

دراسة تغير حركة زاوية مفصل الركبة في أثناء المشي للمصابين بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي

الدكتور مصطفى الموالي*

الدكتور هاني عماشة**

فاتن عجيب***

(تاريخ الإيداع 2 / 1 / 2012. قُبِلَ للنشر في 21 / 5 / 2012)

□ ملخص □

الهدف من هذا البحث هو دراسة تغير حركة زاوية مفصل الركبة في أثناء المشي للمصابين بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي ولهذا أهمية كبيرة في تقييم استقرار مفصل الركبة لهؤلاء المرضى وإن الهدف البعيد لهذه الدراسة هو المساعدة في تشخيص حالات ضعف العضلات، وقد تم اختيار هذا المرض بسبب أهمية الرباط المتصالب الأمامي في استقرار الركبة.

تم قياس تغير زاوية الركبة بالمقياس الزاوي الكهربائي المرن (electro-goniometer) وتم استخدام حساسات على القدم لتحديد بداية دورة المشي ونهايتها، وتمت معالجة الإشارة الملتقطة في برنامج الماتلاب. تمت القياسات في مختبر الميكانيك الحيوي في مشفى حاميش بدمشق، وتم دراسة مجموعتين من العينات المجموعة الأولى عشرون عينة طبيعية والمجموعة الثانية عشرة مرضى مصابين بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي. وتدل النتائج إلى وجود تأثير لانقطاع الرباط المتصالب الأمامي على زاوية مفصل الركبة حيث كانت قيم الانقباضات عموماً لهؤلاء المرضى أقل من الطبيعي بنسبة 0.87 بالإضافة إلى وجود تفاوت في تلك القيم لكل مريض.

الكلمات المفتاحية: المقياس الزاوي الكهربائي المرن - زاوية الركبة - الرباط المتصالب الأمامي

* أستاذ مساعد في قسم الهندسة الطبية/ كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية/ جامعة دمشق/ سورية

** مدرس في قسم الهندسة الطبية/ كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية/ جامعة دمشق/ سورية

*** مشرفة على الأعمال في قسم الهندسة الطبية/ كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية/ جامعة دمشق/ سورية

Studing The Chinges Of Knee Movement During Walking For Patient With Anterior Cruciate Ligaments Injured (Acl)

Dr. Mostaffa Al-Mwaldi*

Dr.Supervisor: Hani Amasha**

Faten Ajeeb***

(Received 2 / 1 / 2012. Accepted 21 / 5 / 2012)

□ ABSTRACT □

The aim of this paper is to study the changes of knee movement during walking for patients with anterior cruciate ligaments injured (ACL) using flexible electro-goniometer, This is very important for the stability of knee and for determining the degree of muscles' weakness; the start and end of the gait cycle were determined by foot sensors, A program was designed for signal processing of the data by Matlab. Tests were carried out at Hamish hospital in Damascus. Subjects were divided into two groups: 20 normal subjects and 10 patients. Results showed that the values of knee flexion are less than normal. It was also noted that these values were varied among the tested patients.

KEY WORDS: electro-goniometer, knee angle, Anterior Cruciate Ligaments (ACL)

* professor assistant in the department of biomedical.eng\ faculty of mechanical and electrical engineering\ Damascus university\ Syria.

** lecturer in the department of biomedical.eng\ faculty of mechanical and electrical engineering\ Damascus university\ Syria.

*** engineer in the department of biomedical.eng\ faculty of mechanical and electrical engineering\ Damascus university\ Syria

مقدمة:

في حياتنا اليومية نستخدم تحليل مشية الإنسان من دون أن ندرك ذلك غالباً، عندما نمشي على الرصيف نحتاج عادةً إلى أقل من أجزاء من الثانية لنحدد فيما إذا كان الشخص الذي يقترب ذكراً أو أنثى أو فيما إذا كان غريباً أو مألوفاً، إذ إن الدماغ يعالج المعلومات التي وصلت إليه بنظام قوي ومدّش من أجل التعرف وتحديد الشخص، وبعد قليل من المهارة يصبح الإنسان المراقب قادراً أيضاً على أن يحكم على جودة المشية أو وجود خلل فيها. [1]

إن استخدامات تحليل مشية الإنسان كانت تمثل تحدياً في الأبحاث العلمية لقرون عدة، والآن تطورت استخداماته في الحقول الطبية كما وتتطور تجارياً. [2]

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. [3]

وشغلت استخدامات تحليل مشية الإنسان كأبحاث علمية لسنوات عدة، وبعدها أصبح له استخدامات طبية روتينية، وحالياً أصبح تحليل المشية له استخدامات رئيسة في مهمتين أساسيتين هما: دراسات من أجل الرياضيين وعمليات اتخاذ القرار ومعالجة المرضى المعاقين لأسباب عصبية تؤثر في 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، إذ إن رباعية الرؤوس الفخذية هي المجموعة الأكثر أهمية، وهي قادرة إذا كانت نامية بشكل جيد على الحفاظ على استقرار المفصل إذا كانت أربطته ممزقة. [6]

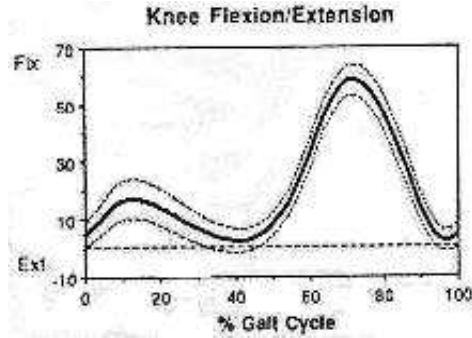
تقاس زاوية انقباض انبساط الركبة في أثناء المشي اعتباراً من الزاوية المحايدة، وقد عرفت زاوية الركبة بأنها الزاوية الكائنة بين محور الفخذ الطولي ومحور الساق الطولي وكل تزايد في هذه الزاوية يدعى انقباضاً وكل تناقص يدعى انبساطاً، وتحسب هذه الزاوية بالفرق بين قيمتها الديناميكية والستاتيكية.

إذ تبدي زاوية انقباض انبساط مفصل الركبة لدى الإنسان السليم عند سرعة سير طبيعية عموماً انقباضين خلال دورة المشي:

- الأول: يحدث عند حوالي 14% من دورة المشي بمقدار عشرين درجة تقريباً، أي بعد تلامس عقب القدم مع الأرض بقليل.

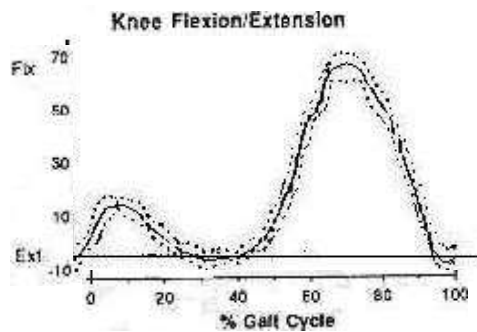
- والثاني: يحدث خلال طور التأرجح عند حوالي 70% من دورة المشي.

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



الشكل (1) تغير زاوية انقباض انبساط 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 انبساط مفصل الركبة [8]

إذ إن الخط المتصل - هو وسطي القياس والخطوط المنقطه..... هي + الانحراف المعياري عن الوسطي و fx, ext تمثل الانقباض والانبساط بالدرجات

المقياس الزاوي (goniometre):

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

وهو أداة للقياس المباشر لتغيرات زاوية المفصل ويتألف عموماً 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 إذ 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 بأنه يتألف من نصف دائرة مع قطعة مستقيمة موصولة تتمحور 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

piriyaprasarth [16] باستخدام مقياس زاوي كهربائي ضوئي بمحورين لقياس حركة الركبة في أثناء المشي والاستلقاء والجلوس، وهو يتألف من ألياف ضوئية لقياس الحركة، إذ له طرفان: طرف ثابت وطرف متحرك. وتوصل العالم في دراسته إلى نتائج بوثوقية عالية إذ 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 مقياساً رقمياً يعتمد على مرّز تصاعدي، بينما قام Kuiken [19] باستخدام مقياس زوايا كهربائي لقياس زاوية الركبة بتغذية راجعة محوسبة بهدف دراسة قبول التمارين وتأثيرها 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 أن المقياس الزاوي يعطي تحديد دقيق لمركز دوران الركبة لأنه يتغير بتغير الحركة. [15]

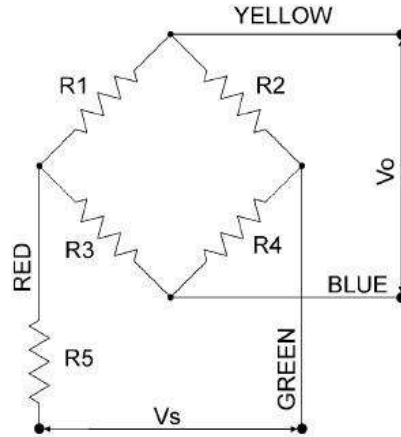
وفي دراسة أخرى قام Rowe وآخرون [20] باستخدام نوعين من المقياس الزاوي الكهربائي المرن لدراسة حركة انقباض الركبة وانبساطها بنشاطات مختلفة من مشي وصعود درج واستلقاء وجلوس على الكرسي، تشير نتائجه إلى أن استخدام المقياس الزاوي الكهربائي المرن طريقة مناسبة وعملية لتقييم حركة الركبة خلال أنشطة مختلفة. أما Matthew [21] وآخرون فقد قام بتقييم مجال حركة مفصل الركبة باستخدام طريقتين الأولى المقياس الزاوي الكهربائي والثانية تدعى (التعقب المحوسبة) Computer-assisted navigation أظهرت النتائج وثوقية جيدة لاستخدام المقياس الزاوي الكهربائي من أجل بسط الركبة وقياسها وانقباضها. وقام Pomeroy [22] بدراسة بهدف تقييم درجة التوافق بين المقياس الزاوي الكهربائي مع أنظمة تحليل الحركة إذ قام بدراسات لقياس سرعة زاوية مفصل الركبة للمرضى المصابين بجلطات وبالنتيجة وبمقارنة النتائج تبين وجود نسبة مهمة من عدم التوافق بين النتائج.

أهمية البحث وأهدافه:

الهدف من هذا البحث هو دراسة تغير حركة زاوية مفصل الركبة في أثناء المشي للمصابين بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي ولهذا 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 الزاوي المستخدم في هذه الدراسة هو مقياس كهربائي مرن يعمل في مستويين لقياس درجة قبض الركبة وبسطها. يتألف من مقاومات جسر ووسطون، 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 $90^\circ \pm 2^\circ$ والمجال الحراري للعمل هو من $40^\circ\text{C} - 10^\circ\text{C}$.

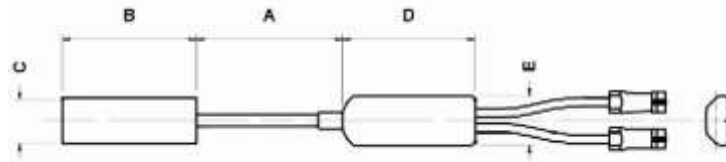


الشكل (3) البنية الكهربائية لمقياس الزوايا

إذ إن: V_0 : 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

خطوات التجربة:

تم إجراء القياسات في مختبر الميكانيك الحيوي في مشفى 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 الآتي:

المجموعة الأولى: 20 عينة طبيعية، الأعمار ما بين 20-35 سنة تم حساب الوزن وكان متوسط الوزن (78.34 kg) أما متوسط الطول فكان (173.1 cm) كما تم حساب طول الساق وكان ما بين (36-43 cm) وطول الفخذ وكان ما بين (40-47 cm) والعينات بحالة صحية جيدة

المجموعة الثانية: 10 مرضى مصابين بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي، الأعمار كانت ما بين 20-35 سنة تم قياس الوزن وكان متوسط الوزن (73.41 kg) أما متوسط الطول فكان (171.16 cm) كما تم قياس طول الساق وكان ما بين (38-43 cm) وطول الفخذ وكان ما بين (40-46 cm) كما أن لديهم نشاطات رياضية متوسطة ويعملون بإجهاد.

آلية تركيب الجهاز على المريض:

1. حساسات القدم: وهي أربع حساسات تمثل أربع مقاومات حساسة رقيقة لكل منها كبل بطول 1.2 m وتوصل إلى مخرج رقمي على جهاز تحصيل الإشارة. توضع الحساسات في أماكن معينة لالتقاط بداية دورة المشي ونهايتها كما في الشكل (5) وهي صورة ملتقطة لأحد المرضى في التجربة.

الحساس الأول يوضع على الإصبع الكبير لالتقاط إشارة ملامسة أصابع القدم للأرض ومغادرتها، والرابعة توضع 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 على ورك المريض إذ إنه خفيف الوزن ليس له تأثير في 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 ومن ثم ليتم معالجتها عبر البرنامج المناسب. [23]

الخطوات البرمجية واستحصال النتائج:

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

1. تحويل إشارات الركبة إلى إشارات قابلة للقراءة في برنامج الماتلاب كإشارة كاملة لمشي المريض أي تتضمن دورات المشي كافة قبل استخلاص كل دورة مشي لوحدها.
2. إن إشارات الركبة إشارات تمثيلية 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 حتى 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 تقطيع إشارات حساسات القدم نفسها في برنامج التشغيل (biometrics datalog).
4. اقتطاع إشارات الركبة في الماتلاب وفقاً للدليل X (الذي تم تحديده يدوياً في البند 2 من هذه الفقرة) عبر برنامج يقرأ الإشارة ليقسمها وفقاً للدليل X ويخزينها.
5. أصبح لدينا لكل مريض عدة إشارات للركبة مرمزة ومقسمة وفقاً لدورات المشي ليتم معالجتها وإظهارها.

6. في الماتلاب تم ضبط أطوال إشارات تغير زاوية الركبة لأن الإشارات تختلف بالطول حسب دورة المشي ومن ثم حساب وسطي الإشارات والانحراف المعياري.

النتائج والمناقشة:

في برنامج (Microsoft Exel) تم حساب محددات زاوية الركبة للعينات كافة (نهاية طور التلامس (بداية طور التآرجح)، زمن الانقباض الأول، زمن الانقباض الثاني، قيمة الانقباض الأول، قيمة الانقباض الثاني) كالآتي:

1. حساب البارامترات لعدة دورات مشي لكل مريض (أو سليم) كنسبة مئوية من دورة المشي (خمس دورات للعيينة الواحدة)
2. ثم حساب الوسطي للمريض الواحد.
3. حساب الوسطي لكافة الأشخاص (العينات الطبيعية).

ويظهر الجدول (1) مثال على حساب نتائج قياس حركة زاوية الركبة لإحدى العينات السليمة إذ يتم حساب الوسطي لعدة دورات مشي (خمس دورات للعيينة الواحدة) وينطبق هذا على العينات السليمة والمريضة كافة.

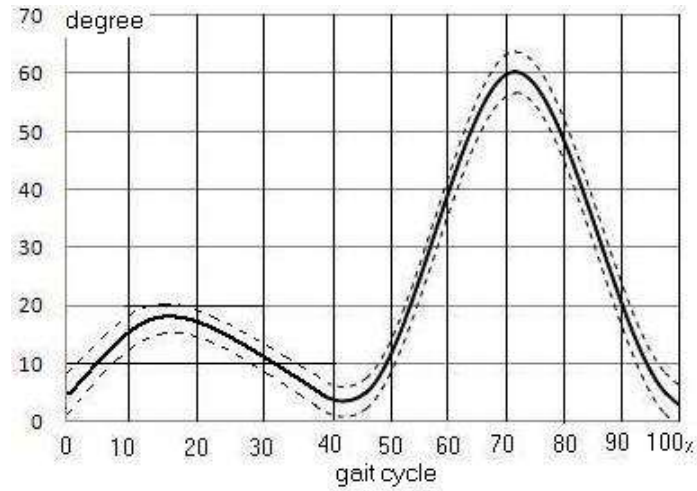
جدول (1) نموذج لنتائج قياس حركة زاوية الركبة لإحدى العينات السليمة

دورات المشي للعيينة N1	نهاية طور التلامس (% من دورة المشي)	زمن الانقباض الأول (% من دورة المشي)	زمن الانقباض الثاني (% من دورة المشي)	قيمة الانقباض الأول (درجات)	قيمة الانقباض الثاني (درجات)
N1	58.33	8.33	75	26	61.3
N1-1	57.69	15.38	73.07	20.5	58.8
N1-2	61.54	15.38	76.92	14	62
N1-3	61.54	19.23	73.07	17	59.5
N1-4	57.69	15.38	70.77	28	68.5
وسطي N1	59.36	14.74	73.77	21.1	62.02
الانحراف المعياري للقيم	2.00	3.95	2.31	5.7	3.84

بارامترات الركبة للعينات الطبيعية:

النتائج النهائية لقياس حركة زاوية الركبة للعينات الطبيعية تظهر في الجدول (2) إذ كانت متوسط القيم للانقباض الأول 17.97 درجة والانحراف المعياري 2.6 وقد تراوحت القيم ما بين 14.4 - 22.14 درجة، بينما كان متوسط قيم الانقباض الثاني هو 60.23 درجة بانحراف 3.53 وتراوحت القيم ما بين 53.42 - 65.3 درجة.

وفي الماتلاب بعد أن تم ضبط أطوال إشارات تغير زاوية الركبة لأن الإشارات تختلف بالطول حسب دورة المشي ومن ثم حساب وسطي الإشارات والانحراف المعياري وكانت النتيجة كما هي مبينة في الشكل (7):



الشكل (7) مخطط تغير زاوية الركبة للأصحاء

يمثل الشكل النتيجة النهائية لتغير زاوية الركبة في أثناء دورة المشي إذ يمثل المتوسط الحسابي مع الانحراف المعياري لـ 20 شخص من الأصحاء ولكل شخص أخذ معدل خمس دورات مشي

جدول (2) النتائج النهائية لقياس حركة زاوية الركبة للعينات السليمة

رقم التسلسلي للعينات السليمة	نهاية طور التلامس (% من دورة المشي)	زمن الانقباض الأول (% من دورة المشي)	زمن الانقباض الثاني (% من دورة المشي)	قيمة الانقباض الأول (درجات)	قيمة الانقباض الثاني (درجات)
1	59.36	14.74	73.77	21.1	62.02
2	62.61	13.27	72.75	20.54	57
3	60.52	11.95	68.17	18.66	62.26
4	63.44	10.38	74.21	16.1	53.6
5	59.75	10.19	69.1	16.38	57.1
6	61.04	11.24	71.1	22.14	62.78
7	61.61	10.33	70.19	21.2	57.3
8	59.92	11.34	70.69	17.4	63.82
9	57.16	11.4	65.77	15.24	53.42
10	62.31	10.77	71.38	21.34	61.52
11	63.98	10.07	74.1	16.14	60.98
12	62.5	11.54	73.08	17.12	63.2
13	56.76	12.28	66.46	17.76	61.52
14	61.83	11.46	72.15	14.4	61.44
15	57.41	10.98	70.38	15	55.35
16	62.53	12.58	72.56	21	58.86
17	60.73	14.16	74.05	14.58	61.3
18	63.79	12.25	74.81	19.24	65.1
19	62.85	11.43	73.91	19.2	65.3
20	58.08	14.01	71.8	15	60.82
الوسطي	60.909	11.818	71.521	17.97	60.2345
الانحراف المعياري	1.56	1.01	1.45	2.6	3.53

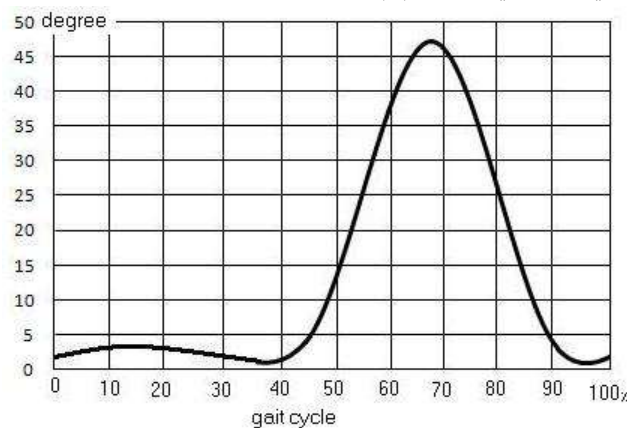
بارامترات الركبة للمرضى المصابين بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي :

نتائج قياس حركة زاوية الركبة للعينات المصابة بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي في الجدول (3):
 إذ كان متوسط قيم الانقباض الثاني 47.2 درجة والانحراف المعياري 10.29 وتراوحت القيم ما بين 22.43-57.52 درجة.

جدول (3) النتائج النهائية لقياس حركة زاوية الركبة للمرضى المصابين بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي

رقم العينات المریضة	نهاية طور التلامس (% من دورة المشي)	زمن الانقباض الأول (% من دورة المشي)	زمن الانقباض الثاني (% من دورة المشي)	قيمة الانقباض الأول (درجات)	قيمة الانقباض الثاني (درجات)
A1	64.25	لا يوجد	72.41	لا يوجد	54.88
A2	58.71	لا يوجد	68.56	لا يوجد	57.08
A3	59.42	لا يوجد	61.41	لا يوجد	22.43
A4	60.43	5.19	71.03	8.68	46.14
A5	53.57	لا يوجد	60.43	لا يوجد	41.44
A6	59.57	5.93	70.87	5.3	44.08
A7	59.61	لا يوجد	70	لا يوجد	46.18
A8	60.41	7.55	65.4	11.6	50.94
A9	56.52	لا يوجد	66.74	لا يوجد	51.3
A10	61.69	لا يوجد	70.53	لا يوجد	57.52
وسطي A	59.418	لا يوجد	67.738	لا يوجد	47.2
الانحراف المعياري للقيم	2.86	لا يوجد	4.16	لا يوجد	10.29

أيضاً هنا تم ضبط أطوال إشارات تغير زاوية الركبة في برنامج الماتلاب ومن ثم حساب وسطي الإشارات وكانت النتيجة كما هي مبينة في الشكل (8):



الشكل (8) مخطط تغير زاوية الركبة لعشرة مرضى مصابين بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي

يمثل الشكل النتيجة النهائية لتغير زاوية الركبة في أثناء دورة المشي إذ يمثل المتوسط الحسابي مع الانحراف المعياري لـ 10 مرضى مصابين بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي ولكل شخص أخذ معدل خمس دورات مشي

النتائج والمناقشة:

بالعودة للجدولين الخاصين بالنتائج نلاحظ عند الأشخاص السليمين أن متوسط القيم للانقباض الأول 17.97 والانحراف المعياري 2.6 إذ تراوحت القيم ما بين 14.4 - 22.14، أما متوسط زمن ذلك الانقباض فقد كان 11.82 والقيم تراوحت ما بين 10.19 و 14.74 كنسبة مئوية من دورة المشي. بينما كان متوسط قيم الانقباض الثاني هو 60.23 بانحراف 3.53 وتراوحت القيم ما بين 53.42 - 65.3، ومتوسط زمن هذا الانقباض هو 71.52 والقيم تراوحت ما بين 65.77 و 74.81 كنسبة مئوية من دورة المشي. وعند مقارنة هذه النتائج مع مثيلاتها في الدراسات المرجعية [7-8] نلاحظ بأن القيم متقاربة جداً وهذا يعطينا دليلاً جيداً على دقة قياساتنا وعلى صحة آلية القياس وكذلك يبين أن حجم العينات (20 عشرون عينة) كافٍ لصحة النتائج. وعند التفحص الدقيق للقيم الزوايا وجدنا أن هناك العينة رقم(4) والعينة رقم (9) لديهما قيمة الانقباض الثاني قليلة إذ كانت على التوالي: 53.6 و 53.42 وبالعودة إلى الأشخاص وجدنا أن الأول يعاني من آلام في مفصل الكاحل وهذا دليل على ضعف الدفع عنده، أما الثاني فيعاني من آلام في مفصل الركبة وهذا يسبب بطء في الحركة وإذا تم استثناء هاتين العينتين يصبح متوسط قيم الانقباض الأول والثاني على التوالي: 18.23 و 60.98. أما الاختلاف في قيم تلك الانقباضات وزمن حدوثها فيعود إلى الاختلاف في طبيعة المشي وسرعته عند الأشخاص.

أما بالنسبة للمرضى فنتبين لدينا عدم وجود انقباض أولي باستثناء بعض العينات التي لديها انقباض خفيف تم تسجيله كقيم في الجدول ولم يتم احتسابه في المحصلة و العينات هي المرضى رقم 4,6,8 ومن الواضح أن سبب عدم وجود انقباض أول لهؤلاء المرضى هو أن المريض لا يستطيع الحفاظ على استقرار الركبة في أثناء الانقباض الأول بسبب انقطاع الرباط المتصالب الأمامي. وتبين أن قيمة الانقباض الثاني للمرضى أقل من الطبيعي بنسبة 0.87. إذ كان متوسط قيم الانقباض الثاني 47.2 والانحراف المعياري 10.29. وبحذف العينة رقم 3 يصبح المتوسط 49.95 و الانحراف المعياري 5.82 ، إذ تراوحت القيم ما بين 41.44- 57.52 . إن السبب الرئيس لصغر زاوية الانقباض الثاني للركبة أثناء طور التآرجح هو انقطاع الرباط المتصالب الأمامي الذي هو محور عمل هذا المقال إذ إن هذا الانقطاع يؤثر في استقرار مفصل الركبة خلال مرحلة الدفع من طور التلامس مما يعطي دفعاً أقل من الطبيعي للساق والقدم وبالتالي فإن انقباض الركبة خلال طور التلامس سوف يكون صغيراً بسبب صغر قوة الدفع التي تلقتها القدم. وكذلك من الملاحظ وجود تفاوت في قيم الانقباضات للمرضى إذ إن الانحراف المعياري للقيم هو: 10.29 وإذا تم استثناء القيمة القليلة جداً يصبح الانحراف المعياري للقيم هو: 5.82. وعند العودة للعينة رقم 3 فتبين أنه بالإضافة إلى انقطاع الرباط الأمامي فإن لديه آلاماً في مفصل الكاحل بالإضافة إلى ضعفاً في العضلات وهذا يسبب ضعف في الدفع وبالتالي انخفاض زائد لقبض الركبة.

إن هذه القيم تدل على أهمية سلامة الرباط المتصالب الأمامي على استقرار الركبة وعلى المشي بصورة طبيعية وتأثيره في زاوية الركبة وهذا يقود إلى ضرورة إجراء دراسات مستقبلية لدراسة علاقة المفصل مع العضلات المسؤولة عن حركة المفصل لهذا المرض.

الاستنتاجات:

1. لا يوجد انقباض أولي للمرضى باستثناء بعض العينات التي لديها انقباض خفيف تم تسجيله كقيم في الجدول ولم يتم احتسابه في المحصلة.
2. قيمة الانقباض الثاني للمرضى أقل من القيم الطبيعية بقليل بنسبة 0.87 بسبب انقطاع الرباط المتصالب الأمامي باستثناء عينة واحدة قيمتها قليلة جداً.
3. هناك تفاوت في قيم الانقباضات للمرضى إن الانحراف المعياري للقيم هو: 10.29 وإذا تم استثناء القيمة القليلة جداً يصبح الانحراف المعياري للقيم هو: 5.82.

التوصيات:

1. إجراء الدراسات السابقة على أمراض أخرى.
2. توسيع البحث لكل من مفصلي الكاحل والورك
3. الاستفادة من الدراسات السابقة لدراسة علاقة المفصل مع العضلات المسؤولة عن حركة المفصل
4. إجراء الدراسات السابقة بوجود اجهادات معينة.

المراجع:

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. JAMES,R.Gage and SILVIA Onpuu. Seminars in orthopaedics. volume4, no2, 1989, P.P:72:87.
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.Jacuelin. 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. RENSENSA,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>