مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية _ سلسلة العلوم الهندسية المجلد (53) العدد (1) 2013
Tishreen University Journal for Research and Scientific Studies - Engineering Sciences Series Vol. (35) No. (1) 2013

تأثير عضلات الطرف السفلي في تغيرات زاوية الركبة في المستوي السهمي للمصابين بالتناذر الفخذي الداغصي

الدكتور مصطفى الموالدي*
الدكتور هاني عماشة**
فاتن عجيب***

(تاريخ الإيداع 26 / 9 / 2012. قُبِل للنشر في 18/ 11 / 2012)

∇ ملخّص ∇

الهدف من هذا البحث دراسة تأثير تغير النشاط الكهربائي لعضلات الطرف السفلي في حركة مفصل الركبة خلال المشي للمصابين بتناذر فخذي داغصي. تم قياس المخطط الكهربائي للعضلات الأمامية والخلفية للفخذ، وعضلة الساق الخلفية بالكترودات سطحية، وتمّ أيضاً قياس تغيّر زاوية الركبة باستخدام المقياس الزاوي الكهربائي المرن. ولتحديد بداية دورة المشي ونهايتها، استخدمنا حساسات للضغط على أسفل القدم، وتمت معالجة الإشارة الملتقطة في برنامج الماتلاب. أجريت القياسات في مختبر الميكانيك الحيوي في مشفى حاميش بدمشق، وشملت الدراسة مجموعتين من العينات، المجموعة الأولى46 شخصاً سليماً، والمجموعة الثانية 21 شخصاُ مريضاً بتناذر فخذي داغصي. وبينت النتائج وجود تأثير لمرض التناذر الفخذي الداغصي في زاوية مفصل الركبة. أما تأثير تلك العضلات في الركبة فيمكن القول إن الركبة المريضة تبدأ دورة المشي بدون انقباض أولي؛ ولهذا يخفف من القيمة الأعظمية لنشاط عضلة الساق، وكذلك العضلة الخلفية للفخذ، أما العضلة الأمامية للفخذ فيقل نشاطها لتحافظ على بسط مفصل الركبة. وفي طور التأرجح تخفف الركبة من انقباضها الثاني، وتعتمد على زيادة في نشاط العضلة الأمامية في كامل زمن ذلك الطور، أما العضلة الخلفية للفخذ فإن نشاطها يزيد لتحافظ على استقرار مفصل الورك استجابة لزيادة نشاط العضلة الأمامية للفخذ، ولكن يبقى نشاط العينات المريضة في كامل دورة المشي أقل من النشاط للعينات الطبيعية.

الكلمات المفتاحية: النشاط الكهربائي للعضلات – المقياس الزاوي الكهربائي – زاوية الركبة – التناذر الفخذي الداغصي

* أستاذ مساعد – قسم الهندسة الطبية– كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية– جامعة دمشق– سورية .
** مدرّس – قسم الهندسة الطبية– كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية– جامعة دمشق– سورية .
*** طالبة دراسات عليا (دكتوراه) – قسم الهندسة الطبية– كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية– جامعة دمشق– سورية .

مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية _ سلسلة العلوم الهندسية المجلد (35) العدد (1) 2013
Tishreen University Journal for Research and Scientific Studies - Engineering Sciences Series Vol. (35) No. (1) 2013

The Effect Of Lower Limb Muscles On Knee Angle Changing In Sagittal Plane For Patient With Patellafemoral Pain

Moustafa Al-mawaldi[*]
Hani Amasha[**]
Faten Ajeeb[***]

(Received 26 / 9 / 2012. Accepted 18 / 11 / 2012)

∇ ABSTRACT ∇

The aim of this paper is to study the relation between muscles electrical activity and knee movement during walking for patient with patellafemoral pain by measurement both of electromyography (EMG) and changing of knee angle by electro-goniometer. The start and end of the gait cycle were determined by foot sensors, A program was designed for signal processing of the data, Testes were carried out at Hamish hospital in Damascus. Subjects were divided into two groups: 46 normal subjects and 21 patient. Final results also showed that hamstring group activity and galf group activity decreases during stance phase because knee cancel it first flexion with increase in quadriceps femoris activity to keep extension of knee.

In swing phase, it is noted that the decrease in knee flexion and it depends on the increase in quadriceps femoris activity in all the period of swing phase, but hamstring group activity increases to keep hip instability, that is, it responds to increase activity of quadriceps femoris with less knee flexion. The activity of subject muscles in the period of gait cycle is less than normal muscles.

Keywords : electromyography (EMG), electro-goniometer, knee angle, patellafemor disorders**,**

[*]**Associate Professor in the department of biomedical.eng- faculty of mechanical and electrical engineering- Damascus university- Syria.**
[**]**Assistant Professor in the department of biomedical.eng- faculty of mechanical and electrical engineering- Damascus university- Syria.**
[***]**Postgraduate Student for higher science (Phd) in the department of biomedical.eng- faculty of mechanical and electrical engineering Damascus university Syria.**

مقدمة:

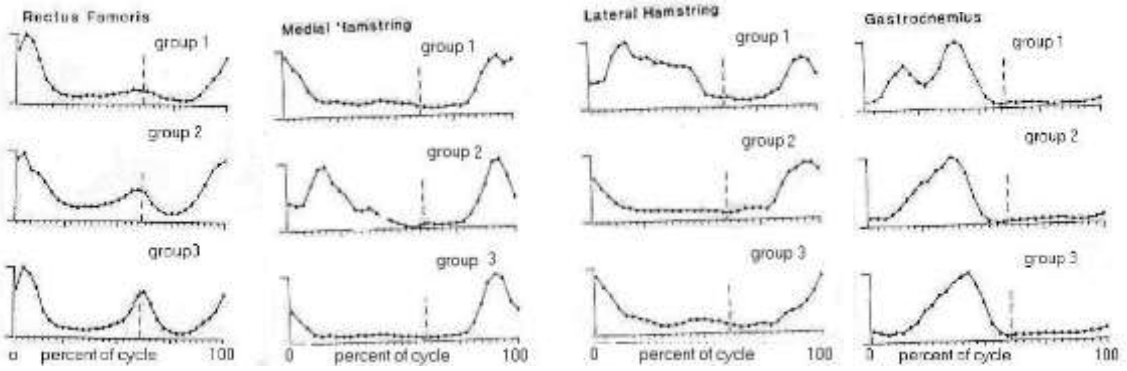
إن معرفة عمل العضلات ضروري ومطلوب لفهم كيفية ضبط حركة المشي عند الإنسان؛ وبما أن الأشخاص يملكون طرقاً مختلفة لأداء مهام المشي فمن الضروري قياس نشاط العضلات لعدد من الأشخاص من أجل تشكيل نموذج قياسي للمقارنة[1]. ذلك أن مشية الإنسان تعتمد على حركات متناسقة لـ 28 عضلة رئيسية للطرف السفلي لضبط حركة المفاصل والأطراف، حيث تعمل هذه العضلات مع بعضها، ويقوم أغلبها بأكثر من وظيفة واحدة. وعندما لا تعمل إحدى هذه العضلات في أثناء المشي بشكل طبيعي فسيظهر تغيير على مشية الإنسان. [2].

وقد أظهرت دراسة لـ McAlindon [3] أن قوة العضلة الرباعية الرؤوس، وشدة الألم في الركبة، والعمر هي محددات مهمة في الخلل الوظيفي لعمل الركبة أكثر من التهاب المفصل بحد ذاته، ويجب أن تعطى دراسة قوة العضلات اهتماماً أكبر لتقليل إعاقة عمل الركبة. ومن الضروري ذكر أن العضلات الأمامية للفخذ مسؤولة عن قبض مفصل الورك، وبسط مفصل الركبة، أما العضلة الخلفية للفخذ فهي مسؤولة عن قبض الساق وإدارتها للوحشي عند مفصل الركبة؛ وبسط الفخذ عند مفصل الورك، أما عضلة الساق الخلفية فهي مسؤولة عن قبض مفصل الركبة، وبسط مفصل الكاحل. هذه المعلومات ضرورية؛ لأننا سنستخدمها عند شرح النتائج. [4]

إن المرض المدروس هو التناذر الفخذي الداغصي الذي يعد أحد أهم أسباب آلام الركبة، وهو يقيد حركة الرضفة، حيث إن هناك عدة أسباب لآلام المفصل الفخذي الداغصي، لكن بشكل عام يطلق اسم التناذر الفخذي الداغصي على الآلام في الجهة الأمامية للركبة، ويحدث بسبب عدم التوازن في القوى المؤثرة في عمل الرضفة في أثناء القبض والبسط، وعلى وجه الخصوص عند وجود حمل زائد على الركبة. ومن الجدير بالذكر أن استقرار المفصل الفخذي الداغصي يتضمن الاستقرار الساكن (التوازني) والتحريكي مع ضبط حركة انزلاق الرضفة خلال المحفظة؛ ويشار إليه بـ (الأثر الرضفي)، ويمكن أن يتأثر هذا الأثر الرضفي بعدم توازن قوى الاستقرار المتأثرة بتوزيع القوى على طول سطوح التمفصل الفخذي الداغصي، والرضفة، وأوتار رباعية الرؤوس، والنسج الناعمة الرخوة المجاورة. [6,5]

ولتشخيص الخلل في المشي لابد من قياس وظيفة العضلات وعملها؛ وذلك عبر التخطيط الكهربائي للعضلات ((Electromyography (EMG)، حيث تتولد إشارة EMG التي تمثل نشاط العضلات من التغيرات الفيزيولوجية في ألياف العضلات، وإن وجود تغييرات في مطال الإشارة، وزمنها، وطورها مترافق مع وجود خلل مرضي في مشية الانسان. 7]،[8 .ويستخدم التخطيط الكهربائي للعضلات EMG بوصفه أداة للفهم وللتمييز بين المشية السليمة والمريضة، حيث إن هذه الإشارة المسجّلة خلال أطوار المشي تعطينا معلومات عديدة عن ضعف العضلات والضبط العصبي لها.[9] .وقام Crossley [10] بدراسة مقدار القبض في طور التلامس للمرضى الذين لديهم تناذر فخذي داغصي في أثناء الصعود على الدرج، ودراسة العلاقة بين انقباض الركبة في طور التلامس وبداية عمل العضلات، وكانت النتيجة أن مقدار القبض في طور التلامس للمرضى كان أقل من الأصحاء، وكان لديهم تأخيراً في بدء عمل العضلة المتسعة الوحشية التي لها دور في التقليل من القبض خلال نزول الدرج. وقام الباحث wei [11] بدراسة نشاط العضلات (EMG) للعضلة رباعية الرؤوس، والعضلات الخلفية للفخذ في محاولة لتحديد قيم قوى العضلات، وقوى تمفصل عظم الفخذ مع الظنبوب من خلال تمارين بسط الركبة وقبضها، والذي تم عبر جهاز توليد تمارين القبض والبسط، حيث تم اقتباس إشارة المخطط الكهربائي للعضلات والقوى المؤثرة في الركبة وتحليلها، وأظهرت النتائج أن قمم القوى الضاغطة على مكان تمفصل عظم الفخذ مع عظم الظنبوب في أثناء القبض أقل منها في أثناء الشد. وقوى الشد الأمامية أعلى ومتشابهة في أثناء القبض والشد. وفي دراسة لـ Wooten [12] تم تشكيل نماذج لإشارة لـ10 عضلات

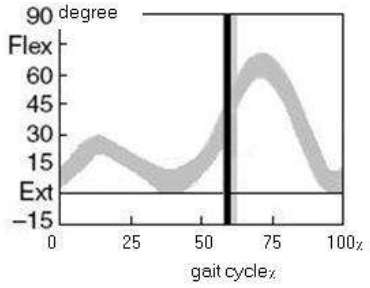
خلال دورة المشي لـ35 عينة من الأصحاء خلال ثلاث فترات زمنية مختلفة عبر تسجيل نشاط العضلات؛ وتم بعدها معالجة الإشارة وإظهارها كما في الشكل (1) (تم عرض نماذج لإشارة نشاط بعض العضلات المؤثرة في الركبة فقط).



الشكل (1) نماذج لإشارة نشاط بعض العضلات المؤثرة في الركبة في ثلاثة قياسات مختلفة

يظهر في الشكل A: نشاط العضلة المستقيمة الفخذية – B: عضلات الفخذ الخلفية الأنسية والوحشية– C: نشاط عضلة الساق الخلفية

إن مقياس الزوايا (goniometry) هو 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، وبتغير زاوية المفصل تتغير المقاومة الكهربائية للمقياس فنحصل على مخطط لتغيّر الزوايا، وتخزّن النتائج على الحاسب لتحليلها. (13،15،14) وتقاس 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. وكما يظهر في الشكل (2) 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 عشرين درجة تقريباً؛ أي بعد تلامس عقب القدم مع الأرض بقليل، والثاني: يحدث خلال طور التأرجح عند حوالي 70% من دورة المشي. [16]،[14



الشكل (2) تغير زاوية انقباض/انبساط مفصل الركبة [17]،[16]

أهمية البحث وأهدافه:

الهدف من هذا البحث هو دراسة تأثير العضلات في حركة مفصل الركبة خلال المشي للمرضى المصابين بتناذر فخذي داغصي من خلال دراسة تغيّرات زاوية مفصل الركبة؛ وكذلك دراسة تغير نشاط تلك العضلات والعلاقة بينهما. وتكمن أهمية هذه الدراسة في إعطاء معلومات عن درجة تأثر العضلات المؤثرة في حركة مفصل الركبة، وعن كشف وجود خلل في المشي، إضافة إلى أهمية هذه الدراسة في تقييم استقرار مفصل الركبة لهؤلاء المرضى.

طرائق البحث ومواده:

إن الالكترودات المستخدمة لالتقاط إشارة المخطط الكهربائي للعضلات في هذه الدراسة هي الكترودات سطحية متكاملة مزودة بتضخيم أولي للإشارة؛ وهي الكترودات تفاضلية لكشف الإشارات المنخفضة القيمة في حال وجود ضجيج، ولها ممانعة دخل عالية جداً (10^{15} ohme) لتصغير الفروقات الناتجة من اختلافات مقاومة الجلد، ومرشح تمرير عالٍ لحذف انزياح إشارة التيار المستمر، ولتقليل الترددات المنخفضة الناتجة من حركة الالكترود على سطح الجلد، وهو مرشح من الدرجة الثالثة (18dB/octave). ويوجد أيضاً مرشح تمرير حزمة منخفضة لحذف الترددات غير المرغوبة فوق (450 Hz)؛ لأنه عند تقطيع هذه الإشارات لتدخل إلى الحاسب، تتحول هذه الترددات العالية إلى ترددات منخفضة، وتندمج مع الإشارة الأصلية؛ لذلك يتم التخلص منها. ويوجد إمكانية لاستخدام مرشح من الدرجة الثامنة (60dB/octave−) عند تردد (550 Hz). أما جهد الخرج 1 فولط فهو من أجل دخل 1 فولط، وهذا يخفض الضجيج الناتج من أسلاك التوصيل، والمضخم منخفض الضجيج مع نسبة رفض للنمط المشترك نموذجياً (96 dB). [18]

أما المقياس الزاوي المستخدم في هذه الدراسة فهو مقياس كهربائي مرن يستخدم لقياس درجة قبض الركبة وبسطها، وهو يتألف من مقاومات جسر وطستون، ويتوضع الجزء الفعال من خلال حساسات مثبتة في الطرف البلاستيكي، وهذا يساعد كهربائياً على إظهار الإشارة أكثر من الضجيج .إن هذا الجهاز ذو سعر مقبول مقارنة مع وسائل القياس الأخرى، وهو خفيف الوزن، وسهل التركيب، ويمكن استخدامه خارج المختبر، ونستطيع قياس الحركة في اتجاهين (قبض وبسط، تقارب وتباعد). إن دقة هذا الجهاز حسب كتيب التشغيل $^{\circ}2 \pm$ $^{\circ}90$ ، والسماحية: $\pm$10%، والمجال الحراري للعمل هو من 10°C – 40°C. [18].

وقد تم التحقق من صحة نتائج المقياس الزاوي الكهربائي المستخدم من خلال إجراء معياري، وأظهرت النتيجة أن قياسات الجهاز هي ضمن الحدود المسموح بها في كتيب التشغيل؛ وذلك بواسطة مقياس زاوي يدوي، حيث تم تثبيت جزأي المقياس المستخدم في التجربة على طرفي المقياس اليدوي، وتحريك القسم المتحرك للمقياس اليدوي وفق زاويا محددة، وأخذ القراءات عند المجال (0–90) بفارق عشر درجات، وكذلك تم أخذ قراءات عند مجالات أصغر (10– 12–14–16–18–20) ومن (60–62–64–66–68–70)، وتم تحديد هذه القيم لأنها تتوافق مع زوايا قياس الركبة التي يفترض أن تكون وفقاً للدراسات المرجعية (16، 17). وتظهر النتيجة أن الفروقات بين القيم المقيسة والمقروءة هي ضمن الحدود المسموح بها في كتيب التشغيل حيث تراوح وسطي القراءات الثلاث لكل من القيم مابين $\pm$2 .

خطوات التجربة:

تم إجراء القياسات في مختبر الميكانيك الحيوي في مشفى حاميش بدمشق بالتعاون مع جامعة دمشق بدرجة حرارة وسطية 28 درجة؛ وتم تعبئة استبيانات عن ذاتية المريض، وبعض المعلومات كالطول، والوزن، وطول الساق، والفخذ، والحالة الفيزيائية، وكان تلخيص معلومات الاستبيان على الشكل الآتي:

المجموعة الأولى: 46 عينة سليمة، متوسط الأعمار (4.5year ± 24.84)، حيث تراوحت الأعمار بين20–35 سنة، وكان متوسط الوزن (11.25 kg ± 75.48)، حيث تراوح الوزن بين (95 kg–55). أما متوسط الطول فكان(4.26 cm ± 172.04) وتراوح الطول بين (184 cm–163)، والعينات بحالة صحية جيدة ولديهم نشاطات رياضية متوسطة.

المجموعة الثانية:21 مريضاً مصاباً بتناذر فخذي داغصي؛ أي مصابون بآلام في المفصل الفخذي الداغصي، وغالباً يكون السبب التعب والإجهاد على الركبة. متوسط الأعمار (4.34year ± 25.38) حيث كانت الأعمار بين20–35 سنة، وكان متوسط الوزن (10.16 kg ± 77.61) حيث تراوحت الأوزان بين (103kg–60)، أما متوسط الطول فكان (6.95 cm ± 171.28) حيث تراوحت الأطوال بين (181cm–147). وقد كان لدى هؤلاء المرضى نشاطات رياضية متوسطة، وإجهاد ذو مستوى عالٍ في عملهم.

آلية تركيب الجهاز على المريض:

- **الكترودات (EMG):**

وهي الكترودات التقاط إشارة المخطط الكهربائي للعضلات، تم توزيعها على العضلة رباعية الرؤوس الأمامية، والعضلات الخلفية للفخذ، وعضلة الساق الخلفية. وتم تركيب الالكترود في منتصف العضلة على المحور الطولي حسب تعليمات كتيب التشغيل، حيث توضع لصاقة على الجلد، ولصاقة فوق الالكترود لتثبيت الاكترود جيداً، ثم تم وصل الأسلاك إلى مقياس تحصيل الإشارة كما في الشكل(3) (صورة ملتقطة لأحد المرضى في التجربة):

الشكل (3) تركيب أحد الكترودات التقاط إشارة المخطط الكهربائي للعضلات

- **مقياس الزوايا:**

تم تركيبه على مفصل الركبة المصابة، حيث يوضع منتصف المقياس على الركبة بعد أن يتم وضع المقياس في وضعية الشد الأعظمي، ويتم تثبيت طرفي المقياس بلاصق على كل من الساق والفخذ، ثم يتم وصل الأسلاك إلى مقياس تحصيل الاشارة. كما في الشكل(4) (صورة ملتقطة لأحد المرضى في التجربة):

الشكل (4) تركيب مقياس الزوايا

- **حساسات القدم:**

وهي عبارة عن أربع حساسات تمثل أربع مقاومات عبارة عن شرائح معدنية، مرنة، حساسة، رقيقة، ولكلّ منها كبل بطول 1.2 m، وهي توصل 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. يوضع الحساس الأول على الإصبع الكبير لالتقاط إشارة ملامسة أصابع القدم للأرض ومغادرتها، وتوضع الرابعة على عقب القدم لالتقاط إشارة ملامسة عقب القدم للأرض، أما الثانية والثالثة فتتوزعان على مشط القدم، وتسهمان في دعم معرفة أزمنة دورة المشي؛ وبهذا يتم تحديد أطوار المشي (طور التلامس وطور التأرجح).

الشكل (5) توزيع حساسات القدم

- **جهاز تحصيل الإشارة:**

يوضع جهاز تحصيل الإشارة على حزام، وعلى ورك المريض؛ ذلك أنه خفيف الوزن، وليس له تأثير في المشي، ويصبح المريض جاهزاً لإجراء التجربة كما هو واضح في الشكل (6)، وهي صورة ملتقطة لأحد المرضى في التجربة:

الشكل (6) تركيب جهاز تحصيل الإشارة

- يمشي الشخص المدروس عدداً من دورات المشي حتى يعتاد على وجود الأسلاك، ثم يتم بعد ذلك تسجيل (خمس دورات مشي على الأقل)، ويتم تحصيل الإشارات على ذاكرة الجهاز، وفي الوقت ذاته يتم تسجيلها على الحاسوب عبر البلوتوث، ثم يتم معالجتها عبر البرنامج المناسب. [18]

1. الخطوات البرمجية واستحصال النتائج:

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

1. تحويل إشارات الركبة وإشارات العضلات الثلاث إلى إشارات قابلة للقراءة في برنامج الماتلاب بوصفها إشارة كاملة لمشية المريض؛ أي تتضمن كافة دورات المشي قبل استخلاص كل دورة مشي لوحدها.

2. إن نمط تخزين الإشارات الناتجة من حساسات القدم تختلف عن نمط تخزين الإشارات السابقة بحيث لا نستطيع تحويلها من برنامج تشغيل الجهاز(biometrics datalog) إلى إشارة قابلة للقراءة في برنامج الماتلاب؛ وهذا الأمر من بنية برنامج التشغيل (biometrics datalog)؛ لهذا فقد تم تحديد العينات ضمن برنامج التشغيل (biometrics datalog) من بداية دورة المشي وحتى نهايتها 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 الإشارات السابقة ورسمها في الماتلاب على محورx بنفس تقطيع إشارات حساسات القدم في برنامج التشغيل (biometrics datalog) .

4. اقتطاع الإشارات السابقة في الماتلاب وفقاً للدليل x (الذي تم تحديده يدوياً في البند2 من هذه الفقرة) عبر برنامج يقرأ الإشارة ليقسمها وفقاً للدليل x ويخزنها.

5. أصبح لدينا لكل مريض عدة إشارات مرمزة ومقسمة وفقاً لدورات المشي؛ ليتم معالجتها وإظهارها.

6. بالنسبة إلى إشارة زاوية الركبة تم في الماتلاب ضبط أطوال الإشارات؛ لأنها تختلف بالطول حسب دورة المشي، ثم حساب وسطي الإشارات لكل مريض من ثلاث إلى خمس إشارات لدورات المشي، ثم حساب وسطي الإشارات والانحراف المعياري لكل المرضى؛ ليتم دراستها مع إشارات العضلات.

7. بالنسبة إلى إشارات نشاط العضلات أيضاً تم للمريض الواحد في الماتلاب ضبط أطوال الإشارات؛ لأنها تختلف بالطول للمريض الواحد حسب دورة المشي، ثم تم تمرير كل إشارة من الإشارات الخمس إلى مرشح تمرير حزمة ترددات (50–150 Hz)، ثم تقويم الإشارة، وترشيح بالتوسيط، وتنعيم، ثم حساب وسطي الإشارات للمريض الواحد، بعدها تم إجراء انزياح للإشارة إلى خط الصفر؛ وبذلك أصبح لدينا إشارة لكل عضلة من عضلات المريض. والآن تم ضبط أطوال الإشارات لأنها تختلف أيضاً بالطول لكل مريض عن الآخر وتقييس(normalization) الإشارة بوصفها نسبة مئوية، ثم حساب وسطي الإشارات والانحراف المعياري.

8. إظهار الإشارات مع دورة المشي بشكل واضح؛ ليتم مقارنة إشارات العضلات السليمة والمريضة، ومع إشارات الركبة أيضاً السليمة والمريضة لتحليل النتائج ودراستها.

9. ولكي يتم دراسة نتائج الركبة السليمة والمريضة بشكل أسهل وأوضح تم في برنامج (Microsoft Exel) حساب محددات زاوية الركبة لكافة العينات (نهاية طور التلامس، وزمن الانقباض الأول، وزمن الانقباض الثاني، وقيمة الانقباض الأول،قيمة الانقباض الثاني) كالآتي :

a. حساب البارامترات لعدة دورات مشي لكل مريض كنسبة مئوية من دورة المشي (خمس دورات للمريض الواحد).

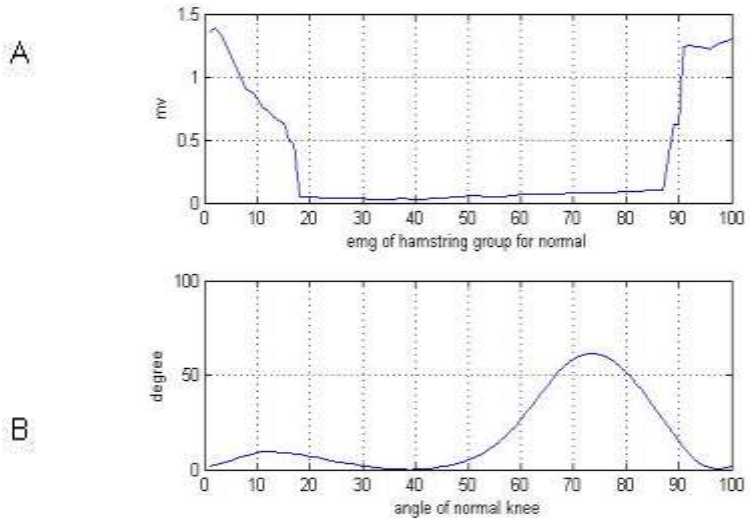
b. حساب الوسطي للمريض الواحد.

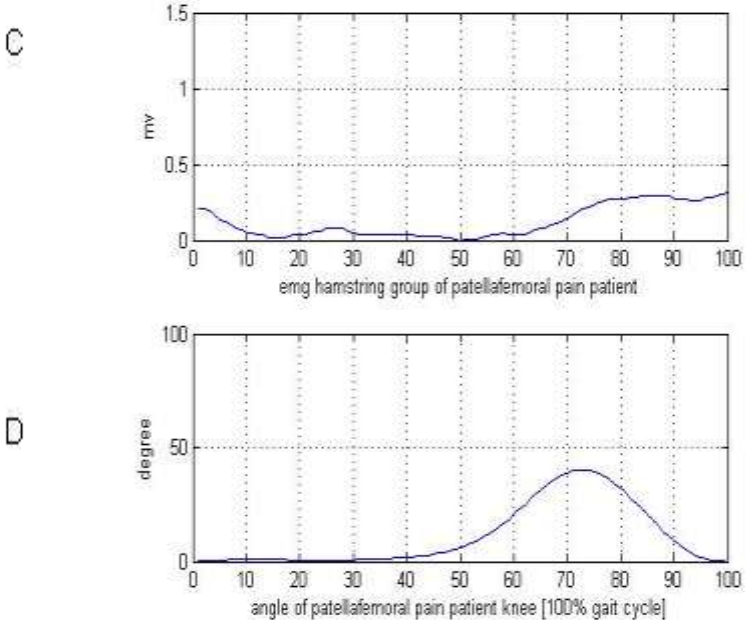
c. حساب الوسطي لكافة المرضى.

النتائج والمناقشة:

5-1: بارامترات العضلات:

بعد معالجة إشارات العضلات يظهر في الشكل (7) متوسط نشاط العضلة الخلفية للفخذ للعينات السليمة، حيث يبدو أن نشاط العضلة يبدأ مع بداية دورة المشي، ثم يعود لينخفض بعد 20% من دورة المشي، ثم تعود لتزداد نشاطاً بعد 90% من دورة المشي، أما بالنسبة إلى المرضى فنجد أن العضلة تبدأ أيضاً بنشاط، ولكن بقيمة أقل من قيمة النشاط الطبيعة، وتعود ليزداد النشاط بدءاً من حوالي الـ60% من دورة المشي.

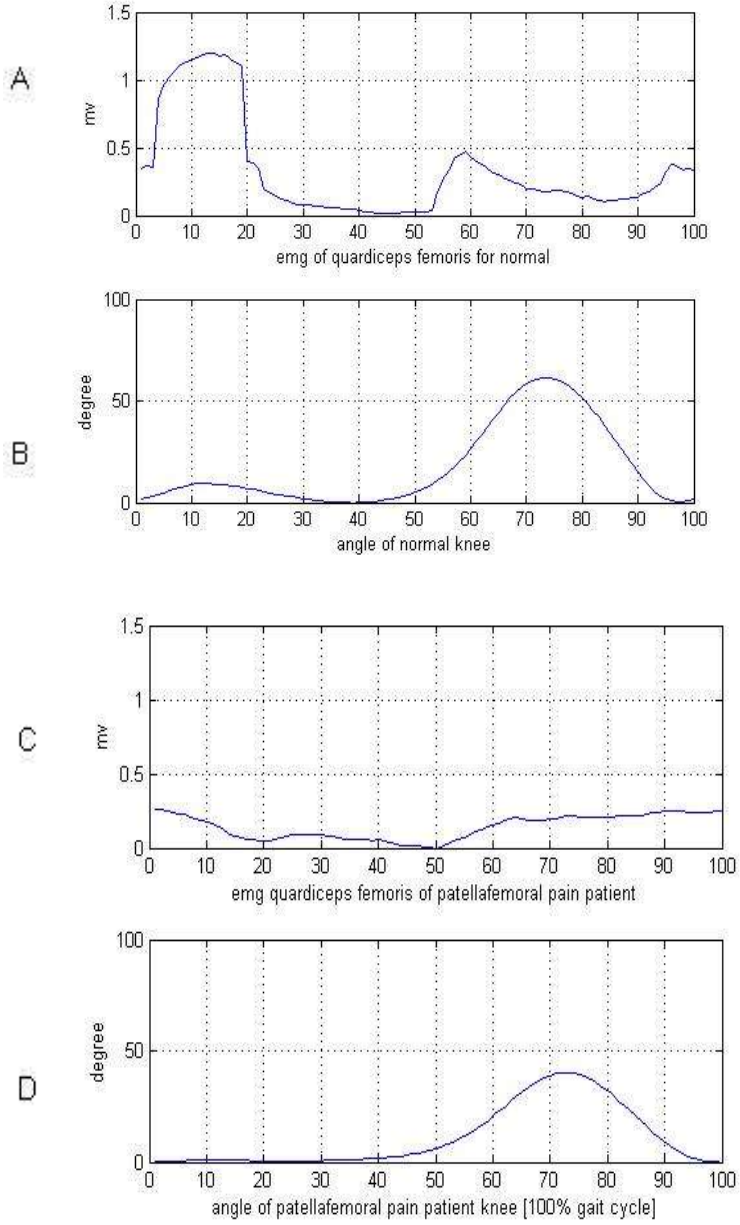




الشكل(7) نشاط العضلات الخلفية للفخذ للأصحاء ومرضى التناذر الفخذي الداغصي

جميع المحاور الأفقية تمثل دورة المشي بوصفها نسبة مئوية حيث يظهر الشكل من الأعلى إلى الأسفل:
A: نشاط العضلة الخلفية للفخذ لـ46 شخصاً سليماً –B: تغيرات زاوية الركبة لـ46 شخصاً سليماً
C: نشاط العضلة الخلفية للفخذ لـ21 مريضاً –D: تغيرات زاوية الركبة لـ21 مريضاً

أما في الشكل (8) فيظهر نشاط العضلة رباعية الرؤوس الأمامية، ونجد بالنسبة إلى لأصحاء أن العضلة تبدأ بنشاط قبل ملامسة عقب القدم للأرض بقليل، ويزداد هذا النشاط ليصل إلى القيمة الأعظمية عند 10% من دورة المشي، ثم يعود وينخفض عند 20% من دورة المشي، ثم يظهر نشاط بسيط بقيمة 40% من النشاط الأعظمي عند 60% من دورة المشي، ثم يرتفع بشكل بسيط مع نهاية طور التأرجح. أما عند المرضى فنجد أن العضلة رباعية الرؤوس الأمامية تبدأ بنشاط بقيمة أقل من قيمة النشاط الطبيعة مع بداية دورة المشي، ثم ينخفض النشاط بعد 20% من دورة المشي، ثم تعود لتزداد نشاطاً بعد 50% من دورة المشي، وبقيمة 90% من النشاط الأعظمي؛ لتصل مع نهاية طور التأرجح إلى القيمة العظمى للنشاط.

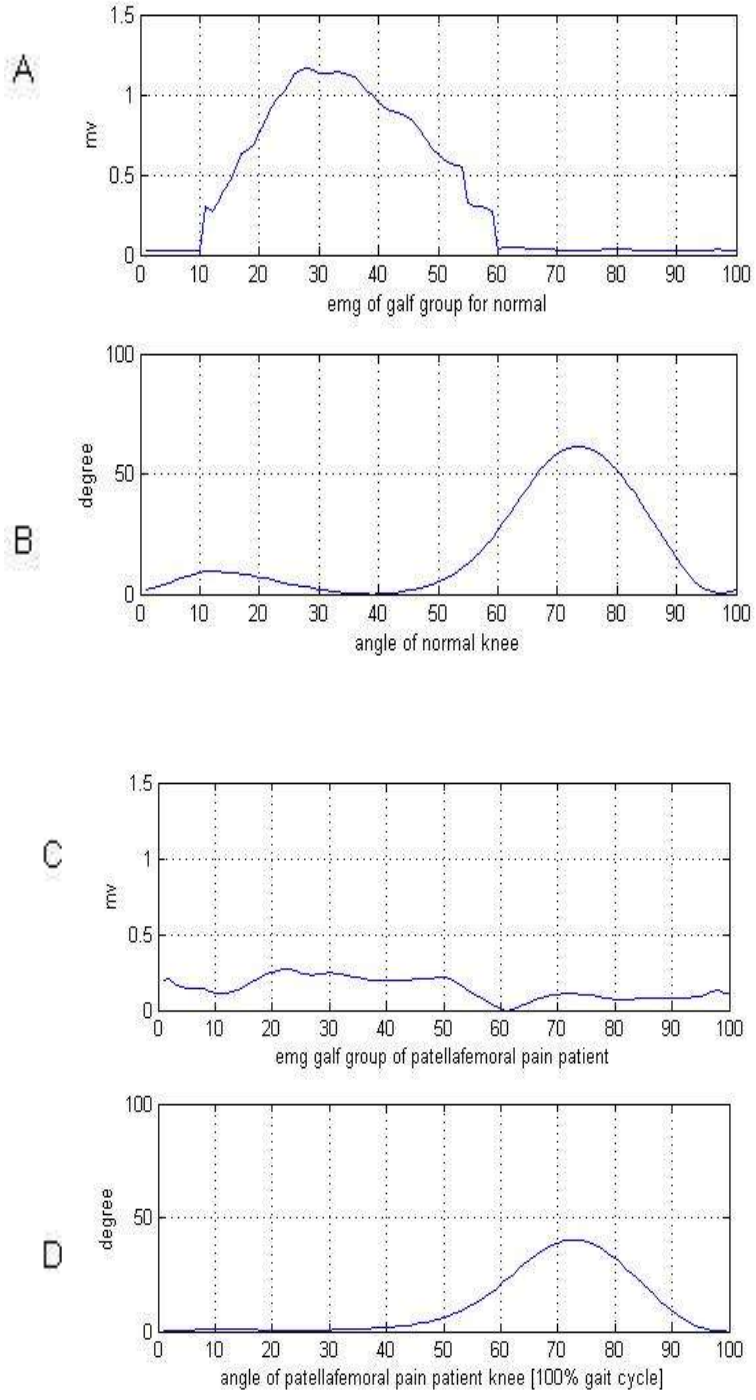


الشكل(8) نشاط االعضلة رباعية الرؤوس الأمامية للأصحاء ومرضى التناذر الفخذي الداغصي

جميع المحاور الأفقية تمثل دورة المشي بوصفها نسبة مئوية حيث يظهر الشكل من الأعلى إلى الأسفل:
A: نشاط العضلة رباعية الرؤوس الأمامية لـ46 شخصاً سليماً –B : تغيرات زاوية الركبة لـ46 شخصاً سليماً
C: نشاط العضلة رباعية الرؤوس الأمامية لـ21 مريضاً –D : تغيرات زاوية الركبة لـ21 مريضاً

وفي الشكل (9) يظهر نشاط عضلة الساق الخلفية، ونجد بالنسبة إلى الأصحاء أن العضلة تكون نشيطة في طور التلامس، حيث يبدأ نشاطها عند 10% من دورة المشي؛ ليصل إلى النشاط الأعظمي بعد منتصف طور التلامس بقليل، أما بالنسبة إلى العينات المريضة فنلاحظ أن عضلة الساق أيضاً تنشط في طور التلامس، لكنها تبدأ

بنشاط أعظمي في ذلك الطور وبقيمة أقل من النشاط الطبيعي، وتعود بنشاط خفيف في طور التأرجح.



الشكل(9) نشاط عضلة الساق للأصحاء ومرضى التناذر الفخذي الداغصي

جميع المحاور الأفقية تمثل دورة المشي كنسبة مئوية حيث يظهر الشكل من الأعلى إلى الأسفل:

A: نشاط عضلة الساق لـ46 شخصاً سليماً –B : تغيرات زاوية الركبة لـ46 شخصاً سليماً

C: نشاط عضلة الساق لـ21 مريضاً –D : تغيرات زاوية الركبة لـ21 مريضاً

5-2: بارامترات الركبة:

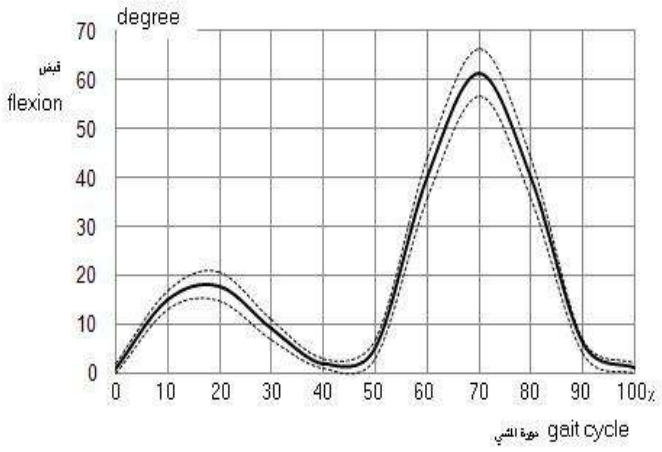
- **بارامترات الركبة للعينات الطبيعية:**

يظهر الجدول(1) النتائج النهائية لقياس حركة زاوية الركبة للعينات الطبيعية لـ 46 عينة سليمة؛ حيث كان متوسط القيم للانقباض الأول 17.7 درجة، والانحراف المعياري للقيم عن الوسطي هو 3.5، حيث تراوحت القيم بين 12.8– 22.8 درجة، بينما كان متوسط قيم الانقباض الثاني هو 61.43 درجة بانحراف 4.83، وتراوحت القيم بين52.8 –74.4 درجة.

جدول (1) النتائج النهائية لمتوسط قياس حركة زاوية الركبة لـ46 عينة سليمة والانحراف المعياري لها وزمن دورة المشي

	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)	زمن دورة المشي (ثانية)
وسطي القيم	60.74	12.83	70.78	17.70	61.34	1.222
الانحراف المعياري للقيم	1.64	1.39	2.05	3.50	4.83	0.158

وفي الشكل (10) تم إظهار النتيجة النهائية للمتوسط الحسابي مع الانحراف المعياري لتغير زاوية الركبة في أثناء دورة المشي للأصحاء.



الشكل (10) مخطط تغير زاوية الركبة للأصحاء

يمثل الشكل النتيجة النهائية لتغير زاوية الركبة في أثناء دورة المشي، حيث يمثل المتوسط الحسابي مع الانحراف المعياري لـ46 شخصاً من الأصحاء، وقد أخذ لكل شخص معدل من ثلاث إلى خمس دورات مشي

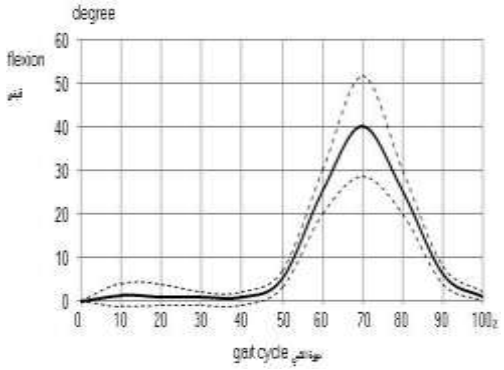
- **بارامترات الركبة للعينات المريضة:**

الجدول(2) يظهر نتائج قياس حركة زاوية الركبة للعينات المصابة بتناذر فخذي داغصي، حيث يظهر عدم وجود قيم للانقباض الأولي باستثناء بعض العينات، أما متوسط قيم الانقباض الثاني فهو 40.3، والانحراف المعياري للقيم عن الوسطي هو 11.55، وقد تراوحت القيم بين 23.96–62.63 درجة.

جدول (2) النتائج النهائية لقياس حركة زاوية الركبة للمرضى المصابين بتناذر فخذي داغصي

الرقم التسلسلي للعينات المريضة	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)	زمن دورة المشي (ثانية)
1	57.52	لايوجد	60.62	0	24.26	1.93
2	64.56	8.51	72.12	6.83	43.23	1.36
3	64.21	لايوجد	72.26	0	23.96	2.23
4	56.24	لايوجد	70.5	0	43.33	1.76
5	60.44	لايوجد	68.4	0	41.4	1.6
6	61.57	لايوجد	68.15	0	51.3	1.86
7	53.82	لايوجد	64.85	0	38.16	1.76
8	61.79	لايوجد	74.94	0	62.63	1.7
9	65.88	8.63	73.1	7.4	31.63	1.56
10	56.92	لايوجد	69.01	0	50.04	1.6
11	59.51	5.16	69.35	4.8	28.2	1.58
12	60.51	لايوجد	66.69	0	57.64	1.24
13	59.63	لايوجد	61.94	0	26.75	1.85
14	63	11.26	71.92	6	39.35	1.35
15	59.82	لايوجد	70.83	0	25.35	2.25
16	64.91	لايوجد	76.23	0	42.85	1.85
17	58.33	لايوجد	65	0	39.85	1.8
18	64.64	لايوجد	73.19	0	51.55	2.05
19	51.31	لايوجد	66.43	0	34.25	1.85
20	62.5	لايوجد	70.62	0	56.6	1.6
21	64.21	3.14	69	4.75	33.95	1.6
وسطي القيم	60.54	7.34	69.29	1.42	40.3	1.73
الانحراف المعياري للقيم	3.86	3.19	4.02	2.65	11.55	0.26

وفي الشكل (11) تم إظهار النتيجة النهائية للمتوسط الحسابي مع الانحراف المعياري لتغير زاوية الركبة في أثناء دورة المشي للمرضى.



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

يمثل الشكل النتيجة النهائية لتغير زاوية الركبة في أثناء دورة المشي، حيث يمثل المتوسط الحسابي لـ21 مريضاً مصاباً بتناذر فخذي داغصي، وقد أخذ لكل مريض معدل من ثلاث إلى خمس دورات مشي

النتائج والمناقشة :

بالعودة إلى نشاط العضلات يظهر في الشكل (7) متوسط نشاط العضلة الخلفية للفخذ للعينات السليمة؛ حيث يبدو أن نشاط العضلة يبدأ مع بداية دورة المشي بنشاط أعظمي بقيمة (1.38mv)؛ لتحد من قبض مفصل الورك مع بداية ملامسة عقب القدم للأرض، وتسهم في القبض الأول للركبة، ثم يعود النشاط لينخفض بعد 20% من دورة المشي، ثم تعود لتزداد نشاطاً بعد 90% من دورة المشي، وهذا يتوافق مع الدراسة المرجعية (12). أما بالنسبة إلى المرضى فنجد أن العضلة تبدأ أيضاً بنشاط، ولكن بقيمة أقل من قيمة النشاط الطبيعة وهي (0.31mv)، وتعود ليزداد النشاط بدءاً من حوالي 60% من دورة المشي؛ أي أن المريض يستخدم هذه العضلة خلال طور التأرجح؛ لأنه بحاجة إلى مساعدة الركبة على الانقباض بسبب المرض. وبالنظر إلى حركة مفصل الركبة لهؤلاء المرضى (الشكل C-7)، نلاحظ أن العضلة الخلفية للفخذ تبدأ بنشاط أقل؛ لأن المريض لا يستطيع قبض الركبة التي تم نقاشها في بداية هذه الفقرة؛ ذلك أنه لا يستطيع الحفاظ على استقرار الركبة في أثناء الانقباض الأول بسبب المرض والألم في المفصل الفخذي الداغصي؛ وبهذا يخفف من نشاط تلك العضلة، ويخفف من ألم ركبته بإلغاء ذلك الانقباض. ويعود سبب بدء نشاط هذه العضلة عند 60% من دورة المشي؛ أي في وقت مبكر مما هو عليه عند الأشخاص السليمين إلى وجود الألم في مفصل الركبة، حيث إن المريض يبتعد عن تحميل هذه الركبة خلال طور التلامس؛ ولهذا نعتقد أن قوة الدفع لديه تكون قليلة مقارنة مع مثيلتها عند الإنسان السليم؛ لذلك يحتاج إلى نشاط العضلة الخلفية للفخذ لتحقق القبض خلال طور التأرجح. أما بالنسبة إلى العضلة رباعية الرؤوس الأمامية وبالعودة إلى الشكل (8) فنجد أن العضلة بالنسبة إلى الأشخاص السليمين تبدأ بنشاط قبل ملامسة عقب القدم للأرض بقليل، ويزداد هذا النشاط ليصل إلى القيمة الأعظمية (1.2mv) عند 10% من دورة المشي؛ لتساعد في المحافظة على قبض الفخذ عند مفصل الورك، ثم يعود وينخفض عند 20% من دورة المشي، حيث إنه في هذه الفترة من حوالي 20% إلى 50% من دورة المشي لا حاجة لعمل تلك العضلات؛ وذلك لأن الطرف السفلي يدور حول مفصل الكاحل، ثم يظهر نشاط بسيط وبقيمة 40% من

النشاط الأعظمي ليسهم قليلاً في بداية قبض الورك (تناقص في الانبساط)، ثم يرتفع بشكل بسيط مع نهاية طور التأرجح، وهذا ينطبق أيضاً مع الدراسة المرجعية (12). أما عند المرضى فنجد أن العضلة رباعية الرؤوس الأمامية تبدأ بنشاط أعظمي بقيمة (0.26mv) مع بداية دورة المشي؛ لتحافظ على بسط مفصل الركبة، ثم ينخفض النشاط بعد 20% من دورة المشي، ثم تعود لتزداد نشاطاً بعد 50% من دورة المشي وبقيمة 90% من النشاط الأعظمي، لتصل مع نهاية طور التأرجح إلى القيمة العظمى للنشاط؛ أي أن هذه العضلة تقوم بنشاط شبه أعظمي في طور التأرجح، وسبب هذا تأمين بسط مفصل الركبة في نهاية طور التأرجح لتهيئة القدم لتتلامس مع الأرض في دورة المشي التالية. أما بالنسبة إلى عضلة الساق الخلفية وبالعودة إلى الشكل (9) فنجد أن عضلة الساق بالنسبة إلى الأشخاص السليمين تكون نشيطة في طور التلامس، حيث يبدأ نشاطها عند 10% من دورة المشي، ليصل إلى النشاط الأعظمي بمقدار (1.16mv) بعد منتصف طور التلامس بقليل؛ لأن الإنسان يعتمد على عضلة الساق في أثناء طور التلامس في القبض الأولي للركبة، وكذلك في بسط مفصل الكاحل، ودفع الجسم إلى الأمام في نهاية طور التلامس، وهذا أيضاً يتوافق مع الدراسات المرجعية (12)، أما بالنسبة إلى العينات المريضة فنلاحظ أن عضلة الساق تنشط أيضاً في طور التلامس، لكنها تبدأ بنشاط أعظمي في ذلك الطور وبقيمة أقل من النشاط الطبيعي، وهي (0.26mv)؛ وذلك لتأمين بسط مفصل الكاحل في المرحلة الأولى من طور التلامس. ويستمر نشاط هذه العضلة حتى نهاية طور التلامس، وسبب هذا النشاط هو تأمين قوة دفع الجسم نحو الأمام كما هو عند الإنسان السليم، وتعود هذه العضلة بنشاط خفيف في طور التأرجح، وهذا يساعد في قبض الركبة خلال طور التأرجح حيث يعتقد أن قوة الدفع عند هؤلاء المرضى تكون طفيفة؛ وذلك بسبب الألم الذي يعانون منه في مفصل الركبة.

أما بالعودة إلى نتائج الركبة فإننا نلاحظ أن متوسط القيم للانقباض الأول هو 17.7 عند الأشخاص السليمين، وتراوحت القيم بالدرجات بين 12.8– 22.8، أما متوسط زمن حدوث ذلك الانقباض فقد كان 12.83 ، وتراوحت القيم بين 10.7 و 14.9 بوصفها نسبة مئوية من دورة المشي، بينما كان متوسط قيم الانقباض الثاني بالدرجات هو 61.34 بانحراف معياري عن القيمة الوسطى بمقدار 4.83، وتراوحت القيم بالدرجات بين 52.8 –74.4، ومتوسط زمن حدوث هذا الانقباض هو 70.78 ، وتراوحت القيم بين 65.77 و 74.81 كنسبة مئوية من دورة المشي. وعند مقارنة هذه النتائج مع مثيلاتها في الدراسات المرجعية [14,16,17] لاحظنا أن القيم متقاربة جداً، وهذا يعطينا دليلاً جيداً على دقة قياساتنا، وصحة آلية القياس، ويبين أن حجم العينات (46 ست وأربعون عينة) كافٍ لصحة النتائج. وبالعودة إلى الجدول الخاص بقياس زاوية المرضى تبين لدينا عدم وجود انقباض أولي، ومن الواضح أن سبب عدم وجود انقباض أولي لأغلب العينات باستثناء بعض العينات التي لديها انقباض خفيف (والعينات هي رقم 2، 9، 11، 14، 21) هو أن المريض لا يريد تحميل الركبة بسبب المرض والألم في المفصل الفخذي الداغصي؛ إذ يؤدي الانقباض إلى ازدياد القوى والعزوم المطبقة عليها. وتبين أيضاً أن قيمة الانقباض الثاني للمرضى أقل من الطبيعي بنسبة 0.65، حيث كان متوسط قيم الانقباض الثاني 40.3 درجة، والانحراف المعياري عن القيمة الوسطى 11.55، حيث تراوحت القيم بالدرجات بين 23.96– 62.63.

إن السبب الرئيسي لصغر زاوية الانقباض الثاني للركبة في أثناء طور التأرجح هو الألم في المفصل الفخذي الداغصي الذي هو محور عمل هذا المقال، حيث إن هذا الألم يؤثر في التسارع في طور التأرجح، وهذا يعطي دفعاً أقل من الطبيعي للساق والقدم؛ لذلك فإن انقباض الركبة خلال طور التأرجح سوف يكون صغيراً بسبب صغر قوة الدفع التي تلقتها القدم في نهاية طور التلامس. ومن الملاحظ وجود تفاوت في قيم الانقباضات للمرضى، حيث إن الانحراف

المعياري كبير بشكل واضح؛ ويعود ذلك إلى الاختلاف في ضعف العضلات المؤثرة في حركة الركبة، وهذا يسبب اختلافاً في الضعف في الدفع،؛ وبذلك يوجد انخفاض مختلف لقبض الركبة، والقيم المنخفضة واضحة في العينات رقم (1, 2, 5, 6, 20) حيث كانت القيم بالدرجات على التوالي (28.2 ,25.35 ,23.96 ,26.75 ,24.25). أما القيم المرتفعة فواضحة في العينات رقم (21 ,16 ,15) حيث كانت القيم بالدرجات على التوالي (57.64 ,56.6 ,62.63). وعند العودة والتفحص الدقيق لتلك العينات وجدنا أن العينتين رقم 1)،(20 إضافة إلى المرض تعانيان من آلام في مفصل الكاحل، وهذا يزيد من ضعف الدفع عندهما. أما العينة رقم (2) فلديها تكلس في الركبة، وهذا يسبب بطئاً في الحركة الأمر الذي يعطى دورة مشي طويلة نسبياً وكذلك قيمة منخفضة للانقباض، والعينتان رقم(5، 6) لديهما ارتخاء في الأربطة إضافة إلى المرض. أما العينتان رقم (21،15) فعند العودة إلى ذاتيتهما وجدنا لديهما نشاطاً رياضياً محترفاً وبنية عضلية قوية، وذلك يساعد في التغلب على الألم وزيادة في الدفع. أما الفروقات الأبسط الأخرى في قيم تلك الانقباضات وزمن حدوثها، فيعود إلى الاختلاف في طبيعة المشي وسرعته عند الأشخاص، وإلى الاختلاف في القدرة على التغلب على صعوبة المشي. ومن الملاحظ في أثناء التقاط الإشارات أن لهؤلاء المرضى زمن دورات مشي طويلة نسبياً؛ إذ إنها أكبر من الطبيعي بنسبة (1.41) 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) فهو 1.73 Sec . ومن الملاحظ أن بعض العينات لديها زمن طويل نسبياً لدورة المشي تصل إلى 2.25 Sec في حين أن أعلى قيمة في العينات الطبيعية 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، وهذا يجبر المريض على تكبير الخطوة في الطرف المصاب، والاعتماد على الطرف السليم ليستطيع المشي بدون ألم قدر الامكان.

وفي نهاية هذه المناقشة يمكننا القول إن التناذر الفخذي الداغصي له تأثير واضح في استقرار الركبة، وفي المشي بصورة طبيعية. ويمكن تلخيص تلك النتائج بأن تأثير العضلات في مفصل الركبة في أثناء المشي هو أن الركبة المريضة تبدأ دورة المشي بدون انقباض أولي؛ وبهذا يخفف من القيمة الأعظمية لنشاط عضلة الساق وكذلك العضلة الخلفية للفخذ. أما العضلة الأمامية فإنها تبدأ بنشاط عالٍ لتحافظ على بسط مفصل الركبة. وفي طور التأرجح تخفف الركبة من انقباضها الثاني، وتعتمد على زيادة في نشاط العضلة الأمامية في كامل زمن ذلك الطور. أما العضلة الخلفية للفخذ فإن نشاطها يزيد لتحافظ على استقرار مفصل الورك استجابة إلى زيادة نشاط العضلة الأمامية للفخذ. ولكن يبقى نشاط العينات المريضة في كامل دورة المشي أقل من النشاط للعينات الطبيعية.

الاستنتاجات والتوصيات:

- في طور التلامس مع إلغاء الانقباض الأول يقل نشاط كلٍ من العضلة الخلفية للفخذ، وعضلة الساق الخلفية. أما العضلة الأمامية فإنها تبدأ بنشاط عالٍ لتحافظ على بسط مفصل الركبة.
- يلاحظ في طور التأرجح مع انخفاض قيمة الانقباض الثاني زيادة في نشاط العضلة الأمامية في كامل زمن ذلك الطور. أما العضلة الخلفية للفخذ فإن نشاطها استجابة إلى زيادة نشاط العضلة الأمامية للفخذ مع التقليل من مقدار القبض للركبة مع ملاحظة تفاوت بين قيم الانقباض الثاني للمرضى؛ حيث إن الانحراف المعياري للقيم هو: 11.55.

- يبقى نشاط العينات المريضة في كامل دورة المشي أقل من النشاط للعينات الطبيعية.
- أغلب العينات المريضة لديها دورة مشي طويلة نسبياً حيث إنها أكبر من دورة المشي الطبيعية بنسبة 1.41
- إجراء الدراسات السابقة على أمراض أخرى، وتوسيع البحث لكل من مفصلي الكاحل والورك، وكذلك إجراء الدراسات السابقة بوجود إجهادات معينة.

المراجع:

1. LLOYD،D.G; BESIER،T.F. *Emg driven musculoskeletal modelling to estimate muscle forces and knee joint moment in vivo*. journal of biomechanics، 36، 2003، (765-776).
2. BOGEY.A; ROSS.D; BARNES،L.M.; PERRY،J.A. *Computer Algorithms to Characterize Individual Subject EMG Profiles During Gait*. American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation، 1992.
3. MCALINDON،T.E; COOPER.C. KIRWAN،J.R and DIEPPE،P.A. *Determinants of disability in osteoarthritis of the knee*. Annals of the Rheumatic Diseases;52;258-262، doi:10.1136/ard.52.4. 1993.
4. طلوزي. محمود، حسن.أيمن (تعريب). *سنل- علم التشريح السريري- الطرف العلوي والسفلي*. دار القدس للعلوم- للطباعة والنشر، سوريا، دمشق، 2003.
5. SCOTT،N،W. The knee. Mosby-year book USA، 1994.
6. Dixit، Sameer; and Difiori، John; Mines، Brandon; Burton Monique; "management of patellofemoral pain syndrome". 2007. january 15، 2007 volume 75، number 2. downloaded from the american family physician web site at www.aafp.org/afp. copyright © 2007 american academy of family physicians. for the private، noncommercial. 149-202
7. KHANDPUR،R.S. Handbook of biomedical instrumentation، second edition. Tata McGraw-hill publishing company limited، New Delhi، 2004.
8. KONRAD،P. The ABC of EMG. APractical Introduction to Kinesiological Electromyography، Noraxon INC، USA، 2005.
9. STEVANO.A،D; burridge.J،H; Yule.V،T; Allen.R. effect of gait selection on emg analysis during walking in adult and children with gait pathology. Journal of Gait and Posture 20، 2004، (92-101).
10. CROSSLEY،K.M; COWAN،S.M; BENNELL،K.L; MCCONNEL،J.L. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. Journal of orthopaedic research، 2004، (267-274).
11. WEI،Sh. Dynamic Joint and Muscle Forces during Knee Isokinetic Exercise. Proc. Natl. Sci. Counc. ROC(B). Vol. 24، No. 4، 2000. pp.–161–Vol. 24، No. 4، 2000. 161-168.
12. WOOTEN،M.E; KADABA،M.P and COCHRAN،G،V.B. Dynamic electromyography.II. Normal patterns during gait. journal of orthopaedic research، volume8، no2، 1990،259-265.
13. OUCKAMA،R.A. 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.
14. WHITTLE،M.W. Gait analysis an introduction، second edition. reed educational and professional publishing Ltd، 1996، (155-168).
15. HILARY،C.M; HENK،S.C. Measurement Techniques for Gait Analysis، This paper appears in the publication، Equine Locomotion- edited by Willem Back and others. Saunders publishing، 2000.
16. AL-MAWALDI،M. 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.
17. PERRY.Jacquelin. "gait analysis normal and pathology function". medical publishing group new york. 1992.
18. Biometrics DataLog help. North American. Web Site: <www.biometricsltd.com>