

بررسی مقایسه ای تاثیر کولارهای گردنی نرم و سخت بر ثبات پوسچر ایستا در افراد جوان سالم

میرحامد عدالت حقی^۱، مینو خلخالی زاویه^{۲*}، خسرو خادمی کلانتری^۳، عباس رحیمی^۴، مهدی رضایی^۴، سید مهدی طباطبایی^۵

^۱ کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
^۲ استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی
^۳ دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
^۴ مربی گروه فیزیوتراپی، دانشجوی دکتری ارتز و پروتز، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
^۵ مربی گروه علوم پایه، کارشناسی ارشد آمار زیستی، دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

چکیده

مقدمه و اهداف

استفاده از ارتزهای گردنی یکی از روش های درمانی برای کاهش درد گردن می باشد. تاثیر ارتزهای اندام ها بر حس عمقی و ثبات پوسچر نشان داده شده است. ولی مطالعات کافی در مورد تاثیر کولارهای گردنی بر ثبات ایستا و پویا وجود ندارد و تاثیر کولارهای نرم و سخت با یکدیگر مقایسه نشده است. هدف این مطالعه بررسی و مقایسه تاثیر آنی کولارهای گردنی نرم و سخت بر ثبات ایستا در افراد جوان سالم می باشد.

مواد و روش ها

این مطالعه شبه تجربی بر روی ۶۵ نفر از دانشجویان سالم دختر و پسر انجام شد. ثبات ایستا با تست بالینی برای تداخل حسی و تعادل (CTSIB) تغییر یافته در حالت های بدون کولار و با کولار نرم و سخت ارزیابی شد و بین حالت ها مقایسه گردید.

یافته ها

در وضعیت ایستاده روی سطح سخت با چشم بسته، کولار نرم و سخت هر دو موجب کاهش ثبات گردیدند و بین دو نوع کولار تفاوت معنی داری وجود نداشت. در وضعیت ایستاده روی سطح نرم با چشم باز و بسته کاربرد هیچکدام از دونوع کولار نرم و سخت تغییری در میزان ثبات ایجاد نکردند.

نتیجه گیری

نتایج ما نشان می دهد که هر دو نوع کولار نرم و سخت در شرایط ایستا، با حذف بینائی، ثبات را در افراد جوان سالم کاهش می می دهند و موجب اختلال تعادل می گردند. بنابر این توجه به ارزیابی ثبات و پیشگیری از اختلال تعادل به هنگام تجویز کولارهای گردنی ضروری بنظر می رسد.

واژگان کلیدی

ارتزهای گردنی، کولار نرم، کولار سخت، ثبات ایستا

* پذیرش مقاله ۱۳۹۱/۹/۹ *

* دریافت مقاله ۱۳۹۱/۴/۲۳ *

نویسنده مسؤل: مینو خلخالی زاویه. تهران. میدان امام حسین (ع)، خیابان دماوند (تهران نو)، روبروی بیمارستان بوعلی، دانشکده علوم توانبخشی، گروه فیزیوتراپی تلفن: ۷۷۵۶۱۴۰۷ داخلی ۲۴۴

آدرس الکترونیکی: minoo_kh@yahoo.com

مقدمه و اهداف

یکی از درمان های شایع در بیماران دچار مشکلات گردنی استفاده از ارتزهای گردنی است.^[۱] بطور کلی ابزارها و وسایلی که بر روی سگمان های بدن استفاده می شوند از جمله ارتزها می توانند با محدود کردن حرکات مفصلی به محدود کردن آسیب ها و کاهش درد کمک نمایند^[۲] و موجب تغییر حس عمقی آن سگمان شوند.^[۳،۴] تمرکز بالای گیرنده های حس عمقی در عضلات و مفاصل زیگنوپوفیزیال گردنی فوقانی و تعامل نزدیک بین گردن، سیستم وستیبولار و سیستم بینایی این تئوری را که اطلاعات حسی گردن در جهت گیری فضایی حائز اهمیت می باشد، تایید می نماید.^[۵،۶] مشکلات تعادلی در افراد مبتلا به صدمات گردنی نظیر ویپلش (whiplash injury) و همینطور گردن درد نیز گزارش شده است.^[۷-۱۰] ورودی های حسی گردن نقش بزرگی را، نه فقط در طی فعالیت های gait و stance، بلکه همچنین در جهت گیری بدن در فضا بازی می کنند^[۵،۱۱-۱۳]. همچنین بین خستگی عضلات گردن و اختلال تعادل یک ارتباط پاتوفیزیولوژیک گزارش شده است^[۸،۱۲] که بر نقش ساختارهای ناحیه گردن در کنترل تعادل تاکید می نماید.

ارتزهای گردنی هم بدلیل تحریکات حسی ناشی از تماس آنها با پوست و ساختمان های عضلانی-اسکلتی ناحیه^[۱۴] و هم بدلیل تاثیری که بر محدود شدن دامنه حرکتی دارند^[۲،۱۵] ممکن است تعادل و ثبات را تحت تاثیر قرار دهند. McNair و همکاران با پوشیدن بریس کمر بهبود حس عمقی تنه را گزارش کردند.^[۴] Newcomer و همکاران نیز بهبودی حس عمقی را با استفاده از ساپورت کمری گزارش کردند و احتمال دادند که پوشیدن ساپورت یک منبع اضافی برای بهبود ثبات در بیماران تامین نماید.^[۱۶] Yun Liaw و همکارانش با پوشیدن بریس تیلور در افراد استئوپروتیک دچار شکستگی مهره بهبودی تعادل را مشاهده کردند و آن را ناشی از بهبود حس عمقی دانستند^[۱۷] در حالیکه Sadeghi و همکارانش^[۱۸] در دختران اسکولیوتیک با پوشیدن بریس بوستون اختلال تعادل را گزارش نمودند.

گفته شده که پوشیدن کولار ممکن است ورودی حسی را محدود کند و متعاقب آن کنترل تعادل در طی فعالیت های اکتیو مختل شود.^[۱۷] Karlberg و همکاران نشان دادند که محدودیت حرکات گردنی خود به خود حرکات ارادی چشم را متاثر می کند و این محدودیت، کنترل پوسچر را در جهت طرفی متاثر می کند^[۱۹]. در مطالعه Burl و همکارانش نیز اثر کولار گردنی بر تعادل ایستاده و راه رفتن در دو گروه زنان جوان و مسن سالم روی صفحه نیرو مورد بررسی قرار گرفت. آنها نتیجه گرفتند که کولار گردنی تعادل راه رفتن و ایستادن را مختل نمی کند^[۲۰]. اما Richardson و همکارانش در ۱۲ زن و مرد جوان سالم اثر بریس هالووست را بر تعادل ایستاده بر روی یک پا بررسی کرده و مشاهده کردند که هالووست دارای اثر زیان بار بر تعادل می باشد. از آنجا که آنها اختلال تعادل را با استفاده لحظه ای از هالووست مشاهده کردند؛ پیش بینی نمودند که هالووستی که معمولاً ۳ تا ۴ ماه پوشیده می شود، تاثیر شدیدتری بر تعادل ایجاد خواهد کرد که ممکن است حتی در موارد بالینی شدیدتر هم باشد.^[۲۱]

Kelly و همکارانش اثر انواع متفاوت کولار بر عملکرد فعالیت نشستن به ایستادن را بررسی کردند. آنها نتیجه گرفتند هنگامی که حرکت گردن تا حد زیادی محدود شود، استراتژی این فعالیت تغییر می کند یعنی به وسیله محدود کردن حرکت گردن جابه جایی قدامی مرکز فشار افزایش می یابد که بالقوه ثبات فرد را کاهش می دهد. به گفته آنها شواهد فعلی افتادن سالمندان را در طی انتقال از وضعیت نشسته به ایستاده نشان داده اند و پوشیدن کولار نیز ممکن است افتادن در این افراد را تشدید کند.^[۱۴] در مطالعه Rezaei و همکاران، در ۳۶ فرد جوان سالم بر روی صفحه نیرو تاثیر پوشیدن کولار بررسی گردید و هیچ تغییری در تعادل فرد مشاهده نشد.^[۱۵] همانطور که مشاهده می شود در زمینه تاثیر ارتزهای گردنی بر تعادل مطالعات زیادی انجام نشده است و در این مطالعات محدود نیز غالباً از نفرات کمی بعنوان نمونه های مورد بررسی استفاده شده که تعمیم نتایج را مشکل می سازد. این مطالعات اغلب تاثیر ارتزهای سخت را بر ثبات مورد بررسی قرار داده اند در حالیکه ارتزهای نرم در بیماران مبتلا به گردن درد با شیوع بیشتری مورد استفاده می باشند. در ضمن در همین مطالعات هم نتایج متناقضی مشاهده شده، بطوریکه برخی از آنها هیچ گونه اثری بر تعادل ندیدند.^[۱۸،۲۲] اما برخی دیگر اختلال تعادل را گزارش نمودند.^[۱۹،۲۱] همچنین تاثیر ارتزهای نرم و سخت گردنی با یکدیگر مقایسه نشده است. هدف از انجام این مطالعه بررسی اثر

یک نوع ارتز نرم و یک نوع ارتز سخت گردنی بر ثبات ایستا در جمعیت جوان سالم و مقایسه تاثیر این دو با یکدیگر می باشد. نتایج این مطالعه می تواند منجر به تاملی دقیق تر در تجویز ارتز های گردنی و همچنین ارائه برنامه پیشگیرانه برای جلوگیری از تبعات اختلال تعادل گردد.

مواد و روش ها

این مطالعه شبه تجربی به روش اندازه گیری های مکرر بر روی ۶۵ نفر از دانشجویان دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی در دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال که به روش غیر تصادفی ساده در دسترس انتخاب شده بودند؛ انجام گردید. شرایط ورود به طرح عبارت بودند از: نداشتن سابقه جراحی ستون فقرات یا اندام تحتانی، عدم وجود کمر درد، گردن درد یا آسیب و پپلش، نداشتن سابقه آسیب به سر یا بیماری های گوشی که ممکن است منجر به اختلال تعادل شود، بیماری اعصاب محیطی مثل دیابت، سر گیجه، مشکلات بینایی اصلاح نشده توسط عینک، بیماری یا آسیب عصبی عضلانی اسکلتی که دامنه حرکتی یا عملکرد اندام تحتانی یا گردن را محدود کرده باشد، اعتیاد به مصرف ترکیبات مخدر یا مسکن، انجام فعالیت بدنی و یا ورزشی خاص به صورت حرفه ای، شرکت در ارزیابی و تمرین تعادل در ۶ ماه گذشته و ضایعه و بدشکلی قابل مشاهده در ستون فقرات و اندام های تحتانی. شرایط خروج از طرح عبارت بودند از: وجود درد یا ابراز ناراحتی از پوشیدن کولار در حین هر یک از آزمون ها و عدم تمایل به ادامه انجام آزمون ها.

پس از کسب رضایتنامه کتبی، ثبات ایستا در شرایط بدون کولار و با کولار نرم و سخت با ترتیب تصادفی مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفت. آزمون ها در یک مکان ثابت و در یک محدوده زمانی مشخص (بین ساعات ۸ صبح الی ۱۲ ظهر) انجام شد؛ در بین آزمون ها ۵ دقیقه استراحت برای جلوگیری از خستگی و آماده شدن جهت تست بعدی در نظر گرفته شد. برای ارزیابی ثبات ایستا، از Clinical Test for Sensory Interaction and Balance (CTSIB) تغییر یافته استفاده شد. ترتیب آزمون های ثبات ایستا نیز به طور تصادفی انتخاب گردید.

کولار نرم گردنی و کولار سخت فیلادلفیا ساخته شده توسط شرکت Alasttan و مورد تأیید وزارت بهداشت بودند. کولار ها در ۳ اندازه متوسط، بزرگ و خیلی بزرگ تهیه شدند که افراد قبل از شروع آزمون کولار را به گردن بسته و ۲ تا ۳ دقیقه در همان وضعیت قرار گرفتند تا به وجود آن عادت نمایند سپس ارزیابی ثبات ایستا صورت گرفت.

برای تعیین شاخص ثبات ایستا از تست کلینیکی CTSIB تغییر یافته استفاده کردیم. در آزمون اصلی، زمان ایستادن فرد در ۶ وضعیت حسی مختلف اندازه گیری می شود: (۱) ایستاده با چشمهای باز بر روی یک سطح سفت (۲) ایستاده با چشم های بسته بر روی یک سطح سفت (۳) ایستاده با چشم های باز با یک گنبد تناقض بینایی روی سر بر روی یک سطح سفت (۴) ایستاده با چشم های باز بر روی سطح اسفنج (۵) ایستاده با چشم های بسته بر روی اسفنج (۶) ایستاده با چشم های باز با یک گنبد تناقض بینایی بر روی سر بر روی اسفنج. از آنجا که اندازه های به دست آمده با گنبد تناقض بینایی (وضعیت ۳ و ۶) با اندازه های حاصل از پوسچروگرافی همبستگی نشان نداده اند و نیز با اندازه های بدست آمده با چشم های بسته تفاوت معنی داری ندارند، به تبعیت از Whiteny و همکارش Wrisley در سال ۲۰۰۴^[۲۳]، وضعیت ۳ و ۶ حذف شد. همین طور چون افراد سالم تقریباً همگی می توانند بر روی سطح سخت ۳۰ ثانیه بایستند و تست حالت اشباع دارد، مانند مطالعه نوروزی و همکاران^[۲۳] حالت ۱ آزمون هم حذف شد و CTSIB به CTSIB تغییر یافته تغییر نام پیدا کرد. CTSIB تغییر یافته شامل ۳ وضعیت است: (۱) ایستاده با چشم های بسته بر روی یک سطح سفت، (۲) ایستاده با چشم های باز بر روی سطح نرم، (۳) ایستاده با چشم های بسته بر روی سطح نرم.

در مطالعه حاضر از افراد خواسته شد به جای ایستادن بر روی دو پا، بر روی پای غالب که توسط تست توپ مشخص شده بود بایستند، در حالیکه پای دیگر از زانو ۹۰ درجه خم می شد تا تهدید بیشتری برای ثبات فرد ایجاد نماید و حساسیت آزمون برای کشف اختلال تعادل در افراد سالم افزایش یابد. همچنین به افراد یادآوری می شد که در حین تست ها دست ها را در عرض سینه قرار دهند و در هنگام باز بودن چشم ها به علامت ضربدر مشخص شده روی دیوار روبرو نگاه کنند. مدت زمانی که افراد می توانستند بدون عکس العمل سقوط یعنی باز کردن دست ها، حرکت دادن پا و یا زمین گذاشتن آن در هر یک از

وضعیت ها بایستند (حداکثر تا ۳۰ ثانیه) توسط زمان سنج ثبت می شد. تکرارپذیری فردی و بین فردی خوبی ($F=0/99$) برای CTSIB در افراد جوان سالم دیده شده است.^[۲۳] با اینحال قبل از شروع مطالعه اصلی، بر روی ۶ نفر، تکرار پذیری ارزیابی زمان حفظ ثبات ایستا در طی ۳ آزمون، توسط آزمونگر مورد ارزیابی قرار گرفت که با توجه به تکرارپذیری مناسب آزمون (در قسمت نتایج آورده شده است)، از این آزمون ها برای مطالعه اصلی استفاده شد.

نرم افزار آماری SPSS16 برای تجزیه و تحلیل اطلاعات استفاده گردید. برای بررسی تکرار پذیری روش ارزیابی ثبات ایستا از آزمون Intraclass Correlation Coefficient (ICC) و برای مقایسه متغیرهای دارای توزیع طبیعی که به وسیله آزمون کولموگروف-اسمیرنوف (Kolmogorov-Smirnov) تعیین شد، از آزمون تحلیل پراکندگی با اندازه گیری مکرر (Repeated Measures Analysis Of Variance (ANOVA)) و در صورت معنی دار بودن آن از آزمون بونفرونی (Bonferroni) جهت مقایسه های دو به دو و در صورتی که توزیع متغیرها طبیعی نبود از معادل های غیر پارامتری استفاده گردید. برای بررسی همبستگی بین متغیرها، در صورت طبیعی بودن توزیع آنها از آزمون همبستگی پیرسون (Pearson) و در غیر این صورت از آزمون همبستگی اسپیرمن (Spearman) استفاده شد.

یافته ها

۶۵ نفر زن و مرد در این آزمون شرکت داشتند که جدول ۱ مشخصات دموگرافیک نمونه ها را نشان می دهد.

جدول ۱. خصوصیات عمومی افراد شرکت کننده (n=۶۵)

تعداد ۶۵ نفر	میانگین	حداکثر	حداقل	انحراف معیار
سن	۳/۲۲	۳۰	۱۹	۸/۲
قد	۸/۱۶۹	۱۹۵	۱۵۰	۶/۹
وزن	۴/۶۳	۹۲	۴۷	۹/۹
جنس		۵۱٪ زن		۴۹٪ مرد

تکرارپذیری آزمون ثبات ایستا در وضعیت های مختلف آزمون، با و بدون کولارهای نرم و سخت در جدول ۲ مشاهده می گردد.

جدول ۲: اندازه ضریب همبستگی درون گروهی وضعیت های مختلف (n=۶۵)

ICC	سطح نرم، چشم باز	سطح سخت، چشم بسته	سطح نرم، چشم بسته
بدون کولار	۰/۹۸	۰/۹۸	۰/۹۷
با کولار نرم	۱	۰/۹۸	۰/۹۵
با کولار سخت	۱	۰/۹۸	۰/۹۴

ICC ذکر شده در جدول فوق حاصل میانگین پنج تکرار در هر وضعیت می باشد. میانگین ثبات ایستا یا زمان حفظ تعادل افراد در حالت های مختلف با و بدون کولار در آزمون ثبات ایستا در جدول ۳ مشاهده می شود

جدول ۳. مقایسه مدت زمان حفظ ثبات ایستادرحالت های مختلف آزمون بین حالت های بدون کولار و با کولارهای نرم و سخت

حالت	انحراف معیار میانگین چشم باز. سطح نرم (ثانیه)	انحراف معیار میانگین چشم بسته. سطح سخت (ثانیه)	انحراف معیار میانگین چشم بسته. سطح نرم (ثانیه)
بدون کولار	۵/۲۹±۵/۲	۲/۱۵±۷/۸	۹/۴±۳/۴
با کولار نرم	۹/۲۸±۲/۳	۴/۱۳±۳/۷	۴/۴±۱/۲
با کولار سخت	۱/۲۹±۴/۳	۲/۱۳±۴/۷	۱/۴±۲
P-value	۰/۳	*۰/۰۱	۰/۲

*P<۰/۰۵

همانطور که در جدول ۳ مشاهده می شود در وضعیت ایستاده روی سطح سخت با چشم بسته، زمان ایستادن در حالت های مختلف با و بدون کولار نرم و سخت با آزمون آنالیز واریانس اندازه گیری مکرر تفاوت معنی دار نشان داد. مقایسه دو به دوی میانگین ها با آزمون بونفرونی بین حالت بدون کولار و کولار سخت با $P=0/007$ و بین حالت بدون کولار و کولار نرم با $P=0/03$ تفاوت معنی دار نشان داد ولی در مقایسه حالت با کولار نرم و کولار سخت با $P=0/7$ تفاوتی وجود نداشت.

مقایسه زمان ایستادن بر روی سطح نرم با چشم باز و همینطور روی سطح نرم با چشم بسته در سه حالت بدون کولار، با کولار نرم و با کولار سخت تفاوت معنی دار نشان نداد.

میزان تغییر ثبات در اثر پوشیدن کولا، با مقایسه ثبات در وضعیت با کولار و بدون کولار، در هر کدام از وضعیت های تست ثبات محاسبه شد و رابطه میزان اولیه ثبات با مقدار تغییر آن در اثر پوشیدن کولار بررسی شد. بین میزان تغییر ثبات در اثر پوشیدن کولار نرم در وضعیت تست چشم بسته روی سطح سخت با میزان ثبات در همان وضعیت بدون کولار با $P=0/001$ و $F=0/58$ و بین میزان تغییر ثبات در اثر پوشیدن کولار نرم در وضعیت تست چشم بسته روی سطح نرم با میزان ثبات در همان وضعیت بدون کولار با $P=0/001$ و $F=0/87$ رابطه معنی دار و مثبت وجود داشت، یعنی هرچه میزان ثبات بدون کولار در این وضعیتها بهتر بوده، میزان تغییر ثبات در اثر پوشیدن کولار نرم در همان وضعیت تست چشم بسته روی سطح سخت بامیزان ثبات بدون کولار در همان وضعیت با $P=0/001$ و $F=0/54$ و بین مقدار تغییر ثبات در وضعیت چشم بسته روی سطح نرم با میزان ثبات بدون کولار در همان وضعیت با $P=0/001$ و $F=0/89$ رابطه معنی دار مثبت آماری وجود داشت یعنی هرچه میزان ثبات بدون کولار در این وضعیتها بهتر بوده، میزان تغییر ثبات در اثر پوشیدن کولار سخت بیشتر بوده است.

بحث و نتیجه گیری

نتایج مطالعه نشان داد که کولار گردنی در شرایط استاتیک می تواند ثبات را در افراد سالم تحت تاثیر قرار دهد. این نتایج با نتایج Karlberg و همکاران^[۱۹] و Richardson و همکاران^[۲۱] مشابه است که هر دو در شرایط استاتیک با پوشیدن کولار اختلال تعادل مشاهده کرده بودند. البته Karlberg تنها از کولار سخت گردنی در مطالعه خود استفاده کرده بود، در حالی که مطالعه ما تاثیر کولار نرم و سخت را مورد بررسی قرار داده و با هر دو نوع کولار اختلال تعادل مشاهده شد. Karlberg معتقد است محدودیت حرکات گردن در اثر پوشیدن کولار بر حرکات چشم و کنترل پوسچر تاثیر می گذارد که البته این توجیه در مورد کولار گردنی سخت که موجب محدودیت حرکت می گردد قابل قبول است؛ در حالی که کولار نرم محدودیت زیادی در حرکت گردنی ایجاد نمی کند. با این حال مطالعه ما هیچ تفاوتی بین دو نوع کولار نرم و سخت در شرایط استاتیک نشان نداد و هر دو به یک اندازه بر ثبات پوسچر موثر بودند. Karlberg همچنین پیشنهاد می کند که پوشیدن کولار ممکن است ورودی های حسی را محدود کند و متعاقب آن کنترل تعادل اختلال می یابد. در مطالعه Richardson و همکاران پوشیدن بریس هالووست در افراد جوان سالم تعادل را در شرایط استاتیک مختل کرد. البته بریس هالووست قابل مقایسه با کولار هایی که در مطالعه ما استفاده شده است نمی باشد، زیرا بریس هالووست محدودیت حرکتی زیاد در سر و گردن ایجاد می نماید. در مطالعه Karlberg کولار گردنی برای مدت ۵ روز استفاده شده است در حالی که در مطالعه حاضر و مطالعه ریچاردسون تاثیر آنی استفاده از ارتز مورد بررسی قرار گرفته است.

نتایج مطالعه ما با نتایج Burl و همکاران^[۲۰،۲۲] و Rezaei و همکاران^[۱۵] تفاوت دارد. Burl در مطالعه خود در افراد جوان و مسن هیچ تفاوتی در ثبات پوسچر در شرایط با و بدون کولار گردنی در وضعیت استاتیک با چشم باز و بسته مشاهده نکردند. Rezaei و همکاران نیز در حالت ایستاده بر روی پای غالب و ایستاده در حالتی که پای غالب در جلو قرار دارد با چشمان باز با و بدون بریس نیمه سخت تفاوتی مشاهده نکردند و نتیجه گرفتند که کولار گردنی تغییری در ورودی حسی در حدی که موجب اختلال تعادل گردد ایجاد نمی کند. البته در مطالعه ما تفاوت در حالت ایستاده با چشمان بسته مشاهده گردید و با چشمان باز حتی بر روی فوم نیز تفاوتی مشاهده نگردید. علاوه بر این تفاوت در نمونه های مورد مطالعه و نوع

کولار و روشهای ارزیابی ثبات ممکن است علت دیگر تفاوت نتایج مطالعه حاضر با این مطالعات باشد. بطوریکه مطالعه Burl و همکاران فقط بر روی نمونه های زن انجام شده و مطالعه Rezaei و همکاران نیز از کولار نیمه سخت استفاده کرده است.^[۲۲] [۱۵،۲۰]

در مطالعه ما در شرایط ایستاده بر روی سطح نرم با چشمان باز، پوشیدن کولار هیچ اختلالی در تعادل فرد ایجاد نکرد. به نظر می رسد که اطلاعات بینایی در این شرایط، اختلال ایجاد شده در اطلاعات حس عمقی گردن در اثر پوشیدن کولار را جبران می نمایند به طوری که تعادل فرد اختلال پیدا نمی کند.^[۱۳]

بر خلاف انتظار در مطالعه حاضر در شرایطی که فرد با چشمان بسته بر روی سطح نرم (فوم) ایستاده بود، نیز پوشیدن کولار هیچ اختلالی در ثبات پوسچر ایجاد نکرد. در حالی که انتظار داشتیم در این شرایط که اطلاعات حس عمقی توسط فوم مختل شده است و اطلاعات بینایی نیز با بستن چشم ها حذف گردیده، پوشیدن کولار موجب اختلال پوسچر گردد. به نظر می رسد زمان کوتاه ایستادن فرد در این وضعیت در هر سه حالت بدون کولار، با کولار نرم و با کولار سخت (هر سه حدود ۴ ثانیه) مقایسه ثبات در این شرایط را محدود کرده است و حتی افراد در وضعیت بدون کولار نیز به دلیل سخت بودن وضعیت تست قادر نبودند مدت طولانی در این وضعیت بایستند. از طرف دیگر احتمال دارد در شرایطی که اطلاعات حس عمقی و بینایی به واسطه استفاده از فوم و بستن چشم ها محدود گردیده، سیستم عصبی در جستجوی راهی برای جبران اطلاعات محدود شده با تغییر weighting اطلاعات حسی^[۲۴،۲۵]، به سمت استفاده از حواس سالم و دست نخورده سوق داده شده است. به طوری که با استفاده از حس سطحی منتقل شده از کف پاها و اطلاعات سیستم دهلیزی، محدودیت ایجاد شده را جبران کرده است و یا به اطلاعات حس عمقی سگمان های دیگر بدن مثل اندام های تحتانی و ستون فقرات کمری و پشتی اتکا کرده است؛ به طوری که اختلال ایجاد شده را جبران نموده و ثبات پوسچر را در حد شرایط بدون کولار حفظ نموده است. نتایج مطالعه حاضر همچنین نشان داد که در وضعیت های تست با چشم بسته، هرچه میزان ثبات بدون کولار بهتر باشد، میزان تغییر ثبات در اثر پوشیدن کولار نرم نیز بیشتر خواهد بود. یعنی در وضعیت های با چشم بسته، افرادی که ثبات بهتری دارند بیشتر تحت تاثیر تغییرات ناشی از پوشیدن کولار نرم قرار می گیرند.

در مجموع نتایج مطالعه حاضر نشان می دهد که محدودیت حرکتی ایجاد شده توسط کولار نرم و سخت هر دو موجب اختلال تعادل فرد در شرایط ایستا می گردد و به خصوص در شرایطی که اطلاعات بینایی وجود ندارد (چشم بسته) پوشیدن کولار تعادل فرد را به میزان بیشتری درگیر می کند. نتایج این مطالعه می تواند برای تجویز ارتز مناسب با توجه به شرایط بیمار و همین طور طراحی برنامه پیشگیرانه جهت بهبود و یا بازآموزی تعادل مورد استفاده قرار گیرد.

منابع

1. Lusardi MM, Nielsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2nd edi. St Louis, MO: Elsevier 2007; 416-417.
2. Barkoukis V, Sykaras E, Costa F, Tsozbatzoudis. Effectiveness of taping and bracing in balance. Perceptual and motor skills 2002; 94(2):566-74.
3. McNair PJ, Heine PJ. Trunk proprioception: enhancement through lumbar bracing. Arch Phys Med Rehabil. 1999; 80(1):96-9.
4. Spanos S, Brunswic M, Billis E. The effect of taping on the proprioception of the ankle in a non-weight bearing position, amongst injured athletes. The Foot 2008; 18(1):25-33.
5. Strimpakos N. The assessment of the cervical spine. J Bodyw Mov Ther 2011; 15(1):114-24.
6. Malmström E, M. Klberg M, Fransson PA, Lindbladh J, Magnusson M. Cervical proprioception is sufficient for head orientation after bilateral vestibular loss. Eur J Appl Physiol 2009; 107(1):73-81.
7. Poole E, Treleaven J, Jull G. The influence of neck pain on balance and gait parameters in community-dwelling elders. Man Ther 2008; 13(4):317-24
8. Missaoui B, Portero P, Bendaya S, Hanktie O, Thoumie P. Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases. Neurophysiol Clin 2008 ;38(6):447-457

9. Gosselin G, Rassoulian H, Brown I. Effects of neck extensor muscles fatigue on balance. *Clin Biomech* 2004; 19(5):473-479
10. Treleaven J. Sensorimotor disturbances in neck disorders affecting postural stability, head and eye movement control. *Man Ther* 2008; 13(1):266-275
11. Bove M, Bonzano L, Trompetto C, Abbruzzese G, Schieppati M. The postural disorientation induced by neck muscle vibration subsides on lightly touching a stationary surface or aiming at it. *Neuroscience*. 2006; 143(4):1095-103.
12. Vaugoyeau M, Viel S, Amblard B, Azulay JP, Assaiante C. Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy human. *Gait Posture* 2008; 27(2):294-302.
13. Kavounoudias A, Gilhodes JC, Roll R, Roll JP. From balance regulation to body orientation: two goals for muscle proprioceptive information processing? *Exp Brain Res* 1999; 124(1):80-8.
14. Spanos S, Brunswic M, Billis E. The effect of taping on the proprioception of the ankle in a non-weight bearing position, amongst injured athletes. *The Foot* 2008; 18(1):25-33.
15. Rezaei I, Razeghi M, Taghizadeh S, Ghaem H. The effect of semi rigid cervical collars on single and double leg standing balance. *Gait Posture* 2009 (30):S1-S153
16. McNair PJ, Stanley SN, and Strauss GR. Knee bracing: effects on proprioception. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77(3):287-9.
17. Liaw M, Chen C, Chen J. Effects of Knight-Taylor brace on balance performance in osteoporotic patients with vertebral compression fracture. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2009; 22(2):75-81
18. Sadeghi H, Allard P, Sadeghi & Allard-Nacob Meeting-summer 2008. [Homepage on the Internet]. 2008 [cited 2012 May 12]. Available from: <http://www.asbweb.org/conferences/2008/abstracts/150.pdf>
19. Karlberg M, Magnusson M, Johansson R. Effects of restrained cervical mobility on voluntary eye movements and postural control. *Acta Otolaryngol* 1991; 111(4):664-70.
20. Burl, M.M., Williams, J.G., Nayak, U.S.L. The effect of cervical collars on walking balance.. *Physiotherapy* 1992; 78(1):19-22
21. Richardson JK, Ross ADM, Riley B, Rhodes RL. Halo vest effect on balance. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81(3):255-7.
22. Burl MM, Williams JG, Laxman Nayak US. Effects of cervical collars on standing balance. *Arch phys med rehabil* 1992; 73(12):1181-1185
23. Noroozi A. The effect of heel height on static and dynamic balance in young healthy women. [Msc thesis]. Tehran: International branch of Shahid Beheshti University of medical sciences. 1388; pp 30-50 [In Persian]
24. Brumagne S, Cordo P, Verschueren S. Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neurosci Lett* 2004 5; 366(1):63-6. [In Persian]
25. Claeys K, Brumagne S, Dankaerts W, Kiers H, Janssens L. Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. *Eur J Appl Physiol* 2011; 111(1):115-23.