بررسی اثر مدلهای ساده و پیچیده یادگیری حرکتی روی عملکرد اندام فوقانی بیماران دچار Facioscapulohumeral muscular dystrophy حین فعالیت‌های روزمره

امیر هوشنگ بختیاری*[1](Ph.D)، جوان فینیکس[2](Ph.D)، سایمون فراستیک[3](DM,FRCS)، ریچارد ادوارد[4](Ph.D,FRCP)

۱ - دانشگاه علوم پزشکی سمنان، دانشکده توانبخشی ، بخش فیزیوتراپی

۲ - انگلستان، دانشگاه لیورپول، بیمارستان دانشگاهی رویال لیورپول، دپارتمان علوم اسکلتی - عضلانی

۳ - انگلستان، دانشگاه لیورپول، بیمارستان دانشگاهی رویال لیورپول، دپارتمان پزشکی

۴ - انگلستان، کاردیف، اداره تحقیقات و توسعه تامین اجتماعی و سلامت ولز

خلاصه

مقدمه: عمده مشکل بیماران دیستروفی انجام فعالیتهای روزمره می‌باشد که به دلیل ضعف عضلات اندام فوقانی موجب وابستگی آنهامی‌گردد. هدف توانبخشی این بیماران افزایش کارایی اندام فوقانی در جهت ایجاد استقلال در زندگی شخصی است. در این مطالعه اثر یادگیری حرکتی روی کارایی اندام فوقانی بررسی شد.

روش کار: دو مطالعه مختلف برای بررسی اثر یادگیری حرکتی و پیچیدگی مدل یادگیری روی عملکرد اندام فوقانی طراحی و دو مدل ساده و پیچیده حرکتی بر اساس عمل نوشیدن شبیه‌سازی گردید. در مطالعه اول ۷ بیمار facioscapulohumeral muscular dystrophy (FSHD) و ۷ داوطلب سالم شرکت کردند. عملکرد اندام فوقانی با ثبت الکترومیوگرافی (EMG) عضلات biceps و brachioradialis، شتاب حرکت، flexion آرنج، flexion و abduction شانه، مدت زمان اجرا و زمان واکنش (Reaction time, RT) عمل شبه نوشیدن قبل و بعد از ۳۰ دقیقه تمرین مدل پیچیده ارزیابی شد. مطالعه دوم با مدل ساده یادگیری و با همکاری ۶ داوطلب سالم و ۶ بیمار FSHD دیگر انجام گردید. به استثنای ثبت EMG عضلات triceps و deltoid به جای brachioradialis سایر متغیرها مشابه آزمایش اول بود.

یافته‌ها: هر دو مطالعه نشان دادند که بیماران FSHD در مقایسه با داوطلبان سالم مقادیر بیشتری را برای همه متغیرها به استثنای flexion شانه و RT دارا می‌باشند در حالی‌که یادگیری مدل پیچیده فقط موجب کاهش EMG براکیورادیالیس ($P<0/01$) و RT ($P<0/01$) در گروه FSHD گردید. تمرین مدل ساده موجب تغییرات معنی‌دار تمام متغیرهای گروه FSHD، به استثنای flexion شانه، به طرف مقادیر طبیعی گروه کنترل گردید.

نتیجه‌گیری: تغییر در متغیرها به طرف مقادیر طبیعی نشان داد که یادگیری حرکتی می‌تواند در بهبود عملکرد اندام بیماران FSHD مؤثر باشد و استفاده از یک مدل ساده یادگیری مؤثرتر است.

واژگان کلیدی: دیستروفی عضلانی، یادگیری حرکتی، عملکرد اندام فوقانی

* نویسنده مسئول. تلفن: ۳۳۸۹۴-۰۲۳۱، فاکس: ۳۳۸۹۵-۰۲۳۱، Email: amir822@ yahoo.com

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

مقدمه

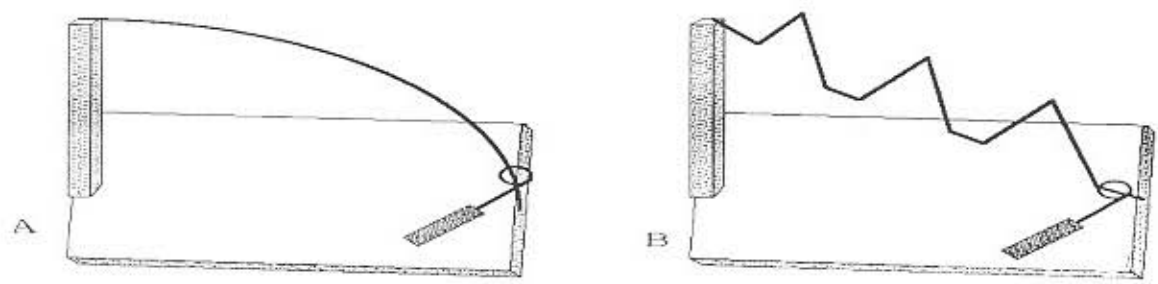
عمده ضایعه وارده در دیستروفی عضلانی به خاطر از دست دادن فیبرهای عضلانی است. پیشرفت بیماری موجب کاهش تدریجی توانایی در ایجاد انقباض مناسب و در نتیجه کاهش نیروی لازم برای تکمیل فعالیت‌های روزمره می‌گردد. این روند موجب ناتوانی می‌گردد که بر اساس تعریف سازمان بهداشت جهانی [۲۶] عبارت است از: هرنوع محدودیت یا فقدان توانایی (ناشی از صدمه) برای انجام فعالیت‌ها به روش معمول و یا در محدوده طبیعی در نظر گرفته شده برای انسان.

در حال حاضر هیچ درمانی برای بیماران دیستروفی عضلانی معرفی نشده است ولی استفاده از برنامه‌های ورزشی در افزایش توانائی‌های این بیماران مرسوم است که با هدف افزایش قدرت عضلانی به کار می‌رود. ورزش درمانی یکی از راه‌های بهبود عملکرد می‌باشد. مطالعات متعددی نشان داده‌اند که ورزش‌های تقویتی می‌توانند موجب کاهش صدمه گردند [۱،۱۹،۲۰]، اگر چه هنوز مزیت کاربردی این نوع ورزش‌ها لازم است که اثبات گردد[۱۶]. بعضی گزارش‌های ضد و نقیض وجود دارد که از آنها می‌توان حدس زد بیماران دیستروفی عضلانی ممکن است مستعد ضعف عضلانی ناشی از کار بیش از حد باشند[۱۳]. یک عامل مهم که هنگام تجویز ورزش برای بیمار دیستروفیک باید در نظر داشت جزء انقباضی اکسنتریک (انقباض عضلانی همراه با افزایش طول عضله) ورزش‌ها است که می‌تواند در عضلات آموزش ندیده صدمه زننده باشد و مخصوصاً برای دیستروفی عضلانی مضر است[۶].

همانطور که در ورزشکاران دیده می‌شود یادگیری حرکتی یکی از راه‌های بهبود عملکرد می‌باشد [۸]. این روش موجب ترغیب و تشویق هماهنگی بهینه انقباض واحدهای حرکتی در فعالیت‌های عضلانی می‌شود. یادگیری حرکتی (motor learning) توسط Schmidt [۲۴] تحت عنوان «یک سری از پروسه‌ها که همراه با تمرین یا تجربه است و منجر به تغییرات نسبتاً دائم در قدرت و توانایی فرد در انجام کاری می‌شود» تعریف شده است. اگر چه از یادگیری حرکتی برای بهبود عملکرد در بیماران دارای اختلال در سیستم عصبی مرکزی (CNS) استفاده شده است [۵]، اما هیچ تحقیقی در مورد مزیت چنین درمانی در دیستروفی انجام نشده است.

فرضیه ما این بود که از یادگیری حرکتی می‌توان برای آموزش بیماران دیستروفی عضلانی استفاده کرد تا آنها بتوانند از عضلات ضعیف خود بطور بهینه استفاده کنند. بنابراین ما تصمیم گرفتیم که اثر یک برنامه یادگیری حرکتی را در نحوه عملکرد اندام فوقانی در حین انجام دادن یکی از فعالیت‌های روزمره در بیماران FSHD با استفاده از اندازه‌گیری عینی (objective) بررسی کنیم.

برای بررسی اثر درمانی یادگیری حرکتی روی عملکرد اندام فوقانی در بیماران (FSHD)، دو مدل مختلف یادگیری حرکتی ساده و پیچیده طراحی گردید (شکل ۱ A,B). سپس اثر ۳۰ دقیقه تمرین با هریک از دو مدل را در دو آزمایش مختلف، آزمایش یادگیری حرکتی پیچیده و آزمایش یادگیری حرکتی ساده، را روی عمل شبه نوشیدن آزمایش کردیم.



شکل ۱. مدل ساده یادگیری حرکتی (A) و مدل پیچیده یادگیری حرکتی (B)

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

مواد و روش‌ها

مدل یادگیری حرکتی پیچیده. عبارت از یک مدل پیچیده از حرکت لیوان از روی میز به طرف دهان که برای بررسی اثر تمرین یادگیری حرکتی روی عملکرد اندام فوقانی طراحی گردیده بود. مدل از یک صفحه چهارگوش (۳۵ × ۴۵ سانتیمتر) تشکیل شده بود که با یک میله چوبی (۳۰ سانتیمتر ارتفاع) به طور محکم به وسط یکی از طرفین تخته متصل شده بود. یک سیم مسی ضخیم (۳ میلیمتر قطر و ۷۵ سانتیمتر طول) را همانند شکل ۱B شکل داده و آن را از بالای میله به طرف مقابل متصل کردیم. از همان سیم نیز برای ساختن یک حلقه که به یک دسته چوبی متصل بود استفاده شد. سیم شکل داده شده و حلقه سیمی را بوسیله یک موشواره (Mouse) کامپیوتری دستکاری شده به کامپیوتر متصل کردیم. یک برنامه نرم افزاری جهت کنترل این دستگاه در زبان C^{++} نوشته شد که امکان اندازه‌گیری زمان یک دور کامل حرکت حلقه در طول سیم و همینطور دفعات تماس حلقه با سیم را در یک دور کامل فراهم می‌کرد. برای اطمینان از ایمنی داوطلب و جلوگیری از هرگونه پارازیت در سیستم ثبات، هیچ تماسی بین بدن داوطلب و سیم‌ها وجود نداشت.

مدل یادگیری حرکتی ساده. یک مدل ساده از حرکت لیوان از روی میز به طرف دهان بود که برای بررسی اثر یادگیری مدل ساده حرکتی روی عملکرد اندام فوقانی در حین عمل شبه نوشیدن طراحی گردید. اختلاف بین مدل ساده و پیچیده در شکل سیم بود. یک سیم مسی ضخیم (۳ میلیمتر قطر و ۴۵ سانتیمتر طول) را همانطور که در شکل ۱A دیده می‌شود به صورت منحنی در آورده و از بالای میله به طرف مقابل صفحه متصل شد.

داوطلبان. ۷ بیمار FSHD (۴ زن، ۳ مرد، ۶۵-۲۳ سال) و ۷ داوطلب سالم که از نظر سن و جنس با بیماران همگن بودند در مطالعه یادگیری حرکتی پیچیده شرکت داشتند. برای مطالعه یادگیری حرکتی ساده نیز ۶ بیمار FSHD (۴ زن ، ۲ مرد، ۶۸-۳۸ سال) و ۶ داوطلب سالم که از نظر سن و جنس با بیماران همگن بودند در آزمایش شرکت داشتند. اطلاعات لازم به همه داوطلبان داده شد و همه آنها رضایت نامه شرکت در آزمایش را امضاء کردند. هیچکدام از داوطلبان سالم سابقه بیماری‌های عصبی عضلانی نداشتند. تمام بیماران از کلینیک دیستروفی عضلانی بیمارستان دانشگاهی سلطنتی لیورپول (Royal Liverpool University Hospital) ارجاع شده بودند و تمامی قادر بودند که حرکت Extention-Flexion آرنج را انجام داده و یک لیوان آب ۴۸۰ گرمی را از روی میز برداشته به طرف دهان ببرند. انجام این مطالعه با تأیید کمیته اخلاقی محلی دانشگاه (Ethical Committee of University) صورت گرفت.

روند کلی آزمایش. آزمایش برای اندازه‌گیری اثر یادگیری حرکتی روی خصوصیات عملکرد اندام فوقانی غالب طراحی گردید و از دو فاز ارزیابی و یک فاز یادگیری حرکتی تشکیل شد (شکل ۲).

ثبت MVC	ثبت عمل شبیه نوشیدن	۳۰ دقیقه یادگیری حرکتی	ثبت عمل شبیه نوشیدن	ثبت MVC

شکل ۲. مراحل مختلف آزمایش یادگیری حرکتی و ثبت اثرات احتمالی آن روی حداکثر قدرت انقباض ارادی (MVC) و عملکرد اندام فوقانی در حین عمل شبه نوشیدن

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

فاز ارزیابی که قبل و بعد از تمرین یادگیری حرکتی صورت گرفت شامل اندازه‌گیری قدرت انقباض ارادی و ارزیابی عملکرد اندام فوقانی در حین انجام عمل شبه نوشیدن از یک لیوان بود. در حین انجام این عمل خصوصیات فیزیولوژیک و حرکتی عملکرد ثبت گردید. خصوصیات فیزیولوژیک ثبت شده شامل فعالیت الکترومیوگرافی (EMG) عضلات دوسر بازویی و براکیورادیالیس برای مطالعه یادگیری حرکتی پیچیده و فعالیت EMG عضلات دو سر بازویی و سه سر بازویی و دلتوئید (بخش قدامی) برای مطالعه یادگیری حرکتی ساده و همینطور زمان واکنش (RT) بود. خصوصیات حرکتی در هر دو مطالعه یکسان و شامل حداکثر شتاب حرکتی (MAM)، زمان حرکت (MT)، دامنه Flexion مفصل آرنج و دامنه Flexion و Abduction مفصل شانه بود. داوطلب به راحتی روی یک صندلی پشت یک میز قابل تنظیم می‌نشست. ارتفاع میز به گونه‌ای تنظیم شده بود که ساعد و آرنج اندام فوقانی غالب به راحتی روی میز در حالت استراحت قرار می‌گرفت و بازو در وضعیت عمودی نزدیک به تنه قرار داشت. در این وضعیت، شانه تقریباً در زاویه ۴۵° بداخل چرخیده و آرنج تقریباً در Flexion ۶۰° قرار داشت. مچ در جلوی خط میانی بدن داوطلب و در فاصله ۲۰ cm از شکم وی قرار داشت. یک لیوان استاندارد با ۱۵۰ cc آب (وزن کلی ۴۸۰ گرم) روی میز در جلوی خط میانی بدن داوطلب و ۲۰ cm جلوی شکم قرار می‌گرفت. از داوطلب خواسته می‌شد که در واکنش به یک پالس الکتریکی که به نوک انگشتان اشاره و میانی دست غیر غالب فرستاده می‌شد لیوان را با دست غالب برداشته و بطرف دهان ببرد. این عمل هم قبل و هم بعد از یادگیری حرکتی ۵ بار تکرار می‌شد.

فاز یادگیری حرکتی شامل تمرین با مدل حرکتی جدید بود. از داوطلب خواسته می‌شد که حلقه مدل را در طول سیم ضخیم شکل داده، برای مدت ۳۰ دقیقه حرکت داده و سعی کند که با تمرکز بر روی حرکت دست، هم زمان با کاهش تعداد خطاهای انجام شده (تماس بین حلقه و سیم) سرعت حرکت را نیز افزایش دهد. داوطلب آزاد بود که اگر احساس خستگی کرد به استراحت بپردازد، اما از او خواسته شد که در حین استراحت به حرکت دست خود در حین تمرین یادگیری فکر کرده و سعی کند حرکت را در فکر خود تصور کرده و در فکر خود آن را تمرین کند [۱۸].

در یادگیری یک مهارت حرکتی، آگاهی از نتایج نقش مهمی را بازی می‌کند، بنابراین یک بازخوران اطلاعاتی شنوایی و بینایی از تعداد خطاها و زمان عملکرد به وسیله یک نرم‌افزار کامپیوتری به داوطلب نمایش داده شد. فیدبک شنوایی شامل یک علامت صوتی بود که از طریق بلندگوی داخلی کامپیوتر در واکنش به اتصال بین حلقه و سیم پخش می‌شد که در طول تمرین به طور مداوم در اختیار داوطلب قرار داده می‌شد. فیدبک بینایی نیز از طریق صفحه نمایش کامپیوتر هر دو دقیقه یک بار به داوطلب نمایش داده می‌شد. این بازخوران اطلاعاتی را در مورد تعداد خطاها و زمان انجام یک دوره تمرین در اختیار داوطلب قرار می‌داد. به این ترتیب داوطلب ترغیب می‌شد که با توجه به فیدبک‌های ارائه شده در هر تمرین عملکرد خود را از نظر تعداد خطاها و مدت زمان هر دوره تمرین بهبود بخشد. اندازه‌گیری حداکثر قدرت انقباض ایزومتریک ارادی برای عضلاتی که فعالیت EMG آنها در طول آزمایش ثبت می‌شد در ابتدا و انتهای هر جلسه تست صورت می‌گرفت (شکل ۲). سپس از این فعالیت‌های EMG ثبت شده در طول MVC (Maximum voluntary contraction)، برای نرمال کردن فعالیت EMG عضلانی ثبت شده در حین انجام عمل نوشیدن در قبل و بعد از یادگیری حرکتی استفاده شد.

اندازه‌گیری‌های آزمایش و سیستم جمع‌آوری اطلاعات. یک سیستم جمع‌آوری ۸ کاناله برای جمع‌آوری داده‌ها (Analogue to Digital, A to D) با قابلیت نمونه برداری ۱۰ KHz در هر ثانیه مورد استفاده قرار گرفت. سیگنال‌های جمع‌آوری شده به داده‌های دیجیتالی تبدیل شده و در یک کامپیوتر Macintosh برای تجزیه و تحلیل‌های بعدی ذخیره شد.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

ثبت حداکثر قدرت انقباض ارادی (MVC). برای اندازه‌گیری نیروی MVC از یک مبدل نیروی Half bridge استفاده شد که به طور محکمی به میز قابل تنظیم متصل و از طریق یک آمپلی فایر bridge نیز به سیستم A to D وصل شده بود. داوطلب روی یک صندلی پشتی‌دار پشت میز قابل تنظیم می‌نشست و ارتفاع میز همچنانکه قبلاً شرح داده شد تنظیم می‌شد. بازو و تنه با باند به پشتی صندلی بسته می‌شد تا از هرگونه حرکت در شانه، بازو و تنه جلوگیری شود. مچ دست سپس به مبدل نیرو بسته شده و نیروی MVC ایزومتریک (انقباض بدون حرکت) و فعالیت EMG عضلات در وضعیت Flexion ۹۰° آرنج به همراه Supination برای عضله دو سر بازویی و Flexion ۹۰° آرنج به همراه وضعیت نیمه پرونیشن برای عضله براکیورادیالیس ثبت گردید. فعالیت EMG عضله سه سر بازو در حین حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک این عضله در Flexion ۹۰° آرنج در حالی‌که بازو به صورت عمودی قرار داشت اندازه‌گیری شد. از داوطلب خواسته می‌شد که آرنج خود را به سختی تا حد ممکن باز کند. در این حین دست آزمایش‌گر مچ دست وی را گرفته و در مقابل نیروی باز شونده آرنج مقاومت کافی رابه سطح خلفی مچ اعمال می‌کرد تا جلوی هرگونه باز شدن در مفصل آرنج را بگیرد. فعالیت EMG در حین MVC ایزومتریک عضله دلتوئید (بخش قدامی) در زاویه Flexion ۹۰° شانه در حالیکه آرنج کاملاً باز بود و بازو در دست آزمایشگر در حال استراحت بود اندازه‌گیری شد. در این زمان از داوطلب خواسته می‌شد که شانه خود را بدون خم کردن آرنج در مقابل نیروی تولید شده توسط دست آزمایش‌گر بالا آورده و خم کند. نیروی اعمال شده به سطح قدامی بازوی داوطلب درست بالای مفصل آرنج وارد می‌شد. این نیرو باید به اندازه کافی بزرگ می‌بود که جلوی هر گونه Flexion را در مفصل شانه می‌گرفت. در حین فعالیت MVC ایزومتریک داوطلب به طور کلامی تشویق می‌شد که قوی‌ترین انقباض ممکنه را ایجاد کند. فعالیت EMG عضلات در حین دو ثانیه از فعالیت MVC ایزومتریک سه بار برای هر عضله با دو دقیقه فاصله تکرار و ثبت می‌شد.

فعالیت الکترومیوگرافی. فعالیت EMG در عضلات دو سر بازویی و براکیورادیالیس (مدل پیچیده یادگیری) و عضلات دو سر بازویی و سه سر بازویی و بخش قدامی دلتوئید (مدل ساده یادگیری) از طریق دو الکترود کوچک Ag/AgCl سطحی با ۱۰ میلیمتر قطر از روی سطح پوست روی عضلات ثبت می‌شد. ابتدا پوست با استفاده از کاغذ سمباده نرم مالش داده شد تا این که سرخی مختصری ایجاد شود و سپس با الکل تمیز می‌شد. پس از آن دو الکترود روی پوست خط میانی عضله با فاصله ۲/۵ سانتیمتر از یکدیگر با چسب ضد حساسیت متصل شدند به طوری که الکترود فعال در پروگزیمال قرار گیرد. الکترودهای اتصال زمین روی لبه فوق کندیلی داخلی هومروس قرار می‌گرفتند. از ژل الکترود برای کاهش مقاومت بین الکترود و پوست نیز استفاده می‌شد. خروجی الکترودهای سطحی پس از تقویت توسط آمپلی‌فایرهای بیولوژیک و فیلتر شدن بین فرکانس‌های ۱۰ Hz (high pass frequency) و ۱ KHz (low pass frequency) جهت ثبت به سیستم A to D فرستاده می‌شد. همه سیگنال‌های EMG به صورت تمام موج یک سویه شده (Full Wave Rectified) و سپس مجموعه فعالیت‌های EMG یک سویه شده در حین فاز اول نوشیدن از لیوان (حرکت لیوان از میز به دهان) اندازه‌گیری Integrated Rectified (IREMG) Electromyography و سپس داده‌های EMG با زمان حرکت Movement Time (MT) متوسط گیری شدند. از آنجائی که نشان داده شده است که روش نرمال کردن با استفاده از MVC معتبرترین روش در ارائه داده‌های EMG است [۱۴] ما نیز از EMG تمام موج یک سویه ثبت شده در طول ۱ ثانیه MVC ایزومتریک برای نرمال کردن متوسط EMG تمام موج یک سویه شده ثبت شده در حین عمل نوشیدن استفاده کردیم. نتیجه این نرمال کردن را به عنوان درصد فعالیت MVC بیان کردیم، همانطور که در زیر آمده است.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

$$\text{Average EMG}_{(\text{Performance})}=\frac{\text{IREMG}_{(\text{Performance})}}{\text{MT(ms)}} \times 1000$$

$$\text{Average EMG}_{(\text{MVC})} = \text{IREMG}_{(1\text{sec MVC})}$$

$$\%\text{MVC} = \frac{\text{EMG}_{(\text{performance})}}{\text{Average EMG}_{(\text{MVC})}} \times 100$$

در حالیکه Average EMG (Performance) عبارت است از مجموعه تمام موج یک سویه شده EMG در طول حرکت لیوان از روی میز به طرف دهان تقسیم بر زمان انجام این حرکت و ثبت Average EMG (MVC) عبارت از مجموعه تمام موج یک سویه شده EMG شده در طول یک ثانیه از بیشترین نیروی MVC ایزومتریک می‌باشد.

زمان واکنش (Reaction Time, RT). RT زمان لازم برای شروع شدن یک واکنش است و از آن بعنوان یک شاخص پروسه اطلاعات در سیستم عصبی مرکزی یاد شده است. در این مطالعه RT از فاصله زمانی بین تحریک الکتریکی داده شده به نوک انگشتان اشاره و میانی دست غیر غالب تا شروع خروجی اندازه‌گیری شده از شتاب حرکتی بدست می‌آید.

حداکثر شتاب حرکت Maximum acceleration of movement (MAM). از یک اندازه‌گیری شتاب حرکت مینیاتوری (Endeveco, Isotrone ۲۲۵۰A) بسیار کوچک و سبک (۰/۴ گرم وزن) برای ثبت شتاب حرکت استفاده شد. کوچکی و سبکی آن اثر تحمیل وزن آنرا روی حرکت حذف می‌کرد. وسیله را با نوار چسب ضد حساسیت بر روی زائده خنجری رادیوس روی مچ دست ثابت کردیم. خروجی آن نیز از طریق منبع تغذیه آن به سیستم A to D متصل شد. اولین حداکثر انحراف اندازه‌گیری شده به عنوان MAM در نظر گرفته و با واحد $m.Sec^{-2}$ ثبت شد.

زمان حرکت (MT). عبارت است از زمان لازم برای کامل کردن عمل شبه نوشیدن که مشخص کننده سرعت از عملکرد است. مقدار MT فاصله بین اولین انحراف اندازه‌گیر شتاب حرکت تا قله دامنه خم شدن آرنج تعیین شد. این مقدار ضرورتاً زمان لازم برای حرکت لیوان از روی میز بطرف دهان است.

ثبت گونیامتری. تغییرات زاویه مفاصل شانه و آرنج در حین حرکت لیوان از روی میز تا به دهان توسط گونیامتر الکترونیک اندازه‌گیری شد. دو گونیامتر الکترونیک (Penny & Giles مدل XM110 و XM180) که دارای دو محور بودند برای ثبت Flexion آرنج و Flexion و Abduction شانه در حین عمل شبه نوشیدن مورد استفاده قرار گرفت. دو انتهای گونیامتر XM110 محکمی بوسیله نوار چسب ضد حساسیت در طرف خارج بازو و ساعد به گونه‌ای قرار گرفت که نقطه مرکزی گونیامتر درست روی اپی کندیل خارجی هومروس واقع شد. دو انتهای گونیامتر XM180 نیز به محکمی بوسیله نوار چسب در طرف خارج بازو روی شانه به گونه‌ای قرار گرفت که نقطه میانی آن هنگام Abduction ۹۰° شانه درست روی زائده آکرومیون اسکاپولا باشد. خروجی، این گونیامترها نیز بوسیله سه آمپلی فایر Bridge به ترتیب برای اندازه‌گیری Extension-Flexion آرنج و Flexion و Extension شانه به سیستم A to D متصل شد.

آنالیز آماری. از تست Mann-Whitney برای مقایسه متغیرهای مختلف ثبت شده بین داوطلبان سالم و FSHD و برای ارزیابی اثر برنامه یادگیری حرکتی روی متغیرهای مختلف در دو گروه سالم و FSHD از تست آنالیز واریانس دو طرفه (2-way ANOVA) متغیرهای تکرار شده استفاده شد. سطح معنی‌داری آماری ابتدائاً بر $P<۰/۰۵$ قرار داده شد. از آنجائی که مطالعه در برگیرنده مقایسه‌های چندگانه با استفاده از داوطلبان یکسان بود، لازم بود یک روش اصلاحی برای خطاهای وسیع طیف آزمایش بکار گرفته شود تا بتوان نتایج به دست آمده قبل و بعد از یادگیری حرکتی را با هم مقایسه کرد. بنابراین تعیین سطح آلفا باید با استفاده از تکنیک اصلاحی Bonferroni که $\alpha = ۰/۰۵ \div n$ است صورت گیرد [۳] آنجائی که سه مقایسه اصلی در این آزمایش صورت گرفته است که عبارتند از مقایسه فعالیت EMG مقایسه گونیامتری و مقایسه زمان بندی حرکت. بنابراین، سطح آلفا بدین صورت به دست آمد که $\alpha = ۰/۰۵ \div ۳ = ۰/۰۱۷$ سپس از این سطح آلفا برای

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

تشخیص معنی‌دار بودن تغییرات استفاده شد.

یافته‌ها

داده‌های حرکتی و فیزیولوژیک ثبت شده در حین انجام عمل شبه نوشیدن توسط گروههای سالم و FSHD که قبل و بعد از تمرین مدل پیچیده یادگیری اندازه‌گیری شد در جدول ۱ نشان داده شده است و داده‌های به دست آمده که قبل و بعد از آزمایش مدل ساده یادگیری در حین عمل شبه نوشیدن ثبت شده در شکل‌های ۳ تا ۵ نشان داده شده‌است.

متغیرهای فیزیولوژیک

حداکثر قدرت انقباض ارادی. همانطورکه انتظار می‌رفت در هر دو مطالعه نیروی MVC عضله دو سر بازویی به طور معنی‌داری در گروه FSHD ($P<0/017$) کمتر از داوطلبان سالم بود. بعد از ۳۰ دقیقه تمرین یادگیری حرکتی، هیچ تغییر مشخصی در مقدار نیروی ایزومتریک MVC دو سر بازویی در هیچ یک از گروه‌ها دیده نشد (جدول ۱).

فعالیت الکترومیوگرافی عضله دو سر بازویی. فعالیت EMG عضله دوسر بازویی به طور معنی‌داری در گروه FSHD بیشتر از گروه کنترل در هردو آزمایش بود($P<0/0001$). در حالی که هیچ تغییر مشخصی در هر دو گروه آزمایش بعد از تمرین مدل پیچیده یادگیری دیده نشد (جدول ۱)، هردو گروه کنترل و بیمار فعالیت EMGکمتری را در عضله دو سر بازویی بعد از ۳۰ دقیقه تمرین مدل ساده یادگیری نشان دادند ($P<0/017$).

فعالیت الکترومیوگرافی براکیورادیالیس. گروه FSHD فعالیت عضلانی بیشتری را در عضله براکیورادیالیس خود نسبت به گروه سالم نشان دادند ($P<0/0001$)که این مقدار بعد از ۳۰ دقیقه تمرین یادگیری حرکتی به طرف مقادیر طبیعی کاهش یافت ($P<0/017$). یادگیری حرکتی در گروه سالم هیچ تغییری در فعالیت این عضله ایجاد نکرد.

نسبت فعالیت عضله (EMG) دو سر بازویی به فعالیت (EMG) براکیورادیالیس (BR/BB). نسبت BR/BB در گروه FSHD به طور مشخصی بیشتر از گروه سالم ($P<0/017$) بود اما این مقدار بعد از ۳۰ دقیقه تمرین یادگیری حرکتی به طرف مقادیر گروه نرمال کاهش یافت ($P<0/017$). در گروه سالم این نسبت بعد از ۳۰ دقیقه تمرین تغییری نیافت.

فعالیت الکترومیوگرافی عضله دلتوئید قدامی. فعالیت عضله دلتوئید قدامی از نظر آماری در گروه FSHD بیشتر از داوطلبان سالم بود ($P<0/005$). اگر چه فعالیت EMG دلتوئید بعد از ۳۰ دقیقه تمرین یادگیری مدل ساده در هر دو کاهش یافت، اما این کاهش فقط در گروه بیماران معنی‌دار بود ($P<0/017$).

فعالیت الکترومیوگرافی عضله سه سر بازویی. فعالیت EMG عضله سه سر بازویی در گروه FSHD تقریباً ۴ برابر گروه داوطلبان سالم بود ($P<0/0001$). بعد از یادگیری حرکتی، گروه FSHD میزان فعالیت کمتری در عضله سه سر بازویی را نشان دادند ($P<0/017$) که نشان دهنده تغییر این مقادیر به طرف مقادیر طبیعی بود و مشخص کننده فعالیت آنتاگونیستی کمتری در حین عمل شبه نوشیدن بعد از یادگیری حرکتی بود.

زمان واکنش. هیچ تفاوتی در اندازه زمان واکنش بین گروه‌های سالم و بیمار قبل از یادگیری وجود نداشت. اگر چه هردوگروه سالم و بیمار بعد از یادگیری مدل ساده کاهش معنی‌دار در زمان واکنش خود نشان دادند ($P<0/017$)، این متغیر فقط در گروه FSHD بعد از یادگیری مدل پیچیده کاهش معنی‌داری نشان داد ($P<0/0001$).

مقادیر کینماتیک (حرکتی)

زمان حرکت. داوطلبین FSHD در هر دو مطالعه دارای MT طولانی‌تری نسبت به داوطلبین سالم ($P<0/005$) بودند. با وجود اینکه تمرین مدل پیچیده، یادگیری MT را در هیچ یک از دو گروه سالم و FSHD تغییر نداد، اما این متغیر بعد از یادگیری مدل ساده MT در هر دو گروه سالم و FSHD به میزان مشخصی ($P<0/017$) کاهش یافت.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

جدول ۱. خصوصیات عملکردی اندام فوقانی در گروه بیماران *FSHD* و کنترل در هنگام اجرای عمل شبه نوشیدن قبل و بعد از ۳۰ دقیقه تمرین با مدل پیچیده یادگیری حرکتی.

خصوصیات عملکردی	گروه کنترل (۷ نفر)			گروه FSHD (۷ نفر)			تفاوت دو گروه قبل از یادگیری
	قبل از یادگیری (Mean±SEM)	بعد از یادگیری (Mean±SEM)	P value	قبل از یادگیری (Mean±SEM)	بعد از یادگیری (Mean±SEM)	P value	P value
نیروی MVC دوسر بازویی (نیوتن)	۲۵۴/۵±۱۲/۷	۲۶۲/۱±۱۳/۶	n.s	۱۱۹/۹±۱۷/۰	۱۱۴/۱±۱۶/۸	n.s	P<0.017
زمان عملکرد (میلی ثانیه)	۱۲۰۰/۶±۳۱/۰	۱۲۷۴±۳۱/۱	n.s	۱۶۳۸/۷±۹۸/۱	۱۴۵۲/۵±۸۴/۶	n.s	P<0.0001
زمان واکنش (میلی ثانیه)	۲۲۰/۶±۱۰/۶	۲۰۰/۶±۱۱/۲	n.s	۱۹۶/۳±۸/۹	۱۵۵/۷±۷/۷	p<0.0001	n.s
حداکثر شتاب حرکت (متربرمجذور ثانیه)	۲/۴±۰/۲	۱/۹±۰/۲	n.s	۱/۸±۰/۲	۲/۱±۸۴/۶	n.s	P<0.017
دامنه Flexion آرنج (درجه)	۴۹/۰±۲/۰	۵۱/۶±۲/۰	n.s	۶۰/۵±۲/۰	۵۷/۵±۱/۸	n.s	P<0.0001
دامنه Flexin شانه (درجه)	۱۰/۰±۰/۹	۱۱/۵±۰/۹	n.s	۹/۸±۱/۵	۹/۹±۱/۱	n.s	n.s
دامنه Abduction شانه (درجه)	۶/۵±۰/۷	۶/۱±۰/۷	n.s	۱۲/۱±۱/۳	۱۳/۶±۱/۴	n.s	P<0.001
فعالیت دو سر بازویی (%MVC)	۱۵/۲±۱/۲	۱۳/۴±۱/۳	n.s	۳۳/۳±۲/۹	۳۵/۳±۴/۲	n.s	P<0.0001
فعالیت براکیورادیالیس (%MVC)	۹/۰±۰/۶	۷/۷±۶/۰	n.s	۳۴/۲±۳/۸	۲۶/۱±۱/۸	P<0.005	P<0.0001
نسبت BR/BB	۰/۷±۰/۱	۰/۷±۰/۱	n.s	۱/۴±۰/۳	۱/۰±۰/۱	P<0.017	P<0.017

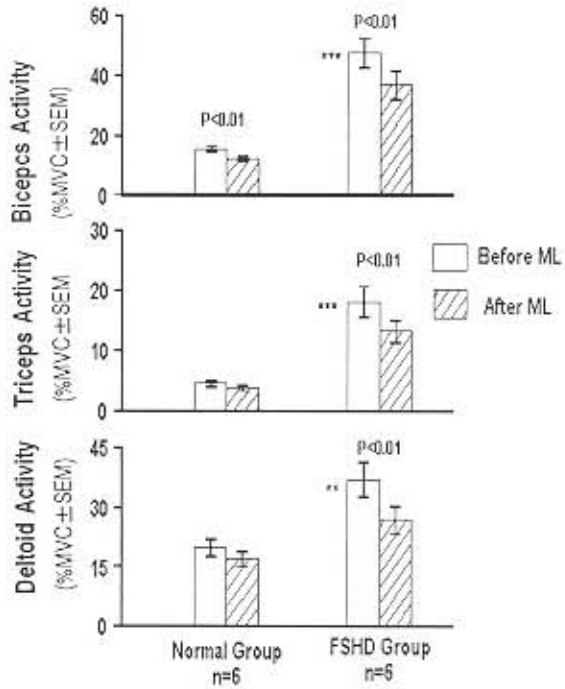
n.s= عدم وجود تفاوت معنی دار

BR/BB= Brachioradialis/Biceps Brachialis, MVC= Maximum voluntary contraction

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

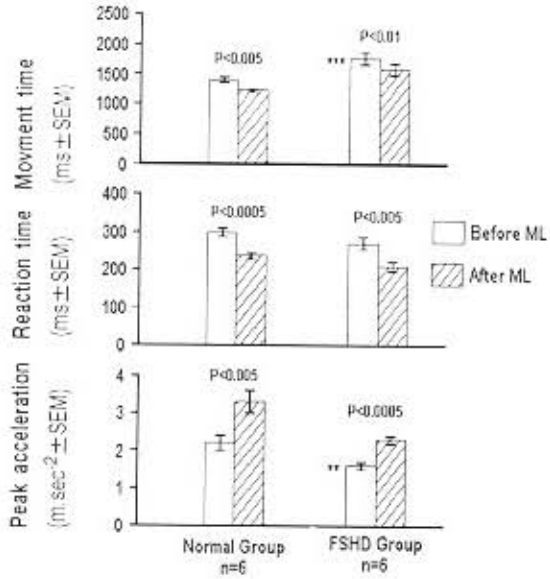
حداکثر شتاب حرکت. گروه سالم شتاب سریعتری را نسبت به گروه بیمار به نمایش گذاردند (P<۰/۰۱۷)، اما فقط بعد از یادگیری مدل ساده، شتاب حرکت در هر دو گروه به طور معنی‌داری [گروه سالم (P<۰/۰۰۰۵) و گروه FSHD (P<۰/۰۰۰۵)]، افزایش یافت.

دامنه Abduction مفصل شانه. در هر دو مطالعه، گروه FSHD میزان Abduction بیشتری در مفصل شانه نسبت به گروه سالم به کار بردند (P<۰/۰۱۷). افزایش معنی‌داری نیز (P<۰/۰۰۰۵) در گروه FSHD بعد از تمرین مدل ساده یادگیری مشاهده شد.

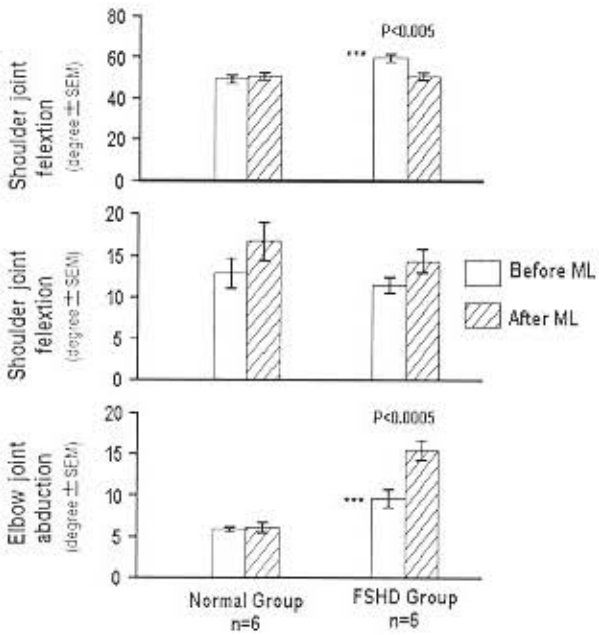


شکل ۳. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات دو سر بازویی، سه سر بازوئی و دلتوئید. ستونهای خالی نمایش دهنده داده های قبل از یادگیری حرکتی و ستونهای هاشور خورده نشان‌دهنده داده‌های بعد از یادگیری حرکتی است. علامت ***(P<۰/۰۰۰۱) و **(P<۰/۰۰۵) نشان‌دهنده سطح معنی‌داری بین دو گروه FSHD و کنترل قبل از یادگیری حرکتی است و سطح معنی‌داری ناشی از اثر یادگیری برای هر دو گروه در بالای همان گروه آورده شده است.

دامنه Flexion مفصل شانه. هیچ تفاوت معنی‌داری در میزان Flexion مفصل شانه بین گروه‌های سالم و FSHD چه قبل و چه بعد از تمرین مدل‌های ساده و پیچیده یادگیری مشاهده نگردید.



شکل ۴. زمان اجرا(MT)، زمان واکنش (RT) و حداکثر شتاب حرکت (MAM). ستونهای خالی نمایش دهنده داده‌های قبل از یادگیری حرکتی و ستونهای هاشور خورده نشان‌دهنده داده های بعد از یادگیری حرکتی است. علامت ***(P<۰/۰۰۱) و (P<۰/۰۰۵)نشان‌دهنده سطح معنی‌داری بین دو گروه FSHD و کنترل قبل از یادگیری حرکتی است و سطح معنی‌داری ناشی از اثر یادگیری برای هر گروه در بالای همان گروه آورده شده‌است.



شکل ۵. خم شدگی آرنج، خم شدگی شانه و دور شدگی شانه. ستونهای خالی نمایش دهنده داده‌های قبل از یادگیری حرکتی و ستونهای هاشور خورده نشان‌دهنده داده‌های بعداز یادگیری حرکتی است. علامت ***(P<۰/۰۰۵)نشان‌دهنده سطح معنی‌داری بین دو گروه FSHD و کنترل قبل از یادگیری حرکتی است و سطح معنی‌داری ناشی از اثر یادگیری برای هر گروه در بالای همان گروه آورده شده

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

است.

دامنه Flexion مفصل آرنج. الگوی حرکت در مفصل آرنج به طور مشخصی در گروه FSHD متفاوت از گروه سالم بود، بیماران FSHD درجه بالاتری از Flexion آرنج را در حین عمل شبه نوشیدن به کار می‌بردند ($P<0/005$). در حالیکه تمرین مدل‌های ساده و پیچیده یادگیری موجب هیچ تغییری در الگوی حرکت آرنج گروه سالم نگردید، گروه FSHD کاهش معنی‌داری در دامنه Flexion، به کار گرفته در مفصل آرنج به طرف مقادیر نرمال نشان دادند.

بحث

نمایش تفاوت عملکرد بین افراد سالم و بیماران FSHD. تحقیقات اخیر نشان داده است که اندازه‌گیری‌های سری از عملکرد سیستم عصبی عضلانی به صورت اندازه‌گیری قدرت عضلانی با دست [۹] و یا به صورت کمی [۴] و یا به کار بردن تست‌های کاربردی [۲و۱۲] می‌تواند روش‌های معتبر و مؤثری در ارزیابی بیماران دیستروفی عضلانی باشد. در یکی از این مطالعات جدی Personius و دستیارانش یک برنامه استانداردی را شامل تست‌های عضلانی با کمک دست و یا به صورت کمی و تست‌های کاربردی اندام تحتانی برای ارزیابی بیماران FSHD پایه‌ریزی کردند [۲۳] و خطوط مشخصی را در زمینه ارزیابی این بیماران ارائه کردند. با وجود این‌که همه این مطالعات نشان دادند که می‌توانند اندازه‌گیری معتبر و حساسی را برای بدست آوردن یک تصویر کلینیکی صحیح از بیماران دیستروفی ارائه کنند، اما توجه کمی به سمت تجزیه عملکرد و نحوه اجرای فعالیت‌ها در این گروه بیماران از نظر الگوی فعالیت عضلانی و حرکتی معطوف شده است. تاکنون دریافته‌اند که بیماران دیستروفی عضلانی یک الگوی جبرانی حرکتی را در جهت غلبه بر ضعف عضلانی به کار می‌بندند. اما در زمینه تجزیه و تحلیل این الگوهای جبرانی هیچ تحقیقی صورت نگرفته است.

ما برای ارزیابی نحوه عملکرد اندام فوقانی در حین فعالیت‌های روزمره یک روش جدید را توسعه دادیم که در مطالعه قبلی نشان داده شد که روش مزبور از قابلیت تکرار پذیری و اعتبار بالایی برخوردار است (در دست چاپ در European Journal of Physiology). این روش در ارزیابی عملکرد اندام فوقانی نشان داد که خصوصیات انتخاب شده از عملکرد کینماتیک و فیزیولوژیک در بیماران و افراد سالم متفاوت می‌باشند.

خصوصیات فیزیولوژیک. از این نتایج دریافته شد که فعالیت عضلانی بیشتر، از خصوصیات فیزیولوژیک مشخص بیماران FSHD می‌باشد (شکل ۳). روش درصدگیری که برای نرمال کردن متوسط داده‌های EMG به کار گرفته شده به سادگی می‌تواند علت چنین اختلافی را بین گروه‌های سالم و بیمار بیان کند. از آنجایی که تعداد فیبرهای عضلانی سالم در عضلات گرفتار بیمار FSHD کاهش می‌یابد، بیماران در مقایسه با افراد سالم مجبورند که درصد بالاتری از فیبرهای عضلانی سالم خود را برای کامل کردن فعالیت روزمره خود وارد عمل کنند. بنابراین، علیرغم اینکه الگوی تداخل EMG در این بیماران کوچکتر است [۱۴] استفاده از درصد بالاتری از فیبرهای عضلانی سالم نسبت به کل فیبرهای سالم باقیمانده موجب افزایش درصد فعالیت عضلانی در رابطه با EMG ثبت شده در حین MVC ایزومتریک می‌گردد. بنابراین از این دیدگاه افزایش فعالیت عضلانی بعنوان درصدی از حداکثر انقباض ارادی در بیماران دیستروفی عضلانی قابل توجیه می‌باشد.

خصوصیات کینماتیک. افزایش شدیدی در زمان عملکرد که همراه با شتاب آهسته‌تر حرکت است (جدول ۱ و شکل ۴) در گروه FSHD دیده شده که مشخص کننده عملکرد طولانی مدت اندام فوقانی در حین انجام عمل شبه نوشیدن است. این عملکرد آهسته ممکن است به خاطر ناتوانی خفیف اجزاء اندام فوقانی برای ایجاد حرکت و یا ضعف و ناتوانی اجزاء دیگر درگیر در فعالیت باشد.

همان طور که انتظار می‌رفت بیماران FSHD الگوی متفاوت حرکتی را در مفاصل شانه و آرنج خود نشان

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

دادند. این الگو شامل Flexion بیشتر مفصل آرنج و Abduction بیشتر مفصل شانه بود (جدول ۱ و شکل ۵). این تفاوت در الگوی حرکتی می‌تواند به خاطر ضعف پیش رونده عضلات باشد که منجر به کاهش توانایی برای اجرای فعالیت‌های روزمره می‌گردد. بنابراین فرد مبتلا، گروه‌های عضلانی دیگری را وارد عمل می‌کند که هدف از این به کار گیری، یا کمک به عضلات ضعیف درگیر در فعالیت است و یا قرار دادن اندام در وضعیتی که نیروی تولیدی توسط عضلات اصلی بتواند برای تکمیل فعالیت روزمره کافی باشد. درگیر شدن دیگر گروه‌های عضلانی برای کامل کردن کار مزبور موجب ظهور یک الگوی متفاوت حرکتی می‌گردد که این همان الگوی مشاهده شده در بیماران FSHD در این آزمایش است.

این اختلاف در نحوه عملکرد ملاکی بر الگوی جبرانی حرکت به کار گرفته شده توسط بیماران براساس الگوی ضعف عضلانی آنها می‌باشد. چنین حرکات جبرانی توسط بیماران طراحی می‌شود تا بر ضعف عضلانی موجود غلبه کنند. بکارگیری این حرکات بر اساس دو مکانیسم صورت می‌گیرد: الف) استفاده از عضلات سینرژیست برای جبران ضعف عضلانی و ب) تغییر الگوی حرکت برای حذف اثر جاذبه روی عضله ضعیف و جابجا کردن مرکز ثقل اندام بطرف پروگزیمال که در نتیجه بازوی مقاوم کوتاه‌تری را فراهم می‌آورد.

استفاده از عضلات سینرژیست. فعالیت EMG بیشتر در عضله دو سر بازویی و براکیورادیالیس در حین عمل شبه نوشیدن در بیماران FSHD، مشخص کننده افزایش تلاش بیمار برای فعال کردن این عضلات جهت کامل کردن عمل فوق است. اگر چه فعالیت عضله دوسر بازویی در گروه FSHD تقریباً دو برابر بیشتر از گروه سالم بود (جدول ۱)، این مقدار فعالیت نیز نمی‌توانست حمایت لازمی را برای عمل نوشیدن فراهم کند. در همین راستا افزایش تقریباً ۴ برابر فعالیت عضله براکیورادیالیس در گروه FSHD در مقایسه با گروه سالم نمایش دهنده به کار گیری این عضله سینرژیست برای جبران ضعف عضله دو سر بازویی در گروه بیماران دیستروفی می‌باشد و مشخص کننده اهمیت فعالیت عضلات سینرژیست در انجام فعالیت های روزمره است.

تغییر الگوی حرکت. تغییرات الگوی حرکتی مفاصل شانه و آرنج مشخصه دیگر حرکات جبرانی است. داده‌های ما (شکل ۵) مشخص می‌کند که عمده اختلاف بین گروه‌های FSHD و سالم در میزان Abduction شانه (۸۲٪ بیشتر از گروه سالم) و در Flexion آرنج (۲۳٪ بیشتر از گروه سالم) بود. این افزایش‌ها مشخص می‌کند که عضلات دور کننده شانه بازو را در وضعیت افقی قرار می‌دهند و بنابراین موجب حذف اثر جاذبه روی خم‌کننده‌های آرنج و تسهیل تولید نیروی لازم برای بالا آوردن لیوان به طرف دهان می‌گردند. این مکانیسم جبرانی وقتی امکان پذیر است که عضلات مفصل شانه، مخصوصاً دلتوئید به اندازه کافی قوی باشند تا بتواند بازو را در وضعیت Abduction و یا Flexion قرار دهند.

اثر تمرین مدل پیچیده یادگیری

گروه سالم. ۳۰ دقیقه تمرین مدل پیچیده یادگیری هیچ تغییری روی عملکرد اندام فوقانی در گروه سالم در حین عمل شبه نوشیدن ایجاد نکرد (جدول ۱). این عدم تغییر اثبات می‌کند که این نوع مدل یادگیری هیچ مزیتی در بهینه سازی عملکرد در افراد سالم بازی نمی‌کند، زیرا عملکرد اندام فوقانی قبلاً به صورت بهینه برای انجام این عمل شبه نوشیدنی تخصص یافته است.

گروه FSHD. ۳۰ دقیقه تمرین مدل پیچیده یادگیری موجب ظهور مختصری بهبودی در عملکرد اندام فوقانی گروه FSHD بطرف مقادیر نرمال گردید (جدول ۱). کاهش زمان واکنش بعد از یادگیری می‌تواند مشخص کننده این نکته باشد که یادگیری حرکتی اطلاعاتی زمینه‌ای را برای انجام‌دهنده فراهم می‌کند که استفاده از این اطلاعات می‌تواند میزان نیاز به فعالیت مغزی را برای انجام آن کار بخصوص کاهش دهد و این بدین معنی است که تمرین موجب عملکرد بهتر با سعی کمتر می‌گردد [۱۱].

کاهش فعالیتهای EMG در عضله براکیورادیالیس بعد

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

از یادگیری حرکتی که همراه هیچ تغییری در فعالیت عضله دوسر بازویی نبود مشخص کننده کاهش معنی‌دار در فعالیت سینرژیست خم کننده‌های آرنج است. از آنجائیکه فعالیت عضلات سینرژیست نقش مهمی در جبران ضعف عضلات اصلی آگونیست بازی می‌کند این کاهش می‌تواند یا در نتیجه انقباض موثرتر عضله اصلی آگونیست (در اینجا دو سر بازویی) و یا در اثر به کارگیری الگوی جدید حرکتی باشد که در آن نیاز به نیروی عضلات خم کننده آرنج کمتر است. این بهبودی در عملکرد اندام فوقانی بعد از یادگیری را می‌توان به عنوان یک اثر ناشی از انتقال مثبت یادگیری حرکتی در نظر گرفت که توسط Schmidt در ۱۹۸۸ از آن به عنوان «اجرای بهتر یک مهارت در اثر تجربه قبلی بهتر از آنچه که قبل از تمرینات بوده‌است» یادشده است [۲۴].

اثر تمرین مدل ساده یادگیری

گروه کنترل. تمرین مدل یادگیری حرکتی ساده منجر به کاهش زمان عملکرد شد که همراه با واکنش سریع‌تر و شتاب بیشتر حرکت بود (شکل ۴) که نشان دهنده بهبود عملکرد در گروه کنترل (سالم) بود این ارتقاء عملکرد می‌توانست در نتیجه انتقال مثبت از تمرین کار مهارتی باشد [۲۴]. زمان واکنش سریع‌تر نیز نشان دهنده این نکته بود که تقاضای ذهنی برای انجام فعالیت تمرین شده با تمرین کاهش یافته است [۱۱]. این نکته مشخص می‌کند که یادگیری حرکتی موجب فراهم آوردن اطلاعات لازم برای انجام دهنده فعالیت می‌گردد که به او اجازه می‌دهد عملکرد حرکتی خود را بهتر و با تلاش ذهنی کمتر صورت دهد. از مقایسه داده‌های زمان عملکرد و شتاب حرکت می‌توان حدس زد که یادگیری حرکت به فرد کمک کرده که فعالیت شبه نوشیدن را سریع‌تر انجام دهد. از این نکته می‌توان نتیجه گرفت که ۳۰ دقیقه تمرین یادگیری حرکتی می‌تواند موجب ساخته شدن یک برنامه حرکتی جدید شود که فراهم آورنده حداکثر هماهنگی برای اندام فوقانی بر اساس مدل کنترل حرکتی سیستم‌ها است [۲۵]. بر اساس این مدل، شخص با محیط خود تداخل می‌کند و نحوه عملکرد یک فعالیت نیز ناشی از این تداخل است [۲۲]. از این نقطه نظر، فرد از محیط اطراف خود و مشخصات عملکردی نوع فعالیت با هم استفاده می‌کند تا رفتار حرکتی خود را سازمان دهد. بنابراین فرد ممکن است با استفاده از عوامل عملکردی خود و محیط و یا دستکاری آن بهترین استراتژی را برای انجام کارهای خود بدست آورد.

در هر دو مطالعه انجام شده گروه سالم تغییرات فاحشی را در الگوی حرکات مفاصل سهیم در انجام عمل شبه نوشیدن بعد از ۳۰ دقیقه یادگیری نشان نداد، به استثنای مقداری افزایش در مقدار خم شدگی شانه (شکل ۵). علیرغم این افزایش در میزان خم‌شدگی شانه هیچ تغییری در فعالیت EMG عضله دلتوئید قدامی که خم‌کننده اصلی شانه است دیده نشد (شکل۳) این نکته نشان دهنده انقباض مؤثرتر این عضله بعد از یادگیری حرکتی علیرغم فعالیت بیشتر انجام شده‌است.

کاهش فعالیت عضله دوسر بازویی (شکل ۳) دلیل دیگری بر بهبود عملکرد بعد از یادگیری مدل ساده در گروه سالم است. در ۱۹۸۶، Moore و Marteniuk نیز تغییرات مشابهی را در فعالیت عضله دوسر بازویی در نتیجه یک برنامه یادگیری حرکتی گزارش کردند [۲۱]. این نکته نشان می‌دهد که بعد از یادگیری حرکتی، یک فرد طبیعی تلاش کمتری را برای اجرای عمل شبه نوشیدن به خرج می‌دهد. این را همچنین می‌توان به عنوان اثر انتقال مثبت به حساب آورد که روی نحوه عملکرد عمل نوشیدن شبیه سازی شده در اثر ۳۰ دقیقه تمرین مدل ساده یادگیری اتفاق افتاده است [۲۴].

گروه FSHD. گروه FSHD بعد از یادگیری حرکتی مقداری بهبودی در اجرای عمل شبه نوشیدن به طرف مقادیر طبیعی نشان داد. این بهتر شدن شامل افزایش سرعت در زمان عملکرد و شتاب حرکت و کاهش زمان واکنش بود (شکل ۴). بعد از یادگیری، گروه بیمار الگوی متفاوتی از حرکت را در مفاصل شانه و آرنج به نمایش گذاردند. الگوی حرکتی جدید شامل خم شدن کمتر در مفصل آرنج و Abduction بیشتر در مفصل شانه بود

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

(شکل ۵). این الگوی جدید حرکتی نشان دهنده یک استراتژی حرکتی جدید است که در نتیجه تعامل بین سیستم عصبی مرکزی با سیستم‌های چندگانه شخصیتی و محیطی برنامه‌ریزی شده است (مدل سیستم‌ها در کنترل حرکت)[۱۰ و ۲۵]. براساس مدل سیستم‌ها، هنگامی که به یکی از اجزای سیستم عملکردی صدمه‌ای وارد شود، فرد سعی می‌کند تا ضایعه را جبران کند تا بتواند به اهداف عملکردی دست یابد [۲۵]. در این هنگام روند بهبودی برای جبران آسیب یک روند اکتشافی است برای پیداکردن آنچه که برای انجام کارها لازم است و اینکه بهترین وضعیت برای انجام کارها چیست. استفاده آشکار از الگوهای حرکتی غیر طبیعی را، که دلیلی بر وجود چنین تلاشی برای استفاده از سیستم‌های باقی مانده برای کامل کردن کارهای روزمره است، می‌توان به روشنی بعد از تمرینات مدل ساده و پیچیده یادگیری حرکتی مشاهده کرد. در حین یادگیری حرکتی، فرد بر تداخل بین خصوصیات شخصیتی خود(سیستم‌های فردی) با خصوصیات محیط انجام کار (سیستم‌های محیط) تاکید می‌کند، در نتیجه این تداخلات بین سیستم‌ها، سیستم‌های کنترل حرکتی یک مدل داخلی را می‌سازند که این مدل مانند یک نقشه بین ورودی‌های حسی تجربه شده و نیروهای خروجی مورد نیاز برای اجرای کار عمل می‌کنند [۱۰]. در این مورد، فرد به تدریج یک استراتژی جدید حرکتی را شامل Abduction بیشتر در شانه و خم شدن کمتر در مفصل آرنج توسعه داده و به کار می‌بندد. در آزمایش‌های ما، بیماران دیستروفی عضلانی که دارای ضعف عضلات خم‌کننده آرنج هستند هنگام تلاش برای نوشیدن از یک لیوان شانه‌های خود را در Abduction و در نتیجه بازوی خود را در یک وضعیت افقی قرار می‌دهند. این حالت به آنها کمک می‌کند که اثر نیروی جاذبه را روی عملکرد عضلات خم کننده آرنج حذف کنند و به آنها اجازه می‌دهد که نیروی مناسب را برای خم کردن آرنج و آوردن لیوان به طرف دهان تولید کنند.

تمرین مدل ساده یادگیری موجب می‌شود که انقباض عضلات آگونیست و آنتاگونیست مؤثرتر گردد و بنابراین فرد می‌تواند کار روزمره را با تلاش کمتری به انجام برساند. درصد پائین تر فعالیت عضلانی که در عضله دو سر بازویی، سه سر بازویی و دلتوئید قدامی بعد از یادگیری حرکتی دیده شد دلیلی موید این نکته می‌باشد. از کاهش در زمان عملکرد می‌توان حدس زد که به خاطر زمان کوتاه‌تر انجام کار، فعالیت EMG نیز در مقایسه با اجراهای طولانی‌تر کاهش یافته است. اما باید در نظر داشت که زمان کوتاه‌تر اجرا به معنی اجرای سریع‌تر است که بنابراین نیاز به فعالیت عضلانی بیشتری نیز دارد. بنابراین کاهش فعالیت EMG علیرغم افزایش سرعت اجرا نیز دلیل مضاعف انقباض موثر عضلانی می‌باشد. فعالیت EMG یک عضله منعکس کننده هم الگوی بکارگیری واحدهای حرکتی (Motor unit Recruitment) و هم سرعت فرمان‌های آتش واحدهای حرکتی (Motor unit firing rate) است و بنابراین از این دیدگاه می‌توان از آن برای تشخیص تغییرات در الگوی انقباض ارادی عضلانی هدایت شده توسط سیستم حرکتی مرکزی استفاده کرد (۷). بعد از تمرین مدل ساده یادگیری ما شاهد زمان اجرای کوتاه‌تر همراه با کاهش در فعالیت دو سر بازویی و دلتوئید در گروه FSHD بودیم که مشخص کننده انقباض مؤثرتر این عضلات می‌باشد. توضیحی دیگر برای این کاهش فعالیت عضله دو سر بازویی می‌تواند الگوی جدید حرکتی به کار گرفته شده بعد از یادگیری حرکتی باشد. همان طور که قبلاً اشاره شد از آنجائی که فرد از Abduction بیشتر در شانه خود استفاده می‌کند، وی بازو را در وضعیت افقی قرار می‌دهد که این حالت وضعیت ضد جاذبه کمتری را برای کار عضله دو سر بازویی که یک خم کننده اصلی آرنج است فراهم می‌کند. در این حالت عضله دو سر بازویی می‌تواند آرنج را با فعال کردن فیبرهای عضلانی کمتر به راحتی خم کند.

اگرچه هیچ تغییری در میزان خم‌شدگی مفصل شانه دیده نشد، کاهش یکسانی در فعالیت EMG بخش قدامی دلتوئید بعد از یادگیری مشاهده شد. علت این

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

تغییر می‌تواند تغییر الگوی فعالیت غیر یکنواخت عضلانی به یک فعالیت یکنواخت عضلانی بعد از تمرین باشد. Moore و Marteniuk نشان دادند که یکنواختی فعالیت عضلانی در هر دو گروه عضلانی آگونیست و آنتاگونیست، بعد از تمرین یادگیری دیده می‌شود [۲۱]. آنها همینطور نشان دادند که فعالیت آگونیستی و آنتاگونیستی عضلات با تمرین کاهش می‌یابد که این نکته کمک می‌کند تا بتوانیم کاهش فعالیت EMG عضلات دو سر بازویی و سه سر بازویی را در حین اجرای عمل شبه نوشیدن بعد از یادگیری حرکتی را نیز توضیح دهیم. هر چند که توضیح دیگر برای این تغییر در فعالیتهای عضلانی می‌تواند تغییر در الگوی فرامین آتش یا همزمانی بکارگیری فیبرهای عضلانی جدید در الگوی تداخل فعالیت عضلانی (Interference pattern) بعد از یادگیری باشد. مقایسه نتایج بدست آمده از این دو مطالعه نشان می‌دهد که تمرین یادگیری مدل ساده، نتایج مؤثرتری در نحوه عملکرد اندام فوقانی نسبی به تمرین مدل پیچیده یادگیری داشت. علت این اثرات متفاوت بین مدل‌های ساده و پیچیده یادگیری می‌تواند پیچیدگی بیشتر کاری که باید یاد گرفته شود، باشد. پیچیدگی یک مهارت مربوط به تعداد بخش‌ها و یا اجزاء مهارت می‌باشد که باید یاد گرفته شود [۱۷]. یک مهارت کاملاً پیچیده تعداد اجزاء زیادی دارد و توجه بیشتر و تمرین بیشتری در طی روند یادگیری نیاز دارد در حالی که یک کار ساده نسبتاً اجزاء کمتری داشته و بنابراین توجه و تمرین کمتری نیز نیاز دارد. به همین دلیل، یادگیری یک کار پیچیده مشکل‌تر از یادگیری یک کار ساده است. از آنجائیکه پیچیدگی در ارتباط با تعداد و اجزاء متعدد یک مهارت است، به نظر کاملاً منطقی می‌رسد که پیچیدگی یک مهارت روی روند یادگیری آن مهارت اثر بگذارد، همان طور که از نتایج مطالعه ما دریافت شد. همچنین حدس زده شده است که پیچیدگی یک مهارت ممکن است موجب افزایش اضطراب در حین انجام آن مهارت گردد [۱۷]. به هرحال این سطح از اضطراب همچنین می‌تواند روی روند یادگیری اثر گذارده و موجب تاخیر در یادگیری یک مهارت جدید مشکل در مقایسه با یک مهارت ساده گردد.

نتیجه‌گیری

در دو مطالعه جداگانه، اثر یادگیری دو مدل مختلف یادگیری حرکتی ساده و پیچیده را روی نحوه اجرای عمل شبه نوشیدن در دو گروه بیماران FSHD و افراد سالم بررسی کردیم. اگر چه هر دو مدل موجب بهتر شدن عملکرد اندام فوقانی شدند، اثر یادگیری مدل ساده بسیار وسیع‌تر و بیشتر از یادگیری مدل پیچیده در هر دو گروه بود. در گروه سالم، هیچ اثر مثبتی ناشی از تمرین مدل پیچیده دیده نشد، در حالی که بعد از ۳۰ دقیقه یادگیری مدل ساده، اثرات انتقالی مثبتی روی عملکرد اندام فوقانی در طول عمل شبه نوشیدن باقی گذاشت.

در گروه FSHD تمرین هردو مدل یادگیری کمک کرد که فرد، عملکرد خود را پیشرفت داده و با سرعت بیشتر و زمان واکنش کمتر آنرا انجام دهد. تمرین مدل ساده تغییرات بیشتری را در الگوی حرکت نسبت به مدل پیچیده ایجاد کرد و کاهش در مقدار خم کردن مفصل آرنج بطرف مقادیر طبیعی و تغییر Abduction مفصل شانه بعد از یادگیری حرکتی ساده سه برابر بیشتر از تغییرات رخ داده شده بعد از یادگیری مدل پیچیده بود. تمرین مدل ساده همچنین موجب کاهش مشخص در فعالیت عضله دو سر بازویی در حین عمل شبه نوشیدن شد در حالی که این اثر بعد از ۳۰ دقیقه تمرین یادگیری مدل پیچیده دیده نشد.

این مطالعات اولین اندازه‌گیری‌های عینی را فراهم آورد تا نشان دهد که بیماران FSHD الگوی کاملاً متفاوتی از فعالیت عضلانی و حرکت را در اندام فوقانی خود در مقایسه با افراد سالم در حین عمل شبه نوشیدن به کار می‌گیرند. الگوی فعالیت عضلانی و حرکتی در گروه FSHD شامل فعالیت بیشتر عضلات سینرژیست و Abduction و Flexion بیشتر در مفصل شانه و آرنج بود. در مورد یادگیری حرکتی، همچنین دریافته شد که یادگیری مدل ساده اثر مفیدتری از یادگیری مدل پیچیده

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

دارد. بعد از فقط مدت ۳۰ دقیقه تمرین مدل ساده نتایج نشان داد که عملکرد ضعیف در گروه بیماران را می‌توان به سمت یک عملکرد مؤثرتر ارتقاء داد. این نتایج نشان داد که گروه FSHD مستعد هستند که پاسخ مناسبی به حرکت درمانی نشان دهند و می‌توان حدس زد که یادگیری حرکت درمانی می‌تواند روش درمانی مفیدی باشد. این نکته آخر نیاز به بررسی بیشتر دارد. همچنین لازم است که اثر دراز مدت یادگیری حرکتی به عنوان یک روش حرکت درمانی در حفظ و تحرک و نحوه اجرا کارهای روزمره در بیماران دیستروفی عضلانی بررسی گردد.

سپاسگزاری

بدینوسیله از سرکار خانم کاظم خانی (عضوهیأت علمی دانشکده) که در تصحیح مقاله و سرکار خانم مطلبی و یوسفی نژاد که در تایپ آن همکاری نموده‌اند قدردانی و تشکر به عمل می‌آید.

منابع

[1] Aitkens S.G., McCrory, M.A., Kilmer, D.D. and Bernauer, E.M., Moderate resistance exercise program: Its effect in slowly progressive neuromuscular disease, Arch. Med. Rehabil., 74 (1993) 711-715.

[2] Barr, A.E., Diamond, B.E., Wade, C.K., Harashima, T., Pecorella, W.A., Potts, C.C., Rosenthal, H., Fleiss, J.L. and McMahon D.J., Reliability of testing measures in Duchenne or Becker muscular dystrophy, Arch. Phys. Med. Rehabil., 72 (1991) 315-319.

[3] Armitage, P. and Berry, G., Statistical methods in medical research, Blackwell Science, Oxford, 1996, pp. 330-332.

[4] Brussock, C.M., Haley, S.M., Munsat, T.L. and Bernhardt, D.B., Measurement of isometric force in childeren with and without Duchenne's muscular dystrophy, Phys. Ther., 72 (1992) 105-114.

[5] Carr, J.H. and Shepherd, R.B., A motor learning model for rehabilitation, Movement Science: Foundation for Physical Therapy in Rehabilitation, Aspen Pub., London, 1987 pp. 31-91.

[6] Edwards, R.H.T., Newham, D.J., Mills, K.R. and Quingley, B.M., Role of mechanical damage in pathogenesis of proximal myopathy in man, Clin. Sci., 64 (1983) 55-62.

[7] Enoka, R.M., and Stuart, D.G., Neurobiology of muscle fatigue, Eur. J. Appl. Physiol., 72 (1992) 1631-1648.

[8] Fattapposta, F., Amabile, G., Cordischi, M.V., Divenanzio, D., Foti, A., Pierelli, F., Dalessio, C., Pigozzi, F., Parisi, A. and Morrocutti C., Long-term practice effects on a new skilled motor learning: An electrophysiological study, Electroen. Clin. Neurophys., 99 (1996) 495-507.

[9] Florence, J.M., Pandya, S., King, W.M., Robinson, J.D., Batty, J., Miller, J.P., Schierbecker, J. and Signore, L.C., Intrarater reliability of manual muscle test (medical research council scale) grades in Duchenne's muscular dystrophy, Phys. Ther.,72 (1992) 115-122.

[10] Gandolfo, F., Mussa-Ivaldi, F.A. and Bizzi, E., Motor learning by field approximation, Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States, 93 (1996) 3843-3846.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

[11] Haier, R.T., Siegel, B.V., Maclachlan, A., Soderling, E., Lottenberg, S. and Buchbaum M.S., Regional glucose metabolic changes after learning a complex visiospatial/motor task: A positron emission tomographic study, Brain Res., 570 (1992) 134-143.

[12] Hiller, L.B., and Wade, C.K., Upper extremity functional assessment scales in children with Duchenne muscular dystrophy: A comparison study, Arch. Phys. Med . Rehabil., 73 (1992) 527-534.

[13] Johnson, E.W. and Braddom, R., Over-work weakness in facioscapulohumeral muscular dystrophy, Arch. Phys. Med. Rehabil., 52 (1971) 333-336.

[14] Kimura, J., Electrodiagnosis in disease of nerve and muscle: Principl and practice, FA Davis, Philadelphia, 1983, pp. 527-531

[15] Knutson, L.M., Soderberg, G.L., Ballantyne, B.T. and Clarke, W.R., A study of various normalization procedures for electromyographic data, J. Electromyogr. Kinesiol., 4 (1994) 47-59.

[16] Lindeman, E., Leffers, P., Spaans, F., Drukker, J., Kerckhoffs, M. and Koke, A., Stength training in patients with myotonic dystrophy and hereditary motor and sensory neuropathy: a randomised clinical trial, Arch. Phys. Med. Rehabil., 76 (1995) 612-620.

[17] Magill, R.A., Motor Learning: Introduction to motor skill learning, Wm. C. Brown Comunications Inc, IA USA, 1993, pp.71-81 and 419-420.

[18] Maring, J.R., Effects of mental practice on rate of skill acquistion, Phys. Ther., 70 (1990) 165-172

[19] McCartcny, N., Moroz, D., Garner, S.H. and McComas, A.J., The effect of strength training in patients with selected neuromuscular disorders, Med. Sci. Sports Exerc., 20 (198) 362-368.

[20] Milner-Brown, H.S., Robert, G. and Miler, M.D., Muscle strengthening through high resistance weight training in patients with neuromascular disorders, Arch. Phys. Med. Rehabil., 69 (1988) 14-19.

[21] Moore, S.P. and Marteniuk, R.G., Kinematic and electromyographic changes taht occur as a function of learning a time-constrained aiming task, J. Motor Behav., 4 (1986) 397-426.

[22] Newell, K.M., Constraints on the development of coordination. In : M.G. Wade and H.T.A. Whiting (Eds), Motor Development in Children: Aspects of coordination and control, Martinus Nijoff, Dordrecht, 1986, pp. 341-360.

[23] Personius, K., Tawil, R., McDermott, M.P., Mendell, J.R., Kissel, J., Griggs, R.C., Pandya, S., Martens, B., Plumb, S., Herr, B.E., Moxley, R.T., Cos, L., Storvick, D., Rainey, F. and King, W., Facioscapulohumeral muscular dystrophy (FSHD): Design of natural history study and results of base-line testing, Neurology, 144 (1992) 442-446.

[24] Schmidt, R.A., Motor control and learning: A behavioural emphasis, Human Kinetics Champaign, IL USA, 1988, pp. 58-85.

[25] Thelen, E. and Ulrich B.D., Hidden skills,

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

Monographs of the society for research in child development 56, Serial No. 223, (1991) 37-51.

[26] WHO, International classication of impairments, disabilities and handicaps. World Health Organisation, Geneva, 1989, pp. 25-29.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

The investigation on the effect of simple and complex models of motor learning on the upper limb performance in facioscapulohumeral muscular dystrophy patients during the activities of daily living

A.H. Bakhtiary*[1] (Ph.D), J. Phoenix[2] (Ph.D), S.P. Frostick[3] (M.D,FRCS) R. Edwards[4] (Ph.D, FRCP)

1 - Rehabilitation Faculty, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

2 - Dept. of Musculoskeletal Sciences, the Royal Liverpool University Hospital, Liverpool, UK

3 - Dept. of Medicine, the Royal Liverpool University Hospital, Liverpool, UK

4 - Wales Office of Research & Development for Health and Social Care, Hallinans House, UK

Introduction. Disease progression in muscular dystrophy (MD) patients results in the gradual loss of ability to produce an appropriate contraction and consequently the loss of necessary force for completing the activities of daily living (ADL). As there is no any recognised treatment for MD and the certain benefit of exercise has not proved yet for these patients. On the other hand, it has been shown that motor learning (ML) may improve the performance, we decided to examine the effect of ML on the upper limb performance in MD patients.

Materials and Methods. Upper limb function and the effect of ML on upper limb performance was investigated in two experiments. In the first experiment, the performance of 7 facioscapulohumeral muscular dystrophy (FSHD) patients and 7 age and sex matched healthy volunteers was investigated during a simulated drinking task. Performance was assessed by measurement of electromyographic (EMG) activity of biceps brachii and brachioradialis muscles; elbow joint flexion; shoulder joint flexion and abduction; maximum acceleration at the onset of movement (MAM); movement time (MT) and reaction time (RT), both before and after a 30 min novel complex ML task. In the second experiment, the complex ML task was replaced by a novel simple ML task for another 6 FSHD patients and their age and sex matched healthy subjects. Except that the EMG activity of triceps and deltoid muscles (anterior part) were measured instead of brachioradialis EMG, the other measurements were same as the first study.

Results. In both studies, the FSHD patients showed significantly larger values for all parameters except the flexion of shoulder joint and RT compared with controls. While the complex ML resulted in decreases in the brachioradialis EMG activity ($P<0.01$) and RT ($P<0.01$) in the FSHD group, the simple ML model resulted in significant changes towards the normal value in all parameters measured except flexion of shoulder.

Conclusion. The change in the measured variables towards normal values indicates that motor learning may help to improve performance in FSHD and its effects are more impressive if a simple ML model is used in a therapeutic protocol.

Key words: muscular dystrophy; upper limb function, motor learning.

* Corresponding author. Fax: 0231-33894; Tel: 0231- 33895; E-mail: amir822@yahoo.com

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]