

هم - فعالیتی عضلات در مدل‌های بیومکانیکی

بهمن ناصرالاسلامی*، محمد پرنیانپور^۱، سید جواد موسوی^۲

چکیده

مقدمه: هم - فعالیتی (co-activation) عضلات مفهومی پر اهمیت در مطالعات بیومکانیکی و توانبخشی مفاصل ستون فقرات و زانو است که به عنوان معیاری در طرح ریزی استراتژی‌های توانبخشی و ارزیابی اقدامات کلینیکی، به وفور مورد استفاده محققین توانبخشی و همکاران بالینی قرار می‌گیرد. در این مقاله بطور خلاصه علل ظهور تبعات بیومکانیکی و فیزیولوژیک هم - فعالیتی عضلات، با استفاده از چند مثال توضیح داده می‌شود. امید است این نوشتار لزوم همکاری و تعامل بیشتر گروه‌های بالینی و مهندسی بیومکانیک برای توسعه مدل‌های بیومکانیکی، همیاری در طرح‌ریزی تحقیقات تجربی و روشهای دقیق‌تر ارزیابی عملکرد عصبی - عضلانی در فعالیتهای فانکشنال را بیشتر بیان کند.

کلید واژه‌ها: هم - فعالیتی، بیومکانیک، مدلسازی

مقدمه

عضلات برای حفظ پایداری مفاصل ستون فقرات و زانو باید افزایش پیدا نماید. داده‌های مدل‌های حیوانی و مطالعات تجربی بر روی افراد سالم نیز نشان داده‌اند که در معرض چالش قرار دادن پایداری تنه با افزایش هم - فعالیتی عضلات پاسخ داده می‌شود (۹). مشابه همین تغییرات در مورد مفاصل دیگر بویژه در مورد ناپایداری مفصل زانو متعاقب ناکارائی و پارگی لیگامان ACL (۱۱-۱۰-۲)، بیماران مبتلا به گردن درد (۱۲-۳)، دردهای ساکروایللیاک (۱۳) و بیماران همی‌پلژی (۴) گزارش شده‌اند. همکاران علاقه‌مند به مطالعه بیشتر در مورد پایداری ستون فقرات، مدل‌های بیومکانیکی و هم - فعالیتی عضلات می‌توانند به مراجع (۲۰-۱۴) مراجعه نمایند. بر اساس این یافته‌ها، استراتژی‌های توانبخشی برای آموزش دوباره کنترل و هماهنگی عضلات توسعه پیدا کرده‌اند. برای مثال، رایج‌ترین ورزش درمانی برای افزایش پایداری ستون فقرات کمری آموزش هم - فعالیتی عضلات عمقی کمر (عضلات مالتی فیدوس) و عضلات عمقی شکم (عرضی شکم و مایل داخلی)

در مطالعات متعددی تغییر الگوی به کارگیری عضلات و کنترل حرکتی در بیماران مبتلا به کمردرد، گردن درد، ناکارآمدی لیگامان Anterior Cruciate Ligament (ACL)، همی‌پلژی و موارد دیگر گزارش شده است (۴-۱). گروهی از محققین عقیده دارند که تغییرات مشاهده شده در الگوی به کارگیری عضلات نتیجه تطابق سیستم عصبی-عضلانی به ناپایداری مفصل به علت لاکسیتی یا آسیب سیستم استخوانی - لیگامانی، دیسفانکشن عضلانی و یا کاهش کنترل عصبی - عضلانی است (۵). به عنوان نمونه مدل‌های بیومکانیکی ستون فقرات و مطالعات تجربی نشان داده‌اند که تغییر در الگوی به کارگیری عضلات و افزایش هم - فعالیتی (co-activation) عضلات آنتاگونیستیک تنه نقش اساسی در پایداری ستون فقرات به‌ویژه در وضعیت ایستاده مستقیم دارد (۸-۶). به‌علاوه در مدل‌های بیومکانیکی کاهش مولفه پاسیو مدل، پیش‌بینی کننده این است که فعالیت

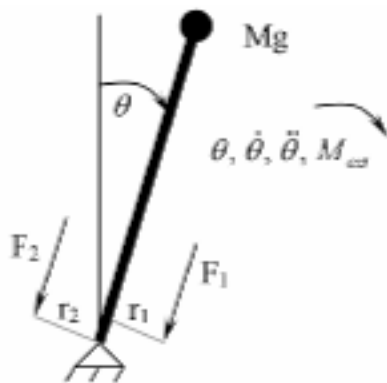
E-Mail: nasseroleslami@mech.sharif.edu

* بهمن ناصرالاسلامی، MSC، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، خیابان آزادی، تهران

آدرس نویسنده مسئول: تهران - خیابان آزادی - دانشگاه صنعتی شریف - دانشکده مهندسی مکانیک - صندوق پستی ۹۵۶۷-۱۱۳۶۵.

۱- دکتر محمد پرنیان پور: PhD، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف.

۲- سید جواد موسوی: MSC، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران.



شکل ۱. شماتیک یک پاندول معکوس به عنوان یک مدل یک درجه آزادی از تنه یا بازو.

در ادبیات مهندسی این معادله را به شکل زیر تعمیم می‌دهند تا اثر نیروهای داخلی و خارجی را که در حالت استاتیک باید همدیگر را خنثی کنند مشخص شود:

$$\sum_{i=1}^n \vec{r}_i \times \vec{F}_i = \sum_{j=1}^m \vec{r}_{j,ext} \times \vec{F}_{j,ext} \quad (2)$$

هم - فعالیتی

به دلیل وجود دو متغیر در یک معادله همواره پاسخ‌های فراوانی را می‌توان یافت که دو طرف معادله را به تساوی یا تعادل برسانند. وقتی که در پی داشتن کمترین نیروی وارده هستیم و از استفاده اضافه از نیروها به دلیل افزایش فرسایش، خستگی عضلانی و بارگذاری مفصل (که برای سیستم هزینه مصرف انرژی بیشتر دارد) خودداری می‌کنیم، در هر لحظه فقط یکی از دو عضله را فعال می‌بینیم که این انتخاب بستگی به جهت گشتاور خارجی دارد. از آن جایی که گشتاور یک بردار است و ضمن داشتن مقدار (قدر مطلق اندازه‌اش)، جهت را نیز شامل می‌شود، عضله همسو با گشتاور خارجی را آگونیست و دیگری را آنتاگونیست نامیده‌اند. بر این اساس، هم - فعالیتی عضلات، فعال شدن همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست می‌باشد. این هم - فعالیتی همزمان، هم از نوع فعالیت سلولهای قشر حرکتی مغز (۲۳) و هم از فعالیت دوکهای عضلانی در مسیرهای آوران مختلف در نخاع ایجاد می‌شود (۲۴). هم - فعالیتی عضلات، علی‌رغم اینکه شرایط تعادل را تامین

می‌باشد. ادعا شده است که با آموزش هم - فعالیتی این عضلات در فعالیت‌های فانکشنال در بیماران مبتلا به کمردرد می‌توان پایداری سگمنتال ستون فقرات را افزایش داد (۲۰). در ادامه به بیان هم - فعالیتی از دیدگاه بیومکانیکی پرداخته می‌شود و برخی ملاحظات با استفاده از مدل سازه‌های ساده بیومکانیکی مورد توجه قرار می‌گیرد.

مدلهای بیومکانیکی

سیستم اسکلتی - عضلانی - عصبی تحت فرمان سطوح مختلف کنترلی می‌باشد و بطور خارق‌العاده‌ای درجات آزادی فراوان موجود را محدود و کنترل می‌نمایند (۲۱). این سیستم همچنین نگهداری موقعیت، تعامل با محیط بیرون جهت اعمال نیرو، گشتاور و کنترل امپدانس و ایجاد حرکت‌های سریع و آهسته را ظاهر و ممکن می‌نماید (۲۲).

تعادل نیروها

در هر مفصل حداقل یک درجه آزادی وجود دارد و با توجه به یک سوپه بودن عضلات در سیستم فوق به حداقل دو عضله مقابل هم جهت کنترل حرکات و اجرای فرمان‌های سیستم عصبی نیاز است. برای مقابله با بار خارجی، عضلات در بهترین شرایط جهت ایجاد تعادل به خدمت گرفته می‌شوند؛ به طوری که در مفصل با یک درجه آزادی تنها یکی از عضلات فعال می‌شود و مضرب نیرو و بازوی اهرمی عضله بار خارجی را خنثی نموده، تعادل مکانیکی را ممکن می‌سازد. قابل توجه است که حتی در ساده‌ترین واحد حرکتی پاسخ واحدی برای تعادل وجود ندارد و می‌بایست بی‌نهایت پاسخی که از هم - فعالیتی دو عضله مفصل مورد نظر متصور می‌شود را برای تعادل بار خارجی لحاظ نمود. این گزاره در حالت کلی خود، در معادله زیر ظاهر می‌شود:

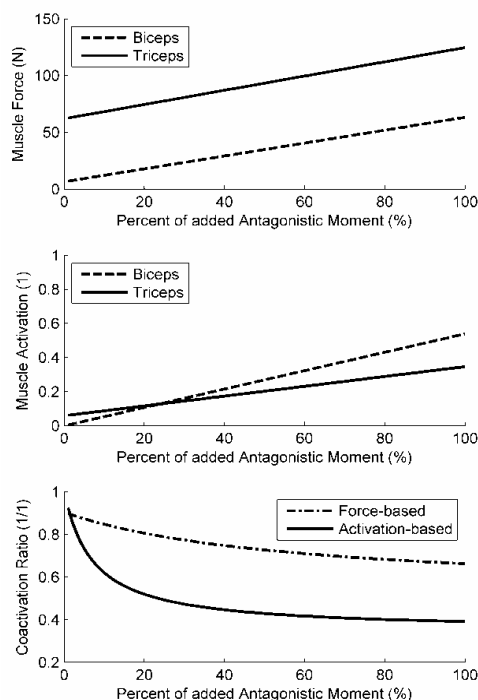
$$r_1 F_1 - r_2 F_2 = M_{ext} \quad (1)$$

که در آن r_1 و r_2 بازوی اهرمی دو عضله مفصل با نیروهای F_1 و F_2 می‌باشند و طرف دیگر معادله، M_{ext} ، گشتاور خارجی است که با گشتاور داخلی خنثی می‌گردد (شکل ۱).

احتمالا اگر رابطه NEMG و نیرو غیر خطی باشد، پاسخ‌های حاصل از دو رابطه (۴) و (۵) مقادیر یکسانی نخواهند بود. به علاوه مولفه غیرفعال (Passive) نیروی عضله در رابطه نیروی تولید شده بر حسب سطح فعالیت عضله نیز تابع سطح فعالیت نبوده و عامل دیگر ایجاد تفاوت در نتایج روابط (۴) و (۵) است (۲۶).

مثال عددی

شکل ۲، مثالی از نتایج یک مدل بیومکانیکی یک درجه آزادی بازو با دو عضله را نشان می‌دهد (27-28). در این مثال نیروها، سطح فعالیت عضلات و نسبت‌های هم - فعالیتی تعریف شده در روابط (۴) و (۵) به ازای مقادیر مختلف گشتاور آنتاگونیستی نشان داده شده است. بازو در حالت 45° فلکشن و در حال تعادل استاتیک، گشتاور خارجی فلکسوری $1/75 \text{ Nm}$ را تحمل می‌کند. همانطور که دیده می‌شود، سطح مقطع فیزیولوژیک متفاوت عضلات، گشتاور خارجی وارده و نیز نیروی غیرفعال عضلات باعث ایجاد تفاوت قابل توجهی در نسبت‌های مختلف هم - فعالیتی تعریف شده در روابط (۴) و (۵) شده است.



شکل ۲. نگهداری استاتیک مفصل بازو در حالت 45° فلکشن و در حال تعادل، در حالی که گشتاور خارجی فلکسوری 1.75 N.m را

می‌کند، ولیکن به دلیل افزایش بارگذاری مفصل و افزایش مصرف انرژی در بیشتر مواقع یک استثناء در استراتژی کنترل به شمار می‌آید. توضیح مسئله در این است که با وجود اینکه اغتشاشات در سطح و اندازه تخمین حسگرها می‌باشند، برای جبران خطای ناشی از *noise* در عملگرها (یعنی عضلات) و وجود اغتشاشات غیر قابل پیش بینی در جهان خارج، کنترل گشتاور لازم ولی کافی نخواهد بود، لذا هم - فعالیتی عضلات میزان سفتی (*stiffness*) مفصل را نیز تعیین می‌کند (۲۵). در شرایط کلی وجود حرکت، تعادل استاتیک به تعادل دینامیک قابل تعمیم است که در این حالت نقش عضلات و طبقه بندی آنها با توجه به فازهای مختلف حرکتی پیچیده‌تر می‌شود و این دو عضله با تنظیم میزان فعالیت و زمان فعالیت خود حرکت مفصل را در فضای مکانی - زمانی میسر می‌کنند. بر این اساس در این حالت کنترل امپدانس مفصل با میزان هم - فعالیتی عضلات مشخص می‌شود تا در تعامل با دنیای خارج با وجود خطاها، *noise*ها و اغتشاشات بتوان اهداف مراکز فرمان را اجرا و ارضا نمود.

بیان کمی هم - فعالیتی

میزان هم - فعالیتی عضلات را می‌توان به صورت یک نسبت (*ratio*) تصور نمود. در این مثال ساده در خصوص زمانی که $M_{ext} \geq 0$ ، و از آن جایی که $r_r > 0$ می‌باشد. لذا درصد هم - فعالیتی را می‌توان با عبارات ذیل نشان داد که دامنه این متغیر می‌تواند به گونه‌ای متفاوت ظاهر شود:

$$Coactivation Ratio = \frac{F_2 + F_1}{F_1} \quad (3)$$

بالا

$$Coactivation Ratio = \frac{F_2}{F_1 + F_2} \quad (4)$$

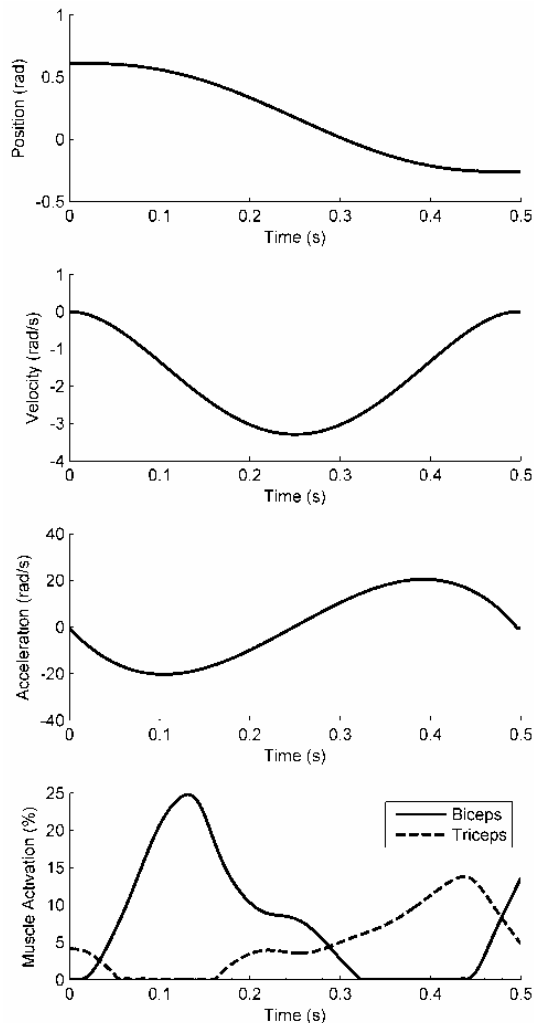
بالا

قابل توجه است که این رابطه بر مبنای میزان تهییج یا *EMG* ثبت شده از فعالیت عضلات محاسبه شود (۱۴). لذا:

$$Coactivation Ratio = \frac{NEMG_2}{NEMG_1 + NEMG_2} \quad (5)$$

از حداقل صفر تا به بالا

اندازه گیری فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات و تخمین صورت می گیرد بسیار متفاوت خواهد بود و اگر همکاران بالینی برای آزمون فرضیه ای علاقه مند به اندازه گیری هم - فعالیتی عضلات باشند باید این جزئیات را کاملاً رعایت نمایند.



شکل ۳. منحنی های سینماتیک حرکت آرنج در فلکشن بازو از 0° به فلکشن 105° در مدت 0.5 ثانیه، و فعالیت عضلات دو سر و سه سر (زاویه بر حسب توضیح شکل ۱).

تحمل می کند. سطح فعالیت عضلات Biceps و Triceps و نسبتهای هم - فعالیتی تعریف شده در روابط (۴) و (۵) به ازای مقادیر مختلف گشتاور آنتاگونیستی نشان داده شده است.

حالت دینامیک

در معادله تعادل نیروها، برای حالت دینامیک (شکل ۱):

$$\sum M = I\ddot{\theta} \quad (۶)$$

$$r_1 F_1 - r_2 F_2 + mgd \sin(\theta) = I\ddot{\theta}$$

در قسمت شتاب فلکشن، جاذبه و فلکسورها نقش آگونیست را دارند و اکستنسورها نقش آنتاگونیست. در فاز ایست یا ترمز، اکستنسورها آگونیست هستند و فلکسورها آنتاگونیست.

به بیان دیگر، در حالت فعالیت دینامیکی (مثل حرکت مفصل از نقطه ای به نقطه دیگر) که مفصل نمودار کلی از حرکت را نشان خواهد داد (شکل ۳) و هر عضله در فاز شتاب و ترمز حرکت (ایست) نقش آفرینی می نماید، طبقه بندی عضله به عنوان آگونیست و آنتاگونیست توسط هم فاز بودنش با شتاب مشخص می شود تا با علامت مثبت یا منفی بازوی اهرمی عضله. به طور مثال در حرکت فلکشن آرنج، عضله دو سر بازویی تا زمانی که فاز شتاب است آگونیست محسوب می شود و در فاز ایست عضله سه سر بازویی آگونیست به شمار می آید (شکل ۳). در این مثال هم - فعالیتی عضلانی در فاز شتاب به میزان اضافه فعالیت عضله سه سر بازویی بستگی دارد و در فاز ایست به میزان اضافه فعالیت عضله دو سر بازویی. شایان ذکر است که تعریف آگونیست و آنتاگونیست بر حسب فاز شتاب، جهت استفاده در روابط (۵) و (۶) انجام شده است.

موارد پیچیده تر مانند Spine

در ادبیات ستون فقرات کمری، وجود کمردرد، ترس از درد و نگرانی از بروز مجدد آسیب بر اثر حرکت، آرایش و الگوی به کارگیری عضلات را تغییر می دهند (۲۹) و با افزایش هم - فعالیتی با توجه به تأثیرات طول - سرعت عضله در رابطه بین نیروی عضلانی و مقدار فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات، بدون در نظر گرفتن تأثیرات فوق میزان هم - فعالیتی عضلانی که از طریق

منابع

- 1- van Dieen JH, Selen LP, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003 Aug;13(4):333-51.
- 2- Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Axe MJ, Buchanan TS. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. *J Orthop Res*. 2003 Nov;21(6):1131-7.
- 3- Falla D, Bilenkij G, Jull G. Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine*. 2004 Jul 1;29(13):1436-40.
- 4- Dewald JP, Pope PS, Given JD, Buchanan TS, Rymer WZ. Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects. *Brain*. 1995 Apr;118 (Pt 2):495-510.
- 5- Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*. 1992 Dec;5(4):383-9; discussion 97.
- Gardner-Morse MG, Stokes IA. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar 6-spine stability. *Spine*. 1998 Jan 1;23(1):86-91; discussion -2.
- 7- van Dieen JH, Cholewicki J, Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*. 2003 Apr 15;28(8):834-41.
- 8- Kiefer A, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Stability of the human spine in neutral postures. *Eur Spine J*. 1997;6(1):45-53.
- 9- Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*. 2000 Apr 15;25(8):947-54.
- 10- Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Buchanan TS. Altered quadriceps control in people with anterior cruciate ligament deficiency. *Med Sci Sports Exerc*. 2004 Jul;36(7):1089-97.
- 11- Williams GN, Snyder-Mackler L, Barrance PJ, Axe MJ, Buchanan TS. Neuromuscular function after anterior cruciate ligament reconstruction with autologous semitendinosus-gracilis graft. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005 Apr;15(2):170-80.
- 12- Jull GA, Richardson CA. Motor control problems in patients with spinal pain: a new direction for therapeutic exercise. *J Manipulative Physiol Ther*. 2000 Feb;23(2):115-7.
- 13- O'Sullivan PB, Beales DJ, Beetham JA, Cripps J, Graf F, Lin IB, et al. Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. *Spine*. 2002 Jan 1;27(1):E1-8.
- 14- Zeinali Davarani S, Hemami H, Barin K, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Dynamic stability of spine using stability-based optimization and muscle spindle reflex. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. to be published.
- 15- Reeves NP, Cholewicki J. Modeling the human lumbar spine for assessing spinal loads, stability, and risk of injury. *Crit Rev Biomed Eng*. 2003;31(1-2):73-139.
- 1 McGill 6 - S . Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation. Champaign, IL: Human Kinetics 2002.

- 17-Lloyd DG, Buchanan TS, Besier TF. Neuromuscular biomechanical modeling to understand knee ligament loading. *Med Sci Sports Exerc.* 2005 Nov;37:1139-43
- 18-Williams GN, Chmielewski T, Rudolph K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001 Oct;31(10):546-66.
- Lewek MD, Chmielewski TL, Risberg MA, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability after anterior cruciate ligament rupture. *Exerc Sport Sci Rev.* 2003 Oct;31(4):195-200.
- 20-Richardson C, Jull G, Hides J, Hodges P. *Therapeutic Exercise for Spinal Segmental Stabilisation in Low Back Pain*: Churchill Livingstone 1998.
- 21-Karniel A, Inbar GF. Human motor control: learning to control a time-varying, nonlinear, many-to-one system. *IEEE Trans Syst Man Cybern C Appl Rev.* 2000;30(1):1-11.
- 22- Hogan N. Impedance control: an approach to manipulation, Parts I-III. *ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control.* 1985;107:1-24.
- 23-Sergio LE, Hamel-Paquet C, Kalaska JF. Motor cortex neural correlates of output kinematics and kinetics during isometric-force and arm-reaching tasks. *J Neurophysiol.* 2005 Oct;94(4):2353-78.
- 24-Prochazka A. Quantifying proprioception. In: Binder M, McDonnaugh J, eds. *Peripheral and Spinal Mechanisms in the Neural Control of Movement*. 1st ed. Amsterdam, NY: Elsevier 1999:133-42.
- Shadmehr R, Arbib MA. 25-A mathematical analysis of the force-stiffness characteristics of muscles in control of a single joint system. *Biol Cybern.* 1992;66(6):463-77.
- 26-Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng.* 1989;17(4):359-411.
- 27-Pigeon P, Yahia L, Feldman AG. Moment arms and lengths of human upper limb muscles as functions of joint angles. *J Biomech.* 1996 Oct;29(10):1365-70.
- 28-Pennestri E, Stefanelli R, Valentini PP, Vita L. Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb. *J Biomech.* 2007;40(6):1350-61.
- 29-Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003 Aug;4(3)

Co-activation of Muscles in Biomechanical Modeling

Nasserolelami B^{}, Mousavi SJ¹, Parnianpour M²*

Abstract

Muscles co-activation is a significant concept often used in the studies of spine and knee joint biomechanics and rehabilitation. Researchers and clinicians use this measure to design rehabilitation strategies and/or evaluate clinical interventions. In this paper, biomechanical and physiological consequences of co-activation of muscles are discussed succinctly using a number of illustrative examples. The paper shall further demonstrate the need for more cooperation and interaction between clinicians and biomechanical engineers for development of better biomechanical models, assisting the development of new experimental designs and more precise methods of evaluating neuromuscular performance during functional tasks.

Keywords: Muscles Co-activation, Biomechanics, Modeling.

*Nasserolelami B (MSc) Sharif University

1- Mousavi SJ (MSc) Tehran University

2- Parnianpour M (PhD)- SHarif University

E-mail: nasserolelami@mech.sharif.edu