

مدل بیومکانیکی برای تعیین گشتاور اعمالی به مفاصل اندام فوقانی در حرکت رانش ویلچر

آرین جوانمردیان^۱، یعقوب دبیری^{۲*}، محمد حق پناهی^۳

^۱ دانشجوی کارشناس ارشد، بیومکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، ^۲ عضو هیات علمی، بیومکانیک، پژوهشکده مهندسی و علوم پزشکی جانبازان، ^۳ عضو هیات علمی، بیومکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران

*نویسنده پاسخگو: تهران- خیابان ظفر- خیابان فرید افشار- چهارراه آرش- ساختمان بنیاد شهید و امورایثارگران- طبقه پنجم، پژوهشکده مهندسی و علوم پزشکی جانبازان، Email: Dabiri1384@yahoo.com

چکیده

مقدمه: افراد معلول، خصوصاً افرادی که برای حرکت از ویلچرهای دستی استفاده می‌کنند، با مشکلات زیادی از جمله دردهای موضعی در نواحی شانه، آرنج و مچ روبرو هستند. این دردها نشانه‌ای از آسیب‌های به وجود آمده در اندام فوقانی ناشی از رانش ویلچر می‌باشد.

هدف: تعیین مدل بیومکانیکی اندام فوقانی توسط معادلات لاگرانژ و روش دینامیک معکوس در طول حرکت رانش ویلچر می‌باشد. خروجی مدل مذکور، گشتاور اعمالی به دو مفصل شانه و آرنج در طول این حرکت می‌باشد. یافته‌ها: یکی از نتایج تحقیق فوق، ایجاد دستگاه معادلات دینامیکی است که رابطه بین زوایای حرکت اندام فوقانی و گشتاور خارجی اعمال شده به مفاصل را بیان می‌کند. نتیجه دیگر، امکان شبیه‌سازی سیستمی را می‌دهد که با استفاده از خصوصیات آنتروپومتریک شخص ویلچر سوار، می‌توان بهترین ویلچر را برای او انتخاب نمود. بحث: با این روش می‌توان نحوه صحیح رانش ویلچر را برای بالا بردن بازده رانش، آموزش داد.

کلید واژه: ویلچر، معادلات لاگرانژ، دینامیک معکوس، مدل بیومکانیکی.

تاریخ دریافت: ۸۸/۴/۵

تاریخ پذیرش: ۸۸/۶/۱

مقدمه

اگرچه در سالیان اخیر پیشرفت‌های چشمگیری در طراحی ویلچر (مواد و ساختار جدید) صورت گرفته است، اما این تغییرات به سختی توانسته‌اند محدودیت‌هایی را که اشخاص ویلچرسوار در حرکت با آن روبرو هستند، از بین ببرند. عیب دیگر این پیشرفت‌های تازه در طراحی ویلچر، زیاد شدن مشکلات خریداران در انتخاب بهترین نوع ویلچر با توجه به نیازهایشان می‌باشد. نیاز اساسی ویلچرسواران در جامعه، توانایی کنترل بر سیستم مربوطه، دسترسی به محیط‌ها و سطوح متنوع است (۱-۳). تحقیقات نشان می‌دهد که ۶۰٪ از آسیب‌های اسکلتی-عضلانی ویلچرسواران مربوط به دردهای شانه‌ای، ۱۶٪ مربوط به کشیدگی تاندون‌ها، ۱۲٪ مربوط به مچ و ۱۱٪ مربوط به دست می‌باشد (۴-۶).

در سال ۱۹۹۶، Van Der Helm، مشارکت ماهیچه‌ها را در تولیدکردن گشتاورهای خارجی، توسط دستگاه‌های ضبط‌کننده حالت‌های متنوع اندام بدن، تعیین می‌کند (۷). در سال ۲۰۰۱، یک مدل شبه استاتیکی رانش ویلچر توسط Richter برای بررسی تأثیر موقعیت نشستن بر روی بیومکانیک رانش، ارائه می‌شود (۸). در سال ۲۰۰۲، Veeger بارهای مکانیکی روزانه اعمال شده بر روی مفصل گلنوهومرال و ماهیچه‌های شانه‌ای را در طی رانش ویلچر با استفاده از کار آزمایشگاهی تعیین می‌کند (۹). در سال ۲۰۰۵، Drongelen، تفاوت نیروهای تماسی در مفصل گلنوهومرال و ماهیچه‌های شانه‌ای اشخاص سالم و فلج را طی حرکت رانش ویلچر به صورت روزانه توسط یک کار آزمایشگاهی تخمین می‌زند (۱۰). در همین سال، Sullivan یک مدل محاسباتی از بیومکانیک رانش ویلچر، برای پیش‌بینی نیروهای بهینه، فعالیت ماهیچه‌ها و موقعیت نشستن را توسط نرم افزار AnyBody ارائه می‌دهد (۱۱). در سال ۲۰۰۶، Mercer، رابطه بین نیروها و ممان‌های اعمالی به شانه را با آسیب‌های ناشی از آن در طی رانش ویلچر بیان می‌کند. نیروها و ممان‌های شانه‌ای توسط روش دینامیک معکوس و آسیب‌های وارده نیز توسط تمرینات فیزیکی و MRI به دست می‌آیند (۱۲). در همین سال Yang، نمونه‌هایی از الگوی ماهیچه‌ای بالا تنه را از اشخاص سالم توسط دستگاه الکترومایوگرافی می‌گیرد تا به الگوی ماهیچه‌ای صحیحی دست یابد تا با استفاده از نتایج به دست آمده بتواند الگوی ماهیچه‌ای صحیحی را برای اشخاص ویلچرسوار که از ناراحتی ستون

فقرات رنج می‌برند، طراحی نماید (۱۳). در سال ۲۰۰۷، Chung، تأثیر کمر چرخ عقب را در نیروی اعمالی به ویلچر را طی یک کار آزمایشگاهی، بررسی می‌کند (۱۴). در سال ۲۰۰۹، Lombardi، مساله دینامیکی اندام فوقانی را طی حرکت رانش ویلچر با استفاده از معادلات نیوتن-اولر و جردن و روش دینامیک معکوس، مطرح می‌کند (۱۵).

هدف از این مطالعه، گسترش مدل محاسباتی برای بررسی آسیب‌های وارده به شانه در حرکت رانش ویلچر می‌باشد. به علاوه، این مدل، استراتژی موثر و راحت‌تری را برای کمک به ویلچرسواران برای رانش ویلچر ارائه می‌دهد. معادلات حرکت بر پایه دینامیک معکوس و روش لاگرانژ می‌باشد. همچنین الگوریتم محاسباتی ارائه شده، برای تعیین ممان‌های اعمالی به مفاصل شانه و آرنج است. مزیت روش لاگرانژ نسبت به دیگر روش‌ها مانند نیوتن-اولر، آن است که می‌توان این مدل را بدون مشکلات درجات آزادی بالا و پیچیدگی ماهیچه‌های موثر در حرکت، گسترش داد و به واقعیت نزدیک نمود.

مواد و روش‌ها

مدل مورد مطالعه در این تحقیق، شامل ۴ جسم صلب (لینک) می‌باشد که عبارتند از: بازو به عنوان لینک اول به طول L_1 ، ساعد به عنوان لینک دوم به طول L_2 ، چرخ به عنوان لینک سوم به طول L_3 و زمین به عنوان لینک چهارم. لازم به ذکر است که تمامی این لینک‌ها در صفحه سائیتال حرکت می‌کنند. در این مدل، استخوان‌ها و بافت‌های نرم متعلق به آن‌ها، صلب، مرکز ثقل آنها در یک نقطه ثابت و در طول پروسه حرکت بدون تغییر می‌ماند. همچنین مفاصل سینماتیکی، ایده‌آل، بدون اصطکاک و موقعیت محوره‌های چرخش، ثابت فرض می‌شوند (۸). در مدل مذکور، θ_1 زاویه چرخش بازو حول شانه، θ_2 زاویه چرخش ساعد حول آرنج و θ_3 زاویه چرخش دست حول مچ می‌باشد. همچنین زاویه θ_3 با زاویه رانش θ برابر است. به دلیل آنکه دست همیشه در یک جهت با زاویه چرخش در طول حرکت رانش ویلچر می‌باشد (۱۵).

در زمان رانش ویلچر، دست کاملاً با چرخ در تماس است و منبع ایجاد گشتاور ممان ناشی از ماهیچه‌ها بر روی مفصل شانه و آرنج می‌باشد که همواره بر روی این مفاصل اعمال می‌شود. همچنین مدل ارائه شده در فاز رانش

می‌باشد (۱۵) و بحثی در ارتباط با فاز برگشت وجود ندارد (شکل ۱).

$$(۲) \quad T = \frac{1}{2} \dot{q}^T H \dot{q}$$

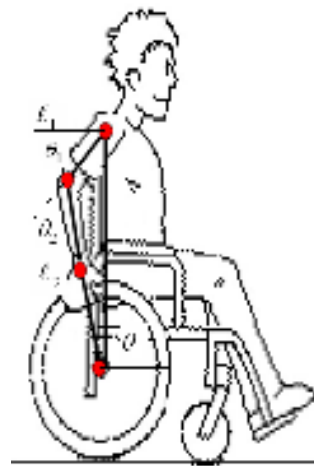
$$H = \sum_{i=1}^n \left(m_i J_L^{(i)T} J_L^{(i)} + J_A^{(i)T} I_i J_A^{(i)} \right)$$

$$(۳) \quad h_{ijk} = \frac{\partial H_{ij}}{\partial q_k} - \frac{\partial H_{jk}}{\partial q_i}$$

$$G_i = \sum_{j=1}^n m_j g^T J_{Li}^{(j)}$$

در معادله (۱)، ترم اول نشان‌دهنده ممان‌های اینرسی است که شامل ممان‌های داخلی می‌باشد. ترم دوم تأثیر نیروهای کوریولیس و ترم آخر نیز ممان ناشی از جاذبه را ارائه می‌دهد.

با استفاده از معادله لاگرانژ، ۲ معادله کوپله شده حاکم بر سیستم برای مدل فوق‌الذکر به صورت زیر است.



شکل (۱): مدل مورد مطالعه در تحقیق جاری

آنالیز صورت‌گرفته با استفاده از معادلات لاگرانژ می‌باشد (۱۶).

$$(۱) \sum_{j=1}^n H_{ij} \ddot{q}_{ij} + \sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^n h_{ijk} \dot{q}_j \dot{q}_k + G_i = Q_i$$

$$(۴) \quad \{m_1 L_{C_1}^2 + I_1 + m_2 (L_1^2 + 2L_1 L_{C_2} \cos \theta_2 + L_{C_2}^2) + I_2\} \ddot{\theta}_1 + \{m_2 L_1 L_{C_2} \cos \theta_2 + m_2 L_{C_2}^2 + I_2\} \ddot{\theta}_2$$

$$+ \{-m_2 L_1 L_{C_2} \sin \theta_2\} \dot{\theta}_2^2 + \{-2m_2 L_1 L_{C_2} \sin \theta_2\} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + m_1 g L_{C_1} \cos \theta_1 + m_2 g (L_1 \cos \theta_1$$

$$+ L_{C_2} \cos(\theta_1 + \theta_2)) = \tau_1$$

$$(۵) \quad \{m_2 L_{C_2}^2 + I_2\} \ddot{\theta}_2 + \{m_2 L_1 L_{C_2} \cos \theta_2 + m_2 L_{C_2}^2 + I_2\} \ddot{\theta}_1 + (m_2 L_1 L_{C_2} \sin \theta_2) \dot{\theta}_1 +$$

$$m_2 g L_{C_2} \cos(\theta_1 + \theta_2) = \tau_2$$

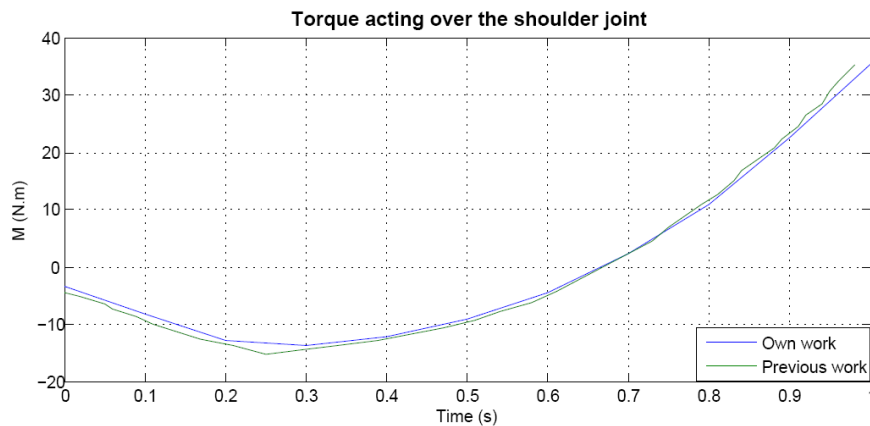
و زاویه رانش (θ) بر حسب زمان از ۱۰۶ تا ۲۵ درجه تغییر می‌کند (۱۵).

نتایج

معادلات بالا با استفاده از نرم افزار Mathematica 6 تحلیل شده‌است و نتایج زیر به دست آمده‌است. شایان ذکر است که نتایج به دست‌آمده از این مدل با نتایج دیگر مدل‌ها در تحقیقات پیشین (۱۵) مقایسه شده‌است.

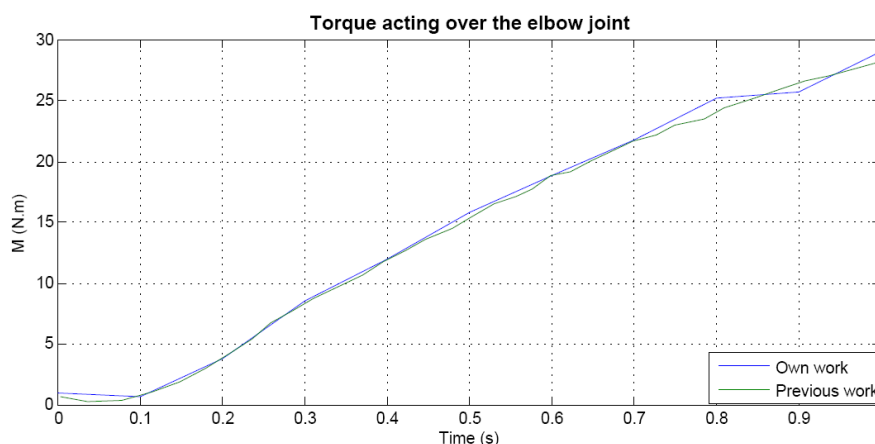
در معادلات بالا، m_2, m_1 به ترتیب جرم بازو و ساعد، L_{C_2}, L_{C_1} به ترتیب نصف طول بازو و نصف مجموع طول بازو و شعاع چرخ می‌باشد و I_2, I_1 به ترتیب ممان اینرسی بازو و مجموع ساعد و چرخ می‌باشد. متغیرهایی که برای شبیه‌سازی استفاده می‌شوند، عبارتند از: $m_1 = 1.82 \text{ Kg}$ ، $L_{C_1} = 0.11 \text{ m}$ ، $m_2 = 1.4 \text{ Kg}$ ، $I_1 = 0.007 \text{ Kg m}^2$ ، $L_1 = 0.22 \text{ m}$ ، $I_2 = 0.037 \text{ Kg m}^2$ و $L_{C_2} = 0.285 \text{ m}$. لازم به ذکر است که سیکل زمانی رانش ویلچر برابر با ۱ ثانیه می‌باشد

نمودار گشتاور اعمال شده به مفصل شانه بر حسب زمان در حرکت رانش ویلچر که بین صفر تا یک ثانیه می‌باشد به صورت زیر است (شکل ۲):



شکل (۲): نمودار گشتاور اعمال شده به مفصل شانه در حرکت رانش ویلچر

نمودار گشتاور اعمال شده به مفصل آرنج بر حسب زمان در حرکت رانش ویلچر که بین صفر تا یک ثانیه می‌باشد به صورت زیر است (شکل ۳):



شکل (۳): نمودار گشتاور اعمال شده به مفصل آرنج در حرکت رانش ویلچر

می‌باشد. نقش دیگر این تحقیق، گسترش آنالیزهای ممکن برای ارزیابی سیکل رانش ویلچر است. این تحلیل‌ها برای بالا بردن بازده رانش مفید می‌باشد. شبیه‌سازی معادلات، می‌تواند برای سنجش رفتار نیروهای اعمالی به مفاصل اندام فوقانی استفاده شود. همچنین این نتایج، امکان آنالیز یک پیکربندی مناسب را بدون ساخت نمونه اولیه ایجاد می‌کند.

مدل مورد مطالعه در این تحقیق، از روش‌های سنتی، برای تعیین فعالیت‌های فیزیکی در طی رانش ویلچر، بهره نمی‌برد. پیاده‌سازی روش‌های سنتی به دلیل همراهی

همان‌طور که در شکل (۲) نشان داده شده، ممان زیادی به شانه شخص ویلچرسوار اعمال می‌شود و به تبع آن، آسیب‌های جدی در این ناحیه به وجود می‌آید. مفصل شانه از ممان اعمالی بسیاری رنج می‌برد و به همین علت، احتمال ایجاد ضایعه در آن نسبت به مفاصل آرنج و مچ بیشتر است.

بحث و نتیجه گیری

نتایج فوق‌الذکر نشان‌دهنده عارض شدن دردهای شانه‌ای به دلیل اعمال بارهای آزاردهنده در طول رانش ویلچر

شخص ویلچرسوار و دردهای به وجودآمده، دارای مشکلات اجرایی بسیاری است.
با توجه به تحقیقات گذشته، مزیت روش لاگرانژ نسبت به دیگر روش‌ها مانند نیوتن-اوایلر، آن است که می‌توان این مدل را بدون مشکلات درجات آزادی بالا و پیچیدگی ماهیچه‌های موثر در حرکت، گسترش داد و به واقعیت نزدیک نمود.

منابع

تقدیر و تشکر
نویسندگان این مقاله از پژوهشکده مهندسی و علوم پزشکی جانبازان، به دلیل ارائه امکانات مناسب، کمال تشکر و سپاسگزاری را دارند.

1. Charlene Butler, Where is of rehabilitation placed in the world-wide trend towards evidence based health care? Asia Pacific Disability Rehabilitation Journal, 2000, 11, pp.1-10.
2. Karin Paulsson, Maria Christofferoen, Psychosocial aspects on technical aids -how does independent mobility affect the psychosocial and intellectual development of children with physical disabilities? In: Proceeding of the 2nd International Conference on Rehabilitation Engineering, Ottawa, 1984, pp.282-286.
3. Allie Di Marco, Mary Russell, Margot Masters, Standards for wheelchair prescription, Australian Occupational Therapy Journal, 2003, 50, pp.30-39.
4. Rory A. Cooper, Michael L. Boninger, Heavy handed repetitive strain injury among manual wheelchair user, Teamreahab Report, February, 1998, 15, pp.35-28.
5. Rory Cooper, Michael L. Boninger, Walking on hands, PN/Paraplegia News, March, 1999.
6. Jeff D. Collins, Michael L. Boninger, Alicia M. Koontz, Rory A. Cooper, Guo Songfeng, Visual frequency feedback and its effect on wheelchair propulsion kinetics, in: Proceedings of Resna, 2000.
7. Van Der Helm, H. Veeger, Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion, J. of Biomechanics, 1996, 29, pp.39-52.
8. Richter, The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: A quasi-static model based approach, J. of Medical & Engineering Physics, 2001, 23, pp.707-712.
9. H. Veeger, F. Van Der Helm, Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion, J. of Clinical biomechanics, 2002, 17, pp. 211-217
10. S. Drongelen, L. Van Der Wood, Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia, Arch Phys Med Rehabil, 2005, Vol86.
11. S. Sullivan, N. Lagrana, MULTIBODY COMPUTATIONAL BIOMECHANICAL MODEL OF THE UPPER BODY, Proceeding of IDETC/CIE 2005.
12. J. Mercer, M. Boninger, Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users, J. of Clinical Biomechanics, 2006, 21, 781-789.
13. Y. Yang, A. Koontz, Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion, J. of Clinical biomechanics, 2006, 21, 1032-1041.
14. Y. Chung, P. Lin, EFFECTS OF CAMBER ON PUSHRIM FORCE DURING WHEELCHAIR PROPULSION, J. of Biomechanics, 2007, 21, 107-115.
15. A. Lombardi, F. Dedini, Biomechanical model for the determination of forces on upper-extremity members during standard wheelchair propulsion, J. of Mathematical & computer modeling, 2009, 49, pp.1288-1294.
16. H. Asada, Robot analysis and control, 13, A Wiley Interscience publication, 1986, 1st Edition.