Archive of SID

Quantifying the Biomechanical Forces Applied on the Vertebral Column during Praying

Jamshidi N[1], Shokrani P[2], Karimi M.T[3]

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 wasbelow 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

کمی‌سازی بیومکانیکی نیروی وارده بر مهره‌ها و عضلات بدن در حین رکوع در نژادهای گوناگون

نیما جمشیدی[۱]، پریناز شکرانی[۲]، محمدتقی کریمی[۳]

هدف: ستون مُهره‌ها یا ستون فقرات بخش اصلی استخوان‌بندی انسان در نیم تنه‌ی بالایی است. نقش ستون مهره‌ها، توانایی در خم شدن و چرخیدن در تمام مسیرها، و حمایت از کل بدن و ساختارهای حیاتی آن مثل اعصاب و نخاع می‌باشد. هدف از این مطالعه، کمی‌سازی و محاسبه‌ی گشتاور و نیروی وارد بر مهره‌های L4 و L5 ستون فقرات در جنسیت و نژادهای مختلف، در حین حرکات نماز می‌باشد. ضرورت انجام این‌گونه مطالعات بر روی ستون فقرات، نشان دادن اثرات فعالیت‌های مذهبی در سلامت جسمی افراد با اندازه‌گیری وضعیت متفاوت بدنی (Anthropometry) مختلف است.

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

www.SID.ir

Archive of SID

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

یافته ها: مقایسه‌ی نیروی فشاری وارد بر L4 و L5 با استانداردهای موجود در نرم افزار 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 نرم افزار 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، هیچ گونه 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 مهندسی‌پزشکی(بیومکانیک)، دانشکده فنی ومهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۳- دکتری ارتز و پروتز، استادیار گروه ارتز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

مقدمه

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 زنان۶۰ سانتیمتر و نزد مردان۷۰ 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 بـه علت وجـود عوامـل مخاطره‌آمیز گوناگون امکان بروز بیماری‌های شغلی امری ثابت شده است. در بین صدمات و عوارضی که سلامت شاغلین را 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 ۱۶/۳±۵۲/۷، شرکت کردند (۸). مطالعه‌ی دیگری بر روی ۳۷۰۰۰ نفر ۱۵ سال به بالا و مبتلا به دردهای مزمن از جمله کمردرد

www.SID.ir

Archive of SID

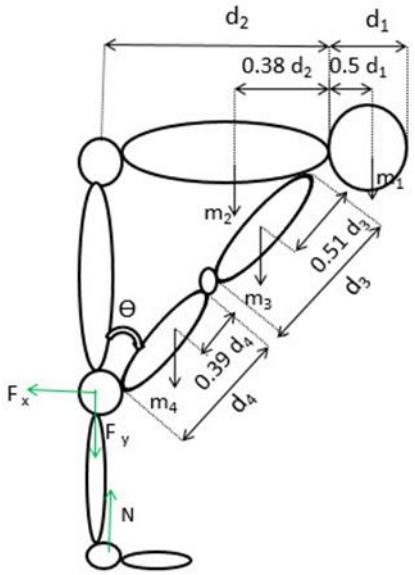
انجام گرفت (۹). از نتایج این مطالعات این بود که افراد مبتلا به دردهای مزمن و خستگی، با احتمال بیشتری نسبت به جمعیت عمومی از نماز و اعمال مذهبی به عنوان یک روش مقابله‌ی مثبت برای کاهش تنش های عضلانی استفاده می‌کنند (۸،۹).

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 شکل۱ مدلی از فرد در حین رکوع وجود دارد که نیروهای وارد بر اندام و مرکز ثقل بازو، ساعد، سر و تنه مشخص گردیده است. شکل۲ نمایی از مانکن‌های موجود در نرم افزار CATIAست که در رکوع قرار داده شده‌اند و نیروهای وارد بر اندام و فاصله‌ی مرکز ثقل آنها، تا مهره های L4 وL5 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.

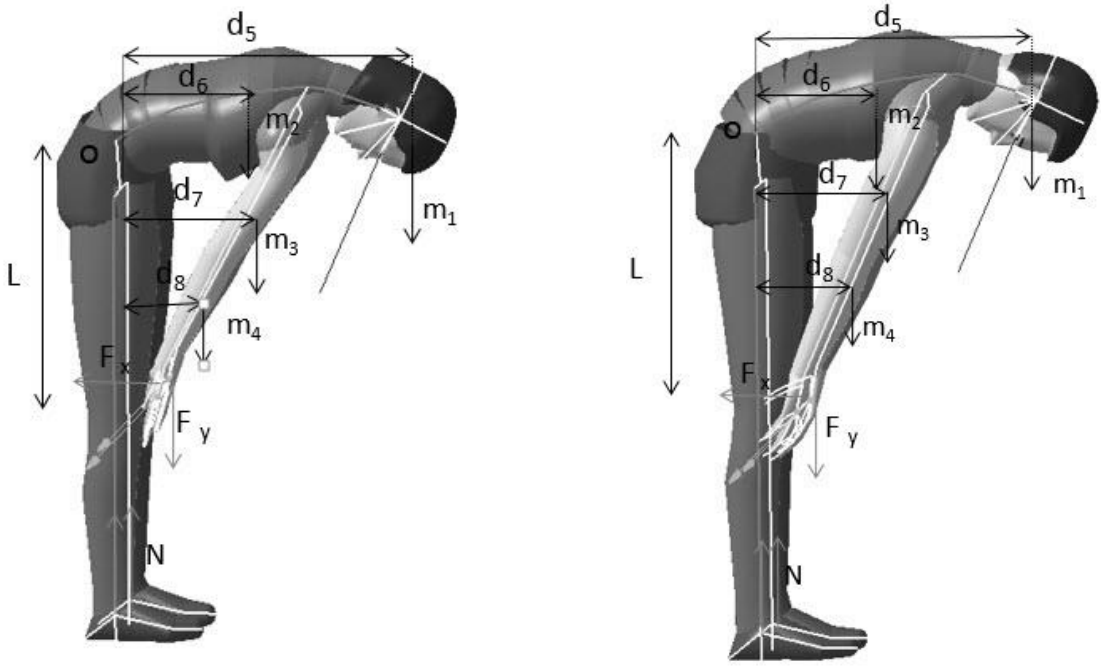


شکل۱: نیروهای وارد بر بدن در حین رکوع با توجه به مرکز ثقل اعضا

همچنین نیروی وارد شده از طرف دست‌ها بر زانوها، ۵ درصد وزن میانگین هر ملیت در نظر گرفته شده است. در جدول۱ گزارشی از میزان نیروی وارد بر زانوها و زوایای بازوها، ناحیه‌ی کمری و سینه‌ای مدل‌ها وجود دارد. در ادامه با توجه به شکل‌های ۱و ۲ و فرمول‌های ارائه شده در ستون اول جدول۲، 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 تعریف‌شده در نرم‌افزار CATIA، برای جنسیت و ملیت گوناگون وجود دارند. در جدول۲ نسبت طول و وزن هر کدام از این عضوها نسبت به قد و وزن کلی شخص، فواصل مربوط به مرکز ثقل (۱۴، ۱۳)، و

www.SID.ir

Archive of SID



شکل۲: نیروهای وارد بر اندام و فاصله‌ی مرکز ثقل آن‌ها تا مهره‌های L4 وL5 در مانکن‌های زن و مرد

جدول۱: 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

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[1] Analysis نرم‌افزار CATIA، می‌توان با استفاده از استانداردهای ایمنی و بهداشت شغلی موجود در آن، بر 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 بهتراست موقعیت موقعیت آن عضو تغییر کند. ابزار دیگر مورد استفاده در این مطالعه Biomechanics Single Action

[1] Rapid Upper Limb Assessment

www.SID.ir

Archive of SID

جدول۲: خصوصیات آنتروپومتریک 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	۰/۵۳۸	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 [۰/۲۸۸ H] متر	۰/۵۰	۰/۵۰	۰/۵۰	۰/۵۰	۰/۴۶	۰/۴۷	۰/۴۶	۰/۴۶
d_3 [۰/۱۸۸ H] متر	۰/۳۲	۰/۳۳	۰/۳۲	۰/۳۲	۰/۳	۰/۳	۰/۳	۰/۳
d_4 [۰/۱۴۵ H] متر	۰/۲۵	۰/۲۵	۰/۲۵	۰/۲۵	۰/۲۳	۰/۲۴	۰/۲۳	۰/۲۳
d_5 [۰/۵ d_1+ d_2] متر	۰/۶۶	۰/۶۶	۰/۶۶	۰/۶۶	۰/۶۱	۰/۶۲	۰/۶۱	۰/۶۱
d_6 [d_2 (۱-۰/۳۸)] متر	۰/۳۱	۰/۳۱	۰/۳۱	۰/۳۱	۰/۲۹	۰/۲۹	۰/۲۹	۰/۲۹
d_7 [(d_3 (۱-۰/۵۱) +d_4) sin 45] متر	۰/۲۹	۰/۲۹	۰/۲۹	۰/۲۹	۰/۲۷	۰/۲۷	۰/۲۷	۰/۲۷
d_8 [d_4 (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 [Fcos 45] نیوتن	۲۳/۶۹	۲۴/۹۶	۲۴/۱۱	۲۳/۴۱	۱۹/۳۰	۲۰/۶۵	۱۹/۳۷	۱۹/۱۶
ΣMo (w_1d_5+ w_2d_6 + w_3d_7 + w_4d_8 + 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.

Analysis (BSSA) است که برای تعیین میزان گشتاور حول L4 وL5، 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 عضوها نسبت به قد و جرم کلی شخص و گشتاور ایجاد شده حول مهره‌های L4 وL5 مانکن ملیت-های گوناگون محاسبه گشته و خروجی آن در جدول۲ ذکر شده است. با استفاده از ابزار Biomechanics Single Action Analysis نیز میزان گشتاور حول L4 وL5، نیروی فشاری و برشی وارد بر آن‌ها و درصد جمعیت کارگری که توانایی انجام کار را ندارند، بدست آمده و در جدول۳ گزارشی از خروجی این آنالیز آورده شده است. علت تفاوت نیرو و گشتاور وارد بر L4 وL5، بین ملیت و جنسیت مختلف، تفاوت در Anthropometry و زوایای مفاصل مانکن‌ها می‌باشد. قابل توجه است حد حرکتی استاندارد ایمنی و بهداشت

www.SID.ir

Archive of SID

جدول۳: مقایسه نیرو و گشتاور وارد بر L4 وL5 بین جنسیت و نژادهای مختلف حاصل از ابزار BSSA[a]

جنسیت	ملیت	گشتاور حول L4 و L5 (نیوتن متر)	نیروی برشی وارد برL4 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

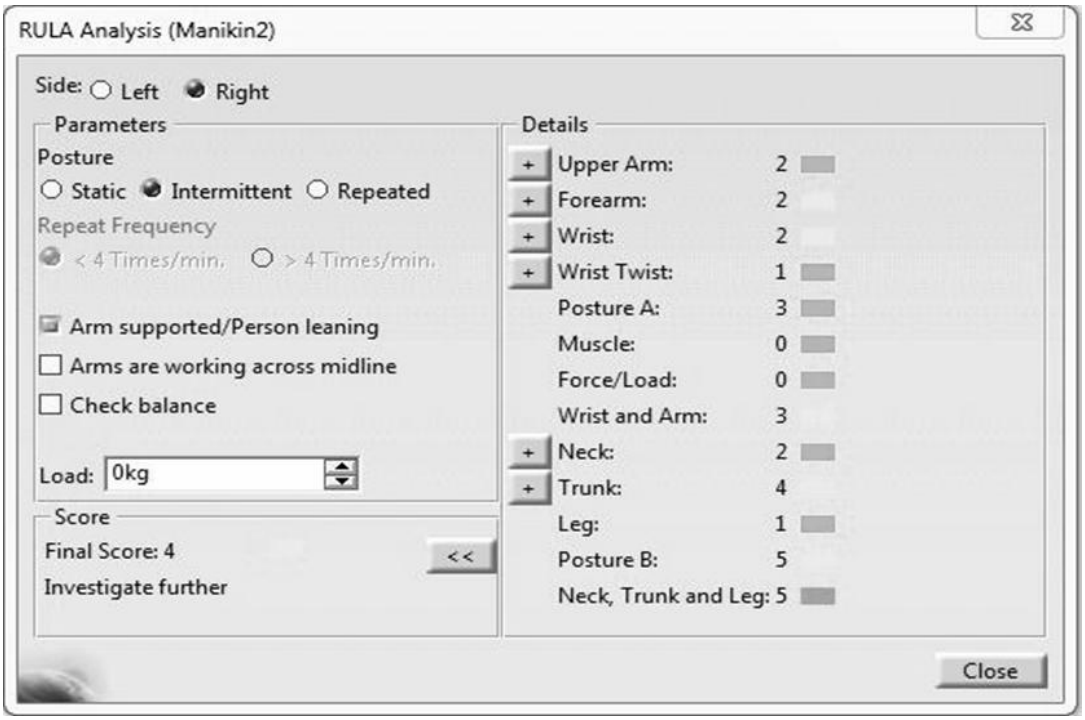
a: Computer Aided Three-dimensional Interactive Application

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 وL5 در جدول۳، 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 وL5 زنان نسبت به مردان کمتر است.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 وL5 زنان نسبت به مردان کمتر است. همچنین از مقایسه‌ی جداول ۳ و ۴ متوجه صحت نتایج نرم افزار CATIA می‌شویم.

در جدول۴ گزارشی از خطای نسبی بین گشتاورهای محاسبه شده از طریق دینامیک معکوس و گشتاورهای خروجی نرم‌افزار CATIA ارائه شده است. براساس جدول۴، متوجه یکسان بودن تقریبی نتایج حاصل از

www.SID.ir

Archive of SID



شکل۳: نتایج آنالیز ابزار RULA برای دو مانکن شکل ۲

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 زیر۱ 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 شکل۳ 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 کمردرد، 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 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 شکل۳ 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 سبز به این معناست که بدن حالت قابل قبولی دارد و 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

www.SID.ir

Archive of SID

نیروی فشاری و برشی کمتر بر روی مهره‌های کمری و ساکرال، رکوع جایگزینی به مسلمانان پیشنهاد شده است. این رکوع همان پروتکل رکوع استاندارد را دارد و شامل ۵ مرحله می‌باشد: ۱- شروع حرکت تنه به سمت جلو ۲- تماس اولیه‌ی دست‌ها با زانوها ۳- ایجاد ثبات در نهایت خم‌شدگی 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 گرفته‌اند. همچنین وضعیت شانه‌ها و آرنج‌ها به گونه‌ای است که اجازه می‌دهد تنه در موقعیت موازی با زمین قرار گیرد. اما در رکوع جایگزین توصیه شده توسط ابوالحسن (۱۵)، شخص زانوهایش را به اندازه‌ی 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، می‌توان به افزایش متوسط و بیشینه‌ی نیروی فشاری و کاهش متوسط و بیشینه‌ی نیروی برشی دست یافت. دلیل توصیه‌ی این رکوع توسط ابوالحسن نسبت به رکوع استاندارد مسلمانان، کاهش نیروی فشاری در مرحله‌ی ۱ و ۵، کاهش نیروی برشی در تمام مراحل و در نتیجه کاهش تنش‌های فیزیکی بر روی ساختار کمر و کاهش خطر عود علائم تحریک‌آمیز در افراد با سابقه‌ی LBP[۲] بیان شده است.

اما قابل توجه است با اینکه نیروی فشاری در مراحل ۱ و ۵ کاهش یافت، در۳ مرحله‌ی دیگر به خصوص مرحله‌ی 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 می‌باشد. در ضمن نتایجی که در این مطالعه در نرم‌افزار CATIA از حالت رکوع استاندارد بدست آمد، نشان داد که نیروهای وارد بر L4 و L5 خارج از محدوده‌ی استاندارد نیستند و اصلا نیازی به تغییر در فرم رکوع نمی‌باشد. نکته‌ی دیگر اینکه کاهش نیروی برشی وارد بر مهره‌ها، ناشی از افزایش متوسط ۵/۲ نیوتنی نیروی وارد بر زانوها از طرف دست‌ها، در حین رکوع جایگزین ابوالحسن است که هم در مطالعه‌ی ابوالحسن (۱۵) به آن اشاره شده و هم با نرم‌افزار CATIA قابل تایید می‌باشد. باید توجه داشت، این افزایش نیروی وارد شده بر زانوها در حین اجرای رکوع ابوالحسن می‌تواند دلیلی بر ایجاد عارضه‌هایی در زانو باشد. بنابراین رکوع استانداردی که مورد تایید دین اسلام هست مفیدتر از رکوع معرفی شده توسط ابوالحسن، می‌باشد.

[2] Low back pain

سپاسگزاری

بر خود لازم می‌دانیم 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. Pain2005; 116(3): 311-21.

www.SID.ir

Archive of SID

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.

www.SID.ir