مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية _ سلسلة العلوم الهندسية المجلد (37) العدد (4) 2015
Tishreen University Journal for Research and Scientific Studies - Engineering Sciences Series Vol. (37) No. (4) 2015

العلاقة بين نشاط عضلة الساق الخلفية وتغيرات زاوية الركبة للمصابين بانقطاع الرباط المتصالب الأمامي

الدكتورة فاتن عجيب*

(تاريخ الإيداع 2 / 6 / 2015. قُبِل للنشر في 1/ 7 / 2015)

□ ملخّص □

الهدف من هذا البحث هو دراسة تأثير تغير النشاط الكهربائي لعضلة الساق الخلفية على حركة مفصل الركبة خلال المشي للمصابين بانقطاع الرباط المتصالب الأمامي anterior cruciate ligaments injured (acl). تم قياس النشاط الكهربائي لعضلة الساق electromyography (emg) الخلفية بالكترودات سطحية وكذلك قياس تغيّر زاوية الركبة باستخدام المقياس الزاوي الكهربائي المرن electro–goniometer ولتحديد بداية ونهاية دورة المشي، تم استخدام حساسات للضغط على أسفل القدم. تمت معالجة الإشارة الملتقطة في برنامج الماتلاب. أجريت القياسات في مختبر الميكانيك الحيوي في مشفى حاميش بدمشق، حيث كانت الدراسة على مجموعتين من العينات، المجموعة الأولى 46 شخص سليم والمجموعة الثانية 10 أشخاص مصابين بانقطاع الرباط المتصالب الأمامي. يؤدي انقطاع الرباط المتصالب الأمامي للركبة إلى وضع الركبة بحالة انبساط زائد وبذلك يتم إلغاء القبض في طور التلامس وتنشط عضلة الساق الخلفية في الجزء الأول من طور التلامس لتمنع الركبة من الانبساط الزائد، وفي مرحلة الدفع وهي الجزء الثاني من طور التلامس لاتعمل عضلة الساق الخلفية وبالتالي لايوجد قوة دفع، ويعتمد في الدفع على نشاط عضلة أخرى في الطرف السفلي غالباً العضلة الخلفية للفخذ للتعويض عن عمل عضلة الساق الخلفية، وبذلك يتم تأمين زاوية قبض كافية لطور التأرجح لئلا ترتطم القدم بالأرض، وينتج عن ذلك أنه في طور التأرجح تخفف الركبة من انقباضها غالباً ماتعمل العضلة الخلفية للفخذ مبكراً لتحافظ على استقرار مفصل الورك استجابة لزيادة نشاط العضلة الأمامية للفخذ.

الكلمات المفتاحية: النشاط الكهربائي للعضلات– المقياس الزاوي الكهربائي– زاوية الركبة– الرباط المتصالب الأمامي

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

مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية _ سلسلة العلوم الهندسية المجلد (37) العدد (4) 2015
Tishreen University Journal for Research and Scientific Studies - Engineering Sciences Series Vol. (37) No. (4) 2015

Relation Between Calf Muscles Activity And Knee Angle Changing For Patient With Anterior Cruciate Ligaments Injured (Acl)

Faten Ajeeb*

(Received 21 / 6 / 2015. Accepted 21 / 1 / 2015)

□ ABSTRACT □

the aim of this papers is to study the relation between calf muscles electrical activity and knee movement during walking for patient with anterior cruciate ligaments injured (acl) 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 10 patient. final results showed that the knee cancels its first flexion, there are activity of calf muscles, .through push period there is no activity of calf, it is offen depend on hamstring muscles activity early to keep stability of knee. . in swing phase it noted that decrease in knee flexion,

Key Words: electromyography (emg), electro-goniometer, knee angle, anterior cruciate ligaments injured (acl)

***Work Supervisor, 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، وحيث أن الأشخاص يملكون طرق مختلفة لأداء مهام المشي فمن الضروري قياس نشاط العضلات لعدد من الأشخاص لتشكيل نموذج قياسي للمقارنة. [1]. بما أن مشية الإنسان تعتمد على حركات متناسقة لـ 28 عضلة رئيسية للطرف السفلي لضبط حركة المفاصل والأطراف. تعمل هذه العضلات مع بعضها البعض وإن أغلبها يقوم بأكثر من وظيفة واحدة.

وعند النقص أو الفشل الكامل في العمل الوظيفي لعضلة أو أكثر أثناء المشي فسيظهر شكلي ووظيفي على مشية الإنسان [2]. وأظهرت دراسة لـMcAlindon [3] أن قوة العضلة الرباعية الرؤوس وشدة الألم في الركبة والعمر هي محددات هامة في الخلل الوظيفي لعمل الركبة أكثر من التهاب المفصل بحد ذاته، ويجب أن تتواجد دراسات أكثر عن قوة العضلات بهدف 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 وتدويرها بالاتجاه الوحشي عند مفصل الركبة وتبسط 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 انقطاع الرباط المتصالب الأمامي وهو أحد أهم الأربطة الأربعة التي تساهم في استقرار الركبة وأهم أسباب تمزقه هي التوقف الفجائي على الساق مع التواء الركبة وهذا كثيراً مايحدث للرياضيين مثل لاعبي كرة السلة وأهم دلالات انقطاع الرباط أن الشخص المصاب يشعر أن الركبة قد خرجت خارج المفصل ويسمع صوت (طقطقة) وعندما يحاول الوقوف يشعر أن الركبة غير ثابتة وعادةً تتورم الركبة خلال ساعتين وبعدها يزداد الألم ثم يصبح لديه صعوبة في المشي وعند تمزق الرباط المتصالب الأمامي تصبح الركبة في حالة بسط زائد وهذا أحد العوامل الهامة التي تؤثر على استقرار الركبة [6,5]

ولتشخيص الخلل في المشي لابد من قياس وظيفة وعمل العضلات وذلك عبر التخطيط الكهربائي للعضلات ((Electromyography (EMG)، حيث أن إشارة EMG والتي تمثل نشاط العضلات تتولد من التغيرات الفيزيولوجية في ألياف العضلات، ووجود تغييرات في مطال الإشارة وزمنها وطورها مترافق مع وجود خلل مرضي في مشية الانسان. [7,8] .ويستخدم التخطيط الكهربائي للعضلات EMG كأداة لفهم وللتمييز بين المشية السليمة والمريضة حيث أن هذه الإشارة المسجّلة خلال أطوار المشي تعطينا معلومات عديدة عن ضعف العضلات والضبط العصبي لها.[9] .

تسبب أذيات الرباط المتصالب الأمامي تغيرات كبيرة على مفصل الركبة وهذا يؤثر على النشاطات الحيوية اليومية ولهذا قام GALLI [10] بتحليل المشي لـ 15 مريض مصاب بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي متوسط أعمارهم (25.8 year) حيث تراوحت أعمارهم مابين (35 – 19 year) و 11 شخص سليم متوسط أعمارهم (25.7 year) وتراوحت أعمارهم مابين (27 – 23 year) وذلك باستخدام كاميرات تصويرية وصفائح للقوى حيث تم حساب البارامترات الحركية والتحريكية لكافة العينات وقد تضمنت البارامترات الحركية والتحريكية وبارامترات الزمن وسرعة التأرجح وزاوية تباعد وتقارب الركبة وكذلك دورانها وعزوم القبض والبسط، وكذلك تم حساب قوى ردود الفعل والطاقة المصروفة عند مفصل الكاحل، وبالنتيجة تبين أن سرعة تأرجح الطرف السليم أكبر من سرعة تأرجح الطرف المصاب بانقطاع الرباط المتصالب الأمامي للركبة وأن عزم القبض/البسط حول مفصل الركبة كان أكبر منه عند الأشخاص السليمين، وأن الطاقة عند مفصل الكاحل للطرف السليم كانت أعلى منها عند الطرف المصاب، وهذا يؤثر

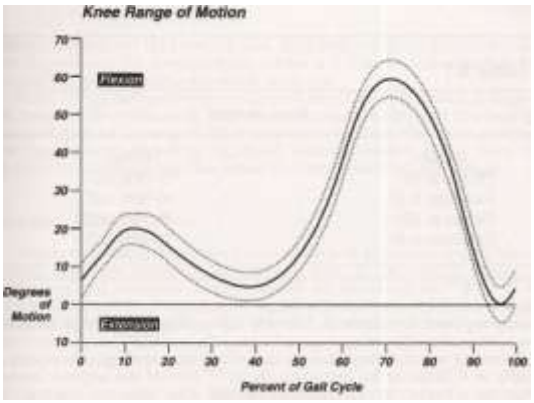
على القدرة على الدفع في نهاية طور التلامس، وقد خلص الباحث إلى أنه يمكن استخدام تحليل المشي للتمييز بين الأشخاص السليمين والمرضى، وكذلك يمكن التمييز بين الطرف السليم والطرف المريض، كما ويمكن معرفة نوع الأذية المصاب بها الطرف السفلي. هذا البحث يعتبر من الأبحاث الهامة في تحليل مشية الانسان المصاب بانقطاع الرباط المتصالب الأمامي للركبة، وقد استخدم الباحث Galli تقنيات متقدمة في تحليل المشية ولكن كان ينقصه إظهار النتائج فالباحث لم يدعم مناقشته للنتائج بأي منحني يبين فيه مسار حركة مفصل الركبة والعزوم والطاقة...إلخ وكذلك كان من المفضل معرفة عدد الكاميرات المستخدمة وقيم الاختلاف في البارامترات بين كل من الانسان السليم والمريض من جهة وكذلك بين الطرف السليم والمريض من جهة أخرى. وبما أن الباحث استخدم مختبر تحليل مشي فإنه كان من المفترض أن يحصل على كافة البارامترات الحركية والتحريكية، وكان من الممكن تحليلها وإظهارها بشكل جيد ومقارنتها بين السليم والمريض [10].

وبما أن الرباط المتصالب الأمامي هو مفتاح الاستقرار للمفصل، ولنقل الحمل ويتعرض للأذى عند عدد كبير من الأشخاص، فقد قام Tianfu [11] بدراسة تأثير الرباط المتصالب الأمامي على الميكانيك الحيوي لمشية الإنسان بهدف دراسة تحليلية كميّة لتأثير الأذيات في الرباط المتصالب الأمامي على ميكانيكية عمل الركبة، وذلك اعتماداً على صور رنين مغناطيسي وعلى نظرية النموذج ثلاثي الأبعاد للنهايات الصغرية finite elements لأنموذج الركبة، وذلك لثلاث مجموعات: المجموعة الأولى سليمة، والمجموعة الثانية لديها أذية في الرباط المتصالب الأمامي، والمجموعة الثالثة تم استبدال الرباط المتصالب الأمامي كلياً. لن نستعرض النتائج الكمية التي توصل إليها الباحث لأنه لافائدة منها في دراستنا ولكن مايهمنا في نتائجه هو الأهمية الكبيرة للرباط المتصالب الأمامي في استقرار الركبة، حيث أنه عند وجود رباط سليم يتم دعم 75% من الحمل الأمامي تحت القوة الظنبوبية الأمامية وعندما لاتكون الأربطة قادرة على تحمل وزن زائد، عندها تزداد أهمية الغضاريف والأغشية في استقرار الركبة.

وقام Benoit [12] بدراسة المؤشرات المرضية في إشارة EMG لمرضى انقطاع الرباط المتصالب الأمامي خلال المشي على بساط المشي لمجموعة مؤلفة من 16 مريض (12 من الذكور و 4إناث) متوسط أعمارهم (25.8 years)، وتم اقتباس إشارة EMG بوساطة أقطاب سطحية تستخدم لمرة واحدة وجهاز لتحصيل الاشارة نوع (Noraxon) وبعدها إلى الحاسب وذلك للعضلات التالية: العضلة المتسعة الأنسية والمتسعة الوحشية والعضلة المستقيمة الفخذية والعضلة ذات الرأسين الخلفية وعضلة الساق. وتمت المعالجة بثلاث طرق، تعتمد الطريقة الأولى على تقييس الإشارة بالنسبة للقيمة الوسطية للإشارة خلال المشي (MEA) Mean Value، والطريقة الثانية هي Maximum Value (MAX) أي تقييس الإشارة بالنسبة للنشاط الأعظمي خلال المشي والطريقة الثالثة هي: تقييس الإشارة بالنسبة لقيمة التقلص الأعظمي (MVC) Maximum Voluntary Isometric Contraction. وتم تحديد بداية ونهاية دورة المشي عبر حساسات وضعت أسفل القدم، وتدل النتائج على أنه يظهر تقييس normalization الإشارة بالنسبة للنشاط الأعظمي زيادة في النشاط الكلي للعضلة المستقيمة الفخذية بنسبة 11.6% للطرف المصاب بانقطاع الرباط المتصالب الأمامي، بينما أظهرت النتائج نقصان في نشاط عضلة الساق بنسبة 34.4% للطرف المصاب، بينما يظهر تقييس الإشارة بالنسبة لقيمة التقلص الأعظمي نقصان في نشاط عضلة الساق في ثلاثة أجزاء من دورة المشي فقط، واستنتج الباحث أنه من المهم جداً اختيار التقنية المناسبة لتقييس إشارة العضلات، وأن تقييس الإشارة بالنسبة لقيمة التقلص الأعظمي هو الأكثر تحسس لكشف وجود اختلافات في إشارة العضلات بين السليمين والمرضى. وتعتبر هذه الدراسة من الدراسات الهامة في مجال معالجة إشارة العضلات لكن الباحث لم يظهر إشارة

العضلات التي تم الحصول عليها، ومناقشة النتائج كانت مختصرة جداً، ونعتقد أنه كان من الأفضل إظهار متوسط إشارة كل عضلة على حدى للمرضى قبل معالجتها، كما لم يذكر فيما إذا كان هناك اختلافات في النتائج بين الرجال والنساء، كما أنه لم يدرس أشخاصاً سليمين من أجل المقارنة للتحقق من صحة نتائجه.

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، بتغير زاوية المفصل تتغير المقاومة الكهربائية للمقياس فنحصل على مخطط لتغيّر الزوايا وتخزّن النتائج على الحاسب لتحليلها [13,15,14]. وتقاس 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. كما 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 عشرون 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]

أهمية البحث وأهدافه:

الهدف من هذا البحث هو دراسة تأثير عضلة الساق الخلفية على حركة مفصل الركبة خلال المشي للمرضى المصابين بانقطاع الرباط المتصالب الأمامي من خلال دراسة تغيّرات زاوية مفصل الركبة وكذلك دراسة تغير نشاط تلك العضلة والعلاقة بينهما، وتكمن أهمية هذه الدراسة في إعطاء معلومات عن درجة تأثر العضلات المؤثرة على حركة مفصل الركبة، وعن كشف وجود خلل في المشي، بالإضافة 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 عن اختلافات مقاومة الجلد،

ومرشح تمرير عالٍ لحذف انزياح إشارة التيار المستمر ولتقليل الترددات المنخفضة الناتجة عن حركة الالكترود على سطح الجلد وهو مرشح من الدرجة الثالثة (18dB/octave). يوجد أيضاً مرشح تمرير حزمة منخفضة لحذف الترددات غير المرغوبة فوق (450 Hz)، لأنه عند تقطيع هذه الإشارات لتدخل إلى الحاسب فإن هذه الترددات العالية تتحول إلى ترددات منخفضة وتندمج مع الإشارة الأصلية، لذلك يتم التخلص منها ويوجد امكانية لاستخدام مرشح من الدرجة الثامنة (60dB/octave−) عند تردد (550 Hz). أما جهد الخرج 1 فولط من أجل دخل 1 فولط وهذا يخفض الضجيج الناتج عن 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 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 . إن هذا الجهاز ذو سعر مقبول مقارنة مع وسائل القياس الأخرى وخفيف 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: 10%± والمجال الحراري للعمل هو من 40°C – 10°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 بوساطة مقياس زاوي يدوي حيث تم تثبيت جزأي المقياس المستخدم في التجربة على طرفي المقياس اليدوي، وتم تحريك القسم المتحرك للمقياس اليدوي وفق زاويا محددة وتم أخذ 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 المقاسة والمقروءة هي ضمن الحدود المسموح بها في كتيب التشغيل حيث تراوح وسطي القراءات الثلاثة لكل من القيم مابين 2± .

4. خطوات التجربة:

أجريت القياسات في مختبر الميكانيك الحيوي في مستشفى حاميش بدمشق بالتعاون مع جامعة دمشق بدرجة حرارة وسطية 28 درجة مئوية، وتم تعبئة استبيانات عن ذاتية المريض وبعض المعلومات كالطول والوزن والحالة الفيزيائية، وتم تقسيم العينات إلى مجموعتان: المجموعة الأولى من الأشخاص السليمين والمجموعة الثانية هي مرضى مصابين بانقطاع الرباط المتصالب الأمامي في الركبة، وتم اقتباس إشارة عضلة الساق الخلفية كما التقطت إشارة حركة الركبة في المستوي السهمي وكذلك التقاط بداية ونهاية دورة المشي.

المجموعة الأولى:

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

المجموعة الثانية:

10 مرضى مصابين بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي، تراوحت الأعمار مابين (20–35 year) حيث كان متوسط الأعمار (25.3±5.33 year)، تم حساب الوزن وتراوح مابين(61–94 kg)، وكان متوسط الوزن (78.2±9.44 kg)، أما متوسط الطول فكان (170.3±6.51Cm)، وتراوحت االأطوال مابين (161–181Cm)، كما أن لديهم نشاطات رياضية ويعملون بإجهاد بالإضافة إلى وقوف أثناء العمل. ويبين الملحق رقم (7) كافة البيانات المتعلقة بالعينات المصابة بانقطاع في الرباط المتصالب الأمامي.

آلية تركيب الجهاز على المريض:

- **الكترودات (EMG):**

وهي الكترودات التقاط إشارة المخطط الكهربائي للعضلات، وتم توزيعها على العضلة رباعية الرؤوس الأمامية والعضلات الخلفية للفخذ وعضلة الساق الخلفية. تم تركيب الالكترود في منتصف العضلة على المحور الطولي حسب تعليمات كتيب التشغيل، حيث توضع لصاقة على الجلد ولصاقة فوق الالكترود لتثبيت الاكترود جيداً، ومن ثم يتم 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 ومن 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 لكل منها كبل بطول 1.2 m 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 عقب القدم لالتقاط إشارة

ملامسة عقب القدم للأرض، أما الثانية والثالثة فتتوزع على مشط القدم وهي تساهم 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 مثبت على ورك المريض، حيث أنه خفيف الوزن ليس له تأثير على 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 عدد من دورات المشي حتى يعتاد على وجود الأسلاك 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 يتم معالجتها عبر البرنامج المناسب. [18]

5. الخطوات البرمجية واستحصال النتائج:

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

1. تحويل إشارات الركبة وإشارات نشاط العضلة إلى إشارات قابلة للقراءة في برنامج الماتلاب كإشارة كاملة لمشية المريض أي تتضمن كافة دورات المشي قبل استخلاص كل دورة مشي لوحدها.

2. تختلف إن نمط تخزين الإشارات الناتجة عن حساسات القدم عن نمط تخزين الإشارات السابقة بحيث لا 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 الإشارات السابقة ورسمها في الماتلاب على محور x بنفس تقطيع إشارات حساسات القدم في برنامج التشغيل (biometrics datalog) .

4. اقتطاع الإشارات السابقة 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 مرمزة ومقسمة وفقاً لدورات المشي ليتم معالجتها وإظهارها.

6. بالنسبة لإشارة 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 ومن ثم حساب وسطي الإشارات والانحراف المعياري لكل المرضى ليتم دراستها مع إشارة العضلات.

7. بالنسبة لإشارات نشاط العضلة 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 ومن ثم حساب وسطي الإشارات للمريض الواحد، وبعدها تم إجراء انزياح للإشارة لخط الصفر، وبعد ذلك أصبح لدينا لكل مريض إشارة. والآن تم ضبط أطوال الإشارات لأنها تختلف أيضاً بالطول لكل مريض عن الآخر وتقييس (normalization) الإشارة كنسبة مئوية ومن ثم حساب وسطي الإشارات والانحراف المعياري.

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

9. ومن جهة أخرى لكي يتم دراسة نتائج الركبة السليمة والمريضة بشكل أسهل وأوضح تم في برنامج (Microsoft Exel) حساب محددات زاوية الركبة لكافة العينات (نهاية طور التلامس، زمن الانقباض الأول، زمن الانقباض الثاني، قيمة الانقباض الأول، قيمة الانقباض الثاني) كالتالي:

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

b. ثم حساب الوسطي للمريض الواحد.

c. حساب الوسطي لكافة المرضى. [19]

النتائج والمناقشة:

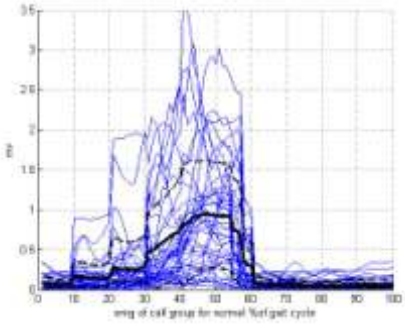
1: زاوية مفصل الركبة:

لم نشرح نتائج دراسة تغيرات زاوية مفصل الركبة لمرضى انقطاع الرباط المتصالب الأمامي بشكل مفصل بل اقتصرنا على شرح نتائج نشاط عضلة الساق بالتفصيل. أما خلاصة نتائج تجارب حركة الركبة فقد دلت على وجود تأثير لانقطاع الرباط المتصالب الأمامي على زاوية مفصل الركبة حيث لايوجد انقباض في طور التلامس للمرضى باستثناء عدد قليل من العينات، وقيمة الانقباض في طور التأرجح للمرضى المصابين أقل من الطبيعي بنسبة، كذلك يوجد تفاوت بين قيم الانقباض في طور التأرجح للمرضى ، و كذلك لوحظ أن أغلب العينات المريضة لديها دورة مشي طويلة نسبياً. [20]

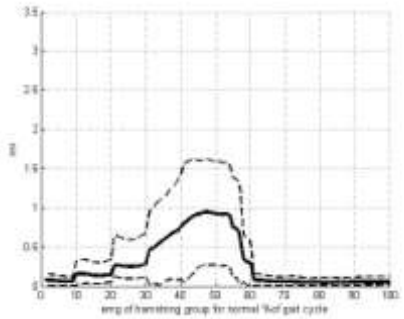
2: عضلة الساق الخلفية:

نشاط عضلة الساق الخلفية للأشخاص السليمين:

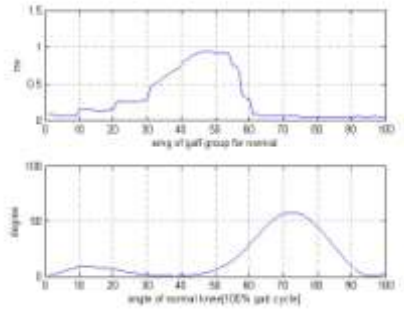
يظهر في الشكل (7) نشاط عضلة الساق الخلفية، حيث نجد أنه بالنسبة للأشخاص السليمين فإن العضلة تكون نشيطة في طور التلامس حيث يبدأ نشاطها عند10% من دورة المشي ليصل إلى النشاط الأعظمي بعد منتصف طور التلامس بقليل أي في مرحلة الدفع، ليصل هذا النشاط عند الأشخاص السليمين إلى حوالي 0.95mV وذلك عند 50% من دورة المشي.



A



B



C

الشكل(7) نشاط عضلة الساق للأشخاص السليمين

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

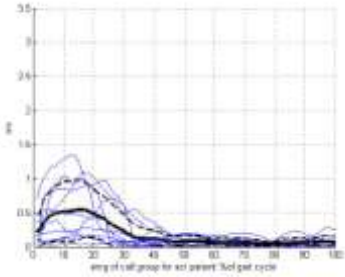
A: نشاط عضلة الساق لـ 46 شخص سليم والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري

B: المتوسط الحسابي نشاط عضلة الساق والانحراف المعياري لـ 46 شخص سليم

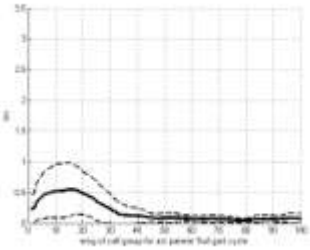
C: متوسط نشاط عضلة الساق وتغيرات زاوية الركبة لـ46 شخص سليم

نشاط عضلة الساق الخلفية للمرضى المصابين بانقطاع في الرباط الأمامي:

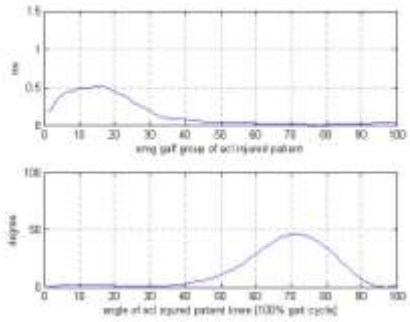
أما في الشكل (8) وبالنسبة للمرضى المصابين بانقطاع الرباط الأمامي أيضاً تنشط عضلة الساق الخلفية في طور التلامس، لكن تبدأ العضلة بنشاط أعظمي بقيمة 0.35mV ويرتفع لغاية 0,5mV عند حوالي 15% من دورة المشي وينخفض النشاط في منتصف ذلك الطور عند حوالي 30% من دورة المشي، وتستمر العضلة بنشاط خفيف حتى نهاية دورة المشي.



A



B



C

الشكل(8) نشاط عضلة الساق وتغيرات زاوية الركبة للمرضى المصابين بانقطاع الرباط المتصالب الأمامي

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

A: نشاط لعضلة الساق لـ10 مرضى والمتوسط الحسابي والانحراف المعياري

B: متوسط نشاط عضلة الساق والانحراف المعياري لـ 10 مرضى

C: متوسط نشاط عضلة الساق وتغيرات زاوية الركبة لـ 10 مرضى

3: موائمة المنحنيات:

موائمة منحني نشاط عضلة الساق الخلفية للفخذ في العينات السليمة:

تم تنفيذ عملية موائمة لمنحني عضلة الساق الخلفية للفخذ مع دورة المشي للأشخاص السليمين ضمن بيئة الماتلاب لمحاولة إيجاد العلاقة بين عضلة الساق الخلفية للفخذ مع الزمن وذلك من خلال واجهة تفاعلية ونظراً لطبيعة

تلك العلاقة اخترنا تمثيلها معادلة غاوص من الدرجة الثانية وكانت نتيجة الموائمة بعد أن تم اختيار مجال الثقة 95% كمايلي:

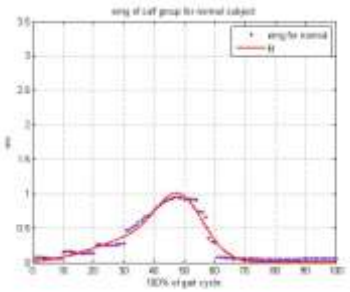
$$f(x) = a_1 * e^{(-(\frac{(x-b_1)}{c_1})^2)} + a2 * e^{(-(\frac{(x-b2)}{c2})^2)} \ldots\ldots\ldots(1)$$

where:

جدول (1) قيم بارامترات المعادلة(2)

a_1	0.7814	b_1	48.52	c_1	10.85
a_2	0.3484	b_2	34.49	c_2	20.03

والموائمة واضحة في الشكل (9):



الشكل (9) موائمة منحني عضلة الساق الخلفية للفخذ مع الزمن للأشخاص السليمين

يمثل الشكل موائمة منحني عضلة الساق الخلفية للفخذ مع دورة المشي للأشخاص السليمين أثناء دورة المشي حيث يمثل الخط مخطط نشاط عضلة الساق الخلفية، ويمثل الخط الأحمر المنحني الأكثر موائمة للشكل المنقط والذي تم تمثيله بالمعادلة المذكورة أعلاه.

موائمة منحني نشاط عضلة الساق الخلفية لمرضى انقطاع في الرباط المتصالب الأمامي:

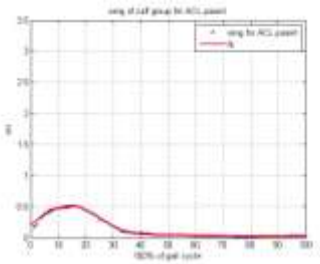
تم تنفيذ عملية موائمة لمنحني نشاط عضلة الساق الخلفية مع دورة المشي لمرضى انقطاع في الرباط المتصالب الأمامي ضمن بيئة الماتلاب لمحاولة إيجاد العلاقة بين نشاط عضلة الساق الخلفية مع الزمن وذلك من خلال واجهة تفاعلية ونظراً لطبيعة تلك العلاقة اخترنا تمثيلها معادلة غاوص من الدرجة الثانية وكانت نتيجة الموائمة بعد أن تم اختيار مجال الثقة 95% كمايلي:

$$f(x) = a_1 * e^{(-(\frac{(x-b_1)}{c_1})^2)} + a2 * e^{(-(\frac{(x-b2)}{c2})^2)} \ldots\ldots\ldots(2)$$

جدول (2) قيم بارامترات المعادلة(2)

a_1	0.4761	b_1	14.13	c_1	14.43
a_2	0.04141	b_2	28.16	c_2	75.56

والموائمة واضحة في الشكل (10):



الشكل (10) موائمة منحني نشاط عضلة الساق الخلفية مع الزمن لمرضى انقطاع الرباط المتصالب الأمامي

يمثل الشكل موائمة **(10)** منحني نشاط عضلة الساق الخلفية للفخذ مع دورة المشي لمرضى انقطاع الرباط المتصالب الأمامي أثناء دورة المشي حيث يمثل الخط مخطط نشاط عضلة الساق الخلفية، يمثل الخط الأحمر المنحني الأكثر موائمة للشكل المنقط والذي تم تمثيله بالمعادلة المذكورة أعلاه.

مناقشة النتائج:

نجد بالعودة للشكل (7) فيما يخص عضلة الساق الخلفية بالنسبة للأشخاص السليمين أنها عضلة نشيطة في طور التلامس، حيث يبدأ نشاطها عند 10% من دورة المشي ليصل إلى النشاط الأعظمي بمقدار (0.94mv) بعد منتصف طور التلامس بقليل، لأن الإنسان يعتمد على عضلة الساق أثناء طور التلامس في قبض مفصل الكاحل وقبض أولي للركبة وهذا أيضاً يتوافق مع الدراسات المرجعية [21].

أيضاً تنشط عضلة الساق عند المرضى المصابين بانقطاع الرباط الأمامي في طور التلامس، ولكن تبدأ بنشاط أعظمي لتأمين القبض وهي (0.54mv)، وينخفض النشاط في منتصف ذلك الطور وتستمر العضلة بنشاط خفيف حتى نهاية دورة المشي، لأن الركبة في حالة بسط وبالتالي لاتحتاج لنشاط هذه العضلة.

يمكن تلخيص تأثير تلك العضلة على حركة الركبة المريضة كمايلي:

يؤدي انقطاع الرباط المتصالب الأمامي للركبة إلى وضع الركبة بحالة انبساط زائد وبذلك يتم إلغاء القبض في طور التلامس وتنشط عضلة الساق الخلفية في الجزء الأول من طور التلامس لتمنع الركبة من الانبساط الزائد، وفي مرحلة الدفع وهي الجزء الثاني من طور التلامس لاتعمل عضلة الساق الخلفية، وبالتالي لايوجد قوة دفع ويعتمد في الدفع على نشاط عضلة أخرى في الطرف السفلي غالباً العضلة الخلفية للفخذ للتعويض عن عمل عضلة الساق الخلفية، وبذلك يتم تأمين زاوية قبض كافية لطور التأرجح لئلا ترتطم القدم بالأرض، وينتج عن ذلك أنه في طور التأرجح تخفف الركبة من انقباضها، غالباً ماتعمل العضلة الخلفية للفخذ مبكراً لتحافظ على استقرار مفصل الورك استجابة لزيادة نشاط العضلة الأمامية للفخذ.

الاستنتاجات والتوصيات:

1. تنشط عضلة الساق الخلفية في طور التلامس مع إلغاء الانقباض الأول للمرضى لتمنع الركبة من الانبساط الزائد. وفي مرحلة الدفع وهي الجزء الثاني من طور التلامس فإن عضلة الساق الخلفية لاتعمل، وبالتالي لايوجد قوة دفع، ويعتمد في الدفع على نشاط عضلة أخرى في الطرف السفلي غالباً العضلة الخلفية للفخذ للتعويض عن عمل عضلة الساق الخلفية، وبذلك يتم تأمين زاوية قبض كافية لطور التأرجح لئلا ترتطم القدم بالأرض،

2. تخفف الركبة من انقباضها في طور التأرجح، وغالباً ماتعمل العضلة الخلفية للفخذ مبكراً لتحافظ على استقرار مفصل الورك استجابة لزيادة نشاط العضلة الأمامية للفخذ.

3. في النهاية يوجد للعضلات تأثير على حركة الركبة المريضة كما ويوجد لمرض الركبة تأثير على نشاط العضلات المؤثرة عليها أثناء المشي.

8. التوصيات:

1. توسيع البحث وذلك بإضافة دراسة حركة زاوية مفصل الورك وكذلك مفصل الكاحل لهذه الدراسة وكذلك إضافة دراسة نشاط عضلات أخرى لها تأثير على حركة الركبة
2. إجراء دراسات مماثلة لكل من مفصلي الكاحل والورك
3. إجراء دراسات مماثلة على المفاصل وعضلات الطرف العلوي.
4. إجراء الدراسات السابقة على أمراض أخرى.
5. إجراء الدراسات السابقة بوجود اجهادات 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, P.P(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. Colombeta.P; Dejourb.D; Panisset J; Sieboldd. R. "*Current Concept Of Partial Anterior Cruciate Ligament Ruptures*". orthopaedics & traumatology: surgery & research 2010. Vol.96, p.p:109-118.
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, p.p(92-101).
10. Galli.M., Sibella.F, Bulgheroni.P, Crivellini.M. "*Gait Analysis In Anterior Cruciate Ligament Injuries*". IEEE, proceedings of the first joint bmeslembs conference serving humanity, advancing technology . GA, USA. 1999,P.p 519.

11. Tianfu Wang, Zhixiu Hao, Chao Wan. " *The Effect Of Anterior Cruciate Ligament Injury On The Biomechanical Behavior Of Human Knee Joint*". IEEE 978-1-4244-4134-2009.

12. Benoit,D,L, lamontagne,m, Cerulli,g, liti,a. "*The Clinical Significance of Electromyography Normalization Techniques in Subjects with Anterior Cruciate Ligament Injury During Treadmill Walking*". Journal of gait and posture 18 , 2003 p.p(56-63).

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, pp (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>

19. AJEEB, F. *Muscles Effect on Lesion Knee Movement During Walking in Sagittal Plane*, Damascus university, Syria, 2013.

20. AJEEB, F. *studying the changes of knee movement during walking for patient with anterior cruciate ligaments injured (acl).* tishreen university journal, Syria, 2012.

21. Lehmann,F.Justus; Delateur,J.Barbara. "Gait Analysis, Diagnosis and Management". in:krusens handbook of physical medicine and rehabilitation, philadelphia wb.Saunders,1990, pp 108–125.