

Comparison of Structural Specifications and Elastic Properties of Iranian Medical Bandages

Yasamin Haririan and Azita Asayesh*

Textile Engineering Department, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic),
Postal Code 1591634311, Tehran, Iran

Received: 28 April 2022, Accepted: 14 August 2022

Abstract

Bandages are a class of medical textiles that are available in different types for various applications such as wound dressing, compression therapy, burn treatment, muscle cramps and sprains. In the present research, the structural characteristics and elastic properties of various types of medical bandages produced by several Iranian companies have been compared. The results of this study indicate that different bandages, which are commercially sold under the same category, reveal non-identical structural and elastic properties, owing to differences in their constructional parameters. Therefore, compression bandages produced by different companies would exert various amount of pressure to the body under constant stretch. In addition, it was observed that warp-knitted compression bandages can create higher pressure than woven samples, due to their higher stiffness (elastic modulus). Moreover, by increasing the weave/knit density as well as increasing the number of elastane yarns in the bandage structure, the stiffness of the bandage enhances, and as a result its ability to apply uniform pressure to the limb for a longer period of time increases. Although the elastic characteristics of most of the bandages investigated in this research are in the standard range, similar medical bandages produced under different trade names have different elastic properties, in a way that bandages with higher initial modulus possess higher tension ratio, and the ones with higher strain percentage have higher working extension. Consequently, the bandages of the same type and different trade names would demonstrate different performance and affect the treatment process.

Keywords: medical bandage, compression bandage, bandage structure, elastic properties

(* To whom correspondence should be addressed.
E-mail: a_asayesh@aut.ac.ir

مقایسه مشخصات ساختاری و خواص کشسانی باندهای پزشکی ایرانی

یاسمین حریریان، آزیتا آسایش*

تهران، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی نساجی، کد پستی ۱۵۹۱۶۳۴۳۱۱

دریافت: ۱۴۰۱/۲/۸، پذیرش: ۱۴۰۱/۵/۲۳

چکیده

باندهای با مدول اولیه بیشتر، درصد نسبت نیروی کشش بیشتر و باندهای با درصد کرنش بیشتر از درصد ازدیاد طول کارکرد بیشتری برخوردار هستند. در نتیجه، باندهایی از یک نوع با نام‌های تجاری متفاوت، در حین استفاده عملکرد متفاوت دارند و بر فرایند درمان اثرگذارند.

واژه‌های کلیدی: باند پزشکی، باند فشاری، ساختار باند، خواص کشسانی

۱ مقدمه

باندهای پزشکی برای اهداف متنوع نظیر نگهداری پانسمان، محافظت و اعمال فشار استفاده می‌شوند. این باندها به ترتیب برای حفظ پانسمان در محل آسیب‌دیده، محافظت و جلوگیری از افزایش تغییر شکل توده بافت هنگام ورم یا جراحت و درمان زخم‌های سیاهرگی پا و واریس به کار می‌روند [۱]. باندهای پزشکی را می‌توان براساس عملکرد آنها به صورت باندهای محافظ سبک، شکل‌پذیر، ارتوپدی و فشاری طبقه‌بندی کرد [۲]. انواع باندهای فشاری با قابلیت کشسانی متفاوت تولید می‌شوند، بنابراین میزان فشار اعمالی به عضو به وسیله این باندها متفاوت

باندها دسته‌ای از منسوجات پزشکی هستند که در انواع مختلف برای کاربردهای متنوع مانند پانسمان زخم، فشاردرمانی، درمان سوختگی، گرفتگی عضلات و رگ‌به‌رگ‌شدن در دسترس هستند. در پژوهش حاضر، ویژگی‌های ساختاری و خواص کشسانی انواع باندهای پزشکی تولید شده توسط چند شرکت داخلی مقایسه شده‌اند. نتایج این مطالعه نشان می‌دهد، باندهایی با کاربرد یکسان که با نام‌های تجاری مختلف به فروش می‌رسند، به دلیل تفاوت پارامترهای ساختاری، خواص ساختاری و کشسانی متفاوت دارند. در نتیجه، باندهای فشاری شرکت‌های مختلف نیز فشارهای متفاوتی را تحت کشش ثابت به عضو وارد می‌کنند. افزون بر این مشاهده شد، باندهای فشاری حلقوی تار به دلیل سفتی (مدول کشسانی) بیشتر در مقایسه با نمونه‌های تار-پودی، فشار بیشتری را ایجاد می‌کنند. همچنین، با افزایش تراکم بافت و تعداد نخ‌های کشسان در ساختار باند، سفتی باند افزایش یافته و در نتیجه قابلیت باند در اعمال فشار یکنواخت به عضو برای مدت طولانی‌تر افزایش می‌یابد. با وجود اینکه مشخصات کشسانی اغلب باندهای بررسی شده در این پژوهش در محدوده استاندارد قرار دارند، اما باندهای مشابه که با نام‌های تجاری مختلف تولید می‌شوند، مشخصات کشسانی متفاوت دارند. بدین ترتیب که

تراکم و طرح بافت پارچه را بر کشسانی، بازگشت پذیری و فشار اعمالی به وسیله پوشش های فشاری با ساختار تار-پودی بررسی کردند. نتایج نشان داد، با افزایش نمره نخ الاستان، کشسانی و درصد بازگشت پارچه در راستای نخ های تار افزایش یافت، در حالی که در جهت پود فقط درصد بازگشت افزوده شد. با افزایش تراکم بافت، جمع شدگی و کشسانی پارچه در امتداد تار و پود کاهش یافت. افزون بر این، افزایش فلوت بافت به افزایش جمع شدگی، کشسانی و بازگشت پارچه در جهت تار و پود پارچه منجر شد. همچنین آن ها دریافتند، در پارچه با نمره نخ الاستان و تراکم بافت بیشتر و اندازه فلوت کوتاه تر، نیروی فشاری بیشتری ایجاد می شود که برای پوشش های فشاری مناسب تر است [۱۰].

Liu و همکاران در سال ۲۰۱۷، به مطالعه فشار منسوجات فشاری در درمان نارسایی های وریدی پرداختند. آن ها باندهای فشاری با خواص فیزیکی متفاوت را تحت آزمون کشش قرار دادند و با یکدیگر مقایسه کردند. نتیجه گیری ها نشان دادند، باندهایی که شامل نخ های این لی با نمره بیشتر بودند، به دلیل ضخیم تر بودن پارچه باند، پایداری بیشتری در حفظ شکل، هنگام استفاده طولانی مدت داشتند. آن ها دریافتند، باندهای با کشسانی کمتر فشار بیشتری اعمال می کنند و آن هایی که بافت متراکم تر، نخ کشسان بیشتر و بافت زنجیری در زمینه دارند، از خواص کشسانی بیشتری برخوردار هستند [۱۱].

Aboalasad و همکاران در سال ۲۰۱۹، میزان فشار اعمال شده به وسیله باندهای فشاری از جنس ویسکوز-پلی آمید، ویسکوز-لاکرا، ۱۰۰٪ پنبه و پنبه-پلی آمید-پلی یورتان را مطالعه کردند. فشار باندها در سه سطح کششی کم، متوسط و زیاد و در سه ناحیه قوزک پا، ساق پا و زیر زانو توسط دستگاه Pico press اندازه گیری شد. با افزایش میزان کشش اعمالی به باند، فشار اعمال شده از سوی باند به پا افزایش یافت که میزان آن در ناحیه قوزک پا بیش از ساق پا و زیر زانو بود. نمودارهای فشار اندازه گیری شده روی پای واقعی در مقایسه با مدل پا دارای نوساناتی بودند. میزان این نوسانات در باندهای پنبه-پلی آمید-پلی یورتان به دلیل قابلیت کشسانی زیاد پلی یورتان کمتر از باندهای ۱۰۰٪ پنبه ای بود [۱۲].

این پژوهشگران در سال ۲۰۲۰ اثر تنش های کششی مکانیکی را بر باندهای فشاری با طرح بافت تافته و از جنس ویسکوز-پلی آمید، ۱۰۰٪ پنبه و پنبه-پلی آمید-پلی یورتان بررسی کردند. کشش باندها در حالت های ایستا (روی مدل پا) و پویا (پای واقعی) در حال حرکت) در دو موقعیت قوزک پا و ساق پا بررسی شد. همچنین نیروی فشاری اعمالی باندها با استفاده از دستگاه Pico press

است. باندهای فشاری بر اساس میزان فشاری که به عضو اعمال می کنند، به چهار دسته باندهای فشار کم، متوسط، زیاد و بسیار زیاد تقسیم می شوند [۳]. باندهای پزشکی که در انواع مختلف با ساختارهای تار-پودی، حلقوی و بی بافت و به شکل کشسان یا غیرکشسان تولید می شوند، ویژگی های متفاوتی دارند [۶-۴]. آن ها اغلب بدون اطلاع پزشک و مصرف کنندگان از مشخصات یاد شده، تجویز و استفاده می شوند. از مهم ترین ویژگی های باندها به ویژه باندهای کشی، قابلیت کشسانی آن هاست [۷]. بررسی ارتباط میان ساختار و خواص کشسانی باند می تواند به طراحی مناسب و ارزیابی عملکرد آن در حین استفاده و کاربرد کمک کند.

در سال های گذشته، مطالعات متعددی در زمینه خواص کشسانی باندها به ویژه باندهای فشاری توسط پژوهشگران انجام شده است. Sikka و همکاران در سال ۲۰۱۴ خواص کشسانی تعدادی باند فشاری با کشسانی زیاد و ساختار تار-پودی (طرح تافته) و حلقوی (توری، حلقه باز و حلقه بسته) را بررسی کردند. آن ها دریافتند، با افزایش نمره نخ کشسان، نیروی گسیختگی در باندهای تار-پودی و حلقوی افزایش می یابد. در میان نمونه های بررسی شده، نمونه حلقوی با ساختار توری و تراکم بافت زیاد، بیشترین نیروی کشیدگی را داشت. مقایسه باندها نشان داد، استفاده بیشتر از نخ های بسیار کشسان در ساختار باند و ساختار متراکم تر نمونه، موجب افزایش قابلیت آن در حفظ شکل اندام در طولانی مدت می شود که برای استفاده مجدد مناسب است [۸].

Manawacharitha و همکاران در سال ۲۰۱۵ خواص کشسانی باندهای فشاری مختلفی را بررسی کردند که از ترکیب پنبه، اسپاندکس و نایلون تهیه شده بودند. در باندهایی که فقط دارای نخ کشسان بودند، پیش از رسیدن به ناحیه قفل شدن باند با افزایش مقدار نخ کشسان، مدول کشسانی باند افزایش یافت. همچنین، در باندهای دارای نخ های غیرکشسان، پس از ناحیه قفل شدن باند، مقدار نخ های غیرکشسان و نیز تراکم نخ های تار و پود بر مقدار مدول کشسانی باند اثرگذار بودند. افزون بر این، میزان ترموج نخ های غیرکشسان بر ازدیاد طول نهایی، مدول کشسانی پیش از ناحیه قفل شدن و عرض این ناحیه نقش داشتند. در این پژوهش، نمونه های تار-پودی به دلیل دارا بودن مدول کشسانی کم پیش از ناحیه قفل شدن و مدول کشسانی بسیار زیاد پس از این ناحیه به عنوان بهترین نوع باند شناخته شدند. در حالی که نمونه های حلقوی تار، به دلیل طولانی شدن ناحیه قفل شدن و ازدیاد طول نهایی بسیار زیاد، مناسب نبودند [۹].

Maqsood و همکاران در سال ۲۰۱۶ تأثیر نمره نخ الاستان،

تولیدکننده در اختیار مصرف‌کنندگان قرار نمی‌گیرد و معمولاً این باندها با تجویز پزشک یا توسط خود مصرف‌کنندگان، بدون آگاهی از مشخصات و تفاوت‌های احتمالی آن‌ها استفاده می‌شوند. هدف از این مطالعه، بررسی مشخصات ساختاری و خواص کشسانی انواع باندهای پزشکی تولیدشده با نام‌های تجاری متعدد است تا در صورت وجود تفاوت در ساختار و ویژگی‌های یک نوع باند تولیدشده توسط شرکت‌های مختلف، این تفاوت‌ها مشخص شوند.

۲ تجربی

۲-۱ تهیه باندها

در این مطالعه انواع باندها شامل باندهای فشاری، زخم‌بندی کنارباخته شکل‌پذیر و سوختگی کنارباخته شکل‌پذیر از سه شرکت داخلی تولیدکننده باندهای پزشکی تهیه شده است. به منظور اجتناب از تبلیغات، از ذکر نام شرکت‌ها صرف نظر شده و باندهای تهیه‌شده از شرکت‌های مختلف با نمادهای S، K و A مشخص شده‌اند.

۲-۲ تعیین مشخصات ساختاری باندها

در این مطالعه ابتدا مشخصات ساختاری باندها از قبیل جنس نخ‌های تشکیل‌دهنده باند، ساختار باند (تاری-پودی یا حلقوی)، طرح بافت، تراکم نخ‌ها و جرم واحد سطح باند تعیین شدند. ساختار و طرح بافت باندها با استفاده از ذره‌بین و تجزیه پارچه بررسی شد. تراکم بافت نمونه‌های تاری-پودی براساس استاندارد ASTM D3775 [۱۶]، تراکم بافت نمونه‌های حلقوی براساس استاندارد ASTM D8007 [۱۷] و جرم واحد سطح نمونه‌ها براساس استاندارد ASTM D3776 [۱۸] اندازه‌گیری و تعیین شدند.

۲-۳ تعیین مشخصات کشسانی باندها

خواص کشسانی باندها با استفاده از دستگاه کشش Instron 5566 و براساس استاندارد BS 7505 [۱۹] ارزیابی شدند. در این روش، نمونه دو بار و بدون مکث تا نیروی ازپیش‌معین T_1 کشیده می‌شود. این نیرو که حداکثر کشش اعمال‌شده به باند در طول آزمایش است، از ضرب T_{max} (جدول ۱) درعرض باند محاسبه می‌شود. نمونه‌ای از منحنی‌های نیرو-ازدیاد طول باند در شکل ۱ نشان داده شده است. با مراجعه به دومین منحنی برگشت، افزایش طول نمونه در حداکثر نیروی کشش T_1 (I_1) و افزایش طول نمونه در نیروی کشش کارکرد T_2 (I_2) به دست می‌آید. نیروی کشش

معادله لاپلاس روی پای واقعی در شرایط یادشده اندازه‌گیری شد. برای رسیدن به تنش استاندارد باند، بیشترین درصد کشیدگی برای باند پنبه-پلی‌آمید-پلی‌یورتان با سامانه باندپیچی دولایه به دلیل وجود نخ‌های رشته‌ای کشسان پلی‌یورتان و کمترین مقدار برای باند پنبه‌ای خالص با نخ‌های محکم تابیده با سه‌لایه باندپیچی روی عضو گزارش شد. بیشترین و کمترین نیروی فشاری اندازه‌گیری‌شده به وسیله دستگاه Pico press و محاسبه‌شده با معادله لاپلاس به ترتیب برای باند پنبه‌ای خالص با باندپیچی سه‌لایه و ویسکوز-پلی‌آمید با باندپیچی دولایه بود که به زاویه بافت و منافذ بیشتر پارچه باند در نمونه ویسکوز-پلی‌آمید نسبت به پنبه‌ای خالص مربوط می‌شود [۱۳].

Kumar و همکاران در سال ۲۰۱۴، اثر جنس و ساختار باندهای فشاری را بر تغییرات فشار اعمالی باند به عضو در طول زمان بررسی کردند. بدین منظور باندهای فشاری مختلف از جنس پنبه، ویسکوز، پلی‌استر، پنبه-لاکرا و پلی‌استر-لاکرا، با تراکم نخ متفاوت در حالت ایستا بررسی شدند. باندهای از جنس پنبه و ویسکوز در هشت ساعت اولیه آزمایش، بیش از ۸۰٪ کاهش فشار نشان دادند. میزان کاهش فشار این باندها زمانی که با کشش زیادتری پیچیده شده بودند، بیشتر بود. همچنین در باندهای با تراکم بافت بیشتر، کاهش فشار کمتری مشاهده شد. نتیجه‌گیری‌ها نشان داد، باندهایی که در ساختار آن‌ها از نخ‌های کشسان استفاده شده است، قابلیت حفظ فشار یکنواخت را برای مدت طولانی‌تری دارا بوده و در درمان مؤثرتر هستند [۱۴].

Ghosh و همکاران در سال ۲۰۰۸، اثر خزش پارچه باند، اصطکاک بین لایه‌ها و زاویه باندپیچی را بر فشار اعمالی باندها و پوشاک فشاری بررسی کردند. آن‌ها دریافتند، با افزایش خزش باند و کاهش نیروی اصطکاک میان لایه‌ها، میزان افت فشار باند افزایش می‌یابد. افزایش زاویه باندپیچی هم به دلیل کاهش تعداد لایه‌های باند در یک نقطه مشخص، موجب کاهش فشار اعمالی آن می‌شود. افزون بر موارد یادشده، قطر عضو باندپیچی‌شده و میزان کشش اعمالی به باند در هنگام باندپیچی نیز بر فشار اعمالی مؤثر هستند. مقایسه بین باندها و لباس‌های فشاری نشان داد، لباس‌های فشاری به دلیل ساختار مترکم‌تر و نیز درصد نخ کشسانی بیشتر در ساختار آن‌ها، قابلیت اعمال فشار یکنواخت‌تری دارند و برای استفاده مکرر و نگه‌داشتن بهتر عضو، مناسب‌تر از باندهای فشاری هستند [۱۵].

امروزه انواع مختلفی از باندهای پزشکی توسط شرکت‌های متعدد تولید و با نام‌های تجاری متنوع در درمان‌های مختلف استفاده می‌شوند. اطلاعات طبقه‌بندی‌شده درباره مشخصات باندها توسط شرکت‌های

جدول ۱- میزان کشش در واحد عرض برای استفاده در آزمون کشش باندها [۱۹].

نوع باند	حداکثر نیروی کشش بر واحد عرض، T_{max} (N.cm ⁻¹)	نیروی کشش کارکردی بر واحد عرض، T_w (N.cm ⁻¹)
کناریافته شکل پذیر	۰/۳۲	۰/۲۵
کشی فشار متوسط	۱	۰/۷۵
کشی فشار زیاد	۱/۳۳	۱

اختلاف ازدیاد طول (F) با توجه به معادلات (۳) تا (۵) محاسبه می شوند:

$$S = \frac{T_3}{T_2} \times 100 \quad (۳)$$

$$E = \frac{l_2}{L_1} \times 100 \quad (۴)$$

$$F = \frac{l_1 - l_2}{L_2} \times 100 \quad (۵)$$

نسبت کشش، عبارت از درصد نیروی باقی مانده به هنگامی است که ۳٪ از طول نمونه در حال استفاده کم شود. این نسبت، مشخص کننده تغییرات فشار زیر باند ناشی از تغییرات ناچیز در محیط عضو (برای مثال هنگام راه رفتن) است.

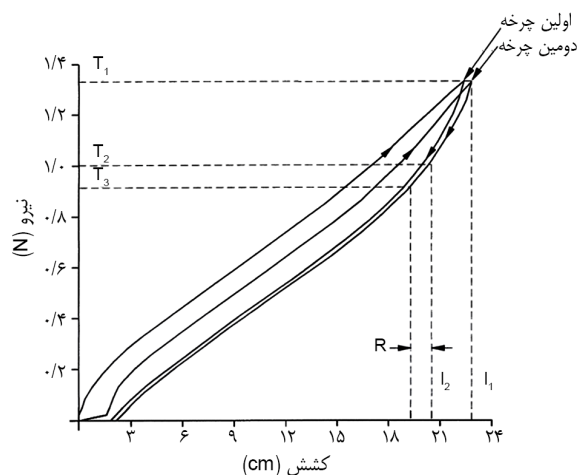
ازدیاد طول کارکرد، افزایش طول در حالتی است که باند تحت نیروی کشش کارکرد قرار می گیرد و برحسب درصدی از طول اولیه بیان می شود. ضریب اختلاف ازدیاد طول، اختلاف میان طول در حداکثر کشش و کشش کارکردی است و به صورت درصدی از طول نمونه در کشش کارکردی بیان می شود [۲۰].

در این مطالعه آزمایش کشش برای سه نمونه از هر نوع باند مطابق روش پیش گفته در استاندارد اجرا شد. آزمون کشش در محیط آزمایشگاه با رطوبت نسبی ۶۵٪ و دمای ۲۲ °C انجام شد. با توجه به منحنی های حاصل، مشخصات کشسانی باندها از قبیل درصد نسبت کشش، درصد ازدیاد طول کارکردی و درصد ضریب اختلاف ازدیاد طول محاسبه شدند.

۳ نتایج و بحث

۳-۱ بررسی ساختاری باندها

در بررسی ساختار باندهای مطالعه شده در این پژوهش مشخص شد،



شکل ۱- نمونه ای از نمودار نیرو-ازدیاد طول باند کشی فشار زیاد [۱۹].

کارکرد، برای رسیدن فشار زیر باند برحسب نوع آن به بالاترین حد، مورد نیاز است. این نیروی کششی از حاصل ضرب عرض باند در نیروی کشش کارکرد بر واحد عرض (T_w)، مطابق جدول ۱ محاسبه می شود.

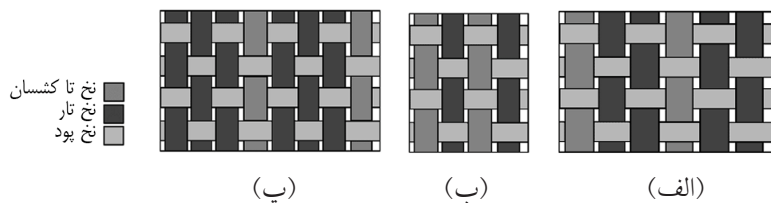
طول کارکرد (L_2)، طول نمونه در حالتی است که نیروی کشش کارکرد به باند اعمال می شود. این طول از معادله (۱) قابل محاسبه است:

$$L_2 = L_1 + I_2 \quad (۱)$$

در این معادله، L_1 طول اولیه نمونه و برابر ۲۰۰ mm است. مطابق استاندارد BS 7505، پس از محاسبه مقدار R که عبارت از ۳٪ از L_2 (معادله (۲)) است، مقدار $I_2 - R$ محاسبه می شود. با پیدا کردن $I_2 - R$ روی دومین منحنی برگشت، مقدار T_3 به دست می آید:

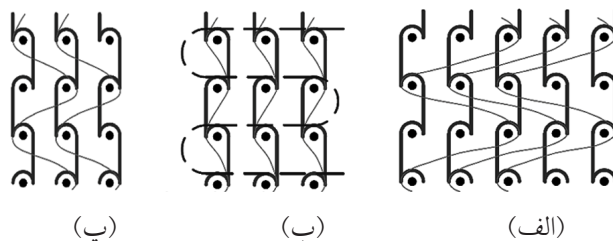
$$R = 3\% L_2 \quad (۲)$$

در ادامه، نسبت کشش (S)، ازدیاد طول کارکرد (E) و ضریب



شکل ۲- طرح بافت باندهای با ساختار تار-پودی: (الف) S1، (ب) S2 و (پ) A1.

- باندهای فشاری با فشار متوسط گروه K و S در تمام خواص از جمله ساختار باند، نوع نخ‌های تشکیل‌دهنده، تراکم نخ‌ها و جرم واحد سطح متفاوت هستند.
 - باندهای فشاری با فشار زیاد گروه K و S در تمام ویژگی‌ها مانند ساختار باند، نوع نخ‌های تشکیل‌دهنده، تراکم نخ‌ها و جرم واحد سطح با هم تفاوت دارند.



شکل ۳- طرح بافت باندهای با ساختار حلقوی تار: (الف) K1، (ب) K2 و (پ) K3، K4، K5، S3 و S4.

۳-۳ نتایج آزمون کششی

۳-۳-۱ مقایسه کشسانی باندهای زخم‌بندی کناربافته شکل پذیر

نمودارهای میانگین تنش-کرنش باندهای زخم‌بندی کناربافته شکل‌پذیر مختلف در شکل ۴ نشان داده شده است. هر سه باند تقریباً مدول اولیه یکسانی دارند و با اختلاف ناچیز، مدول اولیه S3 (۰/۴۴ N/m) در مقایسه با K3 (۰/۵ N/m) و K4 (۰/۷ N/m) کمتر است. با توجه به یکسان بودن ساختار و طرح بافت هر سه باند، این اختلاف جزئی را می‌توان به تراکم کمتر نمونه S3 در مقایسه با K3 و K4 نسبت داد. به عبارت دیگر، این باند در برابر کشیدگی مقاومت کمتری نشان می‌دهد و بنابراین مدول اولیه کمتری دارد.

۳-۳-۲ مقایسه کشسانی باندهای سوختگی کناربافته شکل پذیر

نمودارهای میانگین تنش-کرنش باندهای سوختگی کناربافته شکل‌پذیر در شکل ۵ نشان داده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، با اعمال تنش یکسان، کرنش بیشتری در باند سوختگی A1 در مقایسه با باندهای سوختگی S4 و K5 ایجاد می‌شود. به عبارت دیگر، مدول اولیه باند A1 (۰/۲ N/m) کمتر از مدول اولیه باندهای K5 (۰/۷۱ N/m) و S4 (۱/۰۳ N/m) دو شرکت دیگر است. دلیل این مسئله را می‌توان به تراکم پارچه و میزان نخ کش در ساختار باند نسبت داد. بررسی ساختار این باندها (جدول ۳) نشان می‌دهد، باند A1 که دارای ساختار تار-پودی است از تراکم تار کمتری در مقایسه با تراکم ردیف در باندهای K5 و S4 با ساختار حلقوی برخوردار است. از طرفی، نسبت نخ کش به نخ تار در باند A1، ۱ به ۳ است، در حالی که در باند K5 و S4، بافت زمینه

برخی از آن‌ها دارای ساختار تار-پودی و برخی دارای ساختار حلقوی تار هستند. طرح بافت باندهای با ساختار تار-پودی در شکل ۲ نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، تمام باندها دارای بافت ساده هستند و خاصیت کشسانی آن‌ها با استفاده از نخ‌های تار کشسان ایجاد شده است. نسبت نخ‌های تار به نخ‌های تار کشسان در نمونه‌های S1 و S2 و A1 به ترتیب برابر با ۱:۱، ۲:۱ و ۳:۱ بود.

شکل ۳، ساختار باندهای حلقوی را نشان می‌دهد. تمام باندهای این گروه دارای بافت زمینه زنجیری (عمدتاً از نخ‌های کشسان) هستند که با نخ‌های این‌لی به هم متصل شده‌اند. افزون بر این، در نمونه K2 از نخ‌های پود در عرض باند نیز استفاده شده است. مشخصات ساختاری باندهای بررسی‌شده در جدول ۲ ارائه شده است.

۳-۳-۲ مقایسه مشخصات باندهای پزشکی شرکت‌های مختلف

ویژگی‌های ساختاری انواع باندهای پزشکی تولیدشده با نام‌های تجاری مختلف به شرح زیر است:

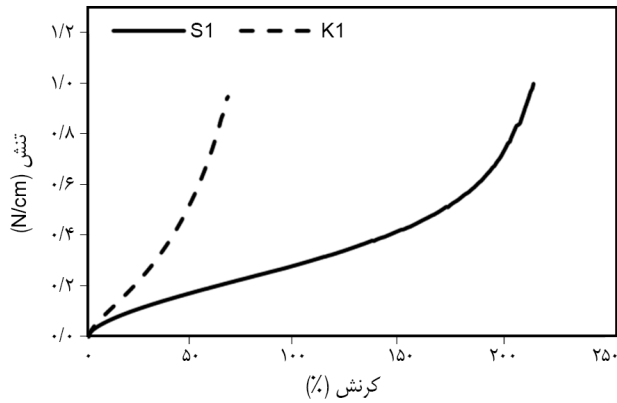
- باندهای زخم‌بندی کناربافته شکل‌پذیر گروه K و S از نظر ساختار و طرح بافت یکسان هستند، اما در نوع نخ‌های تشکیل‌دهنده، تراکم حلقه‌ها و جرم واحد سطح متفاوت هستند.
 - باندهای سوختگی کناربافته شکل‌پذیر گروه K و S از نظر ساختار نمونه و طرح بافت یکسان هستند، اما در نوع نخ‌های تشکیل‌دهنده، تراکم حلقه‌ها و جرم واحد سطح تفاوت دارند. افزون بر این، ساختار این باندها با باند سوختگی گروه A نیز متفاوت است.

جدول ۲- مشخصات ساختاری باندهای کشی.

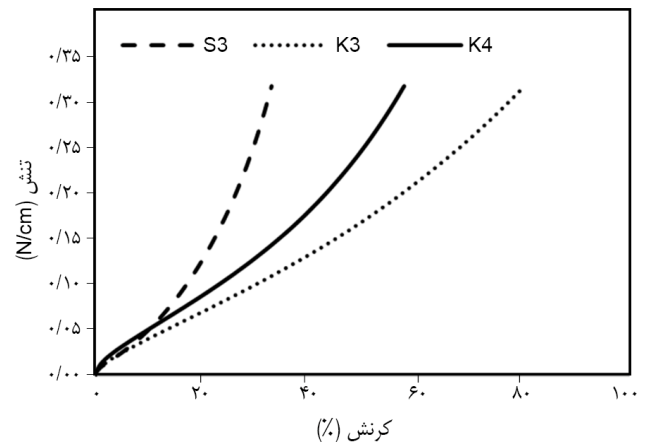
کد نمونه	نوع باند	طرح بافت	ساختار بافت	درصد هر نخ	نخ‌های تشکیل دهنده	ضخامت (mm)	وزن واحد سطح (g.m ⁻²)	تراکم (cm ²)	
								رج×ردیف	تار×پود
K1	فشار متوسط		حلقوی تاری	۸۹٪ پلی استر ۱۱٪ کش پلی یورتان	نخ زمینه: اسپاندکس (پلی استر مینگل شده با پلی یورتان) نخ این‌لی: پلی استر	۰/۴۵	۷۸/۰	۶/۵×۵	۴×۱۹/۵
K2	فشار زیاد		حلقوی تاری	۷۰٪ پلی استر ۳۰٪ کش پلی یورتان	نخ زمینه: اسپاندکس (پلی استر مینگل شده با پلی یورتان) نخ این‌لی: پلی یورتان نخ پود: پلی استر	۰/۸۶	۲۷۵/۳	۳×۱۱/۵	۸×۲۰
K3	زخم‌بندی کناربافته شکل‌پذیر		حلقوی تاری	۵۵٪ پنبه ۴۵٪ پلی آمید	نخ زمینه: پلی آمید نخ این‌لی: پنبه	۰/۳۶	۴۰/۰	۲/۵×۱۰	۳/۵×۷
K4	زخم‌بندی کناربافته شکل‌پذیر		حلقوی تاری	۶۰٪ پنبه ۳۱٪ پلی استر ۹٪ لاکرا	نخ زمینه: اسپاندکس (پلی استر مینگل شده با لاکرا) نخ این‌لی: پنبه	۰/۴۲	۵۵/۶	۲/۵×۹	۳/۵×۹/۵
K5	سوختگی کناربافته شکل‌پذیر		حلقوی تاری	۵۵٪ پنبه ۳۴٪ پلی استر ۱۱٪ لاکرا	نخ زمینه: اسپاندکس (پلی استر مینگل شده با لاکرا) نخ این‌لی: پنبه	۰/۴۲	۵۷/۶	۳×۷	۲/۵×۷/۵
S1	فشار متوسط		تاری-پودی	۴۱٪ پنبه ۵۳٪ پلی استر ۶٪ لاکرا	نخ پود: دولا پنبه نخ تار: پلی استر نخ تار کشسان: لاکرا	۰/۸۲	۲۵۰/۸	۴×۱۹/۵	۲/۵×۷/۵
S2	فشار زیاد		تاری-پودی	۴۱/۵٪ پنبه ۴۷/۸٪ پلی استر ۱۰/۷٪ لاکرا	نخ پود: دولا پنبه نخ تار: پلی استر نخ تار کشسان: لاکرا	۰/۶۲	۲۴۶/۰	۸×۲۰	۲/۵×۷/۵
S3	زخم‌بندی کناربافته شکل‌پذیر		حلقوی تاری	۶۲٪ پنبه ۳۸٪ پلی آمید	نخ زمینه: پلی آمید نخ این‌لی: پنبه	۰/۴۸	۴۸/۰	۳/۵×۷	۲/۵×۷/۵
S4	سوختگی کناربافته شکل‌پذیر		حلقوی تاری	۶۲٪ پنبه ۳۸٪ پلی آمید	نخ زمینه: پلی آمید نخ این‌لی: پنبه	۰/۷۴	۷۴/۴	۳/۵×۹/۵	۲/۵×۷/۵
A1	سوختگی کرب		تاری-پودی	۹۶٪ پنبه ۴٪ پلی آمید	نخ پود: دولا پنبه نخ تار: پنبه نخ تار کشسان: پلی آمید با مغزه لاستیک	۰/۸۵	۱۷۲/۹	۲/۵×۷/۵	۲/۵×۷/۵

بیش از ساختار تاری-پودی است. در نتیجه، باند A1 به دلیل تراکم کمتر نخ تار و نخ کش، مقاومت کمتری در برابر ازدیاد طول نشان

(ردیف‌های بافت زنجیری) با استفاده از نخ کشسان (اسپاندکس) بافته شده است. بنابراین، تراکم نخ کش در ساختارهای حلقوی



شکل ۶- نمودار تنش- کرنش باندهای فشار متوسط.

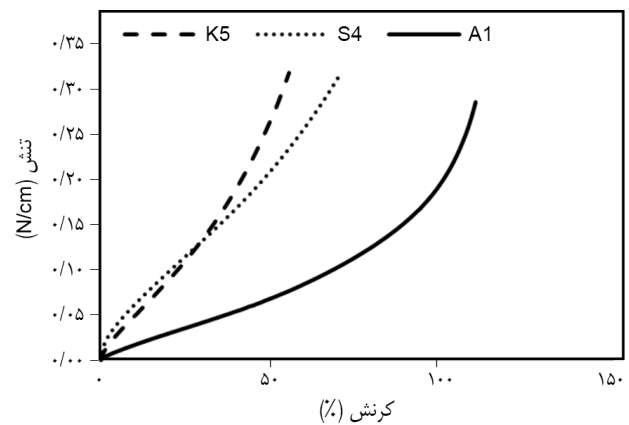


شکل ۴- نمودار تنش- کرنش باندهای زخم‌بندی کناربافته شکل‌پذیر.

می‌دهد و از این رو مدول اولیه کمتری دارد. همچنین، با توجه به شکل ۵ مدول اولیه باند S4 بیش از مدول اولیه باند K5 است. دلیل این مسئله نیز بیشتر بودن تراکم ردیف باند S4 در مقایسه با باند K5 است (جدول ۳).

۳-۳-۳ مقایسه کشسانی باندهای فشار متوسط

نمودارهای میانگین تنش-کرنش باندهای فشار متوسط K1 و S1 در شکل ۶ نشان داده شده است. با توجه به شکل، با اعمال کرنش یکسان، تنش بیشتری در نمونه K1 در مقایسه با نمونه S1 ایجاد می‌شود. به عبارت دیگر، مدول اولیه K1 ($1/8 \text{ N/m}$)، بیش از مدول اولیه S1 ($1/1 \text{ N/m}$) است. بررسی ساختار این دو باند (جدول ۳) نشان می‌دهد، باند S1 که دارای ساختار تار-پودی است از تراکم تار کمتری در مقایسه با تراکم ردیف در باند K1 با ساختار



شکل ۵- نمودار تنش-کرنش باندهای سوختگی کناربافته شکل‌پذیر.

جدول ۳- مشخصات کشسانی باندهای بررسی شده.

نام باند	کد باند	نوع باند	نسبت کشش، S (%)	ازدیاد طول کارکردی، E (%)	ضریب اختلاف ازدیاد طول، F (%)
زخم‌بندی	K3	پانسما کناربافته شکل‌پذیر	۸۱	۸۲/۳۷	۲/۷۵
	K4	پانسما کناربافته شکل‌پذیر	۷۸/۸۱	۵۵/۶۱	۱/۸۲
	S3	پانسما کناربافته شکل‌پذیر	۵۴/۹۳	۳۲/۳۲	۰/۸۱
سوختگی	S4	سوختگی کناربافته شکل‌پذیر	۸۳/۸۷	۶۶/۷۷	۲/۵۸
	A1	سوختگی کرپ	۶۵/۰۳	۱۱۸/۳۸	۰/۷۸
	K5	سوختگی کناربافته شکل‌پذیر	۷۵/۸۷	۵۶/۸۷	۱/۵۲
کشی	K1	فشار متوسط	۷۲/۰۸	۷۱/۷۳	۱/۴۳
	K2	فشار زیاد	۹۳/۲۷	۵۳/۱۲	۸/۴۹
	S1	فشار متوسط	۷۵/۲	۲۱۷/۹۵	۱/۷۱
	S2	فشار زیاد	۹۰/۶	۲۱۴/۲۷	۲/۷۴

جدول ۴- محدوده مجاز برای مشخصات کشسانی باند [۱۸].

نوع باند	نسبت کشش، S (%)	ازدیاد طول کارکردی، E (%)	ضریب اختلاف ازدیاد طول، F (%)
کناربافته شکل پذیر	حداقل ۴۰	حداقل ۲۵	حداقل ۰/۵
کشی فشار متوسط	حداقل ۷۰	۱۵۰-۳۵	حداقل ۲
کشی فشار زیاد	حداقل ۸۵	۱۵۰-۳۵	حداقل ۴

استفاده شده است که خود موجب افزایش مقاومت باند در برابر ازدیاد طول می‌شود. از این رو با توجه به این موارد، باند S2 به دلیل تراکم کمتر نخ تار و نخ کش، مقاومت کمتری در برابر ازدیاد طول نشان می‌دهد و بنابراین مدول اولیه کمتری دارد.

۳-۳-۵ مقایسه خواص کشسانی باندهای پزشکی مختلف

مقادیر مشخصات کشسانی باندها از قبیل نسبت کشش، ازدیاد طول کارکردی و ضریب اختلاف ازدیاد طول در جدول ۳ ارائه شده است. براساس استاندارد، مشخصات کشسانی باندها باید در محدوده‌های یادشده در جدول ۴ باشند. بررسی جدول‌های ۳ و ۴ نشان می‌دهد، مشخصات کشسانی تمام باندهای کناربافته شکل پذیر در محدوده استاندارد است. فقط در باندهای کشی، ازدیاد طول کارکردی و ضریب اختلاف ازدیاد طول باند کشی فشار متوسط و فشار زیاد (S1 و S2)، همچنین ضریب اختلاف ازدیاد طول باند کشی فشار متوسط K1 از استاندارد پیروی نمی‌کنند.

۳-۳-۵-۱ مقایسه نسبت نیروی کشش باندهای پزشکی شرکت‌های مختلف

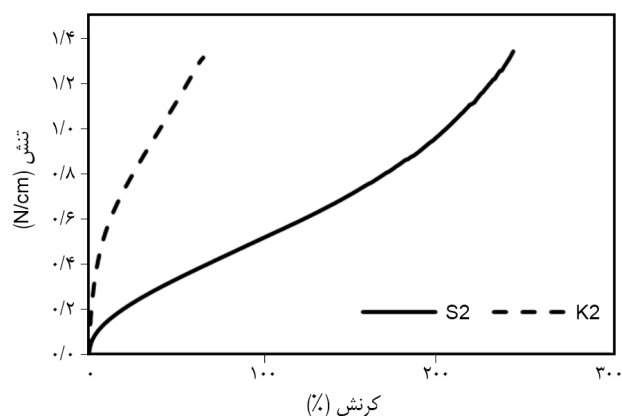
شکل ۸، نسبت نیروی کشش باندهای پزشکی مختلف را نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، باندهای پانسمان کناربافته شکل پذیر K3 و K4، نسبت نیروی کشش بیشتری در مقایسه با باند S3 دارند. همچنین، باند سوختگی کناربافته شکل پذیر S4 از نظر نسبت نیروی کشش بیشترین و باند سوختگی کرپ A1 کمترین مقدار را دارند. باندهای کشی فشار زیاد نیز از نسبت نیروی کشش بیشتری در مقایسه با باندهای فشار متوسط برخوردار هستند.

روند مشاهده شده برای درصد نسبت نیروی کشش با مدول اولیه باندها تطابق و هماهنگی دارد (شکل ۹). می‌توان گفت، باندهایی که مدول اولیه بیشتری دارند، درصد نسبت نیروی کشش بیشتری نشان می‌دهند. به عبارت دیگر، هرچه سختی باند بیشتر باشد، درصد نیروی باقی‌مانده، هنگامی که ۳٪ از طول نمونه کارکردی کم شود، افزایش می‌یابد. در میان باندهای بررسی شده، رابطه خطی با میزان

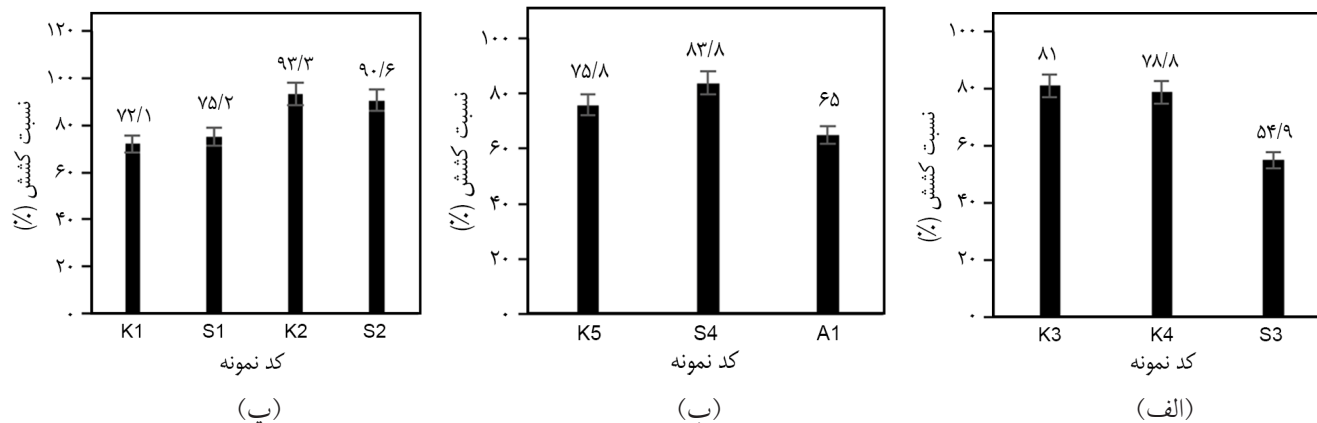
حلقوی برخوردار است. از طرفی، نسبت نخ کش به نخ تار در باند S1، ۱ به ۲ است، در حالی که در باند K1، بافت زمینه (ردیف‌های بافت زنجیری) با استفاده از نخ کشسان (اسپاندکس) بافته شده است. بنابراین، تراکم نخ کش در ساختار حلقوی بیش از ساختار تار-پودی است. در نتیجه، باند S1 به دلیل تراکم کمتر نخ تار و نخ کش، مقاومت کمتری در برابر ازدیاد طول نشان می‌دهد و بنابراین مدول اولیه کمتری دارد.

۳-۳-۴ مقایسه کشسانی باندهای فشار زیاد

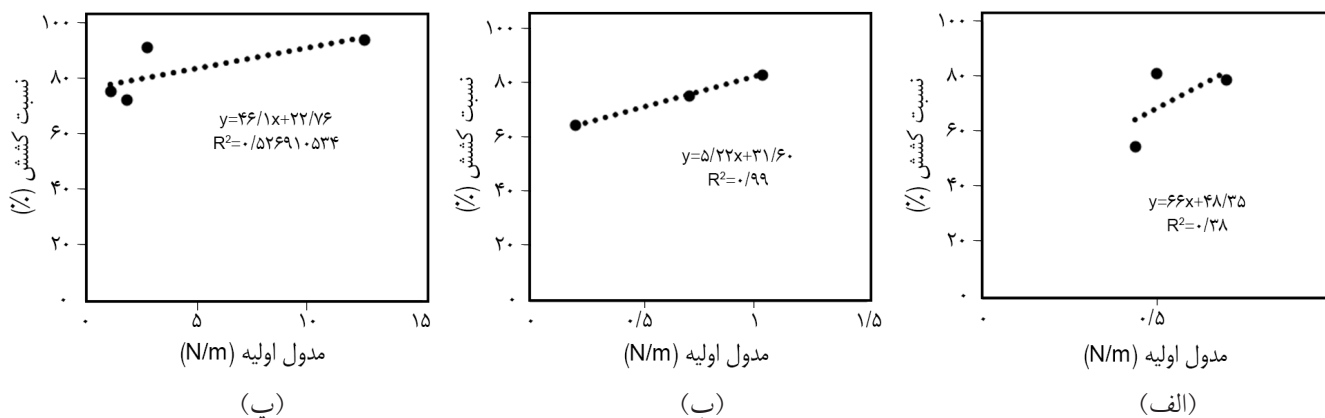
شکل ۷ نمودارهای میانگین تنش-کرنش باندهای فشار زیاد K2 و S2 را نشان می‌دهد. با توجه به شکل، با اعمال کرنش یکسان، تنش بیشتری در نمونه K2 در مقایسه با نمونه S2 ایجاد می‌شود. به عبارت دیگر، مدول اولیه K2 (۱۲/۴ N/m)، بیش از مدول اولیه S2 (۲/۷ N/m) است. بررسی ساختار این دو باند (جدول ۳) نشان می‌دهد، باند S2 که دارای ساختار تار-پودی بوده از تراکم تار کمتری در مقایسه با تراکم ردیف در باند K2 با ساختار حلقوی برخوردار است. از طرفی، نسبت نخ کش به نخ تار در باند S2، ۱ به ۱ است. در حالی که در باند K2، بافت زمینه (ردیف‌های بافت زنجیری) با استفاده از نخ کشسان (اسپاندکس) بافته شده است. در نتیجه، تراکم نخ کش در ساختار حلقوی بیش از ساختار تار-پودی است. همچنین در ساختار K2، از نخ کش برای این‌لی



شکل ۷- نمودار تنش-کرنش باندهای فشار زیاد.



شکل ۸- نسبت کشش باندها: (الف) باندهای کناررفته شکل پذیر، (ب) باندهای سوختگی و (پ) باندهای کشی.



شکل ۹- ارتباط بین نسبت کشش و مدول کشسانی باند: (الف) باندهای کناررفته شکل پذیر، (ب) باندهای سوختگی و (پ) باندهای کشی.

کرشش باندها ارتباط خطی دارد (شکل ۱۱). به عبارت دیگر، باندهایی که درصد کرش بیشتری دارند، درصد ازدیاد طول کارکردی بیشتری نشان می دهند.

همبستگی زیادی بین درصد نسبت نیروی کشش و مدول باند، در باندهای سوختگی کناررفته شکل پذیر مشاهده می شود.

۳-۳-۳-۳ مقایسه ضریب اختلاف ازدیاد طول باندهای پزشکی

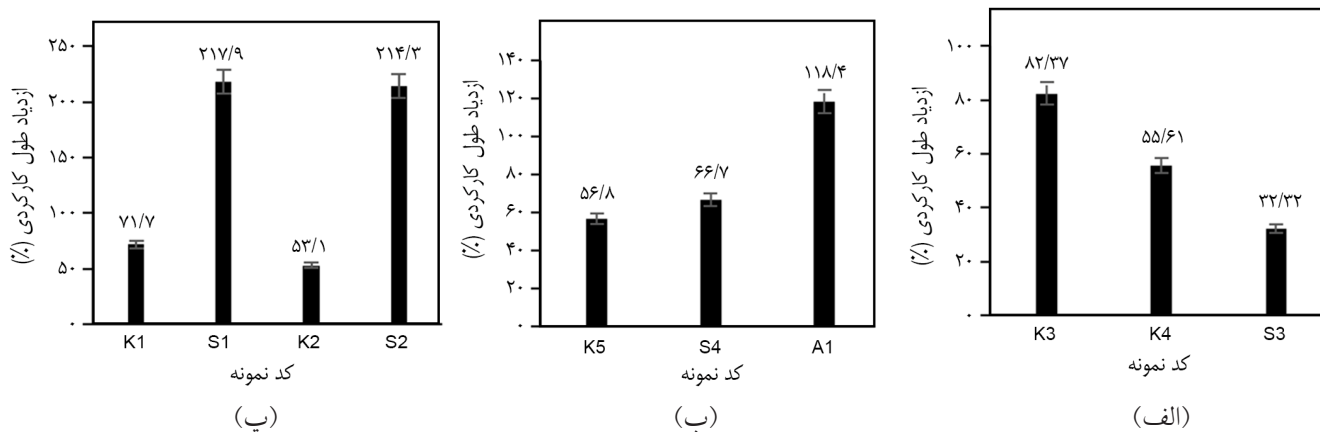
شرکت های مختلف

شکل ۱۲، ضریب اختلاف ازدیاد طول باندهای پزشکی مختلف را نشان می دهد. باندهای پانسمان کناررفته شکل پذیر گروه K، درصد ضریب اختلاف ازدیاد طول بیشتری از باند مشابه در گروه S دارند. باندهای سوختگی کناررفته شکل پذیر K و S از درصد ضریب اختلاف ازدیاد طول بیشتر در مقایسه با باند سوختگی کرپ A برخوردار هستند. در میان باندهای کشی بررسی شده، باند فشار زیاد K2 از درصد ضریب اختلاف ازدیاد طول بیشتری در مقایسه با سایر باندها برخوردار است.

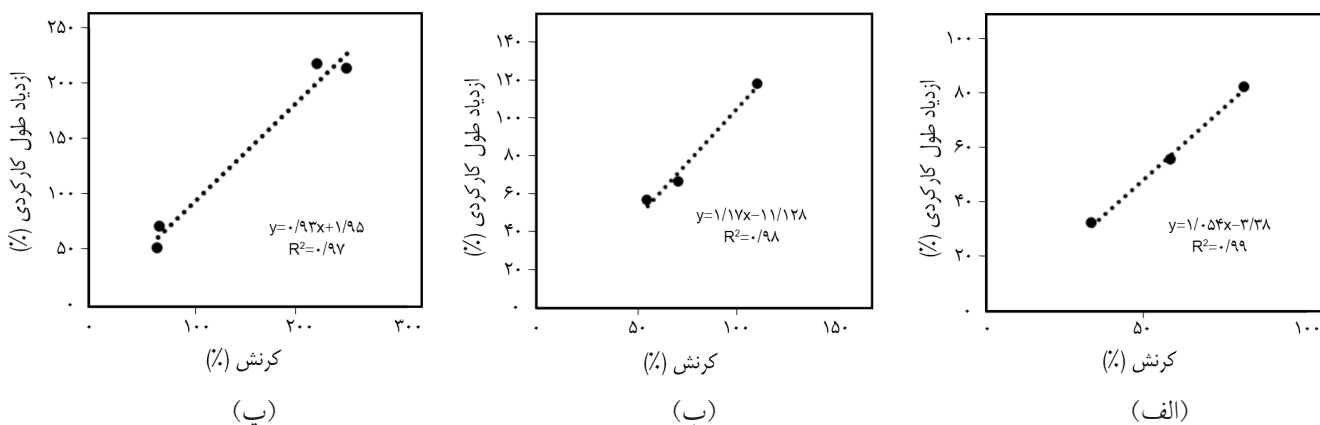
۳-۳-۳-۲ مقایسه ازدیاد طول کارکردی باندهای پزشکی شرکت های مختلف

مختلف

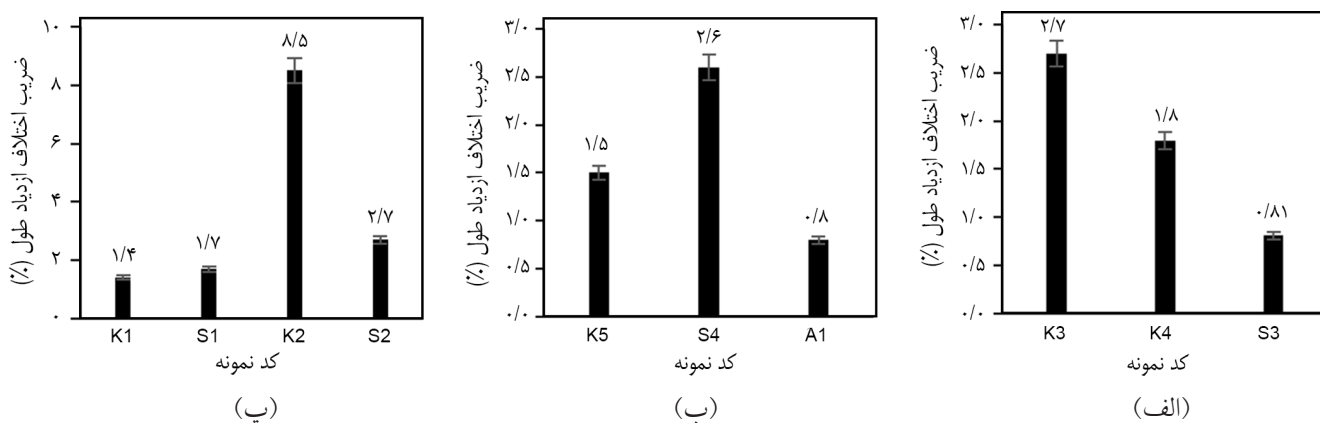
شکل ۱۰، ازدیاد طول کارکردی باندهای پزشکی مختلف را نشان می دهد. باندهای پانسمان کناررفته شکل پذیر از نظر درصد ازدیاد طول کارکردی با یکدیگر متفاوت بوده و باند K3 بیشترین و باند S3 کمترین مقدار را دارد. در میان باندهای سوختگی نیز باند سوختگی کرپ A1 بیشترین و باند کناررفته شکل پذیر K5 کمترین مقدار را دارد. باندهای کشی فشار متوسط و فشار زیاد گروه S نیز از درصد ازدیاد طول کارکردی بیشتری در مقایسه با نمونه های مشابه گروه K برخوردار هستند. روند مشاهده شده برای درصد ازدیاد طول کارکردی با میزان



شکل ۱۰- ازدیاد طول کارکردی باندها: (الف) باندهای کناررفته شکل پذیر، (ب) باندهای سوختگی و (پ) باندهای کشی.



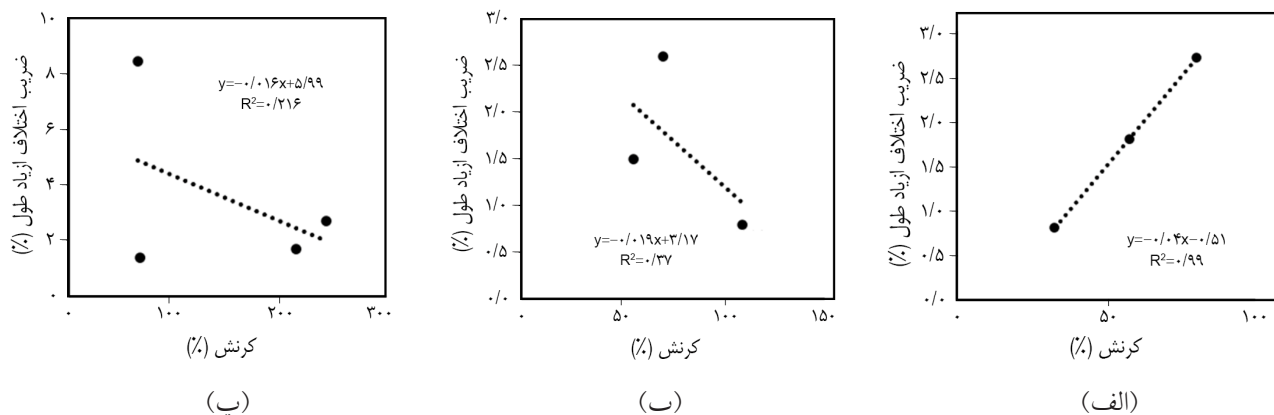
شکل ۱۱- ارتباط ازدیاد طول کارکردی با کرنش باند: (الف) باندهای کناررفته شکل پذیر، (ب) باندهای سوختگی و (پ) باندهای کشی.



شکل ۱۲- ضریب اختلاف ازدیاد طول باندها: (الف) باندهای کناررفته شکل پذیر، (ب) باندهای سوختگی و (پ) باندهای کشی.

کرنش باندهای کناررفته شکل پذیر مشاهده می شود، در حالی که برای باندهای سوختگی و باندهای کشی روند مشخصی دیده نمی شود.

شکل ۱۳ ارتباط ضریب اختلاف ازدیاد طول با کرنش باندهای پزشکی مختلف را نشان می دهد. با توجه به شکل، رابطه خطی با میزان همبستگی زیادی میان درصد ضریب اختلاف ازدیاد طول و



شکل ۱۳- ارتباط ضریب اختلاف ازدیاد طول با کرنش باند: (الف) باندهای کناربافته شکل پذیر، (ب) باندهای سوختگی و (پ) باندهای کشی.

فشار متوسط، فشار بیشتری به عضو اعمال می‌کنند. افزون بر این با اعمال کشش یکسان، باندهای فشاری حلقوی فشار بیشتری در مقایسه با باندهای تار-پودی به عضو اعمال می‌کنند. از طرفی، با افزایش تراکم بافت و درصد نخ‌های کشسان در ساختار باند، مقاومت باند در برابر ازدیاد طول افزایش می‌یابد. در نتیجه، باند می‌تواند مدت طولانی‌تری فشار یکنواخت به عضو اعمال کند و در درمان مؤثرتر خواهد بود. اگر چه مشخصات کشسانی اغلب باندهای بررسی شده در این پژوهش، در محدوده استاندارد است. اما باندهایی که مدول اولیه بیشتری دارند، درصد نسبت نیروی کشش بیشتری نشان می‌دهند و باندهایی که درصد کرنش بیشتری دارند از درصد ازدیاد طول کارکردی بیشتری برخوردارند. بنابراین می‌توان گفت، باندهایی از یک نوع و با نام‌های تجاری متفاوت، عملکرد متفاوتی در فرایند درمان نشان می‌دهند.

۴ نتیجه گیری

از آنجا که پارامترهای ساختاری باندهای پزشکی بر خواص کشسانی و در نهایت عملکرد آنها در حین کاربرد اثر می‌گذارد، در این پژوهش، ویژگی‌های ساختاری و خواص کشسانی انواع باندهای پزشکی تولیدشده توسط شرکت‌های داخلی بررسی و مقایسه شده است. نتایج نشان می‌دهد، باندهایی از یک نوع که توسط شرکت‌های مختلف تولید می‌شوند، با وجود شباهت‌هایی در ساختار پارچه، خواص ساختاری و فیزیکی متفاوت دارند. باندهای فشاری از یک نوع و تولیدشده با نام‌های تجاری مختلف نیز خواص کشسانی متفاوتی نشان می‌دهند. بنابراین، در حین استفاده فشار متفاوتی به عضو اعمال می‌کنند. همچنین، به دلیل بیشتر بودن مدول کشسانی در باندهای فشار زیاد، این باندها در مقایسه با باندهای

مراجع

- [1] S. Rajendran, "Bandaging and pressure garments: an overview", in *Medical Textiles and Biomaterials for Healthcare*, S.C. Anand, J.F. Kennedy, M. MirafTAB, and S. Rajendran Eds., 1st ed., Cambridge: Woodhead, 2006, pp. 211-216.
- [2] A.R. Horrocks and S.C. Anand, *Handbook of Technical Textiles*, 1st ed., Cambridge: Woodhead, 2000, pp. 410-412.
- [3] S. Rajendran and S.C. Anand, "Developments in medical textiles", *Text. Prog.*, vol. 32, no. 4, pp. 1-42, 2002.
- [4] S.C. Anand and S. Rajendran, "Textile materials and products for healthcare and medical applications", in *Textile and Clothing Management*, R. Nandagopal, A. Venkatachalam, A.R. Padmanabhan et al. Eds., 1st ed, Chennai, 2004, pp. 17-27.
- [5] S.C. Anand, "Implantable devices: an overview", in: *Medical Textiles and Biomaterials for Healthcare*, S.C. Anand, J.F. Kennedy, M. MirafTAB, and S. Rajendran Eds., 1st ed., Cambridge: Woodhead, 2006, pp. 329-332.
- [6] A.J. Rigby, S.C. Anand, and A.R. Horrocks, "Textile materials for medical and healthcare applications", *J. Text. Inst.*, vol. 88, no. 3, pp. 83-93, 1997.
- [7] S. Thomas, "High-compression bandages", *J. Wound Care*, vol. 5, no. 1, pp. 40-43, 1996.
- [8] M.P. Sikka, S. Ghosh, and A. Mukhopadhyay,

- “The structural configuration and stretch property relationship of high stretch bandage fabric”, *Fiber Polym.*, vol. 15, pp. 1779-1785, 2014.
- [9] R.A. Manawacharitha, W.A. Wimalaweera, and S.M. Wijeyaratna, “A study about the lock-out point of bandages used for compression therapy”, *J. Eng. Technol.*, vol. 3, no. 2, pp. 11-22, 2015.
- [10] M. Maqsooda, T. Hussainb, M.H. Malikc, and Y. Nawaba, “Modeling the effect of elastane linear density, fabric thread density, and weave float on the stretch, recovery, and compression properties of bi-stretch woven fabrics for compression garments”, *J. Text. Inst.*, pp. 307-315, 2016. <https://doi.org/10.1080/00405000.2015.1029809>
- [11] R. Liu, X. Guo, T.T. Lao, and T. Little, “A critical review on compression textiles for compression therapy: textile-based compression interventions for chronic venous insufficiency”, *Text. Res. J.*, vol. 87, no. 9, pp. 1121-1141, 2017.
- [12] A.R. Ramadan Aboalasaad and B. Kolčavová Sirková, “Analysis and prediction of woven compression bandages properties”, *J. Text. Inst.*, vol. 110, no. 7, pp. 1085-1091, 2019.
- [13] A.R. Ramadan Aboalasaad, B. Kolčavová Sirková, and Z. Ahmad, “Influence of tensile stress on woven compression bandage structure and porosity”, *Autex Res. J.*, vol. 20, no. 3, pp. 263-273, 2020.
- [14] B. Kumar, A. Das, and R. Alagirusamy, “Effect of material and structure of compression bandage on interface pressure variation over time”, *Phlebology*, vol. 29, no. 6, pp. 376-385, 2014.
- [15] S. Ghosh, A. Mukhopadhyay, M. Sikka, and K.S. Nagla, “Pressure mapping and performance of the compression bandage/garment for venous leg ulcer treatment”, *J. Tissue Viability*, vol. 17, no. 3, pp. 82-94, 2008.
- [16] ASTM D3775, “Standard Test Method for End (Warp) and Pick (Filling) Count of Woven Fabrics”.
- [17] ASTM D8007-15, “Standard Test Method for Wale and Course Count of Weft Knitted Fabrics”.
- [18] ASTM D3776, “Standard Test Methods for Mass Per Unit Area (Weight) of Fabric”.
- [19] BS 7505, “Specification for the Elastic Properties of Flat, Non-adhesive, Extensible Fabric Bandage”.
- [20] ISIRI 5557:2002, “The Elastic Properties of Flat, Non-adhesive, Extensible Fabric Bandage”.