طب ورزشی ـ بهار و تابستان ۱۳۹۵
دورهٔ ۸، شمارهٔ ۱، ص : ۱۰۱- ۱۱۵
تاریخ دریافت : ۱۹ / ۰۶ / ۹۳
تاریخ پذیرش : ۱۵ / ۱۰ / ۹۴

مقایسهٔ حس وضعیت مفصل مچ پا در دانشجویان دختر با و بدون پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا

سعیده نوبخت [*۱] – فؤاد صیدی [۲] – رضا رجبی [۳]

۱. کارشناس‌ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران. ۲. استادیار، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران. ۳. استاد، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

چکیده

با توجه به اینکه ناهنجاری‌های اسکلتی- عضلانی ممکن است عملکرد حس عمقی را دچار اختلال کنند، هدف تحقیق حاضر، مقایسهٔ حس وضعیت مفصل مچ پا در دانشجویان دختر با و بدون پرونیشن و سوپینیشن افزایش یافته بود. بدین منظور ۸۷ آزمودنی در قالب سه گروه ۲۹ نفری شامل گروه‌های پرونیشن افزایش‌یافته، سوپینیشن افزایش‌یافته و گروه پای طبیعی قرار گرفتند. دقت حس وضعیت مفصل مچ پا از طریق اندازه‌گیری خطای مطلق بازسازی زوایای ۱۰ درجه دورسی فلکشن و ۲۰ درجه پلانتار فلکشن با استفاده از الکتروگونیامتر ارزیابی شد. نتایج آزمون کروسکال والیس نشان داد که از نظر آماری تفاوت معناداری در میانگین خطای مطلق بازسازی زوایای ۱۰ درجه دورسی فلکشن و ۲۰ درجه پلانتار فلکشن مچ پا بین سه گروه تحقیق وجود نداشت (P=۰/۵۸، P=۰/۳۸). براساس نتایج تحقیق، از یک طرف، به‌نظر می رسد ناهنجاری‌های پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافته نقش تعیین‌کننده ای در دقت عملکرد حس عمقی مفصل مچ پا نداشته باشند و تغییرات حاصله تنها از لحاظ ساختاری و بیومکانیکی باشد. از طرف دیگر، ممکن است درصورتی‌که تحقیق حاضر در افرادی با شدت بیشتر ناهنجاری صورت گیرد و برای بازسازی زاویه ای مفصل مچ پا از روشی در زنجیرهٔ حرکتی بسته (اما بدون درگیر شدن مفاصل مجاور) استفاده شود، نتایج متفاوتی حاصل شود.

واژه‌های کلیدی

پرونیشن، حس وضعیت، سوپینیشن، مچ پا.

[*] نویسندهٔ مسئول : تلفن : ۰۹۱۷۸۸۲۳۷۶۴

Email: saide.nb1988@yahoo.com

مقدمه

یکی از عوامل پیش‌گیرنده و هشداردهندهٔ آسیب مفصلی، آگاهی فرد از بدن خود و ارتباط آن با محیط اطراف است که توسط حس عمقی قابل تأمین است. حس عمقی واژهٔ جامعی از احساس حرکت است که ورودی‌های حسی را از گیرنده‌های دوک عضلانی، تاندون و مفاصل دریافت می‌کند و موقعیت و حرکت مفصل را تعیین کرده و جهت، شدت و سرعت حرکت مفاصل را به‌خوبی مشخص می‌کند (۸). حس عمقی موجب نظم بخشیدن به انقباض عضلانی به‌منظور حرکت مفصل و استحکام آن می‌شود (۱۲). حس وضعیت[1]، حس حرکت[2] و حس مقاومت[3] زیرمجموعه‌های حس عمقی هستند (۲۹). حس وضعیت تشخیص وضعیت دقیق قسمت خاصی از بدن در فضا را بر عهده دارد (۱۱، ۹، ۷، ۳). گیرنده-های حس وضعیت که شامل گیرنده‌های دوک عضلانی[4]، اندام وتری گلژی[5] و گیرنده‌های مفصلی است، اطلاعات مربوط به این حس‌ها را به سیستم عصبی مرکزی انتقال می‌دهند. وجود حس وضعیت طبیعی مفصل، برای حفظ ثبات مفصل (۲۷) و نیز هماهنگی و زمان‌بندی مناسب فعالیت‌های عضله ضروری است (۴).

عوامل مختلفی ممکن است عملکرد حس عمقی را دچار اختلال کند، از جمله آسیب‌های لیگامنتی در مفصل، که خطر بروز ضایعات بعدی را افزایش می‌دهد، افزایش سن، جراحات و تورم مفصلی، استئوآرتریت، سرمادرمانی و بروز ناهنجاری‌های اسکلتی عضلانی (۱۶، ۵). اختلال در عملکرد حس عمقی می‌تواند پیامدهای مختلفی را به‌همراه داشته باشد. از جمله اختلال در کنترل عصبی- عضلانی (۲۵) و در نتیجه اختلال در کنترل حرکتی (۱۳)، تغییر در ثبات مکانیکی مفصل که آن را مستعد ضربات خفیف و بروز آسیب‌های بیشتر می‌کند (۱۴، ۶)، اختلالات پاسچر (۱۳)، اعمال استرس‌های غیرنرمال که زمینه‌ساز آسیب‌های عضلانی اسکلتی و مفصلی است، افزایش انقباضات عضلانی به‌منظور حفظ ثبات در مفاصلی که ثبات آن کاهش یافته است و ایجاد خستگی بیشتر عضلانی (۳۳).

در میان مفاصل بدن مچ پا به‌دلیل تحمل وزن بدن و تنوع حرکات اهمیت خاصی دارد. دقت حس عمقی در این مفصل در حفظ کارکرد درست پا و نیز حفظ تعادل، حین فعالیت‌های روزانه، فعالیت‌های

1. Position sense
2 .Kinesthesia
3. Force sense
4. Muscle spindle
5 .Golgi tendon organ

ورزشی و مهارت‌های حرکتی لازم است (۲۴). ریچی[1] (۲۰۰۱) گزارش کرد کاهش ایمپالس‌های حس عمقی از گیرنده‌های مفصل ممکن است به کاهش ایمپالس‌های رفلکسی پاسچرال منجر شود و احتمال آسیب مفصل مچ پا را در حین فعالیت افزایش دهد (۲۸). ازاین‌رو احتمال دارد که هر گونه تغییر در شکل این مفصل از جمله پرونیشن افزایش‌یافته[2] و سوپینیشن افزایش‌یافته[3]، بر ورودی‌های حسی (از طریق تغییر در تحرک‌پذیری مفصل، مساحت سطح تماس، تغییر در وضعیت لیگامنت‌ها و بروز شلی لیگامنتی یا به‌طور ثانویه از طریق تغییر در راهبردهای عضلانی جهت حفظ سطح اتکای استوار و مطمئن) تأثیر بگذارد و در نهایت اختلال در کنترل پاسچر را منجر شود (۹).

پرونیشن افزایش‌یافتهٔ پا با درجاتی از شلی لیگامنتی همراه است (۳۵، ۳۰) و ممکن است تغییرات بافت‌های نرم اطراف مفصل مانند لیگامنت‌ها، عضلات و تاندون‌ها را به‌همراه داشته باشد که معمولاً در میان این بافت‌های نرم، گیرنده‌های مکانیکی و نورون‌های تخصص‌یافته حس عمقی قرار گرفته‌اند. در نتیجه فشارهای تکراری ناشی از ناهنجاری پرونیشن افزایش‌یافتهٔ پا بر این بافت‌های نرم ممکن است سبب نقص در حس عمقی شود (۲۴). همچنین افراد با سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا، به‌علت کاهش سطح تماس کف پا با زمین ممکن است ورودی‌های حسی کمتری را از پایانه‌های حسی کف پا دریافت کنند که سبب بروز اختلال در حس عمقی می‌شود (۳۴، ۲۴). بنابراین به‌نظر می رسد ارتباط نزدیکی بین ساختارهای پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا و نقص برخی از جنبه‌های عصبی- عضلانی از جمله حس عمقی وجود دارد (۲۰). بر همین اساس، محقق به بررسی ادبیات پیشینهٔ مرتبط با این مسئله پرداخت. اما علیرغم نقش حیاتی گیرنده‌های حس عمقی در کنترل حرکتی، ثبات مفصلی و لزوم عملکرد صحیح آن در حفظ تعادل، تحقیقات در خصوص بررسی تأثیرات ناهنجاری‌های پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا بر حس وضعیت پا ناچیز است و تنها چند تحقیق معدود به بررسی تعادل ایستا و پویا در افراد مبتلا به این ناهنجاری‌ها پرداخته‌اند (۹، ۲۴،۱۹).

با توجه به احتمال تأثیرگذاری تغییرات ساختاری کف پا بر دقت عملکرد حس عمقی مفصل مچ پا، هدف از تحقیق حاضر مقایسهٔ حس وضعیت این مفصل در دانشجویان دختر با و بدون پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافته بود.

---

1. Richie
2 .Over pronation
3 .Over supination

روش تحقیق

تحقیق حاضر با روش انتخاب هدفمند آزمودنی‌ها براساس معیارهای ورود و خروج از تحقیق از بین دانشجویان دختر دانشگاه تهران انجام گرفت. جامعهٔ آماری تحقیق دانشجویان دختر غیرورزشکار ۲۵-۱۸ سالهٔ دانشگاه تهران بود. نحوهٔ انتخاب نمونه ها نیز بدین صورت بود که ابتدا در غربالگری اولیه، افراد مشکوک به سوپینیشن و پرونیشن افزایش‌یافته از جامعهٔ آماری شناسایی شدند. سپس، با توجه به معیارهای ورود و خروج از تحقیق، ۵۸ آزمودنی واجد شرایط در قالب دو گروه پرونیشن افزایش‌یافتهٔ پا (۲۹ نفر) و سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا (۲۹ نفر) تشخیص داده شدند. آنگاه بر همین اساس، یک گروه ۲۹ نفرهٔ دارای کف پای طبیعی نیز به‌صورت تصادفی از جامعهٔآماری انتخاب شدند. بنابراین در مجموع ۸۷ دانشجوی دختر غیرورزشکار در قالب سه گروه ۲۹ نفره (سوپینیشن افزایش‌یافته، پرونیشن افزایش‌یافته و پای طبیعی) در تحقیق شرکت کردند. شایان ذکر است، مواردی از جمله داشتن سابقهٔ جراحی (۱۰، ۱)، شکستگی، بیماری مفصلی و آسیب‌های لیگامنتی مچ پا در پای غالب فرد (۸)، شاخص تودهٔ بدنی غیرنرمال (خارج از محدودهٔ ۱۸ تا ۲۵)، شرکت در فعالیت‌های ورزشی منظم حداقل به مدت شش ماه قبل از تحقیق (۱۵) یا سابقهٔ ورزش حرفه‌ای و قهرمانی ورزشی (در سطح شهر، استان یا کشور)، ابتلا به هر گونه ناهنجاری قابل مشاهده در اندام تحتانی، داشتن سابقهٔ اختلالات حسی - حرکتی و مشکلات تعادلی، احساس درد، تورم یا بی‌ثباتی در مچ پای غالب (۸)، وجود محدودیت حرکتی (دورسی فلکشن کمتر از ۲۰ درجه) (۳۳)، ابتلا به عفونت گوش داخلی، وجود اختلالات بینایی اصلاح‌نشده توسط عینک، سابقهٔ صدمات مغزی (۳۱)، از معیارهای خروج افراد از تحقیق حاضر بود که براساس اظهارات فرد (در قالب پرسشنامه) و اندازه‌گیری‌های آزمون‌گر مشخص شده و در صورت وجود هر یک از موارد مذکور از ورود فرد به مطالعه ممانعت به‌عمل آمد.

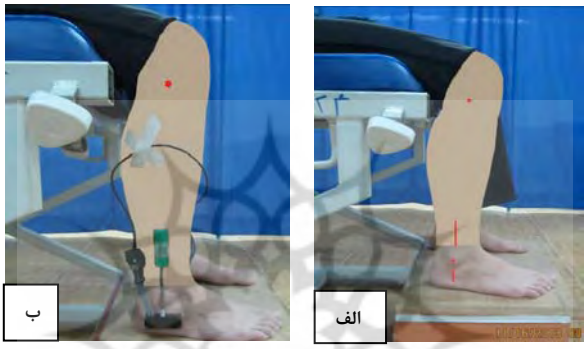
تمام ارزیابی‌ها در آزمایشگاه حرکات اصلاحی دانشکدهٔ تربیت بدنی دانشگاه تهران صورت گرفت. تمامی آزمودنی‌ها قبل از شروع اندازه‌گیری‌ها از اهداف و روش تحقیق آگاه شدند و راهنمایی‌های لازم در زمینهٔ چگونگی انجام مراحل آزمون به آنان ارائه شد تا حتی‌الامکان از تأثیر عواملی همچون عدم آشنایی با کار یا عدم دقت و تمرکز در حین انجام تست جلوگیری شود. آزمودنی‌ها پس از تکمیل فرم رضایت-نامه، وارد تحقیق شدند. شایان ذکر است که بازسازی زاویهٔ مفصل مچ بر روی پای غالب فرد صورت گرفت که به‌منظور تعیین پای غالب فرد از آزمودن بالا رفتن از پله استفاده شد (۲۱).

پس از اندازه‌گیری قد و وزن آزمودنی‌ها به‌منظور تعیین ناهنجاری‌های پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافته یا طبیعی بودن قوس طولی داخلی کف پا، از شاخص افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش توصیفی برادی[1] استفاده شد (۱۷). این روش از روش‌های رایج اندازه گیری بوده و از اعتبار و تکرارپذیری (ICC=۰/۹۱) (۳۱) بالایی برخوردار است؛ به‌گونه ای که گزارش شده (۲۳)، تفاوت معناداری بین این روش با عکس رادیوگرافی وجود ندارد (P=۰/۶۱۴).

برای این اندازه گیری، از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه روی صندلی بنشیند و پای خود را روی جعبه‌ای با ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر قرار دهد. ارتفاع صندلی به‌گونه‌ای تنظیم می‌شد که زاویهٔ ران و زانو در حالت ۹۰ درجه قرار گیرد. مفصل ران در این وضعیت هیچ‌گونه ابداکشن و اداکشن نداشته و در حالت معمولی قرار داشت. در چنین وضعیتی، مفصل مچ پای غالب فرد می‌بایست در وضعیت خنثی قرار می گرفت. به‌منظور تعیین وضعیت خنثی مفصل سابتالار، آزمودنی پای خود را کمی از زمین بلند کرده و آزمونگر انگشت شست و نشانهٔ دست خود را جلوی لبهٔ قدامی نازک نی و قسمت قدامی و تحتانی قوزک داخلی قرار می‌داد و لبه‌های داخلی و خارجی برجستگی قاپ را لمس می‌کرد. در این وضعیت آزمودنی به‌آرامی پای خود را به سمت اینورژن و اورژن حرکت می‌داد تا جایی که برآمدگی زیر دو انگشت شست و نشانه برابر احساس شوند. در این وضعیت مفصل سابتالار در وضعیت خنثی قرار می‌گرفت (۲۰). در همین وضعیت برجستگی استخوان ناوی مشخص و علامت‌گذاری شد و با خط‌کش فاصلهٔ برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی‌متر اندازه‌گیری و ثبت شد. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد با حفظ وضعیت مچ پا به‌گونه‌ای بایستد که تمام وزن روی پای مورد آزمایش قرار گیرد. در این حالت نیز فاصلهٔ برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه اندازه‌گیری و ثبت شد. اختلاف فاصلهٔ برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت تحمل وزن و عدم تحمل وزن میزان افتادگی استخوان ناوی آزمودنی را نشان می‌داد. اندازه‌گیری میزان افت استخوان ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام گرفت و از میانگین آنها به‌منظور طبقه‌بندی افراد در گروه‌های سه‌گانهٔ تحقیق استفاده شد. اگر میزان افت استخوان ناوی آزمودنی بین ۵ تا ۹ میلی‌متر بود در گروه پای طبیعی، اگر مساوی یا بیشتر از ۱۰ میلی‌متر بود در گروه پرونیشن افزایش‌یافتهٔ پا و اگر مساوی یا کمتر از ۴ میلی‌متر بود در گروه سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا قرار می‌گرفت (۲۰، ۱۹، ۲).

1. Brody

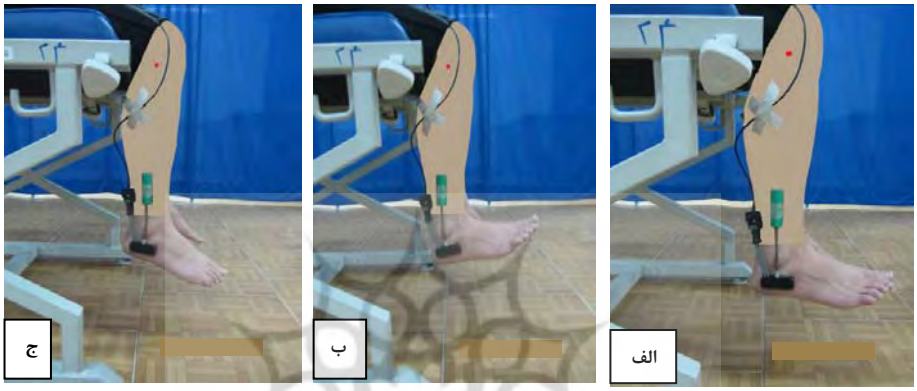
پس از اندازه‌گیری افت استخوان ناوی، برای اندازه‌گیری خطای مطلق بازسازی زاویهٔ مفصل مچ پا، از الکتروگونیامتر مدل SG110A استفاده شد. این وسیله از اعتبار (۰/۹۵ - ۰/۹۳≤r) و تکرارپذیری (۰/۹۸ - ۰/۹۷≤ICC) بالایی در اندازه گیری زاویهٔ مفصلی مچ پا برخوردار است (۱۸). به‌منظور اتصال الکتروگونیامتر به پا در وضعیت نشسته برجستگی‌های سر استخوان نازک‌نی و قوزک خارجی پای غالب مشخص و علامت‌گذاری شدند. یکی از پایه‌های الکتروگونیامتر بالاتر از قوزک خارجی روی محوری که سر استخوان درشت‌نی را به قوزک خارجی وصل می‌کند و پایهٔ دیگر آن در امتداد این محور در زیر قوزک خارجی قرار گرفت (۲۶).



شکل ۱. نحوهٔ مارکرگذاری (الف) و اتصال الکتروگونیامتر به پا (ب)

به‌منظور اندازه‌گیری خطای مطلق بازسازی زاویهٔ مفصل مچ پا، فرد وضعیت نشستهٔ خود را حفظ می‌کرد و ارتفاع و پشتی صندلی به‌گونه‌ای تنظیم می‌شد که ران و زانو در وضعیت ۹۰ درجه قرار گیرد. طی آزمون فرد به پشتی صندلی تکیه می‌داد و سر و گردن ثابت و بدون حرکت در راستای تنه قرار داشت. زوایای هدف به‌منظور اندازه‌گیری خطای مطلق بازسازی زاویهٔ مفصل مچ پا زاویهٔ ۱۰ درجه دورسی فلکشن و ۲۰ درجه پلانتار فلکشن در نظر گرفته شد (۱۴). به‌منظور بازسازی زاویهٔ ۱۰ درجه دورسی فلکشن، ابتدا از آزمودنی خواسته شد تا با چشمان باز سه مرتبه مچ پای خود را تا زاویهٔ هدف حرکت دهد و ۵ ثانیه در همان وضعیت نگه دارد و زاویهٔ هدف را به ذهن بسپارد (۲۹، ۲۲). سپس به‌منظور حذف مداخله‌گر بینایی چشمان فرد با چشم‌بند بسته شده و پس از ۷ ثانیه مکث، فرد به‌صورت فعال زاویهٔ هدف را بازسازی می‌کرد و هنگامی‌که به زاویهٔ هدف می‌رسید، با گفتن کلمهٔ«اینجا» آزمونگر را مطلع می‌کرد. میزان اختلاف بین زاویهٔ ایجادشده در بازسازی زاویهٔ مفصل مچ پا با زاویهٔ هدف،

به‌عنوان زاویهٔ خطا[1] بدون در نظر گرفتن مثبت یا منفی بودن جهت به‌عنوان خطای مطلق در نظر گرفته شد. این حرکت سه بار تکرار شد و در نهایت میانگین سه زاویهٔ خطای به‌دست‌آمده به‌عنوان رکورد در نظر گرفته شد. پس از یک دقیقه استراحت، زاویهٔ ۲۰ درجه پلانتار فلکشن به همین صورت بازسازی شد. به‌منظور پیشگیری از یادگیری که ممکن بود پس از هر حرکت اتفاق بیفتد، هیچ‌گونه بازخوردی در مورد عملکرد آزمودنی‌ها به آنها داده نمی‌شد.



شکل ۲. آزمون بازسازی زوایای مفصلی دورسی فلکشن (ب) و پلانتار فلکشن (ج) از وضعیت شروعی (الف)

در نهایت پس از جمع آوری اطلاعات، داده‌های مربوط به ویژگی‌های آزمودنی‌ها مانند سن، قد، وزن و همچنین متغیرهای تحقیق، در دو بخش آماری توصیفی و استنباطی در نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۸ در سطح معناداری ۹۵ درصد با آلفای کوچک‌تر یا مساوی با ۰/۰۵ تجزیه‌وتحلیل شد و از آزمون آماری کروکسال والیس[2] برای مقایسهٔ سه گروه استفاده شد.

یافته ها

اطلاعات مربوط به سن، قد، وزن و شاخص تودهٔ بدنی آزمودنی‌ها در قالب سه گروه مجزا به‌منظور شناخت بیشتر ویژگی‌های آزمودنی‌ها و مقایسهٔ این سه گروه با یکدیگر، در جدول ۱ ارائه شده است. شایان ذکر است نتایج آزمون تحلیل واریانس یکطرفه[3] نشان داد که در شاخص های مذکور بین سه گروه تفاوت معناداری وجود نداشت (P>۰/۰۵).

1 . Error angle
2 . Kruskal-wallis
3 . One-way ANOVA

میانگین افت استخوان ناوی آزمودنی‌ها در گروه پرونیشن افزایش‌یافته ۰/۶۳±۱۰/۳۲ میلی‌متر، گروه سوپینیشن افزایش‌یافته ۰/۸۰±۳/۲۶ میلی‌متر و افراد با پای طبیعی ۰/۹۰±۶/۲۵ میلی‌متر بود.

نتایج آزمون کولموگروف اسمیرنوف نشان داد که داده‌های مربوط به بازسازی زاویه‌ای دورسی و پلانتار فلکشن از توزیع نرمال برخوردار نیستند (P=۰/۰۱). ازاین‌رو به‌منظور مقایسهٔ خطای مطلق بازسازی زاویهٔ ۱۰ درجه دورسی فلکشن و ۲۰ درجه پلانتار فلکشن بین سه گروه پرونیشن افزایش‌یافته، سوپینیشن افزایش‌یافته و افراد دارای پای طبیعی از آزمون غیرپارامتریک کروسکال والیس استفاده شد. نتایج آزمون کروسکال والیس به‌منظور مقایسهٔ میانگین خطای مطلق بازسازی زاویهٔ ۱۰ درجه دورسی فلکشن بین سه گروه در جدول ۲ ارائه شده است که نشان می‌دهد تفاوت معناداری بین گروه‌های تحقیق وجود ندارد (P=۰/۳۸).

جدول ۲. نتایج آزمون کروسکال والیس برای بازسازی زاویهٔ ۱۰ درجه دورسی فلکشن

گروه	انحراف استاندارد ± میانگین	مقدار خی‌دو	درجهٔ آزادی	سطح معناداری
پرونیشن	۱/۹۵ ± ۱/۷۱	۱/۹۰	۲	۰/۳۸
سوپینیشن	۲/۱۳ ± ۲/۰۹			
پای طبیعی	۱/۵۰ ± ۱/۳۲			

نتایج آزمون کروسکال والیس به‌منظور مقایسهٔ میانگین خطای مطلق بازسازی زاویهٔ ۲۰ درجه پلانتار فلکشن بین سه گروه نیز در جدول ۳ نشان داد که تفاوت معناداری بین گروه‌های مذکور وجود ندارد (P=۰/۵۸).

جدول ۳ . نتایج آزمون کروسکال والیس برای بازسازی زاویهٔ ۲۰ درجه پلانتار فلکشن

گروه	انحراف استاندارد ± میانگین	مقدار خی‌دو	درجهٔ آزادی	سطح معناداری
پرونیشن	۲/۹۶ ± ۲/۳۵	۱/۰۷	۲	۰/۵۸
سوپینیشن	۲/۲۲ ± ۱/۷۳			
پای طبیعی	۲/۲۷ ± ۱/۴۶			

بحث

تحقیق حاضر نشان داد که دقت عملکرد حس وضعیت مفصل مچ پا در بازسازی زوایای ۱۰ درجه دورسی فلکشن و ۲۰ درجه پلانتار فلکشن بین دانشجویان دختر دارای ناهنجاری‌های پرونیشن افزایش‌یافتهٔ پا، سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا و پای طبیعی تفاوتی ندارد. تحقیقات در خصوص تأثیر ناهنجاری‌های پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا بر حس وضعیت مفاصل بسیار ناچیز است و تحقیقات پیشین به‌طور مستقیم به بررسی تأثیر این ناهنجاری‌ها بر عملکرد حس عمقی مفصل مچ پا نپرداخته اند و تنها تعداد معدودی از تحقیقات تأثیر ناهنجاری های مذکور بر ثبات ایستا و پویا را بررسی کرده‌اند (۲۲، ۱۹، ۹). هرچند مبانی نظری حاکی از ارتباط نزدیک بین ناهنجاری های پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا و نقص در برخی از جنبه‌های عصبی- عضلانی همچون حس عمقی، قدرت عضلانی و کنترل پاسچر است (۲۰)، نتایج تحقیق حاضر حاکی از عدم کاهش دقت عملکرد حس وضعیت مفصل مچ پا در افراد دچار ناهنجاری در مقایسه با افراد دارای پای طبیعی بود که این مسئله از دو منظر قابل بررسی است.

اول، اگر بر طبق مبانی نظری بپذیریم که دقت عملکرد حس وضعیت مچ پا در افراد دچار ناهنجاری‌های پرونیشن و سوپینیشن افزایش یافته پا دچار کاهش شده است، مشاهده می‌کنیم که نتایج تحقیق حاضر با مبانی نظری همخوانی ندارد. بنابراین با توجه به این موضوع که تحقیق مشابهی وجود ندارد و نتایج تحقیق حاضر نیز با مبانی نظری موجود در تضاد است، در ادامه برخی از مهم‌ترین دلایل احتمالی در توجیه کسب نتایج تحقیق ذکر می شود:

۱. محدود بودن دامنهٔ حرکتی مچ پا و در پی آن کوچک بودن زوایای هدف به‌منظور بازسازی زاویهٔ مفصل، یکی از عوامل احتمالی است که ممکن است در چرایی کسب نتایج تحقیق تأثیرگذار بوده باشد. در واقع، دامنهٔ کوچک حرکتی در مفصل مچ پا نسبت به مفاصلی همچون زانو و بازو می تواند منبعی برای بروز خطا در آزمون بازسازی زاویه ای این مفصل باشد؛ زیرا منطقی است که در یک دامنهٔ کوچک حرکتی مثل دورسی و پلانتار فلکشن، محدودهٔ خطای آزمودنی ها بسیار به یکدیگر نزدیک باشد و ازاین‌رو این احتمال وجود دارد که این عامل سبب نزدیک بودن میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ای در بین گروه های سه‌گانهٔ تحقیق بوده باشد. براساس این احتمال به‌نظر می رسد اندازه گیری حس عمقی مفصل مچ پا براساس بازسازی زاویه ای این مفصل (حتی با وسایل دقیق آزمایشگاهی) با این

نقیصهٔ کلی روبه‌روست.

۲. استفاده از زنجیرهٔ حرکتی باز به‌منظور بازسازی زاویهٔ مفصل مچ پا، می تواند یکی دیگر از عوامل دخیل در کسب نتایج تحقیق حاضر باشد. در واقع، در مستندات نظری عنوان شده است که بیشترین درگیری گیرنده های حس عمقی در زنجیرهٔ حرکتی بسته روی می دهد. ازاین‌رو گمان می رود استفاده از زنجیرهٔ حرکتی باز در انجام آزمون بازسازی زاویه ای مفصل مچ پا نتوانسته است موجب درگیری حداکثری گیرنده های حس عمقی شود و به همین دلیل تفاوتی بین گروه های تحقیق در میزان دقت عملکرد این حس دیده نشده است. البته ممکن است این سؤال ایجاد شود که چرا در تحقیق حاضر، آزمون بازسازی زاویه ای مفصل مچ پا در زنجیرهٔ بسته انجام نگرفت. در این زمینه باید گفت اگرچه درگیری حس وضعیت مفصل در زنجیرهٔ بسته بیشتر از زنجیرهٔ باز است این مشکل اساسی وجود دارد که دروندادهای حاصل از مفاصل مجاور (ران و زانو) بر عملکرد حس وضعیت مفصل مچ پا تأثیرگذار بوده (۲۰) و تفسیر نتایج به‌دست‌آمده از بازسازی زاویه ای این مفصل را با مشکل روبه‌رو سازند. ازاین‌رو درصورتی‌که بتوان بدون درگیر کردن مفاصل مجاور، به بازسازی زاویه ای مفصل مچ پا در زنجیرهٔ بسته پرداخت، ممکن است نتایج متفاوتی نسبت به تحقیق حاضر به‌دست آید و تفاوت معنادار بین دقت عملکرد افراد دارای ناهنجاری‌های پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافته با افراد دارای کف پای طبیعی دیده شود.

۳. کم بودن میزان شدت ناهنجاری پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافته در تحقیق حاضر نیز از جمله مواردی است که ممکن است در معنادار نشدن تفاوت بین گروه ها اثرگذار باشد. در واقع در ارزیابی توزیع شدت افت استخوان ناوی در گروه های سه‌گانهٔ تحقیق مشاهده شد که افراد قرارگرفته در گروه های ناهنجار، در دامنه های اولیهٔ شدت ناهنجاری قرار دارند. به گونه ای که میانگین افراد دارای پرونیشن افزایش‌یافته برابر با ۰/۶۳±۱۰/۳۲ میلی متر (کمی بیشتر از ۹ میلی متر به‌عنوان معیار افراد ناهنجار)، و میانگین افراد دارای سوپینیشن افزایش‌یافته برابر با ۰/۸۰±۳/۲۶ میلی‌متر (کمی کمتر از ۴ میلی‌متر به‌عنوان معیار افراد ناهنجار) بوده است. بنابراین مشاهده می شود که افراد دچار ناهنجاری در هر یک از گروه های تحقیق دارای شدت زیاد ناهنجاری نیستند که این مسئله می تواند عامل کسب عدم تفاوت معنادار در میزان عملکرد حس وضعیت مفصل بین گروه های تحقیق باشد. بنابراین مدنظر قرار دادن این نکته در تحقیقات آینده توصیه می شود.

۴. حساسیت خنثی کردن مفصل سابتالار در روش افت ناوی به روش برادی نیز می تواند یکی دیگر از منابع خطا در تحقیق حاضر باشد. شایان ذکر است که آزمونگر پیش از انجام تحقیق حاضر، بارها نحوهٔ خنثی کردن مفصل سابتالار را تحت نظارت استادان مجرب تمرین کرد. با وجود این، همچنان این احتمال وجود دارد که به‌دلیل نیاز به تجربهٔ بالا در خنثی کردن این مفصل، اندازه گیری با روش برادی با خطا همراه بوده است. ازاین‌رو توصیه می شود در تحقیقات آتی به‌جز افزایش مهارت در این خصوص، میزان معیار خطای اندازه‌گیری[1] آزمونگر نیز تعیین شود.

از منظر دوم، بر خلاف ادبیات پیشینهٔ تحقیق، ممکن است در واقع ارتباطی بین ناهنجاری‌های پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا و کاهش دقت حس وضعیت مفصل مچ پا وجود نداشته باشد؛ به‌گونه ای که کات و همکاران (۲۰۰۵) اختلاف در پایداری انواع مختلف پا (پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافته و پای طبیعی) را به ساختار و بیومکانیک پا نسبت داده اند نه تغییرات گیرنده‌های حس عمقی (۱). در واقع با توجه به ساختار مچ پا، به‌دلیل وجود عضلات و رباط‌های زیاد، کپسول مفصلی گسترده و وجود مفاصل متعدد در این ناحیه، ممکن است ناهنجاری‌های پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا نتوانند دقت حس وضعیت مچ پا را دچار اختلال کنند. در تحقیق حاضر در بررسی ناهنجاری‌های پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا تنها مفصل سابتالار و میزان افت استخوان ناوی بررسی شد و تغییرات سایر مفاصل، رباط‌ها و عضلات درگیر در این ناهنجاری‌ها بررسی نشد. به‌دلیل ساختار پیچیده مچ پا، ممکن است سازگاری‌هایی ایجاد شده باشد که مانع نقص و کاهش دقت حس وضعیت مفصل مچ پا در افراد دچار ناهنجاری‌های پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافتهٔ پا شده باشد. همچنین با توجه به وجود گیرنده‌های حس عمقی در بافت‌های نرمی چون عضلات، رباط‌ها، پوست و همچنین مفاصل، به‌علت ساختار پیچیدهٔ مچ پا، تراکم گیرنده‌ها در این ناحیه بسیار بالاست و ممکن است نقص در یک یا چند مفصل یا عضله نتواند حس وضعیت مچ پا را دچار اختلال کند.

براساس نتایج تحقیق به‌طور کلی می توان گفت که به‌نظر می رسد از یک طرف، ناهنجاری‌های پرونیشن و سوپینیشن افزایش‌یافته نقش تعیین‌کننده ای در دقت عملکرد حس عمقی مفصل مچ پا نداشته باشند و تغییرات حاصله تنها از لحاظ ساختاری و بیومکانیکی باشد. از طرف دیگر ممکن است درصورتی‌که تحقیق حاضر در افرادی با شدت بیشتر ناهنجاری صورت گیرد و برای بازسازی زاویه ای

1.Standard error of measurement (SEM)

مفصل مچ پا از وسیله ای در زنجیرهٔ حرکتی بسته (اما بدون درگیر شدن مفاصل مجاور) استفاده شود، نتایج متفاوتی به‌دست آید.

منابع و مآخذ

۱.آزما، کامران. محمدی، فرشید. ناصح، ایمان. عمادی فرد، رضا. (۱۳۹۲). "بررسی اثر تمرینات نظامی بر حس عمقی مفصل مچ پا و رابطهٔ آن با آسیب‌های عضلانی اسکلتی در سربازان". ابن‌سینا، دورهٔ ۱۵، ش ۱، ص ۴۳-۳۷.

۲.تازجی خالقی، مهدی. شجاع‌الدین، صدرالدین. عباسی، علی. حسینی مهر، حسین. (۱۳۸۹). "مقایسهٔ زمان رسیدن به پایداری در ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج با تأکید بر ساختار پا و اطلاعات حسی". فصلنامهٔ المپیک، دورهٔ ۱۸، ش ۲، ص: ۸۵-۷۳.

۳.جدیدیان، علی اکبر. (۱۳۸۷). "مقایسهٔ حس وضعیت مفصل آرنج در مردان بسکتبالیست، ژیمناست و غیرورزشکار". پایان‌نامهٔ کارشناسی‌ارشد، دانشگاه تهران، دانشکدهٔ تربیت بدنی.

۴.حاجی محمدی، مهدی. کریمی، حسین. ترکمان، گیتی. فقیه‌زاده، سقراط. (۱۳۸۰). "اثر کاربرد کلینیکی سرما بر حس وضعیت مفصل زانو در افراد سالم". مجلهٔ علوم پزشکی مدرس، دورهٔ ۴، ش ۲، ص ۱۲۱-۱۱۵.

۵.خلخالی، مینو. قاسمی، مهری. طالبیان، زهرا. ابویی، مرضیه. (۱۳۸۳). "بررسی تأثیر تمرینات زنجیرهٔ حرکتی باز، بسته و تعادلی بر خطای حس عمقی مفصل زانو در زنان جوان سالم". مجلهٔ پژوهش در پزشکی، دورهٔ ۲۸، ش۲، ص: ۱۱۵-۱۹.

۶.رجبی، رضا. کریمی‌زاده اردکانی، محمد. (۱۳۹۱). "ساخت و تعیین پایایی وسیلهٔ جدید ایرانی برای اندازه‌گیری حس عمقی مفصل مچ پا". مطالعات طب ورزشی، ش ۱۲، ص ۵۲-۴۳.

۷.رجحانی شیرازی، زهرا. ثاتیان‌نژاد، فهیمه. همتی، لادن. (۱۳۹۱). "مقایسهٔ سرعت راه رفتن، زمان تعادل و حس وضعیت مفصل زانو ومچ پا در افراد سالم و بیماران مبتلا به دیابت نوع ۲". مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی گرگان، دورهٔ ۱۴، ش ۲، ص ۴۷-۴۳.

۸.رجحانی شیرازی، زهرا. شفایی، راضیه. آفرندیده، مرجان. (۱۳۹۰). "بررسی اثر ورزش‌های تعادلی بر حس عمقی مفاصل زانو و مچ پا و زمان تعادل بر یک پا در دانشجویان دختر سالم". مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان، دورهٔ ۱۰، ش ۴، ص ۲۹۸-۲۸۹.

۹.شجاع الدین، صدرالدین. صادقی، حیدر. خالقی تازجی، مهدی. عباسی، علی. (۱۳۸۷). "مقایسهٔ پایداری پویا در ناهنجاری‌های پای چرخیده به داخل و خارج در حرکت پرش-فرود". مجلهٔ علوم حرکتی و ورزش، دورهٔ ۶، ش ۱۱، ص ۲۸-۱۳.

۱۰.غیاثی، فاطمه. اکبری، اصغر. (۱۳۸۷). "مقایسهٔ اثرات زنجیره باز و بسته و زاویهٔ هدف بر حس وضعیت مفصل زانو در زنان و مردان سالم". مجلهٔ علمی دانشگاه علوم پزشکی گرگان، دورهٔ ۱۰، ش ۴، ص ۲۲-۲۸.

۱۱.فولادی، رز. رجبی، رضا. ناصری، نسرین. (۱۳۸۷). "بررسی حس عمقی مفصل زانوی زنان ورزشکار سالم در زمان‌های مختلف یک سیکل قاعدگی و تأثیر تیپینگ بر آن". پایان‌نامهٔ کارشناسی‌ارشد، دانشگاه تهران، دانشکدهٔ تربیت بدنی.

۱۲. فولادی، رز. رجبی، رضا. ناصری، نسرین. (۱۳۸۸). "مقایسهٔ دو وضعیت حرکتی فانکشنال در ارزیابی حس عمقی مفصل زانوی زنان ورزشکار سالم". مجلههٔ طب ورزش، دورهٔ ۱، ش ۱، ص ۱۳۵-۱۲۳.

۱۳.مرادی، علی. رجبی، رضا. مینونژاد، هومن. (۱۳۹۲). "اثر آنی کشش استاتیک و دینامیک عضلات چهارسر ران، همسترینگ و دوقلو بر حس وضعیت مفصل زانوی فوتبالیست‌های مرد دانشگاهی". پایان‌نامهٔ کارشناسی‌ارشد، دانشگاه تهران، دانشکدهٔ تربیت بدنی.

۱۴.مسلمی حقیقی، فرزانه. غفاری نژاد، فرحناز. (۱۳۸۴). "بررسی و مقایسهٔ حس عمقی مفصل مچ پا در زنان (۲۰ تا۳۰ ساله) سالم غیرورزشکار، ورزشکار با فعالیت پرشی و ورزشکار بدون فعالیت پرشی". مجله علوم پزشکی سمنان، دورهٔ ۷، ش ۱، ص: ۱۸-۱۳.

۱۵.یوسف‌زاده، عباس. خلخالی زاویهٔ، مینو. خادمی، خسرو. رحیمی، عباس. (۱۳۹۱). "بررسی حس عمقی مفصل زانو در تحرک بیش از حد عمومی مفصلی و مقایسهٔ آن با افراد سالم". مجلهٔ پژوهش در علوم توانبخشی، دورهٔ ۸، ش ۱، ص ۹-۱.

16. Boyle, J. and V. Negus. (1998). "Joint position sense in the recurrently sprained ankle". The Australian journal of Physiotherapy. 44(3): p. 159.

17. Brody, D. (1982). "Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner". The Orthopedic Clinics of North America. 13(3): p. 541.

18.Bronner, S. S. Agraharasamakulam, S. Ojofeitimi S. (2010). "Reliability and validity of a new ankle electrogoniometer". J Med Eng Technol. 34(5-6): p. 350-5.

18. Cote, K.P. M.E. Brunet, B.M.G. II, and S.J. Shultz. (2005). "Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability". Journal of Athletic Training. 40(1): p. 41.

19. Denyer, J.R. N.L. Hewitt, and A.C. Mitchell. (2013). "Foot structure and muscle reaction time to a simulated ankle sprain". Journal of Athletic Training. 48(3): p. 326-330.

20. Hertel, J. M.R. Gay, and C.R. Denegar. (2002). "Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types". Journal of Athletic Training. 37(2): p. 129.

21.Hoffman, M. and V. G. Payne. (1995). "The effects of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects". Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 21(2): p. 90-93.

22. Kiefer, G. L. Forwell, J. Kramer. (1998). "Birmingham, Comparison of sitting and standing protocols for testing knee proprioception". Physiotherapy Canada. 50(1): p. 30-34.

23.Kuhn, D. R., N. M. Bennett, A. D. Eldrige, J. F. Carpenterd. (2003). "The validity of Brody's navicular drop test". Department of Radiology, Logan College of Chiropractic. Chesterfield, Missouri, USA.

24. Lephart, S.M., D.M. Pincivero, J.L. Giraido, and F.H. Fu. (1997). "The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries". The American journal of Sports Medicine. 25(1): p. 130-137.

25. Liu, Y.-W., S.-C. Jeng, and A.J. Lee. (2005). "The influence of ankle sprains on proprioception". J Exerc Sci Fit. 3: p. 33-38.

26. Moriguchi, C. T. Sato, and H. Gil Coury. (2007). "Ankle movements during normal gait evaluated by flexible electrogoniometer". Revista Brasileira de Fisioterapia. 11(3): p. 205-211.

27.Reeraj, S. N. Bagul. (2012). "Ankle proprioception in individuals with knee osteoarthritis and normals". International Journal of Medical & Clinical Research. 3(5): p. 164.

28. Richie Jr, D.H. (2001). "Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control". a comprehensive review. The journal of Foot & Ankle Surgery. 40(4): p. 240-251.

29.Riemann, B.L. S.M. Lephart. (2002) "The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability". Journal of Athletic Training, 37(1): p. 71.

30. Rozzi, S.L. S.M. Lephart, W.S. Gear, and F.H. Fu. (1999). "Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players". The American journal of Sports Medicine. 27(3): p. 312-319.

31. South, M. and K.P. George. (2007). "The effect of peroneal muscle fatigue on ankle joint position sense". Physical Therapy in sport. 8(2): p. 82-87.

32.Spörndly-Nees, S., Dåsberg, B., Nielsen, R. O., Boesen, M. I., & Langberg, H. (2011). The Navicular position test – a reliable measure of the navicular bone position during rest and loading. International Journal of Sports Physical Therapy. 6(3): 199-205.

33. Stauffer, R.N. E.Y. Chao, and A.N. Györ. (1977). "Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint". Clinical Orthopaedics And Related Research. 126: p. 246-255.
34. Tsai, L.-C. B. Yu, V.S. Mercer, and M.T. Gross. (2006). "Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control". Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 36(12): p. 942-953.
35. Yalcin, E. A. Kurtaran, B. Selcuk, B. Onder, M.O. Yildirim, and M. Akyuz. (2012). "Isokinetic measurements of ankle strength and proprioception in patients with flatfoot". Isokinetics & Exercise Science. 20(3): p. 167-171.
36.Youdas, J. W, T. J. McLean, D. A Krause, J. H. Hollman. (2009). "Changes in active ankle dorsiflexion range of motion after acute inversion ankle sprain". J Sport Rehabil. 18(3): p. 358-74.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی