

دراسة تحليلية لبعض الحركات الانتقالية المتنوعة وتأثيرها على مؤشرات المدى الحركي الخاصة
بالمعاقين بعد لبس الطرف الصناعي تحت الركبة⁺

**AN ANALYTICAL STUDY OF SOME TRANSITIONS AND THEIR
IMPACT ON VARIOUS INDICATORS OF RANGE OF MOTION FOR
THE DISABLED AFTER WEARING THE PROSTHESIS BELOW THE
KNEE**

اشرف علي الزبيدي*

الملخص:

تم في هذا البحث تحليل بعض الحركات الانتقالية المتنوعة ودراسة تأثيرها على مؤشرات المدى الحركي للمعاقين بعد لبس الطرف الصناعي تحت الركبة، أما أهم أهداف البحث فهي التعرف على أهم مؤشرات المدى الحركي الخاصة ببعض الحركات الانتقالية للمعاقين بعد لبس الطرف الصناعي والتي تشمل المشي على الأرض المستوية والمشية في أثناء صعود ونزول المنحدر، ومن ثم التعرف على الفروق بين هذه المؤشرات تحت ظروف الحركة المختلفة. ولقد تم إجراء هذه الدراسة على عينة مكونة من مريض وبعده (1) واحد وهو احد المرضى المعاقين المتواجدين في العيادة التعليمية في قسم التأهيل الطبي \ صناعة الأطراف والمساند في المعهد الطبي التقني بغداد من ٢٠١٠\٤\١ إلى ٢٠١٠\٤\٣٠، ومن أهم الاستنتاجات التي توصل إليها البحث أن ضعف الحركة المفصليّة للقدم الصناعية أدت إلى انتقال محصلة القوى إلى خلف وأمام مفصل الركبة والورك في أثناء صعود ونزول المنحدر، وبصورة اكبر مما هو مطلوب مما أدى إلى التأثير على مؤشرات المدى الحركي لهذه المفاصل في أثناء أداء حركة المشي، بالإضافة إلى ذلك فأنا نجد أن التغيير في العلاقة الزاوية بين أجزاء الطرف الصناعي والطرف المبتورة أدى إلى التأثير على مؤشرات المدى الحركي لمفاصل الطرف السفلي والذي اثر بشكل كبير على القياسات الخاصة بالخطوة الكبيرة، أما أهم التوصيات فهي ضرورة الاعتماد في المناهج التأهيلية للمعوقين على تعدد حالات المشي لتأقلم المريض على مواجهة جميع العوائق المختلفة التي سوف تواجهه في أثناء المشي في الخارج.

Abstract:

In this research, an analysis of some transitions diverse and study their effect on indicators of range of motion for the disabled after wearing the B.k prosthesis, and the most important aimed of the research is to identify the most important indicators of range motion of some transitions for the disabled after wearing the prosthesis, which includes walking on the ground flat and walking during the rise and descent of the slope, and then identify the differences between these indicators under different traffic conditions. The study was conducted on a sample from a disabled patients who are in the clinic education at the Medical Rehabilitation / P&O Dep. in Institute of Medical Technology-Baghdad, from 1 \ 4 \ 2010 to 30 \ 4 \ 2010, and the most important conclusions reached by the research that the weakness of articulation of the foot industrial led to the transmission of the outcome of the forces to the back and front of the knee joint and hip during the rise and descent of the slope, and even more than is needed, which led to the impact on indicators of range of motion of these joints during the performance of the movement of walking. In addition, we find that the change in the angler relationship between the parts of the artificial limb and amputated limb led to impact on indicators of range of motion of joints of lower limb, which significantly affected on the measurements of the stride length, and the most important recommendations is the need to rely in the curriculum rehabilitation of persons with disabilities on the numerous instances of walking to acclimate the patient to address all the various constraints that will be encountered during the walk outside.

Key word: range of motion, disabled, walk, prosthesis

⁺ تاريخ استلام البحث ٢٠١٠ / ٦ / ٣٠ تاريخ قبول البحث ٢٠١١ / ٧ / ١٣
* مدرس \ المعهد الطبي التقني - بغداد

١- التعريف بالبحث :

١-١ المقدمة وأهمية البحث:

أن عملية التحليل الحركي الكمي والتي يعرفها كل من (داني في. وكراجي اس.) بأنها " عملية اتخاذ قرارات موضوعية بحيث لا يختلف عليها شخصان في صحة هذه القرارات والتي يمكن من خلالها التعبير عن الحركة بالأرقام"^[1] للحركة الخاصة بالمعاقين المصابين بالعمق الجسمي هي واحدة من العمليات الميكانيكية المهمة والتي تسعى اغلب دول العالم لتطويرها وبشكل مستمر من أجل الوصول إلى وضع البرامج التأهيلية المثلى الخاصة بتأهيل المعاقين المصابين بالعمق الجسمي والذي يؤثر على تحقيق الراحة والأستقرارية للمعاقين. وبما أن حركة المشي تعد من أهم الحركات الانتقالية والتي يمكن من خلالها التنقل من مكان إلى آخر لأداء المهام المختلفة، حيث يعرفها (دبسمير مسلط) بأنها " كباقي حركات انتقال الجسم والتي تتحقق من خلال مرحلة الاندفاع الأمامي من خلال سقوط الخط النازل من مركز ثقل الجسم خارج قاعدة الاستناد والذي ينتج عنه فقدان مؤقت للتوازن ، ولكي يستمر الجسم داخل قاعدة الاستناد لتبدأ مرحلة استناد جديدة تعقبها عملية مرجحة وهكذا "^[2]، ومن خلال التحليل الحركي الكمي للمشي الخاصة بالمعاقين المصابين بالبتز الأحادي تحت الركبة يمكن 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 بالإضافة إلى التعرف على وضعية الجسم مكانياً وزمانياً والتي يمكن من خلالها وضع مقارنة بين الخصائص الميكانيكية وبالتالي الوصول إلى الأداء الأمثل للحركات الانتقالية للمعاقين. ولأهمية هذه الشريحة والاعتراف بحقها الكامل على أساس تكافؤ الفرص والحقوق مع بقية أفراد المجتمع ودورها في بناء المجتمع وبما أن البتر الأحادي تحت الركبة هو من أكثر أنواع العمق الجسمي شيوعاً لدى فئة كبيرة ممن هم بأعمار الشباب المنتج لذا تناول الباحث هذا الموضوع وتفصيله الدقيقة، حيث تكمن أهمية البحث في التعرف على القيم الخاصة بمؤشرات المدى الحركي لبعض الحركات الانتقالية كحركة المشي على كل من الأرض المستوية وحركة المشي في أثناء صعود ونزول المنحدر والتي تعد من أهم الأسس التي يجب الاعتماد عليها خلال وضع المناهج التأهيلية للوصول للمعاقين إلى مشية طبيعية أو شبه طبيعية.

٢-١ مشكلة البحث:

أن حركة المشي تنجز عن طريق الحركة التبادلية للأطراف السفلى وهي شكل من أشكال الحركة الانتقالية الخطية للجسم ككل ويذكر كل من (ريسان خريبط ونجاح مهدي) بأن " حركة المشي تنتج بواسطة الحركة الزاوية لبعض أجزاء الجسم وهو كذلك شكل من أشكال الحركة البندولية الفترية التي تبدأ بواسطة الأطراف السفلى من النقطة صفر ثم تأخذ شكل قوس لتنتهي الحركة بالنقطة صفر في نهاية خطوة القدم"^[3]. ومن خلال اطلاع الباحث على المناهج التأهيلية المتبعة وعمليات تقييم الحركات الانتقالية للمعاقين بعد لبس الطرف الصناعي، وجد أن عملية التقييم هذه تتم بصورة شخصية وعن طريق النظر وعدم الاعتماد على أي طريقة من طرق التحليل الحركي الكمي والذي أدى إلى عدم وجود أي قيم رقمية يتم الاعتماد عليها في الكشف عن الانحرافات التي تحدث في أثناء أداء بعض الحركات الانتقالية والذي يؤدي بالتالي إلى عدم التعرف على ماهية المؤشرات الميكانيكية المطلوبة في أثناء أداء المعاق لهذه الحركات وما هي التغيرات المصاحبة والتي تكون مطلوبة لأدائها تحت الظروف المختلفة والتي تؤدي بالتالي إلى وجود نقاط ضعف كثيرة في عملية تأهيل المعاق المصاب بالبتر الأحادي تحت الركبة.

٣-١ أهداف البحث:

- ١- التعرف على مؤشرات المدى الحركي الخاصة بحركة المشي على الأرض المستوية للمعاقين بعد لبس الطرف الصناعي تحت الركبة.
- ٢- التعرف على مؤشرات المدى الحركي الخاصة بحركة المشي في أثناء صعود ونزول المنحدر للمعاقين بعد لبس الطرف الصناعي تحت الركبة.
- ٣- التعرف على الفروق بين مؤشرات المدى الحركي في أثناء أداء حركة المشي تحت الظروف المختلفة للمعاقين بعد لبس الطرف الصناعي تحت الركبة.

٤-١ مجالات البحث:

٤-١-١ المجال البشري: عينة من المعاقين المتواجدين في العيادة التعليمية في قسم التأهيل الطبي / صناعة الأطراف والمساند من المصابين بالبتر الأحادي تحت الركبة.

٤-١-٢ المجال الزمني: من الفترة ١ / ٤ / ٢٠١٠ ولغاية ٣٠ / ٤ / ٢٠١٠

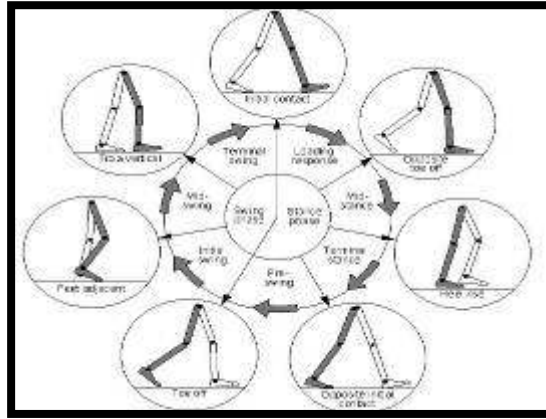
٤-١-٣ المجال المكاني: المعهد الطبي التقني إبغداد - قسم التأهيل الطبي / صناعة الأطراف والمساند.

٢- الدراسات النظرية:

١-٢ المؤشرات الخاصة بمراحل المشي بالطرف الصناعي تحت الركبة:

يمكن تعريف حركة المشي بأنها سلسلة أو حركة تبادلية لحركات الأطراف والجذع الناتجة من التقدم الأمامي لمركز ثقل الجسم^[4]، وتتكون دورة المشي الواحدة من قسمين وهي كالتالي^[5]:

- ١- مرحلة الارتكاز: التي تشكل ٦٠ % من دورة المشي إذ تكون القدم فيها بتماس مع الأرض.
- ٢- مرحلة التراجع: التي تشكل ٤٠ % من دورة المشي إذ تكون القدم فيها مرفوعة عن الأرض.



شكل رقم (١)

^[6]مراحل دورة المشي

أما بالنسبة إلى الأقسام الثانوية لكل مرحلة من مرحلة الارتكاز والتراجع للمشي الخاص بالمعوقين المصابين بالبتر الأحادي تحت الركبة فهي كالتالي:

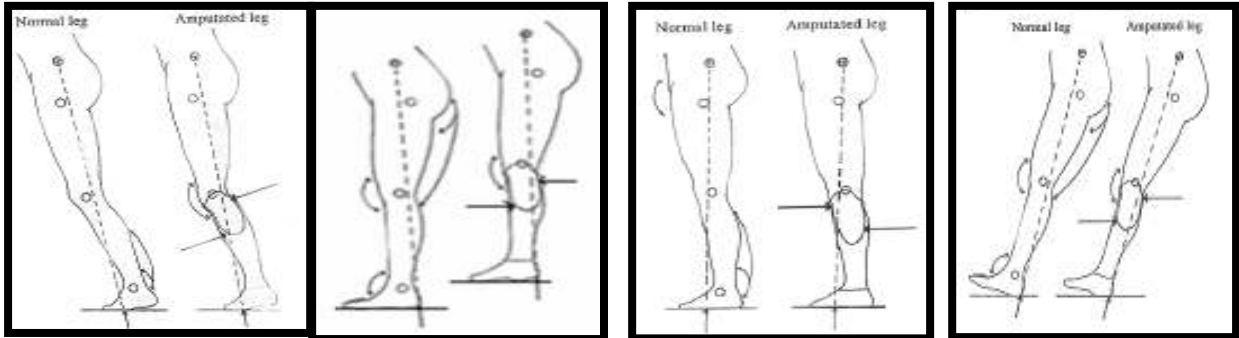
- ١- تلامس الكعب: فهي اللحظة التي يلامس بها كعب قدم الطرف الصناعي للأرض^[4]، وفي هذه اللحظة وكما مبين في الشكل رقم (A-2) نرى ونتيجة لملامسة الكعب للأرض فان هنالك قوة ضغط متعكسة تسلط من السطح الأمامي والسطح الخلفي للجذعة^(*) على الطرف الصناعي حيث يؤدي تأثير هذه القوى إلى تغيير العلاقة الزاوية^(**) بين الوقب^(***) والجذعة.

(*) **الجذعة (Stump):** هي المسافة بين مفصل الركبة ونهاية البتر في حالة البتر تحت الركبة.

(**) **العلاقة الزاوية:** هو مقدار التغير في زاوية المفصل أو الزاوية بين الجذعة والوقب.

(***) **الوقب (Socket):** ويصنع من مادة البولي بروبيلين ويعطي اتصالاً وثيقاً بين الجزء المبتور من الرجل والطرف الصناعي.

- ٢- استواء القدم : عندما تلامس مقدمة القدم للطرف الصناعي للأرض^[4]، ونتيجة لتلامس كعب قدم الطرف الصناعي للأرض تتولد قوة متعاكسة تسلط من السطح الأمامي والخلفي للجدعة سوف يؤدي إلى زيادة الثني في مفصل الركبة نتيجة هذه القوى وكما موضح في الشكل رقم (B-2).
- ٣- منتصف الارتكاز : وهي المرحلة التي تلامس فيها مقدمة القدم مع الأرض^[4]، وانتقال مركز ثقل الجسم مباشرة على قدم الاستناد حيث يكون الفخذ بوضع مائل للأسفل والخلف بالنسبة للأرض وفي هذا الوقت فان قوة رد فعل متعاكسة مسلطة على مقدمة القدم الصناعية نتيجة رد فعل الأرض تمنع الإمالة للساق والتي تعمل على تغيير العلاقة الزاوية مع الجدعة وكما موضح في الشكل رقم (C-2) من خلال زيادة الضغط على المنطقة الأمامية العلوية والمنطقة الخلفية البعيدة من الجدعة.
- ٤- رفع الكعب : يحدث عندما يرتفع الكعب عن الأرض^[4]، حيث ونتيجة لرفع الكعب ونتيجة لتقدم مركز ثقل الجسم إلى الأمام وتقلص العضلة الرباعية الفخذية سوف يؤدي إلى تولد قوة ضغط متعاكسة تسلط من السطح الأمامي والسطح الخلفي للجدعة والتي تؤثر على الجزء الأمامي البعيد والجزء الخلفي القريب من الورك وكما موضح في الشكل رقم (D-2).
- ٥- رفع الأصابع : يحدث عندما تترك مقدمة قدم الطرف الصناعي للأرض^[4]، وفي هذه المرحلة نتيجة للقوى في المرحلة السابقة التي تكون فيها القوى من الجدعة على الجزء الأمامي البعيد والجزء الخلفي القريب من الورك الذي يؤدي إلى تولد قوة عمودية على القدم الذي يواجه برد فعل الأرض وبالتالي رفع مقدمة القدم عن الأرض.
- ٦- التراجع: وهي المرحلة التي تترك فيها قدم الطرف الصناعي للأرض بعد تأثير قوة رد فعل الأرض وفي هذه المرحلة تبدأ القدم بالتراجع والانتقال إلى الأمام وتغيير العلاقة الزاوية لها مع الأرض لتبدأ ملاسة الأرض بالكعب.



(D) رفع كعب قدم الطرف عن الأرض

(C) منتصف الارتكاز للقدم الطرف الصناعي على الأرض

(B) استواء قدم الطرف الصناعي على الأرض

(A) ضرب كعب قدم الطرف الصناعي

شكل رقم (٢)

^[7]مقارنة بين تأثير القوى خلال مراحل المشي بالرجل السليمة والرجل المبتورة مع الطرف الصناعي

٣- منهجية البحث وإجراءاته الميدانية:

١-٣ منهج البحث:

استخدم الباحث المنهج الوصفي بأسلوب المسح لملائمته لطبيعية المشكلة المراد حلها.

٢-٣ عينة البحث:

لتنفيذ التجربة تم اختيار عينة البحث بالطريقة العمدية من المبتورين المتواجدين في العيادة التعليمية في قسم التأهيل الطبي \ صناعة الأطراف والمساند من المصابين بالبتير الأحادي تحت الركبة والبالغ عددهم (١) والذي تم تأهيله بعد لبس الطرف الصناعي.

٣-٣ أدوات البحث

- ١- المصادر العربية والأجنبية.
- ٢- كامرة ديجتال نوع Sony سرعتها ٢٥ صورة \ثا.
- ٣- شريط قياس وشريط لاصق ملون.
- ٤- حامل ثلاثي للكامرة.
- ٥- منحدر ثابت بطول ٣ متر.

٤-٣ التجربة الاستطلاعية:

وهي عبارة عن "دراسة أولية يقوم بها الباحث على عينة صغيرة قبل قيامه ببحثه بهدف اختبار أدواته " [8]، حيث تم إجراء التجربة الاستطلاعية بتاريخ ٢٠١٠\٤\١٨ في قسم التأهيل الطبي \ صناعة الأطراف والمساند على عينة من المصابين بالبتير الأحادي تحت الركبة والبالغ عددهم (١) واحد ، وكان الهدف منها كالتالي:

- ١- تحديد الموقع النهائي للتجربة .
- ٢- التأكد من صلاحية الكامرة وزاوية التصوير الفديوي والارتفاعات والأبعاد.
- ٣- معرفة وتحديد المشاكل التي تواجه تنفيذ التجربة الرئيسية.

٥-٣ التجربة الرئيسية:

تم تصوير التجربة الرئيسية لعينة البحث بتاريخ ٢٠١٠\٤\٢٠ في قسم التأهيل الطبي \ صناعة الأطراف والمساند ، حيث تم استخدام آلة التصوير الديجتال والتي تم تثبيتها على الشكل التالي:

- ١- اختبار المشي على أرضية مستوية لمسافة ٥ متر: ثبتت الكامرة على بعد ٥,١٠ متر وبارتفاع ٠,٨٠ متر واستخدم الباحث مقياس الرسم بطول (١متر) وثبتت آلة التصوير لتصوير المعاق من بداية أول لمسة للكعب في أول خطوة للمشي إلى آخر لمسة للكعب في آخر خطوة المشي، وبعدد (٣) محاولات وتم اخذ المتوسط الحسابي ومن ثم التعرف على الفروق التي تحدث للمؤشرات المدى الحركي بين المشي على الأرض المستوية وصعود ونزول المنحدر باستخدام اختبار (T-test).
- ٢- اختبار صعود ونزول المنحدر: ثبتت الكامرة على بعد ٢,٧٤ متر ، أما ارتفاع الكامرة قد كان ١,١٠ متر واستخدم الباحث مقياس الرسم بطول (١متر) وقد ثبتت آلة التصوير لتصوير المريض بداية أول لمسة للكعب على المنحدر إلى آخر لمسة للكعب تتم في نهاية المنحدر، وبعدد (٣) محاولات ويتم اخذ المتوسط الحسابي لها، ومن ثم التعرف على الفروق التي تحدث للمؤشرات المدى الحركي بين المشي لصعود ونزول المنحدر والمشي على الأرض المستوية باستخدام اختبار (T-test).

٦-٣ التحليل الميكانيكي:

حيث قام الباحث بالتحليل الميكانيكي لاستخراج مؤشرات المدى الحركي من خلال استخدام برنامج الـ Dartfish وبصورة مباشرة من الفلم المأخوذ للمعاق المصاب بالبتير الأحادي تحت الركبة أثناء المشي على الأرض المستوية أو خلال صعود ونزول المنحدر.

٧-٣ مؤشرات المدى الحركي:

بعد الاطلاع على المصادر العلمية العربية والأجنبية تم اختيار أهم مؤشرات المدى الحركي في أثناء أداء بعض الحركات الانتقالية الخاصة بالمعاقين بعد لبس الطرف الصناعي تحت الركبة وهي كالتالي:

- ١- زوايا مفصل الكاحل للرجل السليمة في أثناء مراحل المشي على الأرض والمنحدر.
- ٢- زوايا قدم الطرف الصناعي في أثناء مراحل المشي على الأرض والمنحدر.
- ٣- زوايا مفصل الركبة للرجل السليمة والمبتورة في أثناء مراحل المشي على الأرض والمنحدر.
- ٤- زوايا مفصل الورك للرجل السليمة والمبتورة في أثناء مراحل المشي على الأرض والمنحدر.
- ٥- الطول والفترة الزمنية للخطوة الكبيرة على الأرض والمنحدر.

٤- عرض النتائج ومناقشتها:

٤-١ عرض نتائج الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الكاحل للرجل السليمة ومناقشتها:

الجدول رقم (١)

دلالة الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الكاحل للرجل السليمة في حالات المشي

حالات المشي*	اختبار دلالة الفروق	تلامس الكعب	استواء القدم	منتصف الارتكاز	رفع الكعب	ضغط الأصابع	رفع الأصابع	التأرجح
٢ - ١	اختبار (ت)	8.83	6.57	3.13	1.01	1.58	0.93	4.51
	الدلالة **	دال	دال	دال	غير دال	غير دال	غير دال	دال
٣ - ١	اختبار (ت)	4.91	9.30	2.01	3.39	1.46	10.50	0.57
	الدلالة	دال	دال	غير دال	دال	غير دال	دال	غير دال
٣ - ٢	اختبار (ت)	14.61	12.55	5.57	1.97	0.61	10.88	4.73
	الدلالة	دال	دال	دال	غير دال	غير دال	دال	دال

*حالات المشي: (١) المشي على الأرض المستوية (٢) المشي لصعود المنحدر (٣) المشي لنزول المنحدر ** قيمة (ت) الجدولية = ٢,٧٨

حيث نجد من الجدول رقم (١) والذي يبين الفروق بين المتوسطات الحسابية لزوايا مفصل الكاحل للرجل السليمة في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط الأصابع، رفع الأصابع، التأرجح) في أثناء المشي على الأرض المستوية وصعود ونزول المنحدر، قد بلغت قيمة (ت) المحتسبة لكل من المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر وعلى التوالي (4.51,0.93,1.58,1.01,3.13,6.57,8.83) ولحالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر (0.57,10.50,1.46,3.39,2.01,9.30,4.91)، ولحالة المشي لصعود ونزول المنحدر بلغت (4.73,10.88,0.61,1.97,5.57,12.55,14.61).

ومما تقدم نلاحظ بأن قيمة (ت) المحتسبة للفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا المفصل قد كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، التأرجح) حيث يمكن أن نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر، وان الزيادة في الفروق بين الزوايا تحصل نتيجة التقليل الذي يحصل في العلاقة الزاوية بين القدم والساق لكي تتلاءم فيها وضعية القدم مع وضعية المنحدر في أثناء صعود المنحدر. أما بالنسبة للفروق بين الأوساط الحسابية في حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر نجد أن قيمة (ت) المحتسبة قد كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، رفع الكعب، رفع الأصابع) حيث يمكن أن نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر، ويعزو الباحث ذلك إلى انه في حالة نزول المنحدر يتطلب ذلك من المعاق زيادة زاوية مفصل الكاحل عما هي عليه في حالة المشي على الأرض المستوية لتحقيق التلامس والاستناد الكامل للقدم مع الوضع المائل للمنحدر للتهيئة لنقل وزن

الجسم على الرجل مؤدياً ذلك إلى حدوث هذه الزيادة في المدى الحركي المفصل. أما بالنسبة لقيمة (ت) المحتسبة للفروق بين زوايا المفصل في حالة المشي لصعود ونزول المنحدر فنجد أن الفروق كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الأصابع، التراجع)، ويعزو الباحث معنوية الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا المفصل في هذه المراحل إلى الحاجة إلى زيادة العلاقة الزاوية بين القدم والساق في حالة المشي لنزول المنحدر عنه في حالة المشي لصعود المنحدر إذ يذكر (حبيب حسن وآخرون) بأن "عزم القوة للثني الأحمسي يصل إلى قيمته العظمى بعدما تمر محصلة رد فعل الأرض من أمام مفصل الكاحل بعد ذلك يتغير عزم قوة باتجاه الثني الظهري، وهذا العزم ناتج من دوران عظم الظنوب بالاتجاه الأمامي على القدم الثابتة"^[4]، وان هذه الزيادة في العلاقة الزاوية تحدث لكي تتمكن القدم من اخذ أقصى مدى حركي لها للوصول إلى وضعية الملامسة الكاملة لسطح المنحدر بالإضافة إلى قلة الفترة الزمنية وزيادة المسافة التي يجب أن تقطعها القدم أثناء نزول المنحدر عما هي في حالة صعود المنحدر والتي تكون فيها خطوة المشي اقصر مما هي في حالة المشي لنزول المنحدر.

٤-٢ عرض نتائج الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا قدم الطرف الصناعي ومناقشتها:

الجدول رقم (٢)

دلالة الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا قدم الطرف الصناعي للرجل المبتورة في حالات المشي

حالات المشي*	اختبار دلالة الفروق	تلامس الكعب	استواء القدم	منتصف الارتكاز	رفع الكعب	ضغط مقدمة القدم	رفع مقدمة القدم	التراجع
٢ - ١	اختبار (ت) الدلالة **	1.50	6.65	6.88	4.71	5.20	0.67	2.79
		غير دال	دال	دال	دال	دال	غير دال	دال
٣ - ١	اختبار (ت) الدلالة	2.07	2.35	1.18	0.86	4.31	5.34	0.90
		غير دال	غير دال	غير دال	غير دال	دال	دال	غير دال
٣ - ٢	اختبار (ت) الدلالة	0.50	10.66	6.78	5.52	1.01	3.46	3.07
		غير دال	دال	دال	دال	غير دال	دال	دال

*حالات المشي: (١) المشي على الأرض المستوية (٢) المشي لصعود المنحدر (٣) المشي لنزول المنحدر ** قيمة (ت) الجدولية = ٢,٧٨

أما في الجدول رقم (٢) والذي يبين الفروق بين المتوسطات الحسابية لزوايا قدم الطرف الصناعي للرجل المبتورة في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط مقدمة القدم، رفع مقدمة القدم، التراجع) في أثناء المشي على الأرض المستوية وصعود ونزول المنحدر قد بلغت قيمة (ت) المحتسبة لكل من المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر وعلى التوالي (2.79,0.67,5.20,4.71,6.88,6.65,1.50) ولحالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر (0.90,5.34,4.31,0.86,1.18,2.35,2.07)، ولحالة المشي لصعود ونزول المنحدر بلغت (3.07,3.46,1.01,5.52,6.78,10.66,0.50).

ومما تقدم نلاحظ بأن قيمة (ت) المحتسبة للفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا قدم الطرف الصناعي قد كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط مقدمة القدم، التراجع) حيث يمكن أن نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر، ويعزو الباحث ذلك إلى انه في حالة صعود المنحدر ونتيجة لوضع القدم على سطح المنحدر ورد الفعل الذي يتولد نتيجة الضغط على سطح المنحدر يؤدي إلى مرور خط محصلة القوى إلى أمام الثلث الخلفي من القدم والذي يعمل على تقليل العلاقة الزاوية بينها وبين باقي أجزاء الطرف الصناعي حيث انه في "لحظة ملامسة قدم الطرف الصناعي وبمدة قصيرة جداً يمر خط فعل قوة رد فعل الأرض أمام الثلث الخلفي للقدم الصناعية الذي يحاول أن يحرك القدم باتجاه الثني الظهري وهذا ناتج من ضرب كعب القدم الصناعية على الأرض لحظة ملامسة الكعب الأرض"^[9]، أما في حالة المشي على الأرض المستوية نجد أن تأثير محصلة القوى يكون اقل مما يؤدي إلى زيادة العلاقة الزاوية بين القدم وباقي أجزاء الطرف الصناعي. أما بالنسبة للفروق بين الأوساط الحسابية في حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر نجد أن قيمة (ت) المحتسبة قد

كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (ضغط مقدمة القدم، رفع مقدمة القدم) حيث يمكن أن نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر، ويعزو الباحث ذلك إلى انه في حالة نزول المنحدر يتطلب ذلك من المعاق زيادة زاوية القدم الصناعية في مرحلة ضغط مقدمة القدم ومن ثم التقليل في الزاوية عما هي عليه في حالة المشي على الأرض المستوية لمواكبة الهبوط في مركز ثقل الجسم الحاصل نتيجة التقدم إلى الأمام على المنحدر، أما في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب) فنجد أن الفروق كانت غير معنوية بسبب ضعف الثني الأخمصي للقدم الصناعية والذي لا يُمكن المعاق من زيادة الزاوية والوصول بها إلى المدى الحركي المطلوب وبالتالي عدم إمكانية تحقيق التلامس الكامل للقدم مع السطح المائل للمنحدر. أما بالنسبة لقيمة (ت) المحسوبة للفروق بين زوايا المفصل في حالة المشي لصعود ونزول المنحدر فنجد أن الفروق كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، رفع مقدمة القدم، التآرجح)، ويعزو الباحث معنوية الفروق بين الأوساط الحسابية لزاوية القدم في هذه المراحل إلى انه في حالة صعود المنحدر ونتيجة لوضع القدم على سطح المنحدر سوف يؤدي إلى تقدم محصلة القوة إلى أمام الثلث الخلفي للقدم الصناعية نتيجة زيادة القوة الأفقية وبصورة كبيرة والذي يؤدي إلى تقليل العلاقة الزاوية بين القدم وباقي أجزاء الطرف الصناعي، إذ انه في حالة صعود المنحدر يتم تسليط قوة خارجية متدرجة على العضلات العاملة في الأداء ضد الجاذبية ونتيجة لهذه القوة الخارجية سوف تؤدي بذل قوة باتجاه موازي للسطح المنحدر تحاول التغلب على هذه القوة الخارجية (ميلان المنحدر)^[10]، أما في حالة نزول المنحدر فان المنحدر سوف يعمل على محاولة خفض مقدمة القدم على الرغم من ضعف الثني الأخمصي وبالتالي سيؤدي إلى رجوع محصلة القوى إلى خلف الثلث الأخير من القدم وبالتالي زيادة العلاقة الزاوية بين القدم وباقي أجزاء الطرف الصناعي. أما في كل من مرحلة (تلامس الكعب، ضغط مقدمة القدم) فنجد أن الفروق بين حالتي المشي لصعود ونزول المنحدر غير معنوية حيث أن الزاوية المطلوبة في حالة صعود أو نزول المنحدر تكون الفروق بينها قليلة على الرغم مما تتطلبه حالة المشي لنزول المنحدر من زيادة الزاوية نتيجة لطبيعة المنحدر في مرحلة تلامس الكعب ومن تقليل الزاوية في مرحلة الضغط بمقدمة القدم نتيجة للدفع بمقدمة القدم والذي يؤدي إلى زيادة القوة الأفقية مما يؤدي إلى تقدم محصلة القوى إلى أمام الثلث الأخير من القدم مؤدياً إلى تقليل العلاقة الزاوية بين أجزاء الطرف الصناعي لمواكبة النقصان الحاصل في سطح المنحدر.

٤-٣ عرض نتائج الفروق بين الأوساط الحسابية لزاويا مفصل الركبة للرجل السليمة ومناقشتها:

الجدول رقم (٣)

دلالة الفروق بين الأوساط الحسابية لزاويا مفصل الركبة للرجل السليمة في حالات المشي

حالات المشي*	اختبار دلالة الفروق	تلامس الكعب	استواء القدم	منتصف الارتكاز	رفع الكعب	ضغط الأصابع	رفع الأصابع	التآرجح
١ - ٢	اختبار (ت)	10.75	13.77	2.39	7.01	17.21	6.59	16.97
	الدلالة **	دال	دال	غير دال	دال	دال	دال	دال
١ - ٣	اختبار (ت)	0.12	5.97	41.84	25.20	24.61	4.12	24.87
	الدلالة	غير دال	دال	دال	دال	دال	دال	دال
٢ - ٣	اختبار (ت)	37.99	7.93	43.14	38.49	35.04	0.96	5.40
	الدلالة	دال	دال	دال	دال	دال	غير دال	دال

*حالات المشي: (١) المشي على الأرض المستوية (٢) المشي لصعود المنحدر (٣) المشي لنزول المنحدر ** قيمة (ت) الجدولية = ٢,٧٨

ومن الجدول رقم (٣) والذي يبين الفروق بين المتوسطات الحسابية لزاويا مفصل الركبة للرجل السليمة في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط الأصابع، رفع الأصابع، التآرجح) في أثناء المشي على الأرض المستوية وصعود ونزول المنحدر، قد بلغت قيمة (ت) المحسوبة لكل من المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر وعلى التوالي (16.97,6.59,17.21,7.01,2.39,13.77,10.75) ولحالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر (24.87,4.12,24.61,25.20,41.84,5.97,0.12)، ولحالة المشي لصعود ونزول المنحدر بلغت (5.40,0.96,35.04,38.49,43.14,7.93,37.99).

ومما تقدم نلاحظ بأن قيمة (ت) المحتسبة للفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الركبة للرجل السليمة قد كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، رفع الكعب، ضغط الأصابع، رفع الأصابع، التآرجح) حيث يمكن أن نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر، وان سبب ذلك يعود إلى انه في حالة صعود المنحدر يتطلب من المعوق تقليل زاوية كل من مفصل الكاحل والركبة لغرض التمكن من تحقيق ملامسة واستناد القدم على السطح المائل للمنحدر لرفع مركز ثقل الجسم والانتقال به إلى الأمام وان ذلك يحدث بسبب زيادة القوة الأفقية نتيجة لوضع المنحدر والتي تعمل على مقاومة حركة القدم أثناء استواء القدم مؤدياً إلى تحريك محصلة القوى إلى خلف مفصل الركبة مما يؤدي إلى ثني المفصل بصورة كبيرة عما هي في حالة المشي على الأرض المستوية والتي يستطيع المفصل فيها من أداء كامل المدى الحركي لها نتيجة قلة وقرب محصلة القوى من مفصل الركبة في هذه المرحلة حيث تذكر كل من برابرا وكاثرين انه "في هذه المرحلة وبعد ملامسة الكعب الأرض يبدأ الكعب بالدفع ضد رد فعل الأرض ، وتبدأ كمية القوة العمودية بالازدياد على الطرف الساند، ويمر خط فعل محصلة مركبات القوة العمودية والأفقية خلف الركبة، وينتج عن ذلك عزم ثني للمفصل"^[11]، ومن ثم زيادة العلاقة الزاوية بين الساق والخذ في المراحل الأخيرة لمواجهة الارتفاع الذي يحصل لمركز ثقل الجسم وان هذه الزيادة المطلوبة للمفصل في حالة صعود المنحدر تكون اكبر مما هي في حالة المشي على الأرض المستوية نتيجة لزوايا الميلان الموجود في المنحدر والتي تؤدي بالمعاق إلى زيادة الزاوية بشكل اكبر للتمكن من تحقيق الدفع بمقدمة القدم. أما بالنسبة للفروق بين الأوساط الحسابية في حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر نجد أن قيمة (ت) المحتسبة قد كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط الأصابع، رفع الأصابع، التآرجح) حيث يمكن أن نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر، ويعزو الباحث ذلك إلى قلة متوسط الزاوية في حالة المشي لنزول المنحدر عما هي في حالة المشي على الأرض المستوية لما تتطلبه زاوية المشي على المنحدر إلى الأسفل من ارتكاز القدم بمستوى اقل من القدم الأخرى والذي يؤدي إلى مرور محصلة القوى إلى خلف مفصل الركبة وبصورة ابعد مما في حالة المشي على الأرض المستوية ونتيجة لذلك تمر فيها محصلة القوى بمسافة اقرب وإلى الخلف من مفصل الركبة مؤديه إلى تقليل الزاوية لغرض العمل على خفض مركز ثقل الجسم ودفع مركز الثقل إلى الأمام لتحقيق الاستقرار في وضع الجسم وتحقيق اكبر دفع بالقدم لسطح المنحدر. أما بالنسبة لقيمة (ت) المحتسبة للفروق بين زوايا المفصل في حالة المشي لصعود المنحدر فنجد أن الفروق كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط الأصابع، التآرجح)، ويعزو الباحث معنوية الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا المفصل في هذه المراحل إلى الحاجة إلى زيادة العلاقة الزاوية بين الساق والخذ في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم) لتحقيق تلامس القدم الكامل مع المنحدر ومن ثم تقليل العلاقة الزاوية للتمكن من التقدم إلى الأمام وخفض مركز ثقل الجسم وهو عكس ما هو مطلوب في حالة صعود المنحدر حيث يجب على المعاق زيادة العلاقة الزاوية في المراحل الأخيرة للتمكن من رفع مركز ثقل الجسم والانتقال به إلى الأمام.

٤-٤ عرض نتائج الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الركبة للرجل المبتورة ومناقشتها:

الجدول رقم (٤)

دلالة الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الركبة للرجل المبتورة في حالات المشي

حالات المشي*	اختبار دلالة الفروق	تلامس الكعب	استواء القدم	منتصف الارتكاز	رفع الكعب	ضغط مقدمة القدم	رفع مقدمة القدم	التآرجح
٢ - ١	اختبار (ت)	12.58	11.49	12.05	9.63	14.91	10.89	27.02
	الدلالة**	دال	دال	دال	دال	دال	دال	دال
٣ - ١	اختبار (ت)	1.46	18.06	22.36	46.89	27.99	4.41	15.51
	الدلالة	غير دال	دال	دال	دال	دال	دال	دال
٣ - ٢	اختبار (ت)	13.01	1.51	13.51	30.69	19.51	23.09	3.36
	الدلالة	دال	غير دال	دال	دال	دال	دال	دال

* حالات المشي: (١) المشي على الأرض المستوية (٢) المشي لصعود المنحدر (٣) المشي لنزول المنحدر ** قيمة (ت) الجدولية = ٢,٧٨

أما في الجدول رقم (٤) والذي يبين الفروق بين المتوسطات الحسابية لزوايا مفصل الركبة للرجل المبتورة في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط مقدمة القدم، رفع مقدمة

القدم،التأرجح) في أثناء المشي على الأرض المستوية وصعود ونزول المنحدر قد بلغت قيمة (ت) المحتسبة لكل من المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر وعلى التوالي (27.02,10.89,14.91,9.63,12.05,11.49,12.58) وحالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر(15.51,4.41,27.99,46.89,22.36,18.06,1.46)، وحالة المشى لصعود ونزول المنحدر بلغت (3.36,23.09,19.51,30.69,13.51,1.51,13.01).

ومما تقدم نلاحظ بأن قيمة (ت) المحتسبة للفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا قدم الطرف الصناعي قد كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط مقدمة القدم،رفع مقدمة القدم،التأرجح) حيث يمكن أن نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر، ويعزو الباحث سبب ذلك إلى انه في حالة صعود المنحدر يتطلب من المعاق التقليل من زاوية القدم الصناعية مع سطح المنحدر ونتيجة لضعف الحركة المفصليّة للقدم الصناعية فإن المعاق يعمل على تقليل زاوية مفصل الركبة ودفع مقدمة الوقب إلى الأمام لغرض التمكن من تحقيق الملامسة الكاملة للقدم مع سطح المنحدر لغرض التمكن من دفع مركز ثقل الجسم إلى الأمام أما في حالة المشي على الأرض المستوية فنجد أن المعاق لا يحتاج إلى زاوية ثني عالية لتحقيق ملامسة كعب قدم الطرف الصناعي للأرض. أما بالنسبة للفروق بين الأوساط الحسابية في حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر نجد أن قيمة (ت) المحتسبة قد كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط مقدمة القدم،رفع مقدمة القدم،التأرجح) حيث يمكن أن نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر، ويعزو الباحث هذه الفروق إلى قلة الوسط الحسابي للزاوية في حالة المشي لنزول المنحدر بسبب ضعف الحركة المفصليّة لقدم الطرف الصناعي والذي يعمل على تحريك محصلة القوى إلى خلف مفصل الركبة وبمسافة كبير مما يقلل العلاقة الزاوية بين الجذعة والفخذ لكي يتمكن المعاق من تحقيق الأستقرارية في وضع الجسم وتحقيق التلامس الكامل لقدم الطرف الصناعي ومن ثم إمكانية أكبر للدفع بمقدمة القدم لسطح المنحدر، أما في كل من مرحلة (رفع مقدمة القدم،التأرجح) فنجد أن المعاق يعمل على زيادة العلاقة الزاوية بين الجذعة والفخذ لغرض لتهيئة قدم الطرف الصناعي لاستقبال سطح المنحدر في دورة المشي اللاحقة. أما بالنسبة لقيمة (ت) المحتسبة للفروق بين زوايا المفصل في حالة المشى لصعود ونزول المنحدر فنجد أن الفروق كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (تلامس الكعب، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط مقدمة القدم،رفع مقدمة القدم،التأرجح)، ويعزو الباحث معنوية الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الركبة للرجل المبتورة إلى قلة متوسط الزاوية في حالة المشي لنزول المنحدر وذلك نتيجة ضعف الحركة الأخصوية لقدم الطرف الصناعي سوف يؤدي إلى تولد عزم دوران للطرف الصناعي مما يؤدي إلى تحريك الوقب إلى الأمام وبالتالي انتقال خط تأثير محصلة القوى إلى خلف مفصل الركبة مما يقلل الزاوية بين كل من الجذعة والفخذ وبالتالي تمكن المعاق من تحقيق التلامس الكامل لقدم الطرف الصناعي،أما في كل من مرحلة (رفع الكعب، ضغط مقدمة القدم،رفع مقدمة القدم،التأرجح) يحصل تقليل في العلاقة الزاوية نتيجة لطبيعة سطح المنحدر وهذا يحدث نتيجة للقوة المسلطة من قبل مقدمة قدم الطرف الصناعي من جهة وزيادة قوة رد الفعل لسطح المنحدر من جهة أخرى سيؤدي إلى زيادة القوة العمودي وبذلك انتقال خط تأثير محصلة القوى إلى خلف مفصل الركبة للرجل المبتورة.

٤-٥ عرض نتائج الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الورك للرجل السليمة ومناقشتها:

الجدول رقم (٥)

دلالة الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الورك للرجل السليمة في حالات المشي

حالات المشي*	اختبار دلالة الفروق	تلامس الكعب	استواء القدم	منتصف الارتكاز	رفع الكعب	ضغط الأصابع	رفع الأصابع	التأرجح
٢ - ١	اختبار (ت)	43.56	19.10	7.50	19.23	11.98	15.30	18.16
	الدلالة **	دال	دال	دال	دال	دال	دال	دال
٣ - ١	اختبار (ت)	19.86	3.27	24.55	47.31	43.06	56.82	15.33
	الدلالة	دال	دال	دال	دال	دال	دال	دال
٣ - ٢	اختبار (ت)	60.44	47.98	15.14	29.44	23.83	12.47	0.24
	الدلالة	دال	دال	دال	دال	دال	دال	غير دال

*حالات المشي: (١) المشي على الأرض المستوية (٢) المشى لصعود المنحدر (٣) المشى لنزول المنحدر ** قيمة (ت) الجدولية = ٢,٧٨

ومن الجدول رقم (٥) والذي يبين الفروق بين المتوسطات الحسابية لزوايا مفصل الورك للرجل السليمة في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط الأصابع، رفع الأصابع، التآرجح) في أثناء المشي على الأرض المستوية وصعود ونزول المنحدر، قد بلغت قيمة (ت) المحتسبة لكل من المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر وعلى التوالي (18.16,15.30,11.98,19.23,7.50,19.10,43.56) المنحدر (15.33,56.82,43.06,47.31,24.55,3.27,19.86)، ولحالة المشي لصعود ونزول المنحدر بلغت (0.24,12.47,23.83,29.83,29.44,15.14,47.98,60.44).

ومما تقدم نلاحظ بأن قيمة (ت) المحتسبة للفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الورك للرجل السليمة قد كانت ذات دلالة معنوية في جميع مراحل المشي، حيث يمكن أن نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر، وان سبب ذلك يعود إلى انه يتطلب من المعاق في حالة صعود المنحدر تقليل زاوية كل من مفصل الركبة ومفصل الورك والدفع بالقدم الأخرى لغرض إعطاء الفرصة للقدم تحقيق الملاسة الكاملة للسطح المائل للمنحدر والقدرة على نقل الوزن لإعطاء القدرة على رفع مركز ثقل الجسم ونقله إلى الأمام وهو عكس ما يتطلبه المفصل في حالة المشي على الأرض المستوية إذ يجب زيادة في الزاوية في كل من مفصل الركبة والورك، أما بالنسبة للفروق بين الأوساط الحسابية في حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر نجد أن قيمة (ت) المحتسبة قد كانت ذات دلالة معنوية في جميع مراحل المشي، حيث يمكن أن نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر، وان سبب ذلك يعود إلى انه في حالة نزول المنحدر يجب زيادة زاوية كل من مفصل الركبة ومفصل الورك في المراحل الأولى من المشي لإعطاء الفرصة للقدم لملاسة سطح المنحدر للتمكن من الدفع بالقدم من ثم القيام بتقليل الزاوية في كل من مفصل الركبة والورك للاستعداد لنقل الوزن إلى الطرف الآخر والذي يكون في مرحلة التآرجح بالإضافة إلى زيادة القدرة على خفض مركز ثقل الجسم ونقله إلى الأمام وان هذا التقليل في العلاقة الزاوية يكون بصورة أكبر مما هو مطلوب في حالة المشي على الأرض المستوية في كل من مفصل الركبة والورك. أما بالنسبة لقيمة (ت) المحتسبة للفروق بين زوايا المفصل في حالة المشي لصعود ونزول المنحدر فنجد أن الفروق كانت ذات دلالة معنوية في جميع مراحل المشي ماعدا في مرحلة (التآرجح)، ويعزو الباحث ذلك إلى زيادة زاوية المشي المطلوبة في حالة المشي لنزول المنحدر حيث نجد حدوث المد الكامل وبصورة أكبر مما هي عليه في حالة صعود المنحدر نتيجة لمرور محصلة القوى وبمسافة أبعد إلى خلف مفصل الركبة وأمام مفصل الورك مما يؤدي إلى تقليل العلاقة الزاوية في هذه المفاصل وهذا ما يؤكد (رون سيمور) "بأنه في حال وصول القدم إلى منتصف الارتكاز تمر محصلة القوى خلف مركز مفصل الورك فتعمل على مد الورك"^[12]. أما في المراحل الأخيرة نجد انه وبسبب القوة التي يسلطها المعاق على المنحدر في حالة النزول بالرجل السليمة والتي تكون أكبر لغرض التمكن من نقل الطرف الصناعي الذي يكون في مرحلة التآرجح إلى أبعد مسافة وهذا سوف يؤدي إلى تولد رد فعل معاكس على مقدمة القدم وبصورة أكبر مما في حالة الصعود مما يؤدي إلى زيادة قوة رد الفعل المسلطة على مقدمة القدم مؤدياً ذلك إلى تقليل العلاقة الزاوية لمفاصل الرجل كافة في هذه المراحل المذكورة سابقاً.

٤-٦ عرض نتائج الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الورك للرجل المبتورة ومناقشتها:

الجدول رقم (٦)

دلالة الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الورك للرجل المبتورة في حالات المشي

حالات المشي*	اختبار دلالة الفروق	تلامس الكعب	استواء القدم	منتصف الارتكاز	رفع الكعب	ضغط مقدمة القدم	رفع مقدمة القدم	التآرجح
١ - ٢	اختبار (ت) الدلالة **	45.98	50.04	24.56	33.23	90.14	62.76	55.25
١ - ٣	اختبار (ت) الدلالة	4.11	30.01	18.64	41.67	67.90	43.28	25.40
٢ - ٣	اختبار (ت) الدلالة	77.45	15.32	2.61	6.32	0.39	7.23	21.88

*حالات المشي: (١) المشي على الأرض المستوية (٢) المشي لصعود المنحدر (٣) المشي لنزول المنحدر ** قيمة (ت) الجدولية = ٢,٧٨

أما في الجدول رقم (6) والذي يبين الفروق بين المتوسطات الحسابية لزوايا مفصل الورك للرجل المبتورة في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط مقدمة القدم، رفع مقدمة القدم، التآرجح) في أثناء المشي على الأرض المستوية وصعود ونزول المنحدر قد بلغت قيمة (ت) المحتسبة لكل من المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر وعلى التوالي (55.25,62.76,90.14,33.23,24.56,50.04,45.98) ولحالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر (25.40,43.28,67.90,41.67,18.64,30.01,4.11)، ولحالة المشى لصعود ونزول المنحدر بلغت (21.88,7.23,0.39,6.32,2.61,15.32,77.45).

ومما تقدم نلاحظ بأن قيمة (ت) المحتسبة للفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الورك للرجل المبتورة قد كانت ذات دلالة معنوية في جميع مراحل المشي، حيث يمكن أن نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر، ويعزو الباحث سبب ذلك إلى انه في حالة صعود المنحدر يتطلب من المعاق تحقيق ملامسة كامل القدم الصناعية لسطح المنحدر ونتيجة لضعف الحركة المفصليّة للقدم وبخاصة حركة الثني الظهري سوف يؤدي إلى تولد عزم دوران للوقب إلى الخلف مؤدياً إلى مرور خط محصلة القوى خلف مفصل الركبة وأمام مفصل الورك مما يعمل على تقليل زاوية كل من مفصل الركبة ومفصل الورك، أما في المراحل الأخيرة فنتيجة لطبيعية المنحدر وانتقال مركز ثقل الجسم إلى الأمام سوف تتحرك محصلة القوى الأمام وبشكل أكبر نتيجة لزيادة القوة المسلطة على سطح المنحدر. أما بالنسبة للفروق بين الأوساط الحسابية في حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر نجد أن قيمة (ت) المحتسبة قد كانت ذات دلالة معنوية في جميع مراحل المشي حيث نجد أن هنالك فروق بين زوايا المفصل في هذه المراحل بين حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر، ويعزو الباحث هذه الفروق إلى قلة متوسط الزاوية في حالة المشي لنزول المنحدر بسبب ضعف الحركة المفصليّة لقدم الطرف الصناعي وبخاصة الثني الأمامي ويؤدي ذلك إلى تولد عزم دوران للوقب إلى الأمام مما يؤدي إلى انتقال محصلة القوى إلى أمام مفصل الورك وبمسافة كبير مما يؤدي إلى حدوث تقليل في العلاقة الزاوية بين الفخذ والجذع. أما بالنسبة لقيمة (ت) المحتسبة للفروق بين زوايا المفصل في حالة المشي لصعود ونزول المنحدر فنجد أن الفروق كانت ذات دلالة معنوية في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، رفع الكعب، رفع مقدمة القدم، التآرجح)، ويعزو الباحث معنوية الفروق بين الأوساط الحسابية لزوايا مفصل الورك للرجل المبتورة إلى الانخفاض في العلاقة الزاوية للمفصل في هذه المراحل في حالة صعود المنحدر إلى حاجة المعاق إلى نقل قدم الطرف الصناعي إلى الأمام وبسبب السطح المنحدر الصاعد سوف يعمل المعاق على تقليل العلاقة الزاوية في كل من مفصل الركبة ومفصل الورك لإعطاء الإمكانية لتقدم القدم لأداء دورة المشي اللاحقة ونقل مركز ثقل الجسم عليها على عكس ما يحتاجه المعاق في حالة المشي لنزول المنحدر حيث لا يحتاج إلى تقليل العلاقة الزاوية للمفصل بصورة كبيرة للمساعدة في نقل مقدمة القدم الصناعية إلى الأمام لأداء الدورة اللاحقة كما هو الحال في صعود المنحدر بالإضافة إلى أن انتقال محصلة القوى يكون بشكل أكبر في حالة الصعود نتيجة للقوة المسلطة على سطح المنحدر والتي تكون بشكل أكبر مما هي في حالة نزول المنحدر للمساعدة في نقل وزن الجسم إلى الأمام.

٤-٧ عرض نتائج الفروق بين الأوساط الحسابية لقياسات الخطوة الكبيرة ومناقشتها:

الجدول رقم (٧)
دلالة الفروق بين الأوساط الحسابية لقياسات الخطوة الكبيرة في حالات المشي

حالات المشي*	اختبار دلالة الفروق	طول خطوة الرجل السليمة (متر)	الفترة الزمنية (ثا)	طول خطوة الرجل المبتورة (متر)	الفترة الزمنية (ثا)
٢ - ١	اختبار (ت)	9.71	1.57	1.53	7.10
	الدلالة **	دال	غير دال	غير دال	دال
٣ - ١	اختبار (ت)	10.06	1.23	0.52	2.57
	الدلالة	دال	غير دال	غير دال	غير دال
٣ - ٢	اختبار (ت)	1.93	1.10	2.08	4.99
	الدلالة	غير دال	غير دال	غير دال	دال

*حالات المشي: (١) المشي على الأرض المستوية (٢) المشي لصعود المنحدر (٣) المشي لنزول المنحدر
** قيمة (ت) الجدولية = ٢,٧٨

ومن الجدول رقم (٧) والذي يبين الفروق بين المتوسطات الحسابية لقياسات طول وزمن الخطوة الكبيرة في أثناء المشي على الأرض المستوية وصعود ونزول المنحدر، وقد بلغت قيمة (ت) المحسوبة لطول الخطوة والفترة الزمنية للرجل السليمة والمبتورة لكل من المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر وعلى التوالي (7.10,1.53,1.57,9.71) ولحالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر (2.57,0.52,1.23,10.06)، ولحالة المشى لصعود ونزول المنحدر بلغت (4.99,2.08,1.10,1.93).

ومما تقدم نلاحظ بأن قيمة (ت) المحسوبة للفروق بين الأوساط الحسابية طول وزمن الخطوة الكبيرة في حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لصعود المنحدر قد كانت ذات دلالة معنوية في طول الخطوة للرجل السليمة وللفترة الزمنية للخطوة بالرجل المبتورة والذي حددها (مايكل دبليو). بأنها " تبلغ لدى الشخص الطبيعي ٩٩,٠ - ٥٨,١ والتي تتغير حسب عمر الشخص ونوع الجنس"^[13]، وان سبب ذلك يعود إلى انه في حالة صعود المنحدر يكون طول الخطوة اقل مما هو في حالة الأرض المستوية نتيجة لطبيعة المنحدر بالإضافة إلى استناد المعاق بالكامل على الرجل المبتورة والذي يحاول من التقليل من طول الخطوة للحفاظ على الأستقرارية والتوازن له أثناء اخذ الخطوة، أما بالنسبة إلى الرجل المبتورة فنجد أن الفروق بين طول الخطوة غير معنوية على الرغم من أن متوسط طول الخطوة للأرض المستوية كان اكبر والذي بلغ (٠,٨٢) متر ولصعود المنحدر (٠,٧٦) متراً، أما بالنسبة للفترة الزمنية فنجد انه في الرجل السليمة قد كانت أبطئ وذلك بسبب الاستناد على الطرف الصناعي والذي لا يمنح الأستقرارية الكاملة لأخذ الخطوة بالرجل السليمة. أما بالنسبة لقيمة (ت) المحسوبة للفروق بين الأوساط الحسابية طول وزمن الخطوة الكبيرة في حالة المشي على الأرض المستوية والمشى لنزول المنحدر قد كانت ذات دلالة معنوية في طول الخطوة للرجل السليمة، ويعزو الباحث ذلك إلى انه في حالة المشي على الأرض المستوية فان أمكانية المريض في التحكم في حركة الطرف الصناعي أفضل لأداء الخطوة الكبيرة مما في حالة نزول المنحدر نتيجة للسطح المائل للمنحدر والذي يواجهه المعاق ومحاولة المحافظة على التوازن في حالة النزول من المنحدر من خلال تقليل طول الخطوة الكبيرة لمحاول تقريب وزيادة أمكانية نقل مركز ثقل الجسم على الطرف الصناعي في دورة المشي اللاحقة، وهذا عكس ما يحدث في أثناء اخذ الخطوة بالرجل المبتور حيث نجد أن الفروق كانت غير معنوية بسبب استناد المريض على الرجل السليمة مما يمكنه من اخذ كامل المدى الحركي للخطوة بالرجل المبتورة والطرف الصناعي أما بالنسبة للفترة الزمنية فنجد أن الفروق قد كانت فيما بينها غير معنوية. أما بالنسبة لقيمة (ت) المحسوبة للفروق بين طول الخطوة للرجل السليمة والمبتورة في حالة المشي لصعود ونزول المنحدر فنجد أن الفروق كانت ذات دلالة غير معنوية في جميع القياسات ماعدا في الفترة الزمنية للخطوة بالرجل المبتورة حيث كانت الفروق معنوية إذا كانت الفترة الزمنية للرجل المبتورة في حالة النزول من المنحدر اقل وبشكل كبير عن نفس الفترة في حالة صعود المنحدر وذلك بسبب قيام المعاق بالإسراع بأخذ الخطوة للتمكن من الحفاظ على الأستقرارية والتوازن لأخذ خطوة المشي اللاحقة بالإضافة إلى ذلك فأنا نجد أن طول الخطوة بالرجل السليمة تكون أطول وطول الخطوة بالرجل المبتورة تكون أقصر في حالة صعود المنحدر وهي عكس ما يحصل في حالة نزول المنحدر.

٥- الاستنتاجات والتوصيات:

١-٥ الاستنتاجات:

- ١- أن ضعف الحركة المفصالية للقدم الصناعية أدت إلى انتقال محصلة القوى إلى خلف وأمام كل من مفصل الركبة ومفصل الورك في حالة صعود ونزول المنحدر وبصورة اكبر مما هو مطلوب مما أدى إلى التأثير على مؤشرات المدى الحركي لهذه المفاصل وبشكل اكبر مما هو في حالة الرجل السليمة.
- ٢- أن هنالك فروق ذات دلالة معنوية بين مؤشرات المدى الحركي لمفصل الكاحل للرجل السليمة في حالة الأرض المستوية وفي حالة صعود ونزول المنحدر في كل من مرحلة نزول المنحدر في كل من مرحلة (تلامس الكعب، استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، رفع الأصابع، التراجع).
- ٣- أن هنالك فروق ذات دلالة معنوية بين مؤشرات المدى الحركي لقدم الطرف الصناعي للرجل المبتورة في حالة الأرض المستوية وفي حالة صعود ونزول المنحدر في كل من مرحلة نزول المنحدر في كل من مرحلة (استواء القدم، منتصف الارتكاز، رفع الكعب، ضغط ورفع مقدمة الأصابع، التراجع).
- ٤- أن هنالك فروق ذات دلالة معنوية بين مؤشرات المدى الحركي لمفصل الركبة سواء للرجل السليمة والرجل المبتورة في حالة الأرض المستوية وفي حالة صعود ونزول المنحدر في كل من مرحلة نزول المنحدر في جميع مراحل المشي.

- ٥- أن هنالك فروق ذات دلالة معنوية بين مؤشرات المدى الحركي لمفصل الورك سواء للرجل السليمة والرجل المبتورة في حالة الأرض المستوية وفي حالة صعود ونزول المنحدر في كل من مرحلة نزول المنحدر في جميع مراحل المشي.
- ٦- أن التغير في العلاقة الزاوية بين أجزاء الطرف الصناعي والرجل المبتورة أدى إلى التأثير بشكل كبير على مؤشرات المدى الحركي لمفاصل الطرف السفلي والقياسات الخاصة بالخطوة الكبيرة.

٢-٥ التوصيات:

- ١- ضرورة الاعتماد في المناهج التأهيلية للمعوقين على تعدد حالات المشي لغرض تأقلم المريض على مواجهة جميع العوائق المختلفة والتي سوف تواجهه أثناء المشي في الخارج.
- ٢- ضرورة توجيه جميع المراكز التأهيلية ومصانع الأطراف والمساند على استخدام طرق التحليل الحركي والذي يعتبر من الجوانب المهمة في عملية الكشف عن الانحرافات التي تحدث في حركة المشي الخاص بالمعوقين.
- ٣- يمكن إجراء دراسات وبحوث مشابهة على حالات أخرى من البتور كما في حالة البتر فوق الركبة لما تحتويه هذه الحالة من تعقيدات كثيرة نتيجة فقدان جزء كبير ومهم من الرجل سواء من جانب العضلات أو المفاصل.

المصادر:

- ١- داني في. كندسون وكراجي اس.موريسون ،التحليل النوعي في علم الحركة، ترجمة صريح عبد الكريم و وهبي علوان، بغداد ،٢٠١٠.
- ٢- سمير مسلط . الميكانيكا الحيوية، بغداد ،مطابع دار الحكمة للطباعة والنشر، ١٩٩١.
- ٣- ريسان خريبط ،نجاح مهدي. التحليل الحركي، عمان، الدار العلمية الدولية للنشر، ٢٠٠٢.
- ٤- حبيب حسن وآخرون .تقنية صناعة البدائل لبتور تحت الركبة، بغداد ، هيئة التعليم التقني، ١٩٩٢.
- 5- Pam Barsby, Rosalind Ham. Amputee Management ,London , King's college school of medicine & Dentistry,1995.
- 6- Carlsoo, S., How man moves: Kinesiological methods and studies, New York ,Crane Russak and Co., 1995.
- 7- Cambodian school of prosthetics & orthotics . Transtibial prosthetics course manual, edition 2,Cambodia,2007.
- ٨- محمد حسين حميدي.علاقة بعض المتغيرات الكينماتيكية لاجتياز المانع المائي في ركض (٣٠٠٠م) موانع ، رسالة ماجستير ، كلية التربية الرياضية،جامعة القادسية، ٢٠٠١.
- 9- Cambodian school of prosthetics & orthotics . Transtibial prosthetics course manual, Cambodia,200٨.
- ١٠- صريح عبد الكريم، تطبيقات البيوميكانيك في التدريب الرياضي والأداء الحركي ،بغداد، مطبعة عدي العكيلي، ٢٠٠٧.
- 11- Barbara & Catherine, Therapy for Amputees,3edition,London, Churchill Livingstone,2001.
- 12- Ron Seymour, Prosthetics and Orthotics ,USA, Lippincott & Wilking , 2002.
- 13- Michael W. Whittle, Gait analysis an introduction, USA, Heidi Harrison, 2007,p223.