Archive of SID

دانشور
پزشکی

بررسی میزان همبستگی بین قدرت عضلانی اندام‌های پایینی با آزمون‌های تعادلی در دو گروه سنی ۶۵-۵۵ و بالای ۶۵ سال

نویسندگان: علی‌اکبر بلوچی*[۱]، دکتر اسماعیل ابراهیمی[۲] و دکتر محمد اکبری[۳]

۱. کارشناس ارشد رشته فیزیوتراپی
۲. دانشیار دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
۳. استادیار دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
* نویسنده مسئول: Email: balouchiaa@Yahoo.com

دوماهنامه علمی – پژوهشی
دانشگاه شاهد
سال سیزدهم – شماره ۶۱
اسفند ۱۳۸۴

تاریخ وصول: ۸۳/۱/۲۲
تاریخ پذیرش: ۸۴/۶/۱۵

چکیده

مقدمه: دوره سالمندی بعد از ۶۰ سالگی آغاز می‌شود. تعداد جمعیت سالمند جهان در حال رشد است، به‌طوری که در آینده به مرز ۲ میلیارد نفر خواهد رسید. در ایران نیز طی ۲۰ سال آینده ۱۰ درصد جمعیت را سالمندان تشکیل خواهند داد. ۲۰ درصد جمعیت بالای ۶۵ سال دارای مشکلات مختلف هستند. طی هر سال ۱۰ درصد سالمندان بالای ۷۵ سال استقلال فردی خود رااز دست می‌دهند. همراه با تغییرات در سیستم‌های مختلف بدن، دستگاه‌های عصبی و عضلانی هم که از اجزا اصلی در راه رفتن و حفظ تعادل هستند، دچار ناتوانی می‌شوند و به‌دنبال آن، افتادن یکی از مشکلات اساسی است که در سالمندی شیوع پیدا می‌کند. ۲/۳ درصد مرگ و میر در افراد بالای ۸۵ سال به‌دلیل افتادن است. بهبود تعادل و افزایش قدرت عضلانی در کاهش میزان افتادن مؤثر است.

هدف: هدف از این مطالعه، تعیین میزان ارتباط بین آزمون‌های تعادلی ایستا، پویا و عملکردی با قدرت عضلانی اندام‌های پایینی و میزان افتادن در دو گروه از افراد زیر و بالای ۶۵ سال بود.

مواد و روش‌ها: تعداد ۱۵ نفر از افراد ۶۵-۵۵ سال و ۲۵ نفر از افراد بالای ۶۵ سال به‌صورت غیراحتمالی ساده انتخاب و با آزمون‌های تعادلی ایستا، پویا و عملکردی مورد آزمون قرار گرفتند و در عین حال، قدرت ایزومتریک چهار گروه از عضلات اندام‌های پایینی آن‌ها نیز با دستگاه دینامومتر دستی اندازه‌گیری شد.

نتایج: برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون‌های آماری «تی» زوج، «تی» مستقل و آزمون همبستگی دو سویه استفاده شد. نتایج نشان داد که میانگین قدرت عضلانی اندام‌های پایینی در مردان و زنان اختلاف معنادار دارد. بین قدرت عضلانی در سمت چپ و راست اختلاف معنادار آماری وجود ندارد، در گروه ۲ بین قدرت عضلات اندام‌های پایینی و آزمون‌های تعادلی مختلف همبستگی بالایی وجود دارد ولی در گروه ۱ همبستگی در این حد نیست.

نتیجه‌گیری: با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر می‌توان نتیجه‌گیری کرد که کاهش قدرت عضلانی بعد از ۶۵ سالگی رابطه معناداری با توان تعادلی، ایستا، پویا و عملکردی دارد. برای کاهش میزان افتادن در سالمندان و همچنین کاهش عوامل خطر، وابستگی و در نهایت مرگ و میر آن‌ها، تقویت عضلانی از اهمیت بالایی برخوردار است.

واژه‌های کلیدی: سالمند، قدرت عضلانی، تعادل، دینامومتری، اندام پایینی

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

سازمان بهداشت جهانی دوران سالمندی را عبور از مرز ۶۰ سالگی تعریف می‌کند که افراد از حوادث و اتفاقات زندگی جان سالم بدر برده، جوانی و میانسالی را پشت سر گذاشته‌اند [۱].

افزایش مطلق جمعیت بالای ۶۰ سال در جهان و ایران از ۴ درصد در سال ۱۹۰۰ به ۲۰ درصد در سال ۲۰۳۰ خواهد رسید. این تخمین، افراد بالای ۸۵ سال را در سال ۲۰۲۰ بالغ بر یک میلیارد نفر محاسبه کرده است.

در ایران، افزایش مطلق جمعیت سالمندی از ۵/۲۵ درصد به ۶/۶۴ درصد رسیده و تعداد آن‌ها هم اکنون ۴/۵ میلیون نفر است و طبق بر آوردهای انجام شده تا سال ۱۳۸۵ حدود ۳ میلیون نفر دیگر به این رقم افزوده شده، تعداد آن‌ها بر۷/۵ میلیون نفر بالغ خواهد شد. انتظار می‌رود در ۲۰ سال آینده سالمندان کشور ۱۰ درصد جمعیت کشور را تشکیل دهند [۲و۳].

بعد از مرز ۶۵ سالگی، سالیانه ۱۰ درصد افراد استقلال خود را در یک یا چند فعالیت روزانه از دست می‌دهند [۴]. بین سال‌های ۶۵ تا ۷۴ از هر ۹ نفر یک نفر و۷۵ تا ۸۴ از هر ۴ نفر یک نفر و از ۸۵ سال به بالا از هر ۵ نفر، ۳ نفر در فعالیت‌های اصلی زندگی دچار مشکل می‌شوند [۴و۵]. کاهش قدرت عضلانی، عاملی بزرگ در معلولیت و از اجزای اصلی تعادل و توانایی در راه رفتن است که به همراه تغییرات دیگر در سایر سیستم‌های بدن دچار کاهش می‌شود [۶]. کاهش ۸ درصدی قدرت از دهه سوم در عضلات بازوها و پاها شروع می‌شود و میزان آن در دهه هفتم و هشتم زندگی به ۲۰ تا ۴۰ درصد کاهش در حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات مختلف بدن می‌رسد.

با توجه به وسعت یافتن دامنه کاهش قدرت در عضلات بازوها به میزان ۳۰ تا ۴۰ درصد در سنین ۳۰ تا ۸۰ سالگی این نکته اهمیت پیدا می‌کند. عضلاتی که در تحمل وزن شرکت ندارند ضعف و آتروفی بیش‌تری را از خود نشان می‌دهند [۶].

برای مقابله با عوامل اختلال تعادل و در نتیجه افتادن (Falling)، فعال شدن یکپارچه، با تحریک مناسب و هماهنگ عضلات سینرژی وضعیتی توسط درون دادهای حسی (بینایی، حسی پیکری و دهلیزی) بسیار حیاتی است [۷].

۲/۳ درصد مرگ و میرهای اکثر افراد بالای ۶۵ سال ساکن مراکز سالمندی در نتیجه افتادن بروز می‌کند.۳۰ تا ۴۰ درصد سالمندانی که در خانه‌ها زندگی می‌کنند و بین ۶۵ تا ۸۰ سال و بیش‌تر و ۶۶ درصد از افراد ساکن مراکز سالمندی که بالاتر از ۸۰ سال بیش‌تر سن دارند سالانه به زمین می‌خورند و ۱ تا ۵ درصد آن‌ها دچار شکستگی گردن استخوان ران می‌شوند [۶].

از هر ۱۰۰۰ نفر بالای ۸۵ سال، ۵۹ زن و ۱۳۸ مرد به واسطه افتادن به کمک‌های پزشکی نیاز پیدا می‌کنند. ۸۴ درصد از ۲۰۰/۰۰۰ شکستگی استخوان گردن ران در ایالات متحده از تبعات شدید افتادن است.

در طی سال ۱۳۷۸ در ایران علت حادثه ۱۹ تا ۲۰ درصد مردان سالمند و ۲۴ تا ۳۶ درصد زنان سالمند زمین خوردن بوده است [۸].

برآورد هزینه سالانه ۳ بیلیون دلاری با احتساب میانگین ۱۱/۶ روز بستری برای شکستگی هر فرد، از دست دادن حس اعتماد و آمادگی جسمانی، محدودیت مفصلی، ضعف عضلانی، محدودیت در فعالیت‌های روزانه، عدم توانایی در راه رفتن به مقدار ۸۰۰ متر و عدم بالا رفتن از پله بدون کمک، انزوای اجتماعی و افزایش اتکا به دیگران، و ترس از افتادن از جمله عوارض افتادن است [۶،۹و۱۰].

قدرت (Ptophobia) یا توانایی ایجاد نیرو ی عضلانی یکی از عوامل مؤثر برقراری تعادل است که با افزایش سن، کم تحرکی و تأثیر بیماری‌ها کاهش می‌یابد [۱۱و۱۲]. لذا این گونه افراد در معرض خطرهای بیش‌تر معلولیت‌های ناشی از افتادن قرار می‌گیرند. با توجه به افزایش تقاضای خدمات مختلف توانبخشی برای سالمندان و به‌دلیل ناهماهنگی در ارجاع و معرفی به

www.SID.ir

Archive of SID

اعضای گروه سلامت، این‌گونه افراد از مراقبت‌های لازم برخوردار نمی‌شوند.

نبودن معیار و میزان دقیق برای ارزیابی افراد سالمند مستعد به افتادن و عدم بررسی تغییرات قدرت عضلانی این دسته از افراد دراثر افزایش سن و عدم تحرک کافی و تأثیر بیماری‌ها وهمچنین ارتباط قدرت با آزمون‌های تعادلی مختلف می‌تواند انگیزه‌ای برای مطالعه بیش‌تر این گونه افراد در معرض خطر افتادن و معلولیت باشد تا بدین‌وسیله ما را از تغییرات آنان در دوره‌های مختلف سنی آگاه سازد.

گرچه ظاهراً کاهش عمومی قدرت استاتیک و دینامیک در اندام‌های پایینی وجود دارد ولی تحقیقی همزمان جهت بررسی نیروی نسبی با سه گروه عضلات کلیدی چهار سر، همسترینگ، تیبیالیس قدامی به‌عنوان عضلات اصلی استراتژی شرکت‌کننده و مسئول نگهداری مرکز توده بدن در مرکز سطح اتکا انجام نشده است.

همچنین در مطالعات انجام شده توجه چندانی به نقش دیگر عضلات چون ابداکتور ران و ارتباط آن با آزمون‌های تعادلی نگردیده، ولی امروزه در ارزیابی فراگیر، عملکرد، تعادل و تحرک، به‌طور توأم مد نظر قرار گرفته می‌شود[۱۳]. پیچیدگی، پر هزینه بودن و حجم زیاد دستگاه‌های تعیین میزان تعادل و قدرت، محققین را ترغیب می‌کند که در پی روش‌های ساده و کم هزینه‌تر باشند تا در تعیین و شناسایی به موقع سالمندان مستعد به افتادن و تمرین و آموزش از این روش‌ها استفاده کنند.

با افزایش سن سالمندی در جوامع، پیشگیری از معلولیت‌های ناشی از افتادن توجه همه را در طب سالمندی به خود جلب کرده است. افزایش تحقیق نشان از نیاز به توسعه و استفاده از مکانیزم‌هایی برای تشخیص به موقع افراد در معرض خطر افتادن و لاجرم نزول عملکردی را به همراه دارد. این افزایش رویکرد باعث تغییر مسیر روند درمان و یا کند کردن مسیر پیشرفت به سمت معلولیت و ناتوانی می‌شود.

محققینی چون ویپل (Whipple) و همکارانش (۱۹۸۷) در مقایسه‌ای که در مورد توان و حداکثر گشتاور گروه‌های عضلانی بین دو گروه ۱۷ نفری توسط دستگاه ایزوکنیتیک از سالمندان دارای سابقه و بدون سابقه افتادن به عمل آوردند نشان دادند که افراد دارای سابقه افتادن در ایجاد سرعت‌های حرکتی بالاتر توانایی کم‌تری نسبت به گروه بدون سابقه افتادن دارند و نتیجه گرفتند که ضعف عضلات مچ پا بخصوص دورسی فلکسورها، عاملی برای ضعف تعادل است [۱۴].

بوهانون (Bohannon) و همکاران او (۱۹۸۴) با مطالعه برروی ۱۸۴ زن و مرد بین ۲۰ تا ۷۹ سال نتیجه گرفتند که زمان ایستادن روی یک پا به میزان زیادی با سن ارتباط دارد به‌طوری که هر چقدرمیزان سن بیش‌تر بوده زمان ایستادن روی یک پا کم‌تر گزارش شده است [۱۵].

ایورسون (Iverson) و همکارانش (۱۹۹۰) رابطه قوی بین نیروی عضلانی مفصل ران و آزمون «روی یک پا ایستادن» (single leg standing) را گزارش کردند [۱۶].

ضعف عضلانی اندام پایینی را لرد (Lord) و همکاران او (۱۹۹۱) در یک مطالعه مقطعی و طولی عامل مهم افتادن در سالمندان شناسایی کردند و نتیجه گرفتند با افزایش سن، تعادل و نیروی عضلانی کاهش می‌یابد و این دو با هم همراهند [۱۷].

پایین بودن حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک زنان سالم ۶۰ تا ۸۰ سال نسبت به افراد جوان‌تر حتی تا ۵۰ درصد در تحقیق دورتی (Doherty) گزارش شده است [۱۸]. اهمیت حس عمقی و نقش میزان قدرت عضلات مچ پا بخصوص دورسی فلکسورها و طولانی شدن پاسخ تأخیری و تعادل در گزارش‌های لرد و همکاران او (۱۹۹۱) [۱۷]، استودنتسکی (Studentski) (۱۹۹۱)، ولفسون (Wolfson) [۱۹] و همکارانش (۱۹۹۵) [۲۰]، نوربخش و همکارانش (۱۳۷۹) [۲۱]، کارنر (Karner) و

www.SID.ir

Archive of SID

همکاران او (۱۹۹۳) [۲۲] و دابنی (Daubney) (۱۹۹۹) [۲۳] به وضوح آمده است.

ضعف قدرت اندام پایینی بخصوص عضله چهار سر ران در کنترل تعادلی در گزارش‌های شنکمن (Schenkman) (۱۹۹۶) [۲۴]، عبدالوهاب (Abdulwahab) (۱۹۹۹) [۲۵] و لرد (۱۹۹۶) [۲۶] آمده است. از اهداف تحقیق‌حاضر، تعیین نیروی‌عضلانی، محاسبه زمان انجام آزمون‌های قابلیت‌عملکردی (timed get up & go: TGUG) و ایستادن روی یک پا (single leg standing: SLS) و فاصله طی شده در آزمون (functional reach: FR) و همبستگی بین قدرت عضلانی اندام‌های پایینی با آزمون‌های تعادلی در دو گروه سنی ۶۵-۵۵ و بالای ۶۵ سال بود. فرضیه‌های تحقیق بر این اساس بود که قدرت چهار گروه عضلانی در دو مقطع سنی متفاوت دارای اختلاف نیست و اختلافی بین قدرت عضلانی زنان و مردان در هر گروه وجود ندارد و بین آزمون‌های تعادلی با قدرت عضلات اندام پایینی همبستگی وجود ندارد.

در این تحقیق تلاش شد تا مشخص شود که آیا در مقایسه رده سنی پایین و بالاتر از ۶۵ سال رابطه‌ای بین آزمون‌های تعادلی و کاهش قدرت گروه‌های عضلات سینرژی و دیگر عضلات وجود دارد تا با فرض وجود این رابطه، معیاری برای غربالگری افراد سالمندی که احتمال بروز افتادن در آن‌ها پیش‌بینی می‌شود باشد و همچنین با انجام سریع و ساده‌تر آزمون ها و بالا بردن توان تعادلی و قدرت عضلانی آن‌ها از افتادن پیشگیری شود.

مواد و روش‌ها

در تحقیق حاضر، دو گروه افراد شرکت داشتند. گروه اول شامل ۱۵ نفر مرد و زن بدون هیچ مشکل خاص پزشکی که ۱۱ نفر آنان زن و ۴ نفر دیگر مرد (با دامنه سنی ۵۶ تا ۶۴ سال و میانگین۲/۴۵±۶۱) بودند و گروه دوم شامل ۲۵ نفر مرد و زن سالم بدون سابقه‌ای از افتادن دریکسال گذشته که ۱۴ نفر آن‌ها زن و ۱۱ نفر دیگر مرد (با دامنه سنی ۶۵ تا ۹۳ سال و میانگین ۵/۸۷±۷۲) بودند. کلیه افراد به‌صورت نمونه‌گیری غیراحتمالی (Non - Probability) و به روش ساده (Convenience Sampling) انتخاب شده بودند.

معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از: ۱) داشتن سن بالای ۵۵ در گروه اول و ۶۵ در گروه دوم، ۲) نداشتن سابقه افتادن در یک‌سال گذشته، ۳) نداشتن‌نواقص‌درکی‌و وجود افت‌فشارخون وضعیتی، ۴) کسب نمره ۲۴ در آزمون حداقل وضعیت دماغی (Mini mental State) یا Folestein، ۵) عدم‌استفاده از داروهای روان‌گردان و عصا و توانایی در راه رفتن مستقل حداقل به مقدار ۳۰ متر، ۶) داشتن سابقه فعالیت بدنی و ورزش‌های روزانه، ۷) عدم‌محدودیت حرکتی مفاصل بخصوص در شانه‌ها به‌طوری که قادر به بلند کردن بازوان تا زاویه ۹۰ درجه باشند.

معیارهای خروج از مطالعه عبارت بودند از: ۱) داشتن بیماری پارکینسون و افسردگی شدید یا بیماری M.S و سکته مغزی و بیماری‌های شدید قلبی و عروقی، ۲) وجود ضایعات دهلیزی فعال و صدمات شدید عضلانی و استخوانی مثل دردهای روماتیسمی عضلانی (Polymyalgia Rheumatic)، ۳) داشتن هرگونه نواقص جسمی که برروی فعالیت‌های تعادلی و حرکتی اثر بگذارد، ۴) داشتن سابقه افتادن در طول یک سال گذشته، ۵) داشتن میخچه در پاشنه، پیچ خوردگی و شکستگی مچ پا.

روش کار

جهت انجام تحقیق حاضر از دستگاهی به‌نام دینامومتر دستی برای سنجش قدرت چهار گروه از عضلات اندام پایینی و سه آزمون تعادلی (SLS,F.R,TGUG) استفاده شد.

به منظور سنجش قدرت از یک دستگاه دینامومتر دیجیتالی دستی قابل حمل و از نوع Load-Cell (به‌نام Power Track II Commander™ ساخت شرکت J TechMedical از کشور امریکا استفاده شد که قادر به

www.SID.ir

Archive of SID

اجرای ۴۰ آزمون پی در پی در اندام‌های راست و چپ است. دستگاه این قابلیت را داشت که با اتصال به کامپیوتر و با زدن تکمه‌ای به‌نام «دانلود» (Download) تمام اطلاعات آزمون‌ها را بر روی صفحه از قبل تنظیم (Spreadsheet) و برنامه‌ریزی شده بود منتقل کند. دستگاه دینامومتر مورد استفاده توان اندازه‌گیری قدرت حداکثر تا ۲۵ پوند را دارا بود و تغییرات تا یک دهم پوند و یا حداکثر ۰/۴۴ به نیوتن را اندازه‌گیری می‌کرد. نیروی عضلانی اندام پایینی با استفاده از این دستگاه و با ثابت نگاه داشتن برروی عضله مورد نظر و با کمک دست دیگر برای ثبات بیش‌تر به‌صورت Make – در این نوع آزمایش دینامومتر به‌طور ثابت توسط آزمون کننده محکم در دست نگاه داشته می‌شود، در حالی که شخص مورد آزمایش حداکثر نیروی خود را بر علیه آن به‌کار می‌برد. – انجام می‌گرفت. برای هر گروه از عضلات ۳ ثانیه زمان جهت ثبت حداکثر میزان انقباض از پیش در Set-Up دستگاه تعیین گردیده بود و سه بار تکرار برای حداکثر انقباض هر عضله انجام می‌گرفت. حساسیت آستانه شروع انقباض بر روی ۵ نیوتن تنظیم گردیده بود. دینامومتر توسط آزمایش‌کننده ثابت نگاه داشته می‌شد، در حالی‌که آزمایش شونده حداکثر نیروی ممکن خود را بر علیه بالشتک دستگاه اعمال می‌کرد. تمام گروه‌های عضلانی در دامنه میانی حرکت مفصلی آزمایش می‌شدند و دینامومتر در تمام موارد نسبت به اندام مورد نظر به‌طور عمودی قرار می‌گرفت (شکل ۱).

شکل ۱. دستگاه دینامومتر یا سنجش قدرت عضلات

قرارگیری مناسب دینامومتر بر روی اندام مطابق روش بوهانون (Bohannon) انجام می‌شد [۲۶]. مابین هر انقباض، دو دقیقه زمان استراحت به فرد داده می‌شد. بعد از این‌که فرد مورد آزمایش وضعیت مناسب و ثبات لازم را به‌دست می‌آورد و قبل از انجام آزمون از او خواسته می‌شد تمام اندام پایینی خود را از ناحیه ران خم و راست کند و یا به ابداکسیون (Abduction) و اداکسیون (Adduction) و چرخش به داخل و خارج (Internal & External Rotation) ببرد و در ناحیه مچ پا پلانتار و دورسی فلکسیون (Plantar & Dorsi Flexions) و اینورژن و ایورژن (Inversion & Eversion) مفاصل Sub talar را به‌عنوان یک برنامه گرم کردن (Warm-Up) بدن انجام دهد. قبل از هر گونه آزمایشی، برای تفهیم بهتر، این آزمون یک بار گرفته می‌شد که ۳ ثانیه زمان لازم بود. نتایج ۳ بار آزمایش برای تجزیه و تحلیل آماری در جدول مربوط ثبت می‌شد. در فواصل هر آزمون استراحت لازم داده می‌شد تا فرد دچار خستگی نشود. در طی آزمون از بیمار خواسته می‌شد حد اکثر نیروی خود را ظرف ۳ ثانیه بر بالشتک دستگاه متصل به‌دست آزمون‌کننده اعمال کند. دستگاه طوری تنظیم شده بود که به محض رسیدن به حداکثر انقباض طی سه ثانیه خودبه‌خود زنگ می‌زد. دستورالعمل‌ها برای هر آزمون یکسان تعریف شده بودند و نشانگر دیجیتالی روی بدنه دستگاه دینامومتر قرار داشت که بر روی مچ دست آزمایشگر شبیه یک صفحه ساعت بزرگ بسته شده بود تا تورش تجربه گر را به حداقل برساند [۲۷].

آزمون‌ها: جهت انجام این تحقیق از دو دسته آزمون استفاده شد:

۱. آزمون‌های اندازه‌گیری قدرت عضلات اندام پایینی: در تابلوی شماره یک، نحوه قرار گرفتن فرد و بالشتک دینامومتر و نوع عضله مورد نظر و نحوه آزمون مشخص شده است (شکل ۲،۳،۴و۵).
۲. آزمون‌های تعادلی: به این منظور از وسایلی چون کرونومتر، صندلی، محل استقرار پا و خط کش کاغذی استفاده شد.

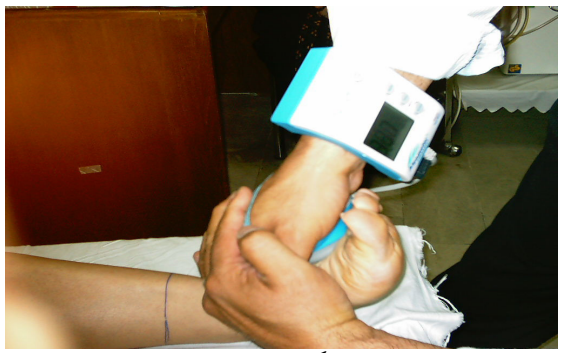
www.SID.ir

Archive of SID

شکل ۲. نحوه اندازه‌گیری دینامومتری قدرت عضلات اکستنسورهای ران

شکل ۳. نحوه اندازه‌گیری دینامومتری قدرت عضلات ابداکتورهای ران

شکل ٤. نحوه اندازه‌گیری دینامومتری قدرت عضلات چهار سر ران



شکل ۵. نحوه اندازه‌گیری دینامومتری قدرت عضلات دورسی فلکسورهای مچ پا

شکل ۶. نحوه انجام آزمون تعادلی ایستادن روی یک پا

شکل ۷. نحوه انجام آزمون تعادلی Functional Reach

الف) آزمون تعادلی SLS (Single leg standing)

در این آزمایش از آزمایش شونده خواسته می‌شد با گذاشتن بازوان خود در مقابل سینه در حالت ایستاده و با فرمان «بلندکن» یک پای خود را از روی زمین بلند کند.عدم تماس رانها و جدا نشدن دست‌ها از روی سینه، از الزامات این آزمون بود. فرد در طول آزمایش شیئی را در سمت جلو و مستقیم در فاصله یک متری نگاه می‌کرد و زمان بلند کردن و نگاه داشتن پا به‌وسیله کرونومتر اندازه‌گیری می‌شد (شکل ۶).

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱. گروه‌های عضلانی مختلف، نحوه تثبیت، مقاومت و وضعیت فرد جهت انجام آزمون

گروه عضلانی	وضعیت فرد، زاویه مفصلی عضو	نحوه تثبیت فرد	محل اعمال مقاومت و قرارگیری بالشتک دستگاه
اکستنسورهای ران	طاق باز.ران ۹۰ درجه فلکسیون	لبه تخت را محکم گرفته، عضو دیگر توسط فردی دیگر محکم نگاه داشته می‌شود.	ناحیه‌ای از ده سانتی تحتانی فاصله ما بین تروکانتر بزرگ و سر فیبولا، در قسمت بالای فضای پوپلیتال (پشت ران)
ابداکتورهای ران	طاق‌باز، ران‌در ۳۰ درجه‌ابداکسیون، اکستانسیون ران بدون هیچ‌گونه چرخشی، زانوها در اکستانسیون	لبه تخت را با دست محکم گرفته،عضودیگر توسط‌فردی محکم نگاه داشته می‌شود	در قسمت خارجی از ده سانتی تحتانی فاصله ما بین تروکانتر بزرگ استخوان ران وسر فیبولا
اکستانسورهای زانو	نشسته لبه تخت،زانو در زاویه دامنه میانی	در حالت نشسته لبه تخت را برای ثبات بیش‌تر می‌گیرد.	با یک دست آزمایشگر بالای زانو در ناحیه انتهای ران و با دست دیگر بالشتک دیناموتر در محل ۱۰ سانتی‌متری بخش قدامی بالای مچ پا
دورسی فلکسورهای مچ پا	طاق باز- ران و زانوها صاف	در حالت خوابیده لبه تخت را برای ثبات بیش‌تر می‌گیرد.	نیروی عضلات مچ از سطح روی پا و محلی بالاتر از مفاصل متاتارسو فلانژیال به انتهای بالشتک دیناموتر وارد می‌شود.

ب) آزمون تعادلی F.R (Functional Reach)

فرد مورد آزمایش در این آزمون بدون کفش و جوراب در محل استقراری از پیش تعیین شده در مجاورت یک متر کاغذی که بر روی دیوار نصب شده بود از سمت غالب خود می‌ایستاد. ابتدا اندام بالایی خود را در حالی‌که دست در حالت نیمه مشت بود به اندازه ۹۰ درجه از مفصل شانه به حالت فلکسیون بالا می‌برد. در این مرحله از محل متاکارپ سوم، نقطه‌ای بر روی صفحه علامت زده می‌شد. این فاصله نسبت به برجستگی اکرومیون مطابق با نقطه مبدأ صفر اندازه‌گیری و در ستون جدول ارزیابی ثبت می‌شد. در مرحله دوم آزمون از فرد خواسته می‌شد بدون این‌که تعادل خود را از دست بدهد با حفظ سطح اتکا و بدون جابه‌جایی پاها، تنه و دست خود را تا حد امکان به سمت جلو حرکت دهد. بعد از رسیدن به حداکثر جابه‌جایی ممکن برای بار دوم محل قرار گرفتن متاکارپ سوم بر روی صفحه خط کشی شده علامت زده می‌شد و مقدار آن در ستون جدول ارزیابی مربوط به فرد یادداشت می‌شد و تفاوت ما بین آن‌ها محاسبه می‌گردید و در ستون مربوط به پرسشنامه هر فرد به سانتی‌متر یادداشت می‌گردید که این مقدار معرف مقدار Functional Reach او بود (شکل ۷).

ج) آزمون تعادلی عملکردی TGUG (Timed get up & go)

برای انجام این آزمون از شخص آزمایش شونده خواسته می‌شد که با نشستن و گذاشتن دست‌ها بر روی یک صندلی دسته‌دار به ارتفاع تقریبی ۴۶ سانتی‌متر و بعد از اعلام دستور «شروع کن» از روی صندلی خود بلند شود و فاصله‌ای را به مقدار ۳ متر در امتداد خطی مستقیم راه برود، بچرخد و برگردد تا به محل اصلی خود بنشیند. زمان طی شده از موقع بلند شدن تا برگشتن و نشستن به ثانیه توسط زمان سنج عقربه‌ای با قابلیت اندازه‌گیری تا ۱ صدم ثانیه ثبت و در ستون مربوط درج می‌گردید. در طول این آزمایش هیچ‌گونه کمکی به آزمون شونده‌ها داده نمی‌شد. یک بار تمرین برای آشنایی و دو بار تکرار برای جمع‌آوری و ثبت اطلاعات انجام می‌گرفت.

www.SID.ir

Archive of SID

نتایج

جهت آنالیز آماری از برنامه SPSS نسخه ۱۰ استفاده شد. قبل از انجام هرگونه آزمون آماری در ابتدا از آزمون Kolmogorov - Smirnov جهت ارزیابی توزیع متغیرها به لحاظ میزان انطباق با توزیع نظری نرمال استفاده گردید. نتایج داده‌ها نشان داد که کلیه متغیرها از توزیع نرمال تا حد قابل قبولی برخوردار بودند. در ضمن از آزمون «تی» مستقل و زوج برای اثبات عدم‌وجود اختلاف معنادار در بین دو گروه و اندام‌ها و همچنین‌برای تعیین میزان‌همبستگی دو طرفی بین مقادیر قدرت و آزمون‌های‌تعادلی از ضریب‌همبستگی اسپیرمن استفاده گردید. سطح معناداری (significant level) در کلیه آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

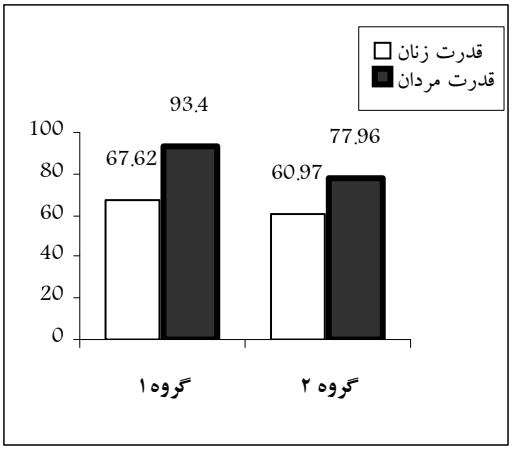
یافته‌ها

مقایسه میانگین قدرت عضلانی اندام پایینی در گروه یک و دو نشان داد که میانگین قدرت اندام پایینی مردان و زنان در گروه یک با $p<0/001$ معنادار بود و این مقدار تفاوت میانگین در گروه دوم با $p<0/017$ معنادار شد.

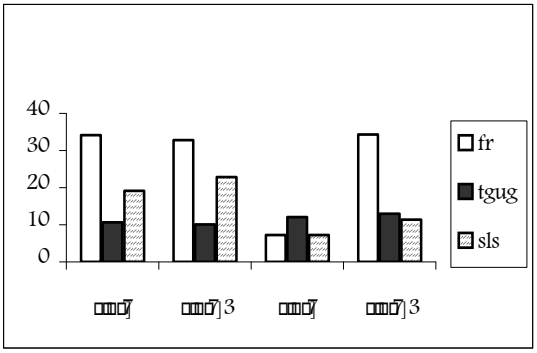
بنابراین فرض عدم برابری قدرت عضلات مردان و زنان مورد تأیید قرار گرفت و نشان داده شد که بین قدرت زنان و مردان در هر کدام از گروه‌های یک و دو اختلاف وجود دارد و این اختلاف قدرت در گروه دو زیادتر است (نمودار۱).

همچنین نتایج حاصل از مقایسه میانگین آزمون‌های آماری مقادیر به‌دست آمده از آزمون‌های تعادلی نشان داد که بجز آزمون SLS اختلاف معناداری در میان مردان و زنان گروه‌های یک و دو و بین دو گروه وجود ندارد (نمودار ۲).

در مقایسه نتایج حاصل از بررسی میانگین قدرت عضلانی سمت راست و چپ در هر گروه و بین گروه‌ها اختلافی ملاحظه نشد و نتیجه گرفته شد که میان قدرت سمت راست و چپ اندام پایینی اختلاف معناداری وجود ندارد که فرض ما را در مورد عدم وجود اختلاف معنادار در قدرت عضلات سمت راست



نمودار ۱. مقایسه میانگین قدرت زنان و مردان در گروه ۱ و ۲

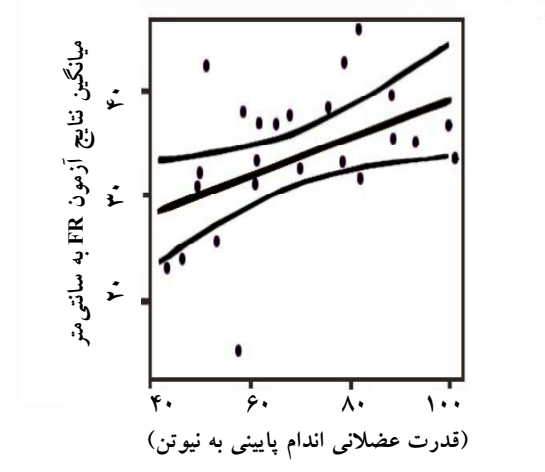


نمودار ۲. مقایسه توان تعادلی زنان و مردان گروه ۱ و ۲ با آزمون‌های مختلف

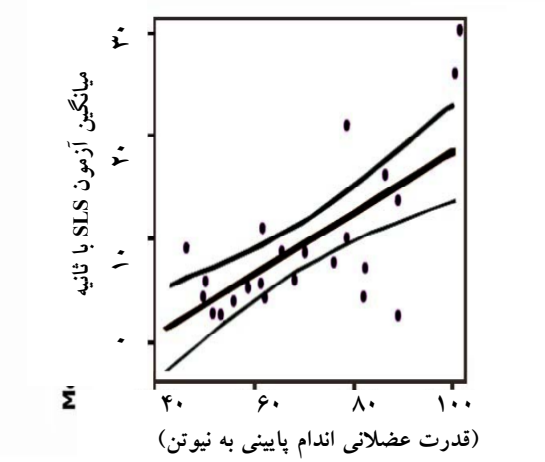
و چپ مردان و زنان تأیید می‌کند. در بررسی نتایج حاصل از همبستگی آزمون‌های مختلف، میزان همبستگی آزمون‌های تعادلی TGUG، TSLS, F.R با قدرت زنان و مردان در هر گروه و با معدل قدرت اندام‌های پایینی نشان داد که در مجموع، ارتباط معناداری ما بین کل قدرت اندام پایینی زنان دو گروه با آزمون F.R ($p<0/002$، $r=0/583$) و رابطه منفی با آزمون TGUG ($p<0/023$، $r=-0/454$) و همین ارتباط در مردان گروه دو با آزمون SLS ($r=0/567$، $p<0/001$) و TGUG ($r=0/646$، $p<0/009$) وجود داشت. در زنان و مردان گروه ۲ میان قدرت اندام پایینی و آزمون‌های تعادلی SLS ($r=0/696$، $p<0/032$) و F.R ($r=0/462$، $p<0/02$) معنادار و مثبت و به ترتیب متوسط و پایین بوده در حالی که با آزمون TGUG ارتباط دارد، اما ضعیف است ($r=0/368$، $p<0/07$) (نمودار ۴و۳).

www.SID.ir

Archive of SID



نمودار ۳. میزان همبستگی قدرت عضلانی در گروه ۲ با آزمون F.R



نمودار ٤. میزان همبستگی قدرت عضلانی در گروه ۲ با آزمون SLS

به‌طور کلی در بیش‌تر موارد نتایج حاصل حاکی از ارتباطی مثبت و معنادار مابین میانگین قدرت در گروه‌های عضلانی اندام پایینی با آزمون‌های تعادلی F.R و SLS وجود داشت و در مواردی هم این ارتباط با آزمون TGUG معنادار و مثبت بود (جدول ۲).

بحث

در این تحقیق، میانگین قدرت ایزومتریکی چهار گروه عضلانی از اندام‌های پایینی، شامل اکستنسورهای ران، ابداکتورهای ران، اکستنسورهای زانو و دورسی فلکسورهای مچ پا به همراه میانگین سه آزمون تعادلی ایستا (SLS)، پویا (F.R) و عملکردی (TGUG) مورد بررسی قرار گرفت.

میانگین به‌دست آمده برای تمام آزمون‌ها در گروه دو نسبت به گروه یک کم‌تر بود.

با توجه به پیچیدگی و دارای عوامل مختلف ماهیت در تعادل، آزمونی را نمی‌توان یافت که تمام ابعاد تعادل را مورد بررسی قرار دهد [۲۸].

با عنایت به این‌که یکی از اهداف مطالعه حاضر، اثبات وجود رابطه بین قدرت عضلات اندام پایینی با آزمون‌های تعادلی بود و چون آزمون‌های سنجش قدرت عضلانی در عین روایی بالا در مدت زمان کم‌تر و با هزینه اندکی قابل انجام است بنابراین وقتی نوع رابطه بین آزمون‌های تعادلی و سنجش روشن شود، امکان کاربرد آن به‌عنوان آزمون‌های جایگزین و یا بالعکس حاصل می‌گردد.

با توجه به این‌که بر خلاف نشستن و ایستادن که نیاز به تعادلی ایستا دارد، در راه رفتن احتیاج فراوانی به تعادل پویا وجود دارد تا بتوان مرکز جرم را طی حرکت مداوم بدن در سطح اتکا باقی نگاه داشت.

در این تحقیق رابطه میانگین کلی عضلات اندام پایینی مردان و زنان با آزمون TGUG ($p<0/5$) معنادار و دارای همبستگی منفی بود ($r=-0/454$) و در گروه ۲ همبستگی ابداکتورهای ران راست ($r=-0/625$) و چپ ($r=-0/659$) مردان و با اکستانسورهای راست و چپ زانوی مردان ($r=-0/617$، $r=-0/673$) و دورسی فلکسور راست مردان ($r=-0/602$) همبستگی متوسط معناداری را نشان می‌دهد که به میزان کاهش قدرت عضلات این همبستگی منفی بیش‌تر شده‌است ($p<0/5$).

این نتایج با بخش‌هایی از تحقیقات کارنر (Karner) [۲۲] و هورلی (Hurley) [۲۹]، عبدالوهاب (Abdulwhab) [۲۵] و دابنی [۲۳] و بیسچوف (Bischoff) [۳۰] مطابقت دارد.

تعادل ایستا در بخش‌هایی از فعالیت‌های فرد مثلاً در ایستادن روی یک اندام در حالی که اندام دیگر در نوسان است و یا پوشیدن شلوار بسیار ملحوظ است. با توجه به رابطه مستقیم قدرت عضلانی با تعادل، تغییر آن احتمالاً موجب کاهش ثبات وضعیتی می‌شود [۳۱]. در نتیجه زمان لازم برای نگه‌داشتن مرکز جرم در داخل

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۲. مقادیر همبستگی گروه‌های عضلانی با آزمون‌های تعادلی در گروه ۲

متغیر (گروه عضلانی)	جنسیت	شاخص آماری	آزمون تعادلی		
			SLS	F.R	TGUG
[1]TMLS	زنان و مردان	r	۰/۶۹۶	۰/۴۶۲	
		p	۰/۰۳۲	۰/۰۲۰	
[2]MRHE	زنان	r	۰/۶۰۸		
		p	۰/۰۲۱		
	مردان	r	۰/۷۱۷		
		p	۰/۰۱۳		
[3]MLHE	زنان	r	۰/۶۷۳	۰/۵۳۶	
		p	۰/۰۱۴	۰/۰۴۸	
	مردان	r	۰/۷۳۳		
		p	۰/۰۱		
[4]MRHA	زنان	r	۰/۶۸۴	۰/۰۳۳	
		p	۰/۰۰۷	۰/۲۷۸	
	مردان	r	۰/۶۷۸		−۰/۶۳۵
		P	۰/۰۲۲		۰/۰۴
[5]MLHA	زنان	r	۰/۷۹۷	۰/۵۶۷	
		p	۰/۰۰۱	۰/۰۳۴	
	مردان	r	۰/۶۱۶		−۰/۶۵۹
		p	۰/۰۴۳		۰/۰۲۷
[6]MRKE	مردان	r			−۰/۶۱۷
		p			۰/۰۴۳
[7]MRAD	زنان	r		۰/۷۰۶	
		p		۰/۰۰۵	
	مردان	r	۰/۶۲۲		−۰/۶۰۲
		p	۰/۰۴۱		۰/۰۵
[8]MLAD	زنان	r		۰/۷۳۶	
		p		۰/۰۰۳	
	مردان	r	۰/۶۳۳		
		p	۰/۰۳۷		

1) TMLS = Total Muscle leg Strength
2) MRHE = Mean of Right Hip Extension
3) MLHE = Mean of Left Hip Extension
4) MRAH = Mean of Right Hip Abduction
5) MLAH=Mean of Left Hip Abduction
6) MRKE=Mean of Left Knee Extension
7) MRAD=Mean of Right Ankle Dorsi flexion
8) MLAD=Mean of Left Ankle Dorsiflexion

www.SID.ir

Archive of SID

سطح اتکا در این گروه از افراد کم‌تر می‌شود و بنابراین تعادل ایستا کاهش می‌یابد [۳۲]. بین قدرت عضلانی اکستنسور و ابداکتور ران، اکستنسور زانو و دورسی فلکسور مچ پا با آزمون تعادلی ایستادن روی یک پا در گروه دوم همبستگی مثبت و معناداری وجود داشت (r=۰/۶۸۴ ابداکتور راست زنان،r=۰/۷۹۷ ابداکتور چپ زنان، اکستنسور ران راست مردان r=۰/۷۱۷ و اکستنسور چپ ران زنان و مردان (r=۰/۶۳۷، r=۰/۷۳۳) دورسی فلکسورهای ران چپ و راست مردان (r=۰/۶۲۲ و r=۰/۶۳۳).

چون فعالیت رفلکس‌های حلقه (Long Loop Reflexes) بلند در مچ پا اولین و مهم‌ترین حادثه در ثبات وضعیتی است بنابراین همبستگی مثبت عضلات دورسی فلکسور با این آزمون در گروه دوم که از ضعف عضلانی بیش‌تری برخوردارند مؤید نیاز به استفاده بیش‌تر از این عضله است که در این مقطع سنی به دلیل ضعف عضلات بیش‌تر بخصوص در افتادن به سمت عقب مورد استفاده قرار می‌گیرند.

در حالت ایستادن بر روی یک پا در صورت ضعف عضلات دورسی فلکسور بدن اغتشاش تعادلی به سمت عقب از خود نشان می‌دهد و با توجه به خاصیت سینرژی این عضلات چنانچه ضعیف باشد تعادل مختل می‌شود.

عضلات اکستنسور و ابداکتور ران پا در حالت ایستاده باعث ثبات ران در دو صفحه فرونتال و ساجیتال و عضله اکستنسور زانو باعث جلوگیری از خم شدن زانو در حالت ایستاده می‌شود. بنابراین هماهنگی این چهار عضله در آزمون SLS باعث جلوگیری از نوسان پا در این آزمون و دیگر فعالیت‌هایی می‌شود که دارای انتقال وزن بر روی یک پا هستند.

نتایج به‌دست آمده از تحقیقات بوهانون (Bohannon) و همکاران او [۱۵] و بریگس (Briggs) [۳۳] و «چو» (Chou) [۳۴] نشان می‌دهد که با افزایش سن، تعادل ایستا کاهش می‌یابد و با گزارش عبدالوهاب که همبستگی کاهش قدرت عضله چهار سر ران را با آزمون SLS گزارش کرده بود مطابقت دارد [۲۵]. اگر در نظر بگیریم در آزمون تعادلی F.R شروع حرکت تنه به سمت جلو از مفصل مچ پا توسط ماهیچه‌های دورسی فلکسور آغاز شده و ماهیچه‌های پاراسپینال، پلانتار فلکسور کنترل آن را به عهده دارند، این بدان‌معنا است که ماهیچه‌های اطراف مفصل مچ پا اطلاعات حسی عمقی را برای اصلاح نوسان وضعیتی و کنترل با ایجاد گشتاور عضلانی فراهم می‌کنند.

بنابراین در هنگام راه رفتن و فعالیت‌های دینامیک محل جاذبه را نسبت به بدن تنظیم کرده، جرم بدن را در محدوده سطح تماس پاها در روی زمین حفظ می‌کنند.

همبستگی مثبت بین آزمون F.R با قدرت عضلات دورسی فلکسور زنان گروه دو (r=۰/۷۰۶ راست، r=۰/۷۳۶ چپ) تأییدی بر اهمیت عملکردی این عضلات است. ولفسون (Wolfson) و همکارانش (۱۹۹۵) در این مورد ارتباط متقابلی را بین پاسخ‌های تعادلی و قدرت ماهیچه‌های دورسی فلکسور پیدا کردند که نشان می‌دهد کنترل حرکت تنه به سمت عقب با نیروی متقابل گشتاوری به سمت جلو برای مقابله با نوسان به عقب توسط ماهیچه‌های دورسی فلکسور انجام می‌گیرد [۲۰].

یافته‌های دابنی (۱۹۹۹) و همکاران او نشان داده است که استراتژی مچ پا در کنترل وضعیتی افراد سالمند طی تعادل استاتیک نقش بسزایی دارد [۲۳].

نتیجه‌گیری

در افراد گروه دو که از میانگین قدرتی و توان تعادلی پایین‌تری برخوردار بودند همبستگی بین چهار گروه عضلات اکستنسور ران، ابداکتور ران، اکستنسور زانو و دورسی فلکسور مچ پا با آزمون‌های تعادلی معنادار و مثبت بود و برعکس، این نتایج در گروه اول که از میانگین قدرت عضلات بیش‌تری برخوردار بودند به‌دست نیامد. به نظر می‌رسد که با افزایش سن و کاهش قدرت عضلانی، تعامل قدرت عضلانی و توان تعادلی بیش‌تر می‌شود.

www.SID.ir

Archive of SID

منابع

1. Jackson O. Physical therapy of geriatric patient.1st ed. New York: Churchill Livingstone, 1983,pp. 2-3.

۲. سالنامه‌های آماری سال‌های ۸۰- ۷۵.تهران، مرکز آمار ایران.

۳. آزادی فتح ا...، بررسی و مقایسه سه روش ارزیابی CTSIB, Tinetti Scale, Berg Balance Scale در پیش‌بینی خطر زمین خوردن سالمندان آسایشگاهی، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، دانشکده توانبخشی، ۱۳۸۱.

4. Beissner K.L., Collins J.E., Holmes H. Muscle force & range of motion as predictors of function in older adults. Phys.Ther., 2000,80:556-563.

5. Harada N., Cbiu V., Damron-Rodriguez J., Fowler E., Siu A., Reuben D.B. Screening for balance & mobility impairment in elderly individuals living in residential care facilities. Phys.Ther., 1995,75:462-469.

6. Guccione A.A. Geriatric physical therapy. 2nd ed., St. Louis: Mosby, 1993, pp. 69-199.

7. Woollacott M.H. Age-related changes in posture and movement. J. Gerontology, 1993, 48(Special Issue): 56 - 60.

۸. دلاور ب، امینی ا لف، بیضایی م، تقوی م، کلاهی ع ا، مجد م، جبروتی ف، چاووشی ح، باقری س ع و همکاران. بررسی وضعیت سلامت سالمندان کشور.ج اول، انتشارات مرکز معلولین کهریزک، ۱۳۷۸، ص ۱۰.

9. Shumway–Cook A., Patla A.F., Stewart A. Environmental demands associated community mobility in older adults with and without mobility disabilities. Phys. Ther., 2002, 82:670 –681.

10. Legters K. Fear of falling. Phys. Ther., 2002, 82:264-272.

11. Jones D.A., Round J.M. Skeletal muscle in health and disease.1st ed., New York: Manchester university press, 1990, pp.98-99.

12. Kisner C., Colby L.A. Therapeutic exercise foundation and technique.3rd ed., New Delhi: Jaypee Brother, pp.55 –56, 1996.

13. Sandra M., Woolley S.M., Czaja S.J., DruryC.G. An assessment of fall in elderly men and women. Journal of Gerontolgy, 1997, 52A (2):M80-M87.

14. Whipple R.H., Wolfson L.I., American P.M. The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: An isokinetic study. J. Am. Geriatr. Soc., 1987, 35:13-20.

15. Bohannon R.W., Larkin P.A., Cook A.C., Gear J., Singer J. Decrease in timed balance test scores with aging. Phys. Ther., 1984, 64 (7):1067 -70.

16. Iverson B.D., Gossman M.R., Shaddeau S.A., Turner M.E. Balance performance, force production and activity levels in noninstitutionalized men 60 to 90 years of age. Phys.Ther., 1990, 70:348-555.

17. Lord S.R., Clark R.D., Weissier I.W. Physiological factors associated with falls in an elderly population. J. Am. Geriatr. Soc., 1991, 39:1194-1200.

18. Doherty T.J., Vanderroot A.A., Brown W.F. Effects of aging on the motor unit: A brief review. Can.J. Appl. Physiol., 1993, 18:331-358.

19. Studentski S, Duncan P.W., Chandler J. Postural responses and effector in persons with unexptoined falls:Results and methodologic issues. J. Am. Geriatr. Soc., 1991, 39:229-234.

20. Wolfson L., Judge J., Whipple R., Ring M. Strength is a major factor in balance, gait and the occurrence of falls. J Gerontol. A Bul. Sci. Med. Sci., 1995, 30:64 –67.

۲۱. نوربخش م، ابراهیمی الف، موسوی ص. بررسی علل زمین خوردگی در افراد سالمند. مجله پزشکی کوثر، ۱۳۷۹، سال چهارم، شماره ۵، صفحات ۲۲۵ تا ۲۱۹.

22. Karner P.M., Thompson A.L., Connelly D.M., Vandervoot A.A. Strength testing in elderly women using a portable dynamometer. Physiotherapy Canada, 1993,35-39.

23. Daubney M.E., Cullham E.G. Lower-extremity muscle force & balance performance in adults aged 65 years & older. Phys. Ther., 1999, 79:1177 –1185.

24. Schenkman M., Hughes M.A., Samsa G., Studentski S. The relative importance of strength & balance in chair rise by functionally impaired older individuals. J.Am. Geriatr. Soc., 1996, 44: 1441-1446.

25. Abdulwahab S.A. The effects of aging on muscle strength and functional ability of healthy Saudi Arabian males. Ann. Saudi. Med., 1999, 19 (3): 211-215.

26. Lord S.R., Clark R.D. Simple physiological and clinical tests for the accurate prediction of falling in older people. Gerontology, 1996, 42: 199-203

27. Ford S.C.D., Wyman J.F., Elswick R.K., FernandezT. Reliability of stationary dynamometer muscle strength testing in community - dwelling older adults. Arch. Phys. Med. Rehabi., 2001, 82:1128 - 32.

28. Woollacott M.H., Tang P.D. Balance control during walking in the older: Research and its implications. Phys. Ther., 1997, 77:646 -66.

29. Hurley M.V., Ress J., Newham D.I.J. Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. Age and Aging, 1998, 27:55-62.

30. Bischoff H.A., Conzelmann M., Lindeman D., Singer L.L., Stucki G., Vonthein R., Dick W., Theiler R., Stahelin H.B. Self-Reported exercise before age 40: Influence on quantitative skeletal ultrasound and fall risk in the elderly. Arch. Phys. Med. Rehabil., 2001, 82:801-806.

31. Murray M.P., Wood A.A.S., Sepic. S.B. Normal postural stability and steadiness: Quantitative assessment. J. Bone Joint Surg., 1975, 57A: 510 – 515.

32. Stelmach G.E., Worringham C.J. Sensorimotor deficits related to postural stability. Clin. Geriatr. Med., 1985, 1:679 – 694.

33. Briggs R.C., Gossman M.R., Birch R., Drews J.E., Shaddeau S.A. Balance Performance among noninstitutionalized elderly women. Phys. Ther., 1989, 69:748-756.

34. Chou L.S., Karfiman K.R., Brey R.H. Correlation between isometric muscle strength and balance control while negotiating obstacles. J. Biomechanics, 1997, 30:331-337.

www.SID.ir