DOI: 10.22041/ijbme.2004.13513

Sensitivity Analysis of Muscle Activation-Joint Position Using Computer Simulation of a Model for the Thumb and Index Finger

A. Esteki

Department of Medical Physics and Engineering, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

Received 5 September 2002; received in revised form 20 July 2004; accepted 25 October 2004

Abstract

Computer simulation of a three dimensional model of the thumb and index finger was used to perform a sensitivity analysis of each joint position to individual muscle activation level. The results were used to study the effect of each muscle on hand posture and select specific muscles to get a desired posture of the hand to assist the implementation of FNS systems. The hand was treated as a multi-body system including rigid segments connected by joints. Each joint was subjected to a total moment including muscle active and joint passive components. The forward approach, in which the equilibrium equations are solved for joint positions as a function of muscle moments, was used. The results showed that at the base joint of the index finger, flexion effect of the extrinsic flexor muscles was about two times of that of the intrinsic muscles. It was also shown that each muscle of the extensor system is individually more effective than the extrinsic flexor muscles. At the more distal joints, intrinsic muscles acted as feeble extensors. At the base joint of the thumb, extensor muscles were much more powerful than the flexor and flexor effect of adductor muscles. Also, abductor muscles were much more effective than the adductors. It was revealed that flexor muscles of the more distal joints are as strong as the extensor muscles. The conclusions are that: the minimum required muscles for appropriate positioning of the hand and for grasp and applying force to objects are limited.

Keywords: Modelling; Simulation; Sensitivity analysis; Functional electrical stimulation; Thumb; Index finger

***Corrsponding author**
Address: *Medical Physics and Engineering Department, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, I.R.Iran*
Tel*: +9821 23872566*
Fax*: +9821 2414137*
E-mail: *aesteki@sbmu.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2004.13513

بررسي كمي ميزان تأثير عضلات دست انسان بر موقعيت مفاصل انگشت اشاره و شست با استفاده از یک مدل استاتيكي سه بعدي

علي استكي

دانشگاه علوم پزشكي شهيد بهشتي، گروه مهندسي و فيزيک پزشكي

تاریخ ثبت اولیه: ۱۳۸۱/۶/۱۵، تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۱۳۸۳/۴/۳۰، تاریخ پذیرش قطعی: ۱۳۸۳/۸/۴

چكيده

ميزان دقيق تأثير عضلات دست بر زواياي انگشتان به واسطه پيچيدگي سيستم حركتي دست انسان روشن نيست. اين امر جهت بازيابي عملكرد حركتي از دست رفته با استفاده از تحريک الكتريكي عملكردي ضروري است. در اين مطالعه، با استفاده از یک مدل سه بعدي از شست و انگشت اشاره، ميزان تأثير سطح تحريک هر یک از عضلات مؤثر خارجي و داخلي دست انسان بر موقعيت هر یک از مفاصل آن به صورت كمي بررسي گرديد. كف دست، شست و انگشت اشاره به عنوان یک زنجيره از اجسام صلب كه توسط مفاصل با یک يا دو درجه آزادي چرخشي به يكديگر متصل هستند مدل شد. به هر مفصل، گشتاور حاصل از نيروي عضله و گشتاور غيرفعال مفصل اعمال گرديد. معادلات تعادل استاتيكي مفاصل بر اساس سطح تحريک هر عضله از صفر تا صد در صد با استفاده از روش مكانيک مستقيم به صورت عددي حل شدند كه در آن، موقعيت هر مفصل به عنوان تابعي از ميزان تحريک هر عضله محاسبه گرديد. نتايج نشان داد در مفصل متصل كننده انگشت اشاره به دست، اثر فلكسيوني عضلات خارجي تقريباً دو برابر اثر عضلات داخلي است و هر یک از عضلات سيستم اكستنسور به تنهائي قوي تر از عضلات فلكسور خارجي هستند. در مفصل هاي ديستال انگشت اشاره، عضلات داخلي به عنوان اكستنسورهاي ضعيفي عمل مي‌نمايند. در مفصل متصل كننده شست به دست، عضلات اكستنسور قوي تر از عضلات فلكسور و اثر فلكسوري عضلات اداكتور مي‌باشند و عضلات ابداكتور مؤثرتر از عضلات اداكتور هستند. عضلات فلكسور در مفاصل ديستال شست هم پايه عضلات اكستنسور عمل مي‌نمايند. در افرادي كه از تحريک الكتريكي عضلات جهت بازيابي حركت دست استفاده مي‌كنند، مناسب ترين و حداقل عضلات لازم براي ايجاد زواياي مورد نظر و نيز جهت گرفتن و اعمال نيرو به اجسام تعيين گرديد.

واژه هاي كليدي: مدلسازي؛ شبيه سازي؛ تحريک الكتريكي عملكردي؛ انگشت اشاره؛ شست

*عهده دار مكاتبات

نشاني: تهران، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، گروه مهندسی و فیزیک پزشکی

تلفن: ۲۳۸۷۲۵۶۶ - ۰۲۱، دورنگار: ۲۴۱۴۱۳۷ - ۰۲۱، پیام نگار: aesteki@sbmu.ac.ir

۱- مقدمه

انسان با به کارگيري عضلات خارجي و داخلي دست، وضع و حالت[1] مورد نظر را در انگشتان خود جهت انجام فعاليتهاي روزمره ايجاد مي‌نمايد. ميزان دقيق تأثير هر عضله و درصد تحريک آن در هر يک از مفاصل انگشتان و وضع و حالت کلي آن کاملاً روشن نيست. در به کارگيري روش تحريک الکتريکي عضلات، FES[2]، براي ايجاد حالتهاي مختلف دست، آن گونه که در يک دست سالم رخ مي‌دهد، لازم است اين ميزان تأثير به صورت دقيق و کمي جهت انتخاب عضلات مناسب و ميزان تحريک عضلات منتخب براي هر وضع و حالت مورد نظر معين باشد [۱-۴]. عدم تعيين اين رابطه منجر به استفاده غيرصحيح و يا غيربهينه از اين روش و احياناً ناکارآمدي آن مي‌گردد [۵].

پژوهشگراني که در اين زمينه فعاليت دارند از يکي از دو روش متداول مدلسازي عملکرد اعضاي حرکتي بدن يعني ديناميک معکوس [۷،۶] و مستقيم [۸] استفاده نموده اند. در روش معکوس، معادلات تعادل با استفاده از زاويه معين مفاصل جهت بدست آوردن نيروي عضلات حل مي‌گردند. اين روش منجر به حل يک مسئله نامعين مي‌شود، چرا که تعداد عضلات (مجهولات) بيشتر از تعداد معادلات است، لذا لازم است تعداد معادلات را افزايش داد يا از تعداد مجهولات کاست. براي مثال، An و همکاران [٦] در مدل خود که شامل کليه انگشتان دست مي‌گرديد معادلات تعادل را با استفاده از روش بهينه سازي حل نمودند. البته معيارهاي بهينه سازي مختلفی مي‌توان يافت که منجر به جوابهاي متفاوتي مي‌گردند، اما از آنجایی که هنوز دقيقاً روشن نيست انسان از کداميک از اين معيارها استفاده مي‌نمايد، اين روش براي تحقق اهداف اين تحقيق مناسب به نظر نمي‌رسد. Buchholz و همکاران [۷] يک مدل سه بعدي از شست و کليه انگشتان دست ارائه نمودند و آن را جهت بررسي در دست گرفتن يک جسم ثابت به شکل استوانه به کار بردند. در اين شبيه سازي، زاويه شست و انگشتان توسط موقعيت و قطر جسم تعيين شده و با استفاده از روش معکوس، نيروي عضلات محدودي معين گرديده است.

با توجه به تعداد زياد عضلات کنترل کننده شست و انگشت اشاره و حالت خاص انگشتان براي در دست گرفتن اجسام استوانه اي شکل، اين روش نيز هدف اين تحقيق را برآورده نمي‌نمايد.

در روش مستقيم، معادلات تعادل با استفاده از نيروي مشخص عضلات جهت بدست آوردن زاويه مفاصل به کار گرفته مي‌شوند. Wells [۸] با استفاده از روش مستقيم، يک مدل دو بعدي از حرکت انگشت اشاره ارائه داده و همزمان، اهميت گشتاورهاي غيرفعال يا مقاومتي را در تعيين وضعيت استاتيکي دست نشان داده است. مدل عضله به کار رفته در اين تحقيق فقط شامل خصوصيت نيرو- طول عضله مي‌شد. دو بعدي بودن اين مدل، شامل نشدن شست که نقش کليدي در عملکرد دست دارد و سادگي مدل عضله آن، استفاده از اين مدل را جهت دستيابي به اهداف اين پژوهش ناممکن مي‌سازد. مدل ارائه شده در اين تحقيق، شست و انگشت اشاره را شامل مي‌شود، هر چند که به دليل شباهت زياد عملکرد آنها با ساير انگشتان، نتايج حاصل از اين مدل مي‌تواند برای انگشتان ديگر نيز تعميم داده شود.

۲- روش

مدل ارائه شده شامل يک زنجيره از اجسام صلب است که توسط مفاصل با يک يا دو درجه آزادي چرخشي به يکديگر متصل شده اند. کف دست به عنوان زمين و هر بند از شست و انگشت اشاره به صورت يک جسم صلب در نظر گرفته شد. به هر مفصل، گشتاور فعال عضلاتي که روي آن مفصل عمل مي‌کنند و گشتاور غيرفعال يا مقاومتي ناشي از تغيير شکل بافت نرم محاط بر آن مفصل وارد مي‌شود. تعادل اين گشتاورها حول هر مفصل، تعيين کننده زاويه آن مفصل است. مفصل متصل کننده انگشت اشاره به دست (MCP) و مفصل متصل کننده شصت به دست (CMC) با دو درجه آزادي فلکسيون - اکتنسيون و ابداکسيون - اداکسيون و بقيه

[1] Posture

[2] **F**unctional **E**lectrical **S**timulation

جدول ۱- ضرایب محاسبه گشتاور غیرفعال بر اساس زاویه مفصل [۱۰]

ضرایب مدل	مفصل هاي شست				مفصل هاي انگشت اشاره			
	CMC (flx)	CMC (add)	MP (flx)	IP (flx)	MCP (flx)	MCP (add)	PIP (flx)	DIP (flx)
a (N-cm)	۰/۰۳۰	۰/۴۶۳	۰/۶۲۹	۱/۵۳۴	۰/۶۵۴	۳/۶۶۲	۱/۵۹۷	۰/۹۳۵
b	-۰/۰۱۰	-۰/۸۲۲	-۲/۵۰۵	-۸/۲۳۰	-۲/۴۱۲	-۴/۵۳۹	-۳/۲۷۵	-۵/۶۳۱
c	۲۹/۷۰۰	۳۰/۱۱۰	۵/۷۱۴	۲/۰۷۴	۴/۵۲۳	۲۱/۷۳۰	۲/۰۴۷	۲/۶۱۰

مفاصل (دو مفصل انگشت اشاره و دو مفصل شست) با یک درجه آزادي فلکسیون - اکستنسیون مدل شدند. گشتاور غیرفعال (M_p) بر اساس تابعي غیرخطي از زاویه مفصل (Θ) و زاویه استراحت مفصل (Θ_0) محاسبه شده اند [۱۰]:

$$M_p(\Theta) = a(e^{b(\Theta-\Theta 0)} - e^{c(\Theta-\Theta 0)}) \quad (1)$$

ضرایب a، b و c براي هر مفصل در جدول ۱ آورده شده است. براي محاسبه نیروي عضلات از یک مدل توسعه یافته خطي بر اساس مدل Hill استفاده شد [۱۱،۱۰]. خصوصیات غیرفعال عضله در مدل گشتاور غیرفعال در نظر گرفته شده و فقط خصوصیات فعال عضله در این مدل ملحوظ گردید. در مجموع شانزده عضله، ده عضله خارجي و شش عضله داخلي دست، مدل شدند (فهرست عضلات در قسمت علائم اختصاري آورده شده است.). ابعاد متوسط هر جزء از مدل از نتایج مطالعات دیگران اخذ گردید [۹].

خصوصیت نیرو - طول عضله به صورت یک فنر خطي و طبق معادله ۲:

$$F_{iso} = AK_m(L_m - L_{m0}) \quad (2)$$

در نظر گرفته شد که در آن F_{iso} نیروي ایزومتریک، A سطح تحریک (عددي مابین صفر تا یک)، K_m سفتي عضله در حداکثر سطح به کارگیري، L_m طول عضله و L_{m0} طول استراحت آن (یعني طولي که در آن نیرویي تولید نميشود.) ميباشد. در این مدل، اثر تواتر تحریک، T_f، در سفتي عضله و طول استراحت آن طبق روابط زیر در نظر گرفته شده است:

$$K_m = bF_0T_f \quad (3)$$

$$L_{m0} = L_{max} - 1/(bT_f) - (a/b) \quad (4)$$

در نتیجه:

$$F_{iso} = AF_0(1 + (a + b(L_m - L_{max}))T_F) \quad (5)$$

به طوري که F_o نیروي حداکثر تخمیني عضله در تواتر بسیار زیاد، L_{max} طول حداکثر عضله و a و b ضرایب تجربي وابسته به خصوصیات عضله ميباشند. مقدار نیروي حداکثر بر اساس سطح مقطع عضله محاسبه گردید [۶] و ضرایب a و b از اندازه گیریهاي گزارش شده [۱۲] بدست آمد (جدول ۲). از جرم عضلات با توجه به تأثیر ناچیز آن در مقایسه با حداکثر نیروي ایزومتریک صرف نظر گردید.

اثر تاندون در مدل عضله به صورت یک فنر خطي در نظر گرفته شد. سفتي تاندون، K_t، بر اساس سطح مقطع، A_t [۱۳]، طول، L_t [۱۵،۱٤]، و ضریب کشساني آن، E_t [۱۶]، از رابطه خطي زیر محاسبه گردید:

$$K_t = A_tE_t/L_t \quad (6)$$

در نتیجه نیروي تولید شده توسط تاندون عبارت است از:

$$F_t = K_t(L_t - L_{to}) \quad (7)$$

که در آن، L_{to}، طول استراحت تاندون ميباشد. طول تاندون، L_t، بر اساس طول مجموعه عضله تاندون برابر است با:

$$L_t = L - L_m \quad (8)$$

در مورد عضلاتي که تاندون آنها حول مفاصل چرخش نموده و بازوي گشتاور آنها تقریباً ثابت است، طول مجموعه عضله - تاندون، L_{mt}، از رابطه زیر بدست ميآید:

$$L_{mt} = L_0 + \sum d_i\Theta_i; \qquad i=1, 2, \ldots, n \quad (9)$$

به طوري که L_o، طول مجموعه عضله - تاندون در حالتي است که همه مفاصل تحت زاویه صفر درجه قرار دارند، d_i بازوي گشتاور تاندون حول هر مفصل (جدول ۳)، Θ_i زاویه هر مفصل و n تعداد مفاصلي است که تاندون حول آن مفاصل اعمال گشتاور مينماید [۶]، لذا نیروي تاندون برابر خواهد بود با:

$$F_t = K(L_0 + \sum d_i\Theta_i - L_m - L_{t0}) \quad (10)$$

جدول ۲- مشخصات ابعادي و طول- نيرو عضلات به كار رفته در مدل [۱۲]

عضله	مشخصات ابعادي		ضرايب طول- نيرو	
	L_{max} (cm)	L_{min} (cm)	$a \times 10^{-4}$ (1/s)	$b \times 10^{-3}$ (1/cm.s)
FDP	۴۶/۲	۳۷/۸	۱	۰/۸۹۵
FDS	۴۷	۳۹/۹	۱	۱/۰۵۴
EI	۳۳	۲۷/۴	۱	۱/۳۴۲
EDC	۴۸/۵	۴۰/۹	۱	۰/۹۸۴
UI	۷/۷	۵/۷	۱	۳/۷۵۰
RI	۱۰	۹	۱	۷/۵۰۰
FPL	۴۰/۱	۳۴/۸	۱	۱/۴۱۰
FPB	۶/۸	۶/۵	۱	۲۴/۱۹۰
EPL	۲۹/۷	۲۳/۹	۱	۱/۲۸۰
EPB	۱۹/۶	۱۵/۵	۱	۱/۸۴۰
APL	۱۸	۱۶	۱	۳/۷۵۰
APB	۸/۱	۷/۸	۱	۲۵
ADPo	۸	۵	۱	۳
ADPt	۷/۵	۴	۱	۳
DI1t	۸/۵	۵	۱	۲/۱۴۰
OPP	۳	۲/۴	۱	۱۵

با استفاده از روابط بالا، نيروي كلي مجموعه عضله - تاندون، F_m، از رابطه زير بدست مي آيد:

$$F_m = K(L + \sum d_i \Theta_i) \quad (۱۱)$$

به طوري كه،

$$K = AK_mK_t/(AK_m + K_t),$$
$$L = L_0 - (L_{m0} + L_{t0}) \quad (۱۲)$$

در نهايت، معادله تعادل استاتيكي زير:

$$\Sigma M = (F_m * d_i) + M_p \quad (۱۳)$$

در هر مفصل و براي هر عضله بدست آمده و دستگاه معادلات جبري حاصل حل مي‌گردد. در مورد عضلاتي كه بازوي گشتاور متغيري حول مفاصل دارند، مؤلفه هاي گشتاور از ضرب خارجي بردار موقعيت نقطه اتصال عضله به استخوان [۹] نسبت به مركز مفصل و بردار نيروي عضله محاسبه شدند.

براي شبيه سازي مدل از زبان برنامه نويسي فورترن ۷۷ استفاده شد. برنامه در يك حلقة اجرا قرار گرفت و با انتخاب هر عضله و تغيير ميزان تحريك آن از صفر تا يك در ده مرحله، زاويه تمامي مفاصل محاسبه و در يك پرونده ذخيره گرديد. نهايتاً، اطلاعات جمع آوري شده توسط نرم افزار Excel رسم و بررسي گرديد.

۳- نتايج

شبيه سازي مدل نشان داد در كليه مفاصل، منحني هاي زاويه مفصل - درصد تحريک عضله به طور کامل غيرخطي مي‌باشد. تنها حدود بيست درصد از ميزان حداكثر تحريک عضله منجر به چرخش مفصل تا بيش از هفتاد درصد حداكثر زاويه مفصل مي‌گردد (شكل هاي ۱ و ۲). عضلات خارجيFDP وFDS موجب فلكسيون مفصل MCP انگشت اشاره به ميزان تقريبي۹۰ درجه شده و پس از آن به ترتيب عضلات داخلي UI و RI با فلكسيون ۷۰ و ۶۰ درجه قرار دارند. عضلات EI و EDC باعث اكستنسيون ۳۵ درجه اي اين مفصل مي‌گردند (شكل 1a). از ميان شش عضله مدل شده انگشت اشاره فقط RI به صورت شديداً غيرخطي

جدول۳- بازوي گشتاور عضلات به کار رفته در مدل در هر مفصل [۶]

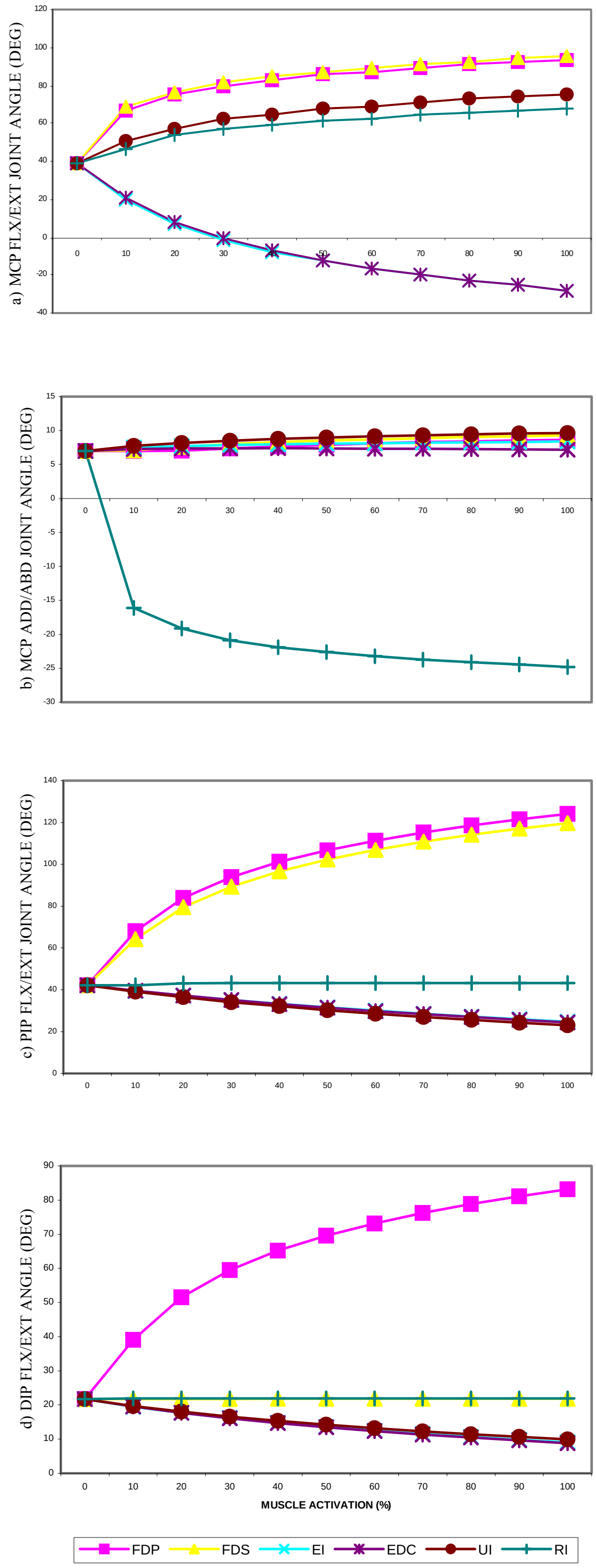
عضلات انگشت اشاره	بازوي گشتاور عضلات			
	CMC (flx)	CMC (add)	MP (flx)	IP (flx)
FPL	۰/۸۳	۰/۸۵	۱	۰/۹۸
FPB	۱/۸۷	۰/۷۸	۱	۰
EPL	-۱/۳۷	۰/۲۵	-۱/۰۷	-۰/۶۵
EPB	-۰/۸۴	-۰/۹۵	-۱/۰۳	۰
APL	۰/۴۷	-۱/۱۱	۰	۰
APB	۱/۴۶	-۰/۵۰	۱/۳۲	۰
عضلات شست	MCP (flx)	MCP (add)	PIP (flx)	DIP (flx)
FDP	۱/۱۱	۰/۱۱	۰/۷۹	۰/۴۱
FDS	۱/۱۹	۰/۱۷	۰/۶۲	۰
EI	-۰/۹۰	۰/۱۳	-۰/۲۷	-۰/۲۱
EDC	-۰/۸۶	-۰/۰۲	-۰/۲۷	-۰/۲۱
UI	۰/۶۶	۰/۵۸	-۰/۲۶	-۰/۱۶
RI	۰/۳۷	-۰/۶۱	۰	۰

مـوجـب ابداکسیون ۲۵ درجه اي MCP شده و بقیه به علت مقاومت انگشت میاني و دیگر انگشتان دست مقدار ناچیزي، حداکثر ۱۰ درجـه، اداکسیون ایجاد می‌نمایند (شکل 1b). در مفصل PIP، فـقـط FDP و FDS بـه صورت غیرخطي و بـه میـزان ۱۲۰ درجه فلکسیون و EI ، EDC و UI بـه میـزان ۱۵ درجـه اکستنسیون ایجاد می‌نمایند (شکل 1c). عضلات FDS و RI از مفصل DIP عبور نکرده و لذا تأثیري بـر ایـن مفصل ندارند. FDP تنها فلکسور ایـن مفصل ۸۵ درجـه فلکسیون و EI، EDC وUI به میزان ۱۰ درجه اکستنسورهاي این مفصل می‌باشند (شکل 1d).

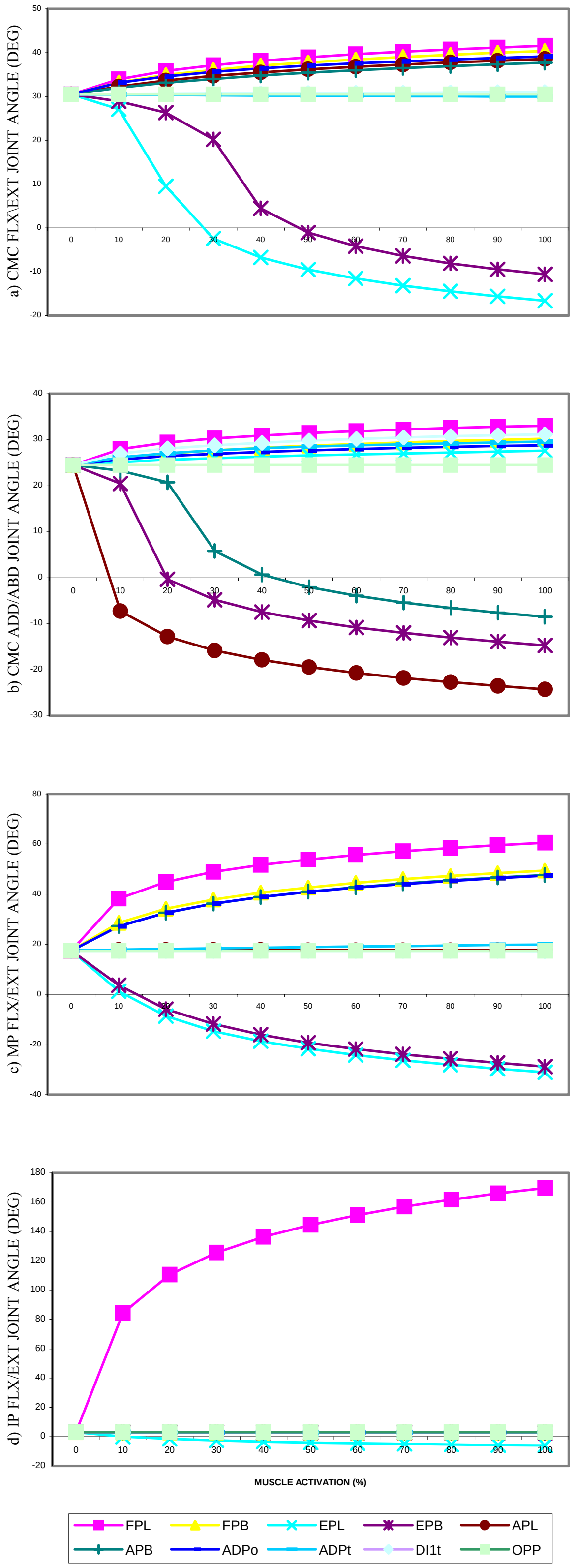
در مفصل CMC شست، عضله EPL، ۱۵ درجه و EPB، ۱۰ درجه اکستنسیون ایجاد می‌نمایند. FPL، FPB، APL و APB بـه ترتیب قـدرت داراي اثر فلکسوري از ۴۰ تا ۳۰ درجـه روي ایـن مفصل دارنـد (شکـل 2a). عـضـلات اداکتـوري مفصـل CMC بـا تـوجـه بـه مقاومت کـف دست، مـوجب چرخش ایـن مفصل تـنـها بـه میزان حداکثر ده درجه می‌گردند، لکن عـضـلات ابداکتوري، بـه ترتیب قـدرت اثـر APL، EPB و APB مـوجـب حـداکثـر پـنـجـاه درجـه ابداکسیون از نقطه استراحت مفصل می‌شوند (شکل 2b). در مفصل MP، عضله FPL، ۶۰ درجه و پـس از آن FPB و APB، ۵۰ درجه فلکسیون و عضلات EPL وEPB، ۳۰ درجـه اکستنسیون را به عهده دارند (شکل 2c). فقط ADPo اثـر فلکسیوني بـر مفصل CMC در حـدود اثـر FPB و APL (۳۵ درجـه) داشـتـه، ADPo اثـر اداکسیـونـي مشابه APB (۳۰ درجـه) دارد و بقیه عـضـلات داخلي نقش قابل توجهي در مفاصل شست ندارند.

۴- بحث

جـهـت ارزیابي مـدل، حداکثر نیروي ایزومتریک عـضـلات FDS، FDP، مکانیزم اکستنسوري (EDC + EI)، UI و RI که به صورت تجربي و کمي [۱۷] و عملکرد عضلات داخلي دست روي انگشتـان کـه بـه صورت تجربي و کیفي انـجـام گرفته است [۱۸] بـا نتایج مدل مقـایسه گردید. ایـن مقـایسه نشان می‌دهد حداکثر نیروي ایزومتریک براي عضلات FDP،FDS و UI، بسیار نزدیک بـه نتایج مـدل می‌باشد (جدول ۴)، ولیکن در مورد سه عضله دیـگر، تفاوت فاحشي مابین نتایج مدل و اندازه گیري هاي تجربي وجود دارد.



شکل ۱- منحنیهاي زواياي مفاصل انگشت اشاره بر حسب درصد تحریک عضله (زواياي مثبت بيانگر فلکسيون و اداکسيون مي باشند.)



شکل ۲- منحنیهاي زواياي مفاصل انگشت شست بر حسب درصد تحریک عضله (زواياي مثبت بيانگر فلکسيون و اداکسيون مي باشند.)

جدول ۴- مقایسه حداکثر نیروي ایزومتریک برخي از عضلات به کار رفته در مدل با نتایج تجربي اندازه گیري شده توسط Ketchum و همکاران [۱۷]

عضله	حداکثر نیروي ایزومتریک (نیوتن)	
	نتایج مدل	نتایج تجربي
FDP	۵۷/۹	۶۰/۶±۲۵/۹
FDS	۶۰/۹	۶۷/۸±۲۳/۲
EDC + EI	۲۷/۵	۵۸/۷±۲۸/۱
PI1	۱۹/۲	۲۷/۲±۱۱/۵
DI1	۱۹/۵	۵۳/۴±۲۴/۷

در مطالعه تجربي فوق الذکر، محققین از تعادل گشتاور نیروي خارجي و نیروي عضلات حول مفاصل انگشت اشاره جهت اندازه گیري حداکثر نیروي یک یا چند عضله استفاده نموده اند. در مفصل DIP تنها تاندون عضله FDP و در مفصل PIP، به جز FDP، تنها تاندون عضله FDS عمل فلکسیون را انجام مي‌دهند. بنابراین، نیروي این دو عضله با دقت مناسبي قابل اندازه گیري مي‌باشد، ما بواسطه اتصال عضلات داخلي دست (UI و RI) به تاندون مکانیزم اکستنسوري، نمي‌توان فرض نمود تنها این مکانیزم عامل اکستنسیون انگشت اشاره مي‌باشد، لذا مقادیر اندازه گیري شده بایستي بیشتر از مقدار واقعي باشند (جدول ۴). نتایج اندازه گیري تجربي، حداکثر نیروي تولید شده توسط RI را تقریباً معادل نیروي عضله FDP اعلام مي‌نماید، در صورتي که با توجه به سطح مقطع فیزیولوژیک عضلات داخلي و مقایسه آن با عضلات خارجي، پرواضح است که این عضلات نمي‌توانند نیروهاي برابر ایجاد نمایند. نتایج گزارش شده در مورد عملکرد عضلات داخلي دست روي انگشتان که در افراد سالم و تتراپلجیک به صورت تجربي و کیفي انجام گرفته است [۱۸] کاملاً با نتایج این پژوهش منطبق مي‌باشد. لازم به ذکر است در تحقیق مذکور فقط به عملکرد کیفي عضلات به صورت اکستنسور - فلکسور یا ابداکتور - اداکتور بودن هر عضله داخلي حول هر یک از مفاصل انگشتان دست اشاره شده و مقادیر کمي گزارش نشده اند.

نتایج شبیه سازي مدل در انگشت اشاره و شست نشان مي‌دهد تنها حدود بیست درصد تحریک عضله منجر به جابجایي قابل توجه مفاصل مي‌گردد. علت این امر را مي‌توان در میزان بسیار کم گشتاور مقاومتي در حدود زوایاي خنثاي مفاصل یافت. در مطالعات دیگران [۲،۱] نشان داده شده تحریک الکتریکي عضلات خارجي مي‌تواند تنها منجر به ایجاد حدود سي درصد حداکثر نیروي عضله در حالت طبیعي گردد. این دو واقعیت، دو نتیجه جالب توجه در بر دارد: اول اینکه با تحریک الکتریکي عضلات مي‌توان به حالات مختلفي که یک دست طبیعي در عملکردهاي روزمره به خود مي‌گیرد دست یافت. دوم اینکه، باقیمانده قدرت عضله، نه براي ایجاد حالت بلکه جهت اعمال نیروي خارجي به اجسام، به کار گرفته مي‌شود. لذا در دستي که با استفاده از تحریک الکتریکي عضلات حرکت مي‌نماید، به شرط طبیعي بودن وضعیت مفاصل، مي‌توان جهت ایجاد حالت مورد نظر دست از تحریک یکي از عضلات خارجي و جهت تأمین نیروي خارجي لازم از تحریک کلیه عضلات ممکن دیگر استفاده نمود. البته برخي از بیماران که از تحریک الکتریکي عملکردي عضلات استفاده مي‌نمایند داراي مفاصلي با حالتهاي خنثاي غیرطبیعي مانند "دست قلاب گونه"[۳] هستند. نتایج این تحقیق نشان مي‌دهد در این گونه موارد، نیروي عضلاني حاصل از تحریک الکتریکي، تأثیر ناچیزي در ایجاد حالتهاي شبه طبیعي دست در این افراد خواهد داشت و لذا لازم است به موازات تحریک الکتریکي عضلات، ترفندهاي دیگري از قبیل جابجایي تاندون ها و رهاسازي سفتي مفاصل توسط عمل جراحي به کار گرفته شود.

در اغلب فعالیتهاي روزمره، براي ایجاد حالت در دست، قبل از اعمال نیرو به جسم خارجي لازم است کلیه مفاصل انگشتان و شست اکستنسیون نمایند. علاوه بر این ضروری است مفاصل شست ابداکسیون نمایند تا شست در مقابل انگشتان قرار گیرد. با توجه به یکي از محدودیتهاي اصلي روش تحریک الکتریکي، که تعداد الکترودهاي

[3] Claw Hand

تحریـک میباشد، و بـر اساس نتایج حاصله، مناسب ترین و حداقل عضلات لازم EDC، EPL و EPB میباشند. لذا حداقل سه الکترود بایستي بـه این عضلات اختصاص یابند. به نظر میرسد براي گرفتن و اعمال نیرو بـه جسم نیز مناسب ترین و حداقل عضلات لازم FDP و FPL هستند کـه مـوجـب فلکسیون کـلیـه مفاصل و اداکسیون CMC میگردند. پس، این پنج عضله بـراي استفاده از سیستم هاي تـحریـک الکتریکي عملکردي لازم، ولـي نـه ضرورتاً کافي میباشند.

در برخي از پارامترهاي مـدل، تفاوتهاي فـاحـش میان افـراد مختلف مشاهده میشود، البته این تفاوتها مابین افـراد طبیعي و غیرطبیعي به مـراتـب مشخص تر است. لـذا تـنـها نتـایـج کلي، و نه مقـادیـر دقیق کمي حاصل از مـدلي کـه بر اساس پارامترهاي فـرد متوسط بدست آمده، قـابـل تعمیم بـه افـراد دیگر میباشد. جهت بدست آوردن و پیش بیني کمي و دقیق رفـتـار دست هـر فـرد، لازم است پـارامـتـرهایي کـه داراي حساسیت و تـأثیر بیشتري در نتایج حاصل از مـدل میباشند بـراي همان فرد اندازه گیري یـا تخمین زده شوند، اما تحلیل دقیق و کـامل جهت بدست آوردن میزان تـأثیر هر پارامتر در نتایج حاصل از مـدل، کـار بسیار دشواري است. مـدل شامل پانزده عضله، هفت مفصل، هفت جزء صلب و هشت درجـه آزادي است کـه منجر بـه وجـود تـعـداد بي شماري پارامتر میگردد. بـا این حال، معادلات نشان میدهد از میان تـعـداد بي شمار پارامترها، گشتاور مقـاومتي مفصل، حداکثر قـدرت عضله (یا به عبارت دیگر، سطح مقطع فیزیولوژیک عضله) و ابعاد دست، بیشترین تـأثیر را بر خروجي مـدل دارند، لـذا لازم است حداقل این پارامترها در مـورد هر فـرد خاص اندازه گیري شوند.

در ادامه این پژوهش مناسب است با قـرار دادن این مـدل در یـک حلقـه تکـرار و استـفاده از روشـهاي بهـینه سـازي، مناسب ترین عضلات و سطح تـحریـک عضلات منتخب، برنامه را بـراي دستیابي به زوایاي معیني از هر مفصل تعیین نمود. اضافه بـر این میتوان نیروهاي خـارجي حاصل از در دست گرفتن اجسام را به مدل حاضر اضافه نموده و اثر عـضـلات منتخب در گرفتن و اعمال نیرو به این اجسام را بررسي کرد.

۵- نتیجه گیری

نتایج حاصل از ایـن پژوهش نـشـان داد مناسب ترین و حداقل عضلات لازم براي ایجاد زوایاي مـورد نظر در دست افرادي که از تحریک الکتریکـي عضـلات جهـت بـازیـابي حرکت اسـتفاده مـيکنند، عبارتنـد از: Extensor Digitorum Communis، Extensor Pollicis Longus و Extensor Pollicis Brevis.

اضافه بر این، مناسب ترین و حداقل عضلات لازم بـراي گرفتن و اعـمـال نـیـرو بـه اجسام، Flexor Digitorum Profundus و Flexor Pollicis Longus میباشند، لـذا بـه نـظـر میرسد بـراي استفاده از سیستم هاي تـحریـک الکتریکي عملکردي، استفاده از ایـن پـنـج عضله لازم، ولـي نـه ضرورتـاً کـافـي، میباشد.

علائم اختصاری

Index finger joints:
MCP = Metacarpophalangeal,
PIP = Proximal Interphalangeal,
DIP = Distal Interphalangeal
Thumb joints:
CMC = Carpometacarpal,
MP = Metacarpophalangeal,
IP = Interphalangeal
Index finger muscles:
FDP = Flexor Digitorum Profundus,
FDS = Flexor Digitorum Superficialis,
EI = Extensor Indicis,
EDC = Extensor Digitorum Communis,
UI = Ulnar Interosseous,
RI = Radial Interosseous
Thumb muscles:
FPL = Flexor Pollicis Longus,
FPB = Flexor Pollicis Brevis,
EPL = Extensor Pollicis Longus,
EPB = Extensor Pollicis Brevis,
APL = Abductor Pollicis Longus,
APB = Abductor Pollicis Brevis,
ADP_o = Oblique head of Adductor Pollicis,
ADP_t = Transverse head of Adductor Pollicis,
$DI1_t$ = Transverse head of Dorsal Interosseous,
OPP = Opponens

مراجع

[1] Sadowsky CL; Electrical stimulation in spinal cord injury; Neuro Rehabilitation 2001;16(3):165-9.

[2] Chae J, Kilgore K, Triolo R, Creasey G; Functional neuromuscular stimulation in spinal cord injury; Phys Med Rehabil Clin N Am 2000; 11(1):209-26.

[3] Peckham PH, Keith MW, Freehafer AA; Restoration of functional control by electrical stimulation in the upper extremity of the quadriplegic patient; J of Bone and Joint Surg 1988; 70A:144-148.

[4] Kieth MW, Peckham PH, Thrope GB, Stroh KC, Smith B, Buckett JR, Kilgore KL, Jatich JW; Implantable functional neuromuscular stimulation in the tetraplegic hand; J Hand Surg 1988; 14A:524-530.

[5] Yamaguchi GT, Zajac FE; Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular A computerstimulation: A computer simulation study; IEEE Trans Biomed Eng 1990; 37:886-902.

[6] An KN, Chao YS, Cooney WP, Linscheid RL; Biomechanics of the hand: A basic research study, Submitted to: The American Academy of Orthopaedic Surgeons for Consideration of the Kappa Delta Award 1983.

[7] Buchholz B, Armstrong TJ; A kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities; J Biomech 1992; 25 N2:149-162.

[8] Keir PJ, Wells RP; The effect of typing posture on wrist extensor muscle loading; Hum Factors 2002; 44(3):392-403.

[9] Seireg A, Arvikar R; Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sports; Hemisphere Publ Co NY 1989.

[10] Esteki A, Mansour JM; An experimentally based nonlinear viscoelastic model of joint passive moment; J Biomech 1996; 29:443-450.

[11] Chiel HJ, Crago P, Mansour JM, Hathi K; Biomechanics of a muscular hydrostat: a model of lapping by a reptilian tongue; Biol Cybern 1992; 67:403-415.

[12] Crago PE; Muscle input/output model: the static dependence of force on length, recruitment and firing period; IEEE Trans on Biomed Eng 1992; 39:871-874.

[13] Blanton PL, Biggs NL; Ultimate tensile strength of fetal and adult human tendons; J of Biomech 1970;3:181-189.

[14] Brand PW; Clinical mechanics of the hand; The CV Mosby Co St Louis; 1985.

[15] Lieber RL, Fazeli BM, Botte MJ; Architecture of selected muscles of the arm and forearm; J Hand Surg 1992; 17(5):804-809.

[16] Benedict JV, Walker LB, Harris EH; Stress-strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendons; J of Biomech 1968; 1:53-63.

[17] Ketchum LD, Thompson DE; An experimental investigation into the forces internal to the human hand, In: Brand PW editor, Clinical Mechanics of the Hand; The CV Mosby Co St Louis; 1985.

[18] Lauer RT, Kilgore KL, Peckham PH, Bhadra N, Keith MW; The function of the finger intrinsic muscles in response to electrical stimulation; IEEE Trans Rehabil Eng 1999; 7(1):19-26.