

نیروهای ماهیچه‌یی و مفصلی زانو در حین برخاستن از حالت نشسته

فرزام فرهمند (استادیار)

رؤیا نریمانی (مربی)

علی مقداری (استاد)

حمید فکور علاقه‌بند (کارشناس ارشد)

دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

علی‌رغم مطالعات متعدد انجام شده در زمینه‌ی بیومکانیک مفصل زانو، نیروهای ماهیچه‌یی و مفصلی در حرکات توأم با خمش عمیق، کمتر مورد بررسی قرار گرفته‌اند. در این مطالعه، نیروهای مفصلی زانو به هنگام برخاستن از حالت نشسته^۱ با استفاده از یک مدل دو بعدی از اندام تحتانی، بررسی و تحلیل شده است. مدل مزبور مفاصل قوزک، درشت‌نهی - رانی^۲ زانو، کشکی - رانی^۳ زانو و لگن، و ۹ گروه مستقل ماهیچه‌ی پیرامون مفاصل مزبور را شامل می‌شود. معادلات تعادل دینامیکی برای چهار استخوان پا، ساق، ران و کشکک، پس از صرف‌نظر یا ادغام برخی معادلات به منظور کاهش مجهولات ناخواسته، به یک دستگاه نامعین شامل ۸ معادله و ۱۱ مجهول منجر شد. داده‌های سینماتیکی مورد نیاز با استفاده از ویدئوگرافی، و نیروهای عکس‌العمل سطح با استفاده از یک صفحه‌ی نیرو به دست آمدند. مجموعه‌ی معادلات نامعین به روش بهینه‌سازی غیر خطی حل شدند. تابع هدف، توان سوم تنش‌های ماهیچه‌یی انتخاب شد که حداقل خستگی ماهیچه‌یی را سبب می‌شود. نتایج حاصله نشان می‌دهند که بیشترین نیرو در مفصل درشت‌نهی - رانی ۷/۵ برابر وزن بدن است و در عمیق‌ترین زاویه‌ی خمش زانو رخ می‌دهد. در مفصل کشکی - رانی بیشترین نیرو در زاویه‌ی زانوی ۷۰ درجه اتفاق می‌افتد و حدود ۴ برابر وزن بدن است.

مقدمه

این امر را بی‌شک باید در مرسوم نبودن این نوع نشستن در ملل مغرب زمین جستجو کرد.

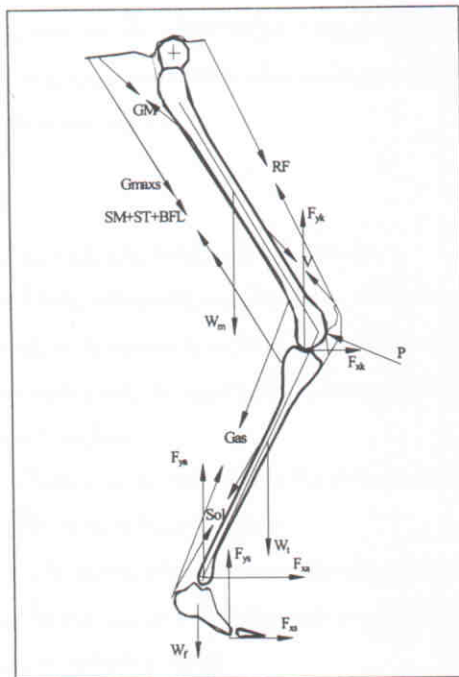
مفصل زانو از دیدگاه بیومکانیک، یکی از مهم‌ترین و پیچیده‌ترین مفاصل بدن است. به دلیل محدوده‌ی خمش وسیع و قرارگرفتن در مسیر بردار وزن بدن، بارهای بزرگی بر این مفصل وارد می‌شود. عدم هم‌دیی سطوح مفصلی زانو موجب پیدایش سطوح تماسی کوچک و در نتیجه تنش‌های تماسی بزرگ می‌شود. اگر چه حضور منیسک^۴ موجب توزیع گسترده‌تر بار بر روی سطوح مفصلی می‌شود، تنش‌های تماسی در مفصل زانو همچنان نسبت به اغلب مفاصل دیگر بدن بزرگ‌ترند.^[۱]

مدل‌سازی حرکت

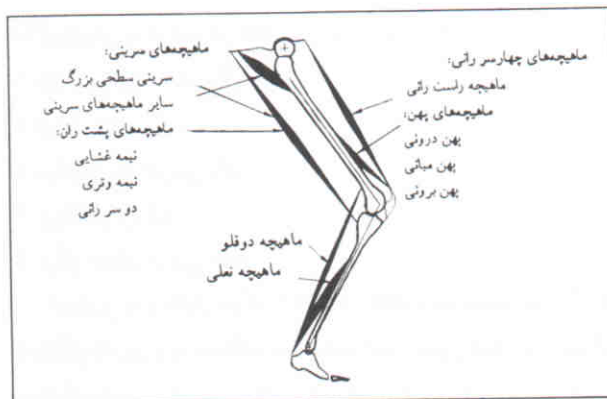
مدل مورد استفاده در این تحقیق یک مدل دوبعدی از اندام تحتانی، شامل ران، کشکک، ساق پا است (شکل ۱). موقعیت ران، ساق و پا توسط نیروهای اعمال شده توسط ماهیچه‌های احاطه‌کننده مفاصل لگن، زانو و مچ کنترل می‌شود. ماهیچه‌ها و دسته ماهیچه‌های در نظر گرفته شده در مدل عبارتند از:

۱. ماهیچه‌های سرینی^۵ که بازکننده‌ی مفصل لگن هستند.
۲. ماهیچه‌های چهار سر رانی^۶، شامل ماهیچه‌ی راست رانی^۷ و ماهیچه‌های پهن^۸، که بازکننده‌ی مفصل زانو هستند. ماهیچه‌ی راست رانی به علاوه خم‌کننده‌ی مفصل ران محسوب می‌شود.
۳. ماهیچه‌های پشت ران^۹، شامل ماهیچه‌های دو سر رانی^{۱۰}، نیمه‌غشایی^{۱۱} و نیمه‌وتری^{۱۲}، که خم‌کننده‌ی مفصل زانو و بازکننده‌ی مفصل لگن‌اند.
۴. ماهیچه‌های خلفی (پشتی) ساق، شامل ماهیچه‌ی دوقلو^{۱۳} و ماهیچه‌ی نعلی^{۱۴}، که خم‌کننده مفصل مچ‌اند. ماهیچه‌ی دوقلو همچنین خم‌کننده‌ی مفصل زانو محسوب می‌شود. فرضیات حاکم بر مدل عبارتند از:

ارتباط تنش‌های تماسی مفاصل و تخریب غضروف مفصلی سبب شده است که مطالعه‌ی نیروهای مفصلی زانو در حرکات مختلف بدنی از جمله موضوعات مورد توجه در بیومکانیک سیستم اسکلتی - ماهیچه‌یی باشد. در این میان، برخاستن از حالت نشسته، از حرکات متداول ایرانیان و دیگر ملل مشرق زمین محسوب می‌شود. خمش عمیق زانو در وضعیت نشسته، نیروهای بزرگی در این مفصل پدید می‌آورد که ممکن است برای بیماران دچار التهاب (آرتروز) مفصلی و استفاده‌کنندگان از مفاصل مصنوعی بسیار مخرب باشد. اما علی‌رغم مدل‌های متعددی که از حرکات مختلف بدنی انسان ارائه شده‌اند،^[۲-۶] مطالعات انجام شده در زمینه‌ی حرکات توأم با خمش عمیق، و از جمله برخاستن از حالت نشستن، بسیار نادرند.^[۷] علت



شکل ۲. نیروهای وارده بر سیستم اسکلتی اندام تحتانی.



شکل ۱. مدل دوبعدی اندام پائینی شامل قسمت‌های مختلف پا، ساق، ران و ماهیچه‌های اصلی.

۱. در اغلب موارد خط عمل ماهیچه‌ها، خطی مستقیم بین مراکز سطح نواحی اتصال ماهیچه به استخوان در نظر گرفته شده است. اما در مواردی که ماهیچه مسیر خمیده‌یی را طی می‌کند، یا در عمق قرار دارد، خط عمل آن خطی در نظر گرفته شده که از ناحیه‌ی اتصال ماهیچه به استخوان به خط مرکزی ماهیچه مماس می‌شود.

۲. از نیروهای اصطکاکی بین سطوح مفصلی چشم پوشی شده است؛ زیرا ضریب اصطکاک مفصل با حضور مایع زلالی^{۱۵} (سینوویال) در حدود ۰/۰۰۱ است.^[۸] با این فرض، برآیند نیروهای افقی و عمودی مفصل از مرکز دوران مفصل می‌گذرد.

۳. استخوان‌های ران، ساق و پا صلب در نظر گرفته شده و از تغییر شکل‌های آنها و نیز سطوح مفصلی صرف‌نظر شده است.

۴. با توجه به این‌که مجموعه‌ی ماهیچه‌های سرینی نواحی اتصال متفاوتی دارند، این ماهیچه‌ها به دو گروه ماهیچه‌ی سرینی سطحی بزرگ و دیگر ماهیچه‌های سرینی تفکیک شده‌اند.

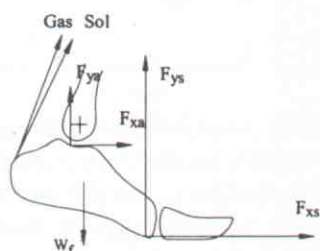
۵. با توجه به این‌که بخش عمده‌ی نیروی مماسی در مفصل درشت‌تنی -رانی توسط انحناى سطح طبق درشت‌تنی تحمل می‌شود^[۹،۱۳] از نیروی رباط‌ها^{۱۶} صرف‌نظر شده است.

۶. با فرض اینکه حرکت برخاستن از حالت نشسته به کندی صورت می‌گیرد از اثرات شتاب‌ها و نیروها و گشتاورهای اینرسی صرف‌نظر شده است.

$$F_{ya} + F_{ys} + Gas \cdot \sin\theta_{Gas} - Sol \cdot \sin\theta_{Sol} - W_f = m_f \cdot a_{fy} \quad (2)$$

$$F_{ys} + d_{ys} + F_{sx} \cdot d_{xs} - Gas \cdot d_{Gas} - Sol \cdot d_{Sol} - W_f \cdot d_{wf} = I_f \cdot \alpha_f + m_f \cdot a_f \cdot d_a \quad (3)$$

که معادله‌ی تعادل گشتاور در حول مرکز مفصل میج نوشته شده است. در معادلات فوق، F_{ys} و F_{xs} نیروهای عکس‌العمل سطح در امتدادهای افقی و عمودی، F_{ya} و F_{xa} نیروهای تماسی مفصل قوزک در امتدادهای افقی و عمودی؛ Gas و Sol نیروی ماهیچه‌ی دوقلو و ماهیچه‌ی نعلی، m_f و W_f جرم و وزن و a_f شتاب پا، θ زاویه‌ی نیروهای ماهیچه‌ها با امتداد افق، و d_a فاصله‌ی قائم نیروها تا مرکز مفصل‌اند. با توجه به این‌که تعیین نیروهای مفصلی لگن مورد نظر نیست، برای این مفصل از معادلات تعادل نیرو صرف‌نظر شده و به معادله‌ی تعادل دینامیکی گشتاور، حول مرکز مفصل، اکتفا می‌شود. همچنین برای استخوان کشکک، با توجه به شرایط هندسی،



شکل ۳. نمودار آزاد استخوان پا.

فرمول‌بندی ریاضی مدل

مجموعه‌ی نیروهای وارده براندام تحتانی در شکل ۲ نشان داده شده‌اند. با ترسیم نمودار آزاد می‌توان معادلات تعادل دینامیکی را برای هر یک از استخوان‌های پا، ساق، ران و کشکک نوشت. این معادلات برای پا (شکل ۳) به شرح زیرند:

$$F_{xa} + F_{xs} + Gas \cdot \cos\theta_{Gas} + Sol \cdot \cos\theta_{Sol} = m_f \cdot a_{fx} \quad (1)$$

۳ معادله‌ی تعادل در یک معادله ادغام و ۲ مجهول ناخواسته حذف می‌شوند. بدین ترتیب یک دستگاه معادلات نامعین شامل ۸ معادله و ۱۱ مجهول به دست می‌آید.

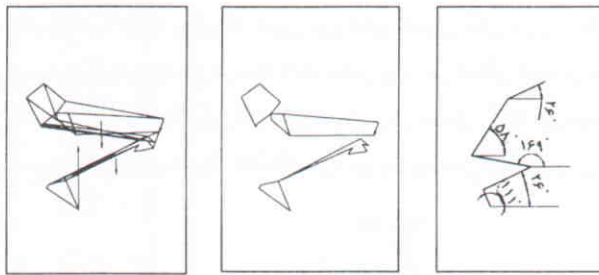
داده‌ها

داده‌های مورد نیاز برای تحلیل مدل عبارت‌اند از:

۱. بازوی گشتاور ماهیچه‌های عبورکننده از هر مفصل نسبت به مرکز آن مفصل در هر موقعیت از حرکت؛
۲. مقدار، جهت و محل اثر نیروهای اعمال شده به کف پا در هر موقعیت از حرکت؛
۳. بازوی گشتاور نیروی اعمال شده به کف پا، نسبت به مفاصل مچ، زانو و لگن در هر موقعیت از حرکت؛
۴. جرم و مرکز جرم هر یک از سه قسمت پا، ساق و ران؛
۵. بازوی گشتاور وزن پا، ساق و ران نسبت به سه مفصل مچ، زانو و لگن در هر موقعیت از حرکت.

برای به دست آوردن داده‌های سینماتیکی فوق از یک دوربین تصویربرداری ویدیویی، و برای تعیین نیروهای اعمال شده به کف پا از یک صفحه نیرو استفاده شد. دوربین از نوع دستی با سیستم تصویربرداری PAL انتخاب شد و تصاویر گرفته شده توسط آن از طریق یک ویدئو بلاستر به رایانه منتقل و ضبط شدند. برای اندازه‌گیری نیروها نیز یک صفحه نیرو با سه حسگر عمودی و یک حسگر افقی ساخته و کالیبره شد.

در طی آزمایش، فرد بر روی صفحه نیرو قرار گرفته و حرکت برخاستن از حالت نشسته را انجام داد. در این حال، حسگرهای عمودی و افقی صفحه نیرو و نیروهای وارده را اندازه‌گیری کرده و به رایانه انتقال دادند. هم‌زمان موقعیت پنج علامت نورانی که بر روی مفاصل فرد مورد آزمایش نصب شده بودند، توسط دوربین ضبط شد.



شکل ۴. مدل میله‌یی ساخته شده در یک موقعیت از حرکت:

- (الف) اندازه‌گیری زاویه‌ی هر یک از اجزای بدن با خط افق؛
 (ب) بازسازی استخوان‌های اندام تحتانی و محل اتصال ماهیچه‌ها بر روی آنها با استفاده از مختصات نقاط مرجع کالبدشناختی؛
 (ج) بازسازی ماهیچه‌ها بر روی استخوان‌ها و اندازه‌گیری فاصله‌ی نیروهای ماهیچه‌ها و مرکز دوران مفاصل.

علائم نورانی به ترتیب در نقاط ذیل قرار داده شدند:

۱. مفصل پنجم متاتارسال؛
۲. قوزک جانبی؛
۳. مرکز دوران تقریبی زانو؛
۴. تروکانتر بزرگ؛
۵. مرکز دوران تقریبی شانه.

تصاویر به نرم‌افزار اتوکد ۱۴ انتقال یافته و موقعیت هر یک از نشانه‌گرها نسبت به دستگاه مختصات ثابت تعیین شد. با اتصال نشانه‌گرها در هر تصویر، یک مدل میله‌یی از بدن فرد در موقعیت متناظر به دست آمد. این مدل‌های میله‌یی برای اندازه‌گیری زاویه‌ی هر یک از اجزای بدن با خط افق مورد استفاده قرار گرفتند (شکل ۴الف).

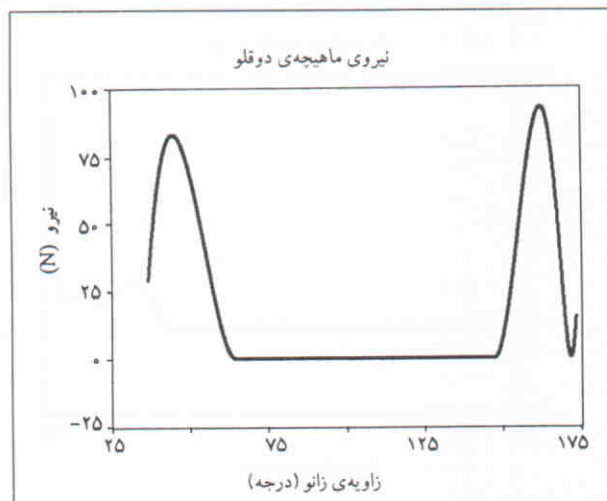
همچنین با استفاده از مختصات نقاط مرجع کالبدشناختی بر روی هر یک از سه قسمت پا، ساق و ران مدلی از استخوان‌های اندام تحتانی ساخته شد و محل اتصال ماهیچه‌ها بر روی آنها مشخص شد (شکل ۴ب). پس از اعمال دوران‌های متناظر با هر موقعیت از حرکت بر این مدل ماهیچه‌های مورد نظر بر روی آن سوار شدند. بدین ترتیب اندازه‌گیری فاصله‌ی مرکز دوران مفصل تا هر ماهیچه میسر شد (شکل ۴ج).

در اندازه‌گیری فوق، مفاصل لگن و مچ به صورت مفاصل لولایی با مراکز دوران ثابت، و مفصل زانو با مرکز آنی دوران متغیر در نظر گرفته شدند. مؤلفه‌های افقی و عمودی نیروی عکس‌العمل سطح و نقطه‌ی اثر این نیرو در هر موقعیت از حرکت نیز با استفاده از داده‌های اندازه‌گیری شده توسط صفحه‌ی نیرو محاسبه شدند.

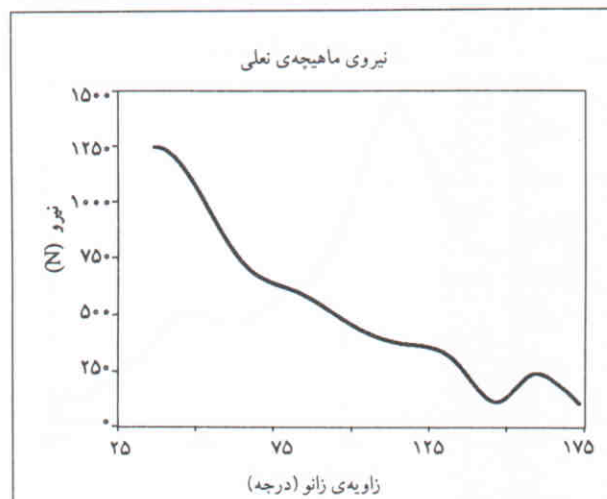
حل مدل

برای حل دستگاه معادلات نامعین، از روش بهینه‌سازی استفاده شد. در به کارگیری روش بهینه‌سازی در بیومکانیک، اختلاف نظر وسیعی در زمینه‌ی انتخاب تابع هدف وجود دارد.^[۱] اما در مطالعات متعدد نشان داده شده است که برای حرکات با سرعت متوسط، از انتخاب تابع هدف مجموع توان‌های سوم تنش‌های ماهیچه‌یی، نسبت به دیگر توابع هدف بهترین نتایج به دست می‌آید.^[۱۰، ۱۱] با کمینه کردن تابع مزبور، در واقع نیروهای ماهیچه‌یی به گونه‌یی توزیع می‌شوند که کم‌ترین خستگی و بیشترین زمان پایداری را در ماهیچه‌ها پدید آورند.

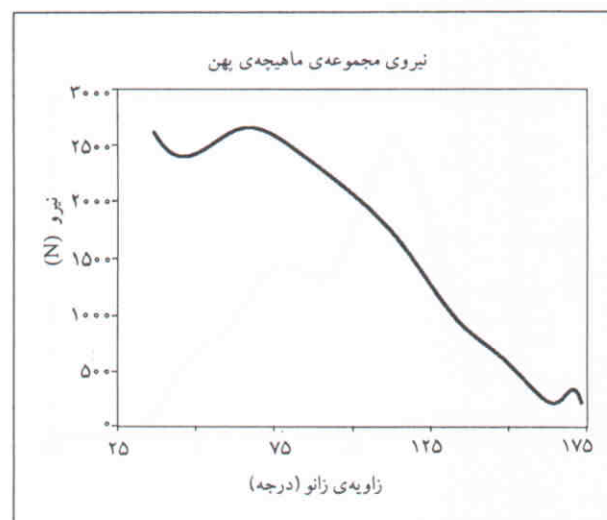
حل مسئله‌ی بهینه‌سازی توسط نرم‌افزار Matlab انجام شد. تابع هدف، با استفاده از سطح مقطع فیزیولوژیک ماهیچه‌ها، به صورت مجموع توان‌های سوم تنش‌های ماهیچه‌ها تعریف شد. همچنین معادلات تعادل دینامیکی گشتاور به عنوان قیود تساوی در نظر گرفته



شکل ۵. تغییرات نیروی ماهیچه‌ی دوقلو نسبت به زاویه‌ی زانو.



شکل ۶. تغییرات نیروی ماهیچه‌ی نعلی نسبت به زاویه‌ی زانو.



شکل ۷. تغییرات نیروی ماهیچه‌های پهن رانی نسبت به زاویه‌ی زانو.

شدند. حد پائین نیروی هر یک از ماهیچه‌ها صفر و حد بالای آن بیشترین نیروی قابل اعمال توسط ماهیچه (براساس تنش بیشینه‌ی مجاز و سطح مقطع فیزیولوژیک ماهیچه) در نظر گرفته شد. با حل مسئله‌ی بهینه‌سازی، نیروهای ماهیچه‌ها محاسبه شدند و در مرحله‌ی بعد، معادلات تعادل نیرو به صورت یک دستگاه معادلات معین حل شدند تا سایر مجهولات نیز به دست آیند.

نتایج

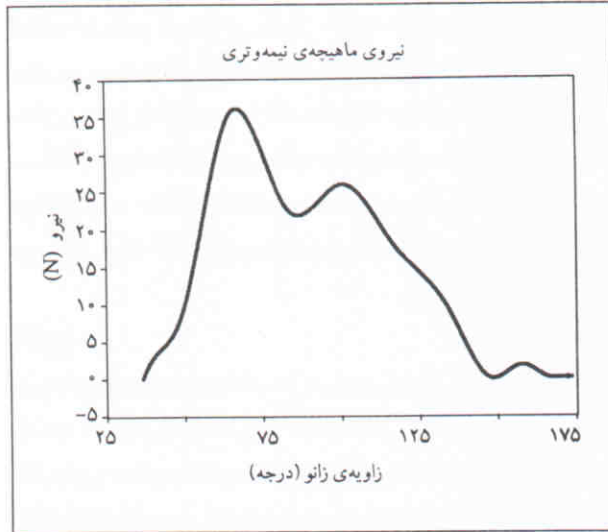
نیروهای ماهیچه‌های مختلف در حین حرکت برخاستن از حالت نشسته در شکل‌های ۵ الی ۱۳ مشاهده می‌شوند. بیشترین نیروی ماهیچه‌ی در گروه ماهیچه‌های پهن رانی و در زاویه‌ی ۵۰ درجه زانو اتفاق افتاد. ماهیچه‌ی راست رانی در شروع حرکت غیر فعال و در مقابل ماهیچه‌های پهن رانی دارای بیشترین فعالیت بودند. در گروه ماهیچه‌های سرینی نیز به جز ماهیچه‌ی سرینی بزرگ سطحی که در این حالت غیر فعال بود، بیشترین نیرو در زاویه‌ی ۵۰ درجه زانو مشاهده شد. نیروی ماهیچه‌ی دوقلو در مقایسه با ماهیچه‌ی نعلی بسیار کوچک بود.

نمودار تغییرات نیروهای عمودی و افقی مفصل درشت‌نی - رانی نسبت به زاویه‌ی زانو در شکل‌های ۱۴ و ۱۵ ارائه شده است. ملاحظه می‌شود که هر چه زاویه‌ی زانو کمتر باشد، نیروهای عمودی و افقی وارده بر مفصل زانو بیشتر خواهند بود. بیشترین نیروی تماسی در مفصل زانو در لحظه‌ی آغاز حرکت و زاویه‌ی حدود ۴۰ درجه اتفاق افتاد و مقدار آن برای نیروی عمودی حدود ۴۳۰۰ نیوتن و برای نیروی افقی حدود ۱۰۰۰ نیوتن بود. با توجه به وزن بدن فرد مورد آزمون، این نیروها به ترتیب در حدود ۷/۶۷ و ۱/۷۸ برابر وزن بدن‌اند. نیروهای وارده بر مفصل کشکی - رانی نیز برحسب زاویه‌ی زانو در شکل ۱۶ نشان داده شده‌اند. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، بیشترین مقدار این نیرو در حدود ۲۰۰۰ نیوتن (۳/۵۷ برابر وزن بدن) به دست آمد.

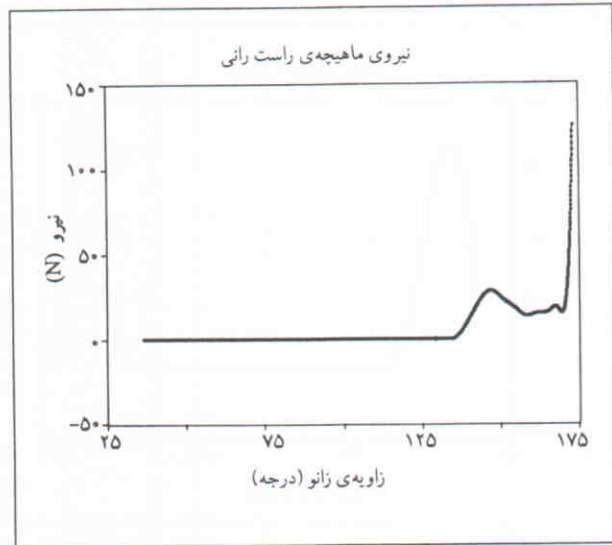
بحث

در این مطالعه از یک مدل دوبعدی برای تحلیل نیروهای وارده بر مفصل زانو در هنگام برخاستن از حالت نشسته استفاده شد. تحقیقات نشان می‌دهد که نیروهای جانبی به وجود آمده در هنگام راه رفتن از حدود ۰/۲ برابر وزن بدن تجاوز نمی‌کنند.^[۱۲] انتظار می‌رود این نیروها در حرکت برخاستن از حالت نشسته از این مقدار نیز کمتر باشند و لذا استفاده از یک مدل دوبعدی در این مطالعه کاملاً قابل توجیه است.

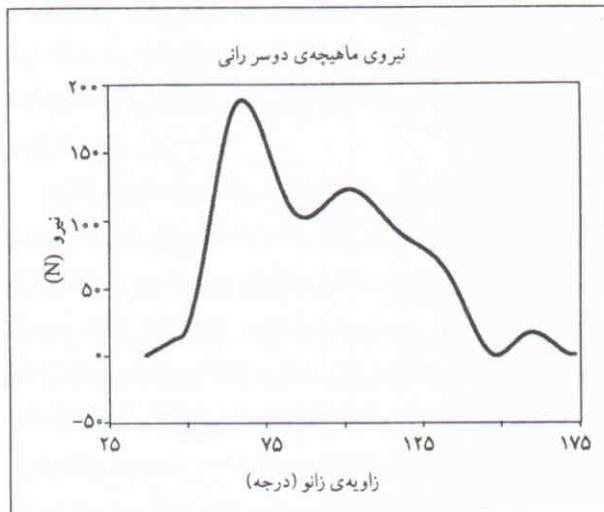
شایان ذکر است که در زوایای کمتر از ۴۰ درجه‌ی زانو، تماس



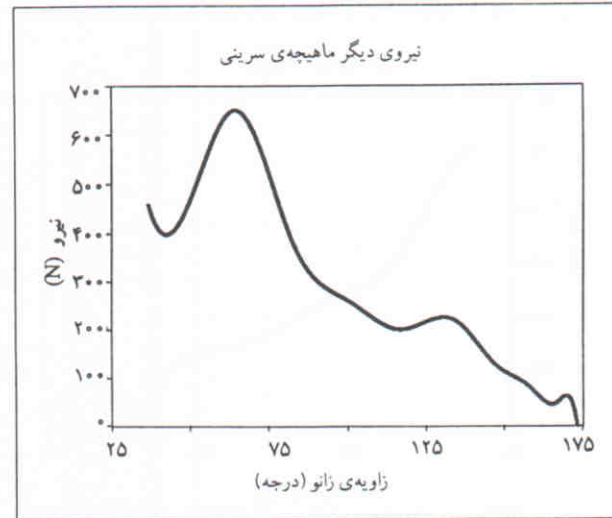
شکل ۱۱. تغییرات نیروی ماهیچه‌ی نیمه‌وتتری نسبت به زاویه‌ی زانو.



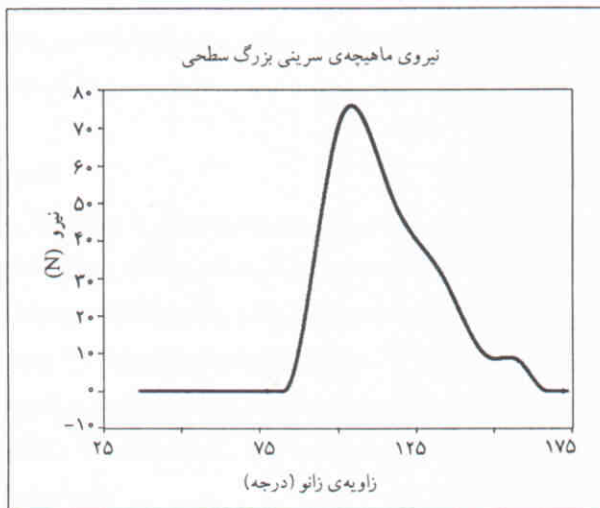
شکل ۸. تغییرات نیروی ماهیچه‌ی راست رانی نسبت به زاویه‌ی زانو.



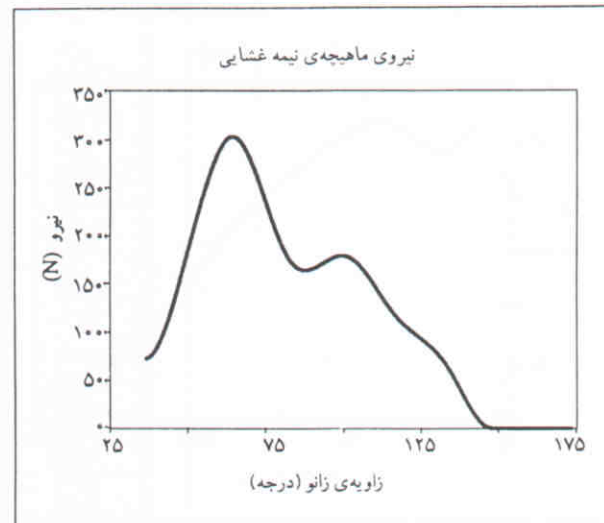
شکل ۱۲. تغییرات نیروی ماهیچه‌ی دو سر رانی بلند نسبت به زاویه‌ی زانو.



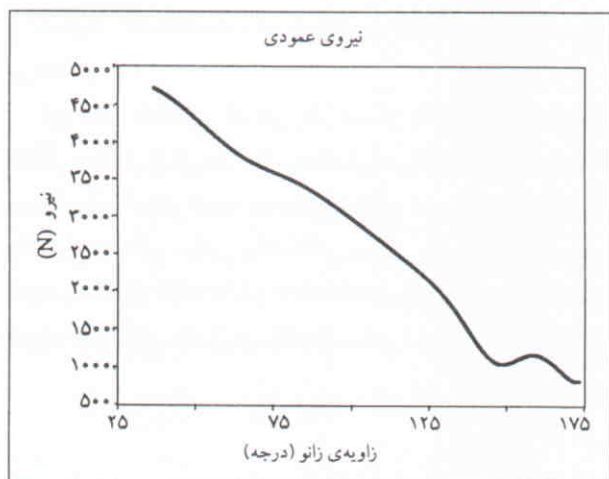
شکل ۹. تغییرات نیروی ماهیچه‌های سرینی به‌جز ماهیچه‌ی سرینی بزرگ سطحی نسبت به زاویه‌ی زانو.



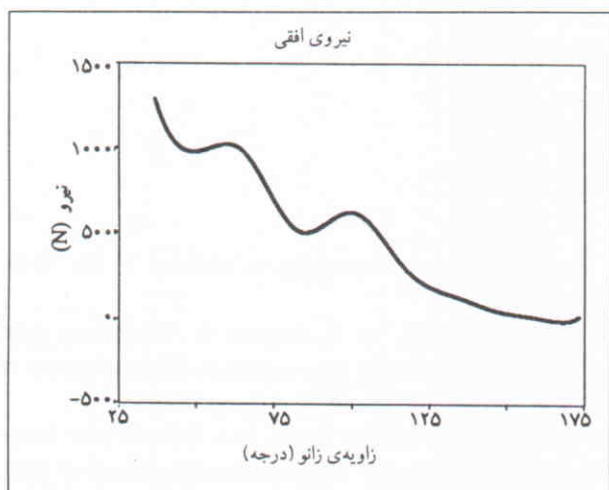
شکل ۱۳. تغییرات نیروی ماهیچه‌ی سرینی بزرگ سطحی نسبت به زاویه‌ی زانو.



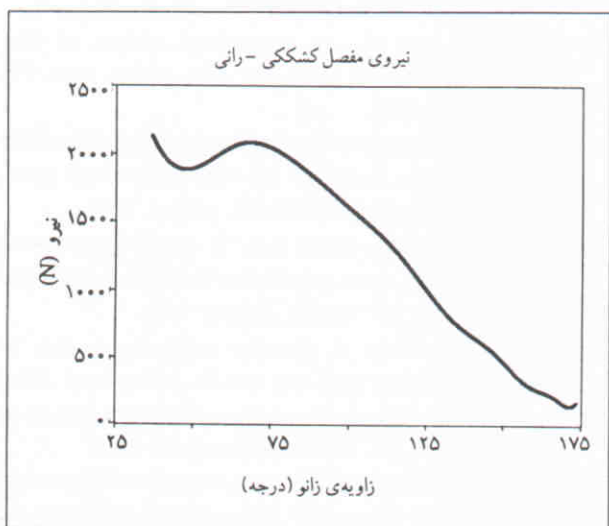
شکل ۱۰. تغییرات نیروی ماهیچه‌ی نیمه‌غشایی نسبت به زاویه‌ی زانو.



شکل ۱۴. تغییرات نیروی عمودی مفصل درشت‌نشی - رانی نسبت به زاویه‌ی زانو.



شکل ۱۵. تغییرات نیروی افقی مفصل درشت‌نشی - رانی نسبت به زاویه‌ی زانو.



شکل ۱۶. تغییرات نیروی مفصل کشککی - رانی نسبت به زاویه‌ی زانو.

بافت‌های پشت ران و پشت ساق به هم امری اجتناب‌ناپذیر است؛ با توجه به این‌که در این مدل این موضوع در نظر گرفته نشده، نمی‌توان از نتایج به‌دست آمده برای زوایای زیر ۴۰ درجه‌ی زانو استفاده کرد. تنها مطالعه‌ی یافت شده‌ی پیشین در زمینه‌ی تحلیل نیروهای مفصلی در حالت خمش عمیق زانو [۷] نیز مدل به‌صورت دوبعدی در نظر گرفته شده است. اما برای کاهش تعداد مجهولات و تبدیل مسئله به یک مسئله‌ی معین، فرض‌های متعدد اضافی به‌عمل آمده است. از جمله، فرض شده است که تنها شش گروه ماهیچه وجود دارند که ماهیچه‌های هر گروه با هم فعال یا غیرفعال می‌شوند، گروه‌های ماهیچه‌ها تنها به‌صورت هم‌اورد^{۱۷} عمل می‌کنند و حول هر مفصل گشتاوری مساوی اعمال می‌کنند.

در مدل حاضر، تعداد گروه‌های ماهیچه‌ی به ۹ عدد افزایش یافته و با اجتناب از فرض‌های اضافی فوق، مسئله نامعین حاصله با روش بهینه‌سازی مورد تحلیل قرار گرفته است.

از نیروهای محاسبه شده برای ماهیچه‌ها می‌توان نتیجه گرفت که در هر گروه ماهیچه، شامل ماهیچه‌های تک‌مفصلی و دومفصلی، ماهیچه‌ی دومفصلی در شروع حرکت فاقد فعالیت و یا دارای فعالیت اندک است. به‌نظر می‌رسد که علت این امر غیر هم‌جهت بودن گشتاور حاصل از نیروهای خارجی بر روی مفاصل مجاور هم (مچ و زانو یا زانو و لگن) در شروع حرکت باشد که به نیروی زیادی نیاز دارد. به عبارت دیگر، اگر ماهیچه‌ی دومفصلی فعال شود، با وجود این‌که به تعادل گشتاور حول یک مفصل کمک می‌کند، از آنجا که هنگام اعمال نیرو طول آن افزایش می‌یابد، در مفصل دیگر کار منفی انجام می‌دهد. به‌عنوان مثال، اگر در شروع حرکت ماهیچه‌ی راست رانی فعال شود، موجب پیدایش گشتاور خم‌کننده در مفصل لگن می‌شود که این گشتاور در جهت خلاف حرکت عمل می‌کند. در مقابل، در انتهای حرکت، فعال‌شدن ماهیچه‌ی راست رانی و اعمال گشتاور خم‌کننده در مفصل لگن در خلاف جهت حرکت، موجب افزایش پایداری و تعادل بدن می‌شود. در مورد ماهیچه‌های نعلی و دوقلو که در گروه ماهیچه‌های پشت ساق قرار دارند و ماهیچه‌های سرینی و سرینی بزرگ سطحی نیز این امر صادق است.

برای گروه ماهیچه‌های پشت ران، شامل ماهیچه‌های نیمه‌غشایی و نیمه‌وتری و دو سر رانی بلند، با توجه به این‌که همگی این ماهیچه‌ها دومفصلی‌اند، می‌توان مشاهده کرد که همگی آنها در تمامی مدت حرکت فعال‌اند و نیروی آنها به گونه‌ی است که مجموع گشتاورهای آنها حول مفصل لگن با گشتاور حاصله از نیروهای ماهیچه‌های سرینی حول مفصل لگن برابر است.

از نیروهای محاسبه شده برای مفاصل می‌توان نتیجه گرفت که بیشترین نیرو در مفصل درشت‌نشی - رانی در لحظات آغازین حرکت

توجه به فرضیات اضافی به عمل آمده در مدل مرجع ۷ به نظر می‌رسد نتایج مطالعه‌ی حاضر تخمین بهتری را از نیروهای مفصلی ارائه می‌دهند.

افزایش نیروهای مفصلی همراه با زاویه‌ی خمش زانو، که تا عمیق‌ترین زوایای خمش نیز ادامه می‌یابد، مؤید این توصیه‌ی کلینیکی است که بیماران دچار التهاب مفصلی، استفاده‌کنندگان از مفاصل مصنوعی و کلیه‌ی بیمارانی که از درد زانو رنج می‌برند، لازم است از حرکات توأم با خمش عمیق زانو جداً اجتناب کنند.

برخاستن از حالت نشسته و در عمیق‌ترین زاویه‌ی خمش زانو رخ می‌دهد.

این نتیجه با نتایجی که علی‌رغم خمش زانو تا ۱۳۵ درجه، نشانگر بزرگ‌ترین نیروی تماس مفصلی در زاویه‌ی خمش ۱۱۰ درجه است،^[۷] مغایر است. همچنین مقادیر نیروهای تماسی در مفاصل درشت‌نژی - رانی و کشککی - رانی در مطالعه‌ی مزبور به ترتیب معادل ۴/۷-۵/۶ و ۴/۷-۷/۶ برابر وزن بدن گزارش شده‌اند که با نتایج حاصل از مطالعه‌ی حاضر اختلاف نسبی دارند. با

پانوشتها

1. squat
2. tibiofemoral
3. patellofemoral
4. meniscus
5. gluteus
6. quadriceps femoris
7. rectus femoris
8. vasti
9. hamstring
10. biceps femoris longus
11. semi-membranous
12. semi-tendinous
13. gastrocnemius
14. soleus
15. synovial fluid
16. ligaments
17. agonist

منابع

1. Mov V.c., Hayes W.c. **Basic orthopaedic biomechanics**, Raven press, New York, (1991).
2. Morrison J.B. "Function of knee joint in various activities", *Biomedical Engineering*, **4**, PP. 573-579, (December 1969).
3. Ellis M.I., Seedhom B.B., Wright V. "Forces in the knee joint whilst rising from a seated position", *Journal of Biomedical Engineering*, **6**, PP. 113-120, (April 1984).
4. Ellis M.I., Seedhom B.B., Amis A.A., Wright V., Dowson D. "Forces in the knee joint whilst rising from normal and

- motorized chairs", *Engineering in Medicine*, **8**, PP. 33-40, (April 1979).
5. Nisell, R., Ericson, M. O., Nemeth, G. "Tibiofemoral joint forces during isokinetic knee extension", *American Journal of Sport Medicine*, **17**, PP. 49-54, (January 1989).
6. Kaufman, K.R., An K.N., Litchy, W.J. "Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise", *American Journal of Sport Medicine*, **19**, PP. 305-316, (May 1991).
7. Dahlkvist N.J., Mayo P., Seedhom B.B. "Forces during squatting and rising from a deep squat", *Engineering in Medicine*, **11**, PP. 69-76, (April 1982).
8. Radin E.L., Paul I.L. "A consolidated concept of joint lubrication", *Journal of Bone and Joint surgery*, **54-A**, PP. 607-613, (April 1972).
9. Seedhom B.B., Terayama K. "Knee forces during the activity of getting out of a chair with and without the aid of arms", *Biomedical Engineering*, PP. 278-282, (August 1976).
10. Crowninshield R.D., Brand R.A. "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion", *Journal of Biomechanics*, **14**, PP. 793-801, (August 1981).
11. Prilutsky B.I., Isaka T., Albrecht A.M., Gregor R.J. "Is coordination of two joint leg muscles during load lifting consistent with strategy of minimum fatigue?", *Journal of Biomechanics*, **31**, PP. 1025-1034, (November 1998).
12. Morrison J.B. "The mechanics of the knee joint in relation to normal walking", *Journal of Biomechanics*, **3**, PP. 51-61, (January 1970).