تأثير تسامت الطرف الصناعي على مشية المبتورين من فوق الركبة في المستوى السهمي

-دراسة أعدت لنيل درجة الدكتوراه في الهندسة الطبية-

إعداد: م. رفيده عبد الكريم حسين

بإشراف : د.م . زهير مرمر

قسم الهندسة الطبية – كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية- جامعة دمشق

الملخص:

قُيم التسامت الطبيعي لدى المبتورين من فوق الركبة أثناء الوقوف والمشي بمقارنته مع الأصحاء، ودُرست تأثير إزاحة الركبة نحو الامام والخلف 0.6 cm عن التسامت الطبيعي بمقدار درجة واحدة نحو الانقباض أو الانبساط) على محددات الوقوف والمشي، ثم أوجد نموذج رياضي للعلاقة بين إزاحة الركبة وسمات المشي.

بينت النتائج أن التسامت الطبيعي يسبب انحرافات في الوقوف والمشي وارتباط إزاحة الركبة في المستوى السهمي بعلاقة خطية ببعض محددات الحركة.

المقدمة:

يؤثر التسامت على قبول المبتور لطرفه الصناعي ونوعية مشيته، لكن تقييمه يعتمد على تقدير أخصائي الأطراف الصناعية لبعض محددات الميكانيك الحيوي بالنظر أو باستخدام وسائل قياس بسيطة، ورضا المبتور به [1-3].

تهدف هذه الدراسة إلى تقييم التسامت الطبيعي لدى المبتورين من فوق الركبة أثناء الوقوف والمشي، وتحري تأثير التغيرات الصغيرة في تسامت الطرف الصناعي (تغيير زاوية القدم أو القميص بمقدار درجة واحدة نحو الانقباض أو الانبساط) على محددات الوقوف والمشي، ثم بناء نموذج رياضي للعلاقة بين محددات التسامت المدروسة وسمات المشي المتأثرة بتغيير التسامت.

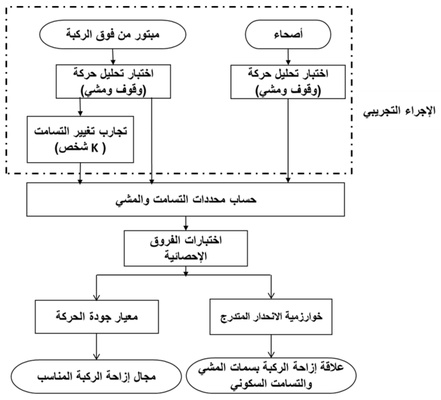
الدراسات المرجعية:

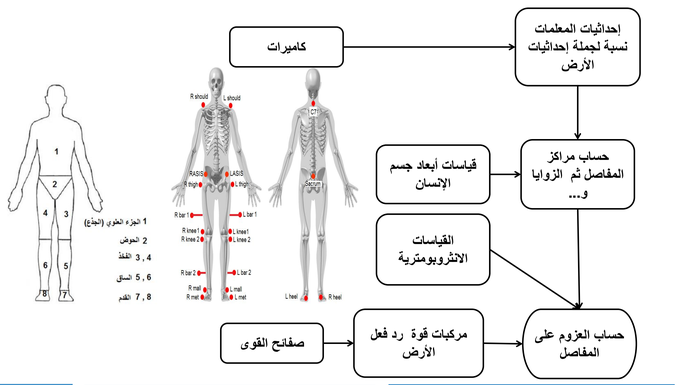
ركزت الأبحاث التي درست تسامت الطَّرف الصناعي للمبتور من فوق الركبة على محورين:

١. تطوير طرائق تساعد في تحسين ضبط التسامت: عملت هذه الدراسات على تطوير طرائق لتحسين قياسات تسامت الطاولة، وضبط التسامت السكوني بهدف تقليل التجارب للوصول إلى أفضل تناظر شكلي أو توازن خلال الوقوف، وتحسين التسامت الحركي من خلال مراقبة تغيرات محدِّدات المشي [4-6].

٢. دراسة تأثير تغيير التسامت على محدِّدات المشي: تناولت هذه الدراسات تأثر بعض محدِّدات المشي مثل المسافة والزَّمن والمحدِّدات الحركيَّة والتَّحريكيَّة في أحد مستويات بالإضافة إلى الطاقة المستهلكة وتخطيط العضلات الكهربائي بتغيير أحد محدِّدات التسامت [7-9]

الطرائق المستخدمة:





التجهيزات والبرامج

١- **نظام تحليل الحركة BTS SMART-D:** يتألف من 6 كاميرات تلفزيونية تحت حمراء 880 nm وذات ميز 400*800 pixels ومحطة معالجة للمزامنة بين الكاميرات وصفائح القوى بتردد 200Hz

٢- **صفيحتي كسلر للقوى:** نموذج 9281EA

٣- **وسائل قياس يدوية:** لقياس أبعاد جسم الإنسان.

٤- **البرامج:** برامج خاصة بنظام تحليل الحركة SMART ANALYZER , SMART CLINIC وبرامج معالجة Matlab 2014 a , واحصاء SPSS 25

الإجراء التجريبي

أجري تحليل الحركة خلال الوقوف والمشي [10] في مخبر الميكانيك الحيوي في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية- جامعة دمشق لمجموعتين من المشاركين: 20 مشاركاً من الأصحاء و 14مبتور من فوق الركبة تابع 5منهم في تجارب تغيير التسامت لدراسة تأثيره على حركتهم (شارك ٤ في تجارب تغيير زاوية القدم بمقدار درجة واحدة نحو الانقباض والانبساط بينما شارك مشارك واحد في تجارب تغيير زاوية القميص درجة واحدة نحو الانقباض والانبساط) ثم حسبت محددات المشي (المسافة والزمن والمحددات الحركية والتحريكية) والتسامت وفقا لتعاريفها النظرية

مجال إزاحة الركبة المناسب

يتطلب تعيين المجال المناسب لإزاحة الركبة وضع معيار يحدد جودة الحركة الناتجة عن التسامت حيث يفترض أن التسامت جيد إذا كان يؤمن استقرار الركبة والراحة خلال الحركة مع ازدياد السرعة والتناظر الحركي والتحريكي بين الطرفين لذلك شكلت معادلة لمعيار جودة الحركة تستند على علامة مؤشر التناظر المعياري [11-12] لسمات المشي المتأثرة بإزاحة الركبة والتي تحددت من خلال تطبيق مجموعة من اختبارات الفروق الإحصائية [13]، فالتسامت أفضل كلما اقتربت قيمة معيار جودة الحركة من الصفر أو من متوسط قيمتها عند الأصحاء.

علاقة إزاحة الركبة بسمات المشي

استخدمت خوارزمية الانحدار الخطي المتعدد المتدرج Stepwise multi-linear regression لبناء كثيرة حدود من الدرجة الأولى ترتبط بين إزاحة الركبة Y في المستوى السهمي عن خط التسامت المرجعي (المستقيم المار من عظم المدور الكبير ومركز الكاحل) وأكثر سمات الوقوف والمشي x1,....xk ارتباطاً بها على نحو دال إحصائياً وفق المعادلة:

$$Y = a + b_1x_1 + \cdots + b_kx_k$$

حيث a حد التقاطع

b1,...,bk: ثوابت الانحدار الجزئي

النتائج:

✓ تتمثل الأساليب التعويضية للمبتورين من فوق الركبة في هبوط الحوض من جهة الجانب المبتور في المستوى الجبهي وزيادة عرض قاعدة الدعم وزيادة التحميل على الجانب السليم لتحقيق وضعية وقوف آمنة ومريحة.

✓ يتغلب المبتورون من فوق الركبة على صعوبات المشي بتعديل المحددات الزمنية وزوايا مفاصل الطرف السفلي وزيادة مجال حركة الجذع في المستويات الثلاث، ويقلل من قوة رد فعل الأرض تجنباً لانهيار الركبة الصناعية لعدم كفاية استقرارها بفعل التسامت متفقاً و[14].

✓ يختلفون المبتورون من فوق الركبة فيما بينهم في كيفية الاستجابة لإزاحة الركبة على نحو ذي مغزى إحصائي ($p<0.05$).

✓ مجال إزاحة الركبة المناسب للمبتورين من فوق الركبة من ذوي الجذمور الطويل : 1.2-4.5 cm -

✓ ترتبط إزاحة الركبة K_{dp} في المستوى السهمي عن خط التسامت المرجعي المار من عظم المدور الكبير ومركز الكاحل بعلاقة خطية بكل من سمات المشي والوقوف:

١. الذروة الثانية للمركبة الشاقولية لقوة رد فعل الأرض المؤثرة على الطرف الصناعي $GRFV_{p2p}$

٢. ذروة عزم الانبساط الثانية المؤثرة على الركبة الصناعية KM_{2Epp}

٣. زاوية الجذع في المستوى السهمي خلال لحظة تلامس عقب القدم السليمة الأرض $Trunk_{apHSs}$.

٤. نسبة التحميل على الطرف السليم خلال الوقوف $load_S$.

٥. زاوية الورك خلال لحظة تلامس عقب القدم الصناعية الأرض Hip_{HSp}.

$$K_{dP} = -37.659 + 0.356 * GRFV_{p2_P} + 0.074 * Trunkap_{HS_S} - 16.271 * KM_{2Ep_P} - 4.39 * \text{load}_S + 0.012 * \text{Hip}_{HS_P} + \text{e}$$

الخلاصة:

قيم البحث كمياً مشية 14 مبتوراً من فوق الركبة يستخدمون أطرافاً صناعية ضُبط تسامتها على نحو مرضٍ لهم ولأخصائي الأطراف الصناعية المسؤول عنهم و20 مشاركاً من الأصحاء، ثم قيم البحث تأثير إزاحة الركبة نحو الأمام- الخلف عن خط التسامت المرجعي من خلال تغيير زاوية القدم بمقدار درجة واحدة زيادة أو نقصان لأربعة مشاركين من المبتورين من فوق الركبة لتحديد سمات المشي الأكثر تأثراً بهذا التغيير للاستفادة منها في بناء نموذج لعلاقة هذه السمات ببعد الركبة وتحديد مجال تسامت الطاولة المناسب لهذه المجموعة من المبتورين من فوق الركبة.

قدم هذا البحث دليلاً على أن التسامت الطبيعي المستخدم في حياة المبتورين من فوق الركبة ليس مناسباً لهم حيث تسبب في اختلاف الوقوف والمشي عن الأصحاء وتحسنت مشيتهم عند إزاحة الركبة نحو أمام أو خلف قيمته، مما يمكن عبر دراسات لاحقة وباستخدام عدد كبير من المبتورين من فوق الركبة في التجارب ومجال تغيير أوسع لمحددات التسامت معالجة الأسباب المؤدية لانحرافات المشي الناتجة عن التسامت ومراقبة تحسن مشية المبتورين من فوق الركبة.

المراجع

[1] Marmar, Z. (1993). The effects of prosthetic alignment on the stability of the knee in above knee amputees, PQDT - UK & IrelandUniversity of Strathclyde- Glasgow.UK

[2] Gailey, R.; Allen, K.; Castles, J.; Kucharik, J.; Roeder, M. (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use, Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 45, No. 1, 15–30.

[3] Andrysek, J. (2010). Lower-limb prosthetic technologies in the developing world: A review of literature from 1994-2010, Prosthetics and Orthotics International, Vol. 34, No. 4, 378–398.

[4] Mooney, R.; Carry, P.; Wylie, E.; Schultz, A.; Mcnair, B.; Page, C.; Biffl, S.; Heare, T. (2013). Radiographic parameters improve lower extremity prosthetic alignment, Journal of Child Orthopedic, No. 7, 543–550.

[5] Talaty, M.; Esquenazi, A. (2013). Determination of dynamic prosthetic alignment using force line visualization, Journal of Prosthetics and Orthotics, Vol. 25, No. 1, 15–21.

[6] Pirouzi, G.; Abu Osman, N. A.; Ali, S.; Davoodi Makinejad, M. (2017). A new prosthetic alignment device to read and record prosthesis alignment data, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, Vol. 231, No. 12, 1127–1132.

[7] Koehler-mcnicholas, S. R.; Lipschutz, R. D.; Gard, S. A. (2016). The biomechanical response of persons with transfemoral amputation to Variations in Prosthetic Knee Alignment During Level Walking, Journal of Rehabilitation Research & Development, Vol. 53, No. 6, 1089–1106.

[8] Zhang, T.; Bai, X.; Liu, F.; Fan, Y. (2019). Effect of prosthetic alignment on gait and biomechanical loading in individuals with transfemoral amputation: A preliminary study, Gait and Posture, Vol. 71, 219–226.

[9] Zhang, T.; Bai, X.; Liu, F.; Ji, R.; Fan, Y. (2020). The effect of prosthetic alignment on hip and knee joint kinetics in individuals with transfemoral amputation, Gait and Posture, Vol. 76, 85–91.

[10] Davis, R.; Ounpuu, S.; Tyburski, D.; Gage, J. (1991). A Gait Analysis Data Collection And Reduction Technique, Human Movement Science, Vol. 10, 575–587.

[11] Queen, R. M.; St, O. T.; Hall, N. (2020). A novel method for measuring asymmetry in kinematic and kinetic variables: The Normalized Symmetry Index, Journal of Biomechanics, Vol.99 .1-26.

[12] C.W., R. (1994). Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: Kinematics, alignment and prescription criteria, Prosthetics and Orthotics International, Vol. 18, No. 3, 159–173

[13] Hinton, P. R.; McMurray, I.; Brownlow, C. (2014). SPSS Explained (Second.), Routledge, East Sussex, UK.

[14] Carse, B.; Scott, H.; Brady, L.; Colvin, J. (2020). A characterisation of established unilateral transfemoral amputee gait using 3D kinematics , kinetics and oxygen consumption measures, Gait & Posture, Vol. 75, No. January 2019, 98–104.

هذا الملصق جزء من أطروحة الدكتوراه الخاصة بالمهندسة رفيدة حسين، للمزيد من المعلومات rufaidahussain@gmail.com