

دراسة تحليلية مقارنة لبعض المتغيرات  
الكينماتيكية الخاصة بمشي المعاقين المصابين  
بالبتر الأحادي فوق الركبة والمشية الطبيعية

**A comparative analysis study for  
some variables kinematic of walking  
for disabled people living unilateral  
amputation above the knee and  
normal gait**

بحث وصفي  
على المعوقين المصابين بالبتر الأحادي تحت  
الركبة | قسم التأهيل الطبي - الأطراف والمساند  
المعهد الطبي التقني- بغداد

اشرف علي الزبيدي\*

## الملخص :

تم في هذا البحث إجراء تحليل ومقارنة بعض المتغيرات الكينماتيكية الخاصة بمشي المعاقين المصابين بالبتير الأحادي فوق الركبة وما بين المشية الطبيعية ، أما أهم أهداف البحث فهي التعرف على المتغيرات الكينماتيكية المؤثرة على كل من حركة المشي الخاصة بالمعاقين المصابين بالبتير الأحادي فوق الركبة وحركة المشي للشخص الطبيعي على الأرض المستوية ومن ثم التعرف على الفروق بين المتغيرات الخاصة بكل من هاتين الحركتين أثناء أداء المشي. ولقد تم إجراء هذه الدراسة على عينة من (٢) مكونة من مريض واحد وهو احد المرضى المعاقين المتواجدين في العيادة التعليمية في قسم التأهيل الطبي \ صناعة الأطراف والمساند في المعهد الطبي التقني بغداد إضافة إلى شخص طبيعى تم إجراء الفحوصات اللازمة له للتأكد من عدم وجود أي تشوهات خلقية في الأطراف السفلى، ومن أهم الاستنتاجات التي توصل إليها الباحث أن اكبر الزوايا في مفصل الكاحل للشخص الطبيعي والمعوق وكذلك قدم الطرف الصناعي قد تحققت في كل من الرجل السليمة والطرف الصناعي للشخص المعوق حيث كانت الزاوية اكبر مما هي في الرجل الطبيعية والتي تحققت فيها اقل زاوية، أما بالنسبة لمفصل الركبة فأننا نجد أن اكبر الزوايا قد تحققت في الرجل السليمة للشخص المعوق ، أما مفصل الورك فأننا نجد أن اكبر الزوايا قد توزعت ما بين رجل الشخص الطبيعي والطرف الصناعي للشخص المعوق، أما بالنسبة إلى القياسات الخاصة بطول الخطوة فأننا نجد أن اكبر طول خطوة قد تحقق في رجل الشخص الطبيعي وبأقصر فترة زمنية أما اقصر طول خطوة فقد تحقق في الرجل السليمة للشخص المعوق ، أما أهم التوصيات فهي ضرورة توجيه جميع المراكز التأهيلية الخاصة بالمعوقين على استخدام طرق التحليل البيوميكانيكي لغرض الكشف عن الانحرافات التي تحدث في حركة المشي الخاصة بهم.

## **Abstract:**

**In this study, an analysis and comparison of some variables kinematic for walking with disabilities living with unilateral amputation above the knee and between the natural gait, The main goals of the research is to identify variables affecting kinematic on each of the walking movement for disabled persons with unilateral amputation above the knee and the movement of a natural person walking on the ground flat and then identify the differences between the variables for each of these movements during the performance of walking. The study was conducted on a sample of (2) consisting of one patient, one of the disabled patients who are in the clinic education at the Medical Rehabilitation / Prosthesis & Orthosis Dep. in Institute of Medical Technology-Baghdad, in addition to a natural person after the testing necessary for him to make sure that there is no congenital malformations in the lower limbs, but the most important objectives of the research is to identify variables kinematic affecting both the movement of walking for disabled persons with amputations and single above the knee and the movement of walking to the natural person to Playa and then identify the differences between the variables for each of these movements during the performance of walking. The study was conducted on a sample of (2) consisting of one patient, one of the disabled patients who are in the clinic education at the Department of Medical Rehabilitation \ industry parties and supporting the technical institute of Baghdad, in addition to a natural person who is testing necessary for him to make sure that there is no congenital malformations in the lower limbs, and the main conclusions reached by the researcher that the largest angles in the ankle joint of the normal person with disabilities and also prosthesis has been achieved in both sound limb and prosthesis for disabled person, where the angle is greater than in natural person and where there have been less angle, but for the knee joint we find that the largest angles have been made in sound limb of a person with disabilities, and in the hip joint, we find that larger angles may be distributed between a normal person and prosthesis for person with disabilities, as for measurements of length step, we find that the largest length of the step has been achieved in a normal person and the shortest period of time and the shortest step length has been achieved in the sound limb of a person with disabilities, the most important recommendation is the need to direct all rehabilitation centres for persons with disabilities to use the methods of Bio-mechanical Analysis in order to detect deviations that occur in the movement of walking their own.**

**Key words: gait, prosthetic, above knee, kinematic, disabilities**

**١ - التعريف بالبحث :**

## ١-١ المقدمة وأهمية البحث:

لقد اهتمت الدول المتقدمة في العالم بشكل كبير بتطوير قابليات الأشخاص المعاقين ليتمكنهم ذلك من الحصول على فرص اكبر للمشاركة في حياة مستقلة في المجتمع ، ولذلك ومن هذا المنطلق فلقد قامت بمحاولة تأهيل هؤلاء المعوقين عن طريق تطبيق وسائل التأهيل الحديثة لهم وبما يضمن عودتهم إلى ممارسة حياتهم الطبيعية حالهم حال إقرانهم من الأسوياء.

وحيث أن المعوق المصاب بالبتير يجب أن يتأقلم على وضعه الجديد بعد البتر وعلى لبسه للطرف الصناعي لذلك فان عملية التأقلم هذه تتم عن طريق عملية التأهيل والتي تكون في اتجاهين الأول منها هو عملية تأهيل الجزء المتبقي من الطرف المبتور أما الاتجاه الثاني فيكون باتجاه تأقلم المريض مع الطرف الصناعي. وبما أن الهدف الرئيسي لهذه البرامج التأهيلية هو تأقلم المريض المصاب بالبتير وبالتالي قدرة المريض على أداء المشية الصحيحة ، حيث كلما زاد التأقلم البدني والوظيفي للشخص المصاب بالبتير مع الطرف الصناعي كلما كان أداءه لحركة المشي أفضل، وهذا التأقلم يكون من الصعب التعرف عليه خاصة في حالة البتر فوق الركبة لارتباطه بنواحي بيوميكانيكية معقدة نتيجة نوع البتر من زوايا ومديات حركيه وهذا لا يتم إلا من خلال عملية التحليل البيوميكانيكي لمشي المعوق المصاب بالبتير فوق الركبة للتعرف على مدى التأقلم مع الطرف الصناعي.

حيث ومن خلال استخدام التحليل البيوميكانيكي للمشية الخاصة بالمعاقين المصابين بالبتير الأحادي فوق الركبة نتمكن من خلالها التعرف على أجزاء الحركة بالأسلوب الرقمي ولمختلف مكونات وأجزاء هذه الحركة والذي يتيح لنا التمييز بين الحركات المختلفة المنسجمة مع بعضها وأجزاء الجسم المسؤولة عنه ومقارنة الحركة ما بين الجزء السليم والجزء المبتور وكذلك يتيح التحليل الحركي للمشية الخاصة بالمعاقين المصابين بالبتير الأحادي فوق الركبة من التعرف على وضعية الجسم مكانياً وزمانياً والتي يمكن من خلالها وضع مقارنة بين الخصائص الميكانيكية وبالتالي وضع البرامج التأهيلية المثلى الخاصة بتأهيل المعاقين المصابين بهذا النوع من البتر والتي تعمل على التقليل من نقاط الضعف والذي يؤثر على تحقيق الراحة والاستقرارية للوصول إلى الأداء الأمثل لمشي هذه الفئة من المعاقين. وبما أن البتر الأحادي فوق الركبة هو من أنواع من العوق البدني الشائع لدى كثير من الأشخاص لذا تناول الباحث هذا الموضوع حيث تكمن أهمية البحث في التعرف على بعض المتغيرات الكينماتيكية الخاصة بمشي المعاقين المصابين بالبتير الأحادي فوق الركبة بعد لبس الطرف الصناعي لغرض الوصول إلى المتغيرات البيوميكانيكية المثالية والمطلوبة لهذه الحركة لغرض وضع المناهج التأهيلية المناسبة لهذه الفئة والتي تعتمد على النواحي البيوميكانيكية في تأهيل المعاق المصاب بالبتير.

## ٢-١ مشكلة البحث:

أن حركة المشي تنجز عن طريق الحركة التبادلية للأطراف السفلى وهو شكل من أشكال الحركة الانتقالية الخطية للجسم ومن أهم متطلبات هذه الحركة وجود المحرك هو العضلات وبعد أن توجد الحركة في العضلات يتوجب علينا نقل أو تغيير اتجاهها أو نقطة تأثيرها ويتم ذلك عن طريق الأذرع المفصالية والتي تتمثل بالمفاصل والهيكل العظمي.

وبما أن حركة المشي لدى المعاقين المصابين بالبتير الأحادي فوق الركبة ونتيجة لفقدان جزء كبير من الطرف السفلي والذي ينتج عنه فقدا مفصل مهم وهو مفصل الركبة وكذلك جزء من العضلات الأمامية والخلفية للخذ نحد أن حركة المشي لا تعتمد فقط في حركتها على الحركة التبادلية للطرف السليم والطرف المبتور والقوى المؤثرة عليها فقط وإنما تعتمد بشكل كبير على

القوى النسبية الضرورية والتي تؤثر على الطرف الصناعي والتي يكون لها الدور الكبير في تحديد المدى الحركي لحركة المشي للمعاق لهذه الفئة من العوق.

ومن خلال خبرة الباحث واطلاعه على عمليات التأهيل وعمليات تقييم حركة المشي للمعاق المصاب بالبتير الأحادي فوق الركبة بعد لبس الطرف الصناعي، وجد الباحث أن عمليات التقييم للمشي تتم بصورة شخصية عن طريق النظر وعدم الاعتماد على أي طريقة من طرق التحليل الحركي والذي يعتبر من الجوانب المهمة في عملية الكشف عن الانحرافات التي تحدث في هذه الحركة والذي يؤدي بالتالي إلى عدم معرفة ماهية المتغيرات الكينماتيكية المطلوبة عند أداء حركة المشي للمعاق وما هي التغيرات المصاحبة والتي تكون مطلوبة لأداء هذه الحركة تحت الظروف المختلفة والتي بالتالي سوف تؤدي إلى وجود نقاط ضعف كثيرة في عملية تأهيل المعاق المصاب بالبتير الأحادي فوق الركبة.

### ١-٣ أهداف البحث:

- ١- التعرف على المتغيرات الكينماتيكية المؤثرة على حركة المشي الخاصة بالشخص الطبيعي على الأرض المستوية.
- ٢- التعرف على المتغيرات الكينماتيكية المؤثرة على حركة المشي الخاصة بالمعاقين المصابين بالبتير الأحادي فوق الركبة على الأرض المستوية.
- ٣- تحديد الفروق بين بعض المتغيرات الكينماتيكية المؤثرة أثناء أداء حركة المشي الخاصة بالمعاقين المصابين بالبتير الأحادي فوق الركبة وحركة المشي الخاصة بالشخص الطبيعي.

### ١-٤ مجالات البحث:

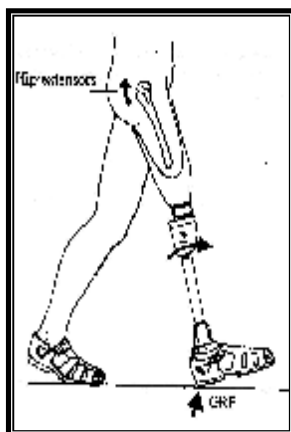
- ١-٤-١ المجال البشري: عينة من المعوقين المتواجدين في العيادة التعليمية في قسم التأهيل الطبي / صناعة الأطراف والمساند من المصابين بالبتير الأحادي تحت الركبة.
- ١-٤-٢ المجال الزماني: من الفترة ١٠ / ٥ / ٢٠١٠ ولغاية ١٠ / ٦ / ٢٠١٠
- ١-٤-٣ المجال المكاني: المعهد الطبي التقني - بغداد - قسم التأهيل الطبي / صناعة الأطراف والمساند الطبية .

### ٢- الدراسات النظرية:

#### ٢-١ أقسام دورة المشي في حالة الطرف فوق الركبة :

أن المشي يمكن تعريفه على انه سلسلة لحركات الأطراف والجذع الناتجة من التقدم الأمامي لمركز ثقل الجسم (٨:٩٥)، وتتكون دورة المشي الواحدة من قسمين وهي كالتالي (٩: ١٣٢):

- ١- مرحلة الارتكاز والتي تكون القدم فيها بتماس مع الأرض.
- ٢- مرحلة التراجع : والتي تكون القدم فيها مرفوعة عن الأرض.



صورة رقم (١)  
مراحل دورة المشي للمعوق المصاب بالبترا الأحادي فوق الركبة (٧):  
(17)

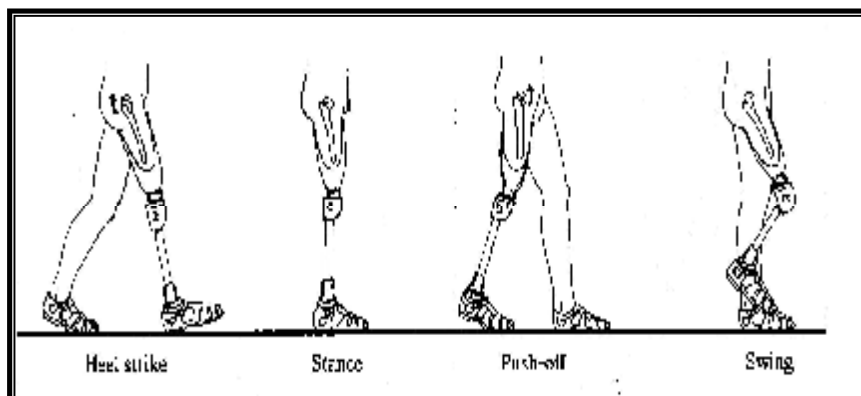
أما بالنسبة إلى الأقسام الثانوية لكل مرحلة من مرحلة الارتكاز والتأرجح للمشي الخاص بالمعوقين المصابين بالبترا الأحادي فوق الركبة فهي كالتالي:

١- تلامس كعب القدم الصناعية : فهي اللحظة التي يلامس بها كعب قدم الطرف الصناعي للأرض (٢: ١٤٢) وفي هذه اللحظة وكما مبين في الصورة رقم (٢) نرى ونتيجة لملامسة الكعب للأرض فان خط تأثير القوة يمر أمام محور الركبة ويبقي الركبة في وضع بسيط ، ويمر التأثير أمام مفصل الكاحل أيضا ويحاول أن يدور الساق إلى الإمام ويثني الركبة ولمواجهة هذه التأثير تعمل القدم والعضلات المادة للمفصل الورك على إيقاف هذه الحركة لمنع فرط دوران الساق.

(٢)

كعب

(10)



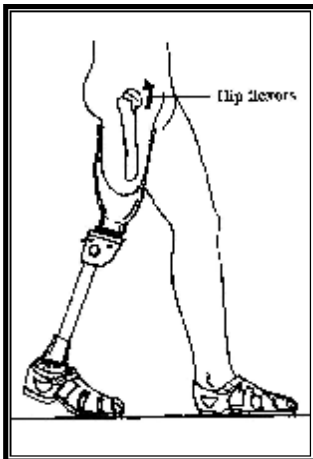
صورة رقم

مرحلة ضرب  
قدم الطرف  
الصناعي فوق  
الركبة  
للأرض (٧):

٢- منتصف الارتكاز : وهي المرحلة التي تلامس فيها مقدمة القدم مع الأرض (٢: ١٤٢) وعند استمرار المعاق للحركة إلى طور الارتكاز فان خط تأثير القوة يمر أمام مفصل القدم ومفصل الركبة وبالتالي بقاء مفصل الركبة في حالة مد، حيث تقوم الجذعة بتسليط الضغط على الورك من لحظة ملامسة مقدمة قدم الطرف الصناعي إلى لحظة رفع الكعب في نهاية

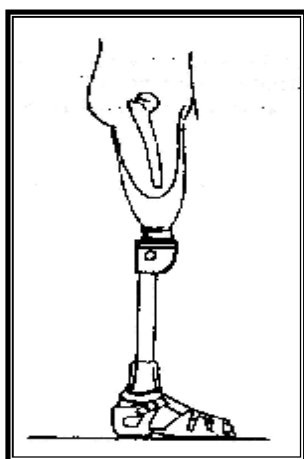
طور الارتكاز والدفع بالأصابع ، حيث تبقى الركبة في وضع استقرار يتولد نتيجة ضغط الجذعة على الورك والذي يؤثر على السطح الأمامي الداني للجذعة وعلى طول السطح الخلفي القاصي للجذعة ومن الضروري أن يؤثر الضغط الأمامي على ما يمكن لسببين (٥: ١٤٢):

- أ- يمكن من استعمال الطول الوظيفي للجذعة قدر الإمكان للسيطرة على استقرار الركبة.  
ب- يزود ضغط معاكس من الإمام لإبقاء الحدبة الوركية في المكان المناسب على الحافة الخلفية للورك.



صورة رقم (٣):  
مرحلة منتصف الارتكاز للقدم الطرف الصناعي فوق الركبة على الأرض (٧ : ١١)

٣- رفع الكعب ومقدمة القدم يحدث عندما يرتفع الكعب ومقدمة القدم عن الأرض (٢ : ١٤٢) ، حيث ونتيجة لرفع الكعب ونتيجة لتقدم مركز ثقل الجسم إلى الأمام حيث في هذه المرحلة يحتاج المريض لثني مفصل ركبة الطرف الصناعي ففي هذا الوقت فان خط رد فعل الأرض الناتج من القوة المسلطة من مقدمة قدم الطرف الصناعي يمر من أمام مفصل الركبة للطرف والذي سوف يؤدي إلى مد المفصل حيث يعمل المريض على ثني مفصل الورك لتغيير اتجاه قوة رد فعل الأرض لتمر من خلف مفصل الركبة وبالتالي سوف تؤدي إلى ثني المفصل والتي تؤدي إلى رفع مقدمة قدم الطرف الصناعي عن الأرض.



صورة رقم (٤) :  
مرحلة رفع كعب ومقدمة القدم للطرف الصناعي فوق الركبة عن الأرض (٧ : ١١)

٤- التراجع: وهي المرحلة التي تترك فيها قدم الطرف الصناعي للأرض ، حيث ينتقل البديل إلى طور التراجع فان القوى المؤثرة على الساق تحاول أن تسبب الاستمرار في ثني الركبة، ونتيجة للحركة الأمامية للطرف فإنها سوف تسلط قوة على الساق التي بالتالي سوف تتجه إلى الإمام في محور الركبة ، وتكون النهاية السفلى للساق حرة وتحاول أن تبقى في مكانها بسبب القصور الذاتي لها ، وتحاول هذه القوة المتجهة إلى الإمام في النهاية الدانية للساق والقوة المتجهة إلى الخلف الناتجة من تأثير القصور الذاتي

في النهاية القاصية أن تثني الساق (٥ : ١٤٢).

صورة رقم (٥):  
مرحلة التارجح لقدم للطرف الصناعي فوق الركبة  
عن الأرض (٧ : 11)

### ٣- منهجية البحث وإجراءاته الميدانية:

#### ٣-١ منهج البحث:

تنوعت المناهج التي تستخدم في البحوث العلمية بحيث يمكن اختيار المنهج الذي يتناسب مع كل دراسة حيث " أن نوع المشكلة هي التي تحدد الباحث في اختيار المنهج الذي يتبعه للوصول إلى حل مشكلة بحثه " (١ : ٢٧) ، لذا استخدم الباحث المنهج الوصفي لملائمته لطبيعية المشكلة المراد حلها.

#### ٣-٢ عينة البحث:

لتنفيذ التجربة تم اختيار عينة البحث بالطريقة العمدية من المبتورين المتواجدين في العيادة التعليمية في قسم التأهيل الطبي | صناعة الأطراف والمساند والبالغ عددهم (١) من الأشخاص المصابين بالبتير الأحادي فوق الركبة والذي تم تأهيله بعد لبس الطرف الصناعي إضافة إلى شخص سليم كنموذج طبيعي.

#### ٣-٣ أدوات البحث

- ١- المصادر العربية والأجنبية.
- ٢- كامرة ديجتال نوع Sony.
- ٣- شريط قياس.
- ٤- شريط لاصق ملون.
- ٥- حامل ثلاثي للكامرة.

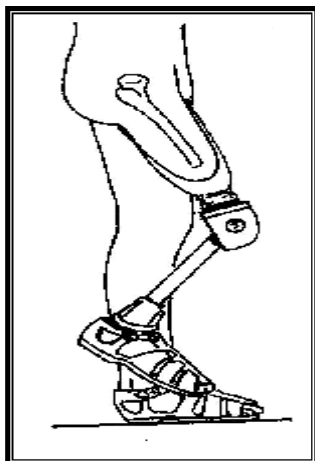
#### ٣-٤ التجربة الاستطلاعية:

وهي عبارة عن " دراسة أولية يقوم بها الباحث على عينة صغيرة قبل قيامه ببحثه بهدف اختبار أدواته " (٤ : ٢٥) . حيث تم إجراء التجربة الاستطلاعية بتاريخ ٢٠١٠/٥/١٥ في قسم التأهيل الطبي | صناعة الأطراف والمساند على عينة من المصابين بالبتير الأحادي تحت الركبة والبالغ عددهم (١) ، وكان الهدف منها كالتالي:

- ١- التأكد من صلاحية الكامرة الديجتال.
- ٢- تحديد الموقع النهائي للتجربة .
- ٣- التأكد من زاوية التصوير الفديوي.
- ٤- معرفة وتحديد المشاكل التي تواجه تنفيذ التجربة الرئيسية.

#### ٣-٥ التجربة الرئيسية:

تم تصوير التجربة الرئيسية لعينة البحث بتاريخ ٢٠١٠/٥/٢٠ في قسم التأهيل





الطبي | صناعة الأطراف والمساند ، حيث تم استخدام آلة التصوير الديجتال لتصوير العينة في اختبار المشي على أرضية مستوية لمسافة ٥ متر حيث تم تثبيت الكامرة على بعد ٥.١٠ متر أما ارتفاع الكامرة فكان ٠.٨ متر واستخدم الباحث مقياس الرسم بطول (١متر) وقد ثبتت آلة التصوير بحيث تصور المريض من بداية أول لمسة للكعب في أول خطوة للمشي إلى آخر لمسة للكعب في آخر خطوة لدورة المشي.

### ٦-٣ التحليل البيوميكانيكي:

حيث قام الباحث بالتحليل البيوميكانيكي لاستخراج متغيرات البحث الكينماتيكية من خلال استخدام برنامج الـ Dartfish وبصورة مباشرة من الفلم المأخوذ للمعاق المصاب بالبتير الأحادي فوق الركبة أثناء المشي على الأرض المستوية .

### ٧-٣ متغيرات البحث الكينماتيكية:

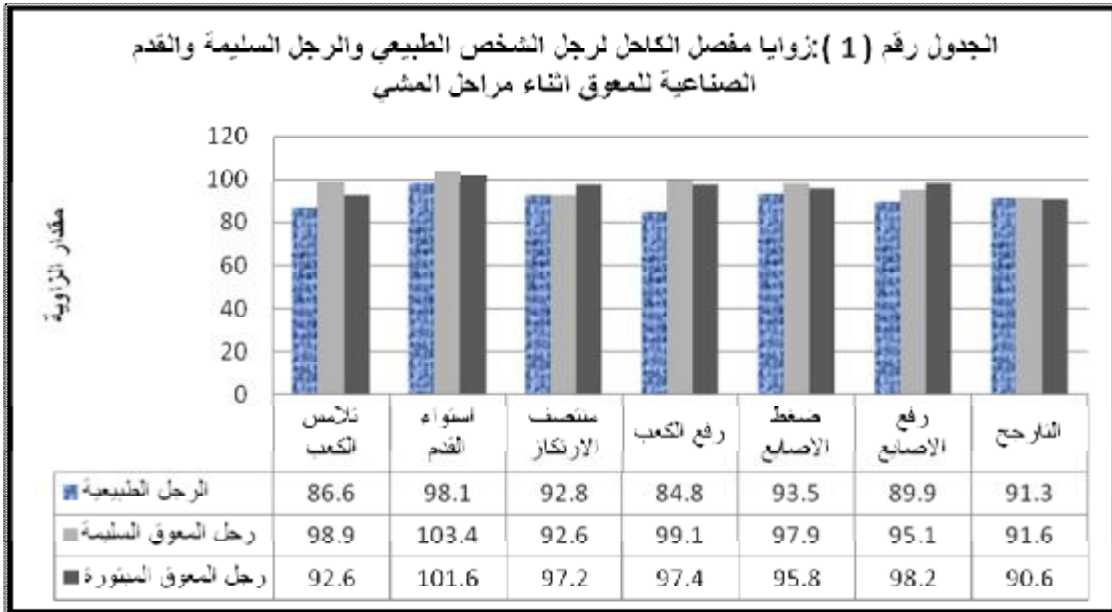
بعد الاطلاع على المصادر العلمية العربية والأجنبية تم اختيار المتغيرات الكينماتيكية المؤثرة على المشي الخاص بالشخص السليم وكذلك بالمعاقين المصابين بالبتير الأحادي فوق الركبة خلال المشي على الأرض المستوية وهي كالتالي:

- ١- زوايا مفصل الكاحل للرجل السليمة أثناء مراحل المشي.
- ٢- زوايا قدم الطرف الصناعي أثناء مراحل المشي.
- ٣- زوايا مفصل الكاحل للرجل الطبيعية أثناء مراحل المشي.
- ٤- زوايا مفصل الركبة للرجل السليمة أثناء مراحل المشي.
- ٥- زوايا مفصل الركبة للطرف الصناعي أثناء مراحل المشي.
- ٦- زوايا مفصل الركبة للرجل الطبيعية أثناء مراحل المشي.
- ٧- زوايا مفصل الورك للرجل السليمة أثناء مراحل المشي.
- ٨- زوايا مفصل الورك للرجل المبتورة أثناء مراحل المشي.
- ٩- زوايا مفصل الورك للرجل الطبيعية أثناء مراحل المشي.
- ١٠- طول الخطوة الكبيرة الطبيعية وللشخص المعوق.
- ١١- الفترة الزمنية للخطوة الكبيرة الطبيعية وللشخص المعوق.
- ١٢- سرعة الخطوة الكبيرة الطبيعية وللشخص المعوق.

### ٤- عرض النتائج ومناقشتها:

٤-١ عرض قياسات زوايا مفصل الكاحل لرجل الشخص الطبيعي والرجل السليمة والقدم الصناعية للمعوق ومناقشتها:

حيث نجد إن الجدول رقم (١) يبين زوايا مفصل الكاحل لرجل الشخص الطبيعي والرجل السليمة والقدم الصناعية للمعوق خلال مراحل المشي.

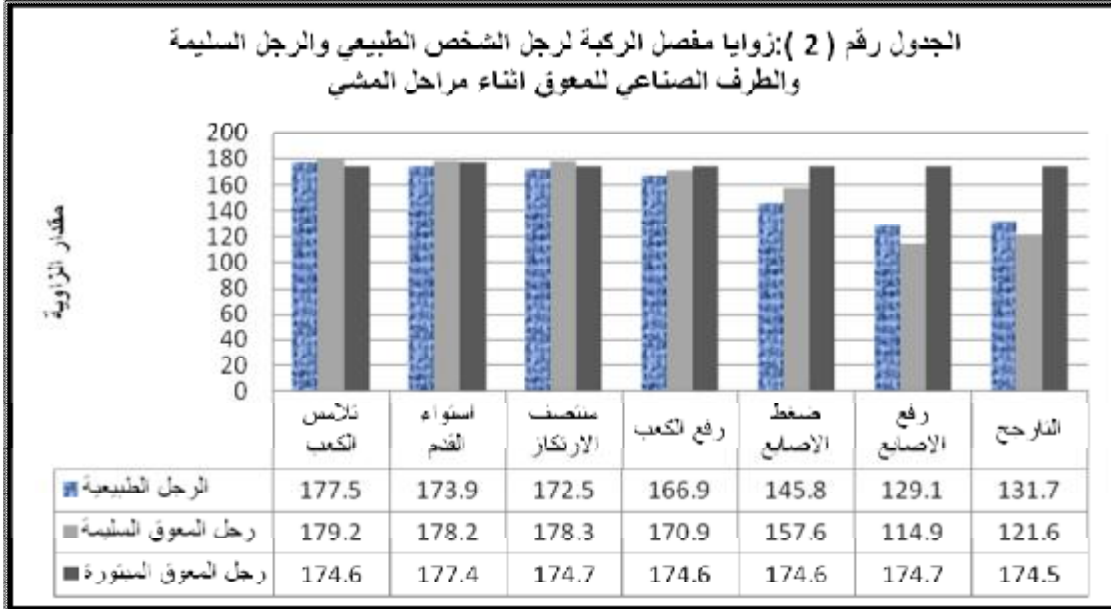


إذ نجد إن زوايا مفصل الكاحل خلال كل من مرحلة تلامس الكعب واستواء القدم قد كانت أكبر الزوايا فيها قد تحصلت في الرجل السليمة للشخص المبتور حيث بلغت (٩٨.٩، ١٠٣.٤) وهذه الزاوية تعتبر نوعاً ما كبيراً وأن سبب ذلك هو لمواجهة الدفع بالطرف الصناعي والذي يحصل في نفس وقت ملامسة كعب الرجل السليمة وعدم القدرة على السيطرة على مفصل الركبة لغرض ثني المفصل والذي يؤدي بدوره إلى تقليل زاوية مفصل الكاحل للرجل السليمة أثناء هذه المرحلتين على عكس الرجل الطبيعية حيث نجد أن الزاوية في مفصل الكاحل تبلغ (٨٦.٦، ٩٨.١) إذ يذكر (رون سيمور) بأنه في "اللحظة قبل ملامسة الكعب الأرض يكون مفصل الكاحل في الوضع الطبيعي وفي لحظة تلامس الكعب مع الأرض يبدأ المفصل بزيادة الزاوية من خلال الحركة باتجاه الثني الأخصي إلى أن تصل الزاوية بين ٠-١٠٥° (١٠: ١٠٢)، أما في مرحلة منتصف الارتكاز أن أقل زاوية فقد كانت لدى الرجل المتبورة حيث بلغت (٩٢.٦)، أما أعلى زاوية قد تحققت في الطرف الصناعي حيث بلغت (٩٧.٢) وهي أقرب ما يكون للزاوية في الشخص الطبيعي بسبب الحركة المحددة في مفصل قدم الطرف الصناعي وهذا ما يؤكد (رون سيمور) بأنه في "منتصف الإرتكاز تتحرك الزاوية إلى ما بين ٨٠-٨٥°، وفي لحظة مغادرة الكعب الأرض يتحرك المفصل بزاوية ٧٠° وصولاً إلى زاوية ١١٠° ثني أخصي عند مغادرة الأصابع الأرض" (١٠: ١٠٢)، أما في مرحلة رفع الكعب وضغط الأصابع فإننا نجد أن أكبر زاوية قد تحققت لدى الرجل السليمة للشخص المبتور حيث بلغت (٩٧.٩، ٩٩.١) وهي أكبر من زاوية مفصل الكاحل في الرجل الطبيعية ونتيجة ذلك إلى القدرة الضعيف لانتثناء مفصل الركبة في الطرف الصناعي والذي يواجه بزيادة زاوية مفصل الكاحل للرجل السليمة، أما في مرحلة رفع الأصابع فنجد أن زاوية قدم الطرف الصناعي قد حققت أعلى زاوية بين الزوايا وذلك بسبب وكما ذكرنا سابقاً الحركة المحدد للمفصل والتي تقلل من القابلية على ثني أو مد القدم وتبقى القدم بوضع أشبه بالطبيعي، أما في مرحلة التأرجح فنجد أن مفصل الكاحل للرجل السليمة للمعوق حققت أعلى زاوية حيث بلغت (٩١.٦) وهي أعلى بقليل عن زاوية مفصل الكاحل للرجل السليمة حيث بلغت (٩١.٣) وهذا يأتي نتيجة المدى الحركي الأكبر والتي

يعطيه الطرف الصناعي فوق الركبة للرجل السليمة في حالة المرجحة.

#### ٢-٤ عرض قياسات زوايا مفصل الركبة لرجل الشخص الطبيعي والرجل السليمة والطرف الصناعي للمعوق ومناقشتها:

حيث نجد إن الجدول رقم (٢) يبين زوايا مفصل الركبة لرجل الشخص الطبيعي والرجل السليمة والطرف الصناعي للمعوق خلال مراحل المشي .

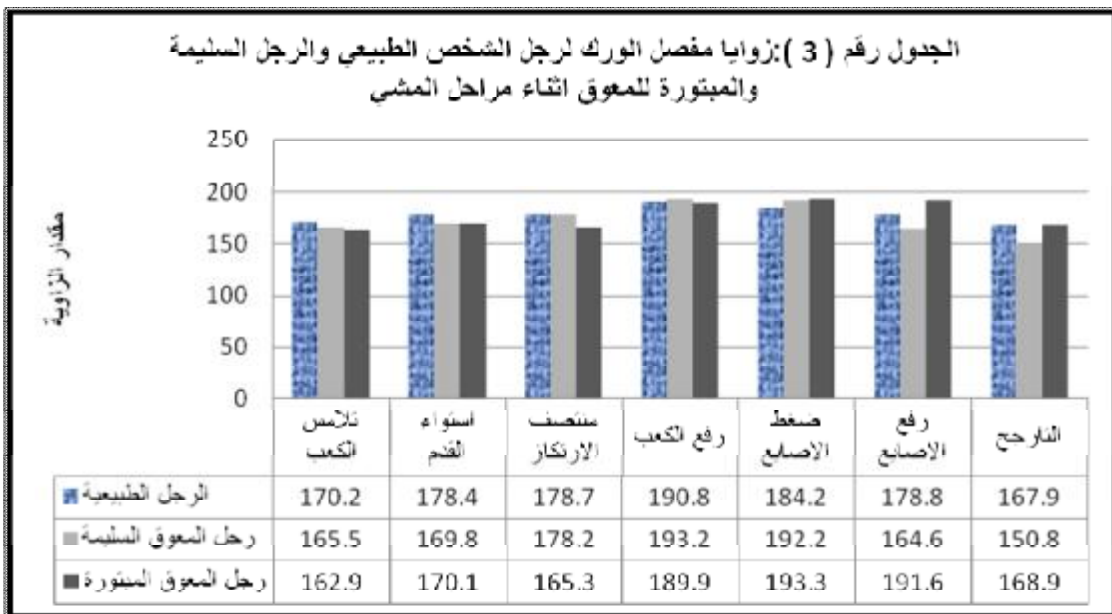


حيث نجد إن زوايا مفصل الركبة للرجل السليمة للشخص المعوق خلال مرحلة تلامس الكعب واستواء القدم ومنتصف الارتكاز قد كانت في أكبر قيمة حيث بلغت (١٧٨.٣، ١٧٨.٢، ١٧٩.٢) وهي زاوية أعلى من الزاوية المثالية وهذا ما تؤكد كل من (بربارا وكاترين) بأنه في "اللحظة التي تسبق ملامسة الكعب الأرض يكون مفصل الركبة في حالة تمدد كامل، وبعد ملامسة الكعب الأرض، يبدأ المفصل بالثني، ويستمر بالثني إلى أن تصبح زاوية المفصل ٠-١60° بعد استواء القدم ومن ثم تبدأ بالحركة باتجاه المد، أما في منتصف طور الارتكاز فتتحرك زاوية الركبة بحدود ١٦٥-١٧٥° وتستمر الحركة باتجاه المد" (٦:١٢٠). أما أقل قيمة فلقد كانت للرجل المتبورة في كل من مرحلتي استواء القدم ومنتصف الارتكاز حيث بلغت (١٧٣.٩، ١٧٢.٥) أما مرحلة تلامس الكعب فلقد كانت زاوية قدم الطرف الصناعي هي أقل زاوية بين الزوايا وان سبب ذلك يعود إلى أن مفصل الركبة للرجل السليمة للشخص المعاق تحاول مد الركبة إلى أكبر قدر ممكن في هذه المرحلة لمواجهة دفع قدم الطرف الصناعي والذي يمكن التغلب عليه عن طريق ثني مفصل الركبة للطرف الصناعي ونتيجة للقدرة الضعيفة على انثناء المفصل سوف يؤدي ذلك إلى مد مفصل الركبة للرجل السليمة، أما في كل من مرحلة رفع الكعب وضغط ورفع الأصابع والتأرجح فنجد أن زاوية مفصل الركبة للطرف الصناعي قد حققت أعلى زاوية بسبب القدرة الضعيفة على ثني المفصل والتي بلغت (١٧٤.٦، ١٧٤.٦، ١٧٤.٧، ١٧٤.٥) على عكس الرجل الطبيعية حيث نجد أن الرجل الطبيعية والرجل السليمة للمعوق تحقق درجة من الانثناء والذي يكون مطلوب في هذه المراحل من المشي حيث نجد أن مفصل الركبة للرجل الطبيعية قد حقق أقل زاوية مد حيث بلغت (١٦٦.٩، ١٤٥.٨) في كل من مرحلتي رفع الكعب وضغط الأصابع وهذا ما تؤكد كل من (بربارا وكاترين) بأنه في "في لحظة منتصف الإسناد يكون مفصل الركبة

مثلياً بحدود ١٧٥° ويتحرك باتجاه المد، أما في اللحظة التي تسبق مغادرة الكعب الأرض فيكون مفصل الركبة بحدود ١٧٦ درجات ثني، أمّا بين مدة رفع الكعب ورفع الأصابع فيتحرك مفصل الركبة من مد كامل إلى ١٥٠° ثني (٦:٢١١)، أما في مرحلتي رفع الأصابع والتأرجح فنجد أن الرجل السليمة للمعوق قد حققت أقل زاوية مد حيث بلغت (١١٤.٩، ١٢١.٦) نتيجة المسافة الذي يعطيها الطرف الصناعي فوق الركبة للرجل السليمة حيث يقوم الشخص المبتور برفع الرجل السليمة إلى الأعلى لمواجهة عدم قدرة الانتشاء في الطرف الصناعي فوق الركبة.

#### ٣-٤ عرض قياسات زوايا مفصل الورك لرجل الشخص الطبيعي والرجل السليمة المبتورة للمعوق ومناقشتها:

حيث نجد إن الجدول رقم (٣) يبين زوايا مفصل الورك لرجل الشخص الطبيعي والرجل السليمة والمبتورة للمعوق خلال مراحل المشي .

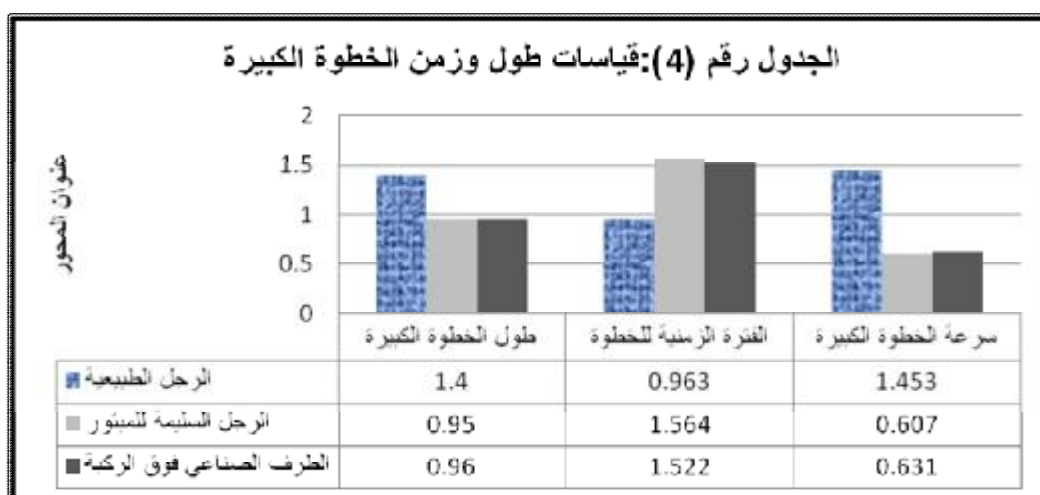


حيث نجد إن زوايا مفصل الورك للرجل الطبيعية خلال كل من مرحلة تلامس الكعب واستواء القدم ومنتصف الارتكاز قد تحصلت على أكبر الزوايا حيث بلغت (١٧٠.٢، ١٧٨.٤، ١٧٨.٧) أما أقل الزوايا فلقد كانت في مرحلتي تلامس الكعب ومنتصف الارتكاز فلقد كانت في جهة الرجل المبتورة حيث بلغت (١٦٢.٩، ١٦٥.٣) أما في مرحلة استواء القدم فلقد بلغت (١٦٩.٨) لدى الرجل السليمة وان سبب ذلك هو قيام الشخص المبتورة بثني مفصل الورك لغرض توجيه الطرف الصناعي إلى الأمام حيث انه في كل من مرحلة تلامس الكعب واستواء القدم يقوم المريض بمحاولة ثني مفصل الورك والدفع بقدم الرجل السليمة لغرض تقديم قدم الطرف الصناعي إلى الأمام لأخذ الخطوة التالية ونتيجة لذلك يؤدي إلى حصول درجة عالية من الثني في هذا المفصل. أما في مرحلة رفع الكعب فلقد كانت أكبر زاوية هي في مفصل الورك للرجل السليمة حيث بلغت (١٩٣.٢) وان سبب ذلك يعود إلى أن الشخص المبتور يقوم بمحاولة مد مفصل الركبة والورك لغرض رفع الحوض لتقديم الطرف الصناعي فوق الركبة وهذا ما يؤدي إلى زيادة الزاوية لغرض اخذ الخطوة التالية بالطرف الصناعي ولمواجهة الإمكانية القليلة في ثني مفصل الركبة وعدم ملامسة قدم الطرف الصناعي للأرض، أما بالنسبة لكل من مرحلة ضغط ورفع الأصابع والتأرجح فان أكبر زاوية قد كانت لدى الطرف الصناعي حيث بلغت (١٩٣.٣، ١٩١.٦، ١٦٨.٩) وهي أقل من الزاوية المثالية والتي حددها (رون سيمور) بأنه في

مرحلة "منتصف الاستناد يبدأ المفصل بالحركة من صفر الاستناد باتجاه المد، وعند مغادرة الكعب الأرض يكون مفصل الورك في وضع زيادة في فرط المد بحدود  $190^\circ - 195^\circ$  ، وبعد رفع الكعب مباشرة يصل الورك إلى أعظم قيمة له لفرط المد بحدود  $200^\circ$  ، أما في الوقت الذي تغادر فيه الأصابع الأرض فيكون الورك في الوضع الطبيعي تقريباً ويتحرك باتجاه الثاني " (١٠: ١٠٢)، وإن سبب ذلك يعود إلى انه في هذه المرحلة ونتيجة ضعف ثني مفصل الركبة للطرف الصناعي سوف يؤدي تأثير القوى الناتجة من الدفع الأمامي للجسم إلى زيادة الزاوية في مفصل الورك للرجل المبتورة إلى أقصى حد على عكس مفصل الورك في الرجل الطبيعية حيث نجد أن مفصل الورك يتحرك من فرط المد في المرحلة السابقة وبمساعدة الثاني في مفصل الركبة إلى الوضع الطبيعي ومن ثم الثاني في مرحلة التراجع من خلال تقليل زاوية المفصل.

#### ٤-٤ عرض قياسات الخاصة بالخطوة الكبيرة للشخص الطبيعي والمبتور ومناقشتها:

حيث نجد إن الجدول رقم (٤) يبين قياسات طول وزمن الخطوة الكبيرة لرجل الشخص الطبيعي والرجل السليمة والمبتورة للمعاق خلال مراحل المشي أثناء المشي.



حيث نجد إن قياسات طول الخطوة الكبيرة بالنسبة للرجل السليمة والمبتورة للشخص المعاق والتي بلغت (٠.٩٥، ٠.٩٦) متر قد كانت أقل من طول الخطوة للرجل الطبيعية والتي بلغت (١.٤) متر وهذا يعود إلى الإمكانية القليلة للسيطرة على توازن الجسم نتيجة أخذ خطوة بشكل كامل وبصورة ابعده عن قاعدة الاستناد حيث تكون الخطوة التي يأخذها المبتور قليلة لغرض عدم الابتعاد عن قاعدة الاستناد ، أما بالنسبة للفترة الزمنية فنجد أن الخطوة الكبيرة للرجل الطبيعية تكون أطول في المسافة وفترة زمنية قليلة حيث بلغت (٠.٩٦٣) ثانية على عكس الفترة الزمنية بالرجل السليمة والمبتورة حيث نجد أن المسافة التي تقطعها قصيرة وبزمن أطول مما في الرجل المبتورة حيث لا يتمكن الشخص المبتورة من أخذ الخطوة بشكل سريع لإبقاء القدرة على الحفاظ على اتزان الجسم أثناء أخذ الخطوة وهذا ما يؤثر على سرعة الخطوة حيث تحصلت كل من الرجل السليمة والمبتورة على أقل سرعة مقارنةً بسرعة الرجل الطبيعية حيث بلغت (٠.٦٠٧، ٠.٦٣١) ثانية مقارنةً بالسرعة بالرجل الطبيعية والتي بلغت (١.٤٥٣) ثانية.

#### ٥- الاستنتاجات والتوصيات:

## ١-٥ الاستنتاجات:

- ١- أن أكبر زاوية للمدى الحركي في مرحلة تلامس الكعب واستواء القدم ورفع الكعب وضغط الأصابع والتأرجح قد تحققت في مفصل الكاحل للرجل السليمة والتي كانت أكبر مما في مفصل الكاحل للرجل الطبيعية ، أما في مرحلة منتصف الارتكاز ورفع الأصابع فلقد كانت أكبر زاوية هي في حركة قدم الطرف الصناعي نتيجة القدرة القليلة في ثني أو مد القدم للطرف الصناعي.
- ٢- أن الحركة الزاوية لكل من مفصل الركبة في الرجل الطبيعية والرجل السليمة ومفصل الركبة للطرف الصناعي في مرحلة تلامس الكعب واستواء القدم ومنتصف الارتكاز قد كانت أعلى زاوية متحققة في مفصل الركبة للرجل السليمة لمواجهة القدرة القليلة في ثني مفصل الركبة للطرف الصناعي وهذا ما نجده في كل من مرحلة رفع الكعب وضغط ورفع الأصابع والتأرجح حيث كان مفصل الركبة للطرف الصناعي قد حقق أعلى زاوية بين أنواع المفاصل الثلاثة.
- ٣- أن الحركة الزاوية لكل من مفصل الورك في الرجل الطبيعية والرجل السليمة والرجل المبتورة في مرحلة تلامس الكعب واستواء القدم ومنتصف الارتكاز قد كانت أعلى زاوية متحققة في مفصل الورك للرجل الطبيعية نتيجة القدرة على اخذ المدى الحركي المطلوب أما في مرحلة رفع الكعب فنجد أن الرجل السليمة في أعلى قيمة للزاوية من المفاصل الثلاثة بسبب حركة المد الإجبارية التي تقع من دفع الطرف الصناعي والقدرة القليلة لثني مفصل الركبة للطرف الصناعي وهذا ما نجده في كل من مرحلة ضغط ورفع الأصابع والتأرجح حيث نجد أن مفصل الورك للرجل المبتورة يكو بزواوية أعلى من المفاصل الأخرى
- ٤- أن القياسات الخاصة بالخطوة الكبيرة للرجل الطبيعية تقطع أطول مسافة وبفترة زمنية أقل من الرجل السليمة والطرف الصناعي فوق الركبة والذي ينعكس على سرعة الخطوة حيث كانت الرجل الطبيعية أسرع من الرجل السليمة والطرف الصناعي للشخص المعوق.

## ٢-٥ التوصيات:

- ١- ضرورة الاعتماد في احتواء التمرينات التأهيلية للمعوقين بالبتنر الأحادي فوق الركبة بعد لبس الطرف على تمرينات تحتوي على أشكال متعددة من المشي وتحت ظروف مختلفة لكي يستطيع المريض من مواجهة جميع العوائق التي يمكن أن تواجهه أثناء المشي في الخارج.
- ٢- ضرورة توجيه جميع المراكز التأهيلية الخاصة بالمعوقين على استخدام طرق التحليل البيوميكانيكي لغرض الكشف عن الانحرافات التي تحدث في حركة المشي الخاصة بهم.
- ٣- يمكن إجراء دراسات مشابهة على حالات أخرى من البتور كما في حالة البتور الثنائية سواء تحت أو فوق الركبة لما تحتويه هذه الحالة من تعقيدات كثيرة نتيجة فقدان كلتا الطرفين السفليين.

## المصادر:

- ١- احمد بدر عقل. أصول البحث العلمي ومناهجه ، ط٢، الكويت، وكالة المطبوعات، ١٩٨٧.

- ٢- حبيب حسن وآخرون. تقنية صناعة البدائل لبتور تحت الركبة، بغداد ، هيئة التعليم التقني، ١٩٩٢.
- ٣- سمير مسلط . الميكانيكا الحيوية، بغداد ، مطابع دار الحكمة للطباعة والنشر، ١٩٩١.
- ٤- محمد حسين حميدي. علاقة بعض المتغيرات الكينماتيكية لاجتياز المانع المائي في ركض (٣٠٠٠م) موانع ، رسالة ماجستير ، كلية التربية الرياضية، جامعة القادسية، ٢٠٠١.
- ٥- ناهده محمد وحبيب حسن. تقنية صناعة البدائل لبتور خلال وفوق الركبة، دار الكتب للطباعة والنشر، جامعة الموصل، ١٩٩٣.

- 6- Barbara & Catherine, Therapy for Amputees, 3edition, London, Churchill Livingstone, 2001.
- 7- Cambodian school of prosthetics & orthotics . TRANSFEMORAL PROSTHETICS COURSE WORK MANUAL, edition 2, Cambodia, 2007.
- 8- Carlsoo, S., How man moves: Kinesiological methods and studies, New York , Crane Russak and Co., 1995.
- 9- Pam Barsby, Rosalind Ham. Amputee Management , London , King's college school of medicine & Dentistry, 1995.
- 10- Ron Seymour. PROSTHETICS & ORTHOTICS. USA, Walters Kluwer Company, 2002.