

# تأثیر اعمال بار بر الگوی حرکتی مفاصل شرکت کننده در دو شیوه

## برداشتن شیء

فاطمه غیاثی\*، دکتر محمد رضا نوربخش\*\*، دکتر مهیار صلواتی\*\*، دکتر نادر معروفی\*\*\*

\*دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی زاهدان، دانشکده پیراپزشکی، گروه فیزیوتراپی

\*\*دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه فیزیوتراپی

\*\*\*دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران، دانشکده توانبخشی

### چکیده

هماهنگی لازم بین مفاصل شرکت کننده در هر فعالیت مهم می‌باشد. هماهنگی بین مفاصل و عضلات سبب اعمال و پخش مناسب نیرو برستون فقرات کمری و مفاصل اندام تحتانی می‌شود. در صورتیکه این هماهنگی به هر دلیلی از جمله درد و یا اعمال نیروی زیاد بر ستون فقرات از بین برود، احتمال بروز و ماندگار شدن درد در نواحی کمر و اندام تحتانی افزایش می‌یابد. از طرفی هماهنگی بین مفاصل در طی بلند کردن اشیاء در صورت افزایش وزن بار تغییر می‌یابد. از بین رفتن هماهنگی و زمان وارد عمل شدن مفاصل، سبب اعمال نیروی زیاد بر ستون فقرات و در نتیجه درد می‌شود. از اینرو در این مطالعه به بررسی ریتم و الگوی حرکتی مفاصل شرکت کننده (هماهنگی مفاصل) در دو شیوه برداشتن شیء به روش خمیده و چمباتمه پرداخته و تأثیر اعمال بار بر ریتم حرکتی مفاصل شرکت کننده مورد ارزیابی قرار گرفت.

۴۵ مرد سنین ۲۰-۴۰ سال در این آزمون که از نوع تجربی و مداخله‌ای است شرکت داشتند. افراد یکبار سبیدی را بدون وزنه با دو شیوه چمباتمه و خمیده برداشته و بار دیگر در داخل سبید باری به وزن ۱۰٪ وزن بدن شخص قرار گرفته و بار و سبید با دو شیوه چمباتمه و خمیده برداشته شد. الگوی حرکتی که نشان‌دهنده هماهنگی میان مفاصل است با استفاده از Three-Dimensional Optoelectric Motion Analysis System مورد آنالیز قرار گرفت. نتایج توسط نرم‌افزار آماری SPSS و آزمون آنالیز واریانس برای داده‌های تکراری مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت.

یافته‌ها نشان داد که اضافه شدن بار سبب تغییر در ریتم حرکتی مفاصل شرکت کننده می‌شود. با اضافه شدن وزنه از دامنه حرکتی ستون فقرات کاسته شده و از ۲۲/۲ به ۱۴ درجه می‌رسد. در وضعیت چمباتمه نیز دامنه حرکتی ستون فقرات از ۱۵/۱ به ۲۳/۷ درجه می‌رسد. نتیجه اینکه تفاوت‌های بسیار آشکاری در ریتم حرکتی با اضافه شدن وزنه دیده شد. در روش چمباتمه شخص با اضافه شدن وزنه از مفصل ران و مچ پا کمک می‌گیرد. و در روش خمیده شخص بیشتر از ستون فقرات کمری استفاده می‌کند. این یافته اهمیت ارزیابی ریتم و هماهنگی مفاصل را نشان داده و یکی از علل درد ناحیه کمری را در حین بلند کردن بار سنگین نشان می‌دهد. با افزایش بار ریتم حرکتی نرمال از بین رفته و در نتیجه عامل مهمی در بروز کمردرد محسوب می‌شود. (مجله طبیب شرق، سال چهارم، شماره ۲، تابستان ۱۳۸۱، ص ۷۱ تا ۷۹)

**کلواژه‌ها:** بار، ریتم حرکتی، ستون فقرات کمری، چمباتمه، خمیده

### مقدمه

سخت‌تر شود، هماهنگی بین مفاصل یا ریتم حرکتی پیچیده‌تر شده و از طرف دیگر اهمیت آن بیشتر مطرح می‌شود.<sup>(۱)</sup> درمیان حرکات روزمره بلند کردن اشیاء کاری ضروری، تکراری و چه بسا خطرناک محسوب می‌شود. علی‌رغم ماشینی شدن کار، هنوز بسیاری از کارهای صنعتی

ریتم منظم و یا ترتیب وارد عمل شدن منظم مفاصل برای انجام مناسب و بدون آسیب کارهای روزمره لازم و ضروری است. به عبارتی هماهنگی میان مفاصل مشخصه ضروری یک عملکرد نرمال است. با توجه به اصل گفته شده، بدیهی است که هرچه حرکت پیچیده‌تر شده و یا

در صورت بلند کردن بار سنگین می‌باشد. به عبارتی در حین بلند کردن بار سنگین ضمن اعمال نیروی بیش از حد بر ستون فقرات کمری، ترتیب وارد عمل شدن مفاصل نیز از بین رفته و می‌تواند خطر آسیب ستون فقرات را بالاتر ببرد. تحقیقات انجام شده در این زمینه به بررسی کل مفاصل شرکت کننده پرداخته و اغلب فقط به بررسی الگوی حرکتی بین لگن و کمر پرداخته‌اند و اغلب از وزنه‌های متفاوتی استفاده شده است که الگوی حرکتی را بسیار متفاوت و حتی متناقض نشان داده است.<sup>(۵-۷)</sup> با این توضیح، هدف از این تحقیق بررسی تأثیر اعمال بار بر دامنه حرکتی، ریتم حرکتی و ترتیب وارد عمل شدن مفاصل می‌باشد.

### روش کار

مطالعه از نوع تجربی و مداخله‌ای می‌باشد. (با توجه به مداخله‌ای بودن مطالعه، تعداد حجم نمونه ۶۰ نفر در نظر گرفته شده بود که بعد از آنالیز اطلاعات توسط نرم‌افزار *ELITEplus* فیلمهای مربوط به ۱۵ نفر از افراد قابل آنالیز نبود، در نتیجه تعداد نمونه‌ها به ۴۵ نفر تقلیل یافت). افراد شرکت کننده در تحقیق شامل ۴۵ مرد غیرورزشکار سنین ۲۰-۴۰ سال بودند که از میان دانشجویان خوابگاه دانشگاه علم و صنعت به روش غیراحتمالی و نمونه‌گیری ساده انتخاب شدند.

افراد شرکت کننده دارای هیچگونه پاتولوژی از قبیل پاتولوژی عصبی، عضلانی، ناهنجاری ساختاری در ناحیه ستون فقرات کمری و اندام تحتانی، سابقه درد تیرکشنده در اندام تحتانی، جراحی و ضرب دیدگی در ناحیه ستون فقرات کمری که بر ریتم وارد عمل شدن مفاصل تأثیرگذار باشد، نبودند. برای ثبت الگوی حرکتی هر نمونه از دستگاه آنالیز حرکت سه بعدی که دارای دو دوربین فیلم برداری بود استفاده شد. دوربینها در دو گوشه آزمایشگاه نصب شد و با استفاده از صفحه *grid* ابعاد و فضای کاری لازم برای

با دست انجام می‌شود. بلند کردن شیء از جمله کارهایی است که ارتباط بسیار نزدیکی با کمردرد نیز دارد. مطالعات اپیدمیولوژیک نشان می‌دهد که انجام کارهای دستی یکی از بزرگترین فاکتورهای مهم در افزایش کمردرد می‌باشد.<sup>(۱)</sup> بلند کردن بار نیروی فشارنده زیادی بر ستون فقرات اعمال می‌کند.<sup>(۲-۴)</sup> واضح است که با افزایش وزنه گشتاور فلکسوری و اکستانسوری بیشتری بر ستون فقرات کمری اعمال می‌شود.<sup>(۴)</sup> با توجه به آسیبهای شدیدی که افزایش نیرو بر ستون فقرات ایجاد می‌کند، در صورت ریتم مناسب مفاصل، خم شدن به سمت جلو و برگشت به حالت اولیه براحتی امکان پذیر خواهد بود. در حالت طبیعی در برگشت از وضعیت خمیده، ابتدا لگن به سمت عقب چرخیده و سپس عضلات تنه برای برگشت به وضعیت اول وارد عمل می‌شوند و تنه به راستای اولیه برمی‌گردد. ترتیب وارد عمل شدن مفاصل هماهنگی میان مفاصل نامیده شده و از مبانی مهم بیومکانیک ستون فقرات محسوب می‌شود. بنابراین خم شدن نامناسب به سمت جلو و برگشت نادرست به وضعیت اول مهمترین علت برای کمردرد محسوب می‌شود، در صورتی که به این جنبه از بیومکانیک کمردرد، به دلیل لزوم داشتن مهارت بسیار زیاد در ارزیابی و مشکل بودن ارزیابی ریتم مفاصل توجه کمتری می‌شود. در حالیکه در صورت انجام حرکت به صورت نادرست، نیاز به فعالیت بیشتر عضلات تنه و وارد عمل شدن زود هنگام عضلات تنه خواهد بود که نتیجه آن آسیب و خستگی عضلات و اعمال نیروی بیش از حد بر ستون فقرات کمری می‌باشد.<sup>(۵،۶)</sup>

در صورت اضافه شدن بار، بیومکانیک و هماهنگی مناسب میان مفاصل به دلیل تحمل و اعمال نیروی بیشتر بر ستون فقرات کمری لازم و ضروری است. در صورتی که ریتم مفاصل تحت تأثیر وزنه یا میزان بار باشد، بهم خوردن ریتم وارد عمل شدن مفاصل یکی از علل افزایش کمردرد

در آزمون شماره ۱، شخص از ناحیه زانو خم شده و سبید مقابل پایش را بر می دارد (چمباتمه بدون وزنه)، در آزمون شماره ۲، از فرد خواسته می‌شود، از ناحیه کمر خم شده (خمیده بدون وزنه) و سبید مقابل پایش را برداشته و تا سطح کمر بالا آورد، به طوری در انتهای حرکت، سبید تا سطح کمر بالا آورده شود و آرنج در وضعیت خم شده ۹۰ درجه قرار گیرد. سپس در آزمون شماره ۳ شخص از ناحیه زانو خم شده و سبید و وزنه مورد نظر (۱۰٪ وزن بدن) را از سطح زمین برداشته و تا سطح کمر بالا می‌آورد. (چمباتمه با وزنه) در آزمون شماره ۴ شخص از ناحیه کمر خم شده و سبید و وزنه (۱۰٪ وزن بدن) را از سطح زمین برداشته و تا سطح کمر بالا می‌آورد. (خمیده با وزنه) انتهای آزمون دقیقاً مشابه قبل بود. تغییرات سرعت و یا کنترل سرعت سبب تغییر در الگوی حرکتی هر فرد می‌شود، از اینرو سرعت دلخواه در نظر گرفته شده و فرد با سرعت دلخواه و الگوی حرکتی دلخواه وزنه و سبید را برمی‌داشت. برای حذف اثرات خستگی میان هر آزمون ۲۰-۱۵ ثانیه استراحت داده شد. برای آنالیز آماری از نرم افزار آماری SPSS و از آزمون آماری آنالیز واریانس برای داده‌های تکراری (*Repeated Measurement*) و برای مقایسه داده‌های یازده تایی هر نمونه استفاده شده است.



طیب شرق، سال چهارم، شماره ۲، تابستان ۸۱

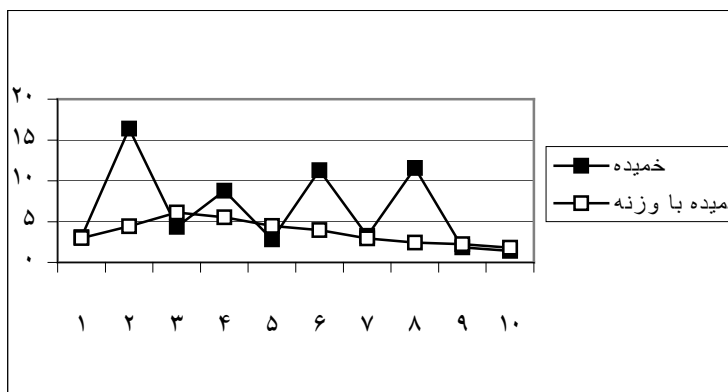
فیلم برداری تنظیم شد. هر کدام از مفاصل باید توسط دو یا سه نشانه برای دستگاه تعریف می‌شد، به عنوان مثال برای مشخص کردن مفصل زانو از سه نشانه که بر برجستگی بزرگ ران و برجستگی خارجی زانو و قوزک خارجی قرار می‌گیرد، استفاده شد. به همین منظور برای نصب نشانه‌ها، نواحی اندام فوقانی، تحتانی و تنه بدون پوشش شده و نشانه‌ها بر نواحی مورد نظر نصب شد (شکل ۱) و ۱۳ نشانه بر نواحی گوش، قله‌شانه، برجستگی خارجی استخوان بازو، برجستگی استخوان ساعد در ناحیه مچ دست، مهره دوازدهم سینه‌ای، مهره سوم کمری، مهره اول خاجی، بال استخوان لگن، برجستگی ران، برجستگی خارجی استخوان ران، قوزک خارجی و سبید قرار گرفت. زاویه تشکیل شده میان دوبه دوی این نشانه‌ها نشان‌دهنده مفصل مورد نظر بود. دوربینها نشانه‌های نصب شده را به عنوان مفاصل فرد شناخته و زاویه مفصلی را در لحظه شروع حرکت، اتمام حرکت و هر ۱۰ درصد ارتفاع حمل سبید نشان می‌دادند، به این ترتیب از هر نمونه ۱۱ زاویه مفصلی بدست می‌آمد. بعد از نصب نشانه‌ها و آمادگی فرد، تستها و آزمونها برای فرد تعریف شده و آموزش لازم در زمینه نحوه بلند کردن شیء به فرد داده می‌شد. سپس به صورت تصادفی یکی از آزمونهای شماره یک تا چهار توسط نمونه انتخاب شده و شخص با روش انتخاب شده سبید و یا وزنه را برمی‌داشت.

### شکل ۱ - شمایی از ممل نصب نشانه‌ها

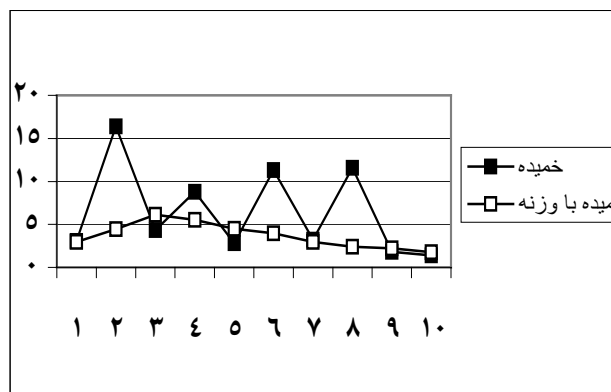
## یافته ها

یافته ( $P = 0/031$ ) و فرد بیشتر از مفصل ران کمک می گرفت. نسبت مفاصل ران - زانو نیز با افزایش وزنه افزایش می یافت و فرد بیشتر از مفصل ران کمک می گرفت. اما نسبت زانو - مچ پا با افزایش وزنه کاهش یافته، فرد بیشتر از مفصل مچ پا کمک می گرفت. (نمودار ۴)

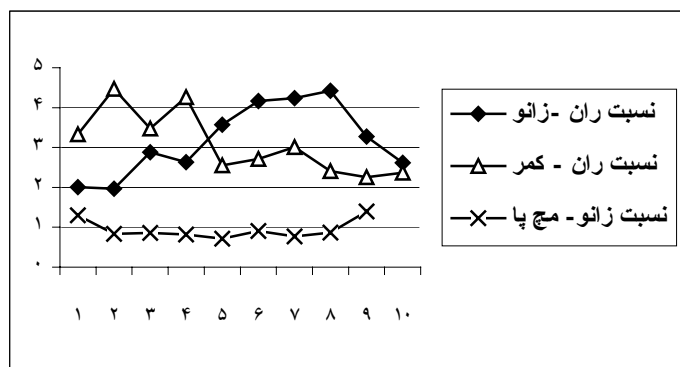
با اضافه شدن وزنه، از دامنه حرکتی ستون فقرات کمری در شیوه خمیده کاسته می شد. (نمودار ۱) دامنه حرکتی در فرد سالم ۲۲/۲ درجه است که با افزایش وزنه به ۱۴ درجه می رسید. از طرفی اضافه شدن بار سبب کاهش در نسبت ران - کمر شده، با افزایش وزنه فرد بیشتر از ستون فقرات کمری استفاده می کرد. (نمودار ۲)



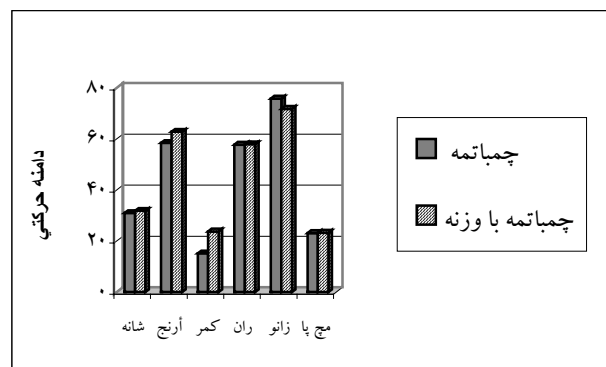
نمودار ۲: نسبت دامنه حرکتی ران-کمر در دو حالت خمیده و کمیده با وزنه



نمودار ۱: دامنه حرکتی مفاصل در دو حالت خمیده و کمیده با وزنه



نمودار ۴: نسبت دامنه حرکتی مفاصل در دو حالت چمباتمه و چمباتمه با وزنه



نمودار ۳: دامنه حرکتی مفاصل در دو حالت چمباتمه و چمباتمه با وزنه

## بحث

اضافه شدن وزنه سبب تغییر در ریتم حرکتی در شیوه خمیده می شود. اعمال بار به میزان ۱۰ درصد وزن بدن نیز می تواند در تغییر ریتم حرکتی دخالت داشته باشد. با اضافه

با افزایش وزنه در شیوه چمباتمه، افزایش در دامنه حرکتی ستون فقرات کمری دیده شد. ( $P = 0/004$ ) دامنه حرکتی از ۱۵/۱ به ۲۳/۷ درجه در شرایط اعمال وزنه می رسید. (نمودار ۳) نسبت ران - کمر با افزایش وزنه افزایش

*Nelson* نیز نشان داد که اکستانسیون تنه از حالت فلکسیون بوسیله چرخش لگن شروع شده و این الگوی حرکتی جهت تأخیر اکستانسیون کمر است، تا زمانی که تنه به اندازه کافی بوسیله چرخش لگن برای کوتاه کردن بازوی گشتاور بار خارجی و کم کردن بار بر عضلات اکستانسور ستون مهره ای بالا آورده شود. مزیت دیگر این الگوی حرکتی این است که ستون فقرات کمری تا زمانی که بر اینرسی بار خارجی غلبه نکند، شروع به اکستانسیون نمی کند. با این روش حداقل فشار بر ستون مهره ای اعمال می شود.<sup>(۷)</sup>

*McClure* علت تغییر در نسبت دامنه حرکتی را افزایش کشش غیرفعال در بافتهای نرم اطراف ستون فقرات کمری و یا انقباض فعال عضلات اکستانسور ستون فقرات کمری می داند.<sup>(۱۲)</sup> *Paquet* معتقد است که انقباض عضلات واکنشی جبرانی و به دلیل لیگامانهای آسیب دیده است.<sup>(۱۳)</sup> از طرفی در شیوه چمباتمه دخالت ستون فقرات کمری ثابت شد. علی‌رغم توصیه شیوه چمباتمه به عنوان شیوه‌ای که ستون فقرات در آن نقشی ندارد، مطالعه فعلی این مطلب را نشان می‌دهد که ستون فقرات کمری در شیوه چمباتمه نیز همانند شیوه خمیده وارد عمل شده و ریتم موجود میان کمر و لگن که در شیوه خمیده به اثبات رسیده بود، در این شیوه نیز دیده می‌شود. این نتیجه در تحقیقات *Dellito, Sparto, Gracovetsky, Potvin* و *Scholz* نیز بدست آمد.<sup>(۹، ۱۰، ۱۱)</sup> وجود ریتم کمری - لگنی در شیوه چمباتمه نیز اثرات مثبتی همانند شیوه خمیده دارد. نکته قابل توجه دیگر این است که بر خلاف آنچه تصور می‌شود، زانو دخالت چندانی در شیوه چمباتمه ندارد و فقط در دامنه میانی آزمون چمباتمه از مفصل زانو کمک گرفته می‌شود که به علت عدم مزیت مکانیکی مناسب در عضله چهارسررانی برای تأمین نیروی اکستانسوری لازم می‌باشد. بنابراین اگر

شدن بار، فرد از همان ابتدا برای تأمین نیروی اکستانسوری از عضلات ستون فقرات کمری و لیگامانها کمک می‌گیرد. *Nelson* می‌گوید که تغییر در ریتم حرکتی به دلیل اضافه شدن بار، سبب وارد عمل شدن عضلات و همکاری هم زمان لیگامانها و عناصر *Passive* خلفی برای ایجاد نیروی اکستانسوری لازم می‌باشد.<sup>(۷)</sup> در شیوه چمباتمه اضافه شدن وزنه سبب افزایش دامنه حرکتی ستون فقرات کمری می‌شود. افزایش دامنه فلکسیون ستون فقرات کمری و اکستانسیون همزمان ران برای افزایش نیروی اکستانسوری لازم، ضروری است.<sup>(۷)</sup> در حالت عادی در ابتدای برداشتن شیء بیشتر از ران استفاده کرده و دامنه حرکتی مورد استفاده در کمر در ابتدای آزمون کاهش یافت. *Gracovetsky* در مورد علت وجود این ریتم در فرد سالم می‌گوید: " بافتهای نرم از قبیل لیگامانها، فاسیا و عضلات در حین چرخش ران و لگن در موقعیت مناسبتری برای ایجاد نیروی مورد نیاز در بلند کردن شیء قرار می‌گیرند. بازوی اهرمی این عناصر بیشتر از عضلات بوده و بدین ترتیب برای ایجاد تعادل بین نیروهای فلکسوری و اکستانسوری، نیروی فشارنده کمتری بر ستون فقرات کمری وارد می‌شود. از طرفی این عناصر با چرخش ران و لگن در موقعیت بهتری از لحاظ کشش قرار گرفته و مقداری از نیرو توسط کشش بافت *Passive* تأمین می‌شود، در نتیجه به علت کاهش انقباض عضلات، نیروی فشارنده کمتری بر ستون فقرات کمری وارد می‌شود.<sup>(۹، ۱۰)</sup> این الگوی حرکتی معروف این مطلب است که در فرد سالم در ابتدا عضلات اکستانسور ران فعال هستند. فعالیت این عضلات سبب چرخش لگن به سمت خلف و اکستانسیون ران می‌شود، که این دو عمل نیز سبب افزایش کشش *Passive* در سیستم لیگامان خلفی و فاسیای تورا کولومبار می‌شود.<sup>(۹-۱۱)</sup>

می‌باشد. با توجه به نتایج بدست آمده، پیشنهاد شیوه ای به عنوان بهترین شیوه بلند کردن بار درست نمی‌باشد. گرچه وضعیت ابتدایی بلند کردن بار فاکتور مؤثری در زمینه هماهنگی و ریتم وارد عمل شدن مفاصل می‌باشد. اما آنچه مهمتر به نظر می‌رسد، حفظ هماهنگی در حین انجام فعالیت می‌باشد. بنابراین پیشنهاد می‌شود، شخص شیوه دلخواه را در بلند کردن شیء بکار برده و در کنار استفاده از شیوه دلخواه، برای ایجاد هماهنگی مناسب میان عضلات و مفاصل، آموزشهایی در جهت رسیدن به این هدف به فرد داده شود. این آموزشها می‌تواند شامل انجام ورزشهای هماهنگ کننده و ثبات دهنده ستون فقرات کمری و لگن در جهت افزایش عکس العمل سیستم عصبی - عضلانی برای شروع حرکت در مفصل و یا تغییر در الگوی حرکتی باشد. از این ورزشها می‌توان در جهت برگشت الگوی حرکتی نرمال در بیماران با درد ناحیه کمر و لگن نیز استفاده شود.

### سیاسگزاری

از کلیه کارکنان دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه علم و صنعت، به ویژه آقای مهندس محمدرضا ملاک زاده که در مراحل مختلف تحقیق پشتیبان و راهنمای من بوده اند، کمال تشکر و سپاسگذاری را دارم.

اکستانسورهای زانو فاکتور محدودکننده در بلند کردن شیء محسوب شود، کاهش کارایی این عضلات شانس آسیب به ستون فقرات کمری را افزایش می‌دهد.<sup>(۱۱)</sup> نکته قابل توجه دیگر دخالت میچ پا در شیوه چمباتمه می‌باشد. دخالت میچ پا به دلیل عدم کارایی عضله چهارسررانی و حضور مناسب و به موقع زانو در طی شیوه چمباتمه و کاهش استرس از ستون فقرات کمری می‌باشد.<sup>(۱۱)</sup> Isear عنوان می‌کند که فعالیت عضلات فلکسور زانو سبب افزایش ثبات در زانو می‌شود، به این ترتیب که با اعمال نیرویی در خلف استخوان تی‌یا - خلاف جهت نیروی رو به جلوی عضله چهارسررانی، سبب ثبات در زانو می‌شود. اما او در ادامه می‌گوید: فعالیت کم عضله فلکسور زانو نمی‌تواند برای مقابله با نیروی عضله چهار سررانی مناسب باشد. شاید عضلات فلکسور زانو به دلیل نقش ثباتی در لگن و اکستانسیون ران فعال هستند.<sup>(۱۷)</sup>

به طور خلاصه نشان داده شد که اضافه کردن وزنه حتی به میزان ۱۰ درصد وزن بدن سبب تغییر در الگوی حرکتی و نحوه وارد عمل شدن مفاصل می‌شود. تغییر در الگوی حرکتی به منظور ایجاد نیروی لازم برای بلند کردن بار ضروری است، اما از طرفی سبب از بین رفتن بیومکانیک مناسب ناحیه ستون فقرات شده و به دلیل عدم جذب مناسب نیروها در ناحیه ستون فقرات و لگن و همچنین به دلیل افزایش وارد عمل شدن عضلات و در نتیجه اعمال نیروی زیاد بر ستون فقرات سبب آسیب ستون فقرات می‌شود. شاید بتوان با جرأت گفت تغییر در ریتم وارد عمل شدن مفاصل و بهم خوردن بیومکانیک مفاصل عامل اصلی افزایش بروز درد در ناحیه ستون فقرات کمری باشد. بنابراین آنچه اساسی تر از شیوه بلند کردن مفاصل می‌باشد، داشتن بیومکانیک و ریتم مناسب حرکتی در طی بلند کردن بار

## References

1. Nordin M, Anderson GBJ. Musculoskeletal disorder in the workplace. First ed. St. Louis: Mosby; 1997. 14-125.
2. Hsiag SM, Mc Gory RW. Three different lifting strategies for controlling the motion pattern of the external load. Ergo 1997; 40:928-39.
3. Dolan P, Earleg M. Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. J Bio 1994; 27:1237-48.
4. Nordin M, Victor H. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. First ed. St. Louis: Mosby; 1989.195-9.
5. Cailliet R. Low Back Pain Syndrome.3<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Davis Company; 1983.128-32.
6. Scholz JP, Milford JP. Neuromuscular coordination of squat lifting. I: effect of load magnitude. Phy Ther 1995; 75:119-32.
7. Nelson JM, Waluisley RP. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion / extention. Spine 1995; 20:199-204.
8. Gracovetsky S, Kary M, Levy S, et al. Analysis of spinal and muscular activity during flexion / extension and free lifts. Spine 1990; 15:1333-9.
9. Gracovetsky S, Kary M, Levy S, et al. The importance of pelvic tilt in reducing compressive stress in the spine during flexion / extension exercises. Spine 1989; 14:412-6.
10. Vakos JP, Nitz AJ, Threlkeld AJ, et al. Electromyography activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift. Effect of varying the lumbar posture. Spine 1994; 19:68-95.
11. Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Havnmudoghlu D, et al. Movement stability and low back pain. The essential role of the sacroiliac. First ed. New York: Churchill living stone; 1996.191-212.
12. McClure PW, Esola M. Kinematic analysis of lumbar and hip motion while rising from a forward flexed position in patient with and without a history of L.B.P. Spine 1997; 22:552-8.
13. Paquet N, Malovin F. Hip-Spine movement interaction and muscle activation pattern during sagittal trunk movements in L.B.P. patients. Spine 1994; 19:596-603.
14. Sparto PJ, Wilkinson A. The effect of fatigue on multi joint kinematics, coordination and postural stability during repetitive lifting test. Josot 1997; 25:101-6.
15. Dellito RS, Steven JR. Electromyographic analysis of two techniques for squat lifting. Phy Ther1987; 67:1329-33.

16. Potvin JR, Mc Gil SM. Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. Spine 1991; 16:1099-107.
17. Isear JA, Worrell TW. Electromyographic analysis of lower extremity muscle recruitment pattern on unload squat. Med Sci Sports Exs 1997; 29:532-9.
18. Sparto PJ, Parnian pour M, Reinsel TE, et al. The effect of fatigue on multi joint kinematics and load shearing during a repetitive lifting test. Spine 1997; 22:2647-54.



## *Evaluation of the effect of load on pattern of motion in Stoop and Squat Lifting*

Ghiasi F\*, Noorbakhsh M.R\*\*, Salavati M\*\*, Maeroofi N\*\*\*

*Reports of interactive between lumbar spine and hip movement vary for stoop & squat, loading conditions. This study analysis two groups of subjects (45 subjects) during stoop & squat lifting with loaded & unloaded. A Three-Dimensional Optoelectric Motion Analysis System was used to measure the amount of lumbar spine and hip motion during stoop and squat lifting. Each subject performed stoop and squat lifting with and without weight.*

*Individuals with loaded tended to move from lumbar spine greater than those with unloaded, especially in the squat lifting (loaded ROM lumbar spine =23.7 & unloaded ROM lumbar spine= 15.1). Individuals with loaded tended to move from the lumbar spine joint smaller than those with unloaded especially in the stoop lifting (loaded ROM lumbar spine =14 & unloaded ROM lumbar spine= 22.2).*

*There was a measurable different between two group subject during stoop & squat lifting with loaded & unloaded. Individuals with loaded tended to move from lumbar spine earlier than those with unloaded, especially in the squat lifting. Individuals with loaded tended to move from the hip joint and ankle joint earlier than those with unloaded especially in the squat lifting. Individuals with loaded tended to move from lumbar spine smaller than those with unloaded, especially in the stoop lifting.*

**KEY WORDS:** *Lifting, Kinematics, load, Pattern of Motion*

\* Physiotherapy dept, paramedical school, Zahedan University of medical sciences and health services, Zahedan, Iran.

\*\* Physiotherapy dept, welfair and rehabilitation school, Tehran, Iran.

\*\*\* Rehabilitation school, Iran University of medical sciences and health services, Tehran, Iran.