

شبیه‌سازی بیومکانیکی ساق پای جوان ورزشکار و بررسی فشار اعمالی ساق‌بند اسپیسر استان بر اساس روش تن‌سنجی

گلناز موسوی^۱، مهدی وره‌ای^{۲*}، ابوسعید رشیدی^۳، رضا قاضی سعیدی^۴

۱. دانشجوی دکتری، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، گروه مهندسی نساجی، تهران، ایران

۲. استادیار، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، گروه مهندسی نساجی، تهران، ایران

۳. استاد، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، گروه مهندسی نساجی، تهران، ایران

۴. دانشیار، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، گروه مهندسی نساجی، تهران، ایران

مقاله فناوری

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۸/۲۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۴/۹

شماره صفحات: ۱۱۵ تا ۱۳۲

چکیده

هدف تحقیق شبیه‌سازی بیومکانیکی پای ورزشکار و منسوج فشاری جهت اندازه‌گیری فشار اعمالی ساق‌بند فشاری بر پای جوان ورزشکار در جهت اعمال فشار بهینه و یکنواخت‌تر با تأمین حس راحتی بیشتر، هنگام پوشیدن بود. در روش تن‌سنجی مشخصات هندسی به‌دست‌آمده از تصاویر سی‌تی اسکن پای ورزشکار ورودی باکس نرم‌افزاری کد نویسی شده و با استفاده از نرم‌افزار پردازش مدل سه‌بعدی اولیه و مونتاژ عضو انجام شد. خواص مکانیکی پارچه فشاری ساق‌بند که از آزمایش‌ها تجربی اندازه‌گیری شده به باکس نرم‌افزاری وارد و عملیات شبیه‌سازی پوشیدن ساق‌پوش توسط نرم‌افزار آباکوس و بر اساس تکنیک المان محدود شبیه‌سازی شد. نتایج اندازه‌گیری فشار اندازه‌گیری شده بر پای داوطلب جوان ورزشکار توسط دستگاه کیکوهمی اندازه‌گیری و مقایسه گردید. نتایج حاصل از مقایسه مقادیر فشار اعمالی توسط ساق‌بند در حالت اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی بیانگر خطای بیشینه ۱۴/۴۴ درصد، مربوط به مقطع زیر زانو و نقطه پشت پا بوده و کمینه خطا ۸ درصد مربوط به مقطع مچ پا و نقطه جلو پا است که با وجود فرضیات و منابع خطا در این شبیه‌سازی نتایج بیانگر دقت قابل‌قبول مقادیر فشار اندازه‌گیری شده در حالت شبیه‌سازی باحالت اندازه‌گیری شده است.

کلیدواژه‌ها: تن‌سنجی، شبیه‌سازی بیومکانیکی، منسوج فشاری، توزیع فشار، المان محدود

Biomechanical simulation of a young athlete's limb and evaluation of pressure properties of legging produce from elastic spacer fabric by anthropometric method

Golnaz Mousavi¹, Mehdi Varsei^{2*}, Abosaeed Rashidi³, Reza Ghazisaeidi⁴

1. Ph.D. Student, Department of Textile Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

2. Assistant Professor, Department of Textile Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

3. Professor, Department of Textile Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

4. Associate Professor, Department of Textile Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

Abstract

The purpose of this article is to biomechanically simulate athlete's leg and compression garment to measure the pressure on a young athlete's leg in order to apply more optimal and uniform pressure distribution while providing a greater sense of comfort when wearing.

The body condition and body shape of the athlete are measured by anthropometric method. Although Using a CT scan of the athlete's body (athlete's limb) and the mechanical properties of the pressure garment (leggings) that made of elastane spacer fabric was simulated by finite element technique. The results of measuring the real pressure on the young athlete's foot were measured and compared by a kikuhome device. The values of pressure applied by the leg in the real state and simulation indicate a maximum error of 14/44 percent (Cross section below the knee and the point behind the leg), a minimum error of 8 percent (Cross section of the ankle and the front point of the leg). Despite the assumptions and sources of error in this simulation, the results show that measured pressure values in the simulation mode with the real mode with incredible accuracy

Keywords: Anthropometric, Biomechanical Simulation, Compression Garment, Pressure Distribution, Finite Element

*. varsei.m@gmail.com

مقدمه

پوشش‌های فشاری، ساختارهایی کشسان هستند که به‌منظور تأمین مقدار فشار مشخصی بر بدن جهت جوراب‌های واریس، لباس‌های ورزشی، لباس‌های خلبانان و فضانوردان، لباس‌های ضد خستگی و غیره مورد استفاده قرار می‌گیرند (۱). اثر نواربندی یا همان بانداژ با ایجاد تغییرات مرکز تمرکز فشار بر روی ساق پای ورزشکار باعث بهبود حرکت و حفظ تعادل می‌گردند (۲). امروزه با افزایش مشخصه‌های کیفی زندگی و سطح سلامتی جامعه، استفاده از آن‌ها وسعت یافته و بیشتر برای اهداف پزشکی، ورزشی و شکل‌دهی بدن استفاده می‌شود (۳). پوشش‌های فشاری برای فشارخون پایین، سفت شدن و رگ به رگ شدن عضلات استفاده می‌شوند و به بهبود بدن سرعت می‌بخشند (۴). وقتی پوشش فشاری پوشیده می‌شود، مقدار تورم بافت هنگام آسیب کاهش می‌یابد، تولید اسیدلاکتیک در بدن کاهش یافته و اکسیژن‌رسانی به ماهیچه‌ها بیشتر و راحت‌تر انجام خواهد شد (۵). همچنین قدرت، انرژی تحمل و پایداری بدن بیشتر شده و دمای بدن کنترل می‌شود (۶). از آنجایی که لباس برای پوشش شخص طراحی می‌شود، دانستن آناتومی و فیزیولوژی بدن انسان ضروری است. برای پیشگویی اثر لباس روی بدن انسان، نیاز به ترکیب دانش مکانیک لباس با دانش بیومکانیک بدن انسان است (۷). یک لباس ورزشی دارای ویژگی‌های مختلفی است که قابلیت فشرده‌سازی و حمایت از بافت و عضله یکی از این ویژگی‌هاست (۸)؛ قابلیت اعمال فشار بهینه لباس، سبب گردش خون بیشتر در عضله، روانی حرکت و حمایت بیشتر از بافت و کاهش خستگی ورزشکار خواهد شد (۹). در تمامی رشته‌های ورزشی منسوجات فشاری، به‌عنوان لباس، کفش و تجهیزات ورزشی مورد استفاده قرار می‌گیرند. از جمله کاربردهای آن‌ها می‌توان به لباس‌های ایروبیک، کشتی، وزنه‌برداری و لباس شنا اشاره کرد (۱۰-۱۱).

راحتی، احساس روانی یا قضاوت پوشنده لباس تحت شرایط مشخصی از فعالیت بدنی و موقعیت آب و هوایی است. راحتی شخص در پوشیدن لباس به سه عامل فرایند فیزیکی از محیط و لباس، فرایند فیزیولوژیکی شخص و فرایند روانی از مغز و فعل‌وانفعالات آن‌ها وابسته است (۱۲-۱۴). اثر متقابل بین لباس و پوست انسان، گیرنده‌های حسی مختلفی را در پوست تحریک خواهد کرد و ممکن است سبب احساس ناراحتی پوست و ناراحتی مکانیکی و حرکتی شود (۱۵-۱۷). یکی از عوامل اصلی در تعیین میزان راحتی البسه فشاری، میزان فشار اعمالی و راحتی حس لامسه است که در ارتباط با هماهنگی مابین لباس با بدن بوده و توزیع مناسب و یکنواخت فشار اعمالی است (۱۸-۱۹). لباس فشاری نامناسب انرژی، بهره‌وری کار و سلامت را تحت تأثیر قرار می‌دهد. فشار نایکنواخت کمتر از حد ایده‌آل، بهره‌وری و زیبایی لباس فشاری را کاهش داده و فشار نایکنواخت بیش‌از اندازه سبب کاهش عملکرد قلب و ریه و آسیب جدی به‌سلامتی خواهد شد (۲۰-۲۲).

در سال‌های اخیر، با توسعه منسوجات فنی، پارچه‌های اسپیسر به‌عنوان محصولی جدید از تولیدات صنعت نساجی معرفی شده‌اند. این منسوجات دربرگیرنده دولایه پارچه خارجی مجزا که توسط یک‌لایه رابط واسطه متشکل از مونوفیل‌های میانی به یکدیگر متصل شده می‌باشند. وجود لایه میانی سبب به وجود آمدن خصوصیات ویژه راحتی حرارتی و رطوبت، بهبود قابلیت نفوذپذیری هوا و رفتار مکانیکی خاص در این

منسوجات جهت به‌کارگیری آن‌ها در موارد مصرف متنوع شده است (۲۳). رفتار فشاری مطلوب و توزیع یکنواخت فشار در زمره ویژگی‌های منسوجات اسپیسر با ساختار حلقوی است (۲۴). تحت تأثیر نیروهای فشاری زیاد و یا وارد شدن فشار نایکنواخت حلقه‌ها تغییر شکل داده و انرژی جذب‌شده را به حلقه‌های مجاور منتقل کرده و در صورت کاهش و یا برداشته شدن نیروی اعمالی، پارچه به حالت اولیه بازگشت می‌نماید (۲۶)–(۲۵). مدل‌سازی می‌تواند مبتنی بر معادلات ریاضی، پدیده‌های فیزیکی و یا با استفاده از روش اجزاء محدود انجام شود. روش اجزاء محدود به‌صورت بسیار وسیع در رشته‌های مهندسی من جمله بیومکانیک و مهندسی پزشکی در دهه‌های اخیر بکار گرفته شده است. این روش جهت مدل نمودن البسه فشاری باهدف تخمین فشار دینامیک اعمال‌شده توسط آن بکار گرفته شده است. ژانگ و همکاران مدل بیومکانیکی با در نظر گرفتن صلیب کامل بدن انسان جهت شبیه‌سازی فشار لباس دینامیکی در حین پوشیدن لباس ارائه نمودند (۲۷). لی و همکاران مدل بیومکانیکی بدن بانوان با فرض کشسان بودن بافت نرم و صلب بودن سایر اندام بدن بانوان باهدف شبیه‌سازی تعامل دینامیکی این اندام کشسان و البسه زیر زنانه و تخمین فشار دینامیکی البسه زیر در شرایط متحرک ارائه نمودند (۲۸). یونگ و همکاران مدل بیومکانیکی سه‌بعدی جهت شبیه‌سازی عددی فشار دینامیکی مابین بدن و شلوار پیشنهاد نمودند (۲۹). نتایج بررسی‌ها نشان می‌دهد که در طراحی و تولید منسوج‌های فشاری با خواص راحتی فشاری به‌صورت اصولی خواص ساختاری و مکانیکی، موردتوجه قرار نگرفته و تحقیق جامعی بر روی شبیه‌سازی عوامل ساختاری پارچه و بافت بدن بر میزان فشار اعمالی بر بدن توسط پوشش فشاری انجام نشده است. لذا هدف از این تحقیق شبیه‌سازی بیومکانیکی ساق پای جوان ورزشکار و بررسی فشار اعمالی ساق‌بند از پارچه اسپیسر الاستان بر اساس روش تن‌سنجی و ارتباط بین ساختار پارچه‌های سه‌بعدی و خواص مکانیکی اجزاء تشکیل‌دهنده بر فشار اعمالی است.

روش‌شناسی

میکروفیلانت و نخ و لاکرا ۳۰ دنیر و درصد مختلف الیاف لاکرا است که با تکنیک حلقه دولاً^۱ به‌صورت هم‌زمان به ابزارها تغذیه شد. در جدول (۱) مشخصات نمونه مورد استفاده در این تحقیق آمده است.

اندازه‌گیری خواص مکانیکی پارچه (مدول یانگ E_1 و مدول عرضی E_2): برای اندازه‌گیری خواص مکانیکی پارچه‌های مورد استفاده در منسوج فشاری کشش محوری طبق استاندارد ASTM D 5034-09 از دستگاه کشش زوئیک ساخت کشور آلمان (Zwick Universal Testing Machine – 1446-60) در شرایط محیطی آزمایش‌ها بر اساس استاندارد ASTM D1776 آزمون شد.

در این تحقیق انجام آزمایش‌های تجربی برای مقایسه فشار اندازه‌گیری شده اعمالی توسط ۳ منسوج فشاری بر روی پای جوان ورزشکار مورد بررسی قرار گرفته و فرایند مدل‌سازی پای جوان ورزشکار فقط برای نمونه A03 انجام گرفته است.

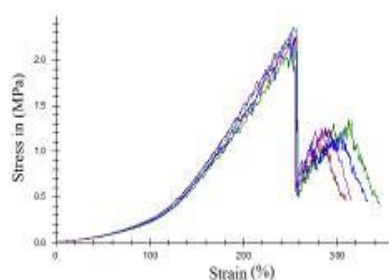
جدول ۱. مشخصات فیزیکی نمونه‌های پارچه مورد آزمایش

ردیف	کد نمونه	ضخامت (mm)	درصد نخ الاستان	تعداد رج (1/cm)	تعداد ردیف (1/cm)	وزن (گرم بر مترمربع)	چگالی (gr/cm ³)	E ₁ -Modulus (MPa)	E ₂ -Modulus (MPa)
۱	A03	۰/۸	۳۰	۱۳/۵	۱۵/۹	۲۰۱/۰۲	۱/۳۸	۰/۲۲	۰/۷۶
۲	B04	۱/۲	۲۵	۱۳/۶	۱۵/۹	۲۳۴/۶۲	۱/۲۳	۰/۱۶	۰/۶۵
۳	C04	۱/۸	۲۵	۱۳/۵	۱۴/۸	۲۵۱/۱۳	۱/۱۳	۰/۱۳	۰/۳۵

مشخصات فیزیکی نمونه‌ها شامل ضخامت، درصد نخ الاستان، تعداد رج و ردیف، وزن و چگالی با روش ارشمیدس اندازه‌گیری و نتیجه حاصل از اندازه‌گیری مدول یانگ در راستای عرض و طول نمونه‌های A03 و C04، B04 برحسب مگاپاسکال در جدول (۱) آمده است.

آزمون رهاسازی تنش (تنش - زمان)

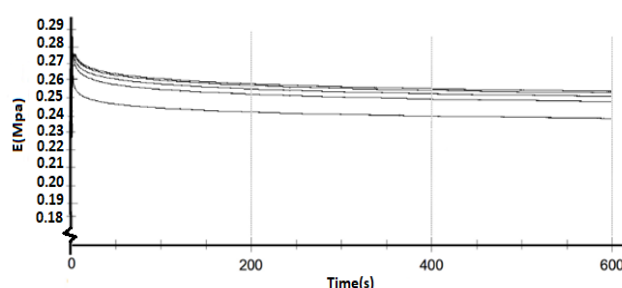
به‌منظور تعریف خواص پارچه مورد مصرف در تولید منسوج فشاری، جهت مدل‌سازی در نرم‌افزار آباکوس، آزمون رهاسازی تنش انجام شد. این آزمون در سرعت کشش اولیه ۱۵۰۰ میلی‌متر بر دقیقه و ازدیاد طول اولیه ۵۰ درصد و در مدت‌زمان ۶۰۰ ثانیه تا رسیدن به حالت تعادل انجام شد. در شکل (۱) نمودار تنش-زمان، تصویر دستگاه زوئیک و منحنی تنش-کرنش نمونه پارچه A03 نشان داده شده است.



(الف) آزمون کشش (نمودار تنش - کرنش)



(ب) تصویر دستگاه زوئیک



(ج) آزمون رهاسازی تنش

شکل ۱. نتایج آزمون مکانیکی پارچه A03، (الف) آزمون کشش، (ب) تصویر دستگاه زوئیک و (ج) رهاسازی تنش

بر اساس نمودارهای به‌دست آمده از نتایج آزمون رهاسازی تنش برای پارچه A03، اندازه‌گیری نیرو در واحد سطح بر اساس ابعاد استاندارد و نتایج مقدار تنش اولیه ۰/۲۸۴۹ و تنش نهایی ۰/۲۵۳۲ برحسب مگاپاسکال به دست آمد.

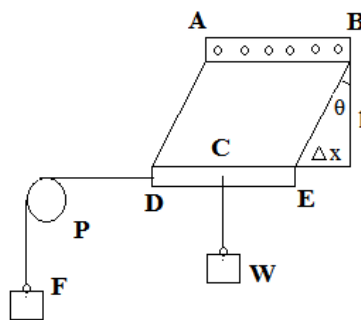
اندازه‌گیری ضریب پواسون: نسبت پواسون (ν) برابر با حاصل تقسیم کرنش جانبی به کرنش محوری است و با معادله (۱) بیان می‌شود (۳۰).

$$\nu = - \frac{\epsilon_{trans}}{\epsilon_{axial}} \quad (1)$$

در این رابطه ϵ_{trans}^1 و ϵ_{axial}^2 به ترتیب کرنش جانبی و کرنش محوری می‌باشند. طبق استاندارد ASTM E132 17 - تعیین ضریب پوآسون انجام شد و نتیجه حاصل از اندازه‌گیری نسبت پوآسون نمونه پارچه A03 برابر ۰/۳۲۷۵ به دست آمد.

اندازه‌گیری مدول برشی: مدول برشی G ، بیانگر مقاومت جسم در برابر تنش برشی است و برابر نسبت تنش برشی به کرنش برشی است، اندازه‌گیری مدول برشی نمونه پارچه با پیروی از روش تیلور انجام گرفت قطعات در ابعاد 50×150 میلی‌متر مربع از نمونه تهیه و مطابق شکل شماتیک (۲) داخل فک‌های AB و DE قرار داده شدند. فاصله مابین دو فک یا طول اولیه نمونه ۱۳۵ میلی‌متر تنظیم شد. نیروهای W و F به ترتیب جهت جلوگیری از لوله شدن کناره‌های پارچه و رساندن نمونه به آستانه چروک شدن اعمال و با استفاده از مقادیر F ، W ، Δx و l و معادله (۲) مدول برشی محاسبه شد (۳۱).

$$G = \frac{\tau_{xy}}{\gamma_{xy}} = \frac{F/A}{\Delta x/l} = \frac{Fl}{A\Delta x} \quad (2)$$



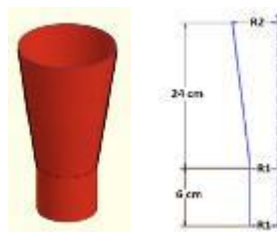
شکل ۲. شماتیک روش تریلوار [۳۱]

در معادله فوق τ_{xy} تنش برشی، γ_{xy} کرنش برشی F نیروی برشی، A مساحت پارچه، Δx تغییرات جابجایی، L ارتفاعی که پارچه بر روی آن آویزان شده است. مدول برشی اندازه‌گیری شده پارچه A03 برابر ۰/۷۶۴۵ مگاپاسکال به دست آمد.

طراحی تولید منسوج فشاری: برای طراحی و تولید منسوج فشاری با توجه به آناتومی بدن ورزشکار و شکل ساق پا، این طراحی مطابق شکل (۳) به دو بخش تقسیم شد. بخش اول از میچ پا تا ۲۰ درصد طول ساق پا به شکل استوانه و بخش دوم از فاصله ۲۰ درصدی ساق پا، نسبت به میچ پا تا زیر زانو به شکل مخروط ناقص در نظر گرفته شد. طول ساق از میچ تا زیر زانو برای ورزشکار مورد بررسی در این تحقیق ۳۰ سانتی‌متر اندازه‌گیری شد که برای تولید منسوج فشاری قطرهای (R_1) و (R_2) با ضریب کاهش $(Re)^3$ ۵۰ درصد مورد استفاده قرار گرفت. در این مرحله محیط پای داوطلب اندازه‌گیری. ابعاد منسوج فشاری به گونه‌ای محاسبه گردید (مقادیر (R_1) و (R_2) که ضریب کاهش ۵۰٪ تحقق یابد. ضریب کاهش طبق معادله (۳) به دست می‌آید:

$$Re\% = \frac{R - r}{R} \% \quad (3)$$

۲: قطر منسوج فشاری R قطری
داوطلب



شکل ۳. شماتیک از منسوج فشاری تهیه شده

مشخصات داوطلب

مشخصات آزمودنی و قطر مقاطع مختلف ساق پای جوان ورزشکار در جداول (۲) و (۳) آمده است.

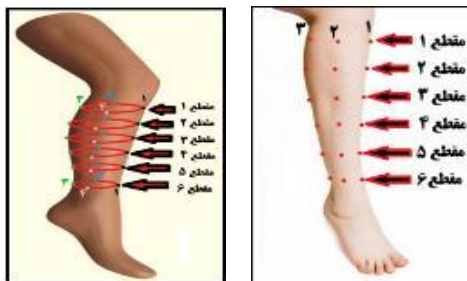
جدول ۲. مشخصات داوطلب جوان ورزشکار

جنسیت	سن	وزن	قد	توضیحات
آقا	۱۹ ساله	۵۴ کیلوگرم	۱۷۰ سانتی‌متر	فوتبالیست، لاغر و ورزیده

جدول ۳. مشخصات محیط ۶ مقطع ساق پای داوطلب جوان ورزشکار

محیط ساق پا (سانتیمتر)	مقطع (۱) زیر زانو	مقطع (۲)	مقطع (۳)	مقطع (۴)	مقطع (۵)	مقطع (۶) مچ
	۳۷	۳۵	۳۲	۲۹	۲۷	۲۳

در این تحقیق منسوج فشاری تولیدشده از نمونه‌های پارچه اسپیسر الاستان بر اساس مدل واقعی پا توسط داوطلب جوان ورزشکار پوشیده شدند فشار اعمالی همان‌طور که در شکل (۴) نشان داده شده است اندازه‌گیری در ۶ مقطع از پا و در هر مقطع در ۴ نقطه جلو، داخل، بیرون و پشت ساق پا جمعاً به تعداد ۲۴ نقطه برای هر نمونه توسط دستگاه فشارسنج کیکوهیم مورد آزمون قرار گرفت. فاصله بین مقطع ۶ پا (مچ) و مقطع ۵ (کمی بالاتر از مچ)، در این بخش هندسه ساق پا تقریباً به شکل استوانه است که از مقطع ۵ با گذر از بخش زردپی ماهیچه سلق پا (بافت نرم) به شکل قابل توجهی افزایش یافته و حالت مخروطی پا تا مقطع زیر زانو و ادامه می‌یابد.



الف) زاویه دید از بیرون پا ب) زاویه دید از درون پا

شکل ۴. نحوه انتخاب نقاط و مقاطع بر روی ساق پا

اندازه‌گیری فشار با استفاده از دستگاه کیکوهیم: برای اندازه‌گیری فشار اعمالی از دستگاه کیکوهیم که شامل یک حسگر ۳/۵ سانتی‌متر با ضخامت ۳ میلی‌متر است استفاده شده که این دستگاه امکان اندازه‌گیری فشار در محدوده ۱۲۰-۰ میلی‌متر جیوه را دارد. (شکل ۵)



ب

الف

شکل ۵. لف) دستگاه اندازه‌گیری فشار کیکوهیم ب) جوان ورزشکار در حین انجام آزمون فشار

مقادیر اندازه‌گیری فشار اعمالی نمونه‌ها بر روی ساق پای جوان ورزشکار

نتایج اندازه‌گیری فشار اعمالی در ۲۴ نقطه فی مابین منسوج فشاری تهیه‌شده از سه پارچه اسپیسر B04.A03 و C04 و ساق پای داوطلب جوان ورزشکار بر اساس جدول (۴) است.

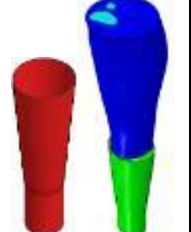
جدول ۴. نتایج اندازه‌گیری فشار اعمالی در نقاط مختلف ساق پای جوان ورزشکار مربوط به نمونه پارچه‌های B04.A03 و C04

پارچه C04				پارچه B04				پارچه A03				مقطع (۱) زانو
نقطه (۴)	نقطه (۳)	نقطه (۲)	نقطه (۱)	نقطه (۴)	نقطه (۳)	نقطه (۲)	نقطه (۱)	نقطه (۴)	نقطه (۳)	نقطه (۲)	نقطه (۱)	
۲۵	۲۶	۲۷	۲۸	۲۸	۲۸	۲۸	۲۹	۲۹	۳۰	۳۰	۳۱	(۱) مقطع
۲۶	۲۶	۲۷	۲۸	۲۸	۲۹	۲۹	۳۰	۲۹	۳۰	۳۱	۳۳	(۲) مقطع
۲۶	۲۷	۲۸	۲۹	۲۸	۳۰	۳۱	۳۲	۳۰	۳۱	۳۴	۳۵	(۳) مقطع
۲۷	۲۸	۲۹	۳۰	۳۰	۳۲	۳۳	۳۴	۳۲	۳۲	۳۵	۳۶	(۴) مقطع
۲۸	۲۹	۳۰	۳۰	۳۲	۳۳	۳۴	۳۵	۳۲	۳۴	۳۶	۳۷	(۵) مقطع
۲۹	۳۰	۳۱	۳۱	۳۳	۳۴	۳۵	۳۵	۳۴	۳۵	۳۷	۳۸	مقطع (۶) مچ

شبیه‌سازی بیومکانیکی به روش تن سنجی: روش اجزاء محدود ابزار قدرتمند جهت تحلیل رفتار ساختارهایی با هندسه نامنظم و ویژگی‌های غیرخطی است. به دلیل وارد شدن نیرو به پا، تنش در بافت‌ها به وجود می‌آید. توزیع، مقدار و جهت‌گیری تنش ایجاد شده وابسته به برهم‌کنش مابین ساختارهای اسکلتی، غضروفی، عضله‌ای، رباطی و شرایط تحمیل شده از بیرون است که بایستی مدنظر قرار گیرد. بنابراین تعریف مدل مناسب مستلزم تعریف دقیق جنبه‌های هندسی ساختار، ویژگی‌های ماده، شرایط مرزی و بارگذاری است.

متدولوژی مدل‌سازی ساختار ساق پا-منسوج فشاری: پیچیدگی هندسی ساختمان پا، استفاده از روش‌های مهندسی جهت مدل نمودن رفتار بیومکانیکی آن را با توجه به خصوصیات نرم بافت به همراه ساختار اسکلتی آن ایجاب می‌نماید. بنابراین در ابتدا هندسه پا به صورت دقیق بایستی بازسازی گردد. روش‌های مدرن تصویربرداری از سیستم‌های اسکلتی-عضلانی، از قبیل CT، امکان بازسازی هندسی قسمت‌های مختلف بدن را فراهم ساخته

است؛ بنابراین تن سنجی ساق پا با استفاده از سی تی اسکن انجام شد. تصاویر دایکام سی تی اسکن که به صورت فایل با پسوند DICOM (.dcm) می باشند که با استفاده از نرم افزار میمیکس^۱ پردازش تصاویر دوبعدی از مقطع عرضی ساق پا انجام و ماتریس متشکل از اجزای کوچک به نام پیکسل تهیه و سپس تصویر حجمی هر پیکسل به نام جز حجمی ایجاد و نهایتاً مدل سه بعدی اولیه با استفاده از روش های تقسیم بندی تراکمی ساخته شده در این مرحله فرمت داده خروجی با پسوند .stl می باشند تا به عنوان ورودی داده های نرم افزار بعدی قرار گیرند. سپس این داده های ورودی در نرم افزار سالیدورکس^۲، مدل اولیه را ویرایش و مونتاژ اعضا دقیق تر صورت پذیرفت که داده خروجی با فرمت Step می باشند تا به عنوان داده ورودی نرم افزار بعدی استفاده شوند. سپس این داده ها در نرم افزار تحلیل گر آباکوس^۳، مدل CAD آماده تحلیل دینامیکی غیرخطی گشته، پس از تعریف خصوصیات رفتاری مواد، قیود سینماتیکی، مش بندی و شرایط مرزی و بارگذاری مناسب انجام می شود. متدولوژی مدل سازی ساق پا-منسوج فشاری در شکل (۶) نشان داده شده است.

مرحله (۱)	مرحله (۲)	مرحله (۳)	مرحله (۴)	مرحله (۵)
تصاویر پزشکی	تقسیم بندی تراکمی و بازسازی سه بعدی	انتقال مدل سه بعدی از میمیکس به سالیدورکس	مدل CAD	مدل اجزاء محدود ساق پا-پوشش فشاری
				
- تصاویر سی تی اسکن (تعداد ۳۸۶ عکس) - فاصله بین اسلایس ها ۱ میلی متر - سی تی اسکن با سی تی اسکنر مولتی اسلایس	- بازسازی مدل ۳ بعدی میمیکس و تفکیک فاز استخوان و بافت نرم - تبدیل تصاویر ۲ بعدی به ۳ بعدی با الگوریتم "Accuracy"	- ویرایش مدل استخوان ها و بافت نرم - ساخت مدل کامل هندسی ساق پا کامل با تجمیع نمودن مدل بافت نرم به ساختار استخوانی	- ساخت مدل هندسی سه بعدی پوشش فشاری و تجمیع نمودن مدل	- تعریف مواد - شبکه بندی استخوان های درشت نی و نازک نی، بافت نرم و پوشش فشاری - تعریف شرایط مرزی و بارگذاری

شکل ۶. متدولوژی مدل سازی

مدل اجزاء محدود ساق پا و منسوج فشاری

در این مرحله مدل CAD به نرم افزار آباکوس (ABAQUS6.14.2) وارد و پس از ایجاد مدل نهایی در سالیدورکس، مدل با فرمت STEP؛ که مناسب استفاده در نرم افزار اجزاء محدود است از آن خارج گردید.

مش بندی مدل

ساختار اسکلتی ساق پا و بافت نرم احاطه کننده آن به ترتیب توسط ۲۴۵۵۸ و ۱۳۳۸۴۰ جزء شبکه بندی شدند. برای شبکه بندی ساختارهای استخوانی و بافت نرم، به ترتیب با استفاده از اجزاء سه بعدی و چهاروجهی C3D4 انجام گردید. در شکل (۷) شبکه استخوان های درشت نی و نازک نی نشان داده شده است. با توجه به تراکم ناپذیری رفتار بافت نرم (نسبت پواسون این بافت برای کرنش های کم تقریباً ۰/۵ است)، از اجزاء

1. Mimics
2. Solid works

3. Abaqus

چهاروجهی با فرمولاسیون هیبریدی C3D4H استفاده شد. به منظور شبکه‌بندی منسوج فشاری از ۹۸۶۴ جزء غشایی^۱ در اندازه دانه ۲ میلی‌متر استفاده شد (شکل ۷). این اجزاء فاقد سختی خمشی می‌باشند و به‌طورکلی به‌منظور شبکه‌بندی سطوح ضخیم که تنها نیروهای درون صفحه‌ای^۲ را انتقال می‌دهند، استفاده می‌شوند.



شکل ۷. مش بندی بخش های مختلف ساق پا

خصوصیات مواد

خواص ساختاری بافت نرم و استخوان‌های قشری و اسفنجی: علیرغم رفتار هایپرالاستیک بافت نرم، در برخی مطالعات رفتار این بافت را به‌صورت کشسان خطی در نظر گرفته‌اند [۳۱]. مطالعات با توجه به درصد حجمی فیبر موجود در بافت نرم و میزان چربی موجود در بافت نرم که در تصاویر مشخص می‌باشند ضرایب متفاوتی را برای رفتار این بافت ارائه داده‌اند که بر اساس تکنیک پردازش تصویر و توسط نرم‌افزار متلب محاسبه می‌گردد (۳۲). در این تحقیق بر اساس تصاویر گرفته‌شده از ورزشکار جوان، مشخصات بافت استخوان و بافت نرم با مدول یانگ، ضریب پواسون و چگالی که در جدول (۵) آمده است، مورد استفاده قرار گرفت.

جدول ۵. مواد و نوع اجزاء مدل اجزاء محدود ساق پا [۳۱].

ساختار	مدول یانگ (MPa)	ضریب پواسون	چگالی (g/cm^3)
بافت نرم	۰/۰۳	۰/۴۸	۱/۶۶
بافت سخت	۷۳۰۰	۰/۳	۱/۹۵

برای اتصال ساختار استخوانی به بافت نرم از قید Tie استفاده شد. اتصال مطلوب مستلزم کوچک بودن اندازه اجزاء در محل اتصال است، در غیر این صورت برخی از گره‌های دو ساختار با یکدیگر اتصال نداشته و نتایج به‌دست‌آمده با خطا همراه خواهد بود.

خواص ساختاری منسوج فشاری: مواد نساجی از نظر رفتاری جز مواد ویسکو الاستیک تقسیم‌بندی که دارای ساختار ارتوتروپیک با خاصیت کشسان خطی می‌باشند [۲۸-۳۱] در این تحقیق صرفه نظر از ضخامت پارچه با استفاده از تئوری جدار نازک ضرایب مهندسی شامل E_1 ، E_2 ، ν_{12} ، ρ و G است [۳۲-۳۳]. در جدول (۶) عوامل اندازه‌گیری شده خواص ساختاری منسوج فشاری برای شبیه‌سازی مدل گزارش شده است. ثابت‌های مهندسی بر اساس واحد مگا پاسکال است.

جدول ۶. ثابت های مهندسی استفاده شده برای مدل ساختاری منسوجات فشاری

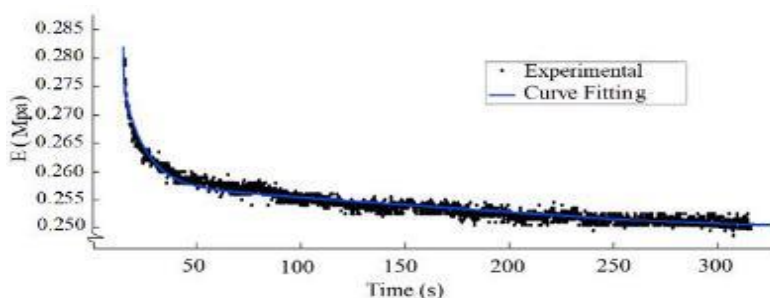
نوع منسوج فشاری	E_1 (MPa)	E_2 (MPa)	ν_{12}	G_1 (MPa)	ρ (gr/cm ³)
پارچه اسپیسر	۰/۲۵	۰/۶۵	۰/۳۲۷۵	۰/۷۶۵	۲۵۰/۱۳

E_1 : مدول یانگ در جهت رج، E_2 : مدول یانگ در جهت ردیف، ν_{12} : ضریب پواسون، G_1 : مدول برشی و ρ : چگالی

بر اساس آزمایش های تجربی، خواص پوشش فشاری ویسکوالاستیک خطی در نظر گرفته شده و بر اساس سری پرونی در نرم افزار آباکوس تعریف می شود. ضرایب سری پرونی بر اساس برازش نمودار سری پرونی بر روی نمودار حاصل از آزمون رهاسازی تنش پارچه به دست می آید. برای بیان رفتار ویسکوالاستیک خطی نمونه پارچه A03 از مدل سری پرونی^۱ (معادله ۴) استفاده شد (۳۲).

$$E(t) = G_1 * \exp(-1/\tau * t) + E_{\infty} \quad (۴)$$

در این تابع: $E(t)$ مدول مهندسی برحسب مگاپاسگال، τ زمان استراحت برحسب ثانیه، G_1 ضریب ثابت و E_{∞} مدول بی نهایت می باشد. ضرایب سری پرونی به وسیله نرم افزار متلب تعیین که نمودار نتایج آزمایشگاهی حاصل از آزمون در شکل (۸) و جدول (۷) آمده است. سپس مدل اجزا محدود پارچه A03 در نرم افزار آباکوس طراحی گردید.



شکل ۸. برازش منحنی سری پرونی بر روی نمودار حاصل از آزمایش رهاسازی تنش مربوط به پارچه اسپیسر A03

جدول ۷. نتایج حاصل از برازش کردن مربوط به نمونه پارچه اسپیسر A03

$E(t) = G_1 * \exp(-1/\tau * t) + E_{\infty}$		
E_{∞}	G_1	T
۰/۰۸۹	۰/۲۴۰	۲۱/۴۶۱

اتصال ساختارهای استخوانی و بافت نرم: برای اتصال ساختار استخوانی به بافت نرم از قید Tie استفاده شد. اتصال مطلوب مستلزم کوچک بودن اندازه ی اجزاء در محل اتصال است در غیر این صورت برخی از گره های ۲ ساختار با یکدیگر اتصال نداشته و نتایج با خطا همراه خواهد بود.

برهم کنش بین ساق پا و منسوج فشاری: در این تحقیق مقادیر مربوط به فشار اعمالی توسط منسوج فشاری بعد از پوشیدن ساق بند بوده لذا مقادیر اصطکاک در حین پوشیدن تأثیری در مقادیر فشار اندازه گیری شده در زمان پوشش ندارد. در این الگوریتم، رفتار مماسی تماس در حالت بدون اصطکاک است و رفتار معمول سطوح

1. Prony

اجزاء در تماس به حالت نرم در نظر گرفته شده است. در نتیجه دو سطح تغییر شکل پذیر قادرند بدون هیچ محدودیتی بر روی یکدیگر لغزش نمایند.

شرایط مرزی و بارگذاری: در این پژوهش فرآیند پوشیدن منسوج فشاری با استفاده از تحلیل دینامیکی صریح شبیه سازی شد. تماس منسوج فشاری و رافت نرم به صورت الگوریتم پنالتی در نرم افزار المان محدود انجام و در این الگوریتم دو نقطه در تماس باهم (نقطه روی منسوج فشاری متقابل نقطه بر روی بافت نرم)، به صورت کاملاً مماس بوده و هیچ درهم رفتگی بین سطوح وجود ندارد. سطح مرجع (ساق پا) به شکل عمودی می باشد و نحوه پوشش نرم افزار آباکوس کاملاً منطبق با واقعیت می باشد در طی تحلیل، جابه جایی استخوان های درشتنی و نازک نی در تمامی جهات صفر بوده و لبه انتهای بالایی منسوج فشاری به میزان ۳۰۰ میلی متر، مطابق با واقعیت، در راستای عمودی جابه جا گردید. در شکل (۹) شرایط مرزی و بارگذاری نشان داده شده است. توسط سیستم با پردازشگر مرکزی ۴ هسته ای و ۲ گیگابایت حافظه ی موقت (RAM)، مدت زمان هر اجرا ۱۸ ساعت است.

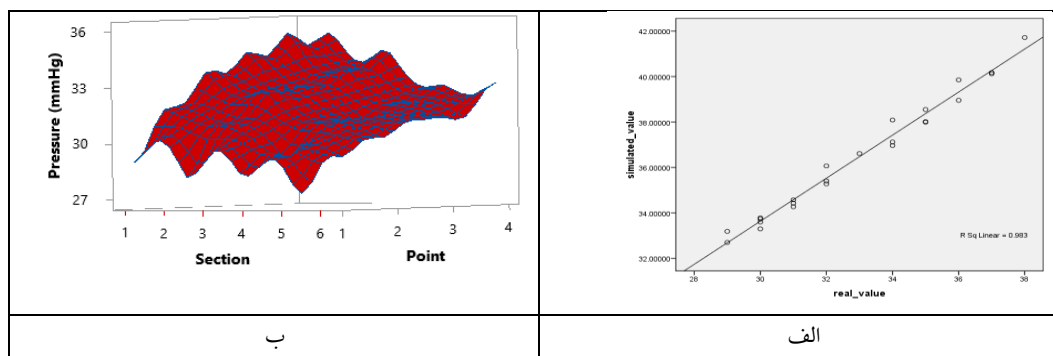


شکل ۹. شرایط مرزی و بارگذاری اعمال شده به مدل اجزاء محدود ساق پا-منسوج فشاری.

پس از آماده سازی مدل های اجزاء محدود، تحلیل هایی به منظور شناخت رفتار مکانیکی پا در اثر فشار اعمال شده و توزیع تنش در جهت طولی و در جهت عرضی ساق پا جوان ورزشکار مورد ارزیابی قرار گرفت. برای اعتبار سنجی مدل از دستگاه اندازه گیری فشار کیکوهیم استفاده شد.

یافته ها

نتایج آزمون اندازه گیری شده مقدار فشار وارده به ساق پای داوطلب جوان ورزشکار توسط منسوج فشاری A03، در نمودار الف شیب خط رگرسیونی مشخص است که همبستگی قوی بین نتایج اندازه گیری شده و شبیه سازی را نشان می دهد و همچنین فاصله کم نقاط از خط رگرسیونی نشان از خطای استاندارد برآورد است که در نمودار به خوبی قابل مشاهده است. نتایج آزمون اندازه گیری شده و همبستگی مقادیر واقعی و شبیه سازی در شکل (الف ۱۰) و (ب ۱۰) آمده اند.



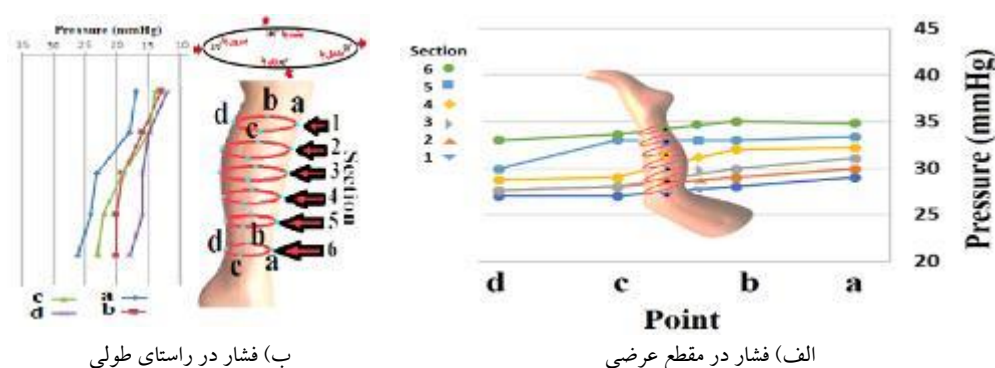
شکل ۱۰. الف) نمودار همبستگی نتایج آزمون اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی در ساق پای ورزشکار جوان، ب) مقادیر فشار اندازه‌گیری شده

ارتباط درصد نخ الاستان و ضخامت با سطح فشار اعمالی توسط منسوج فشاری از پارچه اسپیسر

با کاهش ضخامت از A03 به B04 فشار اعمالی بیشتر و برای نمونه C04 با ضخامت ۱/۸ میلی‌متر در کمترین فشار اعمالی ۱۳/۵ درصد و در بیشترین فشار اعمالی ۱۸/۴ درصد مقدار فشار اعمالی در مقایسه با سایر ضخامت‌ها کمتر شد و درواقع با افزایش ضخامت پارچه اسپیسر سطح فشار اعمالی توسط منسوج فشاری کاهش می‌یابد علت چنین امری آن است که با افزایش ضخامت و طول منوفیلانتهای میانی، فضای آزاد بین دولایه پارچه رویه و زیر در پارچه اسپیسر، بیشتر که سبب حرکت راحت‌تر منوفیلانتهای میانی و فضای بیشتر برای خمش منوفیلانتهای میانی جهت تقلیل فشار وارده و توزیع یکنواخت‌تر آن خواهد شد.

نتایج فشار وارده بر ساق پای جوان ورزشکار توسط نمونه‌های ساق‌بند تهیه‌شده از منسوج فشاری اسپیسر الاستان در مقاطع عرضی و راستای مختلف

نتایج فشار وارده بر ساق پای جوان ورزشکار توسط نمونه‌های منسوجات فشاری در مقاطع عرضی و راستی طولی اندازه‌گیری و در شکل (الف ۱۱) و (ب ۱۱) به ترتیب مقادیر اندازه‌گیری در مقاطع عرضی و طولی نمونه A03 نشان داده شده است.



ب) فشار در راستای طولی

الف) فشار در مقطع عرضی

شکل ۱۱. فشار وارده بر ساق پای ورزشکار جوان توسط نمونه منسوجات فشاری A03 در مقاطع مختلف

شکل (الف ۱۱) با کاهش بافت نرم از مقطع یک به مقطع شش، توزیع فشار توسط بافت نرم در طول بافت کمتر شده و میزان فشار بیشتری به ساق پا وارد می‌شود. وجود بافت نرم به واسطه انعطاف‌پذیری و تغییر شکل سبب می‌شود که در اثر اعمال فشار، آرایش بافت نرم زیرپوست تغییر کرده و فشار احساس شده و وارده به

بدن کاهش یابد. بدین ترتیب کمترین فشار اعمالی به بدن در مقطع ۱ (زیر زانو) با بیشترین درصد بافت نرم و تراکم پذیر است.

در شکل (ب ۱۱) روند تغییرات فشار در نقاط مختلف در هر مقطع قابل مشاهده است که بیشترین فشار مربوط به نقطه (a) جلوی پا است. این نقطه محل وجود استخوان درشت‌نی بوده و کمترین بافت نرم در این نقطه در هر مقطع وجود دارد. فشار در نقطه (b) بیرون پا بیش از نقطه (c) و (d) است. نقطه (b) محل قرارگیری استخوان نازک‌نی (تیبیا) می‌باشد و سهم بافت نرم در این نقطه کمتر از نقاط (c) و (d) است. فشار در نقطه (d) پشت پا به دلیل تجمع بافت نرم با قابلیت فشردگی بالا و وجود لایه‌های چربی کمترین مقدار فشار در هر مقطع ساق پا وارد می‌شود درصد بافت نرم موجود در زوایای مختلف پا در یک مقطع عرضی سبب تراکم‌پذیری بافت و کاهش فشار وارده بر ساق پا می‌شود.

اعتبار سنجی مدل اجزاء محدود بیومکانیکی

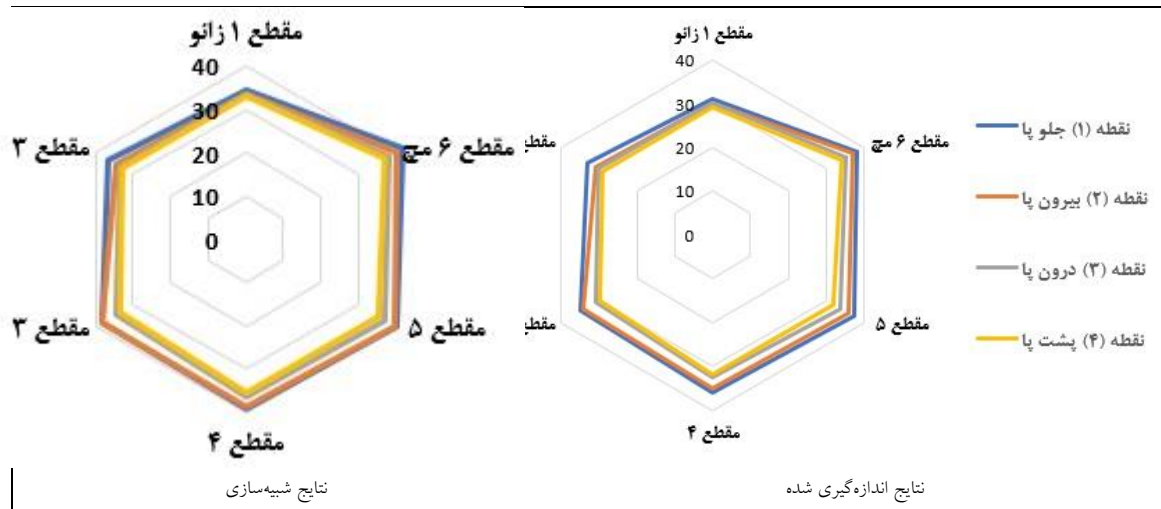
اعتبار مدل‌سازی سه‌بعدی بیومکانیکی با مقایسه مقادیر فشار ناشی از روش اجزاء محدود با مقادیر تجربی احراز می‌شود. برای این منظور فشار اندازه‌گیری شده و پیش‌بینی شده توسط مدل اجزاء محدود در شش مقطع و در چهار نقطه بر روی محیط هر بخش متناظر با نقاط اندازه‌گیری فشار به صورت تجربی، با یکدیگر مقایسه شدند. جدول (۸) نشان داده شده است.

جدول ۸. مقایسه فشار اندازه‌گیری شده و پیش‌بینی شده توسط مدل اجزاء محدود در برحسب میلی‌متر جیوه

	نقطه (۱) جلو پا				نقطه (۲) بیرون پا				نقطه (۳) درون پا				نقطه (۴) پشت پا				میانگین
	تایج واقعی	درصد خطا	تایج شیه سازی	تایج واقعی	درصد خطا	تایج شیه سازی	تایج واقعی	درصد خطا	تایج واقعی	درصد خطا	تایج شیه سازی	تایج واقعی	درصد خطا	تایج واقعی	درصد خطا	تایج شیه سازی	
مقطع ۱ زانو	۳۱	۱۰/۵۶	۳۳/۷۸	۳۰	۱۲/۶۰	۳۳/۷۳	۳۰	۱۲/۴۴	۳۳/۱۹	۲۹	۱۶/۴۴	۳۴	۲۹/۰۰	۱۲/۵۱	۳۴	۲۹/۰۰	۳۱
مقطع ۳	۳۳	۱۰/۹۵	۳۴/۵۷	۳۱	۱۱/۵۳	۳۳/۶۰	۳۰	۱۱/۹۹	۳۲/۷۰	۲۹	۱۲/۷۷	۳۴	۲۹/۰۰	۱۱/۸۱	۳۴	۲۹/۰۰	۳۳
مقطع ۳	۳۵	۹/۲۴	۳۸/۰۹	۳۴	۱۲/۰۲	۳۴/۴۳	۳۱	۱۱/۰۵	۳۳/۳۰	۳۰	۱۱/۳۷	۳۶	۳۰/۰۰	۱۰/۹۲	۳۶	۳۰/۰۰	۳۵
مقطع ۴	۳۶	۸/۲۱	۳۸/۵۵	۳۵	۱۰/۱۴	۳۶/۰۷	۳۲	۱۱/۳۲	۳۵/۴۱	۳۲	۱۰/۶۴	۳۷	۳۲/۴۰	۱۰/۰۸	۳۷	۳۲/۴۰	۳۶
مقطع ۵	۳۸	۹/۷۸	۴۰/۱۲	۳۶	۱۰/۷۰	۳۶/۹۶	۳۴	۱۰/۰۱	۳۵/۲۸	۳۲	۱۰/۲۶	۳۸	۳۲/۴۰	۹/۷۴	۳۸	۳۲/۴۰	۳۸
مقطع ۶ مج	۳۷	۸/۰۰	۳۹/۸۵	۳۷	۸/۴۴	۳۷/۹۹	۳۵	۸/۵۵	۳۷/۱۲	۳۴	۹/۱۸	۳۹	۳۳/۶۰	۸/۹۹	۳۹	۳۳/۶۰	۳۷
میانگین	۳۵	۹	۳۷/۴۹	۳۴	۱۱	۳۵/۴۶	۳۲	۱۱	۳۴/۵۰	۳۱	۱۱	۳۶	۳۱	۱۰/۶۷	۳۶	۳۱	۳۵

مقایسه توزیع فشار اعمالی پوشش فشاری در مقاطع و مقایسه نتایج شبیه‌سازی با نتایج اندازه‌گیری شده

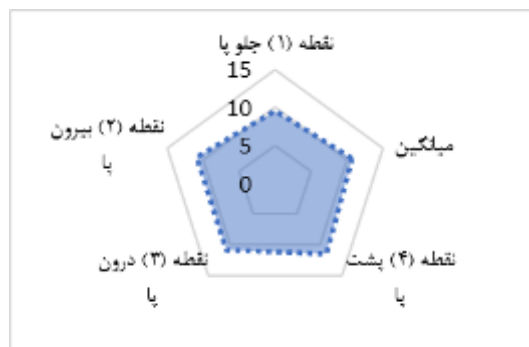
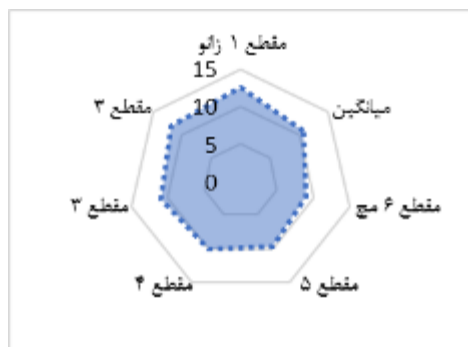
توزیع و مقدار فشار در ۶ مقطع مختلف در ۴ راستای ۰، ۹۰، ۱۸۰ و ۲۷۰ درجه و مقایسه نتایج شبیه‌سازی با نتایج اندازه‌گیری در شکل (۱۲) نشان داده شده است.



شکل ۱۲. میزان فشار (میلی‌متر جیوه) در مقاطع مختلف در حالت اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی

در شکل (۱۲) تطابق قابل قبولی بین نتایج شبیه‌سازی و اندازه‌گیری شده را نشان می‌دهد ضمن بیشترین مقدار فشار میانگین مربوط به مقطع (۵) پا و کمترین مقدار فشار میانگین مربوط به مقطع (۱) زیر زانو می‌باشد. همچنین کمترین میزان اختلاف بین نتایج اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی (درصد خطا) مربوط به مقطع شش (مچ پا) و معادل ۸ درصد است؛ که علت آن وجود کمترین بافت نرم در این قسمت و دور شدن از فرضیات مدل‌سازی در رابطه با در نظر گرفتن بافت نرم با رفتار مکانیکی ویسکو الاستیک خطی است. در حالت کاهش بافت نرم فرض ساده‌سازی در مدل‌سازی کم نقش‌تر و مدل‌سازی به شرایط واقعی نزدیک‌تر می‌شود. ضمن بیشترین میزان خطا مربوط به مقطع یک (زیر زانو) با بیشترین بافت نرم و چربی به مقدار ۱۴/۴ درصد است. توزیع و بزرگی فشار در ۴ راستای ۰، ۹۰، ۱۸۰ و ۲۷۰ درجه و در طول ۶ مقطع و مقایسه نتایج شبیه‌سازی با نتایج اندازه‌گیری شده تطابق قابل قبول بین نتایج شبیه‌سازی و اندازه‌گیری شده را نشان می‌دهد. در محل نقطه (۱) جلو پا بیشترین فشار در حالت اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی و در نقطه (۴) پشت پا کمترین فشار در حالت اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی به‌دست‌آمده است.

مقایسه خطای مدل‌سازی: مقایسه میانگین میزان خطای شبیه‌سازی شده پوشش فشاری در مقاطع و راستاهای طولی مختلف پا و میانگین خطای شبیه‌سازی در مقاطع مختلف پا (شش مقطع) در شکل (۱۳) نشان داده شده است. شکل (۱۳ الف) نشان‌دهنده آن است که نتایج حاصل از داده‌های تجربی و شبیه‌سازی با توجه به آزمون میزان همبستگی میان این مقادیر که برابر ۰/۹۹۲ که مقداری نزدیک به یک بوده و با توجه به سطح معنی‌دار، تطابق قابل قبولی باهم دارند و درصد خطای کمی بین داده‌های تجربی و شبیه‌سازی وجود دارد. کمترین درصد خطا شبیه‌سازی مربوط به مقطع (۶) مچ پا با کمترین بافت نرم و بیشترین خطا مربوط به مقطع (۱) زیر زانو با بیشترین بافت نرم است. شکل (۱۳ ب) نشان‌دهنده آن است که داده‌های تجربی و شبیه‌سازی تطابق قابل قبولی در رابطه با موارد قبلی دارند.



ب) درصد خطای شبیه‌سازی در راستای طولی (۴ راستا) الف) میانگین خطای شبیه‌سازی در مقاطع مختلف پا (شش مقطع)

شکل ۱۳. مقایسه خطای شبیه‌سازی در مقاطع و در راستاهای طولی مختلف پا

کمترین درصد خطا شبیه‌سازی مربوط به ردیف شماره (۱) روی پا و بیشترین خطا مربوط به ردیف شماره (۴) پشت پا است. کمترین اختلاف میان مقادیر اندازه‌گیری و شبیه‌سازی شده در موقعیت استخوان‌های درشت‌نی و نازک‌نی، به دلیل حجم کم بافت نرم، وجود دارد.

بحث

در بیان اثر ضخامت بر میزان فشار اعمالی می‌توان از مدل فیزیکی پاتیک و کورلین سکی (۳۴) که رابطه تئوری بین پارامترهای ساختاری و مکانیکی پارچه‌های سه‌بعدی به دست آورده‌اند، استفاده کرد در این مدل انرژی الاستیک منوفیلانت میانی (v) در طول کمانش منوفیلانت (در طول ضخامت پارچه (t)) به صورت رابطه (۵) تعریف می‌گردد:

$$V = F_{cr} \cdot \Delta t \quad (5)$$

که در رابطه فوق Δt تغییرات ضخامت در پارچه اسپیسر در اثر اعمال نیروی بحرانی F_{cr} می‌باشد هر چه نیروی بحرانی F_{cr} برای خمش منوفیلانت‌های میانی کمتر باشد در اثر نیروی F فیلامنت‌های میانی مقاومت کمتری از خود نشان داده و تنش T ، در اثر نیروی F توزیع و کاهش می‌یابد و طبق رابطه لاپلاس ($P = T/R$) فشار اعمالی توسط منسوج فشاری کاهش می‌یابد. طبق مدل فیزیکی ارائه‌شده نیروی بحرانی از رابطه (۶) به دست می‌آید:

$$F_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{4t} \quad (6)$$

که در رابطه فوق E مدول کششی منوفیلانت میانی نخ نایلون است و I ممان اینرسی آن می‌باشد.

طبق رابطه اولر برای پارچه سه‌بعدی نیروی بحرانی F_{cr} به صورت رابطه (۷) به دست خواهد آمد که در رابطه فوق G وزن پارچه و d دانسیته الیاف نخ نایلون می‌باشد.

$$F_{cr} = \frac{\pi^2 E G^4 10^{-8}}{16 d^2 t^4} \quad (7)$$

طبق رابطه فوق نیروی بحرانی F_{cr} رابطه عکس با ضخامت پارچه داشته و هرچه t ضخامت پارچه افزایش یابد نیروی بحرانی برای خمش پارچه در راستای ضخامت کاهش می‌یابد تنش کمتر و میزان فشار اعمالی توسط منسوج فشاری کاهش می‌یابد. نتیجه حاصل از آزمایش‌ها افزایش ضخامت از $0/8$ میلی‌متر برای پارچه A03 به $1/8$ میلی‌متر برای نمونه C04 بیانگر کاهش میزان فشار اعمالی توسط منسوج فشاری C04 نسبت به A03 می‌باشد با تئوری مذکور مطابقت دارد.

در نمونه‌های با ضخامت یکسان برای نمونه با درصد نخ الاستان کمتر فشار اعمالی بیشتر و برای نمونه با درصد نخ الاستان بیشتر فشار اعمالی کمتر می‌باشد و درواقع در ضریب کاهش یکسان با افزایش درصد نخ الاستان در پارچه اسپیسر سطح فشار اعمالی توسط منسوج فشاری کاهش می‌یابد علت چنین امری آن است که با افزایش درصد نخ الاستان، به علت خواص کششی نخ الاستان و پایین بودن مدول یانک نخ کشسان، مدول یانگ پارچه اسپیسر کاهش می‌یابد (جدول (۱)) و طبق رابطه (۸) مستخرج توسط نگ در سال (۲۰۰۱) که در زیر آمده است (۳۵):

$$\frac{R_e}{1 - R_e} E = \frac{c}{2\pi} p \quad (8)$$

که در این رابطه (E) سفتی کششی پارچه، (C) محیط استوانه، (R_e) ضریب کاهش و (p) فشار وارده بر بدن است و با کاهش سفتی کششی پارچه فشار وارده به بدن نیز کاهش می‌یابد.

در تحلیل آماری بر اساس نرم‌افزار SPSS مقادیر اندازه‌گیری شده به‌عنوان متغیر مستقل و مقادیر شبیه‌سازی شده به‌عنوان متغیر وابسته (پاسخ) در نظر گرفته شده‌اند و خلاصه مدل شامل مقدار همبستگی، ضریب تعیین، ضریب تعیین تعدیل شده و خطای استاندارد برآورد در جدول (۹) بیان شد:

جدول ۹. خلاصه مدل

برآورد خطای استاندارد	ضریب تعیین تعدیل	ضریب تعیین	R	مدل
۰/۳۴۶۳۳۵۶۰	۰/۹۹۳	۰/۹۹۳	۰/۹۹۹	۱

ضریب تعیین و ضریب تعیین تعدیل شده نشان‌دهنده میزان برآورد این مدل است که در این مدل، میزان این دو عدد بالای ۹۵ درصد بوده که مناسب بودن مدل را کاملاً توجیه می‌کند و خطای استاندارد برآورد نیز مقدار $0/3463$ که مقدار کمی است که بیانگر این است که خللی در برازش مدل ایجاد نشده و مناسب بودن مدل را تأیید می‌نماید. در ادامه به بررسی مقدار ضرایب رگرسیونی و همچنین آزمون معنی‌دار بودن ضرایب رگرسیون پرداخته که نتایج در جدول (۱۰) آمده است:

جدول ۱۰. ضرایب رگرسیون

مدل	ضریب رگرسیون غیراستاندارد		ضریب رگرسیون استاندارد	آماره آزمون (t)	تفاوت معنی دار (sig)
	ضریب غیراستاندارد B	خطای استاندارد	ضریب استاندارد Beta		
متغیر (ثابت)	۵/۲۱۶	۰/۸۷۱		۵/۹۸۹	۰/۰۰۰
مقادیر اندازه گیری شده	۰/۹۴۷	۰/۰۲۶	۰/۹۹۲	۳۵/۹۷۲	۰/۰۰۰

ضریب ثابت (عرض از مبدأ) در این مدل رگرسیونی برابر ۵/۲۱۶ است و همچنین مقدار ضریب متغیر مستقل برابر ۰/۹۴۷ است که با توجه به میزان سطح معنی داری (sig)، ضرایب معنی دار بوده و صفر تلقی نمی شوند و مدل به صورت رابطه (۹) محاسبه می شود:

$$(۸) \quad \text{مقادیر اندازه گیری شده} = ۲۱۶۵ + ۰/۹۴۷ \times \text{مقادیر شبیه سازی شده}$$

این مدل می تواند تقریباً ۰/۹۸۳ درصد از برآوردها را توجیه و از دقت بسیار بالایی برخوردار است.

نتیجه گیری

یافته های پژوهش حاضر نشان می دهد با تغییر ضخامت پارچه اسپیسر استان از ۰/۸ به ۱/۸ میلی متر میزان فشار وارده به ساق پای جوان ورزشکار به طور میانگین ۹ درصد کاهش می یابد مقدار ضریب همبستگی بین فشار اعمال شده به ساق پا در حالت تجربی و شبیه سازی ۰/۹۹۲ درصد محاسبه گردید که مناسب بودن مدل را تأیید و تطابق بالای نتایج حاصل از شبیه سازی با نتایج اندازه گیری شده فشار اعمالی ساق بند پارچه اسپیسر استان به ساق پا جوان ورزشکار با دستگاه کیکوهم را بیان می کند. از این مدل سه بعدی بیومکانیکی ارائه شده می توان محصولی مهندسی با خواص راحتی بیشتر به منظور پیش بینی توزیع فشار اعمالی بین پا و ساق بند فشاری تهیه شده از پارچه سه بعدی استان با در نظرگیری شرایط بهینه در ورزشکاران و تعامل حداکثری بین منسوج و بدن استفاده نمود.

منابع

1. Liu, R. Guo, X. Lao, TT. et al. (2017). A critical review on compression textiles for compression therapy: textile-based compression interventions for chronic venous insufficiency. *Textile Research Journal*. 87: 1121–1141.
2. Sarmadi, A. Bagheri, R. Naseari pour, F. (2011). The Effects of KinesioTaping of leg and cognitive task on balance. *Research in Sport Medicine and Technology*. 9 (2): 11-26. (In Persian)
3. Xiong, Y. Xiaoming, T. (2018). Compression Garments for Medical Therapy and Sports. *Polymers*. 10(6): 663.
4. Mousavi, G., Varsei, M., Rashidi, R., Ghazisaeidi, R. (2021). Experimental evaluation of the compression garment produced from elastic spacer fabrics through real human limb. *Journal of Industrial Textile*. Publish Online.
5. Kaplan, S. Okur, A. (2012). Thermal comfort performance of sports garments with objective and subjective measurements. *Indian Journal of Fibre & Textile Research*. 37: 46-54.
6. Hassan, M. Qashqary, kh. Hassan, A. Shady, E. Alansary, M. (2012). Influence of sports wear fabric properties on the health and performance of athletes. *Fibers & Textiles in Eastern Europe*. 93(4): 82-88.
7. Hill, J. Howatson, G. Someren, K. Leeder, J. Pedlar, C. (2014). Compression garments and recovery from exercise-induced muscle damage: a meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*. 48(18):1340-60.
8. Christopher, J. Julie, R. Geoffrey, M. (2020). Experimental evaluation and analytical model of the pressure generated by elastic compression garments on a deformable human limb analogue. *Medical Engineering and Physics*. 83:93-99.
9. Glanville, KM. Hamlin, MJ. (2012). Positive effect of lower body compression garments on subsequent 40-km cycling time trial performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 26(2):480–6.
10. Burden, R. Glaister, M. (2012). The effects of ionized and nonionized compression garments on sprint and endurance cycling. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 26(10):2837–43

11. Beliard, S. Chauveau, M. Moscatiello, T. Cros, F. Ecarnot, F. Becker, F. (2015). Compression garments and exercise: no influence of pressure applied. . *Journal of Sports Science and Medicine*. 14(1):75-83.
12. Haleem, A. et al (2021). Biosensors applications in medical field: A brief review. *Sensors International - Journal*. 2. Open access.
13. Wang, Y. Liu, Y. Luo, S. Liao, Y. (2017). Pressure comfort sensation and discrimination on female body below waistline. *The Journal of The Textile Institute*. 40(5):1754-2340.
14. Xiao, J. H. Liao, Yi, Li. Qunhai, Li. Xinxing, Wu. (2011). A Review on Fabric Smoothness-roughness Sensation Studies. *Journal of Fiber Bioengineering and Informatics*. 4(2): 105- 114. 15.
15. Yah-el, H. et al (2014). Electrospun soy protein scaffolds as wound dressings: Enhanced reepithelialization in a porcine model of wound healing. *Wound Medicine*. 5:9-15.
16. Kowalski, K. et al. (2017). Influence of a compression garment on average and local changes in unit pressure. *Fibres Text East Europe*. 6(126): 68–74.
17. Hipler, U.C. Elsner, P). (2006). Biofunctional Textiles and the Skin. 33. DOI:10.1159/isbn.978-3-318-01349-8.
18. Webster, J. Roberts, J. (2010). Comfort of cricket leg guards: a study of strap contact pressure. *Procedia Engineering*. 2(2):3385-3390
19. Gupta, D. Chattopadhyay, R. Bera, M. (2011). Comfort properties of pressure garments in extended state *Indian Journal of Fibre and Textile Research*. 36(4): 415-421
20. Cebulla, H. Diestel, O. Offermann, P. (2002). Fully fashioned biaxial weft knitted fabrics. *Autex Research Journal*. 2(1): 8-13.
21. Bourne, K. et al. (2020). Compression Garment Reduces Orthostatic Tachycardia and Symptoms in Patients With Postural Orthostatic Tachycardia Syndrome. *JACC Journals (American College of Cardiology)*. 77(3): 285–296.
22. Niwaya, H. (1999). Evaluation technology of clothing comfortableness. *Journal of Materials Chemistry*. 7(5): 269–282
23. Liu, Y. Lv, L. Sub, B. Hu, H. Gu, B. (2006). Dynamic response of 3D biaxial spacer weft- knitted composite under transverse impact. *Journal of Reinforced Plastics and Composites*. 25(15): 1629-1641.
24. Gokarneshan, N. Velumani, K. (2018). Some significant advances in spacer fabric technology for newer areas of applications. *Journal of Textile Science and Engineering*. 8(1): 2165-8064.
25. Shuvo, I. Chakma, K. Toutant, D. (2018). Prospect of 3D warp knitted spacer fabric and its effect on pressure relieve for reducing the prevalence of pressure ulcers for immobile patients. *Journal of Textile Science & Engineering*. 8(1): 335-339.
26. Bruer, S. Powel, N. Smith, G. (2005). Three- dimensionally knit spacer fabrics: A review of production techniques and applications. *Research Journal of Textile and Apparel, Technology and Management*. 4(4):1-31.
27. Zhang, X. Yeung, K. Li, Y. (2002). Numerical simulation of 3D dynamic garment pressure. *Textile Research Journal*. 72(3):245-252.
28. Li, Y. Zhang, X. Yeung, K. (2003). A 3D biomechanical model for numerical simulation of dynamic mechanical interactions of bra and breast during wear. *Journal of Japan Science Technology Information Aggregator, Electronic(J-STAGE)*. 59(1): 12-21.
29. Yeung, K. Li, Y. Zhang, X. (2004). A 3D Biomechanical human model for numerical simulation of garment–body dynamic mechanical interactions during wear. *Journal of the Textile Institute*. 95(1-6): 59-79.
30. Friis, E. Lakes, R. Park, J. (1988). Negative poisson's ratio polymeric and metallic foams. *Journal of Materials Science*. 23: 4406-4414.
31. Treloar, L. (2008). 42—The effect of test-piece dimension on the behavior of fabrics in shear. *Journal of the Textile Institute Transactions*, 56(10): T533-T550.
32. Li, Y., Dai, D. (2006). *Biomechanical engineering of textiles and clothing*. Woodhead Publishing.
33. Ajeli, S. Jeddi, A. (2014). Geometrically Poisson's ratio of the polyester double-bar warp-knitted structures on the jamming point. *Journal of Textiles and Polymers*. 2: 24.
34. Patyk, B. Korlinski, W. (2006). Physical and mathematical modelling of the phenomenon of Fur Knitting Compression, *Fibers and Textile in Eastern Europe*. 14 (4): 48-52.
35. . Ng, S.F., Hui, C.L. (2001). Pressure model of elastic for producing pressure garments., *Textile Research Journal*., 71(3): 275-279.

نحوه درج مقاله: گلناز موسوی، مهدی ورسه‌ای، ابوسعید رشیدی، رضا قاضی سعیدی. (۱۴۰۰). شبه‌سازی بیومکانیکی ساق پای جوان ورزشکار و بررسی فشار اعمالی ساق‌بند اسپیسر الاستان بر اساس روش تن‌سنجی. پژوهش در طب ورزشی و فناوری. ۱۹(۱):۱۱۵-۱۳۲. دی او آی ۱۹.۱۱۵/jsmt.۱۹.۱.۱۱۵/۱۰.۲۹۲۵۲

How to cite this article: Golnaz Mousavi, Mehdi Varsei, Abosaeed Rashidi, Reza Ghazisaeidi. (2021). Biomechanical simulation of a young athlete's limb and evaluation of pressure properties of legging produce from elastic spacer fabric by anthropometric method. 19(1):115-132. (In Persian). DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115.