

تصميم مؤشر ذكي لتقييم التغيرات في المشي الناتجة عن ارتداء الكعب العالي باستخدام محددات المسافة و الزمن

رشا كاظم مسعود⁽¹⁾

الملخص

يؤثر ارتداء الكعب العالي سلباً في صحة الجهاز الدعامي الحركي لدى النساء، كما يؤدي إلى تغير في طريقة المشي لديهن مما يؤثر في محددات المشي، وهذا ما أكدته الدراسات المرجعية جميعها. هدَفَ هذا البحث إلى بناء مؤشر ذكي يعتمد على المنطق العائم لإظهار مقدار الانحراف عن المشية الطبيعية عند ارتداء الأحذية ذات الكعب العالي، وذلك بالاعتماد على محددات المسافة والزمن. أجريت التجارب على 14 متطوعة في مخبر الميكانيك الحيوي في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية في جامعة دمشق، إذ ارتدت كل مشاركة 5 أزواج من الأحذية لها كعوب ذات ارتفاعات مختلفة، وأجرت 6 تجارب مختلفة إحداهما دون حذاء. تم استحصال محددات المسافة والزمن للمشبي من التجارب الست الأنفة الذكر ومن ثم تم تصميم نظام منطق عائم يقوم بحساب مؤشر يدل على مقدار التغير في المشي عند ارتداء الكعب العالي، يعتمد هذا النظام في بناء مجموعات المنطق العائم على المتوسط والانحراف المعياري إلى محددات المسافة والزمن في المشية الطبيعية (دون حذاء)، كما استُخدمت قاعدة قوانين معيارية (standard rule base) تم تعديلها لتناسب مع نتائج الدراسات المرجعية من أجل بناء النظام الخبير. استخدم خرج هذا النظام كمؤشر يدل على التغيرات في المشي وعلى تأثير الكعب العالي في محددات المسافة والزمن للمشبي. قسم هذا المؤشر ارتفاعات الكعوب المستخدمة في هذه الدراسة إلى ثلاثة مجالات من حيث تأثيرها في محددات المشي. وإثبات مدى وثوقية هذا المؤشر دُرِس الارتباط بين المؤشر المقترح ومؤشر الـGPS المستخدم في الدراسات المرجعية، وقد تبين وجود ارتباط عالٍ بين المؤشرين ممَّا يدلُّ على صلاحية المؤشر المقترح وإمكانية استخدامه في تقييم المشي.

الكلمات المفتاحية: مؤشر الـGPS، بارمترات المسافة والزمن للمشبي، المنطق العائم، الكعب العالي.

(1) أستاذ مساعد في قسم الهندسة الطبية، كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية، جامعة دمشق، دمشق، سورية

Developing an Intelligent Indicator to Evaluate High-Heeled Gait Variations Using Temporal-Distance Parameters

Dr. Rasha Kazem Massoud

Abstract

High heels badly affect women's musculoskeletal system, previous studies confirmed that wearing high heels alters gait and changes its parameters. This study aims to design an intelligent fuzzy logic indicator to detect gait deviations resulting from using high heel shoes. Fourteen participants went through experiments in the Biomechanics Lab at Damascus University. Each participant made six experiments wearing five different heel height shoes, and one experiment with bare foot. Temporal-distance gait parameters were collected and processed, a fuzzy logic system was built to calculate a gait variation index. The fuzzy input sets were chosen depending on the mean and standard deviation of temporal and distance gait parameters for normal trials (bare foot). A standard fuzzy rule base was chosen and modulated to correspond with the literature studies, and the output of the system was used as gait variation index, which showed the effects of wearing high heels on the temporal and distance parameters. It also showed that heel height can be divided into 3 categories depending on its effect on the gait parameters. A high correlation between the suggested index and the gait profile score (GPS) was found, this result confirms the validity of the suggested index and its capability to be used in gait evaluation.

Keywords: Gait profile score (GPS), Temporal-distance gait parameters, fuzzy logic, high heels.

(double support)، وهذا نتيجة لنقصان الثبات في أثناء

المشي [7].

كما أن العديد من الدراسات السابقة وجدت تناقصاً في دورة المشي، وطول الخطوة بازدياد ارتفاع الكعب وأكدت نقصاناً في الثبات والتوازن في أثناء المشي عند المشاركات في تجارب المشي سواء كن يافعات أو متقدمات في العمر [3, 6, 8, 9].

اعتمدت أغلب الدراسات التي بحثت في تأثير الكعب العالي على تحليل المشي البصري إلى محددات المشي أو لنمط المشي، كما اعتمد بعضها على التحليل الإحصائي إلى محددات. إن تحليل المشي البصري هو طريقة غير مكلفة إلا أنها تفتقر للدقة، فقد أثبتت بعض الدراسات أن الاتفاق في طرائق التقييم البصري يحدث فقط بنسبة 63.8% من الحالات. ومن ثمَّ يجب ان يترافق تحليل المشي البصري مع طرائق أكثر دقة في تقييم المشي [10]. لذلك أصبح تحليل المشي المحوسب جزءاً متكاملاً في عملية تصنيف مشية الإنسان إلى مجموعات مختلفة حسب الأمراض وفي اتخاذ قرار معالجة الانحراف في المشي [11].

ويعدُّ المنطق العائم (fuzzy logic) من أهم التقنيات المستخدمة في تحليل المشي المحوسب، حيث يتم اتخاذ القرار الطبي عن طريق توظيف المعطيات الحركية للمشية مع المنطق العائم. إن التقييم الدقيق الذي يحققه هذا النوع من التحليل يعتبر مهماً جداً لمساعدة الأطباء على فهم آلية المشي الطبيعي والمرضي، ومعالجة الانحراف في المشي، وتصنيف المشية المرضية عند الإنسان [11].

إن تحليل المنطق العائم يعامل المتغيرات بدرجة من الغموض لاتعتمد على الاحتمال بل على الحتمية، في حين تنظر الطرائق الاحتمالية إلى المتغيرات كعشوائية احتمالية. وتؤدي نظرية مجموعات المنطق العائم دوراً أساسياً في التعامل مع الغموض عند اتخاذ القرارات في التطبيقات الطبية، وذلك عن طريق تمييز الأنماط و تحليل

مع التناقص المستمر في نسبة النساء اللواتي يرتدين الكعب العالي يومياً، إلا أنَّ هناك العديد من النساء اللواتي يقضين يومهن كاملاً يرتدينه في العمل أو ربما مساءً أيضاً، فمع أن النساء السوريات حققن تقدماً كبيراً في مجالات الحياة كلها مقترناً مع زيادة في فرص التعليم والعمل، إلا أنَّهن مازلنا مجبرات على ارتداء الكعوب العالية في العمل والمناسبات الاجتماعية. إذ تصور وسائل الإعلام والإعلان الكعب العالي على أنه رمز للقوة والنجاح والجادبية والأثوثة، ولكن النساء يدفعن ثمناً باهظاً لقاء ارتداء هذه الكعوب، فالنساء اللواتي يرتدين الكعب العالي يومياً تزداد لديهن مخاطر تطور التشوهات في القدم والروماتزم، وهذا يمكن أن يؤثر سلباً في وضعية الوقوف وفي نظام العضلي الهيكلي [1].

يؤثر نوع الحذاء في التوازن ونشاط العضلات أثناء المشي، كما أن انحراف المشية عن المشية الطبيعية يؤدي إلى تغيير التوازن خلال المشي وحدوث أضرار في الأنسجة الطرية والتعب العضلي، كما وجد أن ارتداء الكعب العالي يؤدي إلى تغيير في نمط المشي والمحددات الحركية والتحريرية للمشية [2].

توصلت الدراسات العديدة على الكعب العالي إلى نتائج مختلفة، وقد بينت الدراسات أنَّ التغيير في محددات المسافة والزمن بسبب الكعب العالي لا يتعلق بارتفاع الكعب فقط بل يتعلق بخصائصه أيضاً كصلابته، والتصميم العام للحذاء، وقد اتفقت الدراسات في نتائجها على وجود تناقص تدريجي في زمن التلامس بازدياد ارتفاع الكعب، نظراً إلى أنَّ زمن التلامس له علاقة مباشرة بتواتر المشي فنتيجة لذلك سيقبل تواتر المشي للحفاظ على التوازن [3-6]. وقد وجدت بعض الدراسات أنَّ زيادة ارتفاع الكعب تقلل من سرعة المشي، وتزيد من زمن الدعم الثنائي

[23]؛ وهذه النتائج تشجع على استخدام المنطق العائم في تقييم الانحراف أو التغير في المشي. هدَفَ هذا البحث إلى دراسة تأثير الكعب العالي في التغير في المشي باستخدام محددات المسافة والزمن، ويستخدم المنطق العائم في بناء مؤشر رقمي يدل على تأثير الكعب العالي في المشي، وعلاقة هذا التأثير مع ارتفاع الكعب، وهذا على حد علم الكاتب غير مدروس إلى الآن.

2- الطرائق المستخدمة

2-1 الإجراء العملي وجمع المعطيات

أ- المشاركون في التجارب

بلغ عدد المشاركات في الدراسة 14 مشاركة من طالبات جامعة دمشق متوسط أعمارهن 22.57 ± 0.97 سنة، ويبلغ متوسط طولهن 1.61 ± 0.04 m، أمّا متوسط وزنهن 53.1 ± 6.6 kg، ومتوسط قياس القدم $EUR 38 \pm 1$ ولا توجد لديهن أية مشكلات صحية تؤثر في المشية.

ب- التجهيزات والبرمجيات 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 - صنع شركة. BTS Bioengineering Corp الإيطالية- تلتقط الأشعة المنعكسة على المُعلّمات (يشيع تسميتها بالماركرات) retro - reflective markers المثبتة على الجسم.

ت- صفيحتا قوى Force plate Type: 9281E صنع مجموعة KISTLER السويسرية، أبعاد كل صفيحة

المعطيات [12]. يمكن أن تزيد النمذجة المحوسبة وقوة الذكاء الصناعي من الاستدلال الطبي في معظم الإجراءات السريرية المعقدة مثل إعادة تعليم المشي (gait reeducation) المدعوم ببروتات إعادة التأهيل والهياكل الخارجية (exoskeletons) [10] ما زال استخدام المنطق العائم كأداة في التحليل السريري لمشية الإنسان قليلاً نسبياً، وقد أظهرت الدراسات فائدة استخدامه في هذا المجال [13-15].

تركزت معظم البحوث والدراسات المرجعية على استخدام المنطق العائم في تصنيف اضطرابات المشي وتشخيصها [11,12,16,17,18] كما استخدم المنطق العائم في اتخاذ القرار لطريقة إعادة التأهيل وتقييمها [10]، واستخدم أيضاً لتحديد درجة الإعاقة في المشي [19] وتحديد أطوار المشي [20] وتحديد أطوار المشي للطرف الصناعي عند المبتورين [21]، كما طور بعضهم حذاءً ذكياً لتحليل المشي باستخدام المنطق العائم يستطيع تمييز أطوار المشي [22]، وقد استخدم بعضهم الآخر المنطق العائم للحصول على مؤشر للتوازن في مشية الإنسان [23] وتخمين عمر القدم [24]، كما استخدم في التعرف إلى الأشخاص من خلال مشيتهم [25, 26].

قام Biswas A. وزملاؤه عام 2007 باقتراح طريقة جديدة لتقييم التوازن في المشي مع نظام محمول، واستخدام مؤشر وحيد لتوازن المشي يعتمد على ستة محددات ضغط أخصي قيسَت باستخدام نظام قياس الضغط F-scan مدمج مع متحكم المنطق العائم. وقِيَمَ مؤشر توازن المشي باختباره على 15 شخصاً سليماً عند أربعة مستويات متناقصة من التوازن وربط مستويات التوازن هذه مع قيم مؤشر التوازن. أثبت نظام المنطق العائم المقترح ارتباط متوسط إلى عال بينه وبين نتائج تقييم المشي التقليدية

الكعب الأدنى إلى الكعب الأعلى ارتفاعاً؛ وذلك للتقليل من تأثيرات التعب؛ لأنَّ المشي بالكعب العالي أكثر استهلاكاً للطاقة من المشي بالكعب المنخفض [28]. كما منحت المشاركة مدة راحة كافية بين تجارب الكعوب الخمس. تتدرب المشاركة مدة كافية على كل كعب قبل تسجيل حركتها واستحصال محددات المشي (محددات المسافة والزمن)، وتُسجَلُ من 3 إلى 5 تجارب لكل كعب، ومن ثمَّ يُسجَلُ ما يصل إلى 30 تجربة لكل مشاركة.

2-2 محددات المسافة والزمن

تشمل محددات المسافة: طول الخطوة (Step length) وعرضها (Step width) وطول دورة المشي (Stride Length)، أما محددات الزمن فتكون: السرعة (velocity) وزمن دورة المشي (Stride Duration) وزمن طور التلامس (Stance Phase Duration) وزمن الثنائي (Double Support Phase Duration) وزمن طور التآرجح (Swing Phase Duration) وتواتر المشي (Cadence) [30] [29].

2-3 نظام المنطق العائم المستخدم لدراسة تأثير الكعب العالي في المشي

يعدُّ المنطق العائم من التقنيات المناسبة للتصنيف الطبي وقد استخدم في هذا البحث للكشف عن الانحرافات في محددات المسافة والزمن للمشي ووضع مؤشر رقمي يدل على درجة انحراف هذه إلى محددات عن المحددات الطبيعية، ومن ثمَّ يحدد درجة الانحراف العام للمشية عند استخدام الأحذية ذات الكعب العالي عن المشية الطبيعية دون حذاء. ويمكن تلخيص منهجية العمل كما هو مبين في الشكل 1، إذ بُنِيَتْ ثلاثة أنظمة للمنطق العائم في Matlab R2016a® أحدها لكشف التغير في محددات المسافة FL_dist والأخر لكشف التغير في محددات الزمن FL_temp أما النظام الثالث FL_gait فله دخلان

40x60cm وتشكلان جزءاً من مسار المشي وعلى مستوى الأرض

ث- نظام تحليل حركة SMART-D Motion Analysis System صنع Bio-Engineering الإيطالية للمزامنة بين التجهيزات، ويحتوي النظام على مجموعة من البرامج لاستحصال القياسات وحفظ نتائج التجارب وإجراء معالجة البيانات للوصول إلى تقارير تحليل المشي السريري.

ج- بلغت قيمة تردد اعتيان الكاميرات والصفائح 200 Hz خلال التجارب، واستخدم نسخة برنامج الماتلاب R2016a® Matlab لإجراء عمليات معالجة البيانات وتقييم النتائج.

ح- إجراء التجارب بعد الحصول على الموافقة الشفهية من المشاركة وشرح تفاصيل التجربة لها والإجابة عن تساؤلاتها أجري تحليل المشي في مخبر الميكانيك الحيوي في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية في جامعة دمشق، إذ تُجرى لها القياسات الانثروبومترية وتركيب المُعلِّمات على جسدها حسب بروتوكول Davis Heel [27]. تُدرَّبُ المشاركة على المشي بشكل طبيعي مع وجود المُعلِّمات وعند إتقانها للمشي دون تأثر بوجود المُعلِّمات يُجرى تسجيل فيديو لحركتها بواسطة 6 كاميرات خلال المشي بسرعة مريحة ضمن مسار مستقيم طوله 6 أمتار وتتوسطه صفيحتي القوى، وتعدُّ التجربة ناجحة عند مشي المشاركة بخط مستقيم وملامسة قدم واحدة لكل صفيحة قوى وعدم وجود غيابات في حركة المُعلِّمات.

تم الحصول على محددات المشي في ست حالات باستخدام خمسة أزواج من الأحذية لها ارتفاعات مختلفة من الكعوب: دون حذاء (حافية القدمين)، 3 cm و 5cm و 7cm و 9cm و 12 cm على التوالي، وتتدرج التجارب من

القيم العالية لتابع العضوية (Normal) تكون المشية أقرب ما يمكن إلى المشية الطبيعية، وكلما اتجهنا إلى اليمين في الشكل 2 ابتعدنا عن المشية الطبيعية، وتُحسَبُ القيمة العددية الحقيقية لخرج النظام باستخدام عملية إزالة التعويم. صُمِّمَتْ قوانين المنطق العائم في كل من النظامين الأول والثاني بطريقة Mamdani الموضحة بالمعادلة 1:

$$R_i: \text{if } x_1 \text{ is } A_{i1} \text{ AND, } \dots, x_{ni} \text{ is } A_{in} \text{ THEN } y_i \text{ is } B$$

إذ x_1 هي الدخل الأول و i_1 هي مجموعة المنطق العائم للدخل الأول و i هو رقم قانون المنطق العائم، في حين y_i هو خرج القانون i و B هي مجموعة المنطق العائم لذلك الخرج. يبلغ عدد قوانين المنطق العائم المستخدمة 81 قانوناً لكل نظام وهي قاعدة قوانين مرجعية عُدِّلت اعتماداً على نتائج الدراسات السابقة.



الشكل (1) مخطط يوضح الطريقة المستخدمة في البحث

الجدول (1) مجموعات المنطق العائم لدخلي كل من النظامين FL_dist و FL_temp

هما مخارج كل من النظام الأول والثاني ومخرجه هو مؤشر الانحراف أو التغير في دورة المشي. ويبين الجدول 1 مداخل الأنظمة FL_dist و FL_temp فضلاً عن مجموعات المنطق العائم ومجالاتها لكل مدخل، صُمِّمَتْ كل مجموعة دخل عائمة بناءً على المتوسط والانحراف المعياري لكل محدد عند المشية الطبيعية. يبين القسم الأيسر من الجدول محددات المسافة كدخل لنظام المنطق العائم FL_dist ومن ثمَّ يكون للنظام أربعة مداخل (مدخل لكل محدد)، تُجرى عملية التعويم (fuzzification) لكل مدخل، وتتم هذه العملية بتعريف ثلاثة توابع عضوية لكل مدخل: تابع Mid الذي تكون قيمته مرتفعة عندما تكون قيمة المحدد ضمن المجال الذي يمثل بالمتوسط \pm الانحراف المعياري عن القيمة الوسطية للمحدد عند العينات دون حذاء (control parameters) وقيمة هذا المجال موجودة في العمود ranges في الجدول، وتكون قيمة تابع العضوية للدخل low أو high عندما تنقص قيمة المحدد أو تزيد على القيمة الوسطية إلى محددات المشي للعينات (دون حذاء). وقد حُدِّدَتْ وحدة كل محدد عند ذكر اسمه في الجدول.

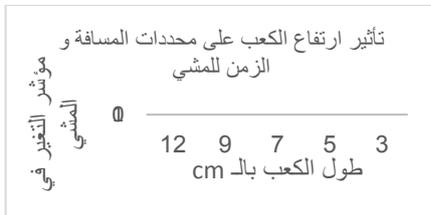
يشابه القسم الأيسر من الجدول قسمه الأيمن ويشرح دخل نظام المنطق العائم FL_temp، وهو المحددات الزمنية للمشي، وبشكل مشابه للقسم الأيمن من الجدول يتم تعويم القيم الحقيقية للمداخل باستخدام ثلاثة توابع للعضوية هي: Mid و low و high.

أمَّا بالنسبة إلى الخرج فله التصميم نفسه في كل الأنظمة، و هو مكون من أربع مجموعات منطق عائم موضحة بالشكل 2، وهذه المجموعات هي: Normal, Medium, High, Extremely high، وهي تصف درجة قرب محددات المشي من محددات المشي الطبيعي (دون حذاء)، فعندما يكون خرج المنطق العائم Normal (عند

تجارب المشي بأحذية ذات كعوب مختلفة الارتفاع إذ حُسِبَ متوسط محددات المسافة والزمن عند كل كعب وكل عينة على حدة و أُدخِلَتْ إلى النظام المقترح.

يعطي كل نظام من أنظمة المنطق العائم الثلاثة خرجاً تكون قيمته ضمن المجال $[0,1]$ إذ 0 تعني أنه لا يوجد أي انحراف أو تغير عن المشية الطبيعية (دون حذاء)، وتزداد القيمة بازدياد الانحراف عن المشية الطبيعية، وفي هذه الورقة البحثية سُمِّيتْ هذه القيمة بمؤشر التغير عن المشية الطبيعية (Fuzzy Gait Variation Index (FGVI)).

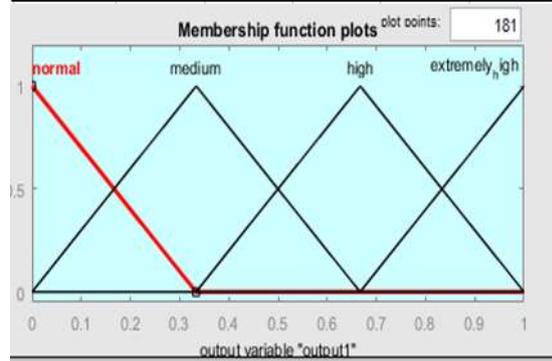
يظهر الشكل 3 تغير قيمة المؤشر بتغير ارتفاعات الكعوب عند حسابه من أجل متوسط العينات المشاركة، ويلاحظ أن الكعب الأقل ارتفاعاً له تأثير أقل في التغير في المشي والكعب الأعلى له تأثير أكبر. كما يبيّن الشكل أنه يمكن تقسيم ارتفاعات الكعوب إلى ثلاثة مجالات: كعوب ذات ارتفاع منخفض (3cm)، وكعوب ذات ارتفاع عالٍ (9-12)، أي متوسط (5-7 cm)، وكعوب ذات ارتفاع عالٍ (9-12)، أي إنّ الكعوب 5 cm و 7 cm ذات تأثير متقارب في محددات المسافة والزمن للمشي، والأمر نفسه بالنسبة إلى الكعبين 9cm و 12 cm.



الشكل (3) قيمة المؤشر عند ارتفاعات مختلفة للكعوب.

يظهر الشكل 4 تأثير ارتفاع الكعب في محددات المسافة والزمن، ويكون تأثير ارتفاع الكعب العالي في محددات المسافة أكبر منه بالنسبة إلى محددات الزمن، أي إنّ محددات المسافة تتأثر عند ارتداء الكعب العالي أكثر من محددات الزمن. كما يلاحظ انخفاض واضح في مؤشر التغير في محددات المسافة للمشي عند الكعب 7 cm، وهذا يعني أن الكعب 7cm كان مريحاً لبعض العينات بحيث أعطى المؤشر قيمة أقل من قيمته عند الكعب 5 cm، ولكنه لا يزال أعلى من قيمة المؤشر عند الكعب 3cm.

Fldist			FLtemp		
Input field	Ranges	Fuzzy Set	Input field	Ranges	Fuzzy Set
Stride length [m]	< 1.24	Low	Stride duration [s]	< 1.13	Low
	1.18 - 1.31	Mid		1.04 - 1.25	Mid
	> 1.24	High		> 1.13	High
Step width [m]	< 0.165	Low	Stance duration [s]	< 0.685	Low
	0.13 - 0.19	Mid		0.6 - 0.77	Mid
	> 0.165	High		> 0.685	High
Step length [m]	< 0.535	Low	Swing duration [s]	< 0.44	Low
	0.48 - 0.58	Mid		0.39 - 0.49	Mid
	> 0.535	High		> 0.44	High
Mean velocity (%height/s)	< 59.54	Low	Double Support duration [s]	< 0.117	Low
	46.6 - 72.4	Mid		0.09 - 0.148	Mid
	> 59.54	High		> 0.117	High



الشكل (2) مجموعات المنطق العائم لخرج النظام

أماً بالنسبة إلى طريقة إزالة التعويم (defuzzification) فقد استخدمت الدراسة طريقة متوسط القيم (mean of maxima)؛ وذلك لأنها من أنسب الطرائق المستعملة في اتخاذ القرار، ويتم إظهار التغير في المشي على هيئة رقم ينتمي للمجال $[0,1]$ إذ 0 تدل على المشية الطبيعية و كلما ازداد التغير عن المشية الطبيعية ازداد الرقم إلى أن يبلغ الحد الأعظمي للمجال.

3- النتائج و مناقشتها

بعد تصميم أنظمة المنطق العائم الأنفة الذكر و بناء مجموعات المنطق العائم للدخل والخرج اعتماداً على المتوسط والانحراف المعياري لكل محدد من محددات المسافة والزمن للعينات جميعها عند المشي دون ارتداء حذاء (مشية طبيعية)، تم اختبار النظام النهائي على

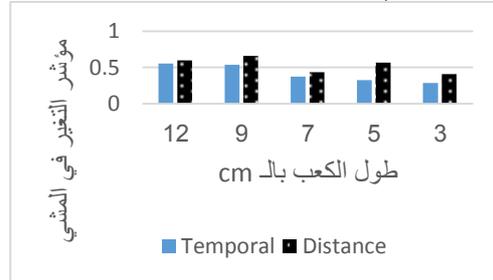
الشكل (5) قيم مؤشر الـGPS عند ارتفاعات مختلفة للكعوب حُسيبَ مؤشر الـGPS من أجل محددات المسافة والزمن كل على حدة، ثم حُسيبَ المؤشر الكلي إلى محددات المسافة و الزمن معاً ثم حُسيبَ الارتباط (correlation) بين مؤشر الـGPS ومؤشر الـGVIF، ويبيّن الجدول 2 وجود ارتباط قوي بين المؤشرين، ويستنتج من الجدول أن الارتباط الأقوى هو بين مؤشر الـGPS العام و مؤشر الـGPS المحسوب من محددات المسافة، وهذا يرجع إلى أن مؤشر الـGPS المستخدم في الدراسة ليس مقيساً وله وحدة تتناسب مع وحدة المحسوب منها، بينما المؤشر المقترح ليس له وحدة قياس، وهو مقيس ضمن المجال [0,1].

4- الاستنتاجات والخلاصة

بيّنت هذه الدراسة وجود تغيرات في محددات المسافة والزمن عند ارتداء الكعوب العالية، وأن هذه التغيرات تزداد بازدياد ارتفاع الكعب، كما بينت إمكانية تقسيم ارتفاع الكعب إلى ثلاثة مجالات: منخفضة ومرتفعة وعالية حسب قيمة مؤشر التغير في المشي (FGVI) وهذا متوافق مع معظم الدراسات المرجعية [32].

كما بيّنت الدراسة أنّ المؤشر المقترح المبني على نظام المنطق العائِم يتوافق ومؤشر مخطط المشي المستخدم في العديد من الدراسات المرجعية، وهذا يسمح باستخدام هذا المؤشر في تقييم وجود تغير أو انحراف عن المشية الطبيعية، ونظراً إلى أنّ النظام مبني باستخدام الحالات السليمة أمكن استخدام النظام في تقييم تقدم المعالجة أو تقييم المشية المرضية.

لا يمكن تأكيد الدراسة أو تعميمها وقد يكون السبب هو نوع الحذاء المستخدم.



الشكل (4) تأثير ارتفاع الكعب في محددات المسافة والزمن

ولمعرفة مدى وثوقية مؤشر التغير في المشية المقترح وإمكانية صلاحيته للاستخدام قُورِنَ هذا المؤشر بمؤشر مخطط المشية (Gait Profile Score) (GPS) المستخدم في كثير من الدراسات المرجعية الذي اقترحه الباحث Baker عام 2009 [31]، يمكن الوصول إلى المعادلات التي استخدمها Baker وزملاؤه وإجراء حسابات الـGPS من خلال عنوان الشابكة:

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

يبيّن الشكل 5 وجود اختلافات في قيم مؤشر مخطط المشي (GPS) عند ارتفاعات مختلفة لكعوب الأحذية والمحسوب من محددات المسافة والزمن للمشي، ويظهر أيضاً انخفاض المؤشر ومن ثمّ انخفاض الانحراف عن المشي عند الكعب 7 cm كما هو الحال لمؤشر التغير في المشي (FGVI) بالنسبة إلى محددات المسافة.



الجدول (2) قيم الارتباط بين مؤشر الـGPS و مؤشر الـGVIF

	GPS_all	GPS_temp	GPS_dist	FGVI_all	FGVI_temp	FGVI_dist
GPS_all	1					
GPS_temp	0.952508	1				
GPS_dist	0.996345	0.925276	1			
FGVI_all	0.940163	0.963672	0.914098	1		
FGVI_temp	0.891517	0.77239	0.902307	0.876956	1	
FGVI_dist	0.900846	0.971187	0.863924	0.987793	0.792399	1

1- الآفاق المستقبلية

إن النظام المقترح يحتاج فقط إلى محددات المسافة والزمن للمشبي التي يسهل الحصول عليها باستخدام حساسات القدم، كما تتوافر هذه الحساسات في بعض الأحذية الرياضية التي تنتجها شركات عالمية، إذ قامت هذه الشركات بتصميم تطبيقات على الهاتف المحمول تتيح ربط هذه الحساسات بالهاتف ونقل الإشارات المقيسة من الحساسات إلى الهاتف ومعالجتها وإعطاء تقرير عن أداء المشي للشخص. اعتماداً على نتائج هذا البحث يمكن بناء نظام متكامل يتألف من حساسات توضع داخل الحذاء وتتصل لاسلكياً بتطبيق موجود على جهاز محمول لحساب مؤشر التغير في المشي، بحيث يستخدم هذا النظام من قبل باعة الأحذية حتى يستطيع الزبون التأكد من ملائمة الحذاء قبل شرائه.

بُنِيَ النظام المقترح باستخدام محددات المسافة والزمن، إلا أنه يمكن تصميم النظام بالاعتماد على محددات المشي الأخرى (الحركية والتحريرية)، وهذا مكلف حسابياً وأصعب تجريبياً إلا أنه سيعطي نتائج أدق قد تؤدي إلى فتح آفاق أخرى لتطبيقات المؤشر المقترح.

References

- 10- 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.
- 11- Pauk J. (2007) Fuzzy Logic in Biomechanics of the Human Gait, *Int. Journal of Design & Nature*. 1(2), pp. 174–185.
- 12- Yardimci A. (2007,) Fuzzy Logic Based Gait Classification for Hemiplegic Patients , in: *Advances in Intelligent Data Analysis VII, Proceedings of the 7th International Symposium on Intelligent Data Analysis, IDA 2007, Ljubljana, Slovenia, September 6-8.*
- 13- Senanayake CM, Senanayake SM. (2010). Computational Intelligent Gait-Phase Detection System to Identify Pathological Gait. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 14, pp.1173–1179.
- 14- Armand S, Watelain E, Roux E, Mercier M, Lepoutre FX. (2007) Linking Clinical Measurements and Kinematic Gait Patterns of Toe-Walking using Fuzzy Decision Trees. *Gait Posture*, 25, pp.475–484.
- 15- Sagawa Y. J., Watelain E, De Coulon G, Kaelin A, Gorce P, Armand S. (2013). Are Clinical Measurements Linked to the Gait Deviation Index in Cerebral Palsy Patients? *Gait Posture*, 38, pp.276–280.
- 16- Pauk J., Derlatka M., Dlugosz R., Kolasa M. (2009) Human Gait Analysis and Classification Based on Neural Networks and Fuzzy Logic, *Solid State Phenomena*, Vols 147-149, pp 600-605.
- 17- Chacon-Murguia M. I., Arias-Enriquez O., and Sandoval-Rodriguez R. (2013). “A Fuzzy Scheme for Gait Cycle Phase Detection Oriented to Medical Diagnosis,” in *Pattern Recognition (Lecture Notes in Computer Science)*. Berlin, Germany: Springer, vol. 7914, pp. 20–29.
- 18- Pushparani M., Kalaivani B. (2014) Identification of Gait Disorders using Fuzzy Expert System, *International Journal of Science and Research*, 3(10), pp. 868-872.
- 19- Rosatia R., Agostinia V., Knaflitz M. and Balestraa G. (2017) Gait Impairment Score: A
- 1-Arias R. (2005) “Daily High Heel Use and Injury Prevention in Women”. *Biomechanics* [online], pp. 1-4.
<http://academic.brooklyn.cuny.edu/physed/yingling/biomechanics/links/raymond.pdf>
- 2- Barkema D. (2010) "The Effect of Heel Height on Frontal Plane Joint Moments, Impact Acceleration, and Shock Attenuation During Walking". MSC thesis. Graduate Theses and Dissertations. Paper 11348. Iowa State University, USA.
- 3- Eisenhardt, J.R., Cook, D., Pregler, I., & Foehl, H.C. (1996). Changes in Temporal Gait Characteristics and Pressure Distribution for Bare Feet versus Various Heel Heights. *Gait & Posture*, 4, pp. 280-286.
- 4- Esenyel, M., Katlen, W., Walden, J.G., & Gitter, A. (2003). Kinetics of High-Heeled Gait. *Journal of American Podiatric Medicine Association*, 30, pp.914–918.
- 5- Gastwirth B. W., OBrian T. D., Nelson R. M., Manger D. C., & Kindig S. A. (1991). An Electrodynographic Study of Foot Function in Shoes of Varying Heel Heights. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 81, pp.463-471.
- 6- Ucanok G. M. & Peterson D. R. (2006). Knee and Ankle Deviations during High-Heeled Gait. *Bioengineering conference, Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast*, pp.17-18.
- 7- Menant J. C., Perry S. D., Steele J. R., Menz H. B., Munro B. J., & Lord S. R. (2008). Effects of Shoe Characteristics on Dynamic Stability When Walking On Even and Uneven Surfaces in Young and Older People. *Achieves of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, pp.1970-1976.
- 8- de Lateur B. J., Giacconi R. M., Questad K., Ko M., & Lehmann J. F. (1991). Footwear and Posture: Compensatory Strategies for Heel Height. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70(5), pp.246-254.
- 9- Katoh Y., Chao E. Y. S., Laughman R. K., Schneider E., & Morrey B. F. (1983). Biomechanical Analysis of Foot Function During gait and Clinical Applications. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 177, pp. 23-33.

- 26- Kaur V., Sharma K.K., Chauhan S. (2015) Human identification based on Gait using Fuzzy Logic. *International Journal of Recent Research Aspects, Special Issue: Engineering Research Aspects*, pp. 117-121.
- 27- R. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski and J. Gage, (1991). "A Gait Analysis Data Collection And Reduction Technique", *Human movement Science*, pp. 575-587.
- 28- 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.
- 29- Whittle, M.W. (2007) *Gait Analysis an Introduction*, 4th edition, Elsevier Ltd., USA.
- 30- Hussain R., Marmar Z. (2018), "The Influence of the methods of Determining Stance Events on Temporal-Distance Parameters during Walking". *Damascus University Journal of Engineering and Science*, accepted.
- 31- 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.
- 32- Maduabuchi J. N., Afamefuna V. E., Antoninus O.E., Chidubem K. N. (2012) Effects of Different Heel Heights on Selected Gait Parameters of Young Undergraduate Females. *Journal of Paramedical Sciences (JPS)*, 3(3), pp. 9-14.
- Fuzzy Logic-Based Index for Gait Assessment. *International Journal of Applied Engineering Research*, 12(12) , pp. 3337-3345
- 20- Martinez-Hernandez U., Rubio-Solis A., Panoutsos G. and Dehghani-Sanij A. A. (2017) A combined Adaptive Neuro-Fuzzy and Bayesian strategy for recognition and prediction of gait events using wearable sensors. In: *IEEE International Conference on Fuzzy Systems (Fuzz-IEEE)*, 09-12 Jul, Naples, Italy.
- 21- Bin Abdullah A. F. (2015) Gait Pattern Detection for Amputated Prosthetic using Fuzzy Algorithm. Project report for Master of Electrical Engineering, Faculty of Electrical and Electronic Engineering, Universiti Tun Hussein Onn Malaysia.
- 22- Srivises W., Nilkhamhang I., and Tungpimolrut K. (2012) Design of a Smart Shoe for Reliable Gait Analysis Using Fuzzy Logic. *SICE Annual Conference 2012 August 20-23, Akita University, Akita, Japan*.
- 23- Biswas A., Lemaire E., and Kofman J. (2007) "Dynamic Gait Stability Index Based on Foot-Pressure Parameters and Fuzzy Logic", *CMBES*, 30(1).
- 24- Takeda T., Sakai Y., Kobashi S., Kuramoto K. and HatanY. (2014) Foot Age Estimation System from Walking Dynamics Based on Fuzzy Logic. *J. Adv. Comput. Intell. Intell. Inform.* 18(4), pp. 489-498.
- 25- Bharti J., and Gupta M. K. (2013) Gait Recognition with Fuzzy Classification Using Shoulder Body Joint. *International Journal of Future Computer and Communication*, 2(6), pp. 590-594.

Received	2018/12/23	إيداع البحث
.Accepted for Publ	2019/3/18	قبول البحث للنشر