مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی گرگان / زمستان ۱۳۸۷ / دوره ۱۰ / شماره ۴ (پی در پی ۲۸) / صفحات ۲۲ تا ۲۸

**تحقیقی**

# مقایسه اثرات زنجیره باز و بسته و زاویه هدف بر حس وضعیت مفصل زانو در زنان و مردان سالم

**فاطمه غیاثی*[1]، دکتر اصغر اکبری[2]**

*۱- مربی گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی زاهدان. ۲- استادیار گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی زاهدان.*

## چکیده

**زمینه و هدف :** *وضعیت تحمل وزن وضعیت کاربردی محسوب می‌شود، اما اطلاعات کمی درباره آن و حس وضعیت زانو در دسترس است. این مطالعه به منظور مقایسه حس وضعیت مفصل زانو در وضعیت تحمل وزن با وضعیت عدم تحمل وزن در زنان و مردان و تعیین اثرات زاویه هدف بر حس وضعیت مفصل زانو انجام شد.*

**روش بررسی :** *این مطالعه مداخله‌ای روی ۴۴ شخص سالم (۲۲زن و ۲۲مرد) از طریق نمونه‌گیری ساده غیراحتمالی در دانشگاه علوم پزشکی زاهدان طی سال ۱۳۸۵ انجام شد. از فرد خواسته می‌شد که با چشم بسته زانویش را در وضعیت به شکم خوابیده یا در وضعیت ایستاده خم کند. سه زاویه هدف (فلکشن ۴۵، ۶۰ و ۹۰ درجه زانو) توسط هر شخص بازسازی و خطای زوایای بازسازی شده از طریق گونیامتر الکترونیکی اندازه‌گیری شد. نتایج به صورت خطای مطلق، خطای نسبی و***variable error*** جمع‌آوری گردید. داده‌ها با آزمون تحلیلی واریانس چندگانه مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.*

**یافته‌ها:** *تفاوت قابل توجه‌ای درخطای زاویه بازسازی شده بین گروه‌های تحمل وزن و عدم تحمل وزن وجود داشت ($P<0/05$). درحالی‌که تفاوت معناداری در خطای بازسازی زاویه در زنان و مردان دیده نشد. همچنین تفاوتی در زاویه هدف نیز وجود نداشت.*

**نتیجه‌گیری:** *این مطالعه نشان داد که اشخاص در وضعیت تحمل وزن بیشتر قادر به شناخت و تعریف زوایا هستند. امکان دارد در وضعیت ایستاده، حجم وسیع‌تری از اطلاعات آوران‌های حس عمقی از منابعی جز زانو و مفاصل اندام تحتانی تست شده ارسال گردد.*

**کلید واژه‌ها:** *حس وضعیت مفصل زانو ، تحمل وزن ، عدم تحمل وزن ، خطای بازسازی زاویه ، زاویه هدف*

---

* *نویسنده مسؤول : فاطمه غیاثی ، پست الکترونیکی :* ***f_ghiasi_p@yahoo.com***

*نشانی : زاهدان، خیابان آیت ا... کفعمی، آزمایشگاه رزمجو مقدم، کلینیک فیزیوتراپی، فاطمه غیاثی ، تلفن : ۳۲۵۴۲۲۰۷ (۰۵۴۱) ، نمابر : ۳۲۵۴۲۲۰۷*

**وصول مقاله : ۸۶/۱/۲۵ ، اصلاح نهایی : ۸۷/۷/۲۹ ، پذیرش مقاله : ۸۷/۹/۱۱**

## مقدمه

وضعیت ساکن و پویای مفصل از طریق گیرنده‌هایی که در کپسول مفصلی، لیگامان‌ها، عضلات، تاندون‌ها و پوست قرار دارد، مرتباً به مغز گزارش می‌شود (۴-۱). حس عمقی در مفصل زانو برای کنترل بهتر حرکت در اندام تحتانی در طی راه رفتن، دویدن و انجام کارهای معمولی روزانه لازم است. همچنین وجود آگاهی مغز از وضعیت مفصل زانو سبب هماهنگی در زمان وارد عمل شدن عضلات اطراف زانو شده که نقش مهمی در ایجاد ثبات مفصلی به صورت ساکن و پویا دارد (۶-۴) و نیز می‌تواند نقش جذب ضربه را در طی انجام حرکت داشته باشد (۷). حس وضعیت اندام بسیار اختصاصی بوده و به وضعیت اندام، تعداد گیرنده‌هایی که حس وضعیت اندام را گزارش می‌دهند و ارتباط مفاصل با یکدیگر بستگی دارد (۵). به نظر می‌رسد در طی تحمل وزن شخص بهتر قادر به شناخت و تعریف حرکت و وضعیت مفصل بوده و احتمال دارد که حجم وسیع اطلاعات ارسال شده در وضعیت تحمل وزن سبب درک بهتر وضعیت مفصل زانو شود (۱۰-۸). Andersen و Taylor در دو مطالعه جداگانه عنوان کردند که تفاوتی در ارزیابی حس عمقی مفصل در وضعیت تحمل وزن و عدم تحمل وزن وجود ندارد و نیازی نیست معاینه‌گر در هر دو وضعیت حس عمقی مفصل را مورد ارزیابی قرار دهد (۸و۱۱). Kramer تفاوتی در حس وضعیت مفصل زانو در افراد سالم و افراد با درد مفصل کشککی-رانی میان دو وضعیت تحمل وزن و عدم تحمل وزن نیافت (۱۲). Stillman در تحقیقی به این نتیجه رسید که تحمل وزن و درد در مفصل زانو می‌تواند حس وضعیت اندام را متاثر نماید (۱۳). Lonn بیان می‌کند که خطای بازسازی زاویه در صورتی که اندام به صورت فعال در فضا جابجا شود در مقایسه با وضعیت غیرفعال کمتر است (۱۴). Hopper تفاوتی در حس وضعیت زانو در افراد با پارگی لیگامان صلیبی قدامی و افراد سالم در وضعیت تحمل وزن ندید (۱۵). مطالعات فوق نتایج متناقض دارند، به این دلیل که از روش‌های متفاوت، ابزارهای متفاوت، وضعیت شروع متفاوت، میزان تحمل وزن متفاوت و حتی افراد با سنین متفاوت در تحقیق استفاده کرده‌اند. به عنوان مثال تحمل وزن یک‌طرفه همراه با تماس دست (۱۶)، تحمل وزن یک‌طرفه همراه با ساپورت با پای مقابل (۸و۱۰و۱۲) و وضعیت به پشت خوابیده با ۲۱-۱۵ درصد تحمل وزن (۱۷و۱۸) و همچنین در مطالعات گذشته مقایسه‌ای بین زنان و مردان انجام نشده است. این مطالعه به منظور مقایسه حس وضعیت زانو در دو وضعیت به شکم خوابیده و ایستاده و همچنین مقایسه حس وضعیت زانو در زنان و مردان و در نهایت بررسی تاثیر وضعیت هدف بر حس وضعیت مفصل زانو انجام گردید.

## روش بررسی

این مطالعه مداخله‌ای در کلینیک رزمجو مقدم شهر زاهدان طی سال ۱۳۸۵ انجام شد. ابتدا برای مشخص شدن تعداد نمونه یک مطالعه مقدماتی انجام گرفت و سپس تعداد نمونه بر اساس مطالعه مقدماتی روی ۱۰ نمونه با اطمینان ۹۵درصد و توان آزمون ۹۰درصد به تعداد ۴۴ نفر برآورد شد. به این ترتیب ۴۴ شخص (۲۲ مرد و ۲۲ زن) از طریق نمونه‌گیری ساده و غیراحتمالی و بعد از دریافت موافقت شفاهی و رضایت کامل آنها از شرکت در آزمون در تحقیق شرکت داده شدند. نحوه انجام تحقیق برای همه افراد شرکت کننده توضیح داده شد و افراد از مراحل مختلف آزمون آگاهی داشتند. دستگاه مورد استفاده نیز مورد تایید گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی زاهدان بود. معیارهای ورود افراد به تحقیق شامل فرد غیرورزشکار، سن بین ۴۰-۲۰ سال، عدم سابقه درد، جراحی، ضربه در زانو، عدم اختلال اسکلتی-عضلانی و نورولوژیکی در اندام تحتانی بود. اشخاص با داشتن سابقه آسیب لیگامان، مینیسک، درد قدام زانو و اختلال در اندام تحتانی مانند اختلاف طول اندام تحتانی از تحقیق خارج شدند. اطلاعات مورد نیاز برای ورود افراد از طریق پرسشنامه عمومی و سابقه موارد ذکر شده جمع‌آوری گردید. بعد از انتخاب نمونه موردنظر و داشتن شرایط ورود به تحقیق دو وضعیت عدم تحمل وزن و تحمل وزن به صورت تصادفی انتخاب شده و فرد در یکی از وضعیت‌ها به شرح زیر قرار گرفت.

برای ایجاد وضعیت عدم تحمل وزن برای اندام تحتانی و به خصوص مفصل مورد نظر (زانو) و به منظور حذف حس بینایی و انجام تمام زوایای مورد بررسی در تحقیق شخص به شکم خوابیده، زانو در وضعیت کاملاً باز قرار گرفته و تنه شخص با کمک کمربند حمایت شد (۱۹). برای ایجاد

وضعیت تحمل وزن برای اندام تحتانی شخص روی هر دو پا ایستاده، پاها به اندازه عرض شانه باز، وزن را به صورت تقریباً مساوی روی هر دو اندام تحتانی و بدون تمایل تنه به سمت راست و چپ انداخته و مختصری برای حفظ تعادل نوک انگشتانش را در تماس با تخت مقابل قرار داد (۱۳).

سپس بازسازی زاویه مورد نظر به شخص آموزش داده شد. برای این منظور آزمونگر اندام تحتانی شخص را در وضعیت به شکم خوابیده به صورت غیرفعال به یکی از زوایای مورد نظر برده و ۴ ثانیه (۱۴و۲۰) زاویه ساخته شده، حفظ شد تا از آموزش و احساس شخص برای شناخت و خواندن زاویه توسط آزمونگر اطمینان حاصل گردد. سپس فرد چشم‌ها را بسته و مجدداً همان زاویه را به صورت فعال بازسازی می‌کرد. خطای زاویه ساخته شده توسط شخص با زاویه اصلی ثبت شد. در وضعیت ایستاده نیز به همین شکل عمل شد. ابتدا با چشم‌باز زاویه آموزش داده شد و سپس با چشم بسته بازسازی گردید (۱۴و۲۰). به این ترتیب شش آزمون زیر برای شخص به صورت تصادفی انتخاب شد و هر یک از زوایای گفته شده سه بار تکرار گردید.

الف) وضعیت خوابیده به شکم، بازسازی زاویه ۴۵ درجه

ب) وضعیت خوابیده به شکم، بازسازی زاویه ۶۰ درجه

ج) وضعیت خوابیده به شکم، بازسازی زاویه ۹۰ درجه

د) وضعیت ایستاده، بازسازی زاویه ۴۵ درجه

ه) وضعیت ایستاده، بازسازی زاویه ۶۰ درجه

و) وضعیت ایستاده، بازسازی زاویه ۹۰ درجه.

برای ثبت زاویه از گونیامتر الکترونیکی استفاده شد. سه نشانه با کمک چسب در قله برجستگی بزرگ استخوان ران (فمور)، برجستگی خارجی استخوان ران و قوزک خارجی قرار گرفت. نشانه‌ها به منظور تسهیل استفاده از گونیامتر الکترونیکی بر محل‌های موردنظر نصب گردید و سپس بازوهای گونیامتر بر اندام شخص قرار گرفته و عدد نشان داده شده بر صفحه نمایش گونیامتر توسط آزمونگر خوانده شد (۱۳). اطلاعات به سه صورت زیر ثبت گردید:

۱) خطای نسبی (Relative Error): میزان خطای زاویه بازسازی شده با زاویه موردنظر با در نظرگرفتن مثبت یا منفی بودن خطا. به عنوان مثال در صورتی که شخص به جای زاویه ۴۵ درجه فلکشن زانو، زاویه ۳۰ درجه را بازسازی می‌کرد، عدد ۱۵- درجه به عنوان میزان خطای نسبی در نظر گرفته می‌شد. برای بازسازی زاویه در صورتی که بیشتر از ۴۵ درجه بازسازی می‌شد، به صورت ۱۵+ ثبت می‌گردید. از آنجایی که خطای بازسازی زاویه می‌تواند به صورت منفی و یا مثبت باشد و شخص می‌تواند زاویه را بیشتر و یا کمتر از آنچه مورد نظر است، بازسازی کند، از دیدگاه ریاضی اندازه‌گیری نسبی زاویه و ثبت زاویه با در نظر گرفتن مثبت و منفی بودن زاویه اهمیت دارد.

۲) خطای مطلق (Absolute Error): میزان خطای زاویه بازسازی شده با زاویه مورد نظر بدون در نظرگرفتن مثبت یا منفی بودن خطا. به عنوان مثال زاویه بازسازی شده در صورتی که کمتر یا بیشتر از زاویه موردنظر تخمین زده می‌شد، فقط به صورت یک عدد ثبت می‌گردید. این نوع اندازه‌گیری زاویه از نظر بالینی حائز اهمیت است. با این نوع ثبت زاویه فقط مشخص می‌شود که مقداری خطا در بازسازی زاویه وجود دارد و مثبت و منفی بودن آن اهمیت ندارد. آنچه در تحقیق و در قسمت بحث مورد بررسی و بحث قرار گرفت، همین نوع خطا بود.

۳) Variable Error: انحراف معیار میانگین سه بار اندازه‌گیری هر زاویه می‌باشد. کوچک بودن انحراف معیار نشانه اعتبار و پایایی (reliability) مناسب کار می‌باشد. با کمک اندازه‌گیری این نوع خطا میزان اعتبار و پایایی اندازه‌گیری نشان داده می‌شود که در تحقیق حاضر نیز مورد توجه قرار گرفت.

برای تجزیه و تحلیل آماری از نرم‌افزار آماری SPSS-10 استفاده شد. طبیعی بودن توزیع با آزمون کولموگروف اسمیرنوو (Kolmogrove Smirnove) بررسی شد. ازآزمون‌های آنالیز واریانس چندگانه به منظور مقایسه اطلاعات در دو گروه تحمل وزن و عدم تحمل وزن، مقایسه زاویه هدف و جنسیت استفاده شد. از آزمون Interclass Correlation Coefficient نیز برای تعیین اعتبار و پایایی (reliability) سه بار اندازه‌گیری استفاده شد. برای مقایسه‌های آماری سطح معناداری کمتر از ۵درصد در نظر گرفته شد.

## یافته‌ها

آزمون همبستگی نشان داد که reliability روش اندازه‌گیری در کلیه خطاها و زوایای مورد نظر test-retest reliability بین خوب تا عالی بود و interclass correlation coefficients (ICC) دامنه‌ای بین ۰/۹۱-۰/۹۹ داشت.

به صورت کلی ۴۴شخص با داشتن معیارهای ورود به تحقیق و رضایت کامل در تحقیق شرکت داشتند. میانگین سنی در گروه زنان ۱/۴±۲۱/۱ و میانگین سنی گروه مردان ۱/۳±۲۱/۰ بود.

*جدول ۱ : نتایج درون گروهی آزمون آنالیز واریانس چندگانه*

| متغیر | میزان F | سطح معناداری |
|---|---|---|
| *زاویه هدف* | ۲/۹۷۴ | ۰/۰۵۷ |
| *زاویه هدف و جنس* | ۲/۶۵۹ | ۰/۰۷ |
| ** وضعیت اندام* | ۱۲/۹۷۲ | ۰/۰۰۱ ** |
| *وضعیت اندام و جنس* | ۲/۳۷۳ | ۰/۱۳ |
| *زاویه هدف و وضعیت اندام* | ۰/۸۴۶ | ۰/۴۳ |
| *زاویه هدف، وضعیت اندام و جنس* | ۰/۸۵۷ | ۰/۴۲ |

** وضعیت تحمل وزن و عدم تحمل وزن اندام*

***سطح معناداری P <۰/۰۵*

نتایج درون گروهی آنالیز واریانس چندگانه تفاوت معناداری در زاویه هدف را نشان نداد. به عبارتی تغییر در زاویه هدف تاثیری بر خطای بازسازی زاویه نداشت (جدول۱). بین زاویه هدف و متغیرهای دیگر نظیر وضعیت اندام و جنس نیز تفاوت معناداری دیده نشد (جدول۱). اما تفاوت معنادار در وضعیت اندام (وضعیت تحمل وزن و عدم تحمل وزن) مشاهد گردید (P=۰/۰۰۱). با توجه به این که میانگین خطای مطلق در وضعیت تحمل وزن در زاویه ۴۵ درجه ۲/۵±۳/۶، زاویه ۶۰ درجه ۲/۱±۳/۲ درجه، در زاویه ۹۰ درجه ۲/۹±۴/۱ و میانگین خطای مطلق در وضعیت عدم تحمل وزن در زاویه ۴۵ درجه ۲/۵±۴/۱، زاویه ۶۰ درجه ۳/۸±۴/۶ درجه و در زاویه ۹۰ درجه ۳/۵±۵/۵ بود، بنابراین می‌توان گفت که میانگین خطای مطلق در وضعیت عدم تحمل وزن بیشتر از وضعیت تحمل وزن است. این تفاوت از نظر آماری نیز معنادار بود (P<۰/۰۵).

نتایج بین گروهی آنالیز واریانس چندگانه نشان داد که خطای بازسازی زاویه در مردان و زنان تفاوت معناداری ندارد. به عبارتی جنسیت تاثیری بر میزان خطا نداشت.

## بحث

این مطالعه نشان داد که در وضعیت عدم تحمل وزن میزان خطای مطلق بیشتر از وضعیت تحمل وزن می‌باشد. در وضعیت تحمل وزن میزان دقت در ارزیابی حس عمقی افزایش یافته و پایایی بیشتری نسبت به وضعیت عدم تحمل وزن خواهد داشت. به این دلیل که میزان خطای مطلق کمتری نسبت به وضعیت عدم تحمل وزن دارد. مقایسه میزان خطای مطلق در وضعیت تحمل وزن و عدم تحمل وزن تفاوت معناداری را بین زنان و مردان نشان نداد. همچنین هیچ تفاوتی بین وضعیت هدف (زاویه بازسازی شده) وجود نداشت. مهم‌ترین یافته تحقیق اثرات وضعیت تحمل وزن را بر خطای حس وضعیت مفصل زانو نشان می‌دهد و خطای حس وضعیت زانو در وضعیت تحمل وزن کاهش می‌یابد.

وضعیت عدم تحمل وزن به دلیل عدم اعمال مقاومت و اعمال وزن بر مفصل مورد نظر می‌تواند، وضعیت مناسب‌تری برای ارزیابی حس عمقی به تنهایی باشد (۱۴). زیرا پیام‌های ارسال شده برای شناسایی زاویه از بافت‌ها و مفاصل اطراف بسیار کمتر از وضعیت تحمل وزن خواهد بود. در حالی که حرکت فعال اندام برای ساختن زاویه و تحمل وزن در وضعیت ایستاده شانس انجام مناسب حرکت را افزایش می‌دهد (۱۴). ارتباط نزدیکی بین حرکات هم‌زمان مفصل ران و زانو در وضعیت تحمل وزن وجود دارد (r=۰/۶۹). شخص برای بازسازی زاویه زانو از حس وضعیت مفصل ران نیز کمک می‌گیرد. برعکس ارتباط نزدیکی بین زانو و مفصل مچ پا در وضعیت تحمل وزن (r=۰/۰۹) و عدم تحمل وزن (r=۰/۰۵) وجود ندارد. به این ترتیب برای بازسازی مفصل زانو از مفصل مچ پا کمک گرفته نمی‌شود (۱۳). به طور خلاصه می‌توان گفت حرکت کلی اندام شانس ارسال بازخوردهای حس عمقی را از مفاصل مجاور افزایش می‌دهد. تعدادی از مطالعات انسانی و حیوانی این مطالب را تائید می‌کند (۲۳-۲۱). ارتباط مشابهی نیز بین حس پوستی کف پا

و وضعیت مفصل زانو دیده شده است (۲۴). در وضعیت ایستاده اطلاعات حس عمقی از تمامی ساختمان‌هایی که تحت اعمال وزن داخل و یا خارج مفصل زانو قرار گرفته‌اند، ارسال می‌شود. بازخوردهای حس عمقی همچنین ممکن است از پوست و بافت‌های سطحی کف پا منتقل شود (۲۴). در وضعیت تحمل وزن بازخوردهای حسی ممکن است از طریق گیرنده‌های بافت‌های نرمی که تحت اعمال وزن قرار گرفته‌اند نیز ارسال شود (۱۳). همچنین به دلیل انجام دورسی‌فلکشن در هر دو مچ پا و کشش عضلات گاستروسولئوس ممکن است، کشش عضلات پشت ساق تاثیری بر حس عمقی در وضعیت ایستاده داشته باشد (۲۵). نتایج تحقیق نشان‌دهنده کاهش خطای حس وضعیت زانو در وضعیت ایستاده دارد که نظرات و تئوری‌های ارائه شده را تائید می‌نماید. Refshauge و Ritzpatrick در مطالعه‌ای حس وضعیت مفصل مچ پا را به صورت غیرفعال در دو وضعیت تحمل وزن و عدم تحمل وزن بررسی کردند و هیچ تفاوتی در زاویه دورسی‌فلکشن در دووضعیت تحمل وزن و عدم تحمل وزن ندیدند، اما وقتی حرکت زانو به آزمون اضافه شد، نتایج معناداری به‌دست آمد. آنها این نتیجه را گرفتند که حرکت توام زانو و مچ پا سبب کشش عضلات پشت ساق شده و سبب ارسال پیام‌های بیشتر می‌شود (۲۵). همین اتفاق در طی وضعیت ایستاده در تحقیق فعلی اتفاق افتاده است. در وضعیت ایستاده برای بازسازی زاویه موردنظر در زانو مقداری دورسی‌فلکشن در مچ پا اتفاق افتاد که هم‌زمان با حرکت در زانو سبب کشش عضلات پشت ساق شد و پیام‌های حس عمقی را افزایش داد. Burke و Nade نشان دادند که پیام‌های حس عمقی از گیرنده‌های مکانیکی کپسول، لیگامان‌ها و عضلات اطراف مفصل که در طی حرکت کشیده می‌شوند نیز ارسال می‌شوند (۲۶و۲۷). Loudon در بازسازی دو زاویه ۱۰ و ۶۰ درجه فلکشن زانو در وضعیت ایستاده خطای بیشتری مشاهده کرد. تفاوت نتیجه تحقیق Loudon با نتایج فعلی شاید به دلیل تفاوت در زاویه بازسازی شده و مقدار اعمال نیروی وزن باشد. Loudon ۳۰درصد وزن بدن نیرو بر اندام اعمال کرد (۲۸). در مطالعه فعلی از وضعیت تحمل وزن کامل استفاده شد. Kramer نیز تفاوتی بین وضعیت عدم تحمل وزن و ایستادن روی یک پا در افراد با درد مفصل کشککی-رانی ندید. وی در تحقیقش هر زاویه را فقط یک بار تکرار کرد و فقط خطای مطلق را در نظر گرفت (۱۲). شاید دلیل تفاوت نتایج این باشد که روش کار ضعیف Kramer احتمال اشتباه را در تحقیق وی زیاد می‌کند. در مطالعه فعلی هر سه نوع خطا اندازه‌گیری گردید و از طرف دیگر افراد مورد استفاده در تحقیق فعلی سالم بودند و در تحقیق Kramer افراد درد مفصل کشککی-رانی داشتند. این تفاوت‌ها می‌تواند علت اختلاف نتایج دو تحقیق باشد. McMeeken و Stillman در مقایسه حس وضعیت زانو در وضعیت به پشت خوابیده و ایستاده روی یک پا تفاوت معناداری پیدا کردند. در وضعیت ایستاده خطای حس وضعیت کمتر از وضعیت عدم تحمل وزن بود (۱۳) که نتایج تحقیق حاضر را تائید می‌کند. توضیحات دیگری نیز برای کاهش خطای وضعیت مفصل زانو در وضعیت ایستاده وجود دارد. در وضعیت ایستاده به دلیل تحمل وزن کلیه عضلات اطراف مفصل زانو منقبض هستند، در حالی که در وضعیت عدم تحمل وزن تنها عضله چهارسررانی و یا عضلات همسترینگ انقباض خواهند داشت که احتمال ارسال پیام‌های حس عمقی نسبت به وضعیت تحمل وزن کاهش می‌یابد (۲۹). از طرف دیگر اشخاص شرکت کننده در تحقیق برای به‌دست آوردن تعادل نوک انگشتان دستشان را در تماس با تخت قرار دادند. حتی تماس مختصری بین نوک انگشتان و سطح ساپورت کننده در وضعیت ایستاده روی دو پا و یا ایستاده روی یک پا در حالتی که چشم‌ها بسته است، سبب افزایش ارسال پیام‌های حس عمقی می‌شود (۳۰و۳۱). احتمال دارد همین مکانیسم سبب ایجاد تعادل در وضعیت ایستاده با چشم بسته شود (۸).

یافته‌ها نشان داد که تفاوت معناداری بین میزان خطای مطلق در سه زاویه بازسازی شده زانو وجود ندارد. به عبارتی زاویه هدف تاثیری بر میزان خطای مطلق زاویه بازسازی شده ندارد. Rozzi نشان داد که افزایش تحرک مفصل زانو سبب کاهش حس وضعیت مفصل زانو می‌شود و کاهش حس وضعیت مفصل زانو در زنان به دلیل داشتن افزایش تحرک عمومی ممکن است، محسوس‌تر باشد (۳۲). گرچه در مطالعه دیگری ارتباطی بین میزان تحرک مفصل زانو و حس وضعیت مفصل به‌دست نیامد و کاهش حس وضعیت مفصل زانو در

زنان نیز دیده نشد (۳۳) که نتایج آن در راستای نتایج به‌دست آمده در تحقیق فعلی است. شاید تفاوت بین نتایج فعلی و Rozzi در نوع نمونه انتخاب شده باشد. در مطالعه Rozzi افراد شرکت کننده افزایش تحرک عمومی داشتند.

به طور خلاصه نتایج تحقیق فعلی نشان داد که ارزیابی حس وضعیت زانو در وضعیت تحمل وزن با چشم بسته با دقت بیشتر و اعتماد بیشتری انجام شد. به این دلیل که در وضعیت ایستاده خطای بازسازی زاویه کمتر از وضعیت به شکم خوابیده بود. نتایج تحقیق ارتباط بین درد و ناتوانی با حس عمقی و اثرات ورزش‌های حس عمقی بر میزان خطای بازسازی زاویه مفصل را نشان نداد. بنابراین پیشنهاد می‌شود مطالعاتی درباره بررسی ارتباط بین درد مفصل زانو و حس عمقی میزان ناتوانی و حس عمقی مفصل زانو انجام گیرد و نیز در مطالعه‌ای اثرات ورزش‌های حس عمقی بر خطای بازسازی زاویه مورد مطالعه قرار گیرد. از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به موردی اشاره کرد که در روش کار کنترل مناسب وزن روی دو اندام تحتانی با توجه به عدم دسترسی به ابزار مناسب امکان پذیر نشد. از این رو پیشنهاد می‌شود از ابزارهای پیشرفته‌تر نظیر Force Plate به منظور اندازه‌گیری وزن‌اندازی مناسب روی هر دو پا استفاده گردد. همچنین خاطر نشان می‌گردد که به منظور ایجاد تعادل مناسب در طی آزمون از تماس جزئی انگشتان دست استفاده شد که می‌تواند متغیر مخدوش کننده‌ای درنظر گرفته شود. امکان اصلاح در این مورد نیز به همان دلایل گفته شده وجودنداشت. بنابراین انتظار می‌رود، نتایج مطالعه فعلی با وجود محدودیت‌های ذکر شده مورد توجه قرار گرفته و پیش‌درآمدی بر مطالعات جدی‌تر و کامل‌تر باشد.

## نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه نشان داد که اشخاص در وضعیت تحمل وزن بیشتر قادر به شناخت و تعریف زوایای هدف ۴۵، ۶۰ و ۹۰ درجه خم شدن زانو هستند و در وضعیت ایستاده حس وضعیت زانو دقت و reliability بیشتری دارد.

## تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله از کلیه افراد شرکت کننده و نیز اعضای محترم گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی زاهدان که در انجام تحقیق همکاری نمودند، سپاسگزاری می‌نمایند.

## References

1) Grob KR, Kuster MS, Higgins SA, Lloyd DG, Yata H. Lack of correlation between different measurements of proprioception in the knee. J Bone Joint Surg Br. 2002;84(4):614-8.

2) Lephart S M, Kocher M S, Fu F H, Borsa P A, Harner C D. Proprioception following anterior cruciate ligament reconstruction. J Sport Rehabil. 1992;1:188–196.

3) Johansson H, Sjölander P, Sojka P. A sensory role for the cruciate ligaments. Clin Orthop Relat Res. 1991;(268):161-78.

4) Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. Am J Sports Med. 1997;25(1):130-7.

5) Lephart SM, Fu FH. The role of proprioception in the treatment of sports injuries. Sports, Exercise and Injury. 1995;1:96-102.

6) Johansson H, Sjolander P. Neurophysiology of joints. In: Wright V, Radin E. Mechanics of human joints: physiology, pathophysiology, and treatment. 1st. New York: Dekker. 1993; pp:23-30.

7) Bennell KL, Hinman RS, Metcalf BR, Crossley KM, Buchbinder R, Smith M, et al. Relationship of knee joint proprioception to pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. Journal of orthopaedic research. 2003; 21(5):792-797.

8) Andersen SB, Terwilliger DM, Denegar CR .Comparison of open versus closed kinetic chain test positions for measuring joint position sense. J Sport Rehabil. 1995;4: 165-171.

9) Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. J Orthop Sports Phys Ther. 1998;27(4):264-75.

10) Kiefer G, Forwell L, Kramer J, Birmingham T: Comparison of sitting and standing protocols for testing knee proprioception. Physiother Canada. 1998, 50:30-34.

11) Taylor RA, Marshall PH, Dunlap RD, Gable CD, Sizer PS. Knee position error detection in closed and open kinetic chain tasks during concurrent cognitive distraction. J Orthop Sports Phys Ther. 1998; 28(2):81-7.

12) Kramer J, Handfield T, Kiefer G, Forwell L, Birmingham T. Comparisons of weight-bearing and non-weight-bearing tests of knee proprioception performed by patients with patello-femoral pain syndrome and asymptomatic individuals. Clin J Sport Med. 1997;7(2):113-8.

13) Stillman BC, McMeeken JM. The role of weightbearing in the clinical assessment of knee joint position sense. Aust J Physiother. 2001;47(4):247-53.

14) Lönn J, Crenshaw AG, Djupsjöbacka M, Pedersen J, Johansson H. Position sense testing: influence of starting position and type of displacement. Arch Phys Med Rehabil. 2000;81(5):592-7.

15) Hopper DM, Creagh MJ, Formby PA, Goh SC, Boyle JJ,

Strauss GR. Functional measurement of knee joint position sense after anterior cruciate ligament reconstruction. Arch Phys Med Rehabil. 2003;84(6):868-72.

16) Marks R, Quinney HA, Wessel J. Proprioceptive sensibility in women with normal and osteoarthritic knee joints. Clin Rheumatol. 1993;12(2):170-5.

17) Birmingham TB, Inglis JT, Kramer JF, Vandervoort AA. Effect of a neoprene sleeve on knee joint kinesthesis: influence of different testing procedures. Med Sci Sports Exerc. 2000;32(2):304-8.

18) Birmingham TB, Kramer JF, Inglis JT, Mooney CA, Murray LJ, Fowler PJ, Kirkley S. Effect of a neoprene sleeve on knee joint position sense during sitting open kinetic chain and supine closed kinetic chain tests. Am J Sports Med. 1998;26(4):562-6.

19) Olsson L, Lund H, Henriksen M, Rogind H, Bliddal H, Danneskiold-Samse B. Test-retest reliability of a knee joint position sense measurement method in sitting and prone position. Taylor and Francis group. 2004;6(1):37-47.

20) Stillman BC. An investigation of the clinical assessment of joint position sense. PhD thesis, School of Physiotherapy, The University of Melbourne. 2000. http://repository.unimelb.edu.au /10187/839

21) Abelew TA, Miller MD, Cope TC, Nichols TR. Local loss of proprioception results in disruption of interjoint coordination during locomotion in the cat. J Neurophysiol. 2000;84(5):2709-14.

22) Cordo P, Bevan L, Gurfinkel V, Carlton L, Carlton M, Kerr G. Proprioceptive coordination of discrete movement sequences: mechanism and generality. Can J Physiol Pharmacol. 1995;73(2):305-15.

23) Verschueren SM, Swinnen SP, Cordo PJ, Dounskaia NV. Proprioceptive control of multijoint movement: unimanual circle drawing. Exp Brain Res. 1999;127(2):171-81.

24) Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a dynamometric map' for human balance control. Neuroreport. 1998;9(14):3247-52.

25) Refshauge KM, Fitzpatrick RC. Perception of movement at the human ankle: effects of leg position. J Physiol. 1995;488 (Pt 1): 243-8.

26) Burke D, Gandevia SC, Macefield G. Responses to passive movement of receptors in joint, skin and muscle of the human hand. J Physiol. 1988;402:347-61.

27) Nade S, Newbold PJ, Straface SF. The effects of direction and acceleration of movement of the knee joint of the dog on medial articular nerve discharge. J Physiol. 1987; 388:505-19.

28) Loudon JK. Measurement of knee-joint-position sense in women with genu recurvatum. J Sport Rehabil. 2000;9:15-25.

29) Wilson LR, Gandevia SC, Burke D. Discharge of human muscle spindle afferents innervating ankle dorsiflexors during target isometric contractions. J Physiol. 1997;504 ( Pt 1):221-32

30) Clapp S, Wing AM. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. Exp Brain Res. 1999;125(4):521-4.

31) Rabin E, Bortolami SB, DiZio P, Lackner JR. Haptic stabilization of posture: changes in arm proprioception and cutaneous feedback for different arm orientations. J Neurophysiol. 1999;82(6):3541-9.

32) Rozzi SL, Lephart SM, Gear WS, Fu FH. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. Am J Sports Med. 1999;27(3):312-9.

33) Huston LJ, Wojtys EM. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. Am J Sports Med. 1996;24(4):427-36.