Archive of SID

بررسی فعالیت عصبی–عضلانی حین حرکت در آب

فاطمه علیرضایی[1]، حیدر صادقی[2]
[1] دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی
[2] استاد تمام دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی

چکیده

مقدمه و اهداف: از آنجا که سیگنال پیچیده الکترومایوگرافی[12] (EMG) به وسیله سیستم عصبی کنترل می‌شود و به خصوصیات فیزیولوژیکی و آناتومیکی عضله بستگی دارد، می‌تواند برای مطالعه هماهنگی و کنترل حرکت مورد استفاده قرار گیرد. به دلیل ارتباط بین مقدار موج EMG و نیروی عضله، از این تکنیک برای مطالعه فعالیت عصبی- عضلانی در تکالیف پاسچرال، حرکات عملکردی و شرایط کاری و برنامه‌های آموزشی و درمانی استفاده شده است. با توجه به سمت گیری توجه محققان حوزه‌های فیزیوتراپی، توان‌بخشی و ورزش و سایر رشته‌های مرتبط با آناتومی، بیومکانیک و حرکت شناسی به اثرات حرکت در آب به ویژه بر عملکرد عضلات، استفاده از EMG سطحی در شنا و حرکات آبی جهت ثبت و عینی نمودن فعالیت عضلانی رو به رشد است. با عنایت به تفاوت ماهوی محیط آب و خشکی، استفاده از EMG در آب متفاوت از خشکی است. بنابراین شاهد مواجهه با چالش‌هایی در رابطه با عایق بندی و چسب زدن الکترودها و تجهیزات برای مدت نسبتا طولانی در این مطالعات هستیم. در این مقاله، مروری بر مطالعات مختلف، چالش‌های پیش روی ثبت EMG در آب و حرکات مختلفی که با استفاده از این تکنیک مورد بررسی قرار گرفته اند و نتایج این مطالعات انجام شده است.

مواد و روش ها: جستجوی مقالات در پایگاه‌های اطلاعاتی معتبر نظیرPub Med, Scince Direct Mendely با جستجوی کلمات EMG، بیومکانیک، فعالیت عصبی-عضلانی، تمرین در آب انجام و بررسی نهایی بر روی بیش از ۳۰ مقاله با ارتباط مستقیم انجام شد.

نتیجه گیری:

در این مطالعه، رویکردهای روش شناسی کمی سازی فعالیت عضله در آب و عوامل اثرگذار در حین حرکت در آب مطرح شد. بر اساس تحقیقات انجام شده، فعالیت عضلانی حین حرکت در آب تحت تاثیر جهت، سرعت و جریان آب قرار می¬گیرد. آب محیط منحصر به ¬فردی را فراهم می کند که در آن نیروی جاذبه و بارگذاری روی مفاصل کاهش می یابد در حالی که خود آب مقاومتی نسبت به حرکت ایجاد می کند.

واژگان کلیدی

EMG، بیومکانیک، فعالیت عصبی-عضلانی، تمرین در آب

*** دریافت مقاله ۱۳۹۰/۹/۲۳ پذیرش مقاله ۱۳۹۱/۹/۲۱ ***

نویسندهٔ مسؤل: : **فاطمه علیرضایی. بزرگراه شهید حقانی، رازان جنوبی، مجموعه ورزشی شهید کشوری، دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی-۰۹۱۵۱۰۴۷۳۲۵**

آدرس الکترونیکی: alirezaei.ft@gmail.com

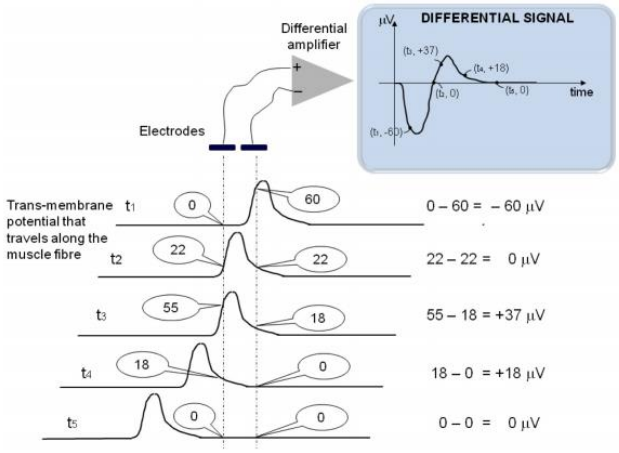
[12] .Electromyography (EMG)

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

انقباض تار عضلانی در نتیجه فعال‌سازی عضله توسط سیستم عصبی مرکزی یا دپلاریزاسیون سطح خارجی غشای تار عضلانی اتفاق می‌افتد. موج‌های دپلارایزاسیون از ناحیه ورود تار عصبی به عضله آغاز و در طول تار عضلانی به سمت دو انتهای عضله سیر می‌کنند. به دلیل آنکه بافت اطراف تارهای عضلانی هادی جریان الکتریسیته هستند ناحیه دپلارایز شده تارهای هر واحد حرکتی برانگیخته، اثر الکتریکی قابل ملاحظه‌ای روی الکترودی که در مجاورت آنها قرار دارد ایجاد می‌کند. تحریک الکتریکی آغازین در طول تار عضلانی با سرعت ۲-۶ متر بر ثانیه حرکت کرده و از الکترودها می‌گذرد. سیکل دپلاریزاسیون-ریپلاریزاسیون یک موج دو قطبی الکتریکی به وجود می‌آورد که در طول تار عضلانی حرکت می‌کند. در حقیقت موجی که روی این الکترود مشاهده می شود پتانسیل عمل واحد حرکتی نامیده می‌شود که یک موج سه فازه است و شکل و اندازه آن بستگی به وضعیت تار نسبت به محل الکترود دارد. سیگنال EMG ترکیبی از پتانسیل‌های عمل همه تارهای عضلانی خواهد بود که در عضله، زیر الکترود، قرار دارد. در واقع توزیع پتانسیلی که در سطح پوست اندازه‌گیری می‌شود در نتیجه روی‌هم سوار شدن پتانسیل عمل واحدهای حرکتی است که به شکل یک سیگنال دو قطبی با دامنه‌های قرینه مثبت و منفی مشاهده می شود [۱]. معمولا دو الکترود روی هر عضله قرار گرفته و تفاوت بین دو پتانسیل ثبت شده توسط هر یک به علت عبور تحریک الکتریکی از هر دو الکترود به دست می‌آید (تصویر۱).



تصویر۱. نحوه ثبت موج دوقطبی از یک تار عضلانی

سیگنال EMG یک موج پیچیده است که به وسیله سیستم عصبی کنترل می‌شود و به خصوصیات فیزیولوژیکی و آناتومیکی عضله بستگی دارد. این سیگنال می‌تواند برای مطالعه هماهنگی و کنترل حرکت مورد استفاده قرار گیرد. علاوه بر این ارتباط مشخصی بین مقدار موج EMG و نیروی اعمالی عضله وجود دارد. به همین دلیل از این تکنیک برای مطالعه فعالیت عصبی- عضلانی در تکالیف پاسچرال، حرکات عملکردی و شرایط کاری و برنامه‌های آموزشی و درمانی استفاده شده است. مطالعه حرکت به خصوص فعالیت عضله در آب نیز اخیرا از موضوعات مورد توجه محققان حوزه‌های فیزیوتراپی، توان‌بخشی و ورزش و سایر رشته‌های مرتبط با آناتومی، بیومکانیک و حرکت شناسی بوده است.

امروزه انجام تمرینات آبی جزء اساسی برنامه های تمرینی آمادگی جسمانی و فیزیوتراپی و وسیله ای موثر در درمان فیزیکی فعال در بازتوانی سالمندان، بیماران آسیب دیده و حتی ورزشکاران حرفه ای است. آب محیط منحصر به‌فردی را فراهم می کند که در آن نیروی جاذبه و بارگذاری روی مفاصل کاهش می یابد، در حالی که خود آب مقاومتی نسبت به حرکت ایجاد می کند. هنگام راه رفتن در آب تا سطح جناغ، نیروی شناوری باعث کاهش وزن تا ۷۱ ٪ در مقایسه با خشکی می‌شود [۲]. بنابراین افرادی که قادر به تحمل بار مکانیکی حین تمرین در خشکی نیستند می توانند به تمرین در آب پرداخته و از فواید فیزیولوژیک آن بهره‌مند شوند.

www.SID.ir

Archive of SID

اما علی رغم استفاده گسترده از تمرینات آبی، با توجه به کمبود منابع علمی، هنوز عملکرد عصبی-عضلانی حین انجام تمرینات در آب ناشناخته باقی مانده است.

اندازه گیری شاخص‌های بیومکانیکی حین حرکت در آب به علت کمبود تجهیزات مناسب محیط آب پیچیده است. به طور مثال کمی کردن فعالیت عضلانی از طریق تکنیک EMG حین حرکت در آب به علت مشکل بودن پیشگیری از دخالت آب در ثبت سیگنال الکتریکی عضله و نیز مسائل ایمنی با چالش مواجه شده است. غلبه بر این چالش ها بسیار ارزشمند است؛ چرا که درک فعالیت الکتریکی عضله به درک پاسخ های عصبی عضلانی حین حرکت در آب کمک می‌کند. بنابراین این مطالعه به مرور تحقیقات مختلف در این حوزه شامل ملاحظات روش شناسی بررسی فعالیت عضله و پارامترهای بیومکانیکی و یافته های این مطالعات حین فعالیت در آب می‌پردازد.

با وجود پیشرفت‌های قابل ملاحظه در پردازش سیگنال، قسمت عمده‌ای از فرایند ثبت فعالیت الکتریکی تحت کنترل محقق است. به همین دلیل توجه ویژه‌ای به متدولوژی و قرارگیری صحیح الکترودها و تثبیت آنها شده است. به طور کلی ثبت سیگنال EMG در آب از لحاظ متدولوژی کلی تفاوت چندانی با خشکی ندارد، اما دارای خصوصیات ویژه‌ای است. مهم‌ترین مسئله، عایق بندی لیدهای[13] EMG است. تحقیقات متفاوت دو رویکرد کلی در هنگام مطالعه فعالیت عضلانی با بهره گیری از تکنیک EMG داشته اند ۱) چسب‌های عایق در محل الکترود ها [۹-۳] و ۲) یک لباس عایق که کل بدن را می‌پوشاند [۱۰]. مطالعاتی که از چسب عایق استفاده کرده اند، الکترود های کلرید نقره را به کار برده اند. ونزیانا و همکاران استفاده از پوشش روی الکترودها در محیط آب را توصیه نموده اند [۱۱]. طبق یافته‌های این تحقیقات بهتر است عایق بندی هر الکترود به طور مجزا انجام شود. همچنین استفاده از چسب عایق ضد آب در این تحقیقات باعث عدم کاهش آمپلی تود و تغییرات طیف توان نشده است.

یکی دیگر از نکات مورد توجه حین ثبت EMG هنگام حرکت در آب، استفاده از وسایل الکترونیکی است. راه حلی که مطالعات مختلف به کار برده اند، استفاده از سیستم های ثبت EMG تلمتری است. کلاریس و همکاران روایی چنین روشی را مورد بررسی قرار دادند. در این مطالعه فعالیت عضلانی هم زمان توسط سیستم تلمتری و غیر تلمتری در هنگام انجام انقباض ارادی بیشینه در آب و خشکی ثبت شد. در این مطالعه هیچ تفاوت معناداری در EMG دو سیستم مشاهده نشد [۱۲]. اما به علت سهولت انجام کار با سیستم تلمتری، ارجحیت همچنان با این سیستم است.

چگونگی تاثیر محیط آب بر ویژگی‌های آمپلی تود و طیف توان سیگنال EMG

چگونگی تغییر فعالیت الکتریکی عضله تحت تاثیر تغییرات جاذبه و مقاومت آب در چند مطالعه مورد بررسی قرار گرفته است. کلاریس و همکاران و پوی‌هونن و همکاران به کاهش آمپلی تود سیگنال EMG در آب در مقایسه با خشکی اشاره نمودند[۱۲-۱۳]. اما از آنجا که در هر دو مطالعه مذکور الکترودها عایق بندی نشدند، مشخص نیست که تغییرات مشاهده شده در این مطالعات به علت محدودیت های متدولوژیک و یا تغییرات فیزیولوژیک ناشی از محیط آب است. اما در مطالعه ای که توسط رینولدی انجام شد [۱۴] فعالیت عضله دو سر بازویی حین انقباض ارادی بیشینه در خشکی، در حالت ایستاده و حین شناوری در آب ۲۵ درجه سانتی‌گراد مقایسه شد. پارامترهای سیگنال EMG (شامل مقادیر میانگین یک‌سویه، RMS، میانگین و میانه فرکانس) حین انقباض ایزومتریک با استفاده از چسب عایق و بدون استفاده از چسب عایق مقایسه شد. نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که بدون استفاده از چسب عایق آمپلی تود سیگنال‌ها در آب کمتر از خشکی (۶/۷ ٪) بود. حین انقباض ایزومتریک در حالت شناور بدون استفاده از چسب عایق، افزایش معنی‌داری در اجزای فرکانس پایین (۲۰-۰ هرتز) مشاهده شد. آرتیفکت ناشی از حرکت سیم‌های آزاد هنگامی که سیم‌ها با استفاده از چسب محکم شدند، ناپدید شد. کاروالهو و همکاران نشان دادند که حین انقباض ایزومتریک در آب، بدون استفاده از چسب عایق، آمپلی تود ۵۰ ٪ کاهش یافت در حالی که در خشکی تفاوت معنی‌داری بین فعالیت عضله در شرایط استفاده از چسب و عدم استفاده از چسب مشاهده نشد [۱۵]. ونزیانو استفاده از چسب را در محیط آب توصیه می‌کند [۱۱]، چرا که استفاده از چسب فشار مکانیکی روی پوست و عضله را افزایش می‌دهد. بنابراین اکثر تحقیقات استفاده از چسب محافظ را

[13] .Leads

www.SID.ir

Archive of SID

توصیه می‌کنند چرا که کاهش مصنوعی آمپلی تود سیگنال و طیف توان ثبت شده را کمتر کرده و آن را با شرایط خشکی قابل مقایسه می‌کند. طبق نتایج تحقیقات، در صورت رعایت نمودن شرایط متدولوژیکی در قرار دادن الکترودها، قرار گیری در محیط آب فعالیت الکتریکی ثبت شده در عضله را تغییر نمی‌دهد.

تاثیر دمای آب بر سیگنال‌های EMG

دمای آب و مدت زمان قرارگیری در آب از عوامل مهمی هستند که بر روی سیگنال‌های EMG موثرند. از آنجا که در شرایط طبیعی دمای عضله بیشتر از دمای سطح پوست است [۱۶] و به علت خاصیت هدایت گرمایی آب، تعامل گرما بین آب و بافت ها در آب سریع‌تر از خشکی رخ می‌دهد. پس از ۵ دقیقه قرارگیری در آب تغییراتی در دمای عضله رخ می‌دهد و پس از ۱۵ دقیقه دمای عضله با دمای محیط یکی می‌شود [۱۷]. پتروفسکی و لی‌من تغییرات سیگنال EMG عضلات اندام تحتانی و فوقانی پس از ۲۰ دقیقه ماندن در آب را در دمای ۲۴، ۲۷ و ۳۴ و ۳۷ درجه سانتی گراد مورد بررسی قرار دادند [۱۷]. در هر چهار عضله بین مقادیرEMG انقباض ارادی حداکثر[۱۴] (MVC) و میانه فرکانس در سه شرایط دمایی مشاهده نشد اما در دمای کمتر در همه عضلات کاهش معناداری درMVC و کاهش فرکانس مشاهده شد. به همین دلیل دمای آب حین مطالعاتی از این دست باید لحاظ شوند. در اکثر مطالعات مشابه دمای آب بین ۲۷ تا ۳۴ درجه سانتی‌گراد بود[۲۱-۱۸, ۸-۳, ۱۱]

نرمالیزاسیون سیگنال‌های EMG حین حرکت در آب

ازMVC برای نرمالایز کردن داده‌های EMG نیز استفاده می‌شود (داده ها بر حسب درصدی از MVC EMG بیان می‌شوند). اگر چه این روش یک شیوه استاندارد نرمالایز کردن در خشکی محسوب می‌شود اما اعتبار اندازه گیری در خشکی برای استفاده در آب مشخص نیست چرا که تحقیقات مختلف تفاوت بین مقادیر MVC در آب و خشکی را نشان داده‌اند[۲۲, ۱۳, ۱۲] . البته هنوز مشخص نیست که این تفاوت بین آب و خشکی در اصل به علت محدودیت‌های متدولوژیکی ثبت EMG در آب است و یا به علت تغییرات فیزیولوژیک به علت غوطه‌وری است.

پوی‌هونن و همکاران فعالیت عضلانی در آب و خشکی را به همراه نیروی انقباض بیشینه و زیربیشینه اندازه‌گیری نمودند [۱۳]. در این مطالعه فعالیت عضلات اکستنسور و فلکسور زانو در حالت نشسته و در انقباض ایزومتریک اکستنشن زانو در آب و خشکی اندازه‌گیری شد. برای اندازه گیری پایایی، ۳ بار هر اندازه‌گیری تکرار شد. در هر دو انقباض بیشینه و زیر بیشینه فعالیت عضلات پهن میانی و جانبی (۱۱-۱۷ ٪) و عضلات دو سر رانی (۱۷-۲۵ ٪) در آب کمتر از خشکی بود (پوی‌هونن ۱۹۹۹). فعالیت عضلانی کمتر به علت تولید نیرو نبود چرا که مقادیر نیرو در آب و خشکی مشابه بود. ضریب همبستگی درون گروهیICC[۱۵] و ضریب تغییرات تکلیف-به تکلیف[۱۶] و تکرارپذیری روز-به روز برای تولید نیرو و EMG در آب و خشکی بالا بود. سیلور و دونلی انقباض بیشینه ارادی را در آب و خشکی مقایسه نمودند [۲۳]. با توجه به نتایج تحقیق گزارش نمودند که هیچ تفاوت مشخصی بین مقادیر MVC در دو محیط وجود ندارد. بنابراین می‌توان مقادیر EMG به دست آمده در آب را با استفاده از MVC خشکی نرمالایز نمود.

قایسه فعالیت عضلانی حین حرکت در آب و خشکی

رشد روزافزون انواع مختلف برنامه‌های توانبخشی و تمرینی در آب منجر به انجام مطالعات مربوط به فعالیت عضلانی در آب و مقایسه آن با حرکت در خشکی شده است. زمان بندی فعالیت عضلات به علت تغییر در نسبت فعالیت عضلات آگونیست-آنتاگونیست، مکانیزم جبرانی متفاوت به علت بی ثباتی پاسچرال حین حرکت در آب زیر بنای مطالعات مقایسه‌ای مختلف در حرکاتی نظیر راه رفتن، دویدن، دوچرخه سواری و غیره بوده است که در ادامه مورد بررسی قرار می‌گیرد.

مقایسه فعالیت عضلانی حین راه رفتن در آب و خشکی

[14] .Maximal Voluntary Contraction (MVC)
[15] .Intra Class Correlation (ICC)
[16] .Trial to Trial

www.SID.ir

Archive of SID

ماسوموتو و همکاران [۳-۸] فعالیت عضلانی حین راه رفتن روی تردمیل در آب را در حالی که افراد تا سطح جناغ در آب غوطه‌ور بودند، با ثابت نگه داشتن سطح پاسخ های قلبی عروقی و ادراکی آزمودنی‌ها در آب و خشکی اندازه گیری کردند. تقریبا نصف سرعت راه رفتن مورد نیاز بود تا هزینه انرژی راه رفتن در آب و خشکی برابر باشد. بنابراین در این تحقیقات نیز سرعت به ترتیب در آب و خشکی ۲/۴ و ۸/۴ کیلومتر در ساعت تنظیم شد تا پاسخ های قلبی عروقی مشابهی مشاهده شود. میانگین فعالیت الکتریکی هر عضله در یک سیکل راه رفتن و نیز MVC ایزومتریک به دست آمد. فعالیت الکتریکی حین راه رفتن به جلو در مقایسه با خشکی در افراد جوان [۴] و سالمند [۷] در میزان مشابه پاسخ قلبی عروقی و ادراکی در آب و خشکی کمتر بود. حین راه رفتن به عقب نیز این نتایج مشاهده شد [۸]. در مطالعات فوق که افراد از حرکات پاندولی دست ها برای حفظ تعادل استفاده می-کردند، این حرکات دست ها سهم عمده ای از پاسخ های قلبی عروقی حین حرکت در آب را توجیه می کند. توجیه دیگر در مورد کاهش فعالیت عضله، تغییر در ویژگی های راه رفتن است. ماسوموتو گزارش داد که فرکانس (تعداد گام‌ها در ثانیه) گام برداری و طول گام حین حرکت در آب در مقایسه با خشکی کمتر است. این کاهش در درجه اول به علت تاثیر نیروی شناوری و مقاومت آب است [۶]. برخی مطالعات کاهش مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین حین راه رفتن در آب را نیز گزارش نمودند (۲۵-۲۴، ۱۸). پوی هونن و آولا (۲۰۰۲) کاهش آمپلی تود رفلکس هافمن را در آب در مقایسه با خشکی گزارش نمودند [۲۲]. همچنین دیتز و همکاران ارتباط نزدیکی بین وزن بدن و آمپلی تود EMG پس از جابجایی به سمت عقب و جلو گزارش نمودند، اگر چه این ارتباط معنادار در خشکی مشاهده نشد. تعدیل و تغییر رفلکس های تحت تاثیر گیرنده های فشار احتمالا دلیل این تغییرات می باشد [۲۶].

زمانی که سرعت حرکت ثابت باشد، پاسخ های قلبی عروقی (میزان مصرف اکسیژن و ضربان قلب) و ادراک حرکتی در آب بیشتر از خشکی است. در مطالعه ای که از افراد خواسته شد با سرعت ثابت ۲/۴ کیلومتر در ساعت راه بروند، میانگین فعالیت عضلات پهن میانی، راست رانی، دو سر رانی و دو قلو حین حرکت در آب بیشتر بود ولی فعالیت عضله ساقی قدامی در هر دو حالت مشابه بود. فعالیت عضلانی بیشتر در آب به علت ایجاد یک نیروی اضافی پیشرونده برای غلبه بر نیروی مقاومت آب حین راه رفتن در آب برای رسیدن به یک سرعت مشخص است. همچنین فرکانس گام نیز کمتر (۲۷/۴ در دقیقه) و طول گام (۰/۱۵) در سرعت ثابت در آب بیشتر از خشکی بود. این مشاهدات بیان می کنند زمانی که سرعت حرکت در آب و خشکی یکسان است فعالیت عضلانی و پاسخ های قلبی عروقی و ادراکی بیشتر ولی طول گام و تعداد گام ها در یک ثانیه (فرکانس گام برداری) کمتر است [۷].

برخی تحقیقات نیز به مطالعه فعالیت عضلانی حین حرکت در آب با سرعت دلخواه پرداخته اند. در هر یک از این مطالعات فرد بر روی یک مسیر راه می رفت و عمق آب تا زائده جناغی (۲۵-۲۴) و جناغ [۱۸] بود. فعالیت عضلات اندام تحتانی و تنه ثبت و اندازه گیری شد. سرعتی که افراد برای راه رفتن در آب انتخاب کردند کمتر از خشکی بود. دو رویکرد کلی برای مقایسه فعالیت عضلانی در این دو حالت در نظر گرفته شد: ۱) مقایسه اوج یا میانگین EMG در یک سیکل راه رفتن ۲) مقایسه الگوهای EMG. گزارش شده است که اوج فعالیت عضلانی (تنه و اندام تحتانی) در سرعت دلخواه در آب کمتر از خشکی در هر دو گروه جوان [۱] و سالمند [۲] بود، اگر چه فعالیت عضله دو قلو مشابه بود. در مقایسه میانگین فعالیت عضلانی، گزارش شده است که فعالیت عضله دوسر رانی حین راه رفتن با سرعت دلخواه در آب بیشتر از خشکی بوده است [۱۸] که می‌تواند به علت نیاز به غلبه بر نیروی مقاومت آب حین پیشروی در آب باشد. به طور کلی حین راه رفتن با سرعت دلخواه اوج فعالیت عضلانی در آب کمتر از خشکی است. راه رفتن در آب ممکن است باعث ایجاد میانگین فعالیت بیشتر و الگوی فعالیت تونیک تر در آب شود.

ماسوموتو و همکاران فعالیت عضلانی حین راه رفتن به عقب در آب و خشکی را مورد ارزیابی قرار دادند. در این مطالعه سرعت راه رفتن در آب نصف سرعت راه رفتن در خشکی تنظیم شد (۳ و ۶ کیلومتر بر ساعت برای آب و خشکی). سرعت جریان آب با سرعت تردمیل تنظیم شد. در این مطالعه فعالیت عضلات تنه و اندام تحتانی اندازه گیری شد. قبل از شروع تکلیف اصلی اندازه گیری MVC هر عضله در خشکی انجام شد. داده های EMG نسبت به MVC نرمالایز شدند. نتایج این تحقیق نشان داد که فعالیت عضلات موازی ستون فقرات یا موازی ستون فقرات حین راه رفتن به عقب در آب بیشتر بود. افزایش فعالیت عضلات موازی ستون فقرات احتمالا به علت مواجه شدن با مقاومت بیشتر در آب به علت جریان آب به پشت فرد است.

www.SID.ir

Archive of SID

ماسوموتو اثر سن بر فعالیت عضلانی در آب را مورد بررسی قرار داد [۵]. افراد جوان و سالمند که تا زائده جناغی در آب غوطه ور بودند با سه سرعت مختلف (۱/۸و۲/۴ و ۳ کیلومتر بر ساعت) راه رفتند. فعالیت عضلات تحتانی سمت راست شامل پهن جانبی، راست رانی، دو سر رانی ساقی قدامی و دو قلو مورد ارزیابی قرار گرفت. میانگین EMG در هر سیکل گیت در هر عضله محاسبه شد. فعالیت عضلات فلکسور و اکستنسور ران حدود ۵۶ ٪ بیشتر و عضلات پلنتارفلکسور مچ پا (دوقلو) حدود ۳۱ ٪ در افراد سالمند کمتر بود (۳/۵±۶۳/۵ سال) در مقایسه با گروه جوان (۰/۰۶± ۲۲سال) ولی تفاوت معنی داری در فعالیت پهن میانی و ساقی قدامی مشاهده نشد. از آنجایی که هیچ مطالعه ای که شاخص‌های بیومکانیکی را مورد ارزیابی قرار دهد یافت نشد، می‌توان تفاوت‌های فعالیت عضلانی بین افراد جوان و سالمند را بر اساس مطالعات انجام شده در خشکی توضیح داد. اما به مطالعات بیشتری نیاز است تا این تفاوت ها را تفسیر نماید. احتمالا نقصان فیزیولوژیکی (مثل کاهش تارهای نوع ۲) و بیومکانیکی (مثل کاهش توان پلنتار فلکسورها) که هم‌زمان با افزایش سن رخ می‌دهد باعث می‌شود که افراد سالمند از استراتژی استفاده کنند که به عضله دوقلو کمتر نیاز است.

به طور کلی حرکت در آب تحت تاثیر خاصیت ویسکوزیته آن که هشت برابر خشکی است، قرار می‌گیرد. اجسام حین غوطه وری در آب به علت اعمال نیروی شناوری[۱۷]، سبک تر از خشکی هستند. این نیروی شناوری، سنگینی بدن به سمت پایین را حین راه رفتن در آب کاهش می‌دهد. این کاهش در ویژگی‌های حرکت در آب مرتبط با کاهش فعالیت عضلانی است. کاهش فعالیت عضلانی در آب می‌تواند به علت کاهش فعالیت عضلات تحمل کننده وزن باشد [۲]. توجیه دیگر برای کاهش فعالیت عضلانی حین حرکت در آب، تاثیر کاهش جاذبه و یا فشار هیدروستاتیک روی سیستم اسکلتی عضلانی است.

تاثیر سرعت راه رفتن، بارگذاری و جریان آب روی فعالیت عضلانی حین راه رفتن در آب

چندین مطالعه فعالیت عضلانی حین راه رفتن را در چندین سرعت مختلف مورد بررسی قرار داده اند (میوشی ۲۰۰۴ و ۲۰۰۵). در این مطالعات افراد با سرعت دلخواه حرکت کردند، در حالی که تا سطح زائده جناغی در آب غوطه ور بودند. فعالیت عضلات اندام تحتانی مثل دو قلوی میانی، ساقی قدامی، دوسر رانی و راست رانی اندازه گیری شد. میانگین EMG در هر سرعت محاسبه و تحلیل شد [۲۰-۱۸]. فعالیت عضله دو سررانی با افزایش سرعت راه رفتن افزایش یافت ولی عضله دوقلو افزایش چندانی نداشت.

میوشی و همکاران چگونگی تغییرات فعالیت عضلانی در اثر افزایش سرعت در آب و خشکی را مورد بررسی قرار دادند [۱۸]. در این مطالعه افراد با سرعت دلخواه در آب تا سطح زائده جناغی و خشکی راه رفتند. فعالیت عضلات دوقلوی میانی و دوسر رانی با افزایش سرعت راه رفتن در آب افزایش یافت. فعالیت عضله دوسر رانی با افزایش سرعت افزایش معناداری نداشت، اگرچه در عضله دوقلو با افزایش سرعت فعالیت آن افزایش یافت. سرعت راه رفتن در خشکی ۷۷ ٪ (راه رفتن راحت) و ۱۴۰ ٪ (راه رفتن سریع) سریع‌تر بود. این مشاهدات نشان می‌دهند که که تغییرات بزرگ‌تر در فعالیت عضلانی با تغییرات کم در سرعت راه رفتن در آب مشهود است. این اثر می‌تواند به علت افزایش تصاعدی نیروی مقاومت سیال همراه با افزایش سرعت باشد [۲۸-۲۷].

میوشی تاثیر حمل بار و سرعت راه رفتن روی فعالیت عضلات پلنتار فلکسور در آب را بررسی نمود. افراد با تحمل سه نوع بار مختلف (بدون بار، ۴ و ۸ کیلو) و ۳ سرعت مختلف (اختیاری، کند، سریع و خیلی سریع) راه رفتند [۱۹]. میانگین EMG عضلات پلنتارفلکسور در فاز استانس راه رفتن محاسبه شد. همچنین گزارش شد که فعالیت عضله دوقلوی میانی به سرعت راه رفتن بستگی داشت اما فعالیت عضله نعلی بستگی به بار تحمل شده داشت. از آنجایی که عضله دوقلوی میانی به سرعت راه رفتن همبستگی نزدیکی داشت، محققین فرض می‌کنند که نقش اصلی عضله دوقلوی میانی ایجاد نیروی جلوبرندگی حین راه رفتن در آب را به عهده دارد. همچنین همبستگی نزدیک فعالیت عضله نعلی با مقدار بار احتمالا به علت داده های حسی پیکری مربوط به بارگذاری است که بر این عضله تاثیر بیشتری دارند.

ماسوموتو و همکاران تاثیر جریان آب روی فعالیت عضلانی حین راه رفتن در آب را بررسی نمودند. افراد در این مطالعه روی یک تردمیل زیر آب راه رفتند و تا سطح زائده جناغی غوطه ور بودند [۵-۴]. سرعت جریان آب ۱,۸و ۲,۴ و ۳ کیلومتر در ساعت بود.

[17] -Buoyancy

www.SID.ir

Archive of SID

MVC (۵ ثانیه انقباض ایزومتریک) روی خشکی قبل از تحلیل راه رفتن انجام شد. میانگین EMG عضله محاسبه و برحسب MVC گزارش شد. فعالیت عضلات تنه و اندام تحتانی با وجود جریان آب بیشتر از حالت بدون جریان آب بود. این افزایش در فعالیت عضلانی به همراه وجود جریان آب می‌تواند مربوط به افزایش نیروی مقاومت آب باشد. بنابراین طبق این مطالعات با افزایش سرعت راه رفتن یا اضافه نمودن جریان آب فعالیت عضلانی نیز افزایش می‌یابد. همچنین فعالیت عضلات پلنتارفلکسور الگوی مستقلی (از بارگذاری و سرعت) حین راه رفتن در آب دارد.

فعالیت عضلات کمربند شانه حین حرکت در آب

فوجی ساوا و همکاران و کلی و همکاران فعالیت عضلانی حین حرکت شانه در آب را مورد بررسی قرار دادند [۲۹-۳۰]. فوجی ساوا فعالیت عضلات اندام فوقانی (فوق خاری، تحت خاری، تحت کتفی، سینه ای، دلتوئید و پشتی بزرگ) را در موقعیت‌های متفاوت مفصل شانه در آب و خشکی مورد اررزیابی قرار دادند[۲۹]. ۹ موقعیت متفاوت استاتیک در شانه که ترکیب فلکشن و ابداکشن شانه بود. فعالیت عضلانی با استفاده از EMG سطحی و سوزنی در حالی که افراد هر موقعیت را ۵ ثانیه نگه داشتند؛ انجام شد. فعالیت عضلات در آب ۱ تا ۲۰ ٪ فعالیت در خشکی بود. با توجه به وضعیت استاتیک حرکات، احتمالا این کاهش به علت نیروی شناوری است. کلی و همکاران نیز سرعت ابداکشن (۳۰، ۴۵ و ۹۰ درجه بر ثانیه) مفصل شانه به همراه مقایسه فعالیت عضلات چرخاننده بازو در آب تا سطح گردن و خشکی را مورد بررسی قرار دادند (۳۰). نتایج مطالعه فوق نشان داد که در سرعت ۳۰ و ۴۵ درجه بر ثانیه فعالیت عضلات فوق خاری، تحت خاری، تحت کتفی و بخش قدامی و میانی دلتوئید) در آب کمتر از خشکی بود. در سرعت ۹۰ درجه بر ثانیه فعالیت عضلانی (به خصوص در تحت کتفی) به طور معنی داری افزایش یافت.

کلی و همکاران فعالیت عضلات اندام فوقانی (فوق خاری، تحت خاری، تحت کتفی، دلتوئید قدامی، دلتوئید میانی و دلتوئید خلفی) حین حرکت پویا در آب را مورد بررسی قرار دادند [۳۰]. در این مطالعه افراد در حالی که تا سطح گردن در آب غوطه ور بودند ابداکشن حول محور شانه را انجام دادند (۳۰ و ۴۵ و ۹۰ درجه بر ثانیه). در مقایسه با خشکی مشاهده شد که در سرعت های کندتر فعالیت عضلانی در آب کمتر از خشکی بود. برعکس در سرعت‌های تندتر پنج عضله از ۶ تا فعالیت مشابهی در آب و خشکی داشتند. احتمالا سرعت بیشتر منجر به ایجاد تعادل بین نیروی شناوری و نیروی مقاومتی می‌شود تا حرکت سریع در آب و خشکی مشابه باشند.

فعالیت عضلات زانو هنگام حرکت در آب

پوی هونن افراد آزمودنی را روی صندلی متحرک کنار استخر قرار داد و صندلی تا جایی پایین برده شد که تا نیمه جناغ در آب غوطه ور شده و فعالیت عضلات همسترینگ و چهارسر ثبت شد [۲۷]. افراد سه نوع حرکت ۱)فلکشن ۲) اکستنشن و ۳) فلکشن و اکستنشن متوالی زانو را انجام دادند. در حرکات تکی (فلکشن و یا اکستنشن) مشاهده شد که قبل از انقباض و ابتدای حرکت، فعالیت آگونیست بیشتر بود ولی فعالیت آنتاگونیستی در سراسر دامنه حرکت خاموش بود. بر عکس در حرکات تکراری فلکشن-اکستنشن عضلات چهارسر و همسترینگ الگوی فعالیت جایگزینی داشتند که اوج فعالیت عضله چهارسر با فعالیت کم عضله همسترینگ همراه بود. در دامنه حرکتی زمانی وجود داشت که هر دو عضله فعال بودند، به این معنی که فعالیت اکسنتریک عضله حاکی از عملکرد عضله در نقش آنتاگونیست بود. بر اساس این مشاهدات حرکات منفرد فلکشن و اکستنشن را می‌توان برای ایزوله کردن فعالیت عضله به کار برد. هنگام انجام حرکات متوالی فلکشن-اکستنشن مقدار فعالیت اکسنتریک بیشتر است. تجهیزات فراوانی طراحی شده اند که می‌توان از آنها هنگام انجام تمرینات آبی برای کمک به شناوری و یا افزایش مقاومت استفاده نمود. پوی‌هونن و همکاران تاثیر استفاده از چنین تجهیزاتی (چکمه آبی یا هیدروبوت) بر فعالیت عضلانی حین فلکشن-اکستنشن را بررسی نمودند [۲۸]. در این مطالعه افراد حرکت فلکشن-اکستنشن را در سه حالت ۱) پای برهنه ۲)پوشیدن یک وسیله مقاومتی ۳) ایزوکینتیک (در شرایط خشکی) انجام دادند. در دو حالت اول افراد روی یک صندلی متحرک کنار استخر نشسته و صندلی تا جایی پایین برده شد که فرد تا سطح نیمه جناغ در آب غوطه ور بود. در همه حالات سطح تلاش بیشینه و سرعت در وضعیت ایزوکینتیک ۱۸۰ درجه بر ثانیه بود (سرعت درون آب محدود نبود) و فعالیت عضلات چهارسر و همسترینگ ثبت شد. محققین حدس می زنند که مقدار مشابه EMG در سرعت‌های متفاوت به علت رابطه نیرو-سرعت در انقباض عضلانی است.

www.SID.ir

Archive of SID

فعالیت عضلات تنه حین حرکت در آب

برزل و همکاران، تحقیقی در مورد فعالیت عضلات تنه حین انجام برخی تمرینات در آب انجام دادند (۹). در این مطالعه ۱۱ مرد سالم و یک فرد مبتلا به کمردرد تمرینات مربوط به شکم را در محیط آب تا سطح جناغ و خشکی انجام دادند. تمرینات شامل خم شدن تنه به سمت پهلو و جلو بود. حین انجام این تمرینات EMG سطحی از عضلات راست شکمی، مایل خارجی، پایین شکم، چند سر و راست کننده ستون فقرات ثبت شد. داده های EMG نسبت به MVC نرمالایز شدند و درصد به دست آمده در آب و خشکی با هم مقایسه شدند. مقادیر نرمالایز شده EMG برای همه عضلات حین تمرین در خشکی بیشتر از آب بود. تنها در تمرین تیلت جانبی داخلی لگن فعالیت عضله راست کننده ستون فقرات بین دو محیط متفاوت نبود. به طور کلی زمانی که افراد تمرینات مذکور را در آب انجام دادند، بیشتر عضلات تنه فعالیت کمتری در مقایسه با خشکی داشتند. ممکن است که به علت فشار هیدروستاتیک و شناوری، عضلات تنه نقش ثباتی کمتری در آب ایفا کنند که باعث کاهش سطح EMG آنها می‌شود. بنابراین افراد دچار کمر درد راحت‌تر است که در ابتدا تمرینات را در محیط آب انجام دهند.

کاندا و همکاران فعالیت الکتریکی عضلات راست شکمی، مایل خارجی و راست کننده ستون فقرات را حین دویدن در عمق آب، راه رفتن کم عمق و راه رفتن در آب با سه سرعت مختلف خود انتخابی (کند، متوسط و سریع) ثبت کردند [۲۱]. فعالیت عضلانی بیشتر در عضلات راست کننده ستون فقرات در آب عمیق و کم عمق در سرعت متوسط و سریع بیشتر بود. اما زمانی که سرعت حرکت کند بود سطح فعالیت عضلات راست شکمی، مایل خارجی و راست کننده ستون فقرات بین دو محیط فرقی نداشت به این معنی که فعالیت عضلات تنه شبیه به عضلات اندام تحتانی روند کاهشی حین تمرین در محیط آب نداشتند.

فعالیت عضلات آرنج حین حرکت در آب

کاروالهو به تحلیل شرایط مختلف به منظور اندازه گیری EMG انقباض ایزومتریک در آب و خشکی پرداخت [۱۵]. در این مطالعه آمپلی تود سیگنال EMG حین انقباض بیشینه و زیربیشینه ایزومتریک در آب و خشکی (با قرار دادن و عدم قرارگیری چسب محافظ روی الکترودها) مقایسه شد. نیروی ایزومتریک و فعالیت عضلانی حین MVC و ۵۰ ٪ MVC عضله دوسر بازویی در ۹ فرد سالم ورزشکار در آب و خشکی اندازه گیری شد. نتایج نشان دادند که مقادیر نیروی ایزومتریک تفاوت معنی داری بین شرایط نداشتند اما بین شرایط با محافظ و بدون محافظ تفاوت معنی دار وجود داشت. در شرایط بدون محافظ کاهش EMG مشاهده شد. پینتو به مقایسه سیگنال EMG و نیرو حین انقباض ایزومتریک ارادی در آب و خشکی پرداخت. ۹ زن فلکشن و اکستنشن آرنج و ران بر علیه مقاومت ثابت انجام دادند. EMG عضلات دوسربازویی، سه سر بازویی، راست رانی و دوسررانی ثبت شد. به غیر از اکستنشن ران در بقیه موارد هیچ تفاوتی بین آب و خشکی وجود نداشت. بین نیرو و سیگنال EMG مقدار ICC بالا بود. این نتایج نشان می دهند که محیط هیچ تاثیری بر MVC ندارد [۳۱].

دویدن در جا در آب

آلبرتون هم زمان پاسخ‌های قلبی عروقی، عصبی عضلانی و کینماتیکی را به دویدن در جا در آب و خشکی مقایسه کردند [۳۲]. در این مطالعه اطلاعات کینماتیکی (اوج سرعت زاویه ای ران)، قلبی عروقی (میزان اکسیژن مصرفی) و عصبی عضلانی (EMG عضلات راست رانی، پهن، دو سررانی و نیم وتری) ۱۲ زن در ۴ دقیقه دویدن درجا با سه ریتم زیر بیشینه و ۱۵ ثانیه با سرعت بیشینه جمع آوری شد. سرعت زاویه ای در خشکی بیشتر بود که با افزایش ریتم بیشتر شد. میزان مصرف اکسیژن نیز در خشکی بیشتر بود و با افزایش ریتم بالاتر رفت. با افزایش ریتم زیر بیشینه هیچ افزایشی در فعالیت EMG در آب و خشکی وجود نداشت. در سرعت بیشینه همه عضلات پاسخ مشابهی در هر دو محیط داشتند. در هر دو محیط پاسخ‌های قلبی عروقی با افزایش ریتم زیر بیشینه افزایش می‌یابند اما پاسخ‌های عصبی عضلانی فقط در شرایط سرعت بیشینه بهینه می‌شوند.

دوچرخه سواری در آب

در مطالعه‌ای که توسط اسلادکا انجام شد، با استفاده از EMG سطحی زمان بندی عضلات چهار آزمودنی ۲۳-۲۴ ساله هنگام رکاب‌زنی بر روی دوچرخه در آب و خشکی مقایسه شد [۳۳]. در این مطالعه الکترودها روی عضلات موازی ستون فقرات و دو سر

www.SID.ir

Archive of SID

رانی، دو قلوی جانبی، پهن میانی، و ساقی قدامی پای غیر برتر قرار گرفت. دمای آب ۳۲ و خشکی ۲۸ و عمق آب ۱۲۵ سانتی‌متر بود. سرعت رکاب زنی در ۶۰ دور در دقیقه تنظیم شد. نتایج این تحقیق تفاوتی بین آب و خشکی از نظر زمان بندی عضلات اندام تحتانی نشان نداد. اما به دلیل نیاز بیشتر به تثبیت لگن در آب، عضلات موازی ستون فقرات دو طرف هم انقباضی داشتند.

نتیجه گیری

در این مطالعه، رویکردهای روش شناسی کمی سازی فعالیت عضله در آب و عوامل اثرگذار در حین حرکت در آب مطرح شد. بر اساس تحقیقات انجام شده، فعالیت عضلانی حین حرکت در آب تحت تاثیر جهت، سرعت و جریان آب قرار می‌گیرد. آب محیط منحصر به فردی را فراهم می کند که در آن نیروی جاذبه و بارگذاری روی مفاصل کاهش می یابد در حالی که خود آب مقاومتی نسبت به حرکت ایجاد می کند.

بهره گیری از اطلاعات جمع آوری شده با EMG سطحی، برای مطالعه فعالیت الکتریکی عضله در محیط آب روش نسبتا جدیدی است که پیش از این به راحتی در دسترس نبود. اما مطالعات اخیر امکان ثبت سیگنال های بیولوژیک در محیط آب صورت گرفته است که نتایج آنها روی هم رفته و به طور خلاصه عبارت است از:

- ثبت EMG در خشکی به همان شیوه ای که در آب انجام شده است، صورت گیرد تا ویژگی های اصلی سیگنال تغییر نکند. برای ثبت سیگنال EMG در آب بهتر است از الکترودهای مجزا به جای لباس یکسره استفاده شود چرا که در این روش ها امکان نشت آب به الکترودها وجود دارد. الکترودها باید با استفاده از چسب ضد آب عایق بندی شوند. همچنین سیم ها محکم شوند تا امکان ایجاد آرتیفکت (در محدوده فرکانس ۰-۲۰ هرتز) به حداقل برسد. دمای ایده آل آب ۲۷ تا ۳۰ درجه سانتی گراد برای ثبت EMG است. دمای کمتر باعث کاهش فعالیت عضلانی می‌شود.
- از آنجا که در حرکات یکسان، فعالیت عضله در آب کمتر از خشکی است، انقباض ارادی بیشینه در محیط خشکی انجام گیرد.
- در حرکات دینامیک حرکات مشخص در آب با نصف سرعت خشکی انجام شوند. با افزایش سرعت و در نتیجه تاثیر ویسکوزیته آب امکان تغییر ماهیت سیگنال وجود دارد.
- در مطالعه حرکاتی که پاسچر را به چالش می‌کشند فعالیت عضلات تنه افزایش می‌یابد.

به طور کلی حرکت در آب تحت تاثیر خاصیت ویسکوزیته آن که هشت برابر خشکی است، قرار می‌گیرد. اجسام حین غوطه وری در آب به علت اعمال نیروی شناوری، سبک تر از خشکی هستند. نیروی شناوری، سنگینی بدن به سمت پایین را حین راه رفتن در آب کاهش می‌دهد. این کاهش در ویژگی‌های حرکت در آب مرتبط با کاهش فعالیت عضلانی است. کاهش فعالیت عضلانی در آب می‌تواند به علت کاهش فعالیت عضلات تحمل کننده وزن باشد. توجیه دیگر برای کاهش فعالیت عضلانی حین حرکت در آب، تاثیر کاهش جاذبه و یا فشار هیدروستاتیک روی سیستم اسکلتی عضلانی است.

منابع

1. Merlo A, Companini I. 2010. Technical Aspects of surface electromyography for clinicians. The Open Rehabil J, 3:98-109.
2. Harrison RA, Hillman M, Bulstrude S. 1992. Loading of the lower limb when walking partially immersed: implications for clinical practice. Physiotherapy. 78: 164-166.
3. Masumoto K, Mercer JA. 2008. Biomechanics of human locomotion in water: an electromyographic analysis. Exerc Sport Sci Rev. 36 (3): 160-9.
4. Masumoto K, Takasugi S, Hotta N, Fujishima K, Iwamoto Y. 2004. Electromyographic analysis of walking in water in healthy humans. J Physiol Anthropol Appl Human Sci, 23:119-127.
5. Masumoto K, Takasugi S, Hotta N, Fujishima K, Iwamoto Y. 2005. Muscle activity and heart rate response during backward running in water and on dry land. Eur J Appl Physiol, 95:54-61.
6. Masumoto K, Takasugi S, Shono T, Hotta N, Fujishima K, Iwamoto Y. 2007. Age related differences in muscle activity, stride frequency, and heart rate response during walking in water. J Electromyogr Kinsiol, 17: 596-604.
7. Masumoto K, Takasugi S, Shono T, Hotta N, Fujishima K. 2007. Muscle activation, cardiorespiratory response, and rating of perceived exertion in older subjects while walking in water and on dry land. J Electromyogr Kinsiol….

www.SID.ir

Archive of SID

8. Masumoto K, Takasugi S, Hotta N, Fujishima K, Iwamoto Y. 2007. A comparison of muscle activity and heart response during backward and forward walking on an underwater treadmill. Gait & Posture, 25:222-228.
9. Bressel E, Dolny D, Gibbons M. 2011. Trunk muscle activity during exercises performed on land in water. Med Sci Sports Exerc, 43(10):1927-32.
10. Mercer JA, Groh D, Black D, Gruenenfelder A. 2005. Technical note: Quantifying muscle activity during running in the water. Aquat Fitness Res J, 2:9-15.
11. Veneziano W, Rocha A, Goncalves C, Pena A, Carmo J, Rainoldi A. 2006. Confounding factors in water EMG recordings: an approach to a definitive standard. Medical & Biological Engineering & Computing. 44(4): 348-351.
12. Clarys JP, Robeaux R, Delbeke G. 1985. Telemetered versus conventional EMG in air and water. In: Biomechanics IX-B, Winter D, Norman R, Patla A (Eds). Champain, IL: Human Kinetics, pp. 286-290.
13. Pöyhönen T, Keskinen KL, Haultala A, Sovolaninen J. 1999. Human isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. Eur J Appl Physiol, 80:52-56.
14. Rainoldi A, Cescon C, Bottin A, Casale R, Caruso I. 2004. Surface EMG alternation induced by underwater recording. J Electromyogr and Kinsiol, 14(3): 325-331.
15. Carvalho RG, Amiron CF, Peracio LH, Mense H, Szmuchrowski LA. 2010. Analysis of various conditions in order to measure electromyography of isometric contraction in water and on dry land. J Electromyogr Kinesiolo, 2 (5): 988-993.
16. Dewhurst S, Riches P, Nimmo M. 2005. Temperature dependence of soleus H-reflex and M-wave in young and older women. Eur J Appl physiol. 94(5-6): 491-499.
17. Petrofsky J, Laymon M. 2005. Muscle temperature and EMG amplitude and frequency during isometric exercise. Aviation, Space and Environment Medicine. 76(11): 1024-1030.
18. Miyoshi T, Shirota T. 2004. Functional roles of lower-limb joint moments while walking in water. Clinical Biomech, 2: 194-201.
19. Miyoshi T, Nakazava K, Tanizaki M, Sato N. 2006. Alterd activation pattern in synergic ankle plantarflexor muscles in a reduced-gravity environment. Gait & Posture, 24: 94-99.
20. Miyoshi T, Shirota T, Yamamoto S, Nakazawa K, Akai M. 2004. Effect of walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forces during walking in water. Disabil Rehabil, 26: 724-732.
21. Kaneda K, Wakabayashi H, Sato D, Uekusa T, Nomura T. 2008. Lower extremity muscle activity during deep-water running on self-determined pace. J Elecromyogr Kinesiol, 18 (6): 965-976.
22. Pöyhönen T, Avela J. 2002. Effect of head-out immersion on neuromuscular function of plantar flexor muscles. Avit Space Environ Med, 73:1215-1218.
23. Silver W, Dolny D. 2001. Comparison and reproducibility of s EMG during manual muscle testing on land and in water. J Electromyogr Kinsiol, 21(1):95-101.
24. Barela AM, Stolf SF, Duarte M. 2006. Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. J Electromyogr Kinsiol, 16:250-256.
25. Barela AM, Duarte M. 2006. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. J Electromyogr Kinsiol…..
26. Dietz V, Horstmann G A, Trippel M, Gollhofer A. 1989. Human postural reflexes and gravity- an under-water simulation. Neuroscience Letters 108: 350-355.
27. Pöyhönen T, Keskinen K L, Kyröläinen H, Haultala A, Sovolaninen. 2001. Neuromuscular function during therapeutic knee exercise under water and on dry land. Arch Phys Med Rehabil, 82:1446-1442.
28. Pöyhönen T, Kyröläinen H, Keskinen K L, Haultala A, Sovolaninen, Mälikiä E. 2001. Electromyographic and kinematic analysis of therapeutic knee exercise under water. Clin Biomech, 16:496-504.
29. Fujisawa H, Seunaga N, Minami A. 1998. Electromyographic study during isometric exercise of shoulder in head-out water immersion. J Shoulder & Elbow Surgery, 7(5):491-494.
30. Kelly B, Roskin D, Kirkendall D, Speer K. 2000. Shoulder muscle activation during aquatic and dry land exercises in non impaired subjects. J Orthopedic & Sport Physical Therapy, 30(4): 204-210.
31. Pinto SS, Liedtke G V, Alberton C L. 2010. Elecromyographic signal and force comparison during maximal voluntary isometric contraction in water and on dry land. Eur J Appl Physiol, 110: 1075-1082.
32. Alberton C, Caduardo E, Pinto SS, Tartaruga. 2010. Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary running performed in water and on dry land. Eur J Appl Physiol, 110 (5): 1075-82.
33. Sladka H. 2011. Compare of muscle timing during cycling on land. Diploma thesis. Department of Physiotherapy. Faculty Physical Education and Sport, Charls University, Prague, Czech Republic.

www.SID.ir