

Quantifying the Biomechanical Forces Applied on the Vertebral Column during PrayingJamshidi N¹, Shokrani P², Karimi M.T³**Abstract**

Purpose: Vertebral column or spine is the main part of the upper torso of human skeleton. The vertebral enables body to bend and turn in all directions, and supports the body and vital structures such as nerves and spinal cord. The aim of this research is to quantify and measure the moment and force on the L4 and L5 vertebrae in different races and genders, during praying. The necessity of performing this type of research on the spine is to show the effects of religious activity on physical health of people with different anthropometry.

Methods: In this study, for biomechanical analysis of vertebral column, two methods were used: modeling and analysis in CATIA (Computer Aided Three-dimensional Interactive Application) V5R20 software and torque calculations based on inverse dynamics. The amount of torque and force which are applied on the spine during praying among different races were evaluated and compared by using these methods. In addition, by application of occupational health and safety standards in software, the motor position of manikin limbs was judged.

Results: Comparison between the compressive force exerted on the L4 and L5 vertebrae and standards in software indicated the amount of force on the L4 and L5 is less than NIOSH AL, which is 3433 N. In addition, in all nationalities, compressive force and moment about L 4 and L5 in woman were lower than men. Also, results showed that the relative error of the torque calculated by inverse dynamics and CATIA software was 4.6 to 20.9 percent and the maximum percentage of population who were unable to perform bowing was below 1% for all nationalities.

Conclusion: The results of this study compared with international standards such as NIOSH, indicate that applying forces on the spine during daily praying task, contrary to the statements of some articles, does not create any problems for prayer.

Keywords: Modeling, Biomechanics, Medical benefits of prayer, Spine, Racial

دریافت مقاله: ۹۳/۰۶/۰۵ تایید مقاله: ۹۳/۱۰/۳۰

کمی سازی بیومکانیکی نیروی وارده بر مهره ها و عضلات بدن در حین رکوع در نژادهای گوناگوننیما جمشیدی^۱، پریناز شکرانی^۲، محمدتقی کریمی^۳

هدف: ستون مهره ها یا ستون فقرات بخش اصلی استخوان بندی انسان در نیم تنه ی بالایی است. نقش ستون مهره ها، توانایی در خم شدن و چرخیدن در تمام مسیرها، و حمایت از کل بدن و ساختارهای حیاتی آن مثل اعصاب و نخاع می باشد. هدف از این مطالعه، کمی سازی و محاسبه ی گشتاور و نیروی وارد بر مهره های L4 و L5 ستون فقرات در جنسیت و نژادهای مختلف، در حین حرکات نماز می باشد. ضرورت انجام این گونه مطالعات بر روی ستون فقرات، نشان دادن اثرات فعالیت های مذهبی در سلامت جسمی افراد با اندازه گیری وضعیت متفاوت بدنی (Anthropometry) مختلف است.

روش بررسی: در این مطالعه، جهت بررسی بیومکانیکی ستون فقرات، از دو روش مدل سازی و آنالیز آن در نرم افزار CATIA (Computer Aided Three-dimensional Interactive Application) V5R20 و محاسبات گشتاور بر مبنای دینامیک معکوس استفاده شده است. با بکارگیری این روش ها، میزان گشتاور و نیروی وارد بر مهره ها در حین حرکات نماز، در نژادهای مختلف مورد ارزیابی و مقایسه قرار داده شد. همچنین با استفاده از استاندارد ملی ایمنی و بهداشت

حرفه‌ای آمریکا (The National Institute for Occupational Safety and Health; NIOSH) موجود در نرم‌افزار، بر موقعیت حرکتی اندام‌های مانکن قضاوت گردید.

یافته‌ها: مقایسه‌ی نیروی فشاری وارد بر L4 و L5 با استانداردهای موجود در نرم‌افزار نشان داد، در جنسیت زن و مرد از هر ملیتی، مقدار نیروی وارده بر L4 و L5، از استاندارد (NIOSH) که ۳۴۳۳ نیوتن می‌باشد، کمتر بوده و در تمامی ملیت‌ها نیز نیروی فشاری و گشتاور حول L4 و L5 زنان نسبت به مردان کمتر است. همچنین در نتایج دیده شد خطای نسبی گشتاور محاسبه شده از طریق دینامیک معکوس و نرم‌افزار CATIA ۴/۶ الی ۲۰/۹ درصد بوده و حداکثر درصد جمعیتی که قادر به انجام عمل رکوع نیستند زیر ۱ درصد برای تمام ملیت‌ها است.

نتیجه‌گیری: نتایج حاصل از این مطالعه در مقایسه با استانداردهای جهانی از جمله NIOSH، بیانگر این است که اعمال مرتب این نیروها بر روی ستون فقرات در انجام فرایض روزانه، هیچ‌گونه مشکلی برای نماز گزار ایجاد نمی‌کند.

کلمات کلیدی: مدل‌سازی، بیومکانیک، فواید طبی نماز، ستون فقرات، تفاوت نژادی

نویسنده مسئول: نیم‌ا جمشیدی، nima_jamshidi@yahoo.com

آدرس: اصفهان دانشگاه اصفهان، دانشکده فنی و مهندسی

- ۱- دکتری مهندسی پزشکی (بیومکانیک)، استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
- ۲- دانشجوی کارشناسی مهندسی پزشکی (بیومکانیک)، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
- ۳- دکتری ارتز و پروتز، استادیار گروه ارتز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

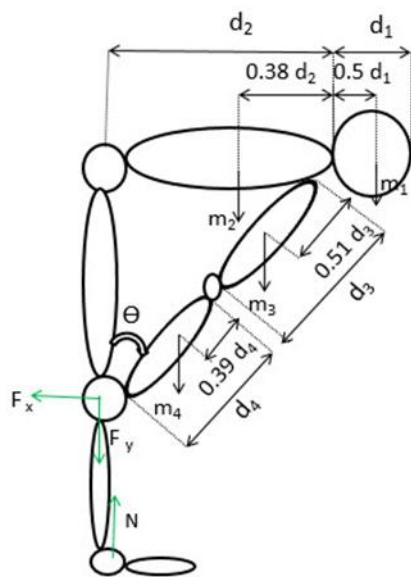
مقدمه

تهدید می‌کند برخی از بیماری‌ها جزء بیماری‌های مرتبط با کار می‌باشند که از جمله مهمترین این دسته از بیماری‌ها، عوارض اسکلتی عضلانی هستند. از بین ریسک فاکتورهای مهم عوارض اسکلتی عضلانی، می‌توان به وضعیت استقرار بدن در حین انجام کار، میزان نیروی اعمال شده از طرف اندام‌ها و انجام فعالیت‌های تکراری اشاره نمود (۳). از بین صدمات اسکلتی عضلانی مرتبط با کار که باعث کاهش توانمندی افراد و بالطبع افت راندمان شغلی می‌شود می‌توان کمردرد و عوارض مچ دست را نام برد (۴). مطالعات انجام شده نشان داده عدم تعادل عضلات تنه به علت ضعف عضلات شکم، می‌تواند کمردرد را افزایش می‌دهد (۵). تحقیقات قبلی نیز نشان می‌دهد که حرکات نماز و خم و راست شدن ملایم در سجود و رکوع می‌تواند یکی از راه‌های مهم درمان بیماری دیسکوپاتی یا بیماری دیسک ناحیه کمر باشد و همچنین کشش عضلات باعث تقویت عضلات و پیشگیری از اختلالات اسکلتی عضلانی مرتبط با کار شده و حرکات ستون فقرات را نرم می‌سازد (۶،۷). در یکی از مطالعات ۱۲۲ نفر مبتلا به دردهای مزمن کمر، زانو و شانه (معتقد به اصول اخلاقی متفاوت) با متوسط سن 52.7 ± 16.3 شرکت کردند (۸). مطالعه‌ی دیگری بر روی ۳۷۰۰۰ نفر ۱۵ سال به بالا و مبتلا به دردهای مزمن از جمله کمردرد

ستون مهره‌ای، محور اسکلت بدن را ایجاد می‌کند و از قاعده جمجمه شروع می‌شود و در تمامی طول گردن و تنه امتداد می‌یابد. ستون مهره‌ای از ۳۳ قطعه استخوان نامنظم بنام مهره تشکیل شده که توسط بافت لیفی غضروفی بنام دیسک به هم متصلند و یک ستون انعطاف‌پذیر برای حمل تنه پدید می‌آورند. طول آن به طور متوسط نزد زنان ۶۰ سانتیمتر و نزد مردان ۷۰ سانتیمتر است و شامل ۵ ناحیه می‌باشد: ۱- ناحیه گردنی ۲- ناحیه سینه‌ای ۳- ناحیه کمری (شامل ۵ مهره) ۴- ناحیه خاجی ۵- ناحیه دنبالچه (۱،۲). بیماری دیسکوپاتی یا دیسک ناحیه کمر که بر اثر استفاده ناصحیح از مهره‌ها و طرز رفتار ناصحیحی است که افراد با بدن خود انجام می‌دهند، یکی از شایعترین اختلالات ستون فقرات می‌باشد. پس به نظر می‌رسد استفاده از روش‌های بیومکانیکی در بررسی علل اختلالات ستون مهره‌ای، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار باشد. بنابراین ارائه یک مدل مناسب، کمک زیادی به بررسی وضعیت بیومکانیکی این مهره‌ها خواهد نمود.

در محیط‌های کار به علت وجود عوامل مخاطره‌آمیز گوناگون امکان بروز بیماری‌های شغلی امری ثابت شده است. در بین صدمات و عوارضی که سلامت شاغلین را

وارد بر اندام و مرکز ثقل بازو، ساعد، سر و تنه مشخص گردیده است. شکل ۲ نمایی از مانکن‌های موجود در نرم افزار CATIA است که در رکوع قرار داده شده‌اند و نیروهای وارد بر اندام و فاصله‌ی مرکز ثقل آنها، تا مهره های L4 و L5 نشان داده شده است. برای مانکن هر ملیت، ناحیه‌ی کمری ستون فقرات را در آخرین زاویه‌ی رنج فلکشن تعریف شده در نرم‌افزار، قرار داده و زوایای بازوها و ناحیه‌ی سینه‌ای را به گونه‌ای در نظر گرفته که کف دو دست به خوبی بر روی زانوها قرار گیرند و نزدیک‌ترین حالت به رکوع باشد.



شکل ۱: نیروهای وارد بر بدن در حین رکوع با توجه به مرکز ثقل اعضا

همچنین نیروی وارد شده از طرف دست‌ها بر زانوها، ۵ درصد وزن میانگین هر ملیت در نظر گرفته شده است. در جدول ۱ گزارشی از میزان نیروی وارد بر زانوها و زوایای بازوها، ناحیه‌ی کمری و سینه‌ای مدل‌ها وجود دارد. در ادامه با توجه به شکل‌های ۱ و ۲ و فرمول‌های ارائه شده در ستون اول جدول ۲، مقدار جرم عضوها، فاصله‌ی مرکز ثقل آنها تا مهره‌های L4 و L5 و همچنین میزان گشتاور حول مهره‌های L4 و L5 ملیت‌های گوناگون محاسبه گردیده است. قابل توجه است مقدار متوسط جرم، قد و طول L به صورت تعریف شده در نرم‌افزار CATIA، برای جنسیت و ملیت گوناگون وجود دارند. در جدول ۲ نسبت طول و وزن هر کدام از این اعضا نسبت به قد و وزن کلی شخص، فواصل مربوط به مرکز ثقل (۱۴، ۱۳)، و

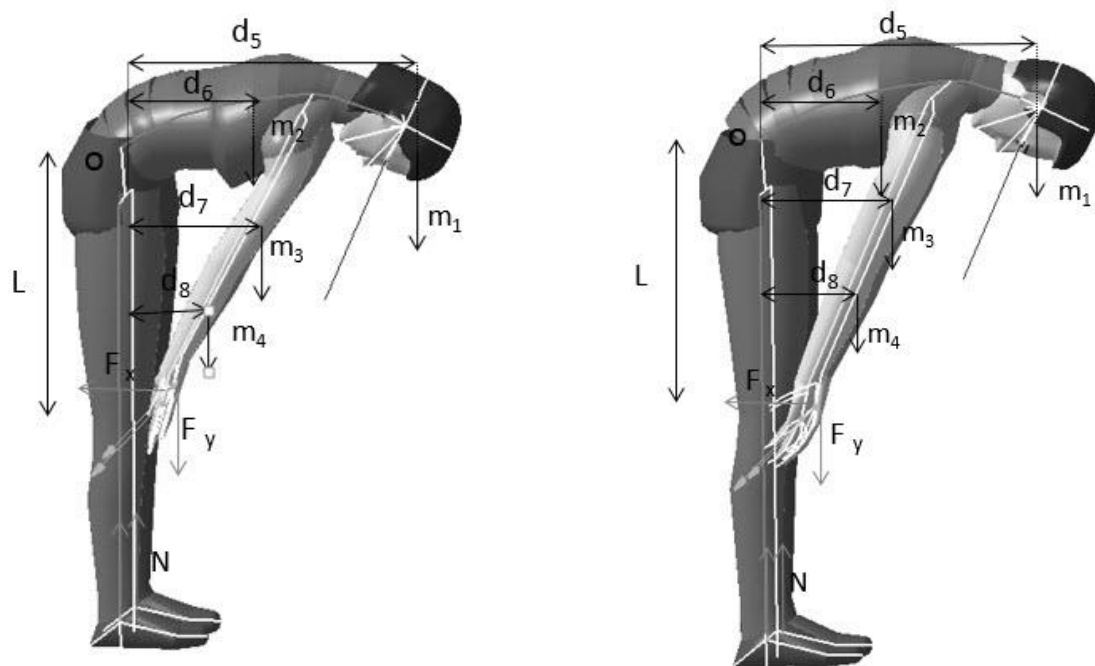
انجام گرفت (۹). از نتایج این مطالعات این بود که افراد مبتلا به دردهای مزمن و خستگی، با احتمال بیشتری نسبت به جمعیت عمومی از نماز و اعمال مذهبی به عنوان یک روش مقابله‌ی مثبت برای کاهش تنش‌های عضلانی استفاده می‌کنند (۸،۹).

هدف از این مطالعه، کمی‌سازی و محاسبه‌ی نیروی وارد بر مهره‌های L4 و L5 ستون فقرات در حین رکوع نماز، در جنسیت و نژادهای مختلف، مقایسه با استانداردهای جهانی از جمله NIOSH، و اثبات این موضوع است که انجام فرایض روزانه، برخلاف اظهارات برخی مقالات (۱۵) هیچ گونه مشکلی برای نماز گزار ایجاد نمی‌کند. نرم‌افزار CATIA در سال ۱۹۸۱ برای کنترل تمام پروسه‌های طراحی، تحلیل و ساخت مجموعه‌های بزرگ توسط مدل‌های رایانه‌ای بوده که با دقت هرچه تمام‌تر رفتار طراحی‌های مهندسی را در عمل پیش‌بینی و کنترل کند و به این ترتیب نیاز به ساختن و آزمایش کردن مدل نمونه را در صنایع کمتر نماید. صنایع گوناگون، نرم‌افزار CATIA (۱۰) را به عنوان نرم‌افزاری با قابلیت‌های اعتماد و اعتبار بسیار بالا در زمینه‌های مهندسی، ساخت و تولید معرفی کنند (۱۱).

روش بررسی

در این مطالعه از مدل‌ها و ملیت‌های موجود در نرم‌افزار CATIA برای بررسی بیومکانیکی مدل‌های انسانی در حین رکوع استفاده شده است و سپس برای ارزیابی نتایج حاصل از نرم‌افزار CATIA، از محاسبات تئوریک مهندسی با روش دینامیک معکوس استفاده شده است. مطالعه بیومکانیک ستون فقرات در حین انجام فعالیت‌های مذهبی در نژاد و جنسیت متفاوت، توسط نرم‌افزار CATIA، درک صحیحی از میزان نیروهای فشاری و برشی وارد بر مهره‌های کمری L4 و L5 در اختیار قرار می‌دهد و این نیروها را با استاندارد ملی ایمنی و بهداشت حرفه‌ای آمریکا NIOSH مقایسه می‌کند (۱۲).

در این مطالعه مدل‌های موجود در نرم‌افزار CATIA V5R20 را در حالت‌های مختلف نماز از جمله رکوع قرار داده و گزارشی از میزان نیرو و فشار وارد بر مهره‌های L4 و L5، در نژاد و جنسیت مختلف به دست می‌آید. در شکل ۱ مدلی از فرد در حین رکوع وجود دارد که نیروهای



شکل ۲: نیروهای وارد بر اندام و فاصله‌ی مرکز ثقل آن‌ها تا مهره‌های L4 و L5 در مانکن‌های زن و مرد

جدول ۱: مطالعه متغیرهای بررسی شده در ملیت‌های گوناگون

متغیر					
جنسیت	ملیت	زاویه‌ی اکستنشن ناحیه سینه‌ای (درجه)	زاویه‌ی فلکشن ناحیه کمری (درجه)	زاویه‌ی فلکشن بازوها (درجه)	نیروی وارد بر زانوها (نیوتن)
مرد	چینی	-۶	۷۵	۶۷	۳۳/۵
مرد	فرانسوی	-۶	۶۵	۵۹	۳۵/۳
مرد	کره‌ای	-۶	۶۷	۵۴	۳۴/۱
مرد	ژاپنی	-۶	۶۵	۵۳	۳۳
زن	چینی	-۶	۷۵	۶۶	۲۷/۳
زن	فرانسوی	-۶	۶۵	۵۵	۲۹/۲
زن	کره‌ای	-۵/۲۷۲	۶۹	۵۶	۲۷/۴
زن	ژاپنی	-۶	۶۵	۵۵	۲۷/۱

موقعیت حرکتی اندام‌های مانکن قضاوت کرد. در پنجره‌ی این ابزار چهار رنگ سبز، زرد، نارنجی و قرمز به همراه امتیازاتی موجود است که این امتیازات برای هر عضوی با رنگ مشخصی نشان داده می‌شوند. هرچه از سبز به قرمز نزدیکتر شوید موقعیتی که مدل در آن قرار دارد از نظر صدمات وارده به اندام خطرناکتر شده و بهتر است موقعیت موقعیت آن عضو تغییر کند. ابزار دیگر مورد استفاده در این مطالعه Biomechanics Single Action

محاسبات مربوط به گشتاور حول مهره‌های L4 و L5 ذکر شده است. آنالیز و تحلیل بیومکانیکی مدل‌های ایجاد شده در نرم‌افزار CATIA، توسط ابزار RULA Analysis و Action Biomechanics Single Analysis انجام گرفت. با بکارگیری ابزار 'RULA Analysis نرم‌افزار CATIA، می‌توان با استفاده از استانداردهای ایمنی و بهداشت شغلی موجود در آن، بر

¹ Rapid Upper Limb Assessment

جدول ۲: خصوصیات آنتروپومتریکی و میزان گشتاور حول مهره‌های L4 و L5 ستون فقرات بر مبنای دینامیک معکوس برای نژادهای گوناگون

متغیر - واحد	مرد چینی	مرد فرانسوی	مرد کره‌ای	مرد ژاپنی	زن چینی	زن فرانسوی	زن کره‌ای	زن ژاپنی
H [متوسط قد] متر	۱/۷	۱/۷۵	۱/۷	۱/۷	۱/۶	۱/۶۲	۱/۶	۱/۶
L [فاصله‌ی زانو‌ها تا L4 و L5] متر	۰/۵۱۳	۰/۵۶۸	۰/۵۰۳	۰/۵۲۸	۰/۴۷۳	۰/۵۳۸	۰/۴۹۶	۰/۵۱۴
d ₁ [۰/۱۸۲H] متر	۰/۳۱	۰/۳۲	۰/۳۱	۰/۳۱	۰/۲۹	۰/۳	۰/۲۹	۰/۲۹
d ₂ [۰/۲۸۸H] متر	۰/۵۰	۰/۵۰	۰/۵۰	۰/۵۰	۰/۴۶	۰/۴۷	۰/۴۶	۰/۴۶
d ₃ [۰/۱۸۸H] متر	۰/۳۲	۰/۳۳	۰/۳۲	۰/۳۲	۰/۳	۰/۳	۰/۳	۰/۳
d ₄ [۰/۱۴۵H] متر	۰/۲۵	۰/۲۵	۰/۲۵	۰/۲۵	۰/۲۳	۰/۲۴	۰/۲۳	۰/۲۳
d ₅ [۰/۵ d _۱ + d _۲] متر	۰/۶۶	۰/۶۶	۰/۶۶	۰/۶۶	۰/۶۱	۰/۶۲	۰/۶۱	۰/۶۱
d ₆ [(۱-۰/۳۸) d _۲] متر	۰/۳۱	۰/۳۱	۰/۳۱	۰/۳۱	۰/۲۹	۰/۲۹	۰/۲۹	۰/۲۹
d ₇ [(d _۲ (۱-۰/۵۱) + d _۳) sin 45] متر	۰/۲۹	۰/۲۹	۰/۲۹	۰/۲۹	۰/۲۷	۰/۲۷	۰/۲۷	۰/۲۷
d ₈ [d _۳ (۱-۰/۳۹) sin 45] متر	۰/۱۱	۰/۱۱	۰/۱۱	۰/۱۱	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۱
M [متوسط جرم شخص] کیلوگرم	۶۷/۰۷	۷۰/۶۴	۶۸/۲	۶۶/۱	۵۴/۵۳	۵۸/۴	۵۴/۸	۵۴/۲
m ₁ [۰/۰۸۱ M] کیلوگرم	۵/۴۳	۵/۷۲	۵/۵۲	۵/۳۵	۴/۴۲	۴/۷۳	۴/۴۴	۴/۴
m ₂ [۰/۴۹۷ M] کیلوگرم	۳۳/۳۳	۳۵/۱۲	۳۳/۹	۳۲/۸۵	۲۷	۲۹	۲۷/۲	۲۶/۹۴
m ₃ [۰/۰۲۸ M] کیلوگرم	۱/۸۸	۱/۹۸	۱/۹۱	۱/۸۵	۱/۵۳	۱/۶۴	۱/۵۳	۱/۵۲
m ₄ [۰/۰۱۶ M] کیلوگرم	۱/۰۷	۱/۱۳	۱/۱	۱/۰۶	۰/۸۷	۰/۹۳	۰/۸۸	۰/۸۷
F [۰/۰۵ Mg] نیوتن	۳۳/۵	۳۵/۳	۳۴/۱	۳۳/۱	۲۷/۳	۲۹/۲	۲۷/۴	۲۷/۱
F _x [F cos 45] نیوتن	۲۳/۶۹	۲۴/۹۶	۲۴/۱۱	۲۳/۴۱	۱۹/۳۰	۲۰/۶۵	۱۹/۳۷	۱۹/۱۶
ΣMo (w _۱ d ₈ + w _۲ d ₆ + w _۳ d _۷ + w _۴ d _۸ + F _x L) نیوتن متر	۱۵۷/۴	۱۶۷/۸	۱۶۰/۴	۱۵۶/۲۸	۱۱۹/۴	۱۳۰	۱۲۰/۶	۱۱۹/۷

g: گرانش زمین (متر بر مجذور ثانیه)، w₁, w₂, w₃ و w₁ به ترتیب حاصل ضرب جرم‌های m₁, m₂, m₃ و m₄ در گرانش زمین هستند.

های گوناگون محاسبه گشته و خروجی آن در جدول ۲ ذکر شده است. با استفاده از ابزار Biomechanics Single Action Analysis نیز میزان گشتاور حول L4 و L5، نیروی فشاری و برشی وارد بر آن‌ها و درصد جمعیت کارگری که توانایی انجام کار را ندارند، بدست آمده و در جدول ۳ گزارشی از خروجی این آنالیز آورده شده است. علت تفاوت نیرو و گشتاور وارد بر L4 و L5، بین ملیت و جنسیت مختلف، تفاوت در Anthropometry و زوایای مفاصل مانکن‌ها می‌باشد. قابل توجه است حد حرکتی استاندارد ایمنی و بهداشت

(BSSA) Analysis است که برای تعیین میزان گشتاور حول L4 و L5، نیروی فشاری و برشی وارد بر آنها و درصد جمعیت کارگری که براساس مطالعات قدرت، توانایی انجام کار را با توجه به درجه‌ی آزادی عضو ندارند، کاربرد دارد.

یافته‌ها

پس از انجام محاسبات دینامیک معکوس، نسبت طول و جرم هر کدام از اعضا نسبت به قد و جرم کلی شخص و گشتاور ایجاد شده حول مهره‌های L4 و L5 مانکن ملیت-

جدول ۳: مقایسه نیرو و گشتاور وارد بر L4 و L5 بین جنسیت و نژادهای مختلف حاصل از ابزار BSSA^a

جنسیت	ملیت	گشتاور حول L4 و L5 (نیوتن متر)	نیروی برشی وارد بر L4 و L5 (نیوتن)	نیروی فشاری وارد بر L4 و L5 (نیوتن)	درصد جمعیتی که قادر به عمل نیستند
مرد	چینی	۱۷۶	۱۲۰ قدامی	۲۹۴۴	۰/۱
مرد	فرانسوی	۱۹۰	۱۰۶ قدامی	۳۲۸۲	۰/۱
مرد	کره‌ای	۱۹۴	۹۲ قدامی	۳۳۱۷	۰/۱
مرد	ژاپنی	۱۸۷	۸۶ قدامی	۳۲۱۹	۰/۱
زن	چینی	۱۲۵	۱۰۸ قدامی	۲۰۸۴	۰/۴
زن	فرانسوی	۱۴۶	۸۷ قدامی	۲۵۱۴	۰/۹
زن	کره‌ای	۱۳۹	۸۵ قدامی	۲۳۶۰	۰/۷
زن	ژاپنی	۱۳۱	۸۷ قدامی	۲۲۶۲	۰/۵

a: Biomechanics Single Action Analysis

جدول ۴: مقایسه‌ی گشتاور محاسبه شده از طریق دینامیک معکوس و نرم افزار CATIA^a

جنسیت	ملیت	گشتاور محاسبه شده از طریق دینامیک معکوس (نیوتن)	گشتاور محاسبه شده از طریق نرم افزار CATIA (نیوتن)	% خطای نسبی (نسبت به محاسبات دینامیک معکوس)
مرد	چینی	۱۵۷/۴	۱۷۶	۱۱/۸
مرد	فرانسوی	۱۶۷/۸	۱۹۰	۱۳/۲
مرد	کره‌ای	۱۶۰/۴	۱۹۴	۲۰/۹
مرد	ژاپنی	۱۵۶/۲۷	۱۸۷	۱۹/۶
زن	چینی	۱۱۹/۴	۱۲۵	۴/۶
زن	فرانسوی	۱۳۰	۱۴۶	۱۲/۳
زن	کره‌ای	۱۲۰/۶	۱۳۹	۷/۷
زن	ژاپنی	۱۱۹/۷	۱۳۱	۹/۴

a: Computer Aided Three-dimensional Interactive Application

و L5، از استاندارد NIOSH AL کمتر بوده و خطری برای نمازگزار به وجود نمی‌آورد و در تمامی ملیت‌ها نیز نیروی فشاری و گشتاور حول L4 و L5 زنان نسبت به مردان کمتر است. همچنین از مقایسه‌ی جداول ۳ و ۴ متوجه صحت نتایج نرم افزار CATIA می‌شویم.

در جدول ۴ گزارشی از خطای نسبی بین گشتاورهای محاسبه شده از طریق دینامیک معکوس و گشتاورهای خروجی نرم‌افزار CATIA ارائه شده است. براساس جدول ۴، متوجه یکسان بودن تقریبی نتایج حاصل از

شغلی (NIOSH AL) ۳۴۳۳ نیوتن و حداکثر حد مجاز استاندارد ایمنی و بهداشت شغلی (NIOSH MPL) ۶۳۷۶ نیوتن می‌باشد. مقایسه‌ی این استانداردها با نیروی فشاری وارد بر L4 و L5 در جدول ۳، نشان می‌دهد که در جنسیت زن و مرد از هر ملیتی، مقدار نیروی وارده بر L4 و L5، از استاندارد NIOSH AL کمتر بوده و خطری برای نمازگزار به وجود نمی‌آورد و در تمامی ملیت‌ها نیز نیروی فشاری و گشتاور حول L4 و L5 زنان نسبت به مردان کمتر است. از هر ملیتی، مقدار نیروی وارده بر L4

شکل ۳: نتایج آنالیز ابزار RULA برای دو مانکن شکل ۲

افزایش داده و احتمال بروز مشکلات را در آینده به حداقل رساند. یکی از این اقدامات داشتن تحرک بدنی از جمله انجام فعالیت‌های مذهبی می‌باشد. همان طور که گفته شد یکی از موارد مهمی که در ارگونومی مطرح می‌باشد، Anthropometry است. در این مطالعه با در نظر گرفتن مبحث Anthropometry مدل‌های خود را در حالت رکوع قرار داده و از نظر نیرو و فشار مقایسه شدند تا درک بهتری از تأثیر این اعمال بر کاهش درد حاصل از دیسک کمر و جابجایی غضروف‌ها بدست آید. در این شکل ۳ با توجه به رنگ و عدد داده شده برای هر عضو، می‌توان بر موقعیت اعضا قضاوت کرد. با توجه به نتایج این ابزار متوجه می‌شویم موقعیت اکثر اعضا با رنگ سبز و امتیاز کلی نیز با عدد ۴ و رنگ زرد نشان داده شده است. رنگ زرد نشان دهنده‌ی این است که ممکن است نیاز به تغییراتی در وضعیت مانکن باشد. در نهایت می‌توان نتیجه گرفت که خطری مانکن را تهدید نمی‌کند که این نتیجه با نتایج قبلی این مطالعه نیز تطابق دارد. البته باید توجه داشت مطالعات قبلی انجام شده نشان می‌دهد نیرو و فشار واردشده بر بدن باعث انعطاف‌پذیری هرچه بیشتر ستون فقرات نیز می‌شوند (۶،۷).

در مطالعه‌ی ابوالحسن و همکاران (۱۵)، جهت ایجاد

محاسبات دینامیک معکوس و نتایج حاصل از نرم‌افزار CATIA می‌شویم. البته قابل ذکر است تفاوت مقادیر این دو روش به دلیل عدم دقت فواصل و زوایا می‌باشد. از دیگر نتایج این آنالیز متوجه می‌شویم درصد جمعیتی که قادر به انجام عمل رکوع نیستند حداکثر زیر ۱ درصد برای تمام ملیت‌ها می‌باشد که برای این موضوع نیز در احکام اسلامی توصیه‌هایی دیده شده است.

در این مطالعه آنالیز دیگری توسط ابزار RULA Analysis انجام گرفت که نتایج آن در شکل ۳ نشان داده شده است. در این پنجره سمت راست مانکن مورد بررسی قرار گرفته و تنظیمات به گونه‌ای انجام شده که مدل را به صورت متناوب (کمتر از ۴ بار در دقیقه) در حالت رکوع قرار می‌دهد.

بحث و نتیجه گیری

هر ساله کم‌درد، گریبان‌گیر میلیون‌ها نفر در جهان می‌شود، در نتیجه سطح کیفی زندگی بسیاری از افراد را کاهش می‌دهد، بسیاری از تفریحات را محدود می‌کند، روزهای کاری را به هدر می‌دهد و انجام فعالیت‌های تفریحی ورزشی را با مشکل مواجه می‌کند. با این همه، در این زمینه امیدهای تازه‌ای نیز وجود دارد. با چند اقدام ساده، می‌توان سلامتی ستون مهره‌ها و گردن خود را

نرم افزار CATIA قابل تایید می باشد. باید توجه داشت، این افزایش نیروی وارد شده بر زانوها در حین اجرای رکوع ابوالحسن می تواند دلیلی بر ایجاد عارضه هایی در زانو باشد. بنابراین رکوع استاندارد که مورد تایید دین اسلام هست مفیدتر از رکوع معرفی شده توسط ابوالحسن، می باشد.

سپاسگزاری

بر خود لازم می دانیم از مرکز تحقیقاتی اسکلتی و عضلانی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تقدیر و تشکر گردد.

منابع

1. Enderle JD, Blanchard SM, Bronzino JD. Introduction to biomedical engineering 2nd ed. Hartford: Trinity College; 2005: 112.
2. Valiani A. General Anatomy. 3rd ed. Isfahan: Kankaush Publication; 2003: 32-33.
3. Da Costa BR, Vieira ER. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. Am J Ind Med 2010; 53(3): 285-323.
4. Johanning, E. Evaluation and management of occupational low back disorders. Am J Ind Med 2000; 37(1): 94-111.
5. Kim HJ, Chung S, Kim S, Shin H, Lee J, Kim S, et al. Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle. Eur Spine J 2006; 15(4): 409-14.
6. Da Costa BR, Vieira ER. Stretching to reduce work-related musculoskeletal disorders: a systematic review. J Rehabil Med 2008; 40(5): 321-8.
7. Pavel Tastsouline. Relax into Stretch: Instant Flexibility Through Mastering Muscle Tension, Dragon Door Pubn; 2001:58-63.
8. Rippentrop EA, et al. The relationship between religion / spirituality and physical health, mental health, and pain in a chronic pain population. Pain 2005; 116(3): 311-21.

نیروی فشاری و برشی کمتر بر روی مهره های کمری و ساکرال، رکوع جایگزینی به مسلمانان پیشنهاد شده است. این رکوع همان پروتکل رکوع استاندارد را دارد و شامل ۵ مرحله می باشد: ۱- شروع حرکت تنه به سمت جلو ۲- تماس اولیه ی دستها با زانوها ۳- ایجاد ثبات در نهایت خم شدگی تنه (بسته به نوع رکوع) ۴- شروع حرکت تنه به سمت عقب ۵- برداشتن دستها از روی زانوها و برگشت به عقب. تفاوت این دو رکوع این است که در رکوع استاندارد، زانوها کاملا باز شده و دستها بر روی زانوها قرار گرفته اند. همچنین وضعیت شانه ها و آرنجها به گونه ای است که اجازه می دهد تنه در موقعیت موازی با زمین قرار گیرد. اما در رکوع جایگزین توصیه شده توسط ابوالحسن (۱۵)، شخص زانوهایش را به اندازه ی کافی خم کرده تا قبل از خم شدن کامل تنه به سمت جلو، دستها به زانوها برسند. ابوالحسن و همکاران مدعی هستند که با انجام رکوع جایگزین بجای رکوع مسلمین، می توان به افزایش متوسط و بیشینه ی نیروی فشاری و کاهش متوسط و بیشینه ی نیروی برشی دست یافت. دلیل توصیه ی این رکوع توسط ابوالحسن نسبت به رکوع استاندارد مسلمانان، کاهش نیروی فشاری در مرحله ی ۱ و ۵، کاهش نیروی برشی در تمام مراحل و در نتیجه کاهش تنش های فیزیکی بر روی ساختار کمر و کاهش خطر عود علائم تحریک آمیز در افراد با سابقه ی LBP^۲ بیان شده است.

اما قابل توجه است با اینکه نیروی فشاری در مراحل ۱ و ۵ کاهش یافت، در ۳ مرحله ی دیگر به خصوص مرحله ی ۳ که شامل حالت خمیدگی تنه است، این میزان نیرو افزایش یافته است (۱۵). که خود دلیلی بر مناسب نبودن رکوع ارائه شده توسط ابوالحسن می باشد. در ضمن نتایجی که در این مطالعه در نرم افزار CATIA از حالت رکوع استاندارد بدست آمد، نشان داد که نیروهای وارد بر L4 و L5 خارج از محدوده ی استاندارد نیستند و اصلا نیازی به تغییر در فرم رکوع نمی باشد. نکته ی دیگر اینکه کاهش نیروی برشی وارد بر مهره ها، ناشی از افزایش متوسط ۵/۲ نیوتنی نیروی وارد بر زانوها از طرف دستها، در حین رکوع جایگزین ابوالحسن است که هم در مطالعه ی ابوالحسن (۱۵) به آن اشاره شده و هم با

² Low back pain

9. Baetz M, Bowen R. Chronic pain and fatigue: Associations with religion and spirituality. *Pain Res Manage* 2008; 13(5): 383-8.
10. CATIA [Internet] 2014 Aug 1. Available from: <http://www.3ds.com/products-services/catia>.
11. Jamshidi N, etal. Applied guide to catia Abed, 9th Edition, 2013.
12. NIOSH [Internet] 2014 Aug 1. <http://www.cdc.gov/NIOSH>.
13. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 3rd. New Jersey: John Wiley & Sons; 2004.
14. Al-Zuheri A, Luong L, Xing K. Biomechanical Assessment of Lower Limbs Using Support Moment Measure at Walking Worker Assembly Lines. In: Isabel L. Nunes, editor. *Ergonomics - A Systems Approach*. IN -Tech; 2012.
15. AbouHassan J, Milosavljevic S, Carman A. Can postural modification reduce kinetic and kinematic loading during the bowing postures of Islamic prayer? *Ergonomic* 2010; 53(12): 1446-54.