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

گلناز موسوی[۱]، مهدی ورسه‌ای[۲*]، ابوسعید رشیدی[۳]، رضا قاضی سعیدی[٤]

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

مقاله فناوری تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۸/۲٤ تاریخ پذیرش مقاله: ۱٤۰۰/٤/۹ 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. درروش 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 کیکوهیم اندازه‌گیری و مقایسه گردید. نتایج حاصل از مقایسه مقادیر فشار اعمالی توسط ساق‌بند در حالت اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی بیانگر خطای بیشینه ۱٤/ ٤٤ 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 باوجود 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 Mousavi [1], Mehdi Varsei [2*], Abosaeed Rashidi [3], Reza Ghazisaeidi [4]

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 kikuhime 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

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]

[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

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 مورداستفاده 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 (٤). وقتی پوشش فشاری پوشیده می‌شود، مقدار تورم بافت هنگام آسیب کاهش می‌یابد، تولید اسیدلاکتیک در بدن کاهش‌یافته 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 (٦). ازآنجایی‌که 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 بادانش 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 مورداستفاده قرار می‌گیرند. ازجمله 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 (۱۲–۱٤). 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 (۱۹–۱۸). 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 بیش‌ازاندازه 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 معرفی‌شده‌اند. این منسوجات دربرگیرنده دولایه پارچه خارجی مجزا که توسط یک‌لایه رابط واسط متشکل از مونوفیلامنت‌های 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

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

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 (۲٤). 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 (۲٦-۲۵). 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 من‌جمله بیومکانیک و مهندسی پزشکی در دهه‌های اخیر بکار گرفته‌شده است. این روش جهت مدل نمودن البسه فشاری باهدف تخمین فشار دینامیک اعمال‌شده توسط آن بکار گرفته‌شده است. ژانگ و همکاران مدل بیومکانیکی با در نظر گفتن صلبیت 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 انجام‌نشده 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

میکروفیلامنت و نخ و لاکرا ۳۰ دنیر و درصد مختلف الیاف لاکرا است که با تکنیک حلقه دولا[1] به‌صورت هم‌زمان به ابزارها تغذیه شد. در جدول (۱) مشخصات نمونه مورداستفاده در این تحقیق آمده است.

اندازه‌گیری خواص مکانیکی پارچه (مدول یانگ E_1 و مدول عرضی E_2): برای اندازه‌گیری خواص مکانیکی پارچه‌های مورداستفاده 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 قرارگرفته و فرایند مدل‌سازی پای جوان ورزشکار فقط برای نمونه A03 انجام‌گرفته است.

1. Plateing Technique

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

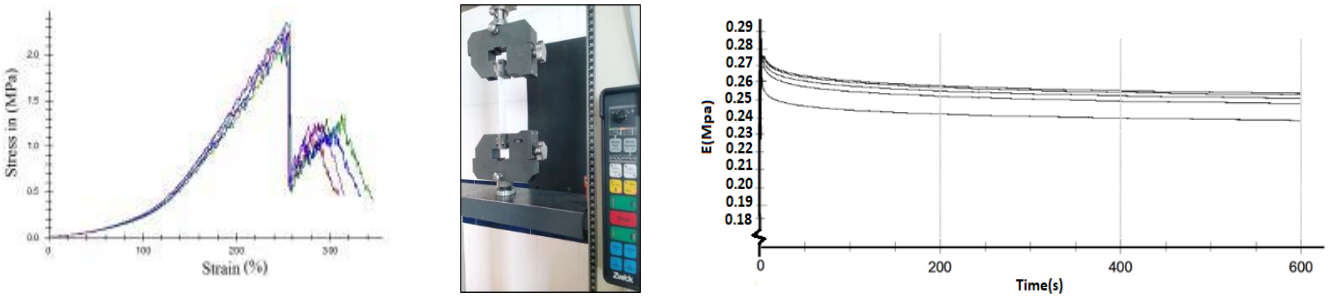
جدول ۱. مشخصات فیزیکی نمونه‌های پارچه مورد آزمایش

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	۰/۷٦
۲	B04	۱/۲	۲۵	۱۳/٦	۱۵/۹	۲۳٤/٦۲	۱/۲۳	۰/۱٦	۰/٦۵
۳	C04	۱/۸	۲۵	۱۳/۵	۱٤/۸	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 C04،B04 و A03 برحسب مگاپاسگال 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 ٦۰۰ 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 داده‌شده 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 به‌دست‌آمده از نتایج آزمون رهاسازی تنش برای پارچه A03، اندازه‌گیری نیرو در واحد سطح بر اساس ابعاد استاندارد و نتایج مقدار تنش اولیه ۰/۲۸٤۹ و تنش نهایی ۰/۲۵۳۲ برحسب مگاپاسکال به دست آمد.

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

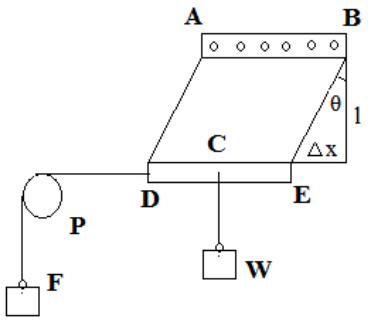
$$\upsilon = -\frac{\varepsilon_{trans}}{\varepsilon_{axial}} \quad (۱)$$

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

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 ۱۵۰×۵۰ 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 W، F، Δx و l و معادله (۲) مدول برشی محاسبه شد (۳۱).

$$G = \frac{\tau_{xy}}{\gamma_{xy}} = \frac{F/A}{\Delta x/l} = \frac{Fl}{A\Delta x} \qquad (۲)$$



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 ۰/۷٦٤٥ مگاپاسگال به دست آمد.

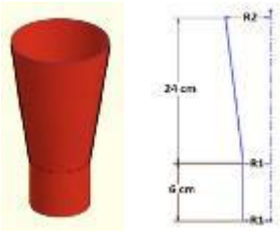
طراحی تولید منسوج فشاری: برای طراحی و تولید منسوج فشاری با توجه به آناتومی بدن ورزشکار و شکل ساق پا، این طراحی مطابق شکل (۳) به دو بخش تقسیم شد. بخش اول از مچ پا تا ۲۰ درصد طول ساق پا به شکل استوانه و بخش دوم از فاصله ۲۰ درصدی ساق پا، نسبت به مچ پا تا زیر زانو به شکل مخروط ناقص در نظر گرفته شد. طول ساق از مچ 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[3] (R_e) ۵۰ درصد مورداستفاده قرار گرفت. در این مرحله محیط پای داوطلب اندازه‌گیری. ابعاد منسوج فشاری به‌گونه‌ای محاسبه گردید (مقادیر (R1) و (R2)) که ضریب کاهش ۵۰٪ تحقق یابد. ضریب کاهش طبق معادله (۳) به دست می‌آید:

$$Re\% = \frac{R - r}{R}\% \qquad (۳)$$

1. Transverse Strain
2. Axial Strain
3. Reduction factor

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

r: قطرمنسوج فشاری R قطرپای داوطلب



شکل ۳. شماتیک از منسوج فشاری تهیه‌شده

مشخصات داوطلب

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

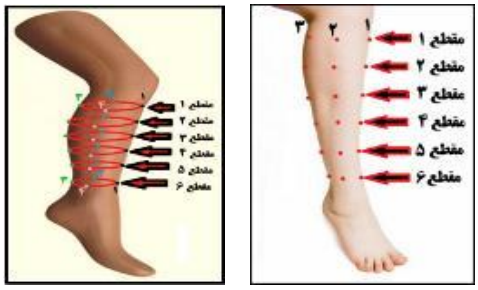
جدول ۲. مشخصات داوطلب جوان ورزشکار

جنسیت	سن	وزن	قد	توضیحات
آقا	۱۹ ساله	٥٤ کیلوگرم	۱۷۰ سانتی‌متر	فوتبالیست، لاغر و ورزیده

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

	مقطع (۱) زیر زانو	مقطع (۲)	مقطع (۳)	مقطع (٤)	مقطع (٥)	مقطع (٦) مچ
محیط ساق پا (سانتیمتر)	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 (٤) نشان داده‌شده است اندازه‌گیری در ٦ مقطع از پا و در هر مقطع در ٤ نقطه جلو، داخل، بیرون و پشت ساق پا جمعاً به تعداد ٢٤ نقطه برای هر نمونه توسط دستگاه فشارسنج کیکوهیم مورد آزمون قرار گرفت. فاصله بین مقطع ٦ پا (مچ) و مقطع ٥ (کمی بالاتر از مچ)، در این بخش هندسه ساق پا تقریباً به شکل استوانه است که از مقطع ٥ با گذر از بخش زردپی ماهیچه سلق پا (بافت نرم) به شکل قابل‌توجهی افزایش‌یافته 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

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

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 استفاده‌شده که این دستگاه امکان اندازه‌گیری فشار در محدوده ۱۲۰-۰ میلی‌متر جیوه را دارد.(شکل ۵)

الف ب

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 ۲٤ نقطه فی‌مابین منسوج فشاری تهیه‌شده از سه پارچه اسپیسر A03،B04 و C04 و ساق پای داوطلب جوان ورزشکار بر اساس جدول (٤) است.

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

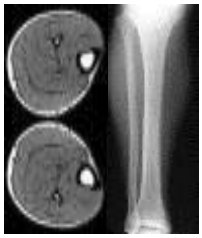
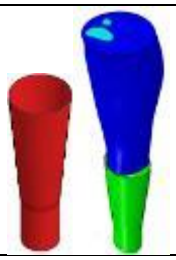
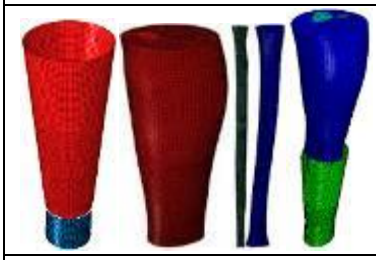
	پارچه A03				پارچه B04				پارچه C04			
	نقطه (۱)	نقطه (۲)	نقطه (۳)	نقطه (٤)	نقطه (۱)	نقطه (۲)	نقطه (۳)	نقطه (٤)	نقطه (۱)	نقطه (۲)	نقطه (۳)	نقطه (٤)
مقطع (۱) زانو	۳۱	۳۰	۳۰	۲۹	۲۹	۲۸	۲۸	۲۸	۲۸	۲۷	۲٦	۲۵
مقطع (۲)	۳۳	۳۱	۳۰	۲۹	۳۰	۲۹	۲۹	۲۸	۲۸	۲۷	۲٦	۲٦
مقطع (۳)	۳۵	۳٤	۳۱	۳۰	۳۲	۳۱	۳۰	۲۸	۲۹	۲۸	۲۷	۲٦
مقطع (٤)	۳٦	۳۵	۳۲	۳۲	۳٤	۳۳	۳۲	۳۰	۳۰	۲۹	۲۸	۲۷
مقطع (۵)	۳۷	۳٦	۳٤	۳۲	۳۵	۳٤	۳۳	۳۲	۳۰	۳۰	۲۹	۲۸
مقطع (٦) مچ	۳۸	۳۷	۳۵	۳٤	۳۵	۳۵	۳٤	۳۳	۳۱	۳۱	۳۰	۲۹

شبیه‌سازی بیومکانیکی به روش تن‌سنجی: 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 تحمیل‌شده 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 به‌صورت دقیق بایستی بازسازی گردد. روش‌های مدرن تصویربرداری از سیستم‌های اسکلتی–عضلانی، از قبیل CT، امکان بازسازی هندسی قسمت‌های مختلف بدن را فراهم ساخته

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

است؛ بنابراین تن‌سنجی ساق پا با استفاده از سی‌تی‌اسکن انجام شد. تصاویر دایکام سی‌تی‌اسکن که به‌صورت فایل با پسوند DICOM(.dcm) می‌باشند که با استفاده از نرم‌افزار میمیکس[1] 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 سه‌بعدی اولیه با استفاده از روش‌های تقسیم‌بندی تراکمی ساخته‌شده در این مرحله فرمت داده خروجی با پسوندstl. می‌باشند تا به‌عنوان ورودی داده‌های نرم‌افزار بعدی قرار گیرند. سپس این داده‌های ورودی در نرم‌افزار سالیدورکس[2]، مدل اولیه را ویرایش و مونتاژ عضوها دقیق‌تر صورت پذیرفت که داده خروجی با فرمت Step می‌باشند تا به‌عنوان داده ورودی نرم‌افزار بعدی استفاده شوند. سپس این داده‌ها در نرم‌افزار تحلیل‌گر آباکوس[3]، مدل CAD آماده تحلیل دینامیکی غیرخطی گشته، پس از تعریف خصوصیات رفتاری مواد، قیود سینماتیکی، مش‌بندی و شرایط مرزی و بارگذاری مناسب انجام می‌شود. متدولوژی مدل‌سازی ساق پا–منسوج فشاری در شکل (٦) نشان داده‌شده است.

مرحله (۱)	مرحله (۲)	مرحله (۳)	مرحله (٤)	مرحله (٥)
تصاویر پزشکی	تقسیم‌بندی تراکمی و بازسازی سه‌بعدی	انتقال مدل سه‌بعدی از میمیکس به سالیدورکس	مدل CAD	مدل اجزاء محدود ساق پا–پوشش فشاری
				
– تصاویر سی‌تی‌اسکن (تعداد ۳۸٦ عکس) -فاصله‌ی بین اسلایس‌ها ۱ میلی متر – سی‌تی‌اسکن با سی‌تی اسکنر مولتی اسلایس	– بازسازی مدل ۳ بعدی میمیکس و تفکیک فاز استخوان و بافت نرم – تبدیل تصاویر ۲ بعدی به ۳بعدی با الگوریتم "Accuracy"	– ویرایش مدل استخوان‌ها و بافت نرم – ساخت مدل کامل هندسی ساق پا کامل با تجمیع نمودن مدل بافت نرم به ساختار استخوانی	– ساخت مدل هندسی سه‌بعدی پوشش فشاری و تجمیع نمودن مدل	– تعریف مواد – شبکه‌بندی استخوان‌های درشت‌نی و نازک‌نی، بافت نرم و پوشش فشاری – تعریف شرایط مرزی و بارگذاری

شکل ۶. متدلوژی مدل‌سازی

مدل اجزاء محدود ساق پا و منسوج فشاری

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

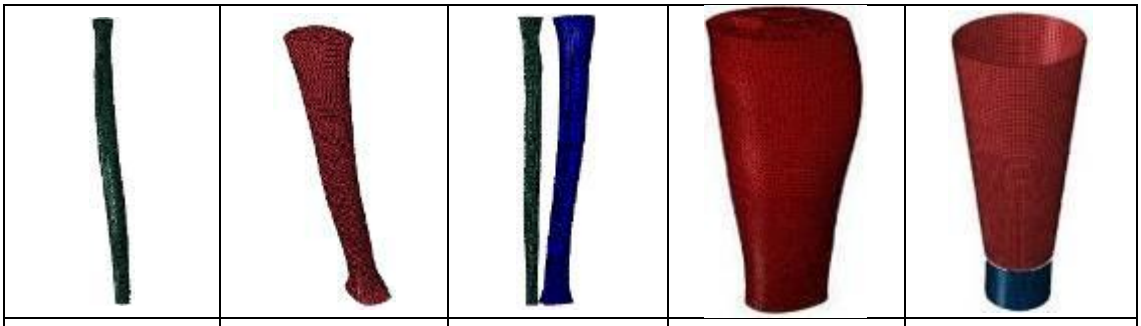
مش بندی مدل

ساختار اسکلتی ساق پا و بافت نرم احاطه‌کننده‌ی آن به ترتیب توسط ۲٤٥٥۸ و ۱۳٦۸٤۰ جزء شبکه‌بندی شدند. برای شبکه‌بندی ساختارهای استخوانی و بافت نرم، به ترتیب با استفاده از اجزاء سه‌بعدی و چهاروجهی C3D4 انجام گردید. در شکل (۷) شبکه استخوان‌های درشت‌نی و نازک‌نی نشان داده‌شده است. با توجه به تراکم‌ناپذیری رفتار بافت نرم (نسبت پوآسون این بافت برای کرنش‌های کم تقریباً ۰/۵ است)، از اجزاء

1. Mimics
2. Solid works
3. Abaqus

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

چهاروجهی با فرمولاسیون هیبریدی C3D4H استفاده شد. به‌منظور شبکه‌بندی منسوج فشاری از ۹۸٦٤ جزء غشایی[1] 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[2] را انتقال می‌دهند، استفاده می‌شوند.



شبکه‌بندی اجزاء محدود منسوج فشاری	شبکه‌بندی بافت نرم	شبکه‌بندی بافت استخوانی	شبکه‌بندی استخوان درشت‌نی	شبکه‌بندی استخوان نازک‌نی

شکل ۷. مش بندی بخش‌های 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 بافتنرم 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 پوآسون و چگالی که در جدول (۵) آمده است، مورداستفاده قرار گرفت.

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

ساختار	مدول یانگ (MPa)	ضریب پوآسون	چگالی (g/cm^3)
بافت نرم	۰/۰۳	۰/٤۸	۱/٦٦
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 ازنظر 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 نئوری جدار نازک ضرایب مهندسی شامل E_1، E_2، υ_{12}، ρ و G است [۳۲-۳۳]. در جدول (٦) عوامل اندازه‌گیری شده خواص ساختاری منسوج فشاری برای شبیه‌سازی مدل گزارش‌شده است. ثابت‌های مهندسی بر اساس واحد مگا پاسکال است.

1. Membrane
2. In-Plane Forces

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

جدول ۶. ثابت‌های مهندسی استفاده‌شده برای مدل ساختاری منسوجات فشاری

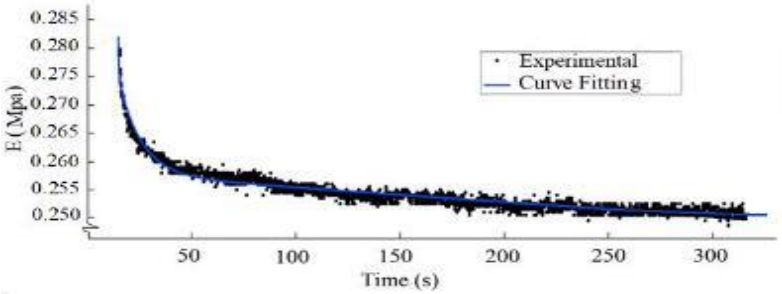
نوع منسوج فشاری	E_1 (MPa)	E_2 (MPa)	υ_{12}	G_1 (MPa)	ρ (gr/cm³)
پارچه اسپیسر	۰/۲۵	۰/٦٥	۰/۳۲۷۵	۰/۷٦٥	۲۵۰/۱۳

E_1: مدول یانگ در جهت رج، E_2: مدول یانگ در جهت ردیف، υ_{12}: ضریب پوآسون، G: مدول برشی وρ: چگالی

بر اساس آزمایش‌های تجربی، خواص پوشش فشاری ویسکوالاستیک خطی در نظر گرفته‌شده و بر اساس سری پرونی در نرم‌افزار آباکوس تعریف می‌شود. ضرایب سری پرونی بر اساس برازش نمودار سری پرونی بر روی نمودار حاصل از آزمون رهاسازی تنش پارچه به دست می‌آید. برای بیان رفتار ویسکوالاستیک خطی نمونه پارچه A03 از مدل سری پرونی[1] (معادله ٤) استفاده شد (۳۲).

$$E(t) = G_1 * \exp(-1/\tau * t) + E_\infty \qquad (٤)$$

در این تابع: E(t) مدول مهندسی برحسب مگاپاسگال، τ زمان استراحت برحسب ثانیه، G_1 ضریب ثابت و E_∞ مدول بی‌نهایت می‌باشد. ضرایب سری پرونی به‌وسیله نرم‌افزار متلب تعیین که نمودار نتایج آزمایشگاهی حاصل از آزمون در شکل (۸) و جدول (۷) آمده است. سپس مدل اجزا محدود پارچه A03 در نرم‌افزار آباکوس طراحی گردید.



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

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

$E(t) = G_1 * \exp(-1/\tau * t) + E_\infty$		
E_∞	G_1	T
۰/۰۸۹	۰/۲٤۰	۲۱/٤٦۱

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

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

1. Prony

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

اجزاء در تماس به حالت نرم در نظر گرفته‌شده است. درنتیجه دو سطح تغییر شکل‌پذیر 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 شبیه‌سازی شد. تماس منسوج فشاری ورافت نرم به‌صورت الگوریتم پنالتی در نرم‌افزار المان محدود انجام و در این الگوریتم دونقطه در تماس باهم (نقطه روی منسوج فشاری متقابل نقطه بر روی بافت نرم)، به‌صورت کاملاً مماس بوده و هیچ درهم‌رفتگی بین سطوح وجود ندارد. سطح مرجع (ساق پا) به شکل عمودی می‌باشد و نحوه پوشش نرم‌افزار آباکوس کاملاً منطبق با واقعیت می‌باشد در طی تحلیل، جابه‌جایی استخوان‌های درشت‌نی و نازک‌نی در تمامی جهات صفر بوده و لبه انتهای بالایی منسوج فشاری به میزان ۳۰۰ میلی‌متر، مطابق با واقعیت، در راستای عمودی جابه‌جا گردید. در شکل (۹) شرایط مرزی و بارگذاری نشان داده‌شده است. توسط سیستم با پردازشگر مرکزی ٤ هسته‌ای و ۲ گیگابایت حافظه‌ی موقت (RAM)، مدت‌زمان هر اجرا ۱۸ ساعت است.

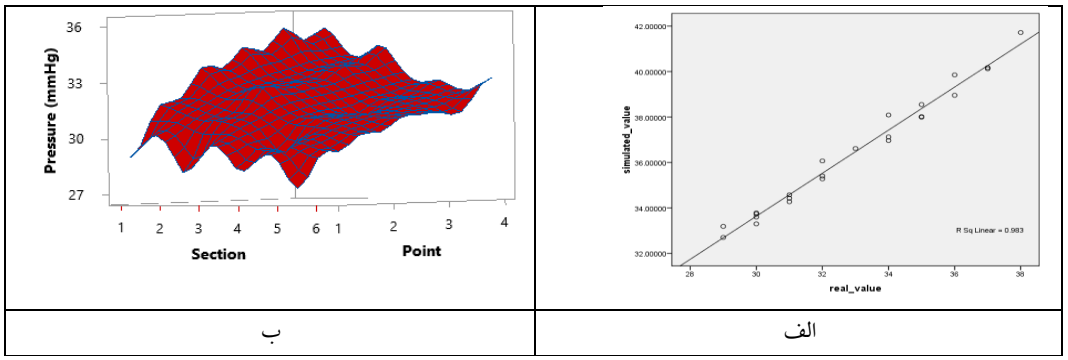
شکل ۹. شرایط مرزی و بارگذاری اعمال‌شده به مدل اجزاء محدود ساق پا-منسوج فشاری.

پس از آماده‌سازی مدل‌های اجزاء محدود، تحلیل‌هایی به‌منظور شناخت رفتار مکانیکی پا در اثر فشار اعمال‌شده و توزیع تنش در جهت طولی و در جهت عرضی ساق پا جوان ورزشکار مورد ارزیابی قرار گرفت. برای اعتبار سنجی مدل از دستگاه اندازه‌گیری فشار کیکوهیم استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج آزمون اندازه‌گیری شده مقدار فشار وارده به ساق پای داوطلب جوان ورزشکار توسط منسوج فشاری A03، در نمودار الف شیب‌خط رگرسیونی مشخص است که همبستگی قوی بین نتایج اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی را نشان می‌دهد و همچنین فاصله کم نقاط از خط رگرسیونی نشان از خطای استاندارد برآورد است که در نمودار به‌خوبی قابل‌مشاهده است. نتایج آزمون اندازه‌گیری شده و همبستگی مقادیر واقعی و شبیه‌سازی در شکل (الف ۱۰) و (ب ۱۰) آمده‌اند.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]



ب | الف

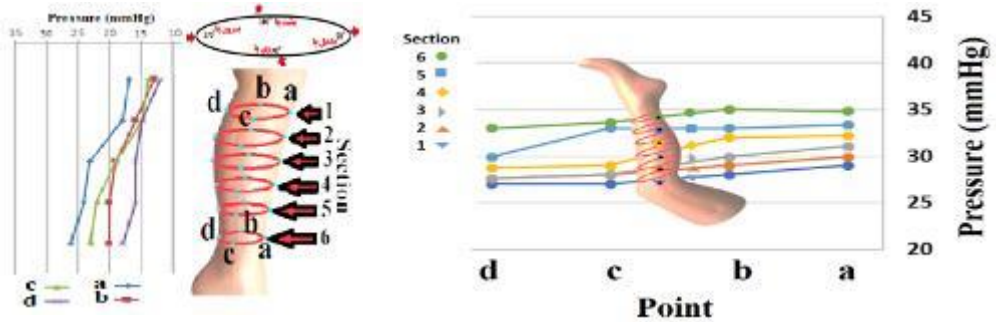
شکل ۱۰. الف) نمودار همبستگی نتایج آزمون اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی در ساق پای ورزشکار جوان، ب) مقادیر فشار اندازه‌گیری شده

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 باضخامت ۱/۸ میلی‌متر در کمترین فشار اعمالی ۱۳/۵ درصد و در بیشترین فشار اعمالی ۱۸/٤ 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 منوفیلامنت‌های میانی، فضای آزاد بین دولایه پارچه رویه و زیر در پارچه اسپیسر، بیشتر که سبب حرکت راحت‌تر منوفیلامنت میانی و فضای بیشتر برای خمش منوفیلامنت‌های 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 راستاهای 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 داده‌شده 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 به‌واسطه انعطاف‌پذیری و تغییر شکل سبب می‌شود که در اثر اعمال فشار، آرایش بافت نرم زیرپوست تغییر کرده و فشار احساس شده و وارده به

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

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 قابل‌مشاهده 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 اندازه‌گیری‌شده و پیش‌بینی‌شده توسط مدل اجزاء محدود در شش مقطع و در چهار نقطه بر روی محیط هر بخش متناظر با نقاط اندازه‌گیری فشار به‌صورت تجربی، با یکدیگر مقایسه شدند. جدول (۸) نشان داده‌شده است.

جدول ۸ مقایسه فشار اندازه‌گیری‌شده و پیش‌بینی‌شده توسط مدل اجزاء محدود در برحسب میلی‌متر جیوه

	نقطه (۱) جلو پا			نقطه (۲) بیرون پا			نقطه (۳) درون پا			نقطه (٤) پشت پا			میانگین		
	نتایج شبیه سازی	نتایج واقعی	درصد خطا	نتایج شبیه سازی	نتایج واقعی	درصد خطا	نتایج شبیه سازی	نتایج واقعی	درصد خطا	نتایج شبیه سازی	نتایج واقعی	درصد خطا	نتایج شبیه سازی	نتایج واقعی	درصد خطا
مقطع ۱ زانو	۳٤/۲۷	۳۱	۱۰/٥٦	۳۳/۷۸	۳۰	۱۲/٦۰	۳۳/۷۳	۳۰	۱۲/٤٤	۳۳/۱۹	۲۹	۱٤/٤٤	۳٤	۲۹/۰۰	۱۲/٥۱
مقطع ۲	۳٦/٦۱	۳۳	۱۰/۹٥	۳٤/٥۷	۳۱	۱۱/٥۳	۳۳/٦۰	۳۰	۱۱/۹۹	۳۲/۷۰	۲۹	۱۲/۷۷	۳٤	۲۹/۰۰	۱۱/۸۱
مقطع ۳	۳۸/۰۲	۳٥	۹/۲٤	۳۸/۰۹	۳٤	۱۲/۰۲	۳٤/٤۳	۳۱	۱۱/۰٥	۳۳/۳۰	۳۰	۱۱/۳۷	۳٦	۳۰/۰۰	۱۰/۹۲
مقطع ٤	۳۸/۹٦	۳٦	۸/۲۱	۳۸/٥٥	۳٥	۱۰/۱٤	۳٦/۰۷	۳۲	۱۱/۳۲	۳٥/٤۱	۳۲	۱۰/٦٤	۳۷	۳۲/٤۰	۱۰/۰۸
مقطع ٥	٤۱/۷۲	۳۸	۹/۷۸	٤۰/۱۲	۳٦	۱۰/۷۰	۳٦/۹٦	۳٤	۱۰/۰۱	۳٥/۲۸	۳۲	۱۰/۲٦	۳۸	۳۲/٤۰	۹/۷٤
مقطع ٦ مچ	٤۰/۱۷	۳۷	۸/۰۰	۳۹/۸٥	۳۷	۸/٤٤	۳۷/۹۹	۳٥	۸/٥٥	۳۷/۱۲	۳٤	۹/۱۸	۳۹	۳۳/٦۰	۸/۹۹
میانگین	۳۸/۲۹	۳٥	۹	۳۷/٤۹	۳٤	۱۱	۳٥/٤٦	۳۲	۱۱	۳٤/٥۰	۳۱	۱۱	۳٦	۳۱	۱۰/٦۷

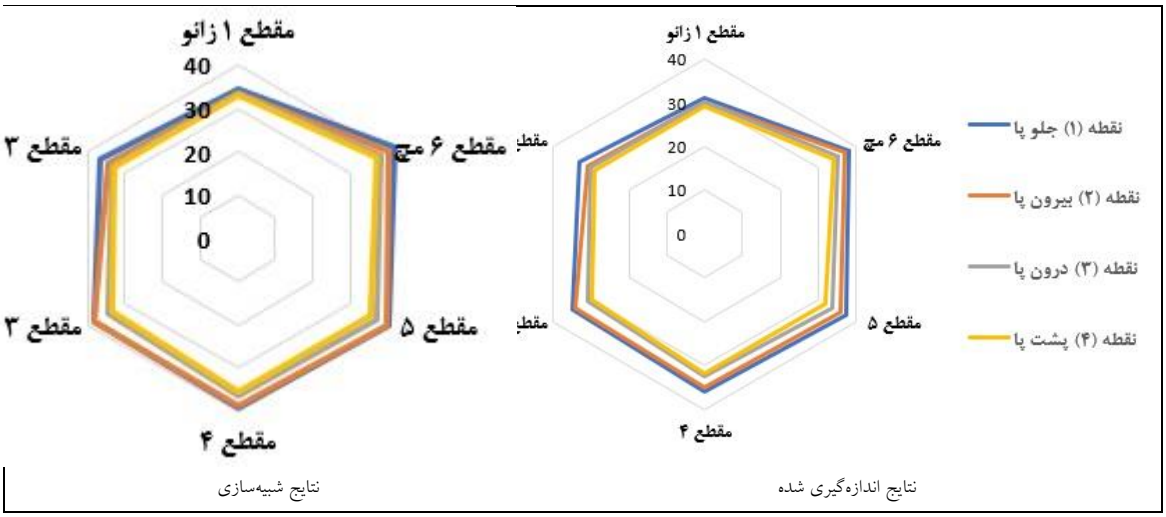
مقایسه توزیع فشار اعمالی پوشش فشاری در مقاطع و مقایسه نتایج شبیه‌سازی با نتایج اندازه‌گیری شده

توزیع و مقدار فشار در ٦ مقطع مختلف در ٤ راستای ۰، ۹۰، ۱۸۰ و ۲۷۰ درجه و مقایسه نتایج شبیه‌سازی با نتایج اندازه‌گیری در شکل (۱۲) نشان داده‌شده است.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]

[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

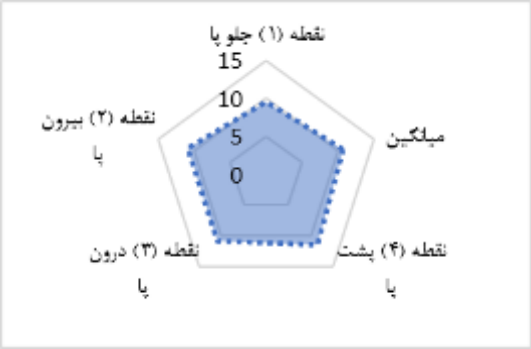


شکل ۱۲. میزان فشار (میلی‌متر جیوه) در مقاطع مختلف در حالت اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی

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 ۱٤/٤ درصد است. توزیع و بزرگی فشار در ٤ راستای ۰، ۹۰، ۱۸۰ و ۲۷۰ درجه و در طول ٦ 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 (٤) پشت پا کمترین فشار در حالت اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی به‌دست‌آمده است.

مقایسه خطای مدل‌سازی: مقایسه میانگین میزان خطای شبیه‌سازی‌شده پوشش فشاری در مقاطع و راستاهای طولی مختلف پا و میانگین خطای شبیه‌سازی در مقاطع مختلف پا (شش مقطع) در شکل (۱۳) نشان داده‌شده 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 (٦) 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.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]



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 به‌ردیف شماره (۱) روی پا و بیشترین خطا مربوط به‌ردیف شماره (٤) پشت پا است. کمترین اختلاف میان مقادیر اندازه‌گیری و شبیه‌سازی‌شده در موقعیت استخوان‌های درشت‌نی و نازک‌نی، به دلیل حجم کم بافت نرم، وجود دارد.

بحث

دربیان اثر ضخامت بر میزان فشار اعمالی می‌توان از مدل فیزیکی پاتیک و کورلین سکی (۳٤) که رابطه تئوری بین پارامترهای ساختاری و مکانیکی پارچه‌های سه‌بعدی به دست آورده‌اند، استفاده کرد در این مدل انرژی الاستیک منوفیلامنت میانی (v) در طول کمانش منو فیلامنت (در طول ضخامت پارچه (t)) به‌صورت رابطه (۵) تعریف می‌گردد:

$$V=F_{cr}.\Delta t \qquad (۵)$$

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 منوفیلامنت‌های 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 (٦) به دست می‌آید:

$$F_{cr} = \frac{\pi^2}{4}\frac{EI}{t} \qquad (٦)$$

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

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

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

$$F_{cr} = \frac{\pi^2 E G^4 10^{-8}}{16 d^2 t^4} \quad (۷)$$

طبق رابطه فوق نیروی بحرانیF_{cr} رابطه عکس باضخامت 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 ۰/۸ میلی‌متر برای پارچه A03 به ۱/۸ میلی‌متر برای نمونه C04 بیانگر کاهش میزان فشار اعمالی توسط منسوج فشاری C04 نسبت به A03 می‌باشد با تئوری مذکور مطابقت دارد.

در نمونه‌های باضخامت 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):

$$\frac{R_e}{1 - R_e} E = \frac{c}{2\pi} p \quad (۸)$$

که در این رابطه (E) سفتی کششی پارچه، (C) محیط استوانه، (Re) 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 شبیه‌سازی‌شده به‌عنوان متغیر وابسته (پاسخ) در نظر گرفته‌شده‌اند و خلاصه مدل شامل مقدار همبستگی، ضریب تعیین، ضریب تعیین تعدیل‌شده و خطای استاندارد برآورد در جدول (۹) بیان شد:

جدول ۹. خلاصه مدل

مدل	R	ضریب تعیین	ضریب تعیین تعدیل	برآورد خطای استاندارد
۱	۰/۹۹۹	۰/۹۹۳	۰/۹۹۳	۰/۳٤٦۳۳٥٦۰

ضریب تعیین و ضریب تعیین تعدیل‌شده نشان‌دهنده میزان ا 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 ۰/۳٤٦۳ 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:

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

جدول ۱۰. ضرایب رگرسیون

مدل	ضریب رگرسیون غیراستاندارد		ضریب رگرسیون استاندارد	آماره آزمون (t)	تفاوت معنی‌دار (sig)
	ضریب غیراستاندارد B	خطای استاندارد	ضریب استاندارد Beta		
متغیر (ثابت)	۵/۲۱۶	۰/۸۷۱		۵/۹۸۹	۰/۰۰۰
مقادیر اندازه‌گیری 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 معنی‌داری (sig)، ضرایب معنی‌دار بوده و صفر تلقی نمی‌شوند و مدل به‌صورت رابطه (۹) محاسبه می‌شود:

(۸) مقادیر اندازه‌گیری شده ×۰/۹۴۷+۲۱۶۵=مقادیر شبیه‌سازی‌شده

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

نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش حاضر نشان می‌دهد با تغییر ضخامت پارچه اسپیسر الاستان از ۰/۸ به ۱/۸ میلی‌متر میزان فشار وارده به ساق پای جوان ورزشکار به‌طور میانگین ۹ درصد کاهش می‌یابد مقدار ضریب همبستگی بین فشار اعمال‌شده به ساق پا در حالت تجربی و شبیه‌سازی ۰/۹۹۲ درصد محاسبه گردید که مناسب بودن مدل را تأیید و تطابق بالای نتایج حاصل از شبیه‌سازی با نتایج اندازه‌گیری شده فشار اعمالی ساق‌بند پارچه اسپیسر الاستان به ساق پا جوان ورزشکار با دستگاه کیکوهیم را بیان می‌کند. از این مدل سه‌بعدی بیومکانیکی ارائه‌شده می‌توان محصولی مهندسی با خواص راحتی بیشتر به‌منظور پیش‌بینی توزیع فشار اعمالی بین پا و ساق‌بند فشاری تهیه‌شده از پارچه سه‌بعدی الاستان 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 balanceResearch 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 enalution of the compression garment producted from elastic spacer fabrics through real human limb. Journal of Industrial Textile. Publish Online.
5. Kaplan, S. Okur, A. (2012). Termal 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

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]

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. Quanhai, 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 ration 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). شبیه‌سازی بیومکانیکی ساق پای جوان ورزشکار و بررسی فشار اعمالی ساق‌بند اسپیسر الاستان بر اساس روش تن‌سنجی. پژوهش در طب ورزشی و فناوری. ۱۹(۱):۱۳۲-۱۱۵. دی او آی **۱۰.۲۹۲۵۲/jsmt.۱۹.۱.۱۱۵**

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.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.9.1]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.115]