

دراسة تغير حركة زاوية مفصل الركبة أثناء المشي في المستوي السهمي للمصابين بتناذر فخذي داغصي

الدكتورة فاتن عجيب*

(تاريخ الإيداع 2 / 6 / 2015. قُبل للنشر في 13 / 7 / 2015)

□ ملخص □

الهدف من هذا البحث هو دراسة تغير حركة زاوية مفصل الركبة أثناء المشي في المستوي السهمي للمصابين بالتناذر الفخذي الداغصي patellafemoral pain، ولهذا أهمية كبيرة في تقييم استقرار مفصل الركبة لهؤلاء المرضى وإن الهدف البعيد لهذه الدراسة هو المساعدة في تشخيص حالات ضعف العضلات. تم قياس تغير زاوية الركبة بالقياس الزاوي الكهربائي المرن (electro-goniometer)، وتم استخدام حساسات على القدم لتحديد بداية ونهاية دورة المشي، وتمت معالجة الإشارة الملتقطة في برنامج الماتلاب. تمت القياسات في مختبر الميكانيك الحيوي في مشفى حاميش بدمشق، وتم دراسة مجموعتين: المجموعة الأولى 46 عينة طبيعية والمجموعة الثانية: 21 عينة من المرضى المصابين بتناذر فخذي داغصي . وتدل النتائج إلى وجود تأثير واضح للمرض على حركة زاوية مفصل الركبة، حيث لا يوجد انقباض في طور التلامس للمرضى باستثناء عدد قليل من العينات، حيث كانت قيمة الانقباض في طور التآرجح للمرضى المصابين بتناذر فخذي داغصي أقل من الطبيعي بنسبة 0.67 ، كذلك يوجد تفاوت بين قيم الانقباض في طور التآرجح للمرضى حيث أن الانحراف المعياري للقيم هو: 12.03 ، كذلك لوحظ أن أغلب العينات المريضة لديها دورة مشي طويلة نسبياً حيث أنها للمرضى أكبر من الطبيعي بنسبة 1.39.1.

الكلمات المفتاحية: المقياس الزاوي الكهربائي المرن - زاوية الركبة - التناذر الفخذي الداغصي.

* مشرفة على الأعمال - قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق - سورية .

Studing The Chingeing Of Knee Movement For Patellafemoral Pain During Walking In Sagittal Plane

Faten Ajeeb*

(Received 2 / 6 / 2015. Accepted 13 / 7 / 2015)

□ ABSTRACT □

The aim of this paper is to study the changes of knee movement during walking for patella femoral pain using flexible electro-goniometry, This is very important for gait research and stability of knee, the start and end of the gait cycle were determined by foot sensors, A program was designed for signal processing of the data by Mat lab, Testes were carried out at Hamish hospital in Damascus, Subjects were divided into two groups: 46 normal subjects and 21 patients. Results showed that the lesion effect on knee movement which the values of knee flexion are less than normal, In the stance phase it is noted that the knee cancels its first flexion, and In swing phase it noted that the decrease in knee flexion. It was also noted that these values were varied between the patient tested.

Key Words: electro-goniometry, knee angle, patella femoral

*Work Supervisor, department of biomedical.eng, faculty of mechanical and electrical engineering, Damascus university, Syria.

مقدمة:

تستخدم عملية تحليل مشية الإنسان من أجل تحديد درجة تشوهات المشي مثل (شلل الأطفال والأطراف المبتورة والتهاب المفاصل وضمور العضلات) أو المشاكل العصبية (شلل دماغي وأورام الدماغ والجلطات الدماغية)، حيث توجد مختبرات لتحليل مشية الإنسان في عدد من مشافي البلدان المتقدمة حتى أنه حالياً يتم تحليل مشية الإنسان لعدد كبير من المرضى وتستخدم النتائج في المداخلات الجراحية والعلاجية. [1].

وشغلت استخدامات تحليل مشية الإنسان كأبحاث علمية لعدة سنوات، وبعدها أصبح له استخدامات طبية روتينية، و حالياً أصبح تحليل المشية له استخدامات رئيسية في مهمتين أساسيتين هما: دراسات من أجل الرياضيين وعمليات اتخاذ القرار ومعالجة المرضى المعاقين لأسباب عصبية تؤثر على عضلات المشي. [2].

حيث أنه في حياتنا اليومية نستخدم تحليل مشية الإنسان دون أن ندرك ذلك غالباً، عندما نمشي على الرصيف نحتاج عادةً إلى أقل من أجزاء من الثانية لنحدد فيما إذا كان الشخص الذي يقترّب ذكر أو أنثى أو فيما إذا كان غريباً أو مألوفاً، حيث أن الدماغ يعالج المعلومات التي وصلت إليه بنظام قوي ومدّش من أجل التعرف وتحديد الشخص، وبعد قليل من المهارة يصبح الإنسان المراقب قادر أيضاً على أن يحكم على جودة المشية أو وجود خلل فيها. [3] كانت تمثل إن استخدامات تحليل مشية الإنسان تحدي في الأبحاث العلمية لعدة قرون، والآن تطورت استخداماته في الحقول الطبية كما وتتطور تجارياً. [4]

وشغلت استخدامات تحليل مشية الإنسان كأبحاث علمية لعدة سنوات، وبعدها أصبح له استخدامات طبية روتينية، و حالياً أصبح لتحليل المشية استخدامات رئيسية في مهمتين أساسيتين هما: دراسات من أجل الرياضيين وعمليات اتخاذ القرار ومعالجة المرضى المعاقين لأسباب عصبية تؤثر على عضلات المشي. [4].

يعتمد استقرار مفصل الركبة على قوة الأربطة التي تربط عظم الفخذ بالظنوب، وخلال العقود الثلاثة الماضية هناك دراسات متقدمة لتحديد الخصائص الميكانيكية والكيميائية الحيوية للأربطة نظراً لأهميتها في عمل المفاصل. [5] وكذلك يعتمد استقرار مفصل الركبة على مقوية العضلات العاملة على المفصل، حيث أن رباعية الرؤوس الفخذية هي المجموعة الأكثر أهمية، وهي قادرة إذا كانت نامية بشكل جيد على الحفاظ على استقرار المفصل إذا كانت أربطته ممزقة. [6]

تقاس زاوية انقباض \ انبساط الركبة أثناء المشي اعتباراً من الزاوية المحايدة، وقد عرفت زاوية الركبة بأنها الزاوية الكائنة بين محور الفخذ الطولي ومحور الساق الطولي، وكل تزايد في هذه الزاوية يدعى انقباض وكل تناقص يدعى انبساط، وتحسب هذه الزاوية بالفرق بين قيمتها الديناميكية والستاتيكية.

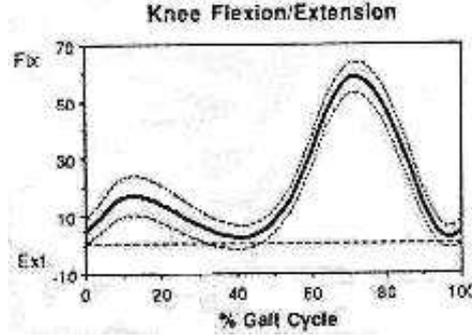
حيث تبدي زاوية انقباض \ انبساط مفصل الركبة لدى الإنسان السليم عند سرعة سير طبيعية بشكل عام انقباضين خلال دورة المشي:

الأول: يحدث عند حوالي 14% من دورة المشي بمقدار عشرون درجة تقريباً، أي بعد تلامس عقب القدم مع

الأرض بقليل.

والثاني: يحدث خلال طور التراجع عند حوالي 70% من دورة المشي.

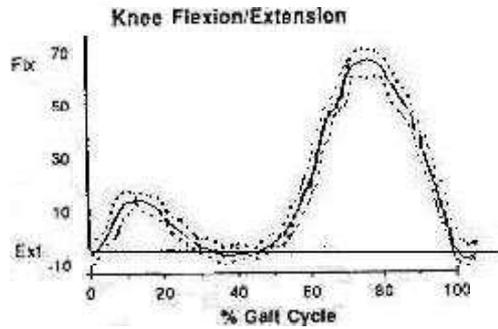
درس kadaba وآخرون [7] تغيير زاوية مفصل الركبة لـ (40) شخص سليم باستخدام نظام تحليل حركة بكاميرات فيديو محوسبة تعمل بالأشعة تحت الحمراء بضبط من الحاسب مع وجود حساسات لضغط للقدم وكانت نتائجها على الركبة كما في الشكل (1):



الشكل (1) تغير زاوية انقباض الانسباط مفصل الركبة [7]

في دراسة لـ rowe وآخرون [8] أعطى قياس تغير زاوية مفصل الركبة لمجموعة من الأصحاء نتائج قريبة من

الشكل المثالي بفرق +2 باستخدام مقياس زاوي كهربائي مرن كما في الشكل (2)



الشكل (2) تغير زاوية انقباض الانسباط مفصل الركبة [8]

حيث أن الخط متصل - هو وسطي القياس والخطوط المنقطه.....

هي \pm الانحراف المعياري عن الوسطي و fx , ext تمثل الانقباض والانسباط بالدرجات

1. المقياس الزاوي (goniometre):

(goniometry) هي كلمة لاتينية ومعناها (gonia) أي زاوية و (metron) أي قياس [9].

وهو أداة للقياس المباشر لتغيرات زاوية المفصل، ويتألف بشكل عام من مقياس للجهد موصول إلى ذراع معدني دوّار، تثبت الذراع إلى الطرف المطلوب ويكون مركز المقياس على مركز المفصل المتحرك، بتغير زاوية المفصل تتغير المقاومة الكهربائية للمقياس فنحصل على مخطط لتغير الزوايا وتخزن النتائج على الحاسب لتحليلها. [10,11,12,13] وأكثر من ذلك يستخدم المقياس الزاوي لتحليل وتحديد الحدود الدنيا والقصى للحركة لرياضات محددة حيث أجرى Agraharasamakulam [14] دراسات على مجموعة من الراقصين لتحديد مجال القياسات التي يمكن أن يقوم بها المقياس الزاوي واختار عيناته من الراقصين لأن تكرار حركاتهم تعطي مجالات متعددة لحركة المفصل.

وصف matthew [15] أبسط أنواع المقياس الزاوي وهو المقياس اليدوي وقال أنه يتألف من نصف دائرة مع قطعة مستقيمة موصولة بتمحور بحرية وتؤخذ القياسات بشكل يدوي وتم تصميمه عام 1780. وفي عام 1959 تم استخدام مقياس الزوايا الكهربائي وتؤخذ القياسات باتجاه واحد، تم تصميم مقياس زاوي كهربائي فراغي بثلاث اتجاهات عام 1964، ومن ثم في عام 1971 تم تصميم مقياس زاوي كهربائي بـ 6 درجات حرية. وقام priyaprasarth [16] باستخدام مقياس زاوي كهربائي ضوئي بمحورين لقياس حركة الركبة أثناء المشي والاستلقاء والجلوس، وهو يتألف من ألياف ضوئية لقياس الحركة، حيث له طرفان: طرف ثابت وطرف متحرك. وتوصل العالم في دراسته إلى نتائج عالية الوثوقية حيث كان خطأ القياس أقل من 3.5° بين مختلف القياسات. كما استخدمه أيضاً Rensena [17] في دراسته لقياس زاوية الركبة.

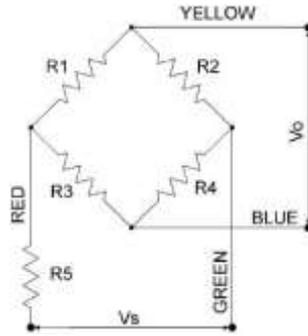
واستخدم uiroz [18] لقياس تغيرات الزاوية مقياس رقمي يعتمد على مَرَمَز تصاعدي، بينما قام Kuiken [19] باستخدام مقياس زوايا كهربائي لقياس زاوية الركبة بتغذية راجعة محوسبة بهدف دراسة قبول وتأثير التمارين في إعادة تأهيل مرضى مابعد العمليات الجراحية في الركبة، وأظهرت النتائج أن المقياس يعطي نتائج دقيقة عند مجال حركة (0-100). معظم الأبحاث المرجعية حول استخدام مقياس الزوايا الكهربائي كانت حول إمكانية اعتماد المقياس ودرجة الوثوقية، حيث أجريت دراسات لتقييم المقياس الزوايا الكهربائي (electro-goniometer) في المستوي السهمي أثناء الجلوس والوقوف والاستلقاء حيث يعطي المقياس الزاوي تحديد دقيق لمركز دوران الركبة لأنه يغير بتغير الحركة. [15] وفي دراسة أخرى قام Rowe وآخرون [20] باستخدام نوعين من المقياس الزوايا الكهربائي المرين لدراسة حركة انقباض وانبساط الركبة بنشاطات مختلفة من مشي وصعود درج واستلقاء وجلوس على الكرسي، تشير نتائجها إلى أن استخدام المقياس الزوايا الكهربائي المرين طريقة مناسبة وعملية لتقييم حركة الركبة خلال أنشطة مختلفة. أما [21] Matthew وآخرون فقد قام بتقييم مجال حركة مفصل الركبة باستخدام طريقتين الأولى المقياس الزوايا الكهربائي والثانية تدعى (التعقب المحوسبة) Computer-assisted navigation، أظهرت النتائج وثوقية جيدة لاستخدام المقياس الزوايا الكهربائي من أجل بسط وقبض الركبة. و قام Pomeroy [22] بدراسة تهدف إلى تقييم درجة التوافق بين المقياس الزوايا الكهربائي مع أنظمة تحليل، الحركة حيث قام بدراسات لقياس سرعة زاوية مفصل الركبة للمرضى المصابين بجلطات، وبالنتيجة وبمقارنة النتائج تبين وجود نسبة مهملة من عدم التوافق بين النتائج.

أهمية البحث وأهدافه:

الهدف من هذا البحث هو دراسة تغير حركة زاوية مفصل الركبة أثناء المشي للمصابين ب مرض التناذر الفخذي الداغصي، واخترنا هذا المرض لأنه من أكثر الأمراض شيوعاً في مجتمعنا، ولهذه الدراسة أهمية كبيرة في تقييم استقرار مفصل الركبة لهؤلاء المرضى، وإن الهدف البعيد لهذه الدراسة هو المساعدة في تشخيص حالات ضعف العضلات.

طرائق البحث ومواده:

إن المقياس الزوايا المستخدم في هذه الدراسة هو مقياس كهربائي مرين يعمل في مستويين لقياس درجة قبض وبسط الركبة. يتألف من مقاومات جسر وطستون، يتوضع الجزء الفعال من خلال حساسات مثبتة في الطرف البلاستيكي وهذا يساعد كهربائياً على إظهار الإشارة أكثر من الضجيج كما يوضح الشكل (3). هذا الجهاز ذو سعر مقبول مقارنة مع وسائل القياس الأخرى، وخفيف الوزن وسهل التركيب، ويمكن استخدامه خارج المختبر، ونستطيع قياس الحركة في اتجاهين. إن دقة هذا الجهاز حسب كتيب التشغيل $2^{\circ} \pm 90^{\circ}$ والمجال الحراري للعمل هو من $10^{\circ}\text{C} - 40^{\circ}\text{C}$. [23]

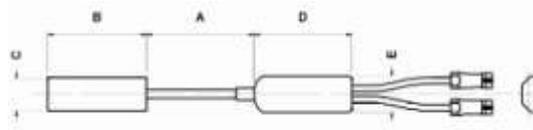


الشكل (3) البنية الكهربية لمقياس الزوايا

حيث أن: V_o : جهد الخرج، V_s : جهد الدخل

السماحية: $\pm 10\%$ $R_5=120$ ، $R_3/R_4=11300$ ، $R_1/R_2=80$ Ohme

والشكل (4) يمثل الأبعاد الميكانيكية للمقياس المستخدم:



Number of channels	2
A_{max}	150 (m.m)
A_{min}	130 (m.m)
B	130 (m.m)
C	70 (m.m)
D	18 (m.m)
E	54 (m.m)
weight	18 (g)
Minimum permissible	19 (m.m)
Bend rad	18 (m.m)
Measuring rang	$\pm 150^\circ$
crosstalk	$\leq \pm 5\%$

الشكل (4) الأبعاد الميكانيكية للمقياس المستخدم

2. خطوات التجربة:

تم إجراء القياسات في مختبر الميكانيك الحيوي في مستشفى حاميش بدمشق بالتعاون مع جامعة دمشق بدرجة حرارة وسطية 28 درجة، وتم تقسيم العينات إلى مجموعتين وتعبئة استبيانات عن ذاتية المريض وبعض المعلومات كالطول والوزن وطول الساق والفخذ والحالة الفيزيائية، وكان تلخيص معلومات الاستبيان على الشكل التالي:

المجموعة الأولى:

46 عينة سليمة، تراوحت الأعمار ما بين (20-35 year)، ومتوسط الأعمار (24.84 ± 4.5 year)، وتراوح الوزن ما بين (55-95kg)، وكان متوسط الوزن (75.48 ± 11.25 kg)، أما الطول فقيمه ما بين (163-184 cm)، ومتوسط الطول فهو (172.04 ± 4.26 cm)، والعينات بحالة صحية جيدة ولديهم نشاطات رياضية متوسطة. تم فحص طبي للعينات من قبل الأخصائيين، وتبين أنهم لا يعانون من مشاكل سابقة في الركبة.

المجموعة الثانية:

21 مريض مصاب بتناذر فخذي داغصي أي مصابون بالآلام في المفصل الفخذي الداغصي وغالباً ما يكون سببها التعب والاجهاد على الركبة. تراوحت الأعمار ما بين (20-35 year)، ومتوسط الأعمار (25.38 ± 4.34 year)، وتراوح الوزن ما بين (60-103kg)، ومتوسط الوزن (77.61 ± 10.16 kg)، وتراوح الطول ما بين (147-181cm)، ومتوسط الطول فهو (171.28 ± 6.95 cm)، كما أن لديهم نشاطات رياضية متوسطة ويوجد إجهاد بمستوى عالي في عملهم.

آلية تركيب الجهاز على المريض:

1. **حساسات القدم:** وهي عبارة عن أربعة حساسات تمثل أربع مقاومات حساسة رقيقة لكل منها كبل بطول 1.2m، وتوصل إلى مخرج رقمي على جهاز تحصيل الإشارة. توضع الحساسات في أماكن معينة لالتقاط بداية ونهاية دورة المشي كما في الشكل (5)، وهي صورة ملتقطة لأحد المرضى في التجربة. يوضع الحساس الأول على الإصبع الكبير لالتقاط إشارة ملامسة ومغادرة أصابع القدم للأرض، وتوضع الرابعة على كعب القدم لالتقاط إشارة ملامسة عقب القدم للأرض، أما الثانية والثالثة فتتوزع على مشط القدم، وبهذا يتم تحديد أطوار المشي (طور التلامس و طور التآرجح).



الشكل (5) توزيع حساسات القدم

2. **مقياس الزوايا:** تم تركيبه على مفصل الركبة المصابة، وكان من الأفضل أن يتم قياس الحركة لكل من المفصلين، ولكن لم يتوفر إلا جهاز واحد. وحسب تعليمات تشغيل الجهاز يوضع منتصف المقياس على الركبة بعد أن يتم وضع المقياس في وضعية الشد الأعظمي، ويتم تثبيت طرفي المقياس بلاصق على كل من الساق والفخذ، ومن ثم يتم وصل الكابلات إلى مقياس تحصيل الإشارة. كما في الشكل (6) (صورة ملتقطة لأحد المرضى في التجربة):



الشكل (6) تركيب مقياس الزوايا

3. **جهاز تحصيل الإشارة:** يوضع جهاز تحصيل الإشارة على حزام مثبت على ورك المريض، حيث أنه خفيف الوزن ليس له تأثير على المشي، ويصبح المريض جاهزاً لإجراء التجربة كما هو واضح في الشكل (7)، وهي صورة ملتقطة لأحد المرضى في التجربة:



الشكل (7) تركيب جهاز تحصيل الإشارة

4. يمشي المريض عدد من دورات المشي حتى يتعود المريض على وجود الكابلات وبعدها تم تسجيل خمس دورات مشي على الأقل، ويتم تحصيل الإشارات على ذاكرة الجهاز وفي ذات الوقت يتم تسجيلها على الحاسوب عبر البلوتوث ليتم معالجتها عبر البرنامج المناسب. [23]

3. الخطوات البرمجية واستحصال النتائج:

يقوم الجهاز المزود ببرنامج تشغيل (biometrics datalog) باستحصال وتخزين الإشارة الخام وإظهارها على الحاسب، ومن أجل قراءة الإشارات في برنامج الماتلاب قمنا بالخطوات التالية:

1. تحويل إشارات الركبة إلى إشارات قابلة للقراءة في برنامج الماتلاب كإشارة كاملة لمشية المريض أي تتضمن كافة دورات المشي قبل استخلاص كل دورة مشي لوحدها.
2. إن إشارات الركبة إشارات، أما الإشارات الناتجة عن حساسات القدم فهي رقمية ولا نستطيع من برنامج تشغيل الجهاز (biometrics datalog) تحويلها إلى إشارة قابلة للقراءة في برنامج الماتلاب، وهذا الأمر من بنية برنامج التشغيل (biometrics datalog)، لهذا فقد تم ضمن برنامج التشغيل (biometrics datalog) تحديد العينات من بداية وحتى نهاية دورة المشي بشكل يدوي من إشارات حساسات القدم، وتم تخزينها في ملفات وفق ترميز معين يدل على رقم المريض ليتم فيما بعد استخلاص دورات المشي لكل مريض ضمن الماتلاب.
3. إظهار إشارات الركبة ورسمها في الماتلاب على محور X بنفس تقطيع إشارات حساسات القدم في برنامج التشغيل (biometrics datalog).

4. اقتطاع إشارات الركبة في الماتلاب وفقاً للدليل X (والذي تم تحديده يدوياً في البند 2 من هذه الفقرة) عبر برنامج يقرأ الإشارة ليقسمها وفقاً للدليل X ويخزنها.
5. أصبح لدينا لكل مريض عدة إشارات للركبة مرمزة ومقسمة وفقاً لدورات المشي ليتم معالجتها وإظهارها.
6. تم في الماتلاب ضبط أطوال إشارات تغيير زاوية الركبة، لأن الإشارات تختلف بالطول حسب دورة المشي ومن ثم حساب وسطي الإشارات والانحراف المعياري. [24]

النتائج والمناقشة:

1: زاوية مفصل الركبة:

زاوية مفصل الركبة للعينات السليمة:

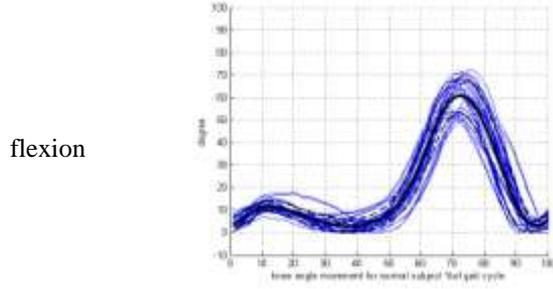
يظهر الجدول (1) النتائج النهائية لقياس حركة زاوية الركبة للعينات السليمة لـ 46 عينة سليمة، أخذ لكل شخص معدل من ثلاث إلى خمس دورات مشي وذلك اعتماداً على جودة الإشارة. حيث كانت متوسط القيم للانقباض في طور التلامس 11.97 درجة والانحراف المعياري للقيم عن الوسطي هو 2.22، حيث تراوحت القيم ما بين 6.84-17.78 درجة، بينما كان متوسط قيم الانقباض في طور التآرجح هو 62.20 درجة بانحراف 7.02، وتراوحت القيم ما بين 51.08 - 71.94 درجة، ومتوسط زمن دورة المشي 1.22 ثانية بانحراف 0.16.

جدول (1) النتائج النهائية لمتوسط قياس حركة زاوية الركبة لـ 46 عينة سليمة والانحراف المعياري وزمن دورة المشي

الرقم التسلسلي	نهاية طور التلامس 100% من دورة المشي	زمن الانقباض في طور التلامس 100% من دورة المشي	قيمة الانقباض في طور التلامس درجة	زمن الانقباض في طور التآرجح 100% من دورة المشي	قيمة الانقباض في طور التآرجح درجة	زمن دورة المشي ثانية
1	59.36	20	17.02	75	67.18	1.28
2	62.61	10	11.47	73	52.64	1.58
3	60.52	11	11.16	69	64.33	1.42
4	63.44	10	13.33	75	56.64	1.64
5	59.75	9	12.01	70	64.69	1.54
6	61.04	13	12.32	73	63.57	1.08
7	61.61	13	11.14	71	51.33	1.38
8	59.92	11	11.53	72	67.98	1.32
9	57.16	11	9.78	67	53.04	1.4
10	62.31	12	13.58	73	61.02	1.3
11	63.98	13	12.32	77	52.91	1.32
12	62.5	14	10.63	74	66.95	1.3
13	56.76	12	10.63	69	51.08	1.38
14	61.83	12	9.08	73	68.2	1.36

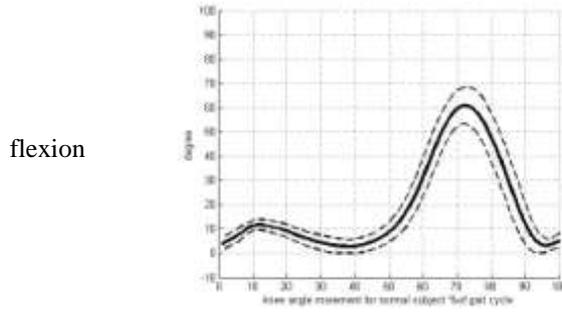
1.35	60.77	71	6.84	11	57.41	15
1.28	61.25	73	15.46	13	62.53	16
1.4	70.84	75	7.82	12	60.73	17
1.38	67.02	75	10.29	13	63.79	18
1.32	71.94	76	10.63	12	62.85	19
1.36	64.32	69	11.16	11	58.08	20
1.12	54.98	73	11.98	10	59.68	21
1.08	71.32	73	9.48	12	60.19	22
1.06	69.93	74	11.12	14	60.16	23
1.1	53.35	69	11.1	12	59.79	24
1.06	55.26	77	12.86	13	60.76	25
1.12	70.16	75	17.78	20	60.72	26
1.1	67.18	69	11.65	11	61.69	27
1.06	54.98	75	13.93	10	62.1	28
1.26	66.4	73	15	12	61	29
1.06	67.56	70	12.54	9	60.92	30
1.14	53.61	71	11.63	13	60.16	31
1.1	71	72	12.03	11	61.55	32
1.06	55.4	67	10.21	11	60.18	33
1.2	70.1	75	17.78	20	61	34
1.12	54.98	73	11.98	10	59.15	35
1.06	67.18	69	11.65	11	60.33	36
1.06	59.16	75	13.92	10	60.36	37
1.12	67.57	70	12.55	9	61.06	38
1.06	53.61	71	11.63	13	61.47	39
1.15	71	72	12.04	11	59.81	40
1.04	55.4	76	10.21	11	62.9	41
1.24	63.74	73	14.18	12	60.98	42
1.1	55.26	77	12.86	13	61.54	43
1.14	69.93	74	11.12	14	59	44
1.18	53.35	69	11.98	12	61.03	45
1.02	71.32	73	9.48	12	58.4	46
1.22	62.20	72.5	11.97	12.15	60.74	الوسطي
0.15	7.02	2.66	2.22	2.47	1.64	الانحراف المعياري

ويظهر في الشكل (8) محصلة حركة زاوية الركبة لـ 46 شخص من الأشخاص السليمين



الشكل (8) مخطط تغير زاوية الركبة للأشخاص السليمين

يمثل الشكل النتيجة النهائية لتغير زاوية الركبة أثناء دورة المشي، حيث يمثل المتوسط الحسابي والانحراف المعياري مع نتائج مخطط زاوية الركبة لـ 46 شخص من الأشخاص السليمين أخذ لكل شخص معدل من ثلاث إلى خمس دورات مشي وفي الشكل (9) تم إظهار النتيجة النهائية للمتوسط الحسابي مع الانحراف المعياري لتغير زاوية الركبة أثناء دورة المشي للأشخاص السليمين.



الشكل (9) متوسط مخطط تغير زاوية الركبة للأشخاص السليمين

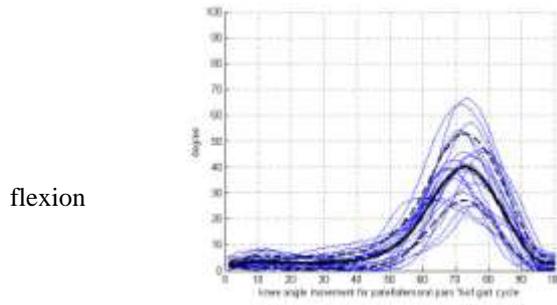
يمثل الشكل النتيجة النهائية لتغير زاوية الركبة أثناء دورة المشي، حيث يمثل المتوسط الحسابي والانحراف المعياري لـ 46 شخص من الأشخاص السليمين، أخذ لكل شخص معدل من ثلاث إلى خمس دورات مشي زاوية مفصل الركبة للعينات المصابة بتناذر فخذى داغصي:

إن نتائج قياس حركة زاوية الركبة للعينات المصابة بتناذر فخذى داغصي مبينة في الجدول (2) وذلك لـ 21 مريض، أخذ لكل مريض معدل من ثلاث إلى خمس دورات مشي وذلك اعتماداً على جودة الإشارة، حيث كان متوسط قيم الانقباض في طور التآرجح 42.03 درجة والانحراف المعياري للقيم عن الوسطي هو 12.03، وتراوحت القيم ما بين 24.88-66.32 درجة ومتوسط زمن دورة المشي 1.7 بانحراف 0.26.

جدول (2) النتائج النهائية لقياس حركة زاوية الركبة لـ 21 مريض مصاب بتناذر فخذي داغصي والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري لها وزمن دورة المشي

الرقم التسلسلي	نهاية طور التلامس 100% من دورة المشي	زمن الانقباض في طور التلامس 100% من دورة المشي	قيمة الانقباض في طور التلامس درجة	زمن الانقباض في طور التأرجح 100% من دورة المشي	قيمة الانقباض في طور التأرجح درجة	زمن دورة المشي ثنائية
1	57.52	0	0	64	26.9	1.93
2	64.56	11	7.3	75	44.27	1.36
3	64.21	0	0	77	25.66	2.23
4	56.24	0	0	72	45.73	1.76
5	60.44	0	0	69	42.65	1.6
6	61.57	0	0	71	54.29	1.86
7	53.82	0	0	67	38.93	1.76
8	61.79	0	0	78	46.86	1.7
9	65.88	12	7.84	75	33.86	1.56
10	56.92	0	0	72	53.08	1.6
11	59.51	9	5.29	72	29.96	1.58
12	60.51	11	3.17	72	63.9	1.24
13	59.63	0	0	66	27.96	1.85
14	63	12	5.64	74	41.3	1.35
15	59.82	0	0	74	24.88	2.25
16	64.91	15	2.37	79	45.86	1.85
17	58.33	8	4.75	68	39.47	1.8
18	64.64	0	0	75	57.08	1.5
19	51.31	14	3.19	69	35.43	1.85
20	62.5	0	0	73	66.32	1.6
21	64.21	13	8.3	75	38.41	1.6
الوسطي	60.53	6.66	4.38	72.23	42.03	1.70
الانحراف المعياري	3.86	6.13	1.86	3.96	12.03	0.26

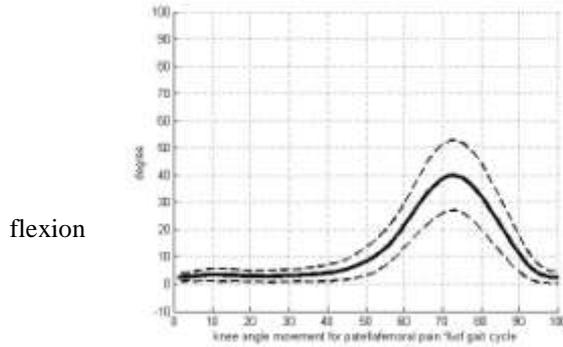
ويظهر الشكل (10) مخطط زاوية الركبة لـ 21 مريض من المرضى المصابين بتناذر فخذي داغصي.



flexion

الشكل (10) مخطط تغير زاوية الركبة للمرضى المصابين بتناذر فخذى داغصي

يمثل الشكل النتيجة النهائية لتغير زاوية الركبة أثناء دورة المشي، حيث يمثل المتوسط الحسابي مع نتائج مخطط زاوية الركبة لـ 21 مريض مصاب بتناذر فخذى داغصي، أخذ لكل مريض معدل من ثلاث إلى خمس دورات مشي وفي الشكل (11) تم إظهار النتيجة النهائية للمتوسط الحسابي مع الانحراف المعياري لتغير زاوية الركبة أثناء دورة المشي للمرضى المصاب بتناذر فخذى داغصي.



flexion

الشكل (11) متوسط مخطط تغير زاوية الركبة للمرضى المصابين بتناذر فخذى داغصي

يمثل الشكل النتيجة النهائية لتغير زاوية الركبة أثناء دورة المشي حيث يمثل المتوسط الحسابي لـ 21 مريض مصاب بتناذر فخذى داغصي، أخذ لكل مريض معدل من ثلاث إلى خمس دورات مشي
موائمة المنحنيات:

1: موائمة منحنى تغير زاوية الركبة للعينات السليمة:

تم تنفيذ عملية موائمة لمنحنى تغير زاوية الركبة مع دورة المشي للأشخاص السليمين ضمن بيئة الماتلاب لمحاولة إيجاد العلاقة بين تغير زاوية الركبة مع الزمن وذلك من خلال واجهة تفاعلية ونظراً لطبيعة تلك العلاقة اخترنا تمثيلها بتابع فورييه من الدرجة الرابعة وكانت نتيجة الموائمة بعد أن تم اختيار مجال الثقة 95% كمايلي:

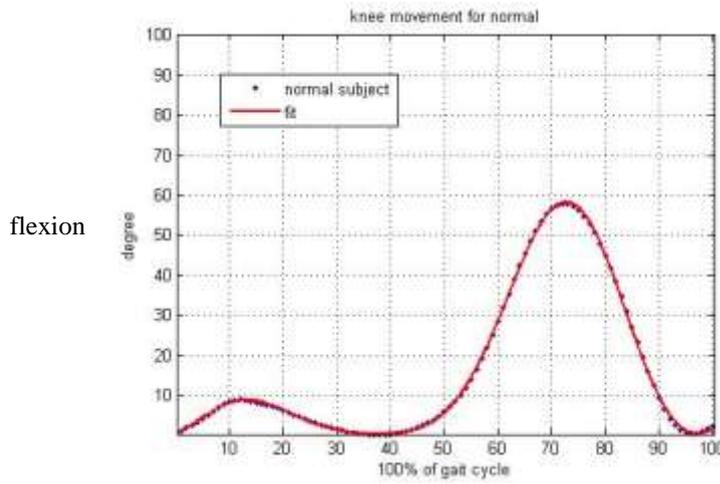
$$f(\omega x) = a_0 + a_1 * \cos(x * \omega) + b_1 * \sin(x * \omega) + a_2 * \cos(2x * \omega) + b_2 * \sin(2x * \omega) + a_3 * \cos(3x * \omega) + b_3 * \sin(3x * \omega) + a_4 * \cos(4x * \omega) + b_4 * \sin(4x * \omega) \dots(1)$$

where:

جدول (1) قيم بارامترات المعادلة (1)

a_0	16.5		
a_1	-1.696	b_1	-21.82
a_2	-4.01	b_2	5.169
a_3	0.3219	b_3	5.361
a_4	0.2476	b_4	-0.06377
ω	0.06377		

والموائمة واضحة في الشكل (12):



الشكل (12) موائمة منحنى تغير زاوية الركبة مع الزمن للأشخاص السليمين

يمثل الشكل موائمة منحنى تغير زاوية الركبة مع دورة المشي للأشخاص السليمين أثناء دورة المشي، حيث يمثل الخط مخطط تغير زاوية الركبة، ويمثل الخط الأحمر المنحنى الأكثر موائمة للشكل المنقط والذي تم تمثيله بالمعادلة المذكورة أعلاه.

2: موائمة منحنى تغير زاوية الركبة للمرضى المصابين بتناذر فخذى داغصي:

وكذلك تم تنفيذ عملية موائمة لمنحنى تغير زاوية الركبة مع دورة المشي للمرضى المصابين بتناذر فخذى داغصي ضمن بيئة الماتلاب لمحاولة إيجاد العلاقة بين تغير زاوية الركبة مع الزمن وذلك من خلال واجهة تفاعلية ونظراً لطبيعة تلك العلاقة اخترنا تمثيلها بتابع فورييه من الدرجة الرابعة، وكانت نتيجة الموائمة بعد أن تم اختيار مجال الثقة 95% كمايلي:

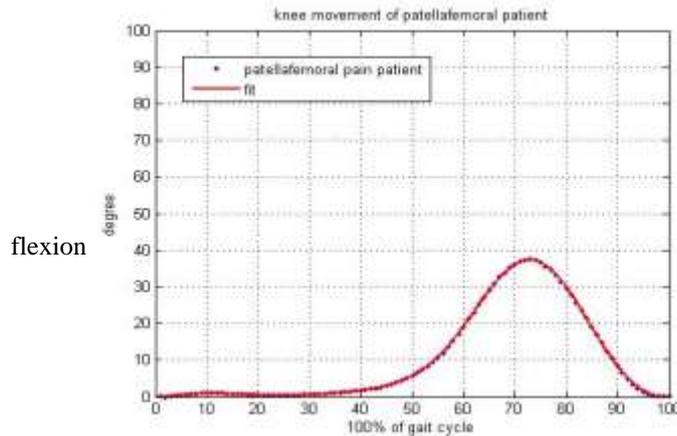
$$f(\omega x) = a_0 + a_1 * \cos(x * \omega) + b_1 * \sin(x * \omega) + a_2 * \cos(2x * \omega) + b_2 * \sin(2x * \omega) + a_3 * \cos(3x * \omega) + b_3 * \sin(3x * \omega) + a_4 * \cos(4x * \omega) + b_4 * \sin(4x * \omega) \dots\dots\dots(2)$$

where:

جدول (2) قيم بارامترات المعادلة (2)

a_0	9.893		
a_1	-5.827	b_1	-14.18
a_2	-6.809	b_2	5.268
a_3	2.102	b_3	2.442
a_4	0.3603	b_4	-0.3691
ω	0.06054		

والموائمة واضحة في الشكل (13):



الشكل (13) موائمة منحنى تغير زاوية الركبة مع الزمن للمرضى المصابين بتناذر فخذى داغصي

يمثل الشكل موائمة منحنى تغير زاوية الركبة مع دورة المشي للمرضى المصابين بتناذر فخذى داغصي أثناء دورة المشي، حيث يمثل الخط مخطط تغير زاوية الركبة، ويمثل الخط الأحمر المنحنى الأكثر موائمة للشكل المنقط والذي تم تمثيله بالمعادلة المذكورة أعلاه.

4. مناقشة النتائج والدراسة والمقارنة:

بالعودة للجداول الخاصة بنتائج الركبة نلاحظ من الجدول (1) عند الأشخاص السليمين أن متوسط القيم للانقباض في طور التلامس 11.97 درجة والانحراف المعياري للقيم عن الوسطي هو 2.22، حيث تراوحت القيم ما بين 6.84 - 17.78 درجة، ومتوسط زمن حدوث ذلك الانقباض فقد كان 12.15، والقيم تراوحت ما بين 9% و 20% كنسبة مئوية من دورة المشي. بينما كان متوسط قيم الانقباض في طور التآرجح هو 62.20 درجة بانحراف 7.02، وتراوحت القيم ما بين 51.08 - 71.94 درجة ومتوسط زمن دورة المشي 1.22 بانحراف 0.16، ومتوسط زمن حدوث هذا الانقباض هو 72.5%، تراوحت القيم ما بين 67% و 77% كنسبة مئوية من دورة المشي.

وعند مقارنة هذه النتائج مع مثيلاتها في الدراسات المرجعية [7,8] نلاحظ بأن القيم متقاربة جداً وأما التفاوت في قيم الانقباضات وزمن حدوثها فيعود إلى الاختلاف في طبيعة وسرعة المشي عند الأشخاص. وهذا يعطينا دليلاً جيداً على دقة قياساتنا وعلى صحة آلية القياس، وكذلك يبين أن حجم العينات (46 ست وأربعون عينة) كافٍ لصحة النتائج.

أما بالعودة للجدول (2) الخاص بقياس زاوية المرضى المصابين بتناذر فخذى داغصي تبين لدينا عدم وجود انقباض أولي لأغلب العينات باستثناء بعض العينات التي لديها انقباض خفيف وهم المرضى ذوي الأرقام (2، 9، 11،

12، 14، 16، 17، 19، 21). ومن الواضح أن سبب عدم وجود انقباض أولي لهؤلاء المرضى هو أن المريض لا يريد تحميل الركبة عبئاً بسبب المرض والألم في المفصل الفخذي الداغصي، حيث يؤدي الانقباض إلى ازدياد القوى والعزوم المطبقة عليها. وتبين أيضاً أن قيمة الانقباض في طور التآرجح للمرضى أقل من الطبيعي بنسبة 0.67. فقد كان متوسط قيم الانقباض في طور التآرجح 42.03 والانحراف المعياري عن القيمة الوسطى 12.04، إذ تراوحت القيم بالدرجات ما بين 24.88-66.32. إن السبب الرئيس لصغر زاوية الانقباض للركبة أثناء طور التآرجح هو الألم في المفصل الفخذي الداغصي، حيث يؤثر هذا الألم على التسارع في طور التآرجح مما يعطي دفعاً أقل من الطبيعي للساق والقدم، وبالتالي فإن انقباض الركبة خلال طور التآرجح سوف يكون صغيراً بسبب صغر قوة الدفع التي تلقتها القدم في نهاية طور التلامس. ومن الملاحظ وجود تفاوت في قيم الانقباضات للمرضى، حيث أن الانحراف المعياري كبير بشكل واضح وهذا بسبب الاختلاف في ضعف العضلات المؤثرة على حركة الركبة ويسبب هذا اختلاف في الضعف في الدفع وبالتالي يوجد انخفاض مختلف لقبض الركبة، والقيم المنخفضة واضحة في العينات رقم (1، 3، 15) حيث كانت القيم بالدرجات على التوالي (26.9، 25.66، 24.88)، أما القيم المرتفعة فوجدناها واضحة في العينات رقم (6، 10، 12، 19، 20) حيث كانت القيم بالدرجات على التوالي (66.32، 57.08، 63.9، 53.08، 54.29)، وعند العودة والتفحص الدقيق لتلك العينات وجدنا أن تلك العينات لديها زمن دورات مشي أكبر من المتوسط الزمني لدورات مشي المرضى حيث كان المتوسط (1.73 Sec)، وزمن دورات مشي لتلك العينات هي على التوالي (1.93، 2.23، 2.25 Sec)، وبالتالي لديهم خطوة مشي طويلة ينتج عنها انخفاض في الانقباض لتريح الركبة من الألم أثناء المشي. ووجدنا أن العينات رقم (1، 15) بالإضافة للمرضى يعانون من آلام في مفصل الكاحل، وأدى هذا إلى ضعف الدفع عندهما، أما العينة رقم (3) لديها تكلس في الركبة بالإضافة إلى المرض ويسبب هذا بطء في الحركة، مما أعطى دورة مشي طويلة نسبياً وبالتالي قيمة منخفضة للانقباض. أما العينات رقم (6، 10، 12، 18، 20) فعند العودة للذاتية وجدنا أن لديهم نشاط رياضي محترف وبالتالي بنية عضلية قوية، مما يساعد في التغلب على الألم وزيادة في الدفع. أما الفروقات الأبسط الأخرى في قيم تلك الانقباضات وزمن حدوثها فيعود إلى الاختلاف في طبيعة وسرعة المشي عند الأشخاص وإلى الاختلاف في القدرة على التغلب على صعوبة المشي. ومن الملاحظ أثناء النقاط الإشارات أن لهؤلاء المرضى زمن دورات مشي طويلة نسبياً حيث أنها أكبر من الطبيعي بنسبة (1.39)، حيث كان متوسط زمن دورة المشي للطبيعي كما في الجدول (1) هو 1.22 Sec، أما متوسط زمن دورة المشي للمرضى كما في الجدول (2) 1.7(2) Sec، ومن الملاحظ أن بعض العينات لديها زمن طويل نسبياً لدورة المشي تصل إلى 2.25 Sec في حين أن أعلى قيمة في العينات السليمة تصل إلى 1.64 Sec، وسبب هذا أن المرضى يحتاجون إلى زمن أكبر لإنهاء دورة المشي بسبب ضعف القدرة على التحكم باستقرار الركبة بسبب الألم في المفصل الفخذي الداغصي، مما يجبر المريض لتكبير الخطوة في الطرف المصاب والاعتماد على الطرف السليم ليستطيع المشي دون ألم قدر الامكان. إن هذه النتائج تدل على التأثير الواضح للتناذر الفخذي الداغصي على استقرار الركبة وعلى المشي بصورة سليمة وتأثيره على زاوية الركبة.

الاستنتاجات والتوصيات:

الاستنتاجات:

1. لا يوجد انقباض في طور التلامس للمرضى المصابين بتناذر فخذي داغصي باستثناء عدد قليل من العينات.
2. قيمة الانقباض في طور التآرجح للمرضى المصابين بتناذر فخذي داغصي أقل من الطبيعي بنسبة 0.67 .

3. تفاوت بين قيم الانقباض في طور التآرجح للمرضى المصابين بتناذر فخذى داغصي حيث أن الانحراف

المعياري للقيم هو: 12.03 .

4. أغلب العينات المريضة لديها دورة مشي طويلة نسبياً حيث أنها للمرضى المصابين بتناذر فخذى داغصي أكبر

من الطبيعي بنسبة 1.39 .

التوصيات:

1. إجراء دراسات مماثلة لكل من مفصلي الكاحل والورك

2. إجراء الدراسات السابقة على أمراض أخرى.

3. إجراء الدراسات السابقة بوجود اجهادات معينة.

4. إجراء هذه الأبحاث بالتعاون مع طلاب الدراسات العليا في مجال التأهيل البدني أو أمراض المفاصل لأن هذا

التعاون سيثمر بنتائج أفضل.

5. التعاون مع المشافي لإرسال المرضى وإجراء التشخيص المطلوب لهم في مخبرنا ليتم الاستفادة من العينات من

أجل تطوير الأبحاث العلمية في هذا المجال.

المراجع:

1. BEGG Rezaul. *Overview of Movement Analysis and Gait Features, This paper appears in the publication, Computational Intelligence for Movement Sciences: Neural Networks and Other Emerging Techniques*-edited by Rezaul Begg and Marimuthu Palaniswami. Idea Group publishing, 701 E. Chocolate Avenue, Suite 200, Hershey PA 17033-1240, USA. 2006.

2. JAMES,R.Gage and SILVIA Onpuu. *Seminars in orthopaedics*. volume4, no2, 1989, P.P:72:87.

3. HILARY,M.Clayton ;HENK,C.Schamhardt. *Measurement Techniques for Gait Analysis*, This paper appears in the publication, *Equine Locomotion*- edited by Willem Back and others. Saunders publishing, 2000.

4. KLEISSEN,R,F.M; BUURKE,J.H; HARLAAR.J and ZILVOLD.. *Electromyography in biomechanical analysis of human movement and its clinical application*. journal of gait and posture, volume8, 1998, PP:134:158.

5. MCGINTY,B.John; CASPARI,B.Richard; JACKSON,W.Robert; POEHLING,G.Gary. *operative arthroscopy*. lippincott-raven publishers Philadelphia newyork, 1996.

6. scott,W.norman. *The knee*. Mosby-year book USA, 1994.

7. KADABA,m.p; RAMAKRISHNAN,h.k; WOOTTEN,m.e. *measurement of lower extremity kinematics during level walking*. journal of orthopaedic research, volume8, no3, 1990, P.P:383-392.

8. ROWE,p.j; NICOL,a.c and KELLY,i.g. *flexible goniometer computer system for the assessment of hip function*. the clinical biomechanic, volume 4, issue 2, 1989, p.p 68-72.

9. OUCKAMA Andrew Ryan. *Comparison of Flexible Electrogoniometers to a 3D Optical Tracking System for Measurements of Ankle Angles During Level Walking and Running*. Master's thesis of Science (Biomechanics). Department of Kinesiology and Physical Education, Faculty of Education. A thesis submitted to McGill University in partial fulfilment of the requirements of the degree of Master's of Science. Montreal, Québec, Canada. 2007.

10. PERRY,MD.Jacquelin. *Gait analysis normal and pathology function*. Medical publishing group New York. 1992

11. WHITTLE,W.Michael. *Gait analysis an introduction*, second edition. reed educational and professional publishing Ltd, 1996, pp (155-168).
12. AL-MAWALDI Moustafa. *the influence of prosthetic alignment on the medio-lateral stability of above-knee amputees*. Thesis for the doctor of philosophy in the bioengineering unit in university of strathclyde. 1993.
13. HILARY,M.Clayton ;HENK,C.Schamhardt. *Measurement Techniques for Gait Analysis*, This paper appears in the publication, *Equine Locomotion-* edited by Willem Back and others. Saunders publishing. 2000.
14. AGRAHARASAMAKULAM, Sujani, BRONNER Shaw and OJOFEITIMI Sheyi.. *comparison of two ankle electrogoniometers and motion analysis*. 29th Annual Meeting July31 - August5(Combined with the ISB) - Location: Cleveland State University, Cleveland, OH,2005.
15. MATTHEW Stonecash Robert. *Measurement of Joint Kinematics Using Sonomicrometry*. master of science. in the Department of Biomedical Engineering of the Colleges of Engineering and Medicine , B.S, University of Dayton2005, pp (4-6).
16. PIRIYAPRASARTH Pagamas; MEG,E.Morris; ADELE Winter and ANDREA E Bialocerkowski. *The reliability of knee joint position testing using electrogoniometry*. BMC Musculoskeletal Disorders, 9:6 doi:10.1186/1471-2474-9-6, 2008.
17. RENSENA,H.S; ZACHOB,M; SIMONSENA,E.B; DYHRE-POULSENC,P; KLAUSENB,K. *Joint angle errors in the use of isokinetic Dynamometers*. Department of Medical Anatomy, Section C, The Panum Institute, University of Copenhagen, Blegdamsvej 3, DK-2200 Copenhagen, Denmark. *Isokinetics and Exercise Science* 7, 129{133ISSN 0959-3020, 1998, IOS Press}.1998.
18. QUIROZ Felipe; MORENO Adriana; PELÁEZ María. *Development of a Dynamic Goniometer with an Incremental Encoder*. *Biomedical Engineering program at EIA-CES*. Bioinstrumentation and Biomechanics research groups. 2007.
19. KUIKEN,A.Todd; AMIR Hagay; and SCHEIDT,A.Robert. *Computerized biofeedback knee goniometer: acceptance and effect on exercise behavior in post-total knee arthroplasty rehabilitation*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Volume 85, Issue 6, 2004, Pages 1026-1030.
20. ROWE,P.J; MYLES,C.M; Walker,C. and NUTTON,R. *Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life*). Journal of Gait & Posture, Volume12, Issue2, 2000, Pages143-155
21. MATTHEW,S.Austin; ELIE Ghanem; ASHISH Joshi; RACHEL Trappler; JAVAD Parvizi and WILLIAM,J.Hozack. *The Assessment of Intraoperative Prosthetic Knee Range of Motion Using Two Methods*. Journal of Arthroplasty, Volume23, Issue4, 2008, Pages515-521.
22. POMEROY,V.M; EVANS.E and RICHARDS,J.D. *Agreement between an electrogoniometer and motion analysis system measuring angular velocity of the knee during walking after stroke*. Journal of Physiotherapy, Volume92, Issue3, 2006, Page159-165.
23. Biometrics.Ltd+ Biometrics DataLog help. North American. Web Site: <www.biometricsltd.com>
24. AJEEB, F. *Muscles Effect on Lesion Knee Movement During Walking in Sagittal Plane*, Damascus university, Syria, 2013.