بررسی میزان نیروی‌گیرش جانبی‌شست مددجویان کوادری پلژی تحت تحریک الکتریکی با استفاده ازشبیه‌سازی رایانه ای

چکیده

هدف: مفصل انتهائی‌شست دست مدد جویان کوادری پلژی‌که از تحریک الکتریکی عضلات جهت بازیابی حرکت انگشتان استفاده می‌نماید، هنگام عمل گیرش جانبی‌دچار خمش بیش از اندازه و در نتیجه گیرش ناموفق می‌گردد. در فعالیتهای روزمره این نوع گیرش جهت گرفتن و جابجا کردن برخی از اجسام کاربرد فراوانی دارد، لذا لازم است برای این دسته از مدد جویان این امکان حرکتی باز یابی گردد. فعلا" مشکل فوق توسط تثبیت بند انتهائی شست در امتداد بند میانی رفع می‌گردد که نیاز به عمل جراحی داشته و منجر به از دست دادن یک درجه‌آزادی می‌شود. در این تحقیق با استفاده از شبیه‌سازی رایانه ای یک مدل استاتیکی از دست، زاویه و نیروی گیرش در روش متداول و روشهای پیشنهادی جایگزین محاسبه و مقایسه گردید.

روش بررسی: در مدل ارائه شده، انگشتان، کف دست و جسم مورد گیرش به صورت صلب، ثابت و عمود بر صفحه افق و شست به شکل زنجیره ای از سه جسم صلب که توسط یک مفصل دو درجه‌آزادی به دست و دو مفصل یک درجه‌آزادی به یکدیگر متصل شده‌اند در نظر گرفته شد. به‌هر مفصل گشتاور مقاومتی، گشتاور فعال عضلات و گشتاور حاصل از نیروی خارجی بر بند انتهائی‌شست اعما ل گردید. عضلات فلکسور بلند شست (FPL: Flexor Pollicis Longus)، اکستانسور بلند شست (EPL: Extensor Pollicis Longus)، جمع کننده شست (ADP: Adductor Pollicis) و دور کننده شست (APB: Abductor Pollicis Brevis) در مدل بکار رفته و شش روش متفاوت مورد بررسی قرار گرفت: تحریک فلکسور بلند شست و فیوز کردن مفصل انتهائی‌شست ۱) در زاویه صفر (روش متداول)، ۲) در زاویه ۱۵ و ۳) در زاویه سی درجه؛ ۴) تحریک فلکسور بلند شست، ۵) تحریک همزمان فلکسور بلند شست و EPL و ۶) تحریک همزمان فلکسور بلند شست، ADP و APB بدون فیوز نمودن مفصل.

یافته‌ها: مقایسه مابین نتایج تجربی‌دیگران و نتایج حاصل از مدل مؤید اعتبار مدل است. یافته‌ها آشکار نمود استفاده از عضله فلکسور بلند شست بدون فیوز نمودن مفصل انتهائی‌شست موجب گیرش جانبی نامناسب با نوک شست می‌گردد. و فیوز نمودن مفصل در امتداد بند میانی، بدون ایجاد تغییر محسوسی در نیروی‌گیرش، زاویه گیرش را به شکل مؤثری بهبود می‌بخشد. اگر چه اضافه نمودن زاویه فیوز موجب افزایش ناچیز نیروی‌گیرش می‌شود، زاویه گیرش به مقدار قابل توجهی افرایش یافته و حالت گیرش را نامناسب می‌نماید. لذا نتایج مدل مؤید اثر بخشی‌روش متداول است. نتایج نشان می‌دهد میزان گشتاور خمشی خلفی اکستانسور بلند شست نمی‌تواند بر گشتاور خمشی قدامی‌فلکسور بلند شست غلبه نموده و تغییر قابل توجهی در حالت گیرش ایجاد نماید، لذا بنظر می‌رسد این راه حل پیشنهادی موفقیت‌آمیز نباشد. لکن در روش آخر، بدون نیاز به فیوز کردن مفصل، حالت گیرش تقریباً مشابه روش متداول بوده و نیروی‌گیرش ۶۰ درصد بیشتر از نیروی‌گیرش در روش متداول می‌باشد.

نتیجه‌گیری: در استفاده از تحریک الکتریکی عضلات می‌توان عمل گیرش جانبی‌شست را بدون عمل جراحی و با استفاده از تحریک الکتریکی هم زمان عضلات فلکسور بلند شست، جمع کننده شست و دور کننده شست بازیابی نمود.

کلید واژه ها: تحریک الکتریکی/ مدل ریاضی/ شست / گیرش جانبی / کوادری پلژی.

دکتر علی‌استکی

دکتـــرای مهنـــدسی پزشـــکی (بیومکانیک)، دانشیار گروه مهندسی و فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

* E-mail: aseteki@sbmu.ac.ir

مقدمه

عمده‌ترین فعالیت‌های روزمره انسان توسط دست و حرکت انگشتان صورت می‌پذیرد، که مهمترین این حرکت‌ها را می‌توان به دو دسته: گیرش روبرو و جانبی تقسیم نمود. در گیرش روبرو، شست از یکطرف و بند یا بندهایی از انگشتان از طرف مقابل برای گرفتن و جابجاکردن اشیاء بکار می‌روند، مانند حالت در دست گرفتن لیوان. در گیرش جانبی جسم ما بین بند انتهائی شست و گاهی اوقات بند انتهائی و یا بند میانی آن و قسمت جانبی انگشت اشاره قرار می‌گیرد، مانند حالت در دست گرفتن کلید. در این گیرش، نیروی شست توسط عضلات مربوطه ولی نیروی طرف مقابل توسط مقاومت غیر فعال کلیه انگشتان در جهت ابداکسیون - اداکسیون آنها تأمین می‌گردد. یکی از روشهای مددرسانی به بیماران کوادری پلژی‌که توانائیهای حرکتی خود را از دست داده‌اند استفاده از تحریک الکتریکی عضلاتی‌باشد(۱، ۲و۳). در این روش با استفاده از چند الکترود داخلی ایمپلنت شده جریان های الکتریکی کنترل شده‌ای به عضلات مورد نظر اعمال می‌گردد که موجب انقباض آن عضلات و در نتیجه حالت گیری، حرکت انگشتان مدد جو و گیرش اجسام می‌شود. عضله فلکسور بلند شست تنها عضله خم کننده شست است که از کلیه مفاصل آن عبور کرده و تحریک این عضله موجب ایجاد گشتاور خمشی قدامی در همه مفاصل شست می‌گردد (۴). جهت انجام عمل گیرش جانبی، بطور معمول از تحریک الکتریکی این عضله برای خم کردن مفاصل شست و اعما ل نیروی گیرش استفاده می‌شود (۲و۳). در افراد سالم و کوادری پلژی بند انتهایی‌شست، بر خلاف بند انتهایی انگشتان دیگر، در انتهای محدوده خمش خلفی خود در امتداد بندهای‌دیگر قرار نمی‌گیرد (۴). لذا فرد سالم هنگام عمل گیرش جانبی مفصل انتهایی‌شست خود را در حالت خمش قدامی‌حدود ۳۰ درجه با امتداد بند میانی قرار می‌دهد. در روش تحریک الکتریکی عضله فلکسور بلند شست، پس از اعما ل نیروی‌گیرش به دلیل گشتاور مخالفی‌که این نیرو در مفصل انتهایی‌شست ایجاد می‌نماید بند انتهایی به انتهای محدوده خمش خلفی خود رانده می‌شود (۱، ۲و۳). میزان این خمش در ابتدای استفاده از تحریک الکتریکی‌کمتر است، اما به مرور زمان بر اثر گشتاور حاصل از نیروهای‌گیرشی، مقاومت غیر فعال بافتهای محاط بر مفصل کاهش یافته و محدوده خمش خلفی‌آن زیادتر می‌گردد. در نتیجه فرد مدد جو نمی‌تواند در گیرش جانبی جسم را مابین قسمت جانبی انگشت اشاره و بند انتهایی شست قرار دهد. در افراد سالم، تعادل گشتاور عضلات و نیروی‌گیرشی، تأثیر گشتاور نیروهای‌گیرشی را محدود نموده و از خمش خلفی بیش از اندازه این مفصل جلوگیری می‌نماید. یکی از روشهای متداول برای رفع این مشکل، فیوز کردن مفصل انتهائی‌شست توسط نصب یک قطعه صلب در داخل آن بوسیله عمل جراحی‌است (۱و۳). به این ترتیب بند انتهائی و میانی‌شست در یک امتداد قرار می‌گیرند. اگر چه این روش مشکل فوق را تا حدودی مرتفع می‌سازد، لکن منوط به انجام عمل جراحی و حذف تنها درجه آزادی این مفصل است که در انواع دیگر گیرش مورد نیاز می‌باشد. بررسی و مقایسه روشهای جایگزین به صورت تجربی ممکن نیست، چرا که مستلزم انجام عمل جراحی و الکترود گذاری بر روی بیماران است. در تحقیق حاضر، روش متداول و روشهای نظری جایگزین توسط شبیه‌سازی رایانه ای یک مدل استاتیکی‌سه بعدی از شست مورد بررسی قرار می‌گیرد. در این بررسی زاویه و نیروی‌گیرش در هر روش محاسبه و با روشهای‌دیگر مقایسه می‌گردد. زاویه گیرش زاویه مابین بردار نیروی خارجی وارد بر جسم و امتداد افق، که بیانگر مناسب یا نامناسب بودن گیرش است، و نیروی‌گیرش مقدار مؤلفه عمودی این بردار می‌باشد. پس از انجام این بررسی نظری می‌توان روش یا روشهای موفق را در عمل تجربه نمود.

روش بررسی

تحقیق با استفاده از مدل ریاضی و شبیه‌سازی‌رایانه ای‌آنجام گرفت. در مدل، هر بند شست به صورت یک جسم صلب که توسط یک مفصل یک یا دو درجه آزادی چرخشی به بند دیگر متصل شده در نظر گرفته‌شد. مفصل متصل کننده شست به دست (CMC) با دو درجه آزادی (خمش خلفی-قدامی و ابداکسیون-اداکسیون) و دو مفصل میانی Metacar po phalingeal (MP) و انتهائی Inter phalingeal (IP) با یک درجه‌آزادی (خمش خلفی-قدامی) مدل شدند. ابعاد و جرم متوسط هر جزء از مدل از نتایج مطالعات دیگران اخذ گردید (۵). به‌هر مفصل برآیند گشتاورهای‌سه گانه: ۱) گشتاور مقاومتی‌یا غیر فعال مفصل، ۲) گشتاور فعا ل عضلات و ۳) گشتاور حاصل از نیروی‌گیرشی وارد بر بند انتهائی‌شست اعمال گردید. گشتاور مقاومتی به عنوان تابعی از زاویه مفصل از مدل ارائه‌شده توسط همین مؤلف (۶) و با توجه به محدوده حرکتی هر مفصل از شست تقریب زده شد. برای محاسبه نیروی عضلات از مدل توسعه یافته خطی‌که بر اساس مدل Hill بدست‌آمده (۷) استفاده گردید. مدل شامل عضلات فلکسور بلند شست (FPL)، اکستانسور بلند شست (EPL)، جمع کننده شست (ADP) و دور کننده شست (APB) می‌باشد. جسم مورد گیرش به صورت صلب، ثابت و افقی با ضخامت یک سانتیمتر و روی قسمت جانبی انگشت اشاره در نظر گرفته شد. نیروی‌گیرش بر اساس میزان نفوذ جسم در گوشت بند انتهائی‌شست و بر اساس رابطه غیر خطی نیرو-جابجائی محاسبه گردید (۸). مدل با استفاده از نرم افزار (v4.0) Working Model 3D ایجاد گردید.

روشهای متفاوت زیر با استفاده از مدل فوق شبیه‌سازی‌شد: ۱) تحریک عضله فلکسور بلند شست و فیوز کردن مفصل انتهائی‌شست در زاویه صفر درجه، ۲) تحریک عضله فلکسور بلند شست و فیوز کردن مفصل در زاویه ۱۵درجه با امتداد بند میانی، ۳) تحریک عضله فلکسور بلند شست و فیوز کردن مفصل در زاویه سی‌درجه، ۴) تحریک عضله فلکسور بلند شست بدون فیوز کردن مفصل انتهائی، ۵) تحریک همزمان عضلات فلکسور بلند شست و اکستانسور بلند شست بدون فیوز کردن مفصل و ۶) تحریک همزمان عضلات فلکسور بلند شست، جمع کننده شست و دور کننده شست بدون فیوز کردن مفصل. روش اول همان روش متداول است و روشهای دوم تا ششم بر اساس عملکرد هر یک از عضلات کنترل کننده شست و نتایج پژوهش

تجربی‌دیگران (۴) به عنوان روشهای جایگزین پیشنهاد شده است. برای بررسی و انتخاب مناسبترین روش، زاویه گیرش، زاویه امتداد بند انتهائی‌شست با سطح افق، و نیروی‌گیرش، مؤلفه عمودی نیروی وارد بر جسم، در شش حالت فوق محاسبه و مقایسه گردید.

یافته‌ها

نتایج شبیه سازی مدل نشان داد روش متداول یعنی‌تحریک عضله فلکسور بلند شست و فیوز کردن مفصل انتهائی‌شست در زاویه صفر درجه نسبت به بند میانی (روش ۱) منجر به زاویه گیرش ۱۵ درجه و نیروی‌گیرش ۱۰/۱ نیوتن می‌گردد (جدول ۱). افزایش زاویه فیوز مفصل به ۱۵ و ۳۰ درجه (روشهای ۲ و ۳) زاویه گیرش را به ترتیب به ۳۰ و ۴۵ درجه و نیروی‌گیرش را به ۱۰/۷ و ۱۱/۲ نیوتن افزایش می‌دهد. تحریک عضله فلکسور بلند شست بدون فیوز کردن مفصل (روش ۴) موجب فلکسیون بیش از حد مفصل تا حدود ۷۰ درجه نسبت به سطح افق و در نتیجه گیرش با نوک شست می‌شود. به کمک گرفتن عضله اکستانسور بلند شست (روش ۵) موجب کاهش جزئی زاویه گیرش تا حدود ۶۰ درجه ولی‌کماکان گیرش با نوک شست می‌گردد. تحریک همزمان عضلات جمع کننده شست و دور کننده شست، علاوه بر عضله فلکسور بلند شست (روش ۶)، منجر به کاهش قابل توجه زاویه گیرش تا ۱۰ درجه و افزایش نیروی‌گیرش تا ۱۶/۶ نیوتن، تقریباً ۶۰درصد بیشتر از نیروی‌گیرش در روش متداول، می‌شود.

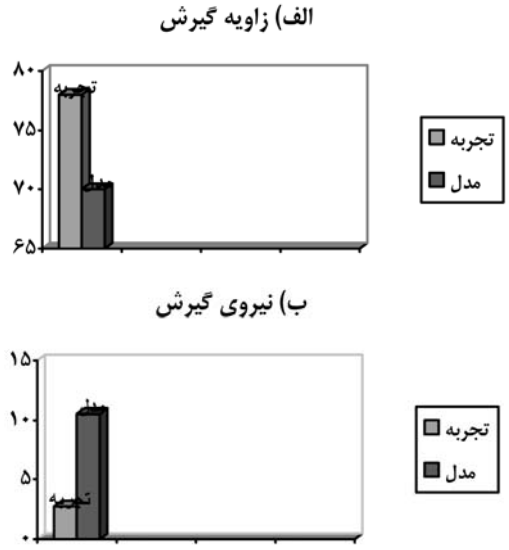
جدول ۱: زاویه و نیروی‌گیرش برای‌روشهای مختلف شبیه سازی‌شده

شماره روش	نام عضله	زاویه فیوز (درجه)	زاویه گیرش (درجه)	نیروی‌گیرش (نیوتن)
۱	FPL	بدون فیوز	۷۰	۱۰/۵
۲	FPL	صفر	۱۵	۱۰/۱
۳	FPL	۱۵	۳۰	۱۰/۷
۴	FPL	۳۰	۴۵	۱۱/۲
۵	FPL+EPL	بدون فیوز	۶۰	۹/۷
۶	FPL+ADP+APB	بدون فیوز	۱۰	۱۶/۶

بحث

جهت بررسی‌روش متداول در تحریک الکتریکی عملکردی برای بازیابی عمل گیرش جانبی اجسام، یعنی فیوز کردن دائمی مفصل انتهائی‌شست و تحریک الکتریکی عضله فلکسور بلند شست، و بررسی‌روشهای پیشنهادی جایگزین، شبیه‌سازی‌گیرش جانبی‌یک جسم صلب و ثابت در امتداد افق بکار گرفته شد. یافته‌هاآشکار نمود استفاده از عضله فلکسور بلند شست بدون فیوز نمودن مفصل انتهائی‌شست موجب گیرش جانبی نامناسب با نوک شست می‌گردد و فیوز نمودن مفصل در امتداد بند میانی بدون ایجاد تغییر محسوسی‌در نیروی‌گیرش زاویه گیرش را از ۷۰ به ۱۵ درجه کاهش داده و حالت گیرش را به شکل مؤثری بهبود می‌بخشد (جدول ۱). اگر چه اضافه نمودن زاویه فیوز موجب افزایش ناچیز نیروی‌گیرش می‌گردد، لکن زاویه گیرش را نیز به مقدار قابل توجهی افزایش داده و حالت گیرش را نامناسب می‌نماید. لذا نتایج مدل مؤید اثر بخشی‌روش متداول است.

در یک مطالعه تجربی(۹) عضلاتی‌که در عمل گیرش جانبی فعال‌هستند به صورت الکتریکی‌تحریک و زاویه و نیروی‌گیرش در شرایط مشابه این شبیه سازی اندازه گیری‌شده است. در این مطالعه تجربی‌تحریک الکتریکی عضله فلکسور بلند شست منجر به زاویه گیرش برابر ۱۴±۷۶ درجه شد. این مقدار تفاوت معنی‌داری با مقدار محاسبه شده توسط مدل ندارد (شکل ۱). البته نیروی‌گیرش برابر ۱/۷±۲/۷ نیوتن اندازه گیری‌شده که تقریباً یک چهارم مقدار محاسبه شده توسط مدل می‌باشد. پژوهش‌های انجام شده بر روی عضلاتی‌که با استفاده از تحریک الکتریکی عمل می‌کنند نشان داده (۱۰) که نیروی این عضلات حداکثر ۲۰ الی ۳۰ درصد نیروی عضله طبیعی‌است. لذا مقدار نیروی‌گیرش اندازه گیری‌شده در تحقیق فوق الذکر نیز تفاوت معنی‌داری با یک چهارم مقدار نیروی‌گیرش محاسبه شده ندارد. این مقایسه مابین نتایج تجربی‌دیگران و نتایج حاصل از مدل مؤید اعتبار نسبی مدل است.



شکل ۱: مقایسه نتایج تجربی(۹) و مدل ارائه شده در تحقیق حاضر. الف) زاویه گیرش تفاوت معنی‌داری با مقدار تجربی ندارد. ب) نیروی‌گیرش نیز تفاوت معنی‌داری با مقدار نیروی‌گیرش عضله ای‌که از تحریک الکتریکی‌استفاده می‌نماید (تقریبا یک چهارم عضله طبیعی) ندارد.

نتیجه‌گیری

از مباحث مطرح شده فوق چنین نتیجه می‌شود که با تحریک الکتریکی همزمان عضلات فلکسور بلند شست، جمع کننده شست و دور کننده شست می‌توان بدون نیاز به جراحی عمل گیرش جانبی شست را بازیابی نمود.

استفاده از روش متداول منوط به انجام عمل جراحی و حذف تنها درجه آزادی مفصل انتهائی شست است که در گیرش‌های دیگر مورد نیاز می‌باشد. لذا لازم بنظر می‌رسد روش یا روشهای جایگزین بدون نیاز به فیوز نمودن مفصل پیشنهاد شوند. با توجه به اینکه از بین عضلات خارجی دست فقط عضلات فلکسور بلند شست و اکستانسور بلند شست بر روی این مفصل به ترتیب اعما ل خمش قدامی و خمش خلفی می‌نماید، تحریک همزمان این دو عضله به عنوان راه حل جایگزین پیشنهاد گردید. لکن نتایج نشان می‌دهد میزان گشتاور قدامی فلکسور بلند شست، با توجه به مقدار ناچیز گشتاور مقاومتی مفصل در این محدوده، بر گشتاور خلفی اکستانسور بلند شست غلبه کرده و گیرش در زاویه ۶۰ درجه که گیرش نامناسبی است اتفاق می‌افتد (جدول ۱). لذا بنظر می‌رسد این راه حل پیشنهادی موفقیت آمیز نباشد.

راه حل پیشنهادی دیگر، استفاده از عضله جمع کننده شست جهت ایجاد گشتاور قدامی بیشتر در مفصل میانی شست، افزایش نیروی گیرش و در نتیجه گشتاور قدامی بیشتر در مفصل میانی شست، افزایش نیروی گیرش و در نتیجه افزایش گشتاور خلفی نیروی خارجی در مفصل انتهائی بود. البته عضله جمع کننده شست علاوه بر خمش قدامی موجب خمش خلفی مفصل میانی نیز می‌گردد، لذا لازم بود یک عضله ابداکتور همچون دور کننده شست نیز تحریک گردد تا گیرش در حالت مناسبی صورت پذیرد. یافته‌ها نشان می‌دهد تحریک همزمان این سه عضله زاویه گیرش را به ۱۰ درجه که حالتی قابل مقایسه با روش متداول و بسیار مناسب برای گیرش جانبی است می‌رساند. نیروی گیرش در این روش نزدیک به ۶۰ درصد بیشتر از نیروی گیرش در روش متداول است (جدول ۱).

با توجه به نتایج بدست آمده بسیار محتمل است پس از انجام تجربه بالینی بدون نیاز به عمل جراحی و با تحریک الکتریکی عضلات جمع کننده شست، دور کننده شست و فلکسور بلند شست که معمولاً در گیرشهای دیگر نیز بکار می‌روند، روشی جایگزین ارائه نمود. لذا انجام بالینی این روش به عنوان گام بعدی توصیه می‌گردد. در انجام تجربه بالینی لازم است در صد تحریک هر یک از سه عضله فوق نیز بصورت سعی و خطا تعیین گردد. ناگفته پیداست که این نسبت‌ها برای هر فرد کوادری پلژی متفاوت بوده و لازم است درصدهای تحریک هر فرد بصورت سعی و خطا بدست آید.

منابع:

1) Peckham PH, Kilgore KL, Keith MW, Bryden AM, Bhadra N, Montague FW. An advanced neuroprosthesis for restoration of hand and upper arm control using an implantable controller. J Hand Surg [Am]; 27(2): 265-76, 2002.

2) Ferrari de Castro MC, Cliquet A Jr. Artificial grasping system for the paralyzed hand. Artif Organs; 24(3): 185-8, 2000.

3) Kieth, MW, Peckham Ph, Thrope GB, Stroh KC, Smith B, Buckett JR, Kilgore KL and Jatich JW. Implantable functional neuromuscular stimulation in the tetraplegic hand. J. Hand Surg, 14A, 524-530, 1988.

4) Johanson ME, Valero-Cuevas FJ, Hentz VR. Activation patterns of the thumb muscles during stable and unstable pinch tasks. J Hand Surg [Am]; 26(4): 698-705, 2001.

5) 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.

6) Esteki A, Mansour JM. An Experimentally Based Nonlinear Viscoelastic Model of Joint Passive Moment, J Biomechanics, 29, 443-450, 1996.

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

8) Hendrix LA. MS Thesis, Dept of Mechanical and Aerospace Engineering, Case Western Reserve University, 1993.

9) Memberg WD, Crago PE. Instrumented objects for quantitative evaluation of hand grasp. J Rehabil Res Dev; 34(1): 82-90, 1977.

10) Yamaguchi GT, Zajac FE. Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: A computer simulation study. IEEE Trans Biomed Engr, 37, 886-902, 1990.

11) Inmann A, Haugland M. An instrumented object for evaluation of lateral hand grasp during functional tasks. J Med Eng Technol; 25(5): 207-11, 2001.