

اندازه‌گیری و مقایسه‌ی گشتاورهای برآیند مفاصل بدن حین بلندکردن بار با سرعت‌های متفاوت

مجید قلی‌پور (مربی)
تربیت بدنی، دانشگاه صنعتی شریف
فرزام فرهنگد (دانشیار)
روزیا نوریانی (مربی)
حسام مقصودنلو (کارشناس)
دامون سودبخش و حسین مختارزاده‌سلماسی (کارشناسان ارشد)
گروه بیومکانیک، دانشگاه صنعتی شریف
تهمینہ رضائیان (پژوهشگر)
مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

در این نوشتار اثر سرعت بلندکردن وزنه، بدون خم کردن زانو، بر مقدار گشتاورها و نیروهای ایجاد شده در مفاصل بدن بررسی شده است. برای به‌دست آوردن نیروها و گشتاورها نیز یک مدل دوبعدی ۸ قطعه‌یی از بدن به روش دینامیک معکوس مورد تحلیل قرار گرفته است. داده‌های نیرو توسط صفحه نیرو، و سینماتیک مفاصل و اعضا به‌روش تصویربرداری اندازه‌گیری شدند. نتایج نشان می‌دهد که افزایش سرعت بلندکردن وزنه سبب افزایش ناگهانی نیرو و گشتاور، به‌ویژه در لحظه‌ی جدا شدن وزنه از زمین، در مفاصل زانو و ران می‌شود.

مقدمه

در بسیاری از کارخانه‌های دنیا رعایت اصول ایمنی و برداشتن صحیح اجسام سنگین جزئی از آموزش‌های اولیه به کارکنان محسوب می‌شود و رعایت این اصول در محیط کار الزامی است.^[۱] با این حال، هر ساله افراد زیادی به علت کمردرد ناشی از برداشتن بار ناچار به انجام عمل‌های جراحی، محدود کردن فعالیت‌های بدنی و ترک بعضی از فعالیت‌ها می‌شوند.^[۲] بر این اساس، تاکنون مطالعات متعددی در زمینه‌ی الگوی بهینه‌ی بلندکردن بار انجام شده است که اغلب آنها به مقایسه‌ی دو الگوی اصلی «باربرداری با خم کردن ستون مهره‌یی و بدون خم کردن زانو» و «باربرداری با خم کردن زانو»^[۳] اختصاص داشته‌اند.

در مطالعه‌ی مروری، Van Dieen و همکاران با بررسی ۲۷ مطالعه‌ی منتشر شده بین سال‌های ۱۹۷۶ تا ۱۹۹۸ گزارش کردند که نیروی فشاری وارد بر ستون فقرات که بر کوتاه شدن آن و فشار دیسک بین مهره‌یی اثر می‌گذارد در دو الگوی باربرداری مزبور تفاوت چندانی ندارد. و اندازه‌ی گشتاورهای خالص و نیروهای فشاری تقریباً برابری، ولی در الگوی با خم کردن زانو کمی بیشتر است و فقط زمانی که وزنه بین پاها قرار دارد، نیروی اعمال شده بر اثر بلندکردن بار در الگوی با خم کردن زانو گشتاور خالص کوچک‌تری ایجاد می‌کند.^[۴] در مطالعه‌ی مروری دیگری در زمینه‌ی بیومکانیک باربرداری گزارش شده که بهترین

وضعیت باربرداری زمانی است که بار نزدیک بدن و در ارتفاع ۳۲ تا ۴۴ سانتی‌متری قرار دارد و فعالیت بدون خم کردن زانو و فقط با خم کردن ستون مهره‌یی انجام می‌گیرد. در واقع اگرچه باربرداری بدون خم کردن زانو افزایش گشتاور خمشی وارده بر ستون مهره‌یی را در پی دارد، همزمان به کاهش گشتاور بازکننده‌ی^۳ تولید شده توسط عضلات و نیام^۴ (فاسیا) می‌انجامد.^[۵] از سوی دیگر، Schipplein و همکاران با بررسی موقعیت زویه‌یی، سرعت‌ها و گشتاورهای وارد بر مفاصل L۵-S۱، سرن^۵، زانو و مچ در صفحه‌ی سهمی^۶ حین باربرداری دریافتند که با افزایش بار گشتاورهای وارد بر L۵-S۱ و زانو ابتدا افزایش و سپس کاهش می‌یابند و سینماتیک باربرداری تغییر می‌کند، به‌طوری که در بارهای بزرگ‌تر زانو سریع‌تر باز می‌شود.^[۵] همچنین نتایج مطالعه‌یی که اخیراً توسط Cohoon و همکاران در آزمایشگاه بیومکانیک حرکت انسان در دانشگاه میشیگان انجام شده حاکی از آن است که الگوی باربرداری بدون خم کردن زانو به دلیل فاصله‌ی قدامی بیشتر مرکز ثقل از ستون مهره‌ها و مفصل ران سبب ایجاد کرنش بزرگ‌تری در بخش پایینی ستون مهره‌یی کم‌ری می‌شود.^[۶] و سرانجام محققان در مطالعات جداگانه‌یی با مقایسه‌ی دو روش باربرداری بدون خم کردن و با خم کردن زانو، استفاده از روش بینابینی یعنی باربرداری همراه با خم کردن کمر و زانو^۷ به‌طور همزمان را توصیه کرده‌اند.^[۷ و ۸]

و بند^{۱۶}های بدن نشان داده شده است. با مشخص بودن موقعیت هر یک از مفاصل، و با استفاده از داده‌های تصویربرداری و نیز نیروهای عکس‌العمل زمین به همراه نقطه اثر آن (با استفاده از داده‌های صفحه نیرو)، می‌توان نیروها و گشتاورهای مفصلی را در هر لحظه از حرکت محاسبه کرد.

به دلیل موجود نبودن داده‌های آنتروپومتریک مناسب برای تنه، گشتاورها و نیروهای مفاصل شانه، آرنج و مچ دست با استفاده از موقعیت علامت‌گذار نصب شده بر روی بار و محاسبه‌ی نیروهای اینرسی وارد بر بار، با توجه به معلوم بودن جرم آن، محاسبه شده است. برای محاسبه‌ی طول قطعات بدن از مختصات علامت‌گذارهای نصب شده روی مفاصل استفاده شد. مثلاً با توجه به رابطه‌ی ۱، طول ساق پا محاسبه می‌شود:

$$l_s = \sqrt{(X_k - X_a)^2 + (Z_k - Z_a)^2} \quad (۱)$$

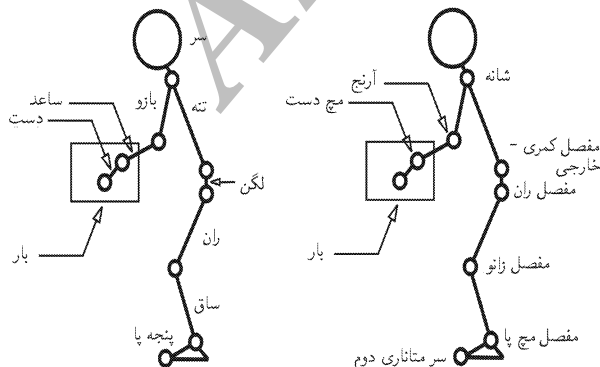
مختصات مرکز جرم قطعات نیز با استفاده از جداول آنتروپومتریک^[۱۳] برحسب مختصات دوسر عضو به دست می‌آید. براین اساس مختصات مرکز جرم ساق با استفاده از روابط ۲ و ۳، و نیز با توجه به جدول ۱ عبارت است از:

$$X_{C_s} = \frac{l_{sd}}{l_s}(X_k - X_a) + X_a \quad (۲)$$

$$Z_{C_s} = Z_k - \frac{l_{sp}}{l_s}(Z_k - Z_a) \quad (۳)$$

در این روابط l_s طول ساق پا، X_a و Z_a مختصات مفصل مچ پا، X_k و Z_k مختصات مفصل زانو، و X_{C_s} و Z_{C_s} مختصات مرکز جرم ساق هستند. پارامترهای l_{sd} و l_{sp} با استفاده از داده‌های جدول ۱ به دست می‌آیند و (X_a, Z_a) و (X_k, Z_k) را نیز می‌توان با استفاده از داده‌های حاصل از تصویربرداری مشخص کرد.

در مرحله‌ی بعد هر یک از نیروها و گشتاورهای مفصلی از طریق نوشتن معادلات تعادل محاسبه شدند. برای مثال این معادلات برای



شکل ۱. نمایش از مفاصل (راست) و بندهای بدن (چپ) در مدل دوبعدی بدن در صفحه‌ی سهمی.

مطالعات انجام شده در زمینه‌ی اثر سرعت بر بیومکانیک باربرداری بسیار محدودند. گزارش شده است که افزایش سرعت انجام فعالیت‌ها از توان انقباض عضلانی و تولید گشتاور می‌کاهد، و باربرداری سریع به افزایش نیروهای برشی و فشاری وارد بر دیسک‌های بین مهره‌یی می‌انجامد.^[۳] Buseck و همکاران در بررسی گشتاور خمیدگی/بازشدگی^۸ وارد بر مفصل L ۵-S ۱ در ۱۰ فرد سالم حین بلندکردن جعبه‌هایی با وزن‌های ۵۰ تا ۲۵۰ نیوتن، با سرعت و الگوی دلخواه باربرداری، دریافتند که بیشترین گشتاور تحت بیشینه سرعت باربرداری رخ می‌دهد.^[۹] Dolan و همکاران نیز با اندازه‌گیری گشتاور ستون مهره‌یی در ۳۹ فرد سالم نشان دادند که افزایش سرعت باربرداری در روش بدون خم‌کردن زانو سبب افزایش گشتاور بازشدگی تا ۶۰ درصد می‌شود اما تغییر در گشتاور خمشی ایجاد نمی‌کند.^[۱۰] از سوی دیگر، Kingma و همکاران گشتاور برآیند مفصل کمری خارجی را در حین باربرداری یک وزنه‌ی ۱۰٫۴ کیلوگرمی با دو الگوی مختلف و تحت سرعت‌های کند و تند اندازه‌گیری کردند و با مقایسه‌ی آنها نشان دادند که در هر دو الگو افزایش سرعت افزایش گشتاورها را به همراه دارد.^[۱۱]

با توجه به اهمیت سرعت باربرداری بر بارهای وارده بر مفاصل و بروز ناهنجاری‌های مفصلی، در پژوهش حاضر اثر شتاب بلندکردن وزنه از روی زمین در الگوی بدون خم کردن زانو به تفصیل مورد بررسی قرار گرفته است. هدف از این مطالعه اندازه‌گیری و مقایسه‌ی گشتاورهای اعمال شده بر کلیه‌ی مفاصل بدن، بر اثر بلندکردن وزنه در حالت‌های کند و تند بوده است.

مدل‌سازی

در این تحقیق برای محاسبه‌ی گشتاورهای مفصلی از روش دینامیک معکوس استفاده شده است.^[۱۲] در این روش هر قطعه از بدن به‌عنوان یک جسم صلب فرض شده که از طریق یک مفصل لولایی بدون اصطکاک به قطعه‌ی مجاور متصل می‌شود. جرم هر قطعه به‌صورت متمرکز در مرکز جرم آن قرار گرفته است و نیروها و گشتاورها در دو سر هر قطعه اعمال می‌شوند. در هر قطعه فرض بر این است که مرکز جرم و گشتاور اینرسی در هنگام حرکت ثابت و بدون تغییر باقی می‌مانند. با فرض متقارن بودن حرکت هنگام بلندکردن وزنه، از یک مدل دوبعدی در صفحه‌ی سهمی (سازیتال) متشکل از ۸ قطعه استفاده شده است. پنجه‌ی پا، ساق، ران، لگن، تنه - سر، بازو، ساعد و پنجه‌ی دست (به همراه بار)، قطعات مختلف این مدل را تشکیل می‌دهند. این قطعات توسط هفت مفصل - مفصل مچ پا^۹، مفصل زانو^{۱۰}، مفصل ران^{۱۱}، مفصل کمری - خارجی^{۱۲}، شانه^{۱۳}، آرنج^{۱۴} و مفصل مچ دست^{۱۵} - به یکدیگر متصل شده‌اند. در شکل ۱ نمایشی از مفاصل

جرم آن، که با داشتن شعاع چرخش ساق (r_{gs}) که در جدول ۱ ارائه شده است، و با استفاده از معادله ۷، محاسبه می‌شود:

$$I_s = m_s \times r_{gs}^2 = 0.70542 \text{ Ml}_s (\text{Kg.m}^2) \quad (7)$$

زاویه θ_s و نیز α_s با استفاده از داده‌های تصویر برداری به روش زیر محاسبه می‌شوند:

$$\theta_s = \tan^{-1} \left(\frac{Z_k - Z_u}{X_k - X_u} \right) \rightarrow \alpha_s = \frac{d^2 \theta_s}{dt^2} \quad (8)$$

به همین ترتیب برای سایر قطعات بدن نیز با در نظر گرفتن نمودار آزاد مشابه ساق یا (شکل ۲)، می‌توان از روابط و معادلات تعادل به منظور محاسبه نیروها و گشتاورهای مفصلی استفاده کرد.

روند آزمایش‌ها

افراد شرکت‌کننده در این مطالعه را ۱۰ فرد در فاصله‌های سنی ۲۰-۲۵ سال تشکیل می‌دادند که هیچ‌گونه سابقه‌ی آسیب اسکلتی عضلانی در اندام‌های حرکتی و تنه‌ی خود نداشتند (جدول ۲). پیش از آغاز آزمون‌ها مشخصات عمومی هر یک از این افراد از قبیل سن، وزن و سابقه‌ی آسیب‌های اسکلتی عضلانی آنها ثبت شد. آزمون‌ها با استفاده از امکانات تجزیه و تحلیل حرکت آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه صنعتی شریف، شامل یک صفحه نیروی Kistler برای گردآوری داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین و یک دوربین دیجیتالی سونی مدل EIS ۳۳۰E DCR-TRV برای اندازه‌گیری داده‌های سینماتیکی، انجام شد.

در ابتدا موقعیت آناتومیکی استخوان دوم کف پا^{۱۹}، قوزک بیرونی^{۲۰} (مفصل مچ پا)، فوق لقمه‌ی بیرونی استخوان ران^{۲۱} (مفصل زانو)، برجستگی تروکانتر بزرگ^{۲۲} (مفصل ران)، امتداد مفصل کمری - خاجی (L۵/S۱) در خط میانی تنه (معادل با برجستگی خار خاربه‌یی قدما - فوقانی)^{۲۳}، برجستگی زبده‌ی آخرمی (اکرومیون) اکف (مفصل شانه)، مفصل آرنج و محور مچ دست (زبده‌ی نیزه‌یی) در سمت چپ بدن برای تعریف قطعات پنجه‌ی پا^{۲۴}، ساق^{۲۵}، ران^{۲۶}، لگن^{۲۷}، تنه - سر^{۲۸}، بازو^{۲۹} و ساعد^{۳۰} مشخص شد و سپس نشانه‌گر قورمزنگ بازتابنده‌ی نور (با قطر تقریبی ۳ سانتی‌متر) با استفاده از چسب دوطرفه بر روی این نقاط نصب شد (شکل ۱).

جدول ۲. مشخصات افراد شرکت‌کننده در آزمایش‌ها.

نمونه	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	۱۰
متغیر										
سن	۲۵	۲۱	۲۰	۲۰	۲۰	۲۰	۲۰	۲۰	۲۲	۲۵
قد (cm)	۱۷۵	۱۷۹	۱۷۲	۱۷۳	۱۷۳	۱۷۳	۱۷۰	۱۷۷	۱۶۸	۱۷۵
وزن (Kg)	۷۰	۷۹	۶۰	۷۵	۷۶	۷۳	۶۵	۶۰	۸۳	۵۹

جدول ۱. داده‌های آنترومیتریک مورد استفاده در محاسبات مربوط به بند ساق پا.

m_s	جرم ساق پا که برابر $0.465M$ است. است. ۱۳۱
l_{sp} <th>فاصله مرکز جرم ساق تا مفصل نزدیکه^{۱۷}ی آن (زانو) که برابر $0.433 l_s$ است. است. ۱۳۱</th>	فاصله مرکز جرم ساق تا مفصل نزدیکه ^{۱۷} ی آن (زانو) که برابر $0.433 l_s$ است. است. ۱۳۱
l_{sd} <th>فاصله مرکز جرم ساق تا مفصل دورینه^{۱۸}ی آن (مچ پا) که برابر $0.567 l_s$ است. است. ۱۳۱</th>	فاصله مرکز جرم ساق تا مفصل دورینه ^{۱۸} ی آن (مچ پا) که برابر $0.567 l_s$ است. است. ۱۳۱
r_{gs} <th>شعاع چرخش ساق پا که برابر $0.302 l_s$ است. است. ۱۳۱</th>	شعاع چرخش ساق پا که برابر $0.302 l_s$ است. است. ۱۳۱

ساق پا و محاسبه‌ی نیروها و گشتاورهای مفصلی زانو با استفاده از روابط ۴ تا ۶ و با توجه به شکل ۲ به دست آمده است:

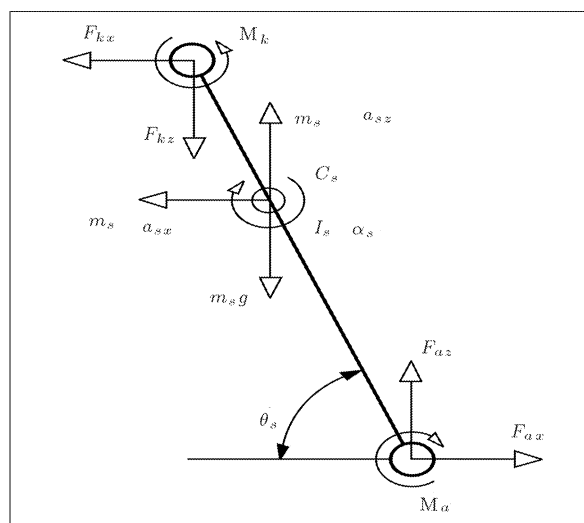
$$\sum F_x = 0 \rightarrow F_{kx} = F_{ax} - m_s a_{sx} \quad (4)$$

$$\sum F_z = 0 \rightarrow F_{kz} = F_{az} + m_s a_{sz} - m_s g \quad (5)$$

$$\sum M_{C_s} = 0 \rightarrow M_k = M_u - F_{az} l_{sd} \cos \theta_s - F_{ax} l_{sd} \sin \theta_s - F_{kz} l_{sp} \cos \theta_s - F_{kx} l_{sp} \sin \theta_s + I_s \alpha_s \quad (6)$$

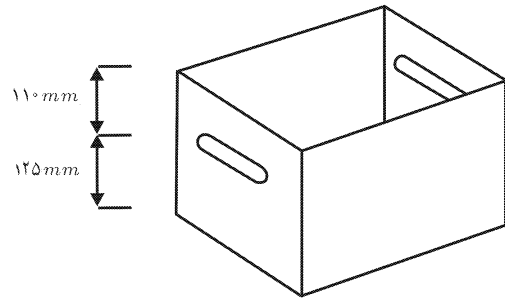
در این روابط، F_{kz} و F_{kx} نیروی افقی و عمودی مفصل زانو، F_{ax} و F_{az} نیروی افقی و عمودی مفصل مچ پا، m_s جرم ساق پا، a_{sx} و a_{sz} شتاب خطی مرکز جرم ساق پا در راستای افقی و عمودی، θ_s زاویه‌ی بین ساق پا و راستای افق، M_k گشتاور مفصل زانو و α_s شتاب زاویه‌ی ساق پا است. همچنین g بیانگر شتاب جاذبه‌ی زمین است که مقدار آن با آزمایش و استفاده از وزنه‌های استاندارد و امکانات صفحه نیرو برابر 9.71 m/s^2 محاسبه شد.

همچنین، I_s عبارت است از گشتاور اینرسی ساق پا حول مرکز



شکل ۲. نمودار آزاد نیروها و گشتاورهای وارد بر ساق پا.

سرعت بلند کنند. مدت زمان انجام حرکت برای سرعت‌اند ۳ تا ۴ ثانیه و برای سرعت کند ۶ تا ۸ ثانیه تعیین شد. وزن جعبه ۴۶ نیوتن بود و دو جای دست در ارتفاع ۱۲۵ میلی‌متری دو طرف خود داشت (شکل ۳). فاصله‌ی تقریبی افقی جعبه نسبت به مرکز جرم فرد پیش از شروع حرکت ۳۵ سانتی‌متر و فاصله‌ی پاها از یکدیگر تقریباً ۱۰ سانتی‌متر تعیین شده بود. در شکل ۴ نمایی از شرایط مکانی آزمایش نشان داده شده است. با استفاده از نرم‌افزار Studio DV (Calif, USA, Pinnacle Systems Inc.) فیلم‌های ثبت شده به رایانه انتقال یافتند و سپس توسط نرم‌افزار تحلیل حرکات شریف^{۳۱} مختصات علامت‌گذارها به دست آمد.



شکل ۳. جعبه‌ی مورد استفاده در آزمون‌های باربرداری.

محاسبات

به منظور حل مدل، با استفاده از نرم‌افزار MATLAB^{۳۲}، داده‌های حاصل از تصویربرداری و داده‌های سینماتیک (نظیر زوایا و شتاب‌ها که برای محاسبه‌ی آنها به مشتق دوم داده‌ها نیاز است) با استفاده از توابع چند جمله‌ی درجه ۳ و ۹ هموار شدند و در حل مدل از روابط ذکر شده استفاده شد. مختصات به دست آمده از تصویربرداری و نیز نقطه‌ی اثر و اندازه نیروهای عکس‌العمل زمین به‌عنوان داده‌های خام ورودی در این روابط منظور شدند و با استفاده از آنها پارامترهای سینماتیکی و گشتاورهای مفصلی محاسبه شدند.

نتایج

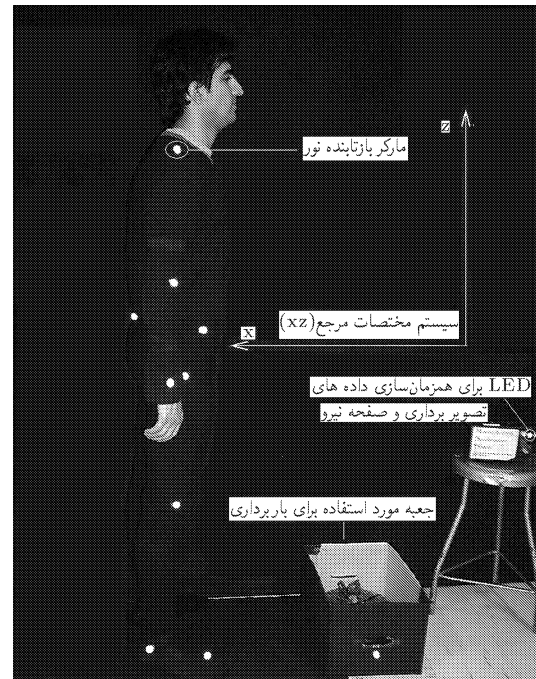
در شکل‌های ۵ و ۶ الگوهای تغییر گشتاور مفاصل مختلف در ۲ تن از افراد شرکت‌کننده در آزمون‌ها به صورت درصد زمانی بیان شده‌اند. برای آنکه نتایج حاصل از حرکت در زمان برداشتن و گذاشتن بار قابل مقایسه باشند، لحظه‌ی مربوط به جدا شدن وزنه از زمین و نیز قرار گرفتن آن بر روی زمین در دو حالت برهم منطبق شده‌اند. به عبارت دیگر مختصات نقاط ابتدا و انتهای منحنی‌ها بر روی محور افقی یکسان است.

چنان‌که مشاهده می‌شود برای هر فرد الگوی رفتاری در منحنی‌های گشتاور مفاصل مختلف کاملاً مشابه‌اند، ولی بین دو نمونه تشابه نسبی مشاهده می‌شود. مقادیر بیشینه و کمینه‌ی گشتاورها برای تمامی نمونه‌ها در جدول ۳ مشاهده می‌شود. با توجه به داده‌های این جدول، مقادیر بیشینه‌ی گشتاورها در تمام مفاصل در حالت تند بیشتر از حالت کند است. بیشترین گشتاور در هر دو فرد در مفصل کمری - خاجی مشاهده می‌شود در حالی که زمان رخداد آنها متفاوت بوده است.

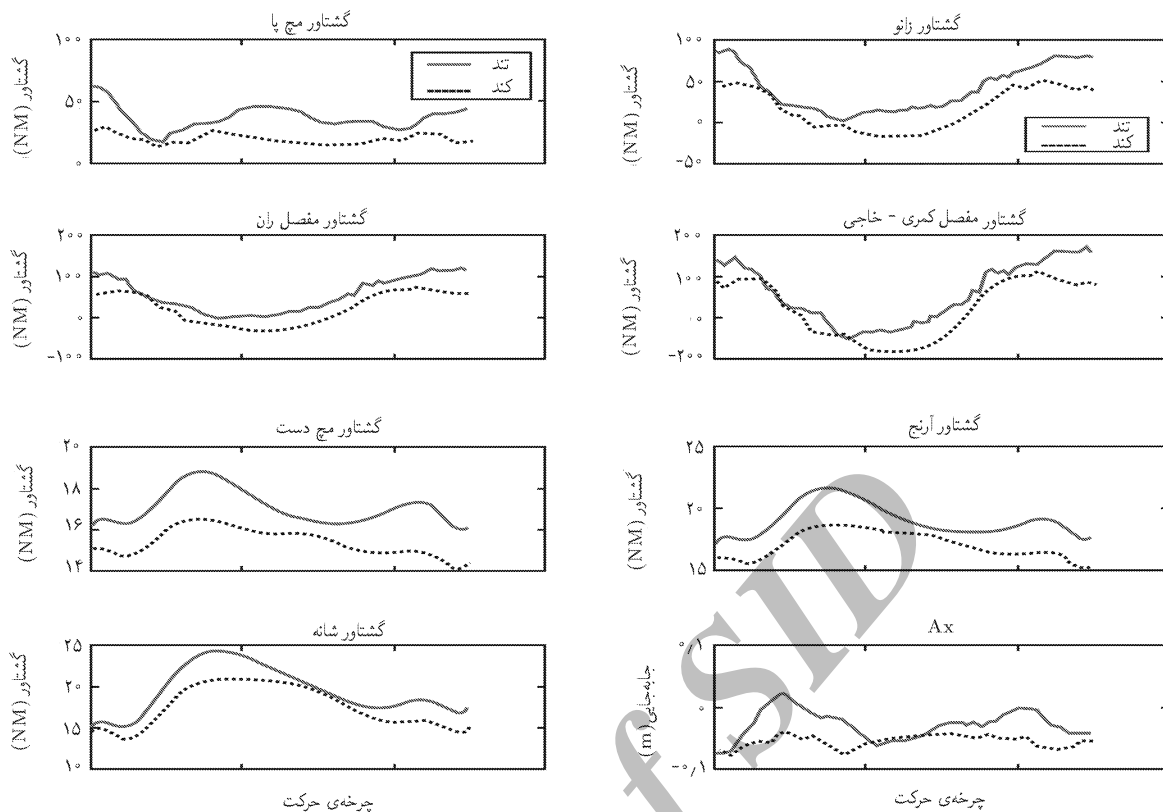
در شکل ۷ نمودار نیروی عکس‌العمل زمین در نمونه‌ی اول در دو حالت نشان داده شده است. چنان‌که ملاحظه می‌شود مقدار این

به منظور تسهیل تشخیص نشانه‌گرها، از پرده‌ی تیره‌رنگی به‌عنوان پس زمینه در پشت فرد و نیز پوشش تیره برای فرد مورد آزمایش و زمین و یک پروژکتور با توان ۳ وات، علاوه بر نور محیط استفاده شد. صفحه‌ی تیره‌ی پس زمینه شامل یک سیستم مختصات مرجع (XZ)، به شکل یک مثلث قائم‌الزاویه و متساوی‌الساقین با ساق‌هایی به طول ۱ متر بود تا امکان کالیبراسیون داده‌ها را فراهم سازد. تصویربرداری با سرعت ۲۵ فریم در ثانیه انجام شد و همزمان با فعال‌سازی صفحه نیرو، نیروهای عکس‌العمل زمین با سرعت ۱۰۰ هرتز اندازه‌گیری شدند. همزمان‌سازی داده‌های تصویربرداری و صفحه‌نیرو از طریق روشن شدن یک LED در کادر دوربین (همزمان با آغاز داده‌گیری از صفحه‌نیرو) صورت گرفت.

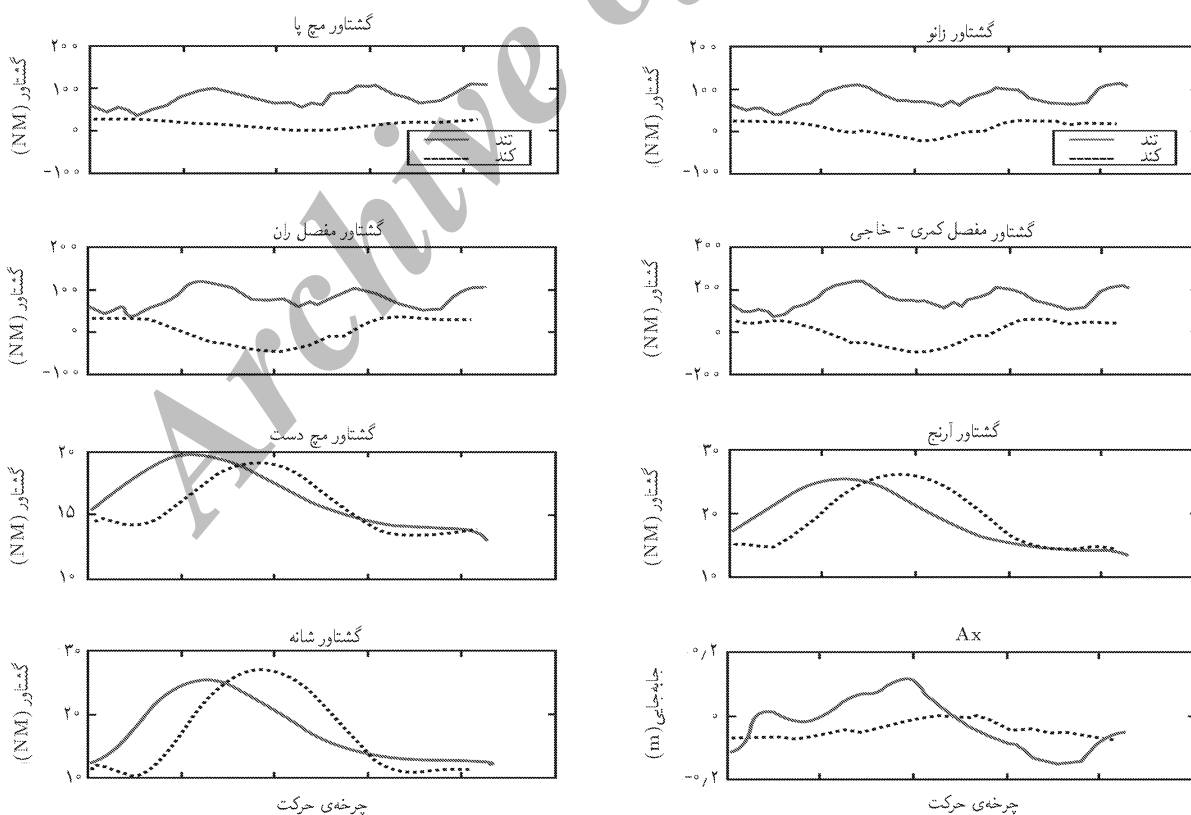
از افراد شرکت‌کننده در آزمون‌ها خواسته شد که در دو آزمایش جداگانه جعبه‌ی را بدون خم کردن زانو به آرامی و بار دیگر با بیشترین



شکل ۴. نمایی از شرایط مکانی آزمایش در هنگام تصویربرداری.



شکل ۵. الگوی تغییرات گشتاورهای مفصلی در نمونه‌ی اول در دو حالت بلندکردن بار با سرعت تند و کند.

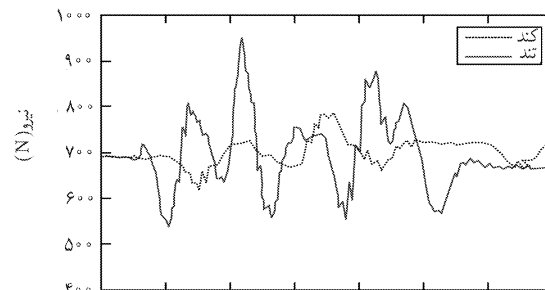


شکل ۶. الگوی تغییرات گشتاورهای مفصلی در نمونه‌ی دوم در دو حالت بلندکردن بار با سرعت تند و کند.

جدول ۳. مقادیر بیشینه و کمینه‌ی گشتاورهای مفصلی در حالت‌های بلندکردن تند و کند (برحسب نیوتن متر).

نمونه	گشتاور سرعت	مچ‌پا		زانو		مفصل ران		L۵/S۱		شانه		آرنج		مچ‌دست	
		بیشینه	کمینه	ب	ک	ب	ک	ب	ک	ب	ک	ب	ک	ب	ک
۱	تند	۶۲٫۵	۱۸٫۵	۸۷٫۳	-۲٫۸	۱۱۸٫۳	-۴٫۷	۱۶۸	-۵۱٫۴	۲۴٫۲	۱۴٫۸	۲۱٫۶	۱۷	۱۸٫۷	۱۵٫۹
	کند	۲۹٫۳	۱۲٫۶	۵۱٫۶	-۱۷٫۶	۷۳٫۴	-۳۱٫۵	۱۰۹	-۸۳٫۲	۲۰٫۸	۱۳٫۷	۱۸٫۶	۱۵٫۱	۱۶٫۵	۱۴
۲	تند	۱۰۹٫۵	۳۶٫۸	۱۰۹٫۲	۳۷	۱۱۸	۳۵٫۸	۲۳۵٫۵	۷۱٫۵	۲۶٫۸	۱۰٫۱۴	۲۶٫۱	۱۴٫۳	۲۰	۱۳٫۳
	کند	۲۶٫۲	-۱٫۵	۲۷	-۲۲٫۷	۳۷٫۶	-۵۱٫۱	۶۳٫۴	-۹۹٫۹	۲۵	۱۲	۲۵٫۳	۱۳٫۳	۱۹٫۶	۱۲٫۸
۳	تند	۴۸٫۹	-۲۴٫۸	۸۲	-۱۲٫۵	۱۲۷٫۶	۷۰٫۶	۱۵۵٫۵	-۴۴٫۹	۲۵٫۲	۱۶٫۳	۱۹٫۴	۱۲	۱۹٫۲	۱۳٫۶
	کند	۴۷٫۶	۴٫۶	۴۴٫۷	-۳۳٫۳	۱۱۳٫۳	۱۰٫۶	۷۸٫۱	-۶۵٫۳	۲۱٫۳	۱۴٫۲	۱۵٫۶	۱۱٫۸	۱۵٫۴	۱۲٫۲
۴	تند	۹۱	۳۱٫۹	۱۲۷٫۷	۵۳٫۴	۱۰۲٫۷	-۵۶٫۳	۱۷۰٫۱	۶۹٫۵	۲۶٫۳	۱۴٫۶	۲۴٫۳	۱۵٫۶	۱۸٫۹	۱۳٫۴
	کند	۴۹٫۱	-۶۱٫۱	۴۱	-۵۴٫۶	۲۳٫۲	-۹۷٫۱	۸۸٫۹	-۲۶٫۴	۲۰٫۳	۱۲٫۸	۱۸٫۴	۱۲٫۶	۱۶٫۷	۱۳٫۲
۵	تند	۸۸٫۳	۲۷٫۹	۸۵٫۶	-۲۵٫۳	۱۱۵٫۷	۵۸٫۳	۱۸۹٫۶	-۴۵٫۳	۲۵٫۱	۱۱٫۶	۲۳٫۴	۱۶٫۶	۲۰٫۳	۱۴٫۶
	کند	۴۹٫۳	-۱۰٫۱	۵۶٫۴	۱۱٫۵	۵۶٫۹	-۹۸٫۳	۹۴٫۷	-۵۹٫۳	۱۹٫۷	۱۲٫۷	۲۲٫۶	۱۳٫۱	۱۵٫۱	۱۳٫۹
۶	تند	۷۰٫۳	-۳۳٫۲	۱۱۱٫۳	۴۶٫۲	۱۱۶٫۲	۴۶٫۳	۱۹۲٫۳	۶۵٫۳	۲۴٫۶	۱۲٫۵	۱۹٫۶	۱۳٫۸	۱۸٫۹	۱۵٫۴
	کند	۳۲٫۶	۲٫۳	۴۹٫۳	-۳۲٫۱	۴۶٫۳	-۶۵٫۳	۶۷٫۸	-۸۸٫۶	۲۱٫۳	۱۰٫۱۱	۱۵٫۳	۱۲٫۶	۱۵٫۷	۱۴٫۸
۷	تند	۵۵٫۶	-۴۸٫۹	۹۱٫۷	-۴۶٫۷	۹۷٫۶	-۵۵٫۶	۱۵۶٫۹	۶۴٫۳	۲۶٫۵	۱۴٫۷	۲۵٫۹	۱۴	۱۹	۱۶٫۳
	کند	۴۹٫۷	-۱۵٫۸	۵۹٫۸	-۶۵٫۳	۳۶٫۷	-۴۵٫۹	۸۹٫۲	-۵۶٫۳	۱۸٫۶	۱۳٫۶	۱۷٫۷	۱۳٫۹	۱۸٫۱	۱۲٫۳
۸	تند	۴۶٫۳	-۲۲٫۳	۶۸٫۹	-۱۶٫۹	۸۵٫۶	-۴۸٫۲	۹۰٫۶	۲۳	۲۴٫۶	۱۲٫۵	۱۹٫۶	۱۳٫۸	۱۸٫۹	۱۵٫۴
	کند	۴۰٫۸	-۱۰٫۳	۴۹٫۸	-۱۲٫۳	۵۹٫۳	-۲۶٫۴	۷۰٫۳	-۳۶٫۲	۲۱٫۳	۱۰٫۶	۱۵٫۶	۱۱٫۸	۱۵٫۲	۱۲٫۱
۹	تند	۱۱۰٫۳	۲۳٫۶	۱۱۲٫۳	۴۵٫۳	۱۲۹٫۶	-۶۶٫۹	۲۱۰٫۹	-۷۶٫۲	۲۸٫۸	۱۵٫۴	۲۹٫۱	۱۴٫۳	۲۲	۱۳٫۳
	کند	۵۸٫۶	-۱۵٫۳	۶۱٫۳	-۳۶٫۴	۴۱٫۶	-۸۰٫۶	۴۹٫۸	-۸۳٫۱	۲۶	۱۲	۲۵٫۷	۱۳٫۳	۱۹٫۹	۱۲٫۸
۱۰	تند	۷۴٫۳	-۲۴٫۲	۱۰۲٫۳	۴۶٫۹	۱۱۶٫۲	۴۶٫۳	۱۷۲٫۳	۶۳٫۳	۲۴٫۶	۱۲٫۵	۱۹٫۶	۱۳٫۸	۱۹٫۹	۱۴٫۴
	کند	۳۱٫۶	۱٫۶	۴۹٫۳	-۵۲٫۱	۴۶٫۳	-۶۴٫۳	۶۷٫۸	-۸۶٫۶	۲۱٫۳	۱۱٫۱۱	۱۶٫۳	۱۲٫۳	۱۵٫۹	۱۳٫۸

معیار (± 0.12) و $0.34 N.m/Kg.m$ (با انحراف معیار ± 0.09)؛
 بیشینه‌ی گشتاورهای مفصل زانو در حالت‌های تند و کند به ترتیب معادل
 $0.80 N.m/Kg.m$ (با انحراف معیار ± 0.11) و $0.40 N.m/Kg.m$ (با انحراف معیار ± 0.09)؛
 بیشینه‌ی گشتاورهای مفصل ران در
 حالت‌های تند و کند به ترتیب معادل $0.93 N.m/Kg.m$ (با انحراف
 معیار ± 0.14) و $0.45 N.m/Kg.m$ (با انحراف معیار ± 0.26)؛
 بیشینه‌ی گشتاورهای مفصل کمری - خاجی در حالت‌های تند و کند
 به ترتیب معادل $0.41 N.m/Kg.m$ (با انحراف معیار ± 0.22) و
 $0.65 N.m/Kg.m$ (با انحراف معیار ± 0.16)؛
 بیشینه‌ی گشتاورهای
 مفصلی شانه در حالت‌های تند و کند به ترتیب معادل $0.21 N.m/Kg.m$
 (با انحراف معیار ± 0.02) و $0.17 N.m/Kg.m$ (با انحراف
 معیار ± 0.02)؛
 بیشینه‌ی گشتاورهای مفصلی آرنج در حالت‌های
 تند و کند به ترتیب معادل $0.18 N.m/Kg.m$ (با انحراف معیار
 ± 0.01) و $0.15 N.m/Kg.m$ (با انحراف معیار ± 0.01)؛
 بیشینه‌ی
 گشتاورهای مفصلی مچ دست در حالت‌های تند و کند به ترتیب معادل
 $0.16 N.m/Kg.m$ (با انحراف معیار ± 0.09) و $0.138 N.m/Kg.m$
 (با انحراف معیار ± 0.01).



چرخه‌ی حرکت

شکل ۷. نمودار تغییرات نیروی وارد بر کف پا هنگام بلندکردن وزنه در دو حالت تند و کند.

نیروها در حالت تند بیشتر و دامنه‌ی تغییرات آن نیز شدیدتر است. در حالی که این تغییرات در حالت کند بسیار آرام‌تر صورت گرفته است. به منظور امکان مقایسه‌ی نتایج بین افراد با جثه‌های غیرمشابه، بیشینه‌ی گشتاورهای محاسبه شده برای مفاصل هر فرد برحسب قد و وزن وی به‌هنجار شد. براساس این نتایج بیشینه‌ی گشتاورهای مفاصل مختلف عبارت‌اند از: بیشینه‌ی گشتاورهای مفصلی مچ پا در حالت‌های تند و کند به ترتیب معادل $0.76 N.m/Kg.m$ (با انحراف

(به خصوص وزن) نمونه‌ها با دامنه‌ی مقادیر متناظر مشاهده شده در این مطالعه (۵۰ تا ۱۰۹ نیوتن متر برای حرکت کند، و ۹۱ تا ۲۳۵ نیوتن متر برای حرکت تند) از سازگاری نسبی برخوردار است. آزمون آماری نتایج حاصله از این مطالعه، نشانگر وجود اختلاف معنادار بین کلیه‌ی مقادیر بیشینه‌ی گشتاورهای مفصلی در دو حالت بلند کردن بار با سرعت‌های تند و کند است و در واقع نشان می‌دهد که سرعت برداشتن وزنه (در تمامی چرخه‌ی حرکت) بر نیروها و گشتاورهای اعمال شده بر کلیه‌ی مفاصل بدن تأثیر می‌گذارد. براساس آزمون مزبور، مقدار بیشینه‌ی گشتاورهای مفصلی در تمامی مفاصل در حالت برداشتن بار با سرعت تند بیشتر از حالت کند است؛ در نتیجه امکان آسیب مفصلی در افرادی که براساس عادت یا اجبار با بیشترین سرعت خود بار برمی‌دارند دور از انتظار نیست. نتایج فوق با نتایج مطالعات پیشین مبنی بر افزایش نیروهای برشی و فشاری وارد بر دیسک‌های بین مهره‌یی^[۳]، و افزایش گشتاورهای برآیند مفصلی^[۹ و ۱۰] در اثر باربرداری سریع، مطابقت دارد و صحت ارزیابی Marras و همکاران (۱۹۹۳) را که افزایش سرعت باربرداری را در افزایش خطر آسیب کمر مؤثر دانسته‌اند^[۱۴] مورد تأکید قرار می‌دهد.

بنابراین، به‌طور کلی انتظار می‌رود هرچه سرعت باربرداری کم‌تر باشد گشتاورهای وارد بر مفاصل کوچک‌تر شده و به‌خصوص در افرادی که به‌صورت متناوب ناچار به برداشتن بار با اندازه‌های گوناگون هستند، آسیب کم‌تری در مفاصل ایجاد شود. باید توجه داشت که کندی بیش از حد عمل باربرداری نیز می‌تواند خستگی عضلات را در پی داشته باشد که به‌توبه‌ی خود به‌دلیل کاهش توانایی عضله برای انقباض با سرعت و نیروی مشابه با شرایط غیرخستگی، می‌تواند به آسیب‌دیدگی آن حین باربرداری منجر شود.^[۱۵] براین اساس، به‌منظور جلوگیری از آسیب‌های مفصلی به‌ویژه در ناحیه‌ی ستون مهره‌های کمری، توصیه می‌شود باربرداری با سرعت دلخواه هر فرد انجام گیرد.

مقدار بیشینه‌ی گشتاورهای محاسبه شده برای هر یک از مفاصل با استفاده از آزمون t زوج مورد بررسی قرار گرفت تا میزان معنی‌دار بودن اختلاف میان نتایج در دو حالت تند و کند مشخص شود. نتایج آزمون آماری (با انتخاب اشتباه نوع اول $\alpha = 0/001$ و $P - Value = 0/002$)، نشانگر وجود اختلاف معنادار بین کلیه‌ی مقادیر بیشینه‌ی گشتاورهای مفصلی در دو حالت بلند کردن بار با سرعت‌های تند و کند بود.

بحث

عوامل مختلفی می‌تواند به ایجاد خطا در اندازه‌گیری‌ها و محاسبات این پژوهش منجر شوند. خطای اندازه‌گیری ناشی از حرکت علامت‌گذار روی پوست و لباس نسبت به نقاط راهنما، محدودیت‌های ناشی از سرعت تصویربرداری، و نیز محدودیت در تشخیص محل دقیق علامت‌گذارها به‌دلیل محدودیت دقت، از جمله مهم‌ترین این عوامل محسوب می‌شوند. همچنین با توجه به دوبعدی بودن مدل، حرکات اعضا در صفحاتی غیر از صفحه‌ی سهمی منظور نشده است. جرم و سایر مشخصات اعضا نیز با توجه به جداول آنتروپومتریک تخمین زده شده‌اند، اگر چه این مقادیر ممکن است در برخی افراد با این تخمین‌ها تفاوت داشته باشد.

به‌منظور ارزیابی دقت، نتایج این تحقیق با نتایج برخی مطالعات مشابه مقایسه شدند. در مقایسه با نتایج Kingma و همکاران^[۱۸] که تنها گشتاور برآیند مفصل کمری - خاجی را در حین باربرداری با سرعت کند و تند اندازه‌گیری و گزارش کرده‌اند. نتایج حاصل از مطالعه‌ی حاضر نشانگر الگوی تغییرات نسبتاً مشابهی در طی چرخه‌ی حرکت است، ولی زمان رخداد گشتاورهای بیشینه اندکی متفاوت است. همچنین، در مطالعه‌ی مزبور مقادیر بیشینه‌ی گشتاور برآیند مفصل کمری - خاجی در حین بلند کردن یک وزنه‌ی ۱۰٫۴ کیلوگرمی در حالت کند بین ۱۳۰ تا ۱۵۰ نیوتن متر و در حالت تند بین ۱۵۵ تا ۲۱۰ نیوتن متر گزارش شده است که با توجه به تفاوت وزنه‌ها و نیز ویژگی‌های آنتروپومتریک

پانوشت

1. stoop
2. squat
3. extensor
4. fascia
5. hip
6. sagittal
7. semi-squat
8. extension
9. ankle joint
10. knee
11. hip joint
12. lumbosacral joint

13. shoulder joint
14. elbow
15. wrist
16. segment
17. proximal
18. distal
19. metatarsal II
20. lateral malleolus
21. lateral epicondyle of femur
22. greater trochanter
23. anterior superior Iliac spine (ASIS)
24. foot
25. shank
26. thigh

27. pelvis
28. trunk/head
29. arm
30. forearm
31. Sharif Motion Analyzer (Sharif University of Tech., Tehran, Iran)

منابع

1. Webster BS, and Snook SH. "The cost of workers compensation low back pain claims", *J Occupational Medicine*, **32**(1), pp.13-15 (1990).
2. Karwowski, W., Shumate, C., et al., Discriminability of load heaviness: implications for the psychophysical approach to manual lifting, *Ergonomics*, **35**(7/8), pp.729-744 (1992).
3. Van Dieen JH, Hoozmans MJM, Toussaint HM. "Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique", *Clin Biomech.* **14**, pp.685-696 (1999).
4. Nag PK and Hsiang S. "Ergonomics in manual material handling tasks", *Indian Council of Medical Research (ICMR) Bulletin.* **30**, (8), pp. 67-76 (August 2000).
5. Schipplein OD, Traftmow JH, Andersson GBJ, Andriacchi TP. "Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting". *J Biomech*, **23**(10), pp.907-912 (1990).
6. Cohoon K, Pepin A, Doettl M. "Picking Up a Baby: the benefits of bent knees vs. straight leg and it's reference to lower back pain", *Biomechanics of Human Movement*, University of Michigan, <http://www.umich.edu/~mvs330/f01/babylift/main.html>. (Feb. 2001).
7. Burgess-Limerick R. "Squat, stoop, or something in between?", *International Journal of Industrial Ergonomics*, **31**, pp. 143-148 (2003).
8. Straker L. "Evidence to support using squat, semi-squat and stoop techniques to lift low-lying objects", *International Journal of Industrial Ergonomics*, **31**, pp. 149-160, (2003).
9. Buseck M, Schipplein O, Andersson GBJ, Andriacchi TP. "Influence of dynamic factors and external loads on the moment at the lumbar spine in lifting", *Spine*, **13**, pp. 13:918-21 (1988).
10. Dolan, P., Earley, M. and Adams, M.A. "Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities". *J Biomech*, **27**(10), pp. 1237-1248 (1994).
11. Kingma I, Toussaint HM, et al. "Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model", *J Biomech*, **29**(5), pp. 693-704 (1996).
12. Nigg, BM, Herzog, W. "Biomechanics of the musculo-skeletal system", John Wiley & Sons (1995).
13. Winter DA. "The biomechanics of motor control", 2nd edition John Wiley & sons, pp. 56-57 (1990).
14. Marras WS, Lavender, SA, Leurgans, SE, Rajulu, SL, Allread, WG, Fathallah, FA, Ferguson, SA. "The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders", *Spine*, **18**(5), pp. 617-628 (1993).
15. Chaffin DB. "Primary prevention of low back pain through the application of biomechanics in manual materials handling tasks", *G Ital Med Lav Erg*, **27**(1), pp. 40-50 (2005).