مقاله پژوهشی

تاثیر هایپرپرونیشن پا بر راستای ستون فقرات در وضعیت ایستاده

خاطره فرخ منش[1]، دکتر محمد صادق قاسمی[2]، دکتر حسن سعیدی[3]، دکتر مسعود رودباری[4]، رضا عمادی فر[5]

1- کارشناس ارشد ارتوز و پروتز، دانشگاه علوم پزشکی تهران
2- دکترای بیومکانیک، استادیار دانشگاه علوم پزشکی تهران
3- دکترای ارتوز و پروتز، عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی تهران
4- دکترای آمار زیستی، مرکز تحقیقات مقاومتهای میکروبی، دانشکده مدیریت و اطلاع رسانی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
5- کارشناس ارشد ارتوز و پروتز، مربی دانشگاه علوم پزشکی ارتش

چکیده

زمینه و هدف: طبق مشاهدات کلینیکی، هایپرپرونیشن پا بسیار شایع است و می‌تواند سبب راستای نامناسب اندام تحتانی شود. این امر در ایستادن و راه رفتن، نقص‌های عملکردی و ساختاری بدن ایجاد می‌کند. هدف از این مطالعه بررسی تاثیر هایپرپرونیشن پا بر راستای ستون فقرات، در وضعیت ایستاده بود.

روش بررسی: 35 مرد سالم 18 تا 30 سال در این مطالعه شرکت نمودند. ارزیابی توسط دو آزمون‌گر در 4 وضعیت ایستایی (سطح صاف و گوه‌های 10، 15 و 20 درجه) با دستگاه آنالیز حرکتی زبریس انجام گرفت. هر یک از روش‌های اندازه‌گیری فوق 3 مرتبه تکرار شد. برای تجزیه و تحلیل آماری SPSS نسخه 17 و آزمون‌های تی زوجی، آنالیز واریانس با داده‌های تکراری استفاده گردید.

یافته‌ها: میان همه‌ی مدها در متغیرهای زاویه ساکرال، شیب لگنی، لوردوز کمری و کایفوز پشتی (به جز در میان مد اول و دوم) اختلاف معنی دار آماری دیده شد($P <0/0083$). در نهایت یک گرایش مثبت برای آزمون‌گرها و همه‌ی متغیرها، با افزایش مقدار زاویه گوه به دست آمد.

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه نشان داد با افزایش دو طرفه پرونیشن پا، زاویه ساکرال، شیب لگنی، لوردوز کمری و کایفوز پشتی افزایش یافتند که در حقیقت هر کدام، یک پدیده جبرانی محسوب می‌شد.

کلید واژه ها: پاسچر، هایپرپرونیشن، راستای ستون فقرات، گوه‌ها، دستگاه آنالیز حرکتی زبریس

(ارسال مقاله1390/5/6،پذیرش مقاله 1391/3/20)

نویسنده مسئول: تهران، میرداماد، میدان مادر، خیابان شهید شاه نظری، کوچه نظام، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران.
Email: M-ghasemi@tums.ac.ir

مقدمه

راستای پا به عنوان انتهایی‌ترین بخش در زنجیره حرکتی اندام تحتانی و تکیه گاهی برای حفظ تعادل، نقش مهمی در ایستادن و راه رفتن فرد دارد(1). بیومکانیک طبیعی پا می‌تواند در نتیجه عملکرد غیرطبیعی مفصل ساب تالار از هم گسیخته گردد. در یک زنجیره کینماتیکی بسته، پرونیشن مفصل ساب تالار با ادداکشن و پلانتار فلکشن تالوس و ایورژن کالکانئوس همراه است.

ایورژن یک طرفه یا دوطرفه کالکانئوس می‌تواند سبب ایجاد وضعیت‌های پاتولوژیکی در ستون فقرات گردد(2). مطالعات نشان داده‌اند که در یک زنجیره حرکتی بسته در افراد سالم، هایپرپرونیشن پا سبب چرخش داخلی ساق و ران و در نتیجه منجر به افزایش آنتی‌ورژن لگن می‌شود(2, 3) که این در راه رفتن، دویدن، بالارفتن و پایین آمدن از پله‌ها که نیروهای بیشتری وارد می‌شود منجر به تغییرات کینماتیکی بیشتری می‌شود.

گفته می‌شود که وضعیت لگن کلید اصلی راستای پاسچرال مناسب است(4) و به عنوان یک واسطه میان ستون فقرات و اندام تحتانی عمل می‌کند. از طرفی وضعیت لگن با موقعیت مهره‌های کمری ارتباط زیادی دارد(5).

زمانی که مرکز ثقل بدن از راستای ایده‌آل خود خارج شود تا به وضعیت با ثبات و پایدار برسد از استراتژی‌های پاسچرال جبرانی استفاده می‌شود تا مرکز جاذبه به وضعیتی با ثبات درون محدوده تکیه گاه باز گردد(6).

راستای پا نیز باید به عنوان یک عامل مهم و موثر مورد توجه قرار بگیرد به این علت که تغییرات پاسچری اندام‌های تحتانی می‌تواند منجر به ایجاد تغییرات پاسچرال مجموعه

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

کمری- لگنی شود و خطر پیشرفت کمردرد را نیز افزایش دهد(7). ستون فقرات نیز ذاتا یک ساختمان بی ثبات است(8).

عدم ثبات ستون فقرات یک موضوع پیچیده است که هنوز به خوبی شناخته شده نیست. از این رو نیاز به مطالعات بیومکانیکی و فیزیولوژیکی بیشتری در این زمینه است. قوس‌های ستون فقرات سبب ایجاد انعطاف، تحرک و ثبات می‌شوند واگر هر یک از این قوس‌ها دچار مشکل شوند عملکرد ستون فقرات مختل می‌شود(9). در مطالعات گذشته ارتباط میان هایپرپرونیشن پا و راستای اندام تحتانی و موقعیت لگن بررسی شده است.

بر اساس مشاهدات بالینی، هایپرپرونیشن پا بسیار شایع است و می‌تواند راستای نامناسب اندام تحتانی را به وجود آورد. این مسئله می‌تواند در ایستادن و راه رفتن، نقص‌های عملکردی و ساختاری بدن را موجب شود. شناخت ساختار بیومکانیکی هر بخش از بدن به منظور پیشگیری و درمان موثر هر بخش از سیستم اسکلتی – عضلانی بدن حائز اهمیت است(10). هیچ گونه شواهد ثبت شده‌ای مبنی بر وجود ارتباط میان هایپرپرونیشن پا و راستای ستون فقرات وجود ندارد ولی با توجه به این که اجزای بدن مانند حلقه‌های به هم پیوسته یک زنجیرند که هر جزء روی دیگری تأثیر می‌گذارد، این احتمال وجود دارد که تغییر راستای پا راستای ستون فقرات را نیز تغییر دهد و زمانی که قوس‌های ستون فقرات تغییر کنند، ستون فقرات به سمت بی ثباتی پیش خواهد رفت(11) و می‌تواند اختلالات تعادلی و ناهنجاری‌های ساختاری را در فرد ایجاد کند.(12)

با توجه به این که تا به حال در این زمینه مطالعه‌ای یافت نشده است، این پژوهش با هدف بررسی تأثیرهایپرپرونیشن پا بر راستای ستون فقرات انجام گرفت.

روش بررسی

این پژوهش یک مطالعه مداخله‌ای بود که بر روی 35 نفر از مردان سالم با دامنه سنی 30-18 سال انجام گرفت. نحوه نمونه‌گیری به صورت تصادفی ساده و به روش نمونه‌گیری از افراد مراجعه کننده بود. در این مطالعه معیارهای ورود برای آزمودنی‌ها عبارت بودند از: عدم سابقه جراحی اندام‌های تحتانی و ستون فقرات، عدم وجود بیماری‌های عضلانی – اسکلتی، عدم وجود بیماری‌های نورولوژیکی که تعادل پاسچرال را تحت تاثیر قرار می‌داد، عدم وجود درد و ناراحتی یا آسیب در مچ پا، لگن و ستون فقرات در حداقل یکسال گذشته.

در صورت داشتن بیماری‌های التهابی، آتروفی عضلانی و تومور، در صورت مصرف داروهایی که تعادل یا سیستم عصبی مرکزی را تحت تاثیر قرار می‌داد، بدشکلی‌های ستون فقرات مانند اسکولیوز، ناهنجاری‌های ساختاری در اندام‌های تحتانی، اختلاف طول اندام تحتانی بیشتر از 5 میلی‌متر، کمردردهای حاد یا مزمن، نمونه مورد نظر از ادامه کار حذف می‌شد.

از دستگاه آنالیز حرکتی اولتراسونیک زبریس (Zebris) برای ثبت پاسچر و شکل ستون فقرات و اندازه‌گیری متغیرهای مورد نظر استفاده شد. قبل از شروع آزمون، ابتدا وضعیت دستگاه اندازه‌گیری برای تعریف موقعیت آن نسبت به زمین، کالیبره شد و در صورت لغزش دستگاه اندازه‌گیری یا مارکر مرجع، کالیبراسیون جدید نیاز بود. نام و مشخصات فرد وارد سیستم و در آن جا ثبت و ذخیره شد. فرد مورد مطالعه با پوششی که ستون فقرات او کاملا دیده می‌شد در فاصله 80 سانتی‌متری نسبت به دستگاه حسگر، یک بار بر روی سطح صاف و سپس بر روی گوه‌های10 و15 و20 درجه در وضعیتی کاملا راحت می‌ایستاد.

مارکر مرجع(Reference Marker) با یک نوار ولکرو برای برطرف کردن نوسانات وضعیت بدن در هنگام اندازه‌گیری با استفاده از قلم اشاره‌گر اولتراسوند به بدن فرد وصل می‌شد. وضعیت قرارگیری آزمون‌گر نیز ترجیحا سمت مقابل مارکر مرجع بود. پس از مشخص شدن نقاط آناتومیکی بدن فرد توسط آزمون‌گر با فشار قلم اشاره‌گر نقاط آکرومیون شانه (چپ و راست) و زوائد خاری خاصره‌ای قدامی فوقانی و خلفی فوقانی لگن (چپ و راست) و در صورت نیاز، دیگر نقاط آناتومیکی وارد سیستم می‌شدند. 1 ثانیه طول می‌کشید تا هر نقطه وارد شده بر روی صفحه نمایش ظاهر شده و یک سیگنال صوتی کوتاه داده می‌شد. در این تحقیق از زائده خاری مهره C7 به عنوان نقطه شروع انحنا و از زائده خاری مهره S3 به عنوان نقطه انتهایی قوس استفاده شد. پس از مشخص شدن نشانه‌های استخوانی مورد نیاز، نوک قلم اشاره‌گر از C7 تا S3 را بر روی زوائد خاری ستون فقرات کشیده و در نهایت شکل ستون فقرات فرد در این وضعیت اسکن و بر روی کامپیوتر نشان داده می‌شد. این اندازه‌گیری‌ها توسط 2 آزمون‌گر انجام گرفت و هر یک از روش‌های اندازه‌گیری فوق نیز 3 مرتبه تکرار شد.

اطلاعات به دست آمده با نرم افزار SPSS نسخه 17 مورد تحلیل قرار گرفت. برای بررسی نرمال بودن توزیع متغیرها از آزمون کولموگروف – اسمیرنوف و برای مقایسه داده‌های مستقل (یک روش و چند زاویه) از آزمون تی زوج و به منظور

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

بررسی اثر هر یک از گوه‌ها توسط دو آزمون‌گر از آنالیز واریانس داده‌های تکراری استفاده شد. این طرح توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی تهران تأیید و تمامی اصول اخلاقی در کلیه مراحل کار رعایت شد.

یافته‌ها

در این مطالعه میانگین سنی آزمودنی‌ها 22/8 سال، وزن 78 کیلوگرم، قد177 سانتی‌متر و شاخص توده ی بدنی 24/8 کیلوگرم بر متر مربع بود(جدول 1). آزمون کولموگراف – اسمیرنوف نشان داد که توزیع همه متغیرها از توزیع نرمال پیروی کرده است بنابراین برای تجزیه و تحلیل این متغیرها از آزمون‌های پارامتریک استفاده شد. به منظور بررسی اثر هر یک از گوه‌ها توسط دو آزمون‌گر از آزمون آنالیز واریانس با داده‌های تکراری و در نهایت برای مقایسه هر متغیر در 4 وضعیت مختلف ارزیابی توسط آزمون‌گرها از آزمون تی زوجی استفاده شد(جدول 2). برای بررسی اختلاف موجود بین چهار متغیر از مقایسه دو به دوی متغیرها (قانون بونفرنی) استفاده شد و سطح معنی‌داری آزمون بونفرونی برای 6 مقایسه دو به دو و سطح خطای 0/05 برابر با 0/0083 شد ($\alpha' = \frac{0/05}{6} = 0/0083$).

بنابراین هر جا سطح معنی‌داری مقایسه‌های دو به دو از مقدار اخیر کم‌تر بوده معنی دار و در غیر این صورت معنی‌دار نبوده است. میان دو آزمون‌گر در ارزیابی متغیرها اختلافی دیده نشد. (P <0/0083). مقدار P برای متغیر زاویه ساکرال برابر 0/916، شیب لگنی برابر 0/946، لوردوز کمری برابر 0/937 و کایفوز پشتی برابر با 0/978 شد. در نهایت نتایج به دست آمده از آزمون تی زوجی نشان داد که میان همه مدها برای متغیرهای زاویه ساکرال، شیب لگنی و لوردوز کمری و متغیر کایفوز پشتی (به استثنای مد اول و دوم) اختلاف معنی دار وجود داشته است. مقدار P برای همه‌ی متغیرها برابر با 0/000 (P <0/0083)، ولی میان مد اول و دوم برای متغیر کایفوز پشتی برابر با 0/017 (P >0/0083) شد(جدول3و4). در نهایت یک گرایش مثبت برای آزمون‌گرها و متغیرهای زاویه ساکرال، شیب لگنی، لوردوز کمری و کایفوز پشتی با افزایش مقدار زاویه گوه به دست آمد.

جدول1- شاخص‌های مرکزی و پراکندگی متغیرهای مطالعه

متغیر	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر
سن (سال)	22/8	2/89	18	28
وزن (کیلوگرم)	78	7/77	61/8	93/5
قد (سانتیمتر)	177	4/98	168	187
توده بدنی (BMI)	24/8	2/73	19/8	31/2

BMI=Body Mass Index

جدول2- مقایسه متغیرها در چهار وضعیت ایستایی فرد بر روی سطح صاف، گوه 10، 15 و 20 درجه با دو آزمونگر (انحراف معیار ± میانگین)

متغیر	آزمونگر	سطح صاف (انحراف معیار ±میانگین)	گوه 10درجه (انحراف معیار ±میانگین)	گوه 15درجه (انحراف معیار ±میانگین)	گوه 20درجه (انحراف معیار ±میانگین)
زاویه ساکرال	آزمونگر 1	30/2 ± 5/21	32/8 ± 5/45	34/5 ± 5/50	36/8 ± 5/56
	آزمونگر 2	30/5 ± 5/75	32/7 ± 5/31	34/7 ± 5/65	36/9 ± 5/78
شیب لگنی	آزمونگر 1	34/6 ± 5/24	37/3 ± 5/33	39/0± 4/94	40/0 ± 5/23
	آزمونگر 2	34/7 ± 5/23	37/3 ± 5/36	39/0± 4/92	40/2 ± 5/40
لوردوز کمری	آزمونگر 1	33/9 ± 4/75	35/7 ± 4/15	38/0± 4/30	40/5 ± 4/61
	آزمونگر 2	33/9 ± 4/71	35/9 ± 4/06	38/2± 4/25	40/4 ± 4/62
کایفوز پشتی	آزمونگر 1	31/2 ± 5/32	31/9 ± 5/19	33/4 ± 5/78	34/8 ± 5/52
	آزمونگر 2	31/0 ± 5/00	32/1 ± 5/15	33/4± 5/77	34/8 ± 5/66

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

جدول3- مقایسه زاویه ساکرال، شیب لگنی افراد، در وضعیت‌های ایستاده بر سطح صاف و گوه‌های 10 و 15 و 20 درجه

متغیر	مقدار آزمون t زاویه ساکرال	سطح معناداری زاویه ساکرال	مقدارآزمون t شیب لگنی	سطح معناداری شیب لگنی
سطح صاف و گوه 10درجه	-9/828	0/000	-7/987	0/000
سطح صاف و گوه 15درجه	-17/394	0/000	-14/113	0/000
سطح صاف و گوه 20درجه	-28/282	0/000	-19/807	0/000
گوه 10 و 15 درجه	-8/960	0/000	-7/257	0/000
گوه 10 و 20 درجه	-15/539	0/000	-8/444	0/000
گوه 15 و 20 درجه	-16/694	0/000	-4/486	0/000

جدول4- مقایسه میزان لوردوز کمری و کایفوز پشتی افراد، در وضعیت‌های ایستاده بر سطح صاف و گوه‌های 10 و 15 و 20 درجه

متغیر	مقدار آزمون t لوردوز کمری	سطح معناداری لوردوز کمری	مقدارآزمون t کایفوز پشتی	سطح معناداری کایفوز پشتی
سطح صاف و گوه 10درجه	-5/962	0/000	-2/448	0/017
سطح صاف و گوه 15درجه	-14/387	0/000	-6/198	0/000
سطح صاف و گوه 20درجه	-23/346	0/000	-10/315	0/000
گوه 10 و 15 درجه	-9/993	0/000	-6/032	0/000
گوه 10 و 20 درجه	-17/959	0/000	-8/365	0/000
گوه 15 و 20 درجه	-14/829	0/000	-7/646	0/000

بحث

در برخی تحقیقات گذشته برای ایجاد هایپرپرونیشن از گوه‌های چوبی با زوایای 10، 15 و 20 درجه استفاده شد. این گوه‌ها راستای مفصل ساب تالار را تغییر دادند به گونه‌ای که با افزایش شیب گوه میزان ایورژن نیز به طور معنی‌داری افزایش یافت بنابراین در تحقیق حاضر نیز از گوه‌هایی با این زوایا استفاده شد(2, 3). دراین تحقیق، در ارزیابی متغیرها میان دو آزمون‌گر هیچ گونه اختلافی دیده نشد و با افزایش زاویه گوه، یک همبستگی (گرایش) مثبت برای آزمون‌گرها و متغیرهای زاویه ساکرال، شیب لگنی، لوردوز کمری و کایفوز پشتی به دست آمد. به عبارت دیگر با افزایش میزان پرونیشن دو طرفه پا زاویه ساکرال، شیب لگنی، لوردوز کمری و کایفوز پشتی، همگی افزایش یافتند که در واقع هر کدام یک پدیده جبرانی محسوب می‌شد. افزایش زاویه ساکرال، شیب لگنی با افزایش میزان پرونیشن پا در مطالعه حاضر، نتایج تحقیقات خمیس وایزهر در سال 2007 و پینتو و همکاران او در سال 2008 را که نشان دادند در یک زنجیره حرکتی بسته، هایپرپرونیشن دو طرفه پا سبب چرخش داخلی ساق و ران و تیلت قدامی لگن شده است را تأیید کرد(3,2). افزایش میزان لوردوز کمری و کایفوز پشتی در این مطالعه، نتایج دی در سال 1984، ویتل و لی واین در سال 1996 را تأیید نمود(13,5).

از طرفی کیسنر نیز بیان کرده است در صورت افزایش زاویه لومبوساکرال(بیش از 30 درجه)، قوس کمر افزایش یافته و افزایش تیلت قدامی لگن و فلکشن ران به وجود می‌آید.

اغلب با افزایش کایفوز سینه‌ای، وضعیت به جلو آمده سر دیده شده که پاسچر کایفوز لوردوز نام گذاری شده است(14). کندال نیز یکی از ناهنجاری‌های پاسچرال را پاسچر کایفوز – لوردوز معرفی کرده است که با نتایج تحقیق حاضر همسو است(15).

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

به طور کلی وضعیت لگن کلید اصلی راستای پاسچرال مناسب است. در راستای ایده‌آل ستون فقرات، ستون فقرات سینه ای کمی تحدب خلفی دارد. وضعیت ستون فقرات سینه‌ای متأثر از وضعیت لگن و کمر است. اگر لگن و کمر در راستای مناسب باشند، ستون فقرات سینه‌ای نیز می‌تواند در راستای مناسب باقی بماند(4).

بنابر آن چه گفته شد قوس‌های ستون فقرات روی یکدیگر تأثیر می‌گذارند و نیز از یکدیگر تاثیر می پذیرند. بنا بر نتایج گذشته و نتایج حاصل از مطالعه حاضر می‌توان نتیجه گرفت اجزای بدن مانند حلقه‌های به هم پیوسته‌ی یک زنجیرند که هر جزء روی دیگری تأثیر می‌گذارد(16). ستون فقرات نیز از این قاعده مستثنی نبوده و قوس‌های ستون فقرات نیز یکدیگر را جبران می‌کنند(17).

با توجه به اهمیت حفظ پاسچر مناسب اگر چه این مطالعه برروی افراد سالم انجام گرفت به هر حال پزشکان و درمانگران باید راستای پا را به عنوان یک فاکتور مهم و مؤثر در اختلالات عملکردی اندام تحتانی، لگن و ستون فقرات مورد توجه قرار دهند.

ناهنجاری های پاسچرال می‌توانند سبب ایجاد درد و آسیب سیستم عضلانی-اسکلتی بدن شوند که در این راستا، آموزش‌های پاسچرال و اصلاح پاسچر یک روش کاهنده درد بوده و به عنوان یک روش درمانی مورد توجه فیزیوتراپیست هاست(18-21).

در مطالعه حاضر با افزایش میزان پرونیشن دو طرفه پا به مقدار 10، 15 و 20 درجه، زاویه ساکرال به ترتیب برابر 2/4، 1/8 و 2/2 درجه، مقدار شیب لگنی 2/6، 1/7 و 1/1 درجه، میزان لوردوز کمری 1/9، 2/2 و 2/4 درجه و میزان کایفوز پشتی 0/9، 1/4 و 1/4 درجه افزایش یافتند که در حقیقت هر یک از این موارد یک پدیده جبرانی محسوب می‌شد.

با توجه به نتایج حاصل از این مطالعه می‌توان نتیجه گرفت که پرونیشن پا در زنجیره کینماتیک بسته سبب چرخش داخلی تیبیا شده و این ممکن است روی عملکرد مفصل زانو تاثیر بگذارد به دنبال آن چرخش داخلی فمور و تیلت قدامی لگن اتفاق بیافتد. با افزایش تیلت لگن، مهره‌های کمری به سمت قدام می‌آیند و سبب افزایش قوس کمری می‌گردند. بنابراین فاصله‌ی خط ثقل از محور حرکتی مفصل افزایش یافته سبب افزایش گشتاور اکستنسوری نسبت به وضعیت طبیعی مطلوب می‌گردد. قوس پشتی افزایش یافته و حالت کایفوتیک به خود می‌گیرد تا افزایش قوس کمری را جبران کرده باشد. پس به عبارتی افزایش میزان کایفوز، پدیده جبرانی افزایش میزان لوردوز است و این افزایش نیز خود به جبران افزایش تیلت قدامی لگن و آن نیز به جبران چرخش داخلی ساق و ران است.

قدردانی

این مقاله نتیجه پایان نامه کارشناسی ارشد ارتوز و پروتز می‌باشد که با حمایت دانشکده توان بخشی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران انجام شده است که بدین وسیله نویسندگان مراتب قدردانی خود را اعلام می‌دارند.

REFERENCES

1.Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. Gait & Posture. 2002;15(1):1-9.
2.Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. Gait and Posture. 2007;25(1):127-134.
3.Pinto RZA, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. Manual Therapy. 2008;13(6):513-519.
4.Poussa MS, Heliovaara MM, Seitsamo JT, Kononen MH, Hurmerinta KA, Nissinen MJ. Development of spinal posture in a cohort of children from the age of 11 to 22 years. Eur Spine J. 2005;14(8):738-742.
5.Levine D, Whittle MW. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. Journal of Orthopeadic and Sports Physical Therapy. 1996;24(3):130-5.
6.Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: theory and practical applications. London: Lippincott Williams & Wilkins. 2001; 162-165.
7.Rothbart BA, Estabrook L. Excessive pronation: a major biomechanical determinant in the development of chondromalacia and pelvic lists. J Manipulative Physiol Ther. 1988;11(5):373-9.
8.Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. J Spinal Disord. 1992;5(4): 383-9; Discussion 397.
9.Fon GT, Pitt MJ, Thies AC. Thoracic kyphosis: range in normal subjects. Am J Roentgenol. 1980;134(5):979-83.
10.Abboud RJ. Relevant foot biomechanics. Current Orthopaedics. 2002;16(3):165-179.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

11.Sinaki M, Mikkelsen BA. Postmenopausal spinal osteoporosis: flexion versus extension exercises. Arch Phys Med Rehabil. 1984;65(10):593-6.
12.Saunders D, Ryan RS. Evaluation, Treatment and Prevention of Musculoskeletal Disorders. Spine. 2004; 69.
13.Day JW, Smidt GL, Lehmann T. Effect of pelvic tilt on standing posture. Phys Ther. 1984;64(4):510-6.
14.Kisner C, Colby LA. Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques. Philadelphia: F. A. Davis Company. 2002; 844.
15.Kendall HO. Muscle Testing And Function. Baltimore: Williams & Wilkins. 1979; 350
16.Chaitow L, DeLany JW. Clinical Application of Neuromuscular Techniques. New york: Churchill Livingstone; 2002.
17.Cutler WB, Friedmann E, Genovese-Stone E. Prevalence of kyphosis in a healthy sample of pre- and postmenopausal women. Am J Phys Med Rehabil. 1993;72(4):219-25.
18.Billis E, Katsakiori E, Kapodistrias C, Kapreli E. Assessment of foot posture: correlation between different clinical techniques. The Foot. 2007;17(2);65-72.
19.Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. J Orthop Sports Phys Ther. 1987;9(4):160-165.
20.Klingman RE, Liaos MS, Hardin KM. The effect of subtalar joint posting on patellar glide position in subjects with excessive rearfoot pronation. J Orthop Sports Phys Ther. 1997;25(3):185-91.
21.Donatelli R. The biomechanics of the foot and ankle. Philadelphia: F. A. Davis Company; 1996.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]

Research Article

Effect of foot hyperpronation on spine alignment, in standing position

Farokhmanesh K[1], Ghasemi MS[2*], Saeedi H[3], Roudbari M[4], Emadifar R[5]

1- MSc of Orthotics and Prosthetics, Tehran University of Medical Sciences
2- Assistant Professor of Tehran University of Medical Sciences
3- Orthotics and Prosthetics, PhD, Faculty member of Tehran University of Medical Sciences
4- Biostatistics, PhD, the Anti-Microbial Resistance Research Centre, School of Health Management and Information Sciences, Tehran University of Medical Sciences
5- MSc of Orthotics and Prosthetics, Lecturer of Army University of Medical Sciences

Abstract

Background and Aim: According to clinical observation, foot hyperpronation is very prevalent and may cause malalignment of the lower extremity in which can lead to structural and functional deficits in standing and walking. The aim of this study was to investigate of foot hyperpronation effect on spine alignment in standing position.

Materials and Methods: Thirty-five healthy male ranging 18 - 30 years old were participated in this study. Evaluation was performed with two examiner in four standing positions (on the floor, on the wedges angled at 10, 15 and 20 degrees) using motion analysis system (zebris) and each one of measurement methods repeated three times. SPSS version 17.0 and paired t- test and repeated measures were used for statistical analysis.

Results: Significant difference was seen between all modes in sacral angle, pelvic inclination, lumbar lordosis and thoracic kyphosis variables (except between the first and second mode. Finally, with increasing wedge angle, a positive correlation obtained for the examiners and all variables.

Conclusion: The results of this study showed with increasing bilateral foot pronation, sacral angle, pelvic inclination, lumbar lordosis and thoracic kyphosis were increased. In fact, each one of them considered a compensatory phenomenon.

Key words: Posture, Hyperpronation; Spine alignment; Wedges; Zebris motion analysis system

***Corresponding author:** Dr.MohammadSadegh Ghasemi, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences

Email: M-ghasemi@tums.ac.ir

This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS)

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-29]