

تأثیر بیومکانیکی چسب زدن بر روی استخوان پاتلا (کشک) در افراد مبتلا به سندرم درد مفصل پاتلوفمورال (PFPS)

دکتر جاوید مستمند*، دن ال بیدر^۱، دکتر زویی هادسون^۲

چکیده

مقدمه: سندرم درد مفصل پاتلوفمورال (PFPS) یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی-عضلانی ناحیه زانو در بالغین به شمار می‌رود. چسب زنی ناحیه پاتلا (Patellar taping)، روش درمانی مؤثر جهت تسکین علائم در طیف وسیعی از این دسته از بیماران می‌باشد. اگرچه کاهش علائم دردناک ممکن است مربوط به تغییر یافتن نیروهای وارد بر مفصل پاتلوفمورال متعاقب استفاده از چسب باشد، با این وجود مکانیسم کاهش علائم به درستی مشخص نشده است.

مواد و روش‌ها: جهت تعیین اثرات چسب زنی پاتلا بر بیومکانیک مفصل پاتلوفمورال بیماران مبتلا به PFPS، مطالعه‌ای از نوع مورد-شاهدی طراحی گردید. با استفاده از یک سیستم آنالیز کننده حرکت و یک دستگاه سکوی ثبت نیرو، نیروی واکنشی مفصل پاتلوفمورال (PFJRF) مربوط به ۱۸ فرد مبتلا به PFPS و تعداد مشابهی از افراد سالم گروه شاهد، مورد ارزیابی قرار گرفت. این نیروها از زانوی آسیب دیده افراد مبتلا به PFPS، قبل از اعمال چسب، در حین اتصال چسب به ناحیه زانو و در نهایت پس از برداشته شدن آن در خلال مرحله انقباض واگرای (Eccentric) فعالیت حرکتی خمیدگی یک طرفه زانو (Single leg-squatting) به دست آمد. ارزیابی مشابهی از همین نیروها، از زانوی سمت سالم بیماران و همچنین هر دو زانوی افراد گروه شاهد در خلال فعالیت حرکتی مشابه انجام پذیرفت.

یافته‌ها: میانگین عددی PFJRF پس از یک دوره اعمال چسب بر روی استخوان پاتلا (۱۷۲۰ نیوتن، $SD = ۳۰۳$)، کاهش معنی‌داری نسبت به حالت قبل از استفاده از چسب (۲۰۲۵ نیوتن، $SD = ۳۴۷$) پیدا کرد ($P < ۰/۰۵$). مقادیر عددی PFJRF مربوط به زانوی آسیب دیده بیماران مبتلا به PFPS در حالت قبل از استفاده از چسب ناحیه پاتلا و همچنین افراد سالم گروه شاهد (۱۹۲۲ نیوتن، $SD = ۳۹۸$) تفاوت معنی‌داری را نشان نمی‌داد ($P > ۰/۰۵$).

بحث: کاسته شدن از نیروهای وارد بر مفصل پاتلوفمورال در حین استفاده از چسب ناحیه پاتلا که همزمان با کاهش محسوس درد در این مفصل به وقوع پیوست، ممکن است دلیل قانع کننده‌ای برای مکانیسم کاهش درد، پس از استفاده از این روش درمانی در مبتلایان به PFPS باشد.

کلید واژه‌ها: چسب زنی پاتلا، بیومکانیک مفصل پاتلوفمورال.

تاریخ دریافت: ۸۷/۱۱/۱۸

تاریخ پذیرش: ۸۸/۲/۲۰

*دکترای تخصصی فیزیوتراپی (گرایش پزشکی ورزشی)، استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
E-mail: mostamand@rehab.mui.ac.ir

۱- استاد مهندسی پزشکی، گروه مهندسی، دانشگاه کوپن مری لندن، لندن، انگلستان.

۲- دکترای تخصصی فیزیوتراپی (گرایش پزشکی ورزشی)، مرکز پزشکی ورزشی و تمرینات ورزشی، دانشکده پزشکی و دندان پزشکی، دانشگاه بارترز و کوپن مری لندن، لندن، انگلستان.

مقدمه

اگرچه تاکنون علت ابتلا به سندرم درد مفصل پاتلوفمورال (PFPS) به درستی مشخص نشده است، با این وجود برخی پژوهشگران بر این باورند که وجود درد و ناراحتی در این افراد شاید ناشی از عوامل غیر طبیعی بیومکانیکی در مفصل پاتلوفمورال باشد که در هنگام انجام فعالیت‌های معمول روزمره باعث تغییر در نحوه توزیع نیروهای فشارنده بر این مفصل می‌شود (۱). چنین دردی اغلب با انجام فعالیت‌های همراه با خمیدگی زانو نظیر بالا و پایین رفتن از پله (۲) یا نشستن طولانی مدت (۳) وخیم‌تر می‌شود. اعتقاد بر این است که چنین فعالیت‌هایی سبب وارد آمدن نیروی واکنشی بیشتری بر روی مفصل پاتلوفمورال (PFJRF) و فشار بر روی این مفصل خواهد شد (۴، ۵). دلیل این امر شاید مربوط به خط سیر نامناسب استخوان پاتلا درون ناودان بین کوندیلی فمور باشد (۶). بنابراین می‌توان این گونه فرض نمود که چنین نیروها و فشارهایی در مبتلایان به PFPS، در حین اجرای فعالیت‌هایی که توأم با خمیدگی زانو است افزایش یافته، باعث احساس درد می‌شود.

تکنیک چسب زنی پاتلا یکی از مؤثرترین روش‌های درمانی جهت بهبود علائم PFPS در ۹۲ درصد بیماران شناخته شده است که احتمال می‌رود با ترمیم خط سیر پاتلا و قرار دادن آن در مرکز ناودان بین کوندیلی فمور، تأثیر درمانی خود را بر جا گذارد (۳). از آن جا که مکانیسم تأثیرگذاری چسب بر مفصل پاتلوفمورال به درستی مشخص نشده است، بنابراین فرض بر این است که کاربرد چسب، گشتاور اکستنسوری زانو (M_k) و PFJRF را در حین فعالیت‌های توأم با خمیدگی زانو تغییر دهد (۷، ۸). تأثیر چسب پاتلا بر گشتاور زانوی افراد سالم در حین اجرای حرکت بالا رفتن و پایین آمدن پله، پیش‌تر مورد مطالعه قرار گرفته است (۹). این پژوهشگران دریافته‌اند که کاربرد چنین روشی دامنه گشتاور زانو را در صفحات کورونال و عرضی کاهش می‌دهد. بنابراین کاهش سطح M_k و به دنبال آن کاهش میزان PFJRF، ممکن است توضیحی بر کاهش درد، متعاقب استفاده از چسب در مبتلایان به PFPS باشد.

علاوه بر این، پژوهش‌های انجام پذیرفته توسط Ernest و

همکاران (۱۰) و Salsich و همکاران (۱۱) بر روی مبتلایان به PFPS، تأثیر چسب زنی پاتلا بر گشتاور زانو در صفحه ساژیتال را در حین فعالیت‌های پرش یک طرفه بر روی یک پا و بالا و پایین رفتن از پله مورد ارزیابی قرار داد. نتایج حاصل از این پژوهش‌ها نشان داد که چسب پاتلا میزان گشتاور زانو را در صفحه مزبور در این بیماران افزایش می‌دهد.

وجود مقادیر مختلف گشتاور در صفحات حرکتی گوناگون در هر دو گروه افراد سالم و بیمار، انجام پژوهش‌های بیشتر را برای یافتن توضیحی بر تغییرات کینتیکی متعاقب استفاده از چسب در افراد مبتلا به PFPS اجتناب ناپذیر می‌ساخت. تا آن جا که نویسندگان مقاله حاضر اطلاع یافتند مطالعه یا مطالعاتی که میزان تأثیر چسب زنی پاتلا را به طور همزمان بر گشتاور زانو و PFJRF در صفحه ساژیتال در حین فعالیت خمیدگی یک طرفه زانو (Single leg squatting) در این گروه از بیماران نشان داده باشد به ثبت نرسیده بود. بنابراین پژوهش پیش رو به منظور اندازه‌گیری گشتاور زانو و متعاقب آن میزان PFJRF پس از استفاده از چسب پاتلا در مبتلایان به PFPS طراحی گردید. در واقع هدف از اجرای این پژوهش یافتن روش‌هایی جهت توضیح غیر مستقیم مکانیسم کاهش درد پس از استفاده از چسب پاتلا بود.

مواد و روش‌ها

۱۸ بیمار مبتلا به PFPS از بخش فیزیوتراپی بیمارستان Mile End لندن در این پژوهش شرکت کردند. تشخیص ضایعه در کلیه افراد با استفاده از معاینات بالینی انجام گرفته از سوی فیزیوتراپیست‌های با تجربه انجام پذیرفت، اما تصمیم نهایی ورود بیماران به این مطالعه توسط پژوهشگر اصلی این پروژه و بر اساس دارا بودن کلیه معیارهای ورود به این مطالعه اتخاذ گردید (جدول ۱).

تعدادی یکسان با گروه بیماران از میان افراد سالم که هیچ‌گونه سابقه‌ای از درد زانو را گزارش نکرده بودند نیز از بین دانشجویان و کارکنان دانشگاه کوپین مری لندن انتخاب شدند و در گروه شاهد جای گرفتند. این پروژه قبل از اجرا مورد تأیید کمیته پژوهشی اخلاق پزشکی منطقه سیتی و شرق شهر لندن قرار گرفته بود.

جدول ۱. معیارهای ورود و خروج بیماران و افراد سالم در پژوهش

معیارهای خروج	معیارهای ورود
۱- وجود هر گونه ضایعه تروماتیک، التهابی یا عفونی در اندام تحتانی	۱- وجود درد مبهم در ناحیه قدامی یا خلفی پاتلا که حداقل با انجام دو فعالیت عملکردی روزانه ذیل وخیم‌تر می‌گردید
۲- دررفتگی یا نیمه دررفتگی در مفصل پاتلوفمورال	- نشستن طولانی مدت
۳- سابقه جراحی بر روی زانو	- بالا رفتن از پله
۴- هر گونه علامتی دال بر استئوآرتریت ثانویه مفصل زانو	- چمباتمه زدن
	- دویدن
	- دو زانو زدن
	- لی‌لی کردن / پرش
	۲- بروز درد در هنگام درخواست از بیمار برای قرار گرفتن ۱۰ ثانیه‌ای در وضعیت چمباتمه بر روی یک پا
	۳- سن کمتر از ۴۰ سال برای هر دو جنس
	۴- تکمیل فرم رضایت‌نامه
همانند موارد پیش گفته	۱- یکسان بودن شرایط سن، جنس، قد و وزن گروه
	شاهد با بیماران مستقر در گروه آزمون
	۲- تکمیل فرم رضایت‌نامه

مبتلایان به PFPS

گروه شاهد

۱- یکسان بودن شرایط سن، جنس، قد و وزن گروه
شاهد با بیماران مستقر در گروه آزمون

۲- تکمیل فرم رضایت‌نامه

اشیا کره‌ای شکل (۲/۵ سانتی‌متری) بر روی نقاط استخوانی ویژه موسوم به سر دومین استخوان متاتارس، قوزک خارجی پا، سطح خارجی ساق، اپی کوندیل خارجی فمور و سطح خارجی هر دو اندام تحتانی افراد قرار داده می‌شد (۵). پس از آماده سازی اولیه، افراد چندین بار حرکت چمباتمه زدن بر روی یک پا را تمرین می‌کردند اما به بیماران توصیه می‌گردید که حداقل تمرین را انجام دهند تا قبل از انجام آزمون اصلی، درد آن‌ها تشدید نشود.

روش انجام آزمون‌ها:

۱- ارزیابی بیومکانیکی مبتلایان به PFPS قبل از استفاده از چسب پاتلا

با استفاده از اعداد زوج و فرد نوشته شده بر روی کاغذهای قرعه‌کشی، یکی از پاهای راست یا چپ افراد، جهت شروع آزمون انتخاب می‌گردید. سپس از مبتلایان به PFPS

تجهیزات مورد استفاده: از یک سیستم آنالیز کننده حرکتی (SIMI Motion-2D and 3D Motion Analysis, version 7.0-GmbH, Germany) مجهز به دو دوربین (DCR-VX2000E, Sony, Japan) برای ثبت مختصات سه بعدی نشانگرهای انعکاسی نصب شده بر مناطق ران، ساق و پای افراد، از میزان فرکانس ۶۰ هرتز استفاده گردید. اطلاعات مربوط به نیروی عکس‌العمل سطح زمین نیز توسط یک سکوی ثبت نیرو (Kistler, 2812A-3, version 3.20, Switzerland) با فرکانس ۶۰۰ هرتز به دست آمد.

آماده سازی افراد: پس از آن که همگی افراد، معیارهای ورود به پژوهش را به دست آوردند اطلاعات آنتروپومتریک مربوط به گروه‌های بیمار و شاهد اندازه‌گیری گردید (۱۲). برای جمع‌آوری اطلاعات کینماتیک افراد، با استفاده از چسب‌های دو طرفه، نشانگرهای سطحی منعکس کننده نور

حرکت، آزمون آغاز می‌شد. اطلاعات مورد نظر به صورت همزمان از طریق سیستم تصویری و سکوی نیرو ثبت می‌گردید. به محض آن که افراد ۳ حرکت درخواستی را به پایان می‌رساندند، عمل ثبت اطلاعات متوقف می‌شد. با تکمیل این مرحله از آزمون، آزمون یکسانی بر روی پای مقابل افراد انجام می‌پذیرفت.

۲- ارزیابی بیومکانیکی مبتلایان به PFPS در حین اتصال چسب پاتلا بر روی مفصل پاتلوفمورال

پس از ثبت اطلاعات در مرحله اول آزمون، با استفاده از آزمون‌های مکان سنجی پاتلا (۳) نوع آنورمالیتی در مفصل پاتلوفمورال شناسایی می‌شد و بلافاصله از چسب پاتلا برای اصلاح لغزش خارجی پاتلا (Patellar glide technique) بر مفصل مبتلایان به PFPS استفاده می‌گردید (شکل ۲). انتخاب روش اصلاح وضعیت پاتلا، هم به نوع آنورمالیتی مفصل و هم به میزان گزارش کاهش درد از سوی بیمار بستگی داشت.



شکل ۲. تکنیک چسب زنی رو به سمت داخل پاتلا

پس از اعمال چسب، از هر بیمار خواسته می‌شد تا بار دیگر حرکت چمباتمه زدن را انجام دهد و به مدت ۱۰ ثانیه نگه دارد. در این حال میزان درد بیمار بر روی یک برگه VAS مجزا ثبت می‌شد. چنانچه سطح درد بیمار حدود ۵۰ درصد کاهش می‌یافت، تکنیک چسب زنی به کار گرفته شده قابل قبول تلقی می‌گردید (۱۳). پس از ثبت میزان درد در حین اتصال چسب به مفصل پاتلوفمورال، با همان روش ذکر شده در مرحله اول و در همان جلسه آزمون، اقدام به جمع‌آوری اطلاعات کینتیک و کینماتیک گردید.

درخواست می‌شد تا حرکت چمباتمه زدن بر روی پای دردناک خود را تا زاویه حدود 45° انجام دهند و به طور تقریبی ۱۰ ثانیه نگه دارند. بعد از ۱۰ ثانیه، میزان درد به وجود آمده از این حرکت بر روی نمودار درد (Visual analogue scale) ثبت می‌گردید. در این مرحله به بیماران آموزش داده می‌شد که بر روی یک پای خود روی سکوی ثبت نیرو بایستند و پای دیگر را از روی زمین بلند کنند. سپس هر یک از بیماران عمل چمباتمه زدن بر روی یک پا را از وضعیت خنثی (زاویه صفر درجه خمیدگی زانو) شروع می‌کرد و تا عمق فلکشن تقریباً 45° زانو ادامه می‌داد (جهت حصول اطمینان از استقرار زانو در وضعیت فلکشن 30°)، ضمن آن که مراقب بود تا بدون ایجاد هر گونه انحراف حرکتی در تنه، پاشنه پای خود را همچنان در تماس با زمین نگه دارد (شکل ۱).



شکل ۱. اندازه‌گیری مختصات حرکتی و نیروهای وارد بر زانو حین اجرای حرکت چمباتمه زدن بر روی یک پا

زمان اجرای فعالیت چمباتمه ۳ ثانیه در نظر گرفته شده بود که با استفاده از یک دستگاه زمان سنج (کرونومتر) از ابتدای حرکت فلکشن زانو تا بازگشت کامل آن به اکستنشن ثبت می‌گردید. بنابراین، در مجموع یک دوره زمانی ۱۲ ثانیه‌ای برای اجرای ۳ حرکت تکراری ۳ ثانیه‌ای به انضمام ۳ ثانیه زمان برای مطابقت یافتن فرد با حرکت یاد شده در نظر گرفته شد. پیش از اجرای آزمون، حرکت مورد نظر چندین بار تمرین می‌شد و عمق و طول دوره حرکت به صورت شفاهی به بیمار یادآوری می‌گردید تا بدین‌وسیله حرکت خواسته شده با کنترل آزمونگر انجام پذیرد. پس از آشنایی افراد با زمان و عمق

۳- ارزیابی بیومکانیکی مبتلایان به PFPS پس از برداشته

شدن چسب

پس از اتمام اندازه‌گیری‌ها در مرحله همراه با چسب، با استفاده از برکه‌های آموزشی مصور و همچنین به صورت شفاهی به بیماران آموزش داده می‌شد تا به طور مستقل عمل چسب زنی را در منزل بر روی مفصل پاتلوفمورال خود و در حین دوره پیگیری آزمون‌ها (Follow-up) انجام دهند. همچنین با کمک تصاویر آموزشی از بیماران خواسته می‌شد تا یکسری ورزش‌های تقویتی و کششی را بر روی عضلات اطراف ناحیه زانوی خود در طول دوران پیگیری آزمون‌ها انجام دهند (۱۳). در هر جلسه ارزیابی از بیماران خواسته می‌شد تا نحوه انجام چسب زنی و تمرینات ورزشی را تکرار نمایند تا در صورت وجود اشکال در این جلسات برطرف گردد.

میزان درد در کلیه بیماران با استفاده از VAS در فواصل زمانی ۱۲-۵ روزه، طی دوره پیگیری آزمون مورد ارزیابی قرار می‌گرفت تا این که علایم درد در آن‌ها از بین می‌رفت. طبق مطالعات قبلی، دوره زمانی از بین رفتن درد، حداکثر ۶ هفته پیش‌بینی شده بود (۱۷-۱۳، ۳). به بیماران آموزش داده شده بود که به محض از بین رفتن علایم درد، چسب را از روی مفصل پاتلوفمورال خود برداشته، به آزمایشگاه ثبت اطلاعات مراجعه نمایند. در آن شرایط، از هر بیمار خواسته می‌شد تا برای سومین و آخرین بار بر روی سکوی ثبت نیرو قرار گیرد و با روشی به طور کامل مشابه با دو آزمون قبلی، اطلاعات مورد نظر از زانوی آسیب دیده جمع‌آوری می‌گردید.

۴- ارزیابی بیومکانیکی افراد گروه شاهد

افراد گروه شاهد نیز به طور دقیق مشابه با بیماران تحت آزمون قرار می‌گرفتند. جهت اندازه‌گیری اطلاعات کینماتیک و کینماتیک از هر دو زانوی افراد این گروه بدون آن که هیچ‌گونه مداخله دیگری روی آن‌ها انجام پذیرد، یک جلسه آزمون اختصاص می‌یافت و اطلاعات مزبور در حین حرکت چمباتمه زدن یک طرفه جمع‌آوری می‌گردید. اولویت انجام آزمون بر روی یکی از دو زانو توسط قرعه‌کشی اعداد تصادفی صورت می‌پذیرفت.

تبدیل اطلاعات ثبت شده:

اطلاعات حاصل از مختصات نشانگرها و اطلاعات نیرو به وسیله سیستم آنالیز کننده حرکت (SIMI) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. با استفاده از این سیستم، اطلاعات کینماتیکی سگمان‌های پا (Foot)، ساق پا و ران محاسبه شد. خواص درونی نواحی مورد نظر شامل پا، ساق و ران از مجموع وزن بدن افراد، شکل هندسی سگمان‌ها و اطلاعات ریخت شناسی این سگمان‌ها تعیین گردید (۱۲). اندازه‌گیری زاویه مفصل زانو در صفحه سائیتال و همچنین گشتاور خالص زانو (M_k) از اطلاعات به دست آمده از خواص درونی، کینماتیک سگمانی و اطلاعات کینماتیکی حاصل از سکوی ثبت نیرو و با استفاده از معادلات دینامیکی معکوس (Inverse dynamics equations) مورد محاسبه قرار گرفت (۱۲). میزان عددی PFJRF نیز با استفاده از یک مدل بیومکانیکی ابداعی توسط Salem و Powers محاسبه گردید (۱۸). بر اساس این مدل، نیروی عضلانی کوادری سپس (F_q) برابر بود با گشتاور خالص زانو (M_k) تقسیم بر طول بازوی اهرمی کوادری سپس (L_q)، به عبارت دیگر:

$$F_q = M_k / L_q \text{ (Salem and Powers)}$$

طول بازوی اهرمی (L_q) نیز با استفاده از معادله غیر خطی ذیل، که مطابق با منحنی متناسب با اطلاعات حاصل از پژوهش انجام پذیرفته توسط van Eiden و همکاران (۱۹) به دست آمده است، محاسبه گردید (Salem and Powers)

$$L_q = 80 e^{-5 X^3} - 0.013 X^2 + 0.28 X + 0.046$$

در معادله پیش گفته، X نمایانگر زاویه مفصل تیبیوفمورال می‌باشد. میزان عددی PFJRF عبارت بود از حاصل ضرب نیروی عضله کوادری سپس (F_q) و یک عدد ثابت (K) یعنی:

$$PFJRF = F_q k \text{ (Salem and Powers)}$$

با استفاده از معادله غیر خطی زیر که مطابق با منحنی متناسب با اطلاعات حاصل از پژوهش van Eiden و همکاران (۲۰) به دست آمده است، میزان عدد ثابت K برای زاویه مورد نظر در مفصل زانو (X) محاسبه گردید:

$$(Salem \text{ and Powers}) k = \frac{-3.8e^{-5} X^2 + 1.5e^{-3} X + 0.462}{-7.0e^{-7} X^3 + 1.6e^{-4} X^2 - 0.016X + 1}$$

کلیه آزمون‌ها، خطای نوع I با میزان ۰/۰۵ برای تعیین سطح معنی‌دار آماری در نظر گرفته شد. به منظور انجام کلیه آنالیزهای آماری از نرم‌افزار آماری SPSS_{۱۳} استفاده گردید.

یافته‌ها

اطلاعات جمعیتی و ریخت‌شناسی به دست آمده از هر دو گروه افراد بیمار و سالم در جدول ۲ آورده شده است. آزمون مستقل t نشان داد که هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در متغیرهای سن، وزن و قد افراد دو گروه وجود نداشت ($P > 0/05$).

از آن جا که دو داده اطلاعاتی PFJRF و M_k به واسطه وجود مقادیر ثابت به یکدیگر وابسته‌اند و بنابراین از یک روند معادلاتی مشابه در حین فاز اکستریک حرکت چمباتمه زدن تبعیت می‌نمایند، نتایج مربوط به اندازه‌گیری‌های PFJRF به عنوان حاصل نهایی M_k در این مقاله گزارش شده است. مقادیر M_k در جدول ۳ آورده شده است.

اطلاعات کینتیکی (PFJRF و M_k)، حاصل میانگین ۳ بار تکرار حرکت چمباتمه زدن یک طرفه در هر یک از آزمون‌ها بود. اطلاعات پیش گفته در فاز اکستریک این فعالیت عملکردی و در زاویه 30^0 فلکشن زانو مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

تجزیه و تحلیل داده‌ها:

از آن جا که سری اطلاعات کینتیکی دارای توزیع نرمال بودند، بنابراین آزمون‌های پارامتریک (ANOVA) برای مقایسه این اطلاعات ما بین دو گروه بیمار و سالم در موقعیت‌های مختلف چسب زنی مورد استفاده قرار گرفت. گرچه اطلاعات کینتیکی به صورت دو طرفه در افراد سالم جمع‌آوری گردید، ولی آزمون زوج t نشان داد که اختلاف بین مقادیر میانگین PFJRF و M_k در دو زانوی راست و چپ این افراد از نظر آماری معنی‌دار نبود ($P > 0/05$). بنابراین برای مقایسه نتایج گروه شاهد با نتایج حاصل از دو زانوی آسیب دیده و سالم بیماران، اطلاعات مربوط به دو زانوی افراد سالم با یکدیگر ترکیب گردید. برای

جدول ۲. اطلاعات جمعیتی و ریخت‌شناسی به دست آمده از هر دو گروه افراد بیمار و سالم

تعداد	جنس	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)
		میانگین (انحراف معیار)	میانگین (انحراف معیار)	میانگین (انحراف معیار)
۱۸	۱۱ مرد و ۷ زن	۲۷/۹۵ (۶/۳۰)	۷۱/۵۰ (۹/۵۵)	۱۷۱/۳۰ (۵/۹۵)
۱۸	۱۱ مرد و ۷ زن	۲۶/۴۵ (۴/۹۰)	۷۱/۶۰ (۱۱/۱۵)	۱۷۱/۹۵ (۷/۵۰)

جدول ۳. مقادیر میانگین (SD) گشتاور اکستنسوری زانو (M_k) در افراد مبتلا به PFPS و گروه شاهد در ۵ حالت مختلف چسب زنی

M_k (Nm/kg)	وضعیت چسب زنی پاتلا
۱/۵۱ (۰/۱۷)	UnNT*
۱/۶۱ (۰/۱۹)	BT†
۱/۴۳ (۰/۱۸)	WT‡
۱/۳۷ (۰/۱۹)	AT§
۱/۵۳ (۰/۲۲)	NTHS

UnNT*: زانوهای بدون چسب سمت سالم بیماران، †BT: زانوهای آسیب دیده بیماران قبل از اعمال چسب، ‡WT: زانوهای آسیب دیده بیماران همراه با چسب پاتلا، §AT: زانوهای آسیب دیده بیماران پس از استعمال چسب در دوره پیگیری (Follow-up)، ^{||}NTHS: زانوهای بدون چسب افراد گروه شاهد

PFJRF، ما بین زوج‌های BT و WT و همچنین WT و AT به ترتیب ۱۱/۳ و ۴/۲ درصد بود.

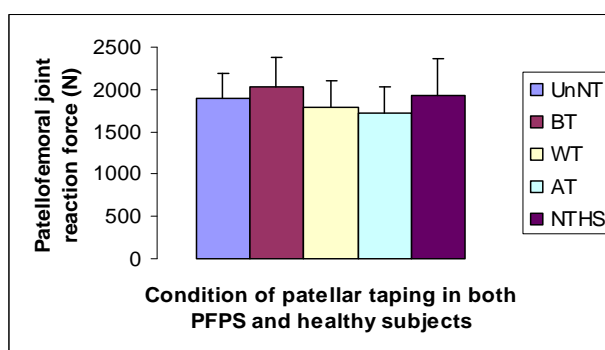
میانگین سطح درد در افراد مبتلا به PFPS، که پیش از اعمال چسب (BT) ۶۰ میلی‌متر ($SD = ۱۰$) بود، در شرایط همراه با چسب (WT) ۳۱ میلی‌متر ($SD = ۱۰$) و پس از اعمال چسب در آخرین جلسه آزمون (AT) ۱۶ میلی‌متر ($SD = ۹$) ثبت گردید. اختلاف بین این مقادیر به طور کامل معنی‌دار بود ($P < ۰/۰۰۱$ ، $F_{۲,۵۱} = ۱۰۱$).

در افراد مبتلا به PFPS، کاهش فوری ۵۰ درصدی درد پس از استفاده از چسب در اولین جلسه آزمون (WT) به وقوع پیوست. همین میزان کاهش درد نیز در آخرین جلسه آزمون (AT) نسبت به وضعیت چسب‌دار زانو در جلسه اول (WT) به دست آمد. کاهش ۵۰ درصدی درد در هر جلسه آزمون نشان داد که حجم این میزان کاهش درد، به طور کامل یکسان اتفاق افتاده بود.

بحث

در این پژوهش، کاهش درد متعاقب استفاده از چسب پاتلا در افراد مبتلا به PFPS به طور دقیق با کاهش M_k (از ۱/۶۱ Nm/kg به ۱/۳۷ Nm/kg) و متعاقب آن کاهش PFJRF همراه بود. بالعکس، نتایج حاصل از دو پژوهش قبلی، بیانگر افزایش مقادیر عددی M_k پس از کاربرد فوری چسب پاتلا بر روی گروهی از بیماران در حین اجرای فعالیت‌های عملکردی بوده است. در یکی از این پژوهش‌ها، Ernest و همکاران (۱۰) نشان دادند که وضعیت چسب‌دار پاتلا باعث ایجاد مقدار بزرگ‌تری از M_k نسبت به وضعیت بدون چسب پاتلا و گروه استفاده کننده از چسب دروغین (Placebo tape) در حین دو فعالیت عملکردی پرش عمودی با یک پا و حرکت بالا رفتن جانبی از پله شده بود. در پژوهشی دیگر، Salsich و همکاران (۱۱) نیز افزایش مشابهی از M_k متعاقب کاربرد چسب پاتلا در حین فعالیت بالا و پایین رفتن از پله را گزارش کردند. در وضعیت بدون چسب و در حین این دو فعالیت مقدار عددی M_k به ترتیب ۰/۱۲ ($SD = ۰/۱۷$) و ۰/۳۷ ($SD = ۰/۱۳$)

میانگین عددی PFJRF مربوط به زانوهای آسیب دیده مبتلایان به PFPS قبل از اعمال چسب (BT)، ۲۰۲۵ نیوتن ($SD = ۳۴۷$) بود که بزرگ‌تر از میانگین عددی این متغیر در زانوهای سمت سالم (UnNT) این افراد (۱۸۹۵ نیوتن، $SD = ۲۸۶$) به ثبت رسید. همچنین میانگین عددی PFJRF مربوط به بیماران در حالت BT نیز بزرگ‌تر از وضعیت‌های همراه با چسب (WT) (۱۷۹۶ نیوتن، $SD = ۲۹۷$) و پس از اعمال چسب در دوره پیگیری آزمون بر روی این افراد (AT) (۱۷۲۰ نیوتن، $SD = ۳۰۳$) و هر دو زانوی افراد گروه شاهد (NTHS) (۱۹۲۲ نیوتن، $SD = ۳۹۸$) بود (شکل ۳).



شکل ۳. مقادیر میانگین عددی PFJRF در بیماران مبتلا به PFPS و گروه شاهد در حالات گوناگون چسب زنی.

نشانه‌های خطا بیانگر SD ۱ می‌باشد. UnNT، زانوهای سالم بدون چسب بیماران؛ BT، زانوهای آسیب دیده بیماران قبل از اعمال چسب؛ WT، زانوهای آسیب دیده بیماران در حین اتصال چسب؛ AT، زانوهای آسیب دیده بیماران پس از اعمال چسب؛ NTHS، زانوهای بدون چسب افراد گروه شاهد

آنالیز واریانس در این مطالعه آشکار کرد که بین میانگین مقادیر PFJRF در ۵ وضعیت مختلف چسب زنی در افراد مبتلا به PFPS و گروه شاهد اختلاف معنی‌داری وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$ ، $F_{۴,۸۵} = ۲/۶۵$).

با استفاده از آزمون‌های چندگانه قیاسی، مقادیر حداقل اختلاف معنی‌دار آماری (LSD) نشان داد که این مقادیر بین وضعیت‌های BT-WT، BT-AT، BT-UnNT و تفاوت معنی‌دار آماری داشت ($P < ۰/۰۵$)، در حالی که هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری ما بین مقایسه‌های زوجی WT-AT و BT-NTHS وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$). حجم اختلاف مقادیر

کاربرد چسب پاتلا باعث بهبود وضعیت آن شود و از این طریق هر گونه جابه‌جایی به سمت پروگزیمال پاتلا را محدود ساخته باشد. چنین محدودیتی می‌تواند در حین حرکت فلکشن زانو باعث تسهیل جابه‌جایی دیستال پاتلا درون شیار بین کوندیلی گردد. در این صورت، چنین وضعیتی باعث کاهش طول بازوی اهرمی کوادری‌سپس و تولید میزان کمتری M_k و در نتیجه میزان کمتری PFJRF خواهد شد.

توضیح دیگری که برای کاهش مقادیر کینتیکی پس از اعمال چسب پاتلا در این پژوهش قابل بیان است، ممکن است در ارتباط با وضعیت تنه فرد و نقش بالقوه آن در ایجاد تغییر در میزان M_k باشد. از آن جا که گشتاور تولید شده توسط کوادری‌سپس برابر است با حاصل ضرب وزن بدن و فاصله بین مرکز ثقل بخش فوقانی بدن و مرکز مفصل زانو (۲۳)، هر گونه عاملی که این فاصله را تغییر دهد، ممکن است که میزان M_k را نیز تغییر دهد. در واقع وجود این گشتاور جهت غلبه بر مقاومت وزن بدن در حین فعالیت‌های همراه با خمیدگی زانوها نظیر چمباتمه زدن ضروری است. بنابراین، خمیدگی بیشتر تنه به سمت جلو، مرکز ثقل بدن را به طرف جلو متمایل کرده، بدین ترتیب میزان کمتری از M_k را فراهم می‌سازد. چنین وضعیتی با کاستن از فاصله ما بین مرکز ثقل بدن تا مرکز مفصل زانو (۲۴) منجر به کاهش انقباض عضله کوادری‌سپس خواهد شد. در این پژوهش به نظر می‌رسد که وجود چسب پاتلا باعث شده باشد که افراد مبتلا به PFPS، وضعیت خمیده‌تری به تنه خود بدهند؛ وضعیتی که ضمن انتقال مرکز ثقل بدن به طرف جلو، گشتاور اکستنسوری کمتری پدید آورده، باعث کاهش متناظر در میزان PFJRF خواهد شد. گرچه فرد آزمونگر، وضعیت تنه افراد را اندازه‌گیری ننمود ولی این احتمال وجود دارد که در حین حرکت چمباتمه زدن یک طرفه، برخی بیماران به منظور حفظ بدن خود در وضعیت متعادل، پیش از کاربرد چسب (BT) تنه خود را در حالت به طور کامل صاف و پس از اعمال چسب (WT) آن را اندکی متمایل به جلو قرار داده باشند. در واقع ممکن است که این دستورالعمل از طریق

Nm/kg بود. همین متغیر پس از استفاده از چسب و در حین دو فعالیت بالا و پایین رفتن از پله به ترتیب 0.30 ($SD = 0.17$) و 0.55 ($SD = 0.14$) Nm/kg گزارش شد.

توضیحات گوناگونی را برای کاهش مقادیر کینتیکی در زمان استفاده از چسب می‌توان در این پژوهش در نظر گرفت. یکی از این توضیحات به عامل بازوی اهرمی عضله کوادری‌سپس باز می‌گردد که ممکن است در نتیجه استفاده از چسب پاتلا تغییر نماید. از آن جا که مقادیر عددی PFJRF محصول نهایی متغیر M_k می‌باشد، هر گونه تغییر بالقوه در بازوی اهرمی کوادری‌سپس ممکن است باعث تغییراتی در M_k و در نتیجه در PFJRF گردد. یکی از پژوهشگران به نام Smidt (۲۱) به این موضوع پی برد که طول بازوی اهرمی کوادری‌سپس در زاویه بین ۳۰ تا ۴۵ درجه فلکشن زانو به حداکثر خود می‌رسد و این طول در هنگامی که زانو در فلکشن کامل قرار گیرد یعنی زمانی که پاتلا از سمت دیستال در شیار بین کوندیلی فمور واقع شود به حداقل خود می‌رسد. ممکن است که این بازوی اهرمی و M_k با هر گونه حرکت بالقوه یا موقعیت استقرار پاتلا تغییر یابد. در یک پژوهش رادیولوژیک مشخص گردید که کاربرد یک Infrapatellar strap بر روی زانوی در حال اکستنشن، توانست که استخوان پاتلا را در مقایسه با فردی که بر روی زانوی او از این Strap استفاده نشده بود به سمت پروگزیمال و قدام جابه‌جا نماید (۲۲). احتمال دارد جابه‌جایی پاتلا به سمت پروگزیمال از فرو رفتن پاتلا به درون شیار بین کوندیلی فمور جلوگیری به عمل آورد و در نتیجه طول بلندتری را برای بازوی اهرمی پاتلا حفظ نماید. در شرایط مطلوب، استخوان پاتلا در هر دو صفحه فرونتال و ساژیتال موازی با فمور قرار می‌گیرد؛ به طوری که در وضعیت اندک خمیدگی زانو در فاصله‌ای یکسان بین دو کوندیل فمور واقع می‌شود (۳). اما در پژوهش فعلی، چسب پاتلا بر روی ناحیه میانی پاتلا استفاده شد تا بدین طریق ضمن استقرار آن در مرکز شیار بین کوندیلی، هر گونه لغزش و تیلت خارجی پاتلا اصلاح شود. بنابراین، این احتمال وجود داشته است که

نتیجه‌گیری

هدف از انجام تکنیک چسب زنی بر روی مفصل پاتلوفمورال، قرار دادن این مفصل در راستای صحیح خود و در نتیجه کاستن از میزان درد در بیماران مبتلا به PFPS می‌باشد. پژوهش حاضر نشان داد که مقادیر عددی PFJRF در زانوهای آسیب دیده این بیماران بزرگ‌تر از همین مقادیر در زانوی سالم این افراد بود. البته بین مقادیر عددی مربوط در زانوی آسیب دیده بیماران با همین مقادیر در زانوهای گروه شاهد تفاوتی دیده نشد که این عدم اختلاف به احتمال زیاد مربوط به حجم به نسبت کم نمونه‌های انتخابی در این پژوهش می‌باشد. همچنین مشخص گردید که این دستورالعمل درمانی در حین فعالیت چمباتمه یک طرفه، همپای کاستن از مقادیر PFJRF، میزان سطح درد را نیز به طرز چشمگیری کاهش می‌دهد. احتمال دارد که کاهش در میزان این مقادیر کینتیکی در اثر تغییر در طول بازوی اهرمی عضله کوادری سپس، پس از استعمال چسب پاتلا به وجود آمده باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله به عنوان بخشی از پایان‌نامه ارائه شده در مقطع دکترای تخصصی (PhD) در دانشگاه کوئین مری لندن تهیه شد که تحت حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و وزارت بهداشت، درمان و آموزش پزشکی ایران قرار داشت.

References

1. Sikorski JM, Peters J, Watt I. The importance of femoral rotation in chondromalacia patellae as shown by serial radiography. *J Bone Joint Surg Br* 1979; 61-B(4): 435-42.
2. Gaffney K, Fricker P, Dwyer T, Barrett E, Skibinski K, Coutts R. Patellofemoral pain. A comparison of two treatment programmes. *Excel* 1992; 8: 179-89.
3. McConnell J. The management of chondromalacia patellae: a long term solution. *Aust J Physiotherapy* 1986; 32(4): 215-33.
4. Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patella-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand* 1972; 43(2): 126-37.
5. Wallace DA, Salem GJ, Salinas R, Powers CM. Patellofemoral joint kinetics while squatting with and without an external load. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32(4): 141-8.
6. Hvid I, Andersen LI, Schmidt H. Chondromalacia patellae. The relation to abnormal patellofemoral joint mechanics. *Acta Orthop Scand* 1981; 52(6): 661-6.
7. Larsen B, Andresen E, Urfer A, Mickelson MR, Newhouse KE. Patellar taping: a radiographic examination of the medial glide technique. *Am J Sports Med* 1995; 23(4): 465-71.

برخی مکانیسم‌ها نظیر کاهش سطح درد یا بهبود حس ثبات در بدن باعث تغییر وضعیت تنه و در نتیجه پدید آوردن میزان کمتری M_k شده باشد.

کاهش میزان M_k در این پژوهش، مطابق با نتایجی است که توسط Selfe و همکاران (۹) گزارش شده است. این پژوهشگران نشان دادند که دامنه گشتاورهای چرخشی از $0.12 / 0.03$ (SD = 0.03) پیش از اعمال چسب پاتلا به $0.09 / 0.02$ (SD = 0.02) پس از اعمال آن کاهش یافت. اگرچه آن‌ها در مطالعه خود، چسب مزبور را بر روی مفصل پاتلوفمورال افراد سالم به کار بردند اما کسب نتایج یکسان، ممکن است توضیحی بر این موضوع باشد که این روش درمانی برای تغییر بیومکانیک مفصل پاتلوفمورال در حین فعالیت‌های عملکردی به طور کامل مؤثر می‌باشد.

هدف اصلی از اجرای این پژوهش در افراد مبتلا به PFPS، یافتن توضیحی بر مکانیسم بالقوه کاهش درد پس از استعمال چسب پاتلا بر روی مفصل پاتلوفمورال بود. به نظر می‌رسد که نتایج حاصل از این پژوهش بتواند به طور غیر مستقیم این موضوع را با جزئیات بیشتری توضیح دهد. اکنون می‌توان این نظریه را مطرح نمود که کاهش درد متعاقب استفاده از چسب پاتلا ممکن است ناشی از کاهش نیروهای واکنشی وارد بر مفصل پاتلوفمورال (PFJRF) در بیماران مبتلا به PFPS پدید آمده باشد.

8. Somes S, Worrell TW, Corey B, Ingersol CD. Effects of patellar taping on patellar position in the open and closed kinetic chain: a preliminary study. *Sports Rehab* 1997; 6(4): 299-308.
9. Selfe J, Richards J, Thewlis D, Kilmurray S. The biomechanics of step descent under different treatment modalities used in patellofemoral pain. *Gait Posture* 2008; 27(2): 258-63.
10. Ernst GP, Kawaguchi J, Saliba E. Effect of patellar taping on knee kinetics of patients with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 1999; 29(11): 661-7.
11. Salsich GB, Brechter JH, Farwell D, Powers CM. The effects of patellar taping on knee kinetics, kinematics, and vastus lateralis muscle activity during stair ambulation in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32(1): 3-10.
12. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3rd ed. New York: A Wiley-Inter Science; 1990.
13. Crossly K, Bennell K, Green S, Cowan S, McConnell J. Physical therapy for patellofemoral pain: a randomized, double-blinded, placebo-controlled trial. *Am J Sports Med* 2002; 30(6): 857-65.
14. Clark DI, Downing N, Mitchell J, Coulson L, Syzpryt EP, Doherty M. Physiotherapy for anterior knee pain: a randomized controlled trial. *Ann Rheum Dis* 2000; 59(9): 700-4.
15. Eburne J, Bannister G. The McConnell regimen versus isometric quadriceps exercises in the management of anterior knee pain. a randomized prospective controlled trial. *Knee* 1996; 3(3): 151-3.
16. Harrison EL, Sheppard MS, McQuarrie AM. A randomized controlled trial of physical therapy treatment programs in patellofemoral pain syndrome. *Physio Can* 1999; 93-100.
17. Kowall MG, Kolk G, Nuber GW, Cassisi JE, Stern SH. Patellar taping in the treatment of patellofemoral pain. a prospective randomized study. *Am J Sports Med* 1996; 24(1): 61-6.
18. Salem GJ, Powers CM. Patellofemoral joint kinetics during squatting in collegiate women athletes. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001; 16(5): 424-30.
19. Van Eijden TM, Kouwenhoven E, Verburg J, Weijs WA. A mathematical model of the patellofemoral joint. *J Biomech* 1986; 19(3): 219-29.
20. Van Eijden TM, Weijs WA, Kouwenhoven E, Verburg J. Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. *Acta Anat (Basel)* 1987; 129(4): 310-4.
21. Smidt GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J Biomech* 1973; 6(1): 79-92.
22. Levine J. A new brace for chondromalacia patella and kindred conditions. *Am J Sports Med* 1978; 6: 137-40.
23. Fu FH, Berger RA. Patellofemoral biomechanics. In: Fox JM, Del Pizzo W, Editors. *The patellofemoral joint*. New York: McGraw-Hill; 1993. p. 49-62.
24. Berger RA, Elbaum LH, Hodge WA. Advantages in total body performance of unicompartmental knee replacement over total knee replacement. *Orthopaedic Transactions* 1990; 14(2): 406.

Biomechanical effects of patellar taping in subjects with patellofemoral pain syndrome (PFPS)

*Mostamand J PhD**, *Bader D¹*, *Hudson Z PhD²*

Received date: 07/02/2009

Accept date: 10/05/2009

Introduction: Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is one of the most common musculoskeletal disorders affecting adults. Patellar taping provides an effective treatment in alleviating the symptoms of a high proportion of subjects who present with PFPS. The mechanisms of pain reduction have not completely been established, although it may be related to alteration in the kinetics of patellofemoral joint following taping.

Materials and Methods: A Case-control study was designed to examine the effects of patellar taping on the biomechanics of the patellofemoral joint in subjects with PFPS. Patellofemoral joint reaction force (PFJRF) of eighteen subjects with PFPS and the similar number of healthy controls were assessed using a motion-analysis system and one force plate. This procedure was performed on the affected knee of subjects with PFPS, before, with and finally after patellar taping during the eccentric phase of single leg squatting. Unaffected knee of subjects with PFPS and both knees of control group were also undergone the similar procedure.

Results: The result revealed that the mean values of PFJRF prior to taping (2025 ± 347 N) had decreased significantly following a period of taping and exercises (1720 ± 303 N) ($P < 0.05$). The PFJRF values of affected knees of subjects with PFPS before application of tape, and healthy controls (1922 ± 398 N) were not significantly different ($P > 0.05$).

Conclusion: The corresponding decrease of pain level accompanied with the decreased kinetics, may explain the mechanism of pain reduction following patellar taping in subjects with PFPS.

Keywords: Patellar taping, PFJ biomechanics.

* Assistant Professor of Physiotherapy (Sport Medicine Branch), Department of Physiotherapy, Faculty of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran. E-mail: mostamand@rehab.mui.ac.ir

1- Professor of Medical Engineering, Department of Engineering, Queen Mary University of London, Mile End Road, London, UK.

2- PhD, Course Leader and Senior Clinical Lecturer, Centre for Sports and Exercise Medicine, Barts and the London Queen Mary's School of Medicine and Dentistry, Mann Ward, Mile End Hospital, Bancroft Road, London, UK.