

## تصميم وتصنيع طرف صناعى باستخدام طابعة ثلاثية الابعاد لرفع كفاءة الاتزان الديناميكي للاعبى الملاكمة فى ضوء التحليل البيوميكانيكى

د . خالد عبدالموجود عبدالعظيم

مدرس بقسم التدريب الرياضى وعلوم الحركة – كلية

التربية الرياضية – جامعة أسيوط

د . اسامة احمد عبدالعال

مدرس بقسم الميكانيكا – كلية الهندسة - جامعة أسيوط

### ملخص البحث

يهدف البحث إلى محاولة" تصميم وتصنيع طرف صناعى باستخدام طابعة ثلاثية الابعاد لرفع كفاءة الاتزان الديناميكي فى ضوء التحليل البيوميكانيكى، وقد قام الباحثان بالتعرف على العضلات التى حدث بها بترجئى العضلات السليمة فى القدم والتي ستبدل عزمًا لى يتحمل عزم مقاومة الطرف المصنع من قبل الباحثان وقد استخدم الباحثان المنهج الوصفى( دراسة الحالة ) نظراً لملائمة لطبيعة البحث وتم اختيار عينة البحث بالطريقة العمدية من بين حالات البتر الجزئى بالقدم المتواجدون فى العيادة التعليمية فى قسم التأهيل الطبي ومن لاعبي رياضة الملاكمة المصابين بالبتر الأحادي والبالغ عددهم (١) وقد قد استخدم الباحث عدد (٢) كاميرا بازلر علماً بأن سرعة الكاميرا ١٢٠ صورة /ث و استخدم جهاز السير المتحرك وجهاز ( Foot Pressure Measuring System) لقياس الضغوط أسفل القدم. الاشعة متعددة المقاطع (CT scan و برنامج (3Dmax) وسيلكون طبي (Mold Star – Renew Silicone 20/2 Silicone Rubber 30/2 Silicone Rubber) ومن اهم النتائج تم تصنيع طرف صناعى صلب للبتر الجزئى بالقدم اليسرى والذى يحاكي القدم السليمة لعينة البحث بالاعتماد على الطابعة ثلاثية الابعاد (3D printer) ارتفاع كفاءة الاتزان الديناميكي لوقفة الاستعداد بمدلولية نسبة توزيع الضغوط لحالة البتر عن الطرف الصناعى للقدم اليمنى الخلفية المرتكزة على المشط حيث بلغت (52%) لحالة البتر، (48%) للطرف الصناعى، وجاءت نسب التوزيع للقدم اليسرى (35%) لحالة البتر، (83%) لحالة الطرف الصناعى وذلك وفقاً لتكثك ووقفة الاستعداد برياضة الملاكمة.

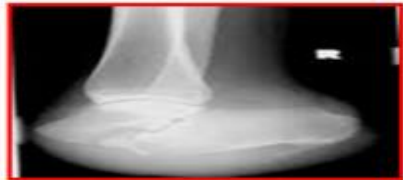
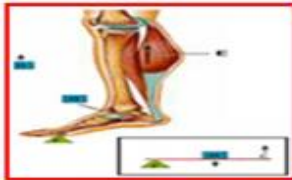
### مقدمة ومشكلة البحث :-

فى السنوات القليلة الماضية كان هناك تقدماً كبيراً فى مجال تطوير الاقدام الصناعية لمبتورى الاطراف، ونظراً لرغبة مبتورى الأطراف فى المشاركة فى الألعاب الرياضية ونظراً للارقام المذهلة التى تحقق يوماً بعد يوم فى كثير من الرياضات لاذ شكل ذلك دافعاً قوياً لتطوير الاقدام الصناعية مع أداء أكثر ديناميكية من القدم التقليدية التى ظلت لسنوات على مستوى صناعة الاطراف، ويشار إلى هذه الأقدام المصممة حديثاً على قدرتها فى الاستجابة الديناميكية وعلى قدرتها فى تخزين طاقة القدمين . (٤ : ٣٦٩)

ولقد ثبت علمياً بأن معدل أستهلاك الاكسجين لدى مبتورى الأطراف يزداد عن المعدل الطبيعى وذلك أثناء المشى، كما أن معدل أستهلاك الطاقة أيضاً يزداد كلما أرتفع مستوى البتر وعلى العكس فإن معدل إستهلاك الطاقة يقل عند إرتداء الطرف الصناعية . (٤ : ٣٦٩)

كما أن البتر يؤدي إلى حدوث خلل في التوازن العضلي (imbalance) بالطرف المناظر حيث تتجسد مشكلة البحث في جانبين أساسيين الأول منها تشريحي ميكانيكي والثاني يدور حول طبيعة وخصائص تركيب الطرف الصناعي من أجل رفع كفاءة الاتزان الديناميكي للحركة فمن الناحية التشريحية فإن هناك مبداء عدم الاستعمال والأضرار الناتجة عنة والتي تعرف بالضمور العضلي أي عندما تصبح العضلة في حالة غير نشطة أو تقيد حركتها (بتر) فهذا يؤدي الى حدوث تغيرات حيث يقل معدل بناء البروتينات مما يقلل حجم أنسجة العضلة وينخفض مستوى القوة بشكل كبير والذي يقود بدوره إلى حدوث الضمور العضلي الامر الذي يفسر تناقص حجم العضلة وهذا ما هو حادث في العينة قيد البحث .

اما الجانب الميكانيكي فيكمن في العظام (Rigid body) التي ترتبط ببعضها عن طريق المفاصل بحيث تكون سلسلة عمل مترابطة لاداء الاحتمالات الحركية التي يسمح بها المفصل الطبيعي عن طريق العمل العضلي لهذا المفصل (تقريب ، تبعيد ، دوران ، تدوير .... إلخ) ولأن هذه العضلات في اندغامها على مفصل الكاحل فإنها تعمل على هيئة روافع ميكانيكية ونظراً لوجود البتر فإن تركيب الرافعة سيختلف ويعتمد ذلك على العضلات المحركة الاساسية على هذا الطرف ففي الحالة التي نحن بصدد دراستها يبعد البتر عن مفصل الكاحل بمقدار ( 15.5 سم ) لذا قام الباحثان بالتعرف على العضلات التي حدث بها بتر جزئي شكل (٢) والعضلات السليمة في القدم والتي ستبذل عزمًا لكي يتحمل عزم مقاومة الطرف المقترح والمصنع من قبل الباحثان ، فوفقاً لنظام عمل الروافع والتي توصف بانها سلسلة تحتوى على ثلاث نقاط هي نقطة الارتكاز ونقطة القوة ونقطة المقاومة ونظراً لان نظام عمل العضلات على مفصل القدم يخضع للرافعة من النوع الثاني كما هو مبين بشكل (١) حيث نقطة الارتكاز هي محور الدوران اما القوة فهي تنتج بواسطة العضلة التوأمية للساق في حين أن المقاومة فهي الجزء المحصور ما بين القوة ونقطة الارتكاز ووفقاً لحالة البتر الذي أثر بدوره على نشاط بعض العضلات العاملة والتي حدث بها بتر جزئي في القدم وأيضاً وفقاً للطرف الصناعي الذي يأمل الباحثان في التوصل إليه ، فإن ذراع المقاومة سوف يكون أصغر أو أقصر عما هو عليه في الطرف السليم المناظر وحسب العلاقة



شكل (١)

شكل (٢)

القائمة بين الحمل وذراع القوة للعضلة والتي تشير إلى أن "القوة \* ذراعها = المقاومة \*  
 ذراعها" فإننا نستنتج أن القوة المبذولة في الطرف المبتور قليلة لأن التناسب طردى ما بين القوة  
 وذراع المقاومة ، وحسب نظريات فسيولوجيا التدريب لتطوير القوة ، وهو لو اعتبرنا أن ذراع  
 المقاومة هي بمثابة شدة التمرين فإن ذلك يعنى أن الشدة على الطرف الذى به بتر تكون اقل من  
 الشدة على الطرف السليم وبالتالي فإن الشدة واحدة من مكونات حمل التدريب ولن يحدث تطور  
 للقوة بدون حمل وهذا ما يؤكد لنا ضعف الطرف المصاب بالبتير عن الطرف السليم ، الامر الذى  
 يفرض علينا ضرورة مراعاة وزن الطرف المصنع من قبل الباحثان إذ يجب أن يكون أخف ما  
 يمكن بحيث يتناسب وزنه مع قدرة العضلات السليمة حتى تستطيع حمله والتعامل معه أثناء  
 ممارسة الانشطة الرياضية التى تتميز بالسرعة والتغيير المفاجيء فى الاتجاهات مثل رياضة  
 الملاكمة ومن هنا يأتى الجزء الثانى من المشكلة وهو ما طبيعة وخصائص الطرف الصناعى  
 المقترح الامر الذى دفع الباحثان لمحاولة التوصل إلى مادة تحقق النواحي الميزة الميكانيكية فى  
 ضوء التركيب التشريحي سالف الذكر فى ضوء الدراسة رقم (٣) تبين أن مادة السيليكون الطبى  
 (Renew Silicone 20/2 Silicone Rubber) تعد المادة التى تتميز بخصائص كيميائية غير سامة  
 وليس لها تأثيراً سلبياً على الجبهه المثبت بها بسبب طول فترة الاستخدام او بسبب الاحتكاك مع  
 الجزء الطبيعى ، كما انها لاتفقد خصائصها الفزيائية أو الميكانيكية بسبب طول فترة الاستخدام ،  
 بالإضافة إلى ذلك إمكانية التحكم فى الوزن وهى المادة التى تدخل فى تصميم الطرف الصناعى

**الجانب الثالث لمشكلة البحث** من المعلوم أنه عند إجراء التحليل الحركى لجسم سليم

يجب الوضع فى الاعتبار عاملين أساسيين هما أبعاد مراكز النقل لأجزاء الجسم كنسبة من طول  
 الجزء ، والوزن النسبى لأجزاء الجسم كنسبة من الوزن الكلى ، عدد الأجزاء المكونة للجسم  
 (٤ أجزاء) على اعتبار أن مجموع أجزاء الجسم يمثل الواحد الصحيح فهم وحدة متكاملة ، هذا يعنى  
 أنه إذا قل عدد أجزاء الجسم عما هو عليه الشخص السليم قل وزن الجسم عما كان عليه قبل البتر  
 ، وبالتالي يحدث تغيير فى توزيعات الاوزان النسبية لأجزاء الجسم بعد البتر ، الأمر الذى يُعتقد أنه  
 يؤدي الى تغير موضع مركز ثقل الجسم العام والبحث الحالى هو محاولة لإستعادة موقع مركز ثقل  
 الجسم العام لموقعة الطبيعى داخل مساحة قاعدة الارتكاز اثناء الوقوف أو اثناء دورة المشى من  
 خلال تصميم طرف صناعى فضلاً عن معرفة توزيع الضغوط أسفل القدمين ومركز الضغوط مع  
 دراسة بعض المتغيرات الميكانيكية ذات التأثير المباشر من خلال تحليل مراحل دورة المشى.

**هدف البحث :**

يهدف البحث إلى محاولة " تصميم وتصنيع طرف صناعى باستخدام طباعة ثلاثية الابعاد لرفع  
 كفاءة الاتزان الديناميكي فى ضوء التحليل البيوميكانيكى " من خلال التعرف على :

- طبيعة تصميم وخصائص تركيب الطرف الصناعي لرفع الكفاءة الميكانيكية لدورة المشى
- المؤشرات الفنية والزمنية خلال مراحل دورة المشى للحالات الثلاث (البتير - الطرف الصناعي - الطبيعي ) والنسب المؤية خلال مرحلتى (الارتكاز - والمرجحة).
- المتغيرات الكينماتيكية والتغير الزاوى لمفصلى (الفخذ والركبة) خلال مراحل دروة المشى .
- تعيين مساحة قاعدة الارتكاز وزاوية سقوط مركز ثقل الجسم العام للحالات الثلاث خلال مراحل دورة المشى .
- توزيع الضغوط وفقاً لتكنيك وقفة الاستعداد وتعيين خط عمل مركز الضغط أسفل القدم خلال مراحل دورة المشى.

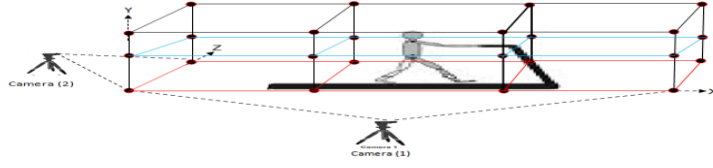
#### إجراءات البحث :

- منهج البحث :  
إستخدم الباحثان المنهج الوصفى (دراسة الحالة ) نظراً لملائمة لطبيعة البحث .
- مجتمع البحث :  
حالات البتير الجزئى بالقدم المتواجدون في العيادة التعليمية في قسم التأهيل الطبي ا صناعة الأطراف والمساند من المصابين ، مستشفى الطلبة التعليمى ، جامعه اسويط .
- عينة البحث :  
تم اختيار عينة البحث بالطريقة العمدية من بين حالات البتير الجزئى بالقدم المتواجدون في العيادة التعليمية في قسم التأهيل الطبي ومن لاعبي رياضة الملاكمة المصابين (بالبتير الأحادي) والبالغ عددهم (١) .
- شروط اختيار العينة :  
- من لاعبي رياضة الملاكمة.  
- أن يكون البتير جزئى فى القدم بعيداً عن مفصل الكاحل .

#### الأجهزة والادوات المستخدمة فى البحث:

#### أولاً الاجهزة والادوات المستخدمة فى التحليل

- أستخدم الباحثان عدد (٢) كاميرا بازلر وقد تم إجراء التزامن بينهما بواسطة صندوق التزامن الخاص بهما علماً بأن سرعة الكاميرا (١٢٠ صورة / ث ) وقد تم وضع الكاميرا الأولى بشكل متعامد على مكعب المعايرة والمستوى السهمى للحالة ، أما الكاميرا الثانية فقد وضعت أيضاً بشكل متعامد على مكعب المعايرة ولكن على المستوى الأمامى و يتضح ذلك بشكل رقم (٣).



Form (3)

موضوع كاميرات التصوير المتعامدة على مكعب المعايير طبقاً لطبيعة واتجاه الحركة

- جهاز (Foot Pressure Measuring System) لقياس الضغوط أسفل القدم.
- سير متحرك (Treadmill)
- برنامج تحليل حركي ثلاثي الابعاد (Kwon3D) المزود بمكعب معايرة حيث بلغت أبعادها (٢م على محور X)، (٢م على محور Y)، (٢م على محور Z).
- علامات ضابطة عبارة عن عواكس (marker).
- شريط قياس.
- لوحات رسم هندسي مقسمة مربعات طولها (٣ م) وعرضها (٧٥سم).
- ❖ حساب مساحة قاعدة الارتكاز وتم فيها إتباع الخطوات التالية :

١. تم إجراء التصوير في ظل وجود لوحة رسم هندسي (٣م طول \* ٧٥سم عرض) مقسمة مربعات بابعاد (٥ سم \* ٥ سم) وضعت أسفل قدمين العينة قيد البحث.
٢. تم حساب مساحة قاعدة الارتكاز بما فيها حدودها الخارجية من خلال برنامج

(Auto Cad.v. 2015)

ثانياً الاجهزة والادوات المستخدمة في تصنيع الطرف الصناعي

- طابعة ثلاثية الابعاد (3D printer).
- الاشعة متعددة المقاطع (CT scan).
- سيليكون طبي Mold Star 30/2 Silicone – Renew Silicone 20/2 Silicone Rubber
- Rubber (٦)(٧)(٨).
- برنامج (3Dmax).
- عرض ومناقشة النتائج :-
- أولاً : طبيعة وخصائص تصميم وتركيب الطرف الصناعي لرفع كفاءة الاتزان الديناميكي لدورة المشي .
- في هذا الجزء جاءت مراحل تصميم وتصنيع الطرف على ثلاث مراحل اساسية وهي كالتالي
- :

**المرحلة الاولى (مرحلة التصميم):-**

فى تلك المرحلة قام الباحثان باخذ أشعة ثلاثية الابعاد متعددة المقاطع (CT scan) على القدم السليمة وايضاً القدم التى بها بتر جزئى ثم تم استدعاء ملف الاشعة على برنامج رسم هندسى ثلاثى الابعاد لكى يتم حساب الابعاد الحقيقية للقدم السليمة وفى ضوء ذلك تم حساب أبعاد القدم ذات البتر الجزئى بشكل كامل ومتطابق من حيث الابعاد مع القدم السليمة بشكل يتسم بدقة عالية .

**المرحلة الثانية (3D printer):-**

بعد أن توصل الباحثان لتصميم ثلاثى الابعاد للقدم ذات البتر الجزئى بشكل رقمى تم استدعاء هذا الملف على 3D printer بهدف طباعة قدم جاسىء للقدم ذات البتر الجزئى بشكل كامل ويحاكى تماماً للقدم السليمة المناظرة .

**المرحلة الثالثة (مرحلة التصنيع):-**

توصل الباحثان إلى تصنيع طرف صناعى فى ضوء نتائج القدم الجاسئة المستخرجة من الطباعة ثلاثية الابعاد باستخدام سيليكون طبي وهو ( Renew Silicone 20/2 Silicone Rubber - Rubber Mold Star 30/2 Silicone Rubber ) وهى تتميز بخصائص كيميائية غير سامة وليس لها تأثيراً سلبياً على الجبهه الموضوعه بسبب طول فترة الاستخدام او بسبب الاحتكاك مع الجزء الطبيعى ، كما انها لا تفقد خصائصها الفزيائية أو الميكانيكية بسبب طول فترة الاستخدام .



شكل (٤)

مراحل التصميم والتصنيع

ثانياً: المؤشرات الفنية والزمنية خلال مراحل دورة المشى للحالات الثلاث والنسب المؤية لمرحلة (الارتكاز - المرجحة) .

جدول ( ١ ) قيم فروق المؤشرات الفنية والزمنية خلال مراحل دورة المشى للحالات الثلاث (مرحلة الارتكاز)

الفرق بين الحالات الثلاث				الطبيعي	نسبة الفرق %	الفرق (ث)	حالة البتر & الطرف الصناعي		متغيرات تحليل دورة المشى		الطول
نسبة الفرق %		الفرق (سم)					الطرف الصناعي	حالة البتر	قدم يمينى	قدم يسرى	
طبيعى & الطرف	طبيعى & بتر	طبيعى & الطرف	طبيعى & بتر								
18.9	28	19.3	28.77	102	11.4	9.47	82.7	73.23	قدم يمينى	Step length (C.M)	
18.21	26	19	27.17	104.3	9.52	8.12	85.25	77.13	قدم يسرى		
4	27.5	2.3	15.2	55.1	23.7	12.53	52.8	39.86	Stride length (C.M)		
1.6	23	0.4	5.63	24.5	12.2	5.23	24.1	18.87	عرض الخطوة		
1.8	1.8	-0.01	-0.01	0.53	0.0	0.0	0.54	0.54	زمن الخطوة		
2.8	9.3	0.03	0.1	1.07	-6.4	-0.07	1.1	1.17	زمن دورة المشى قدم (يمينى)		متغيرات الزمن (ث)
2.8	5.6	0.03	0.06	1.07	-2.7	-0.03	1.1	1.13	زمن دورة المشى قدم (يسرى)		
37%	0.62%	0.01(s)	0.0002	3%	27.5	0.01	4	2.73	قدم يمينى	بداية الارتكاز %	متغيرات المشى (مرحلة الارتكاز)
23.8%	63.8%	0.007(s)	0.02(s)	2.89%	32	-0.01	3.5	4.5	قدم يسرى		
				0.11%	4.3	0.00	0.5	1.77	الفرق		
17%	44%	0.01(s)	0.33(s)	7%	22.7	-0.02	8	9.2	قدم يمينى	الاستجابة للتحميل %	
17.2%	2.1%	0.01(s)	0.002(s)	7%	16.4	0.01	8	6.5	قدم يسرى		
				0.0%	6.3	0.01	0.00	2.77	الفرق		
7.9%	17.3%	0.017(s)	0.037(s)	20%	8.6	-0.02	21	21.5	قدم يمينى	منتصف الارتكاز %	
5.6%	4.7%	0.01 (s)	0.01(s)	19.9%	9.7	0.02	20.5	18	قدم يسرى		
				0.1%	1.1	0.00	0.5	3.5	الفرق		
2.3%	11.7%	-0.005(s)	0.025(s)	20%	14	-0.03	19	20.5	قدم يمينى	نهاية الارتكاز %	
0.5%	9.4%	-0.001(s)	0.02(s)	19.9%	9.4	0.02	19.3	17	قدم يسرى		
				0.1%	4.6	0.01	0.3	3.5	الفرق		

يتضح من جدول (١) قيم الفروق ونسبة الفرق لمتغيرات دورة المشى للحالات الثلاث ( البتر - الطرف الصناعي - الحالة الطبيعية) خلال مرحلة

الارتكاز وتمثلت متغيرات الطول فى طول خطوة الرجل ( stride length ) وطول خطوة الرجلين ( step length ) وعرض الخطوة ، كما تمثلت متغيرات دورة المشى فى مرحلة الارتكاز وعند إجراء المقارنات بين الحالات الثلاثة فى المتغيرات المذكورة جاء الفارق ونسب التحسن لصالح الطرف الصناعي عن حالة البتر مقارنة بالحالة الطبيعية

ويعزى الباحثان وجود فروق في قيم المؤشرات الفنية المتمثلة في (متغيرات الطول) وقيم مؤشر الزمن الكلي لدورة المشي لصالح الطرف الصناعي عن البتر مقارنة بالحالة الطبيعية كميّار حيث هناك تقارب في الزمن المستغرق وزيادة في مقادير متغيرات الطول لدورة المشي لوجود الطرف الصناعي المصمم من قبل الباحثان شكل (٥) والذي حقق المبدأ العام للقانون الثالث لنيوتن والذي ينص على "كل فعل رد فعل مساوٍ له في المقدار ومضاد له في الاتجاه" ولكي تكون الخطوة صحيحة لابد من وجود مقدار فعل من الجزء الامامي للقدم ومقدار رد فعل معاكس مساوٍ للفعل من سطح الارض المستوية على المستوى الفراغي العرضي (X.Y) وبما يضمن تحقيق الازاحة الافقية المثالية ، حيث تشير الدراسات الى مرور دورة المشي بمرحلتين أساسيتين (الارتكاز، المرجحة) وتمر مرحلة الارتكاز بخمس مراحل تبدأ بمرحلة بداية الارتكاز وتنتهي بمرحلتى نهاية الارتكاز والاعداد للمرجحة وتتم هاتين المرحلتين بالجزء الامامي من القدم ونظراً لوجود بتر في تلك المنطقة الامامية من القدم فلن يتحقق المبدأ العام من قانون الفعل ورد الفعل بشكل طبيعي إلا بتعويض الجزء المبتور ففي حالة عدم وجود طرف تعويضي اثر ذلك على قيم الفعل ورد الفعل الناتجة من القدم وسطح الارض بشكل سلبي وحدوث فاقد لمقادير هذه القوة وبخاصة على المستوى الفراغي الافقى لحالة البتر وبالتبعية سوف يؤثر ذلك سلباً على الازاحة الافقية لمركز ثقل الجسم ومن ثم تناقص في مقدا السرعة والعجلة لمركز ثقل الجسم العام وتناقص في قيم متغيرات الطول في مرحلتى نهاية الارتكاز وبداية المرجحة التي يطلق عليها مرحلة التسارع.



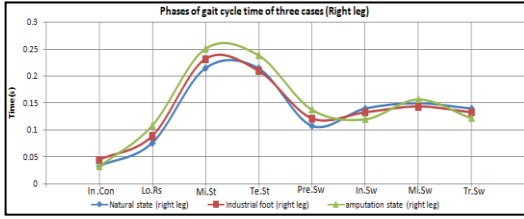
شكل (٥) الطرف الصناعي للقدم ذات البتر الجزئي



جدول (٢) قيم فروق المؤشرات الفنية والزمنية خلال مراحل دورة المشي للحالات الثلاث (مرحلة المرجحة)

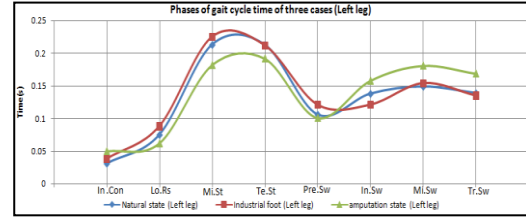
الفرق بين الحالات الثلاث				الطبيعي	نسبة الفرق %	التروق (د)	حالة البتر & الطرف الصناعي		متغيرات تحليل دورة المشي		
نسبة الفرق %		الفرق (سم)					الطرف الصناعي	حالة البتر			
طبيعي & الطرف	طبيعي & بتر	طبيعي & الطرف	طبيعي & بتر						قدم يميني	الاعداد للمرجحة %	متغيرات المشي (مرحلة الارتكاز)
13%	19.6%	0.01(s)	0.02(s)	11%	-0.007	5.7%	10	11%	قدم يميني		
14%	4.7%	0.01(s)	0.005(s)	11%	0.02	16%	9.9	9%	قدم يسري		
				0.0%	0.05	10.3%	0.1	2%	الفرق		
5%	7.9%	-0.007(s)	0.01(s)	12%	0.004	3%	12.99	11%	قدم يميني		
12.3%	14.5%	-0.01(s)	0.02(s)	11.4%	-0.03	30%	12.89	14%	قدم يسري		
				0.6%	0.02	27%	0.1	3%	الفرق		
3.8%	5.9%	-0.005(s)	0.009(s)	13%	-0.01	10.4%	13.92	13.5%	قدم يميني		
3.3%	6%	0.005(s)	0.009(s)	14%	-0.02	17%	13.97	16%	قدم يسري		
				1%	0.01	6.6%	0.05	2.5%	الفرق		
5%	11.6%	-0.007(s)	0.016(s)	12%	0.009	6.9%	12.99	10.5%	قدم يميني		
2%	11%	-0.003(s)	0.015(s)	12.3%	-0.03	25%	12.89	15%	قدم يسري		
				0.3%	0.02	18.1%	0.1	4.5%	الفرق		

يتضح من جدول (٢) قيم متغيرات مرحلة المرجحة الجزء الثاني من دورة المشي وقد حدث تحسن بفارق واضح لصالح الطرف الصناعي عن حالة البتر مقارنة بالحالة الطبيعية



شكل (٧)

أزمنة مراحل دورة المشى للحالات الثلاث الرجل اليميني

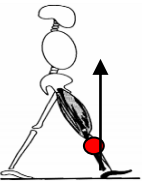
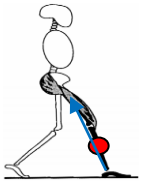
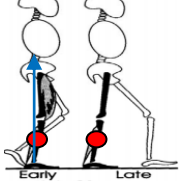
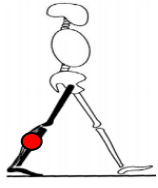
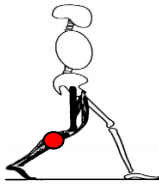
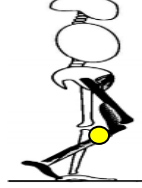
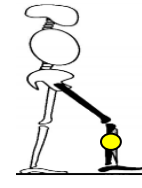
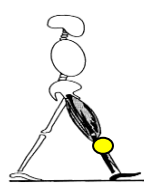


شكل (٦)

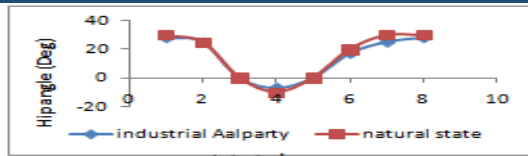
أزمنة مراحل دورة المشى للحالات الثلاث الرجل اليسرى

يرى الباحثان ان حركة الجسم البشرى تحدث خلال ازمئة محددة ، لذا إن العديد من إجراءات التحليل البيوميكانيكى تعتمد على دراسة الحركة بالمقارنة بما تستغرقه من زمن ، فالمشى حلقة مركبة من الارتكازات والمرجات التي تستغرق كل منها ازمئة محددة ، ويشير جدول (١ ، ٢) وشكل (٦ ، ٧) إلى تقارب ازمئة مراحل دورة المشى للطرف الصناعي من الحالة الطبيعية ويرى الباحثان انه لن يحدث هذا التقارب إلا من خلال تصميم وتصنيع طرف تعويضى يحقق الشروط التي يجب توافرها لكل مرحلة من مراحل دورة المشى ففى المرحلة الاولى (بداية الارتكاز) يحدث ضغط متعاكسة تسلط من سطح الارض حيث يمر متجه هذه القوة امام ركبة الرجل الامامية فى حين يمر متجه قوة رد فعل الجزء الامامى من الرجل الخلفية خلف ركبة الرجل الخلفية ماراً بمركز ثقل الجسم العام مما يكسب الجسم إزاحة افقية عالية يترتب عليها زيادة فى مقادير العجلة لمركز ثقل الجسم العام حيث بلغ متوسط الفارق الزمنى (0.008s) ، اما فى مرحلة الاستجابة للتحميل فقط تحقق الشرط الثانى وفيها اصبحت القدم الامامية (الطرف الصناعي) مستوية مع سطح الارض وقد نتج عن ذلك تولد قوة متعاكسة حيث مر متجهة هذه القوة خلف ركبة الرجل الامامية ماراً بمركز ثقل الجسم العام ، وبالنسبة لخط عمل قوة القدم الخلفية لتلك المرحلة مر متجهة هذه القوة خلف ركبة الرجل الخلفية وخلف مركز ثقل الجسم مما ترتب على ذلك زيادة ملحوظة فى مقدار الثنى للركبة الامامية والخلفية بشكل يتفق مع الوضع الصحي للمشى الطبيعى حيث بلغ متوسط الفارق الزمنى (0.01s) ، وفى المرحلة الثالثة منتصف الارتكاز والمرجة بالقدم الحرة فيها يمر خط عمل القوة خلف ركبة الرجل المرتكزه ماراً عمودياً بمركز ثقل الجسم حيث بلغ متوسط الفارق الزمنى (0.01s) ، لذا يعزو الباحثان تقارب ازمئة مراحل دورة المشى للطرف الصناعي من الحالة الطبيعية الى تمكن الباحثان من تصميم طرف صناعى يحاكي القدم السليمة والذي روعى فى تصنيعة استخدام مواد كيميائية (طبية) لاتفقد خصائصها الميكانيكية أو الفزيائية مما ساعد على تحقيق الشروط الواجب توافرها فى مراحل دورة المشى .

جدول (6) الفروق ونسب التحسن للتغير الزاوي لمفصل الفخذ والركبة خلال مراحل دورة المشي بين الحالات الثلاث ( البتر - الطرف الصناعي - الحالة الطبيعية)

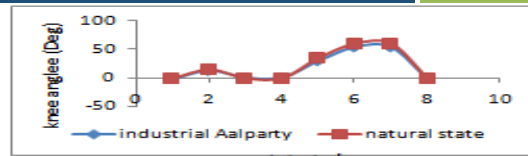
gait cycle phases																																
	In.co		L.R		Mid . St		Tr . ST		Pe.Sw		In.Sw		Mid . Sw		Tr.Sw																	
زاويا القبض والبسط لمفصل الفخذ والركبة خلال مراحل دورة المشي (حالة البتر)																																
Hip	26°( flexion)		19°( flexion)		1°( flexion)		-4°( extension)		0.0°(natural)		13°( flexion)		19°( flexion)		19°( flexion)																	
Knee	5°( flexion)		11°( flexion)		6°( flexion)		10°( flexion)		43°( flexion)		49°( flexion)		18°:48°( flexion)		1°																	
زاويا القبض والبسط لمفصل الفخذ والركبة خلال مراحل دورة المشي (حالة الطرف الصناعي)																																
Hip	28°( flexion)		25°( flexion)		0.0° Full extension		-7°( extension)		0.0° Full extension		17°( flexion)		25°( flexion)		28°( flexion)																	
Knee	0.0° Full extension		14°( flexion)		2°( flexion)		2°( flexion)		31° ( flexion)		55°( flexion)		25°:55°( flexion)		0.0° Full extension																	
زاويا القبض والبسط لمفصل الفخذ والركبة خلال مراحل دورة المشي (الحالة الطبيعية)																																
Hip	30°( flexion)		25°( flexion)		0.0° Full extension		-10°( extension)		0.0° Full extension		20°( flexion)		30°( flexion)		30°( flexion)																	
Knee	0.0° Full extension		15°( flexion)		0.0° Full extension		0.0° Full extension		35° ( flexion)		60°( flexion)		30°:60°( flexion)		0.0° Full extension																	
Differentials	بتر		طرف		بتر		طرف		بتر		طرف		بتر		طرف																	
	Hip	knee	Hip	knee	Hip	knee	Hip	knee	Hip	knee	Hip	knee	Hip	knee	Hip	knee																
Ra. Imp	7.6%	0.0%	7.1%	0.0%	31.5%	27.3%	0.0%	7.1%	100%	66.7%	0.0%	100%	75%	80%	42.8%	100%	0.0%	27.9%	0.0%	12.9%	30.7%	12.2%	17.6%	9.1%	31.5%	14.6%	20%	9.1%	47.4%	100%	7.1%	0.0%

يتضح من جدول (6) درجة الفرق ونسب التحسن للتغير الزاوى لمفصل الفخذ والركبة خلال مراحل دورة المشى بين الحالات الثلاث حيث بلغت اقل درجة فرق ( $0.0^{\circ}$ ) بين الطبيعى والطرف الصناعى لمفصلى الفخذ والركبة واعلى فرق بلغ ( $-12^{\circ}$ ) فى الركبة بين الطبيعى والبتر وبنسبة فرق (27.9%).



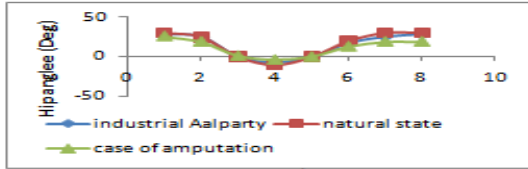
شكل (٩)

متحنى زاوية الفخذ خلال دورة المشى بين الطبيعي والطرف الصناعي



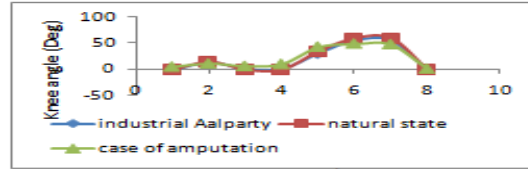
شكل (٨)

متحنى زاوية الركبة خلال دورة المشى بين الطبيعي والطرف الصناعي



شكل (١١)

متحنى زاوية الفخذ خلال دورة المشى بين الحالات الثلاث



شكل (١٠)

متحنى زاوية الركبة خلال دورة المشى بين الحالات الثلاث

يرى الباحثان في ضوء جدول (٦) وشكل (٨، ٩، ١٠، ١١) ان تحسين الاداء ومحاولة تعديل زوايا الفخذ والركبة خلال مراحل الاداء سوف يساعد في تحقيق اعلى فائدة من قوى رد الفعل من سطح الارض لان حركات انتقال الجسم تتحقق من خلال مرحلة الاندفاع الامامي من خلال سقوط خط النقل قاعدة الاستناد والذي ينتج عنه فقدان مؤقت للاتزان ، ولكي يستمر الجسم داخل قاعدة الاستناد لتبدأ مرحلة استناد جديدة تعقبها عملية مرجحة وهكذا ، حيث تشير 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" ( ٢ : ٩

وبالتالي الانسيابية في الاداء لن تحدث إلا من خلال تعديل زوايا الفخذ والركبة للوضع الطبيعي بما يضمن لنا المحافظة على المسار الهندسي الانسيابي لمركز ثقل الجسم خلال مراحل الاداء لذا وفي ضوء الطرف الصناعي المصنع من قبل الباحثان جاءت النتائج في بداية اتصال الكعب بالارض بأخذ الكاحل الوضع الطبيعي لة ، كما اخذت الركبة المد الكامل حيث بلغت زاوية الركبة (0.0°) في حين وصلت زاوية الفخذ الى أقصى قبض مع الحوض ونتيجة لتلك الوضعية مر متجهه قوة ردالفعلقرب ما يكون لمفصل الكاحل وامام الركبة ، وفي مرحلة الاستجابة للتحميل وفيها يتم الدفع بنهاية الجزء الامامي من القدم التي في طور الاعداد للمرجحة مما ترتب عليها نقل وزن الطرف العلوى (الذراع) على قدم الارتكاز الامامية المسطحة مما ترتب عليه حدوث عملية عكسية لزوايا الركبة والفخذ فقد حدث قبض لمفصل الركبة الامامية وحدث تناقص في زاوية الفخذ بواقع (2°) وقد نتج عن ذلك مرور متجهه قوة ردالفعل خلف مفصل الكاحل ومفصل الركبة وفي تلك المرحلة اكتسب الفرد على الازاحة الافقية الكافية للاستمرار في المشي وقد نتج عن ذلك عجلة تزايدية ، وفي مرحلة منتصف الارتكاز أصبح وزن الجسم ومركز الثقل فوق قدم الارتكاز وقد مر متجهه قوة ردالفعل اماماً بالقرب من مفصل الكاحل وخلف مفصل الركبة ماراً بمركز الثقل، وفي مرحلة نهاية الارتكاز انتقل مركز ثقل الجسم على الجزء الامامي من القدم

الامامية بفعل ميل الجذع قليلاً لمام ومرور متجهه قوة رد الفعل امام مفصل الكاحل وبمحاذاة مفصل الركبة ويعزى الباحثان ما سبق والنتائج المتحصل عليها بجدول (6) وتقاربا من الحالة الطبيعية كمعيار الى طبيعة تصميم وخصائص تصنيع الطرف الصناعي .

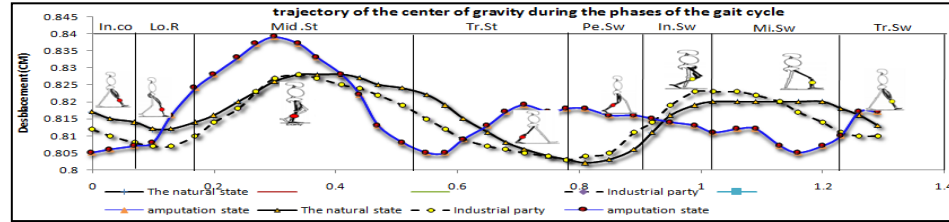
رابعاً: تعيين مساحة قاعدة الارتكاز وزاوية سقوط مركز ثقل الجسم العام للحالات الثلاث خلال مراحل دورة المشى .

جدول (٧) مساحة قاعدة الارتكاز ومتغيرات مركز ثقل الجسم العام للحالات الثلاث ( البتر - الطرف - الطبيعي ) خلال مراحل دورة المشى

موضع مركز ثقل الجسم (سم)						ارتفاع مركز ثقل الجسم (سم)					مساحة قاعدة الارتكاز (سم <sup>2</sup> )			المرحلات	مراحل دورة المشى		
الطبيعي		حالة الطرف		حالة البتر		الفرق بين الطرفين الطبيعي	الفرق بين البتر & طبيعي	الطبيعي	الطرف	البتر	الفرق بين الطرفين الطبيعي	الفرق بين البتر & طبيعي	الطبيعي			الطرف	البتر
Y	X	Y	X	Y	X												
21.0	81.7	20.0	81.2	37.1	80.5	0.005	0.01	0.817	0.812	0.805	8 <sup>2</sup>	50 <sup>2</sup>	397 <sup>2</sup>	389 <sup>2</sup>	347 <sup>2</sup>	1	بداية الارتكاز
25.0	81.2	22.6	80.7	36.9	81.6	0.005	0.004	0.812	0.807	0.816	3.6 <sup>2</sup>	488 <sup>2</sup>	790 <sup>2</sup>	786.4 <sup>2</sup>	301.6 <sup>2</sup>	6	الاستجابة للتحميل
27.0	82.8	26.4	82.8	36.5	83.7	0.00	0.009	0.828	0.828	0.837	1.6 <sup>2</sup>	122 <sup>2</sup>	177 <sup>2</sup>	175.4 <sup>2</sup>	54.7 <sup>2</sup>	11	منتصف الارتكاز
30.0	80.3	28.3	80.3	35.6	81.8	0.00	0.01	0.803	0.803	0.818	4 <sup>2</sup>	58 <sup>2</sup>	85.7	81.7	27.7 <sup>2</sup>	24	نهاية الارتكاز
27.0	81.1	25.1	81.4	36.9	81.5	0.004	0.003	0.811	0.814	0.815	6 <sup>2</sup>	347 <sup>2</sup>	1095 <sup>2</sup>	1089 <sup>2</sup>	747.7 <sup>2</sup>	28	الاعداد للمرجحة
27.0	82.0	22.8	82.3	37.3	81.1	0.009	0.003	0.82	0.823	0.811	0.4 <sup>2</sup>	5.5 <sup>2</sup>	176.4 <sup>2</sup>	176 <sup>2</sup>	170.9 <sup>2</sup>	31	بداية المرجحة
23.0	82.0	22.1	82.0	37.0	80.7	0.00	0.013	0.82	0.82	0.807	0.4 <sup>2</sup>	5.5 <sup>2</sup>	176.4 <sup>2</sup>	176 <sup>2</sup>	170.9 <sup>2</sup>	34	منتصف المرجحة
28.0	81.6	23.1	81.0	35.1	81.7	0.006	0.001	0.816	0.81	0.17	-3 <sup>2</sup>	2.5 <sup>2</sup>	90.8 <sup>2</sup>	93.5 <sup>2</sup>	88.3 <sup>2</sup>	39	نهاية المرجحة

يتضح من جدول (7) وشكل (١٢، ١٣، ١٤، ١٥) قيم مساحة قاعدة الارتكاز ، موقع مركز ثقل الجسم العام في ضوء الاحداثيات الفراغية ( Y ، X ) في

حدود مساحات قاعدة الارتكاز كما يتضح من جدول (٧) وشكل (١١) المسار الهندسي لارتفاع مركز ثقل الجسم العام خلال مراحل دورة المشى.



شكل (١١)

المسار الهندسي لمركز ثقل الجسم خلال مراحل دورة المشي للحالات الثلاث (البتير - الطرف الصناعي - الحالة الطبيعية)



خامساً: توزيع الضغوط وفقاً لتكنك وقفة الاستعداد وتعيين خط عمل مركز الضغط أسفل القدم خلال مراحل دورة المشى:-

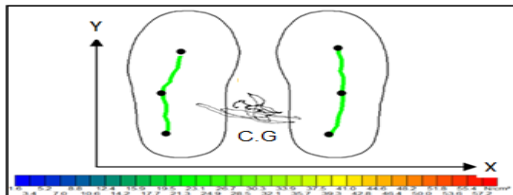
جدول (١٠) خط عمل مركز الضغط أسفل القدم اليمنى واليسرى خلال مرحلة الارتكاز لدورة المشى

الطرف الصناعي													
Gide line (center of pressure)													
القدم اليمنى							القدم اليسرى						
أجزاء القدم	Heel		Mid foot		Fore foot		Heel		Mid foot		Fore foot		
time	0.003		0.39		0.53		0.62		1.007		1.147		
axis	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y	
value	43.9	48.6	46.4	45.5	45.9	61.5	50.7	46.3	49	56.2	52.3	63.7	

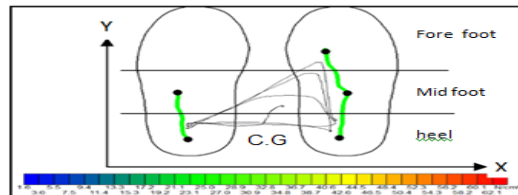
حالة البتر													
أجزاء القدم	Heel		Mid foot		Fore foot		Heel		Mid foot		Fore foot		
time	0.003		0.42		0.65		0.68		1.09		1.11		
axis	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y	
value	54.7	43.1	56.4	51.3	53.6	59.1	29.2	45.2	28.3	50.03	0.00	0.00	

يتضح من جدول (١٠) وشكل (19، 20) إحداثيات خط عمل مركز الضغط أسفل القدم اليمنى واليسرى خلال مرحلة الارتكاز لدورة المشى لعينة البحث أثناء ارتداء الطرف الصناعي وبدون الطرف الصناعي .



شكل (19)

خط عمل مركز الضغط الطرف الصناعي



شكل (18)

خط عمل مركز الضغط حالة البتر

إن قاعدة متجه قوة رد فعل الأرض تكمن في القدم حيث إن هذا الجزء من الجسم في اتصال دائم مع الأرض وهذا ما يسمى بنقطة مركز ضغط القدم (4 : 466)، وتعد كل نقطة من مركز الضغط كما هو موضح في شكل (١٨ ، ١٩) متوسط للقوة العمودية ، كما يشكل الخط الذي بالشكل مساراً لمتوسط مركز الضغط ومن خلال التتبع اللحظي لمسار مركز الضغط أسفل القدم أثناء مرحلة الارتكاز تم تحديد مدى تقدم عينة الدراسة قبل وبعد إرتداء الطرف الصناعي . حيث يتضح من شكل (19) اكتمال خط عمل متوسط مركز الضغط للقدم اليسرى المرندية للطرف الصناعي شكل (٢٠) وذلك على عكس ما جاء بشكل (18) وهو عدم اكتمال خط العمل نظراً لوجود البتر في الجزء الامامي من القدم اليسرى .

## الاستنتاجات :-

- في حدود هدف البحث وفي ضوء التساؤلات والمنهج المستخدم تمكن الباحثان من الاتي:
- تم تصميم طرف صناعي في ضوء مواصفات القدم السليمة لعينة البحث إعتماًداً على الاشعة متعددة المقاطع (CT scan) مع أحد البرامج الهندسية المتطورة لحساب ابعاد القدم
  - تم تصنيع طرف صناعي صلب للبتر الجزئي بالقدم اليسرى والذي يحاكي القدم السليمة لعينة البحث بالاعتماد على الطابعة ثلاثية الابعاد (3D printer) .
  - تم تصنيع طرف صناعي في ضوء القدم الجاسيء باستخدام سيليكون طبي Renew  
• Mold Star 30/2 Silicone Rubber – Silicone 20/2 Silicone Rubber
  - توجد فروق في قيم المؤشرات الفنية والزمنية خلال مراحل دورة المشي للحالات الثلاث (البتر -الطرف الصناعي - الطبيعي ) وكذلك النسب المئوية لمرحلتى (الارتكاز - والمرجحة )حيث جاءت على النحو التالي.
1. جاءت قيمة الفرق لطول خطوة الرجل اليمنى بين حالة البتر والطبيعي بفارق ( 28.77 C.M) وبنسبة فرق (28%) و قيمة الفرق بين الطرف الصناعي والطبيعي (19.3C.M) بنسبة فرق (18.9%).
  2. جاءت قيمة الفرق لطول خطوة الرجل اليسرى بين حالة البتر والطبيعي بفارق ( 27.17 C.M) بنسبة فرق (26%) و قيمة الفرق بين الطرف الصناعي والطبيعي (19 C.M) بنسبة فرق (18.21%).
  3. في مراحل دورة المشي (مرحلة الارتكاز) بلغت ادنى قيمة فرق لمرحلة الاستناد بين حالة البتر والطبيعي بفارق (0.00 s) وبنسبة مؤية (0.62%) كما بلغت اعلى قيمة فرق لمرحلة الاستجابة للتحميل بين حالة البتر والطبيعي بفارق (0.33) وبنسبة مؤية (44%).
- توجد فروق في قيم المتغيرات الكينماتيكية والتغير الزاوى لمفصلى (الفخذ والركبة)خلال مراحل دروة المشي حيث جاءت الفروق على النحو التالي .
1. في التغير الزاوى لمفصل الفخذ والركبة خلال مراحل دورة المشي بين الحالات الثلاث حيث بلغت اقل درجة فرق ( $0.0^{\circ}$ ) بين الطبيعي والطرف الصناعي لمفصلى الفخذ والركبة واعلى فرق بلغ ( $-12^{\circ}$ ) في الركبة بين الطبيعي والبتر وبنسبة فرق (27.9%).
- إرتفاع كفاءة الاتزان الديناميكي بمدلولية تعيين مساحة قاعدة الارتكاز وزاوية سقوط مركز ثقل الجسم العام للطرف الصناعي خلال مراحل دورة المشي وجاءت نتائجها على النحو التالي.

١ بلغت أدنى قيمه لمساحة قاعدة الارتكاز للطرف الصناعي ( $81.7\text{cm}^2$ ) فى مرحلة نهاية الارتكاز وهى تقل بفارق ( $-4\text{cm}^2$ ) عن الطبيعى كما بلغت اعلى قيمة للطرف الصناعي ( $1089\text{cm}^2$ ) فى مرحلة الاعداد للمرجحة وهى تقل بفارق ( $-6\text{cm}^2$ ) عن الطبيعى.

٢ ارتفاع كفاءة الاتزان الديناميكي خلال مراحل دورة المشى للطرف الصناعي عن حالة البتر مقارنة بالحالة الطبيعية حيث بلغت أقل زاوية ( $2.6^\circ$ ) للحالة الطبيعية، ( $2.5^\circ$ ) للطرف الصناعي كما بلغت أكبر زاوية سقوط ( $3.7^\circ$ ) للطبيعى، ( $3.5^\circ$ ) للطرف الصناعي فى (نهاية الارتكاز).

• ارتفاع كفاءة الاتزان الديناميكي لوقفه الاستعداد بمدلولية نسبة توزيع الضغوط لحالة البتر عن الطرف الصناعي للقدم اليمنى الخلفية المرتكزة عاى المشط حيث بلغت ( $52\%$ ) لحالة البتر، ( $48\%$ ) للطرف الصناعي، وجاءت نسب التوزيع للقدم اليسرى ( $35\%$ ) لحالة البتر، ( $83\%$ ) لحالة الطرف الصناعي وذلك وفقاً لتكثك وقفه الاستعداد برياضة الملاكمة.

#### التوصيات :-

\* فى ضوء مواصفات العينة من حيث كونها ممارسة لرياضة الملاكمة يجب دراسة تأثير الطرف الصناعي على الاتزان الديناميكي خلال اداء إحدى اللكمات شائعة الاستخدام برياضة الملاكمة .

\* يجب على الاتحاد المصرى للملاكمة تبني هذه الفئة من الحالات وادماجهم مع زويهم لممارسة رياضة الملاكمة فى ضوء قانون خاص لهم، كما يجب تبني هذه النوعية من الابحاث مستقبلاً والتي تهدف الى ايجاد حلول لهم .

\* يعتبر المشى أكثر الحالات شيوعاً والاكثر أهمية فى حركة الانسان لذا يستلزم الامر قياس وتحليل وتقييم الناحية البيوميكانيكية التى ترتبط بالمشى فى الحالات الطبيعية وفى حالات ارتداء الطرف الصناعي حيث الاستناد على بعض المعايير الاساسية للحكم على الطرف الصناعي مقارنة بالحالة الطبيعية فى المتغيرات الكينماتيكية ( الزوايا-السرعة - السرعة الزاوية - العجلة - الايقاع -طول وعرض الخطوة )

\* فى ضوء طبيعة وخصائص تصميم وتركيب الطرف الصناعي لرفع الكفاءة الميكانيكية لدورة المشى يوصى الباحثان بضرورة اتباع الطرق التى استخدمها من حيث التصميم والتصنيع ونوعية مادة السليكون لحالات اخرى مشابهه لدرجة البتر .

المراجع :-

أولاً : المراجع باللغة العربية :-

١- طلحة حسام الدين : المدخل البيوميكانيكي في دراسات علوم الحركة ، ط ١، مركز الكتاب ، ٢٠١٤م

٢- ريسان خريبط ،نجاح مهدي. التحليل الحركي،عمان، الدار العلمية الدولية للنشر،٢٠٠٢م.  
ثانياً: المراجع باللغة الانجليزية:-

3- **Leslie Torburn:** Below-knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet: A pilot study- Journal of Rehabilitation Research and Development Vol . 27 No. 4, 1990.

4- **Jacqoelin perry, MD Judith M.burnfield, PHD:** gait analysis normal and pathological function , second edition , California , 2016.

ثالثاً : المراجع من شبكة المعلومات الدولية:-

5- <http://www.mansdf.edu.eg/arabic/services-provided/plantar-pressure-measurement.htm>

6- <http://www.kaupo.de/shop/en/SILICONE-RUBBER-Platinum-Cure/RENEW-SILICONE/Renew-Silicone-20/Renew-Silicone-20-2-Silicone-Rubber.html>.