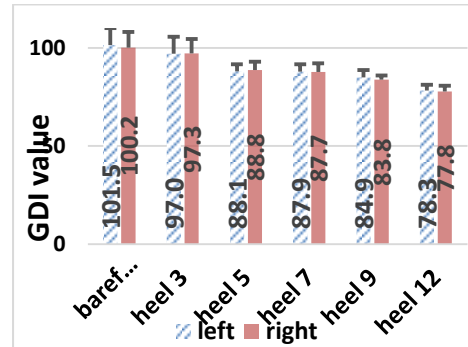
الشكل (3) يوضح مخطط تحليل الحركة لارتفاعات الكعوب المختلفة، ويظهر أيضاً الوسيط والانحراف الربيعي لمؤشر محدد المشي GVS لكل محدد من محددات المشي الحركية التسعة. وتمثل المساحة السوداء أسفل كل عمود القيمة المتوسطة لهذا المحدد من أجل مجموعة الأشخاص المرجعية. يمكن الاستنتاج من الشكل أن المحدد الأكثر تأثراً بزيادة ارتفاع الكعب هو زاوية الكاحل في المستوي السهمي (Ankle Dor/Pla) ومن ثم زاوية الركبة ومن ثم زاوية الورك في المستوي السهمي أيضاً. يمكن ملاحظة قفزة في قيمة مؤشر قبض و بسط مفصل الركبة عند الكعب 5cm مما يدل على زيادة الانحراف عن المشية المرجعية. كما نجد أنه اعتباراً من الكعب 7cm يبدأ تأثير ارتفاع الكعب على المستوي الجبهي فيبدأ مؤشر محدد المشي لزاوية التقريب والتباعد في الورك بالظهور بشكل ملحوظ بالإضافة إلى مؤشر زاوية ارتفاع وانخفاض الحوض ومؤشر زاوية دورانه.

6- الاستنتاجات

من خلال مناقشة النتائج في الفقرة السابقة نستنتج أن ارتفاع الكعب يؤثر بشكل ملحوظ على مشية الإنسان، و أن تأثير هذا الارتفاع يتدرج بازدياد هذا الارتفاع إلى أن يصل إلى مشية تقترب من المشية المرضية. ومعنى ذلك

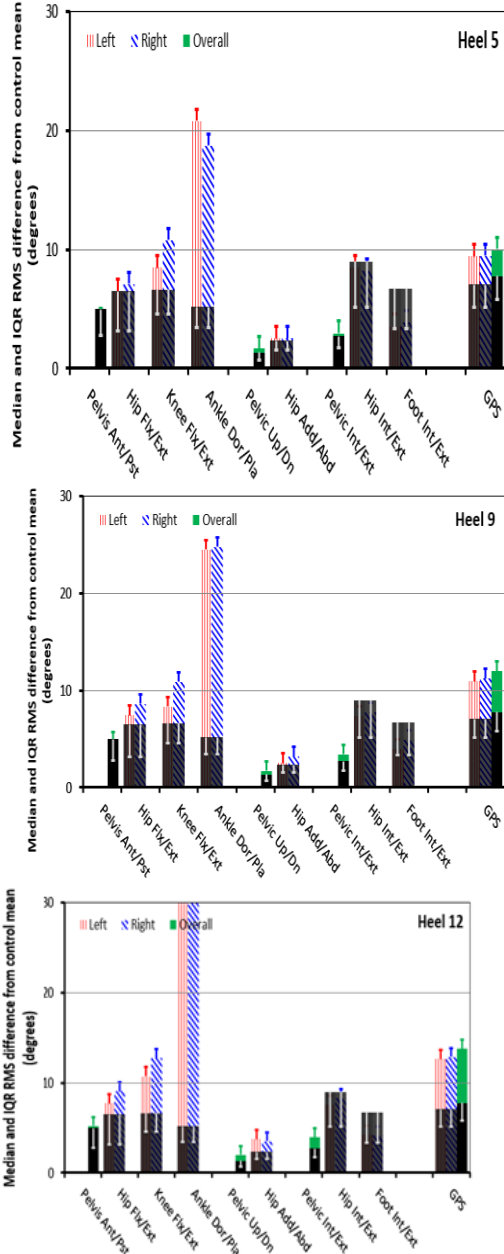
الارتفاع أكثر يبدأ المؤشر بالانزياح عن القيمة الطبيعية أكثر حتى يصل إلى قيمة 77.8 عند الكعب 12cm وهي تعني أن هذه المشية تبعد بمقدار $2.2 \times S.D. (GDI_{raw}^{TD})$ عن متوسط المشية الطبيعية. وهي أقل من قيمة هذا المؤشر لأطفال مصابين بشلل الأطفال [18,19] و أقل من أطفال مصابين بشلل أطفال من المستوى الأول حسب مقياس نظام تصنيف الوظيفة الحركية الإجمالية (GMFCS) [20]، و أقل من المرضى المصابين بالتهاب مفصل الركبة [21]، وقد كانت قيمة الـ GDI عند الكعب 5cm بحدود 88 و هي قريبة من مرضى مصابين بالتهاب مفصل الركبة حسب الدراسة [21].

الشكل (2) يبين قيم مؤشر مخطط المشي GPS عند ارتفاعات الكعوب المختلفة. حيث كانت قيمة هذا المؤشر في حالة المشي دون حذاء 7.35 مع انحراف معياري 1.2، ومن الواضح أن قيمة هذا المؤشر تزداد مع زيادة ارتفاع الكعب، إلا أننا نجد أن هذه القيمة تزداد بشكل أكبر عند الانتقال من الكعب 3cm إلى الكعب 5cm، كما تقفز هذه القيمة عند الانتقال من الكعب 9cm إلى الكعب 12 cm. و هذا يقسم الكعوب إلى ثلاثة أقسام (منخفضة أقل من 5cm) و متوسطة (بين 5cm و 9cm) و مرتفعة (أكبر من 9cm).



الشكل (1) مؤشر الـ GDI مع الانحراف المعياري عند ارتفاعات الكعوب المختلفة.

أن ارتداء الكعب العالي على المدى الطويل سوف يؤدي وبشكل حتمي إلى مشاكل صحية في العظام والعضلات. فقد وجدت هذه الدراسة أن ارتداء كعب طوله 5cm يغير مؤشر انحراف المشي إلى قيمة مشابهة له عند مرضى التهاب مفصل الركبة، وبالتالي ارتداء هذا الكعب على المدى الطويل سيؤثر على طريقة المشي ويغيرها مؤدياً إلى تغيير المحددات الحركية للمشي وبالتالي سيؤدي إلى تعب في العضلات الهيكلية وتشوهات عظمية. كما وجدت الدراسة أن المشي بالكعوب العالية جداً يزيد من قيم مؤشر المشي ليصبح مشابهاً لقيمته عند مرضى شلل الأطفال. وهذا يدل على مدى خطورة المشي بهذه الكعوب. كما أظهرت قيم الـ GPS في هذه الدراسة أنه يمكن تقسيم الكعوب إلى ثلاثة مستويات منخفضة ومتوسطة ومرتفعة وهذا متوافق مع الدراسات المرجعية الأخرى. وبالرجوع إلى مخططات تحليل الحركة يتبين أن ارتفاع الكعب يؤثر أولاً على المحددات الحركية في المستوي السهمي وينتقل هذا التأثير بزيادة ارتفاع الكعب على بقية المحددات في المستوي الجبهي والمقطعي.



الشكل (3) مخطط تحليل الحركة (MAP) للكعوب 5cm و 9cm و 12cm، الأعمدة الملونة هي وسيط الـ GVS لكل محدد و المحسوبة من جميع المشاركات.

Department of Physical Therapy, Angelo State University.

[12] Kark L, Simmons A. 2011. Patient satisfaction following lower-limb amputation: the role of gait deviation. *ProsthetOrthot Int.* 35(2):225–233.

[13] Speciali DS, Oliveira EM, Cardoso JR, Correa JCF, Baker R, Lucareli PRG. 2014. Gait profile score and movement analysis profile in patients with Parkinson's disease during concurrent cognitive load Braz. *Braz J PhysTher.* 18(4):315–322.

[14] Pau M, Corona F, Pili R, Casula C, Sors F, Agostini T, Cossu G, Guicciardi M, Murgia M. 2016. Effects of physical rehabilitation integrated with rhythmic auditory stimulation on spatio-temporal and kinematic parameters of gait in Parkinson's disease. *Front Neurol.* 7:126.

[15] Schwartz, M. H., & Rozumalski, A. (2008). The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait & Posture*, 28(3), 351–357.

[16] Davis, R., Ounpuu, S., Tyburski D. and Gage, J. (1991). "A Gait Analysis Data Collection And Reduction Technique", *Human movement Science*, pp. 575-587.

[17] Ho K. Y., Blanchette M. G., Powers C.M. (2012) The influence of heel height on patellofemoral joint kinetics during walking. *Gait & Posture* 36, pp. 271–275.

[18] Rozumalski, A., & Schwartz, M. H. (2011). The GDI-Kinetic: A new index for quantifying kinetic deviations from normal gait. *Gait & Posture*, 33(4), 730–732.

[19] Joanna, M., Magdalena, S., Katarzyna, B.-M., Daniel, S., & Ewa, L.-D. (2020). The Utility of Gait Deviation Index (GDI) and Gait Variability Index (GVI) in Detecting Gait Changes in Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy Children Using Ankle–Foot Orthoses (AFO). *Children*, 7(10), 149.

[20] Malt, M. A., Aarli, Å., Bogen, B., & Fevang, J. M. (2016). Correlation between the Gait Deviation Index and gross motor function (GMFCS level) in children with cerebral palsy. *Journal of Children's Orthopaedics*, 10(3), 261–266.

[21] Kobsar, D., Charlton, J. M., Krowchuk, N. M., Thatcher, D., & Hunt, M. A. (2019). Knee-specific gait deviation index for assessing healthy and osteoarthritic gait. *Osteoarthritis and Cartilage*, 27, S119.

Reference

[1] Simon, S. R. (2004). Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics*, 37(12), pp. 1869–1880.

[2] Mikolajewska E., Prokopowicz P., Mikolajewski D. (2017), Computational gait analysis using fuzzy logic for everyday clinical purposes – preliminary findings. *Bio-Algorithms and Med-Systems*, 13(1), pp. 37–42.

[3] Schutte L.M., Narayanan U., Stout J.L., Selber P., Gage J.R., Schwartz M.H. (2000) An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait Posture*, No.11, pp.25–31.

[4] Baker R., McGinley J.L., Schwartz M.H., Beynon S., Rozumalski A., Graham H.K. et al. (2009) The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile. *Gait&Posture*, 30(3), pp. 265–269.

[5] Joanna, M., Magdalena, S., Katarzyna, B.-M., Daniel, S., & Ewa, L.-D. (2020). The Utility of Gait Deviation Index (GDI) and Gait Variability Index (GVI) in Detecting Gait Changes in Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy Children Using Ankle–Foot Orthoses (AFO). *Children*, 7(10), pp.149.

[6] Manousaki, E., Esbjörnsson, A.-C., Mattsson, L., &Andriessse, H. (2019). Correlations between the Gait Profile Score and standard clinical outcome measures in children with idiopathic clubfoot. *Gait & Posture*, 71, pp.50–55.

[7] Hamandi, S. J., &Ruken, D. M. (2020). Biomechanical study with kinematic and kinetic descriptions of the effect of high-heeled shoes in healthy adult females based on gait analysis. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 671, 012063.

[8] Smallwood L.L.A. (2018) The Influence of High Heel Shoes and Toe Walking on Gait Kinematics and Kinetics. P.hD. dissertation, Graduate Faculty of Auburn University, Auburn, Alabama.

[9] Wiedemeijer, M. M., & Otten, E. (2018). Effects of high heeled shoes on gait. A review. *Gait & Posture*, 61, pp. 423–430

[10] Esenyel M., Walsh K., Walden J. G., Gitter A. (2003) Kinetics of High-Heeled Gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(1), pp.27-32.

[11] Fath J., Jurek S., Secoy J. (2016) Kinetic and Kinematic Differences of Barefoot versus High-Heeled Gait in Healthy, Young Adult Females: A Pilot Study. *Research Project Paper*,