

معرفی مش جراحی و مروری بر مهم ترین خواص ساختاری و مکانیکی آن

An overview of the most important structural and mechanical properties of surgical meshes

ملیکا بادین دهش^۱، آزیتا آسایش^{۲*}، علی اصغر اصغریان جدی^۳

۱، ۲ و ۳ تهران، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، دانشکده مهندسی نساجی، ۴۴۱۳-۱۵۸۷۵

چکیده

مش جراحی پارچه‌ای متخلخل است که معمولاً به روش بافندگی حلقوی تار و با استفاده از نخ‌های تک رشته‌ای ذوب ریسی شده از جنس پلیمرهای مختلف به ویژه پلی پروپیلن تولید می‌شود. بیشترین کاربرد مش‌های جراحی، درمان فتق و درمان بیماری افتادگی اندام‌های لگنی است. فتق، برآمدگی و خروج کل یا بخشی از احشای بدن از جای طبیعی، از طریق یک سوراخ در دیواره حفره حاوی آن است. درمان فتق مستلزم بستن محل نقص با نخ بخیه و یا با استفاده از مش جراحی است که به روش جراحی باز یا لاپراسکوپی داخل بدن پیوند می‌شود. مش‌های جراحی به شکل غیرقابل جذب با پایه پلیمری، قابل جذب با پایه پلیمری، کامپوزیتی و زیستی تولید می‌شوند. پارچه‌ای که به‌عنوان پروتز داخل بدن قرار می‌گیرد باید دارای ویژگی‌های زیستی و عملکردی پزشکی لازم باشد. به عبارتی یک پروتز ایده‌آل باید مستحکم، انعطاف‌پذیر، غیرحساسیت‌زا و بی‌اثر باشد. از میان خواص ساختاری مش‌های جراحی، نوع مش جراحی و جنس آن، اندازه منافذ، درصد تخلخل و وزن واحد سطح مش جراحی تأثیر ویژه‌ای بر خواص مش‌های جراحی در بدن بعد از پیوند مش جراحی دارند. از میان خواص مکانیکی مش‌ها نیز، استحکام کششی، استحکام ترکیبگی و مقاومت جرخوردگی از اهمیت ویژه‌ای برخوردارند و بر خواص عملکردی مش جراحی بعد از پیوند داخل بدن موثر می‌باشند. در مقاله پیش رو به معرفی انواع مش‌های جراحی، ویژگی‌های مورد نیاز آن‌ها و خواص ساختاری و مکانیکی مش‌ها پرداخته شده است.

مقدمه

تولید می‌شود [۵] (شکل ۱).

مهم‌ترین متغیرها در انتخاب یک مش جراحی جهت پیوند داخل بدن عبارت است از جنس الیاف، خواص ساختاری و خواص مکانیکی مش که باید با شرایط فیزیولوژیکی بدن سازگار باشند [۲].

فتق و راه‌های درمان آن

فتق، برآمدگی و خروج کل یا بخشی از احشای بدن از جای طبیعی، از طریق یک سوراخ در دیواره حاوی آن است. فتق بیماری است که هم در زنان و هم در مردان رایج است و شایع‌ترین انواع آن، فتق ابدومینال یا فتق دیواره شکمی (شکل ۲) و فتق اینگوینال یا فتق کشاله رانی است [۷].

در سال‌های اخیر استفاده از منسوجات در زمینه پزشکی، به علت مناسب‌تر بودن برای پیوند داخل بدن نسبت به سایر مواد مانند فلزات، محبوبیت زیادی پیدا کرده است [۱]. یکی از منسوجات پزشکی مورد استفاده، مش جراحی می‌باشد که در درمان فتق کاربرد دارد [۲]. سالانه بیش از ۲۰ میلیون عمل جراحی درمان فتق با استفاده از مش جراحی در سراسر جهان انجام می‌شود [۳]. از مش‌های جراحی برای درمان بیماری افتادگی اندام‌های لگنی نیز استفاده می‌شود [۴].

مش جراحی، پارچه‌ای متخلخل است که معمولاً به روش بافندگی حلقوی تار و با استفاده از نخ‌های تک رشته‌ای ذوب ریسی شده از پلیمرهای مختلف به ویژه پلی پروپیلن

کلمات کلیدی

مش جراحی،
خواص مکانیکی،
خواص ساختاری،
درمان فتق،
منسوجات پزشکی

* مسئول مکاتبات، پیام نگار: A_asayesh@aut.ac.ir

مروری بر مهمترین خواص ساختاری و مکانیکی مش جراحی

ویژگی‌های لازم برای مش جراحی جهت درمان فتق

پارچه‌ای که به‌عنوان مش جراحی داخل بدن پیوند می‌شود باید دارای ویژگی‌های زیستی شامل بی‌ضرری، قابلیت ضد عفونی و سازگاری زیستی بوده و همچنین از نظر خواص عملکردی باید ویژگی‌های زیر را دارا باشد [۱۳]:

۱. دارای استحکام کافی باشد تا در برابر تنش‌هایی که از داخل بدن به دیواره شکم وارد می‌شود، پیش از آنکه لایه جدید بافت بدن تشکیل شود مقاومت نماید.

۲. دارای منافذ با اندازه مناسب بوده و این منافذ دارای توزیع مناسبی باشند به عبارت دیگر از تخلخل کافی برخوردار باشد.

۳. برای کاهش احتمال بروز عفونت بعد از قرارگیری داخل بدن، فاصله بین فیلامنت‌ها بیشتر از ۱۰ میکرومتر باشد.

۴. دارای ثبات ابعادی خوبی باشد به طوری که بعد از قرارگیری داخل بدن دچار جمع شدگی نشده و یا تغییر شکل ندهد.

۵. دارای ثبات ساختاری مناسب باشد تا بتوان جهت پیوند داخل بدن به راحتی آن را به اشکال با ابعاد مختلف برش زد و همچنین بتوان آن را به راحتی با نخ بخیه به بافت بدن پیوند زد.

۶. شکل‌پذیری خوبی داشته باشد تا باعث افزایش امکان‌پذیری جراحی شده و همچنین میزان ناراحتی بیمار بعد از پیوند مش جراحی در بدن کاهش یابد.

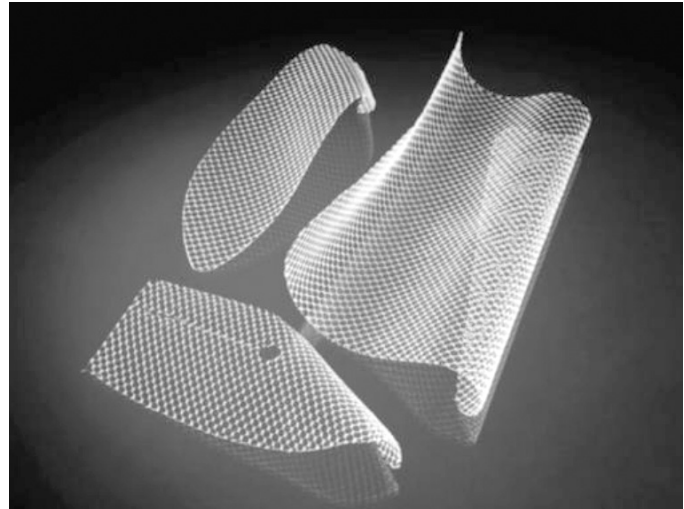
خواص ساختاری مش جراحی

از میان خواص ساختاری مش‌های جراحی، نوع مش جراحی و جنس آن، وزن واحد سطح مش جراحی، اندازه منافذ و درصد تخلخل نسبی تأثیر ویژه‌ای بر خواص مش‌های جراحی بعد از پیوند در بدن دارند. مش‌های جراحی بر اساس ماده مصرفی جهت تولید و نوع آن‌ها، وزن واحد سطح و اندازه منافذ و میزان تخلخل به گروه‌های متفاوتی دسته‌بندی می‌شوند (شکل ۳).

دسته‌بندی مش جراحی بر اساس ماده تشکیل‌دهنده و نوع مش

به لحاظ تاریخی، یک سیر تکاملی طولانی منجر به ایجاد مش‌های جراحی جدید و امروزی شده است. مواد زیستی زیادی جهت پیوند در بدن مورد استفاده قرار گرفته و موفقیت‌ها و شکست‌ها و عوارض هر یک بررسی شده و در این میان، مواد مختلفی جایگزین مواد دیگر شده‌اند. سیم‌های فنری و توری‌هایی از جنس نقره، اولین و قدیمی‌ترین مواد مصنوعی بودند که جهت پیوند داخل بدن در درمان فتق استفاده می‌شدند.

بعد از آن از گازهای تانتالم که از سیم‌های نازک تانتالم به شکل گاز شبیه به مش بافته می‌شدند، در درمان فتق استفاده می‌شد اما به دلیل مشکلاتی که در دیواره شکم ایجاد می‌نمود استفاده از این پروتز با مشکل روبه‌رو شد. پس از آن، از مش‌هایی از جنس فولاد ضدزنگ برای درمان فتق استفاده می‌شد.



شکل ۱- نمونه‌های از مش‌های جراحی تجاری [۶].

هنگامی که اعضا داخل شکم در اثر ضعیف شدن دیواره شکم به دیواره شکم فشار آورند، سبب بروز فتق دیواره شکمی می‌گردند [۸].

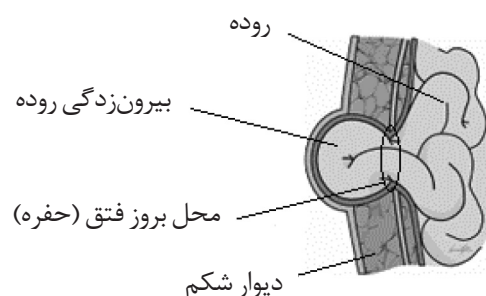
همچنین زمانی که روده یا مثانه از دیواره شکم یا کشاله ران بیرون می‌زنند باعث بروز فتق کشاله رانی می‌شوند. فتق‌های اینگوانال اغلب بزرگ بوده و در مردان به علت ضعف طبیعی در این منطقه رخ می‌دهند [۹]. فتق دارای انواع متفاوت دیگری است که بسته به محل بروز فتق شامل فتق نافی، فتق برشی (فتق ناشی از جراحی) و فتق دیافراگمی و ... می‌باشد [۷]. در واقع با افزایش فشار درونی وارده به دیواره شکم، حجم ماهیچه‌های دیواره شکم افزایش می‌یابد، اما زمانی که یک عدم تعادل در فشار ناحیه‌ای دیواره شکم و حجم ماهیچه‌های دیواره شکم اتفاق می‌افتد یک بیرون‌زدگی (فتق) بروز می‌کند [۱۲].

هدف از جایگزینی مش‌های جراحی در نواحی ضعیف بدن برای درمان فتق، بازگرداندن نیروی یکنواختی به دیواره شکم است که در مقابل فشار درونی شکم که ناشی از احشا درونی بدن است، مقاومت نماید [۱۱]. روش‌های درمان فتق، به سه دسته کلی تقسیم می‌شوند [۱۲]:

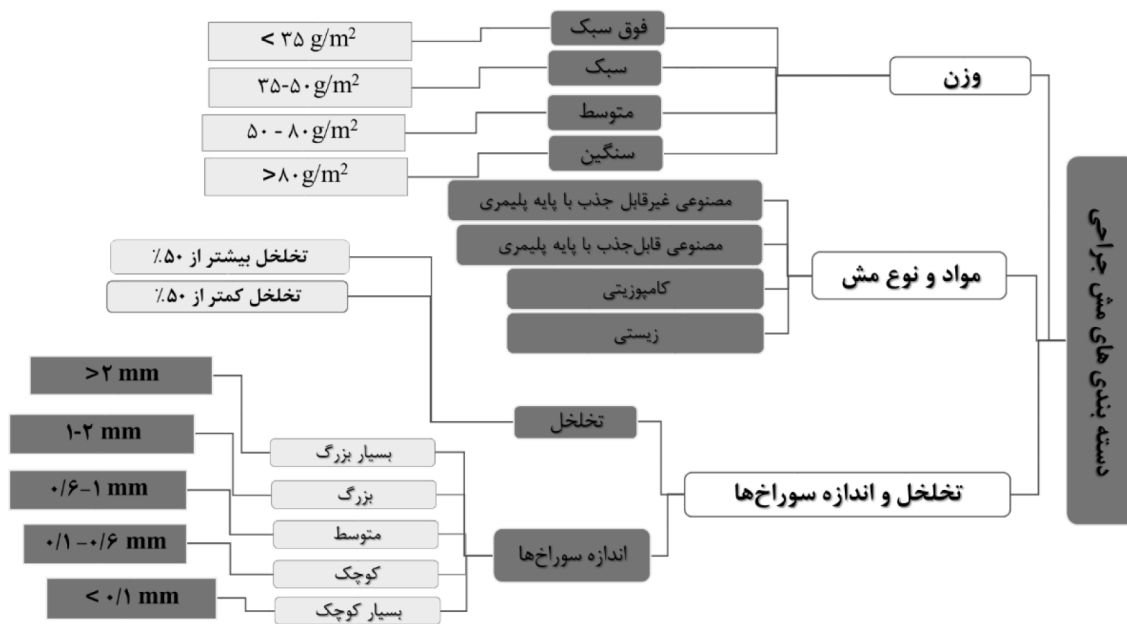
۱. جراحی باز با استفاده از نخ بخیه و بستن محل فتق با نخ بخیه، در مواردی که اندازه فتق کوچک است (هرنیورافی)

۲. جراحی باز با استفاده از مش جراحی (هرنیوپلاستی)

۳. درمان با استفاده از مش جراحی با انجام عمل جراحی به صورت لاپاراسکوپی



شکل ۲- تصویری نمایشی از فتق دیواره شکم [۱۰].



شکل ۳- دسته بندی های مش های جراحی

دسته بندی مش جراحی بر اساس وزن واحد سطح
 مش های جراحی بر اساس وزن واحد سطح به چهار دسته تقسیم می شوند [۱۰]:

۱. مش های فوق سبک: مش هایی که وزن واحد سطح آن ها کمتر از 35 g/m^2 می باشد
۲. مش های سبک: مش هایی که وزن واحد سطح آن ها بین 35 g/m^2 تا 50 g/m^2 می باشد.
۳. مش های با وزن متوسط: مش هایی که وزن واحد سطح آن ها بین 50 m^2 تا 80 g/m^2 می باشد.
۴. مش های سنگین: مش هایی که وزن واحد سطح آن ها بیشتر از 80 g/m^2 می باشد.

دسته بندی مش جراحی بر اساس تخلخل و اندازه منافذ
 تخلخل نقش مهمی در برهم کنش بین بافت بدن و پروتز پیوند شده در بدن ایفا می کند. رشد باکتری ها و تکثیر سلولی به مقدار زیادی به تخلخل پروتز و اندازه منافذ آن وابسته می باشد [۳]. مش های جراحی بر اساس میزان تخلخل و اندازه منافذ به دو دسته زیر تقسیم می شوند [۱۶]:

۱. مش ها با تخلخل زیاد: مش هایی که تخلخل آن ها بیشتر از ۵۰٪ است.
۲. مش ها با تخلخل کم: مش هایی که تخلخل آن ها کمتر از ۵۰٪ است.

مش ها با تخلخل زیاد که دارای اندازه منافذ بزرگ هستند به بافت بدن متصل شده و مانع از تجمع باکتری ها می شوند. منافذ بزرگ تر امکان نفوذ آسان سلول های ایمنی بدن را ایجاد می کنند و به این ترتیب از بروز عفونت جلوگیری می نمایند [۳].

مش ها با خلل و فرج بزرگ تر، عمدتاً وزن پایین تری داشته و سازگاری بهتری با بدن ایجاد می کنند. مش های با تخلخل کم، به خاطر عدم رشد بافت نرم، سبب ایجاد اسکار در اطراف مش شده و انطباق مش با بافت

این مش ها نیز علیرغم محبوبیتی که به دلیل عدم ایجاد عفونت داشتند با مش های پلیمری جدید جایگزین شدند. در حال حاضر مش های مصنوعی غیرقابل جذب که از پلیمرهای پلی پروپیلن، پلی استر و پلی تترافلوئورواتیلن گسترش یافته تولید شده اند، بیشترین کاربرد را در جراحی و درمان فتق دارا می باشند [۱۴].

به طور کلی موادی که برای تولید مش های جراحی استفاده می شوند به دودسته مواد قابل جذب و مواد غیرقابل جذب تقسیم بندی می شوند. مواد قابل جذب به مقدار کافی فیبروبلاست برای بازتولید بافت بدن ایجاد نمی کنند و در اثر جذب مواد قابل جذب توسط بافت بدن، امکان عود فتق وجود دارد. در حال حاضر مش های جراحی تولید شده از مواد غیرقابل جذب که نسبت به بافت بدن بی اثر هستند، بهترین نوع مش برای درمان فتق می باشند [۱۳].

مش های جراحی را از نظر ماده تشکیل دهنده می توان در چهار دسته کلی دسته بندی کرد [۱۵]:

۱. مصنوعی غیرقابل جذب با پایه پلیمری: شامل مش های جراحی است که از یک نوع پلیمر تشکیل شده اند. مانند پلی-پروپیلن، پلی استر و ...
۲. مصنوعی قابل جذب با پایه پلیمری: شامل مش هایی که عمدتاً از پلیمرهایی با پایه پلی گلیکولیک اسید تشکیل شده اند.
۳. کامپوزیتی شامل مش های جراحی است که از دو یا تعداد بیشتری لایه مختلف تشکیل شده اند؛ که یکی از این لایه ها به صورت غیرقابل جذب بوده در حالی که بقیه لایه ها می توانند غیرقابل جذب و یا قابل جذب باشند. مثلاً ترکیب پلی پروپیلن با اسید چرب امگا ۳ و ...
۴. زیستی: مش های زیستی که اغلب گرافت نامیده می شوند از جنس کلاژن بی باخته (غیر سلولی) هستند که می توانند منبع انسانی یا غیرانسانی داشته باشند و جدیدترین مواد مورد استفاده در درمان فتق هستند

همچنین خواص مش را در نظر بگیرد. اطلاع جراحان از طیف وسیعی از خواص مکانیکی مش‌ها در امر درمان اهمیت به سزایی دارد؛ به‌ویژه اینکه خواص ذکرشده بر پاسخ بدن به مواد پیوندی تأثیرگذار است؛ به عبارت دیگر سازگاری مکانیکی بین مش و دیواره شکم نقش مهمی در جلوگیری از عوارض بعد از عمل ایفا می‌کند و عود این مشکلات با شناخت خواص مکانیکی موردنیاز مش‌ها قابل پیشگیری می‌باشد. به عنوان مثال، از بین رفتن استحکام کششی مش جراحی، به‌طور بالقوه منجر به عود فتق و یا عملکرد ضعیف آن می‌شود. بنابراین مش‌ها باید دارای ویژگی‌های بیومکانیکی لازم باشند تا بتوانند در برابر تنش‌هایی که به دیواره شکم وارد می‌شود، مقاومت کنند [۲۰].

آزمایش‌های متفاوتی برای بررسی خواص مکانیکی مش جراحی انجام می‌گیرد که مهم‌ترین آن‌ها در شکل ۳ نشان داده شده است و شامل آزمایش استحکام کششی تک‌محوری، آزمایش استحکام ترکیبگی، آزمایش استحکام جرخوردگی و آزمایش حفظ استحکام بخیه می‌باشد (شکل ۴) [۲۲].

بدن انسان چه در حال استراحت و چه در حال انجام فعالیت، همواره دیواره شکم تحت بارگذاری‌های مداوم و متفاوت است. اگر فرض کنیم بدن در کمترین میزان فعالیت که همان حالت استراحت می‌باشد، قرار داشته باشد، در این حالت نیز به خاطر حرکت قفسه سینه به بالا و جلو، دیواره شکمی کشیده می‌شود. این کشیدگی در تمامی جهات و نه فقط در یک جهت خاص رخ می‌دهد. پس مش‌های جراحی که برای درمان انواع

بدن را کاهش می‌دهند. همچنین نرخ ایجاد عفونت در مش‌هایی با تخلخل کم بیشتر از مش‌های با تخلخل زیاد است [۱۷]. دو روش کلی اندازه‌گیری تخلخل به روش سطحی (با کمک پردازش تصویر) و اندازه‌گیری تخلخل به روش وزنی وجود دارد [۱۸].

بررسی نتایج تخلخل به دست آمده از این دو روش نشان می‌دهد که بین نتایج دو روش مذکور تفاوت واضحی وجود دارد برای مثال در پژوهشی که پیش از این توسط میاو و همکارانش [۱۸] برای بررسی خواص فیزیکی مش‌های مصرفی در درمان فتق بر روی مش‌های تجاری انجام شده است، مشخص شد که تخلخل اندازه‌گیری شده مش‌ها با روش سطحی در محدوده ۳۷/۳٪ تا ۶۹/۷٪ و با استفاده از روش وزنی در محدوده ۸۱/۱٪ تا ۸۹/۶٪ قرار دارد.

تولید مش‌های جراحی از نخ‌های تک رشته‌ای یا چند رشته‌ای بر اندازه منافذ و تخلخل مش تأثیرگذار است. اندازه منافذ مش‌های تولیدشده از نخ‌های چند رشته‌ای به‌طور معمول به اندازه ۱۰ میکرومتر کوچک‌تر است که این مورد رشد غنی کلاژن را با مشکل مواجه می‌نماید [۲۰].

همچنین احتمال بروز عفونت در مش‌های تولیدشده از نخ‌های چندرشته‌ای بیشتر است، زیرا در این مش‌ها به خاطر اندازه کوچک فواصل بین رشته‌ها و با توجه به ابعاد معمول باکتری‌ها، باکتری‌ها می‌توانند در این فواصل کوچک پنهان شده و تکثیر شوند اما سلول‌های ایمنی به خاطر ابعادشان نمی‌توانند وارد این بخش شده و در نهایت عفونت ایجاد می‌گردد [۱۳].

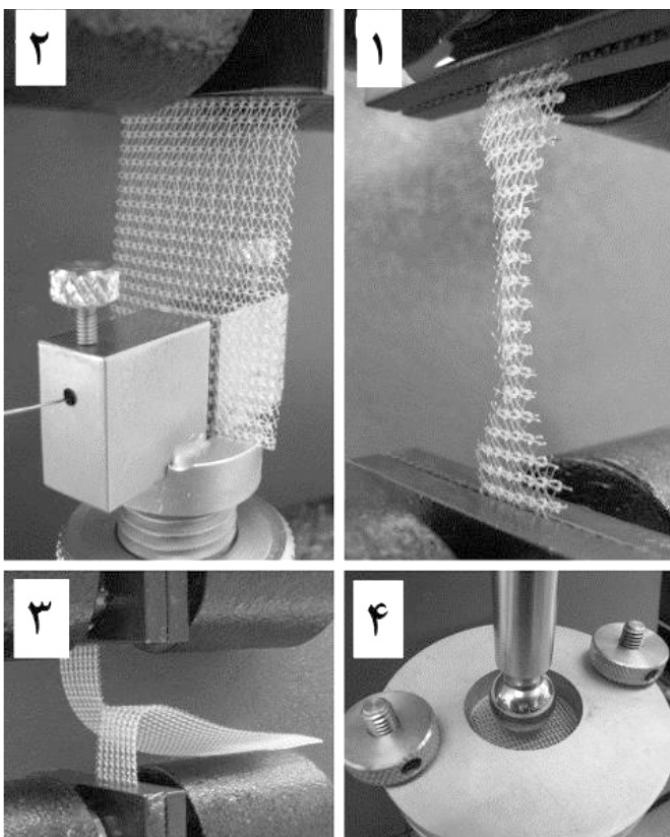
همچنین طبق مطالب بیان شده در پژوهش‌های پیشین، اگر اندازه سوراخ مش از ۷۵ میکرومتر بیشتر باشد، برای رشد و تکثیر سلولی مناسب است و سازگاری بهتری با بدن دارد [۳].

همه موارد ذکر شده مشخص کننده اهمیت بزرگتر بودن منافذ مش و اثرات مثبت آن بر فرآیند درمان می‌باشد. اندازه سوراخ‌های مش‌های تجاری در دسترس در محدوده ۰/۴ میلی‌متر تا بیش از ۳/۶ میلی‌متر می‌باشد. براساس توصیه انجمن بین‌المللی اندوهرنیا اندازه سوراخ‌ها در محدوده ۱ تا ۱/۵ میلی‌متر سفارش شده است [۲۰]. در حال حاضر طبق بندی رسمی برای اندازه سوراخ‌های مش‌ها وجود ندارد، اما می‌توان از طبقه بندی که ارل و مارک پیشنهاد کردند استفاده نمود [۳]:

۱. اندازه سوراخ‌ها بسیار بزرگ: مش با اندازه سوراخ‌ها بیشتر از ۲۰۰۰ میکرومتر
۲. اندازه سوراخ‌های بزرگ: مش با اندازه سوراخ‌ها در محدوده ۱۰۰۰ تا ۲۰۰۰ میکرومتر
۳. اندازه سوراخ‌های متوسط: مش با اندازه سوراخ‌ها در محدوده ۶۰۰ تا ۱۰۰۰ میکرومتر
۴. اندازه سوراخ‌های کوچک: مش با اندازه سوراخ‌ها در محدوده ۱۰۰ تا ۶۰۰ میکرومتر
۵. اندازه سوراخ‌های بسیار کوچک: مش با اندازه سوراخ‌های کوچکتر از ۱۰۰ میکرومتر

خواص مکانیکی مش جراحی

در انتخاب یک مش برای یک بیمار خاص، جراح باید ویژگی‌های بیمار مانند سن، اندازه نقص ایجادشده، چاقی، بیماری‌های زمینهای و ... و



شکل ۴- (۱) آزمایش استحکام کششی تک‌محوری، (۲) آزمایش حفظ استحکام بخیه، (۳) آزمایش استحکام جرخوردگی، (۴) آزمایش استحکام ترکیبگی [۲۲].

دیوار شکم در تنش 16 N/cm در یک تحقیق بر روی مدل انسانی، در محدوده $10-30$ درصد اندازه گیری شد. تفاوت در کشیدگی های ایجاد شده در دیواره شکم به علت تفاوت در راستاهای اعمال نیروی کششی به دیواره شکم و تفاوت در جنسیت افراد است [۱۹]. کشیدگی طبیعی دیواره شکم در 32 N/cm به اندازه 38% می باشد. مش های سبک الاستیسیته ای در محدوده $20-35\%$ در 16 N/cm دارند در حالی که مش های سنگین نصف این میزان کشیدگی را دارا هستند ($4-15\%$ در 16 N/cm) و می توانند انبساط دیواره شکم را محدود کنند. بنابراین انتخاب مش مستحکم تر باید با احتیاط صورت گیرد؛ به عبارت دیگر مقدار کرنش بزرگ تر از 30% نشان دهنده آن است که این مواد ممکن است بیشتر از دیواره طبیعی شکم انسان کشیده شوند و بنابراین نتوانند درمان کارآمدی را ارائه نموده و بدین ترتیب ممکن است سبب بیرون زدگی و یا عود فتق شوند [۲۰].

همچنین اگر میزان کشش از محدوده $30-10\%$ کمتر باشد، میزان کشیدگی مش کمتر از میزان کشیدگی طبیعی جداره شکم است و موجب احساس جسم خارجی در بدن می شود [۲۲]. حتی اگر مش بتواند به راحتی این فشار فیزیولوژیکی را تحمل کند، گزارش شده است که کرنش کششی بزرگ تر می تواند سبب تغییر رفتار مکانیکی مش شده و در نتیجه منجر به بروز درد یا ناراحتی در بیماران گردد. ناسازگاری بین سختی بافت غشایی و مش، موجب یک انتقال نامناسب نیرو به بافت مش شده و منجر به بروز عوارض و خطر می شود [۲۳]. لازم به ذکر است که استحکام مش به نوع سیستم بافندگی استفاده شده جهت تولید مش اعم از بافندگی حلقوی و یا بافندگی تار پودی و نوع پلیمر مصرفی بستگی دارد. مش های بافته شده به روش بافندگی حلقوی انعطاف پذیری بیشتری دارند و دارای منافذ بزرگ تری می باشند اما به اندازه مش های بافته شده به روش تار پودی مستحکم نیستند [۲۰]. در جدول ۱ خلاصه ای از خواص ساختاری و مکانیکی تعدادی از مش های جراحی متداول جهت مقایسه ارائه شده است [۲۲].

بیماری ها ذکر شده، مورد استفاده قرار می گیرند باید تحمل بارگذاری های مذکور را داشته باشند. بارگذاری هایی که بر دیواره شکم اعمال می شود به سه دسته زیر تقسیم بندی می شوند [۲۳]:

۱. فشاری که به طور طبیعی و مداوم به دیواره شکم وارد می شود که مقدار آن بسته به میزان فعالیت عادی فرد (استراحت، نشستن و راه رفتن) متفاوت است.

۲. فشاری که در موقعیت هایی مثل فعالیت های شدید بدنی مثل پریدن، وزنه برداری و فعالیت های دیگر ورزشی، سرفه کردن، استفراغ و ... به دیواره شکم به طور ناگهانی وارد می شود و سبب تغییر میزان نیروی وارده نسبت به حالت معمول می شود.

۳. در مواردی مثل بارداری، چاقی و ... که فشار وارده به دیواره شکمی به طور پایدار افزایش می یابد.

باتوجه به موارد ذکر شده در بالا مش جراحی که داخل بدن فرد بیمار پیوند می شود، باید استحکام کافی برای تحمل فشارهای مذکور که در تمامی جهات به دیواره شکم وارد می شود را داشته باشد و دچار تغییر شکل غیرقابل بازگشت و یا گسیختگی نشود؛ لذا بهترین آزمایش برای شبیه سازی این حالات، آزمایش اندازه گیری استحکام ترکیدگی است [۲۳]. از طرف دیگر هنگامی که جراح برای پیوند مش جراحی داخل بدن از نخ بخیه یا دیگر روش ها استفاده می کند، امکان ایجاد جرخوردگی در مش جراحی وجود دارد که در اثر اعمال نیروهای داخلی بدن به مش جراحی می تواند سبب افزایش جرخوردگی و عود فتق و مشکلات دیگر گردد [۲۴]. مش های جراحی به وسیله نخ بخیه و یا منگنه به بافت بدن پیوند می شوند. حفظ استحکام بخیه به صورت نیروی لازم برای بیرون کشیدن نخ بخیه از مش جراحی شده تعریف می شود [۲۵].

همچنین نیاز است که مش ها مقاومت کافی در برابر نیروهای فیزیولوژیکی داشته باشند. مش ها باید نیروی 16 تا 32 نیوتن بر سانتی متر را در ترمیم دیواره شکم تحمل نمایند. این اعداد با این فرض است که محیط دیواره شکم 1 متر و فشار داخلی 20 کیلو پاسکال است [۲۰]. کشیدگی طبیعی

جدول ۱- مقایسه خواص ساختاری و مکانیکی مش های جراحی متداول [۲۰]

نام تجاری	قطر نخ (μm)	ضخامت (mm)	وزن واحد سطح (g/m^2)	حفظ استحکام بخیه مش (N)	استحکام جرخوردگی مش (N)	استحکام ترکیدگی (N/cm)	کرنش در تنش (16 N/cm) (%)
برد مش	$185/70 \pm 1/7$	$0/73 \pm 0/006$	سنگین	>20	>20	>50	$30-10$
پرولن	$130/40 \pm 2/4$	$0/53 \pm 0/007$	متوسط	>20	>20	>50	<10
پرولایت	$151/20 \pm 0/9$	$0/47 \pm 0/008$	متوسط	>20	>20	>50	$30-10$
پرولایت الترا	$99/00 \pm 8/1$	$0/39 \pm 0/028$	سبک	>20	<20	>50	$30-10$
پاربتکس	$338/80 \pm 3/7$	$0/52 \pm 0/005$	سنگین	>20	>20	>50	<10
اینفینیت	$116/20 \pm 0/6$	$0/16 \pm 0/004$	متوسط	>20	<20	<50	<10
سی-کیوبوآر لایت «کوچک»	$99/00 \pm 8/1$	$0/28 \pm 0/004$	متوسط	>20	<20	>50	$30-10$
سی-کیوبوآر لایت «بزرگ»	$151/20 \pm 0/9$	$\pm 0/0016$ $0/46$	سنگین	>20	>20	>50	$30-10$
التراپرو	$102/50 \pm 0/9$	$0/50 \pm 0/006$	متوسط	<20	<20	<50	$30-10$

از جنس پلی پروپیلن که دارای یک جز قابل جذب می باشد، بعد از پیوند در بدن، استحکام ترکیدگی و سفتی کاهش یافته و از نظر اندامی انطباق بهتری با دیواره شکم خواهد داشت [۲۸].

فتولا و همکارانش [۲۹] در پژوهشی به بررسی خواص ساختاری مش های مصنوعی مورد استفاده در درمان افتادگی اعضای لگنی با ارزیابی خواص نساجی و ساختاری ۵ نوع مش رایج مورد استفاده در درمان افتادگی اعضای لگنی با استفاده از بررسی خواص ترکیدگی، تخلخل، ناهمسانگردی و خواص ساختاری مش های پلی پروپیلنی پرداختند. نتایج حاصل از این تحقیق نشان می دهد که خواص ترکیدگی، تخلخل، شاخص ناهمسانگردی، این ۵ نوع مش پلی پروپیلنی به شکل واضحی متفاوت است، به عبارت دیگر مش های تولیدی، از نظر خواص ساختاری و خواص نساجی به طور واضحی تفاوت دارند که نشان می دهد که تمامی مش های از جنس پلی پروپیلن شبیه نبوده و خواص نساجی و ساختاری آن ها قبل از پیوند، یک تأثیر بحرانی بر رفتار آن ها بعد از پیوند در بدن دارد [۲۹].

بادین دهش و همکارانش [۳۰] در پژوهشی به بررسی استحکام ترکیدگی ۵ نوع مش جراحی حلقوی تری رایج در درمان فتق تولید شده از نخ تکرشته ای پلی پروپیلن پرداختند. مش های جراحی مورد بررسی به علت تفاوت در ساختارشان، خواص ترکیدگی شامل استحکام ترکیدگی، سفتی ترکیدگی و کار تا حد پارگی متفاوتی از خود نشان دادند. ارتباط مستقیمی بین خواص ترکیدگی و وزن واحد سطح مش ها مشاهده شد به این شکل که با افزایش وزن مش ها، استحکام ترکیدگی، سفتی ترکیدگی و کار تا حد پارگی آن ها افزایش یافت. همه پارچه ها استحکام ترکیدگی بیشتری از فاشیای شکم موجود زنده داشتند [۳۰].

روش های تولید مش های جراحی

منسوجات به چهار روش حلقوی پودی، حلقوی تری، بی بافت و تری پودی قابل تولید می باشند. خواص اساسی مش های جراحی بر اساس انتخاب روش فرآیند و متغیرهای مربوط به فناوری تولید در محدوده گسترده ای قابل تنظیم می باشد. خواص اساسی مش های جراحی تولید شده با روش های مختلف تولید منسوجات برای مقایسه در جدول ۲ ارائه شده است. بیشتر مش های جراحی، منسوجاتی دارای ساختار حلقوی تری می باشد؛ اغلب به این علت که در روش بافتندگی حلقوی تری نسبت به سایر روش های تولید منسوجات، امکان تولید مش با سوراخ های بزرگ تر وجود دارد، مش تولیدی قابلیت ارتجاعی بیشتری تحت بارگذاری از خود نشان می دهد و زمانی که به ابعاد مورد نیاز برای پیوند داخل بدن

نتایج پژوهشی که توسط دیتز و همکارانش [۲۶] جهت بررسی خواص مکانیکی مش های رایج تجاری با بررسی خواص کششی ۸ نوع مش جراحی غیر قابل جذب انجام شده است نشان داد که مش های تجاری موجود از نظر خواص ساختاری و خواص کششی متفاوت هستند. تفاوت موجود بین مش های مورد بررسی ناشی از تفاوت در جنس و ساختمان مش های جراحی مورد بررسی می باشد که به شکل تفاوت رفتاری و عملکردی بروز می کند. همچنین تمامی مش های بررسی شده در این پژوهش، تنشی بیشتر از 16 N/cm را تحمل کردند [۲۶].

ساندرز و همکارانش [۲۷] در پژوهشی خواص ساختاری و مکانیکی (کششی و ترکیدگی) مش موسکیتو را با مش های جراحی تجاری کاربردی در درمان فتق دیواره شکم مقایسه کردند. مش موسکیتو، مش جراحی تولید شده از نخ تکرشته ای پلی اتیلن به روش حلقوی تری به عنوان جایگزین مش های جراحی گران قیمت تجاری می باشد. انعطاف پذیری مش موسکیتو که به صورت درصد تغییر شکل مش در تنش N/cm ۱۶ تعریف می شود، بسیار بیشتر از انعطاف پذیری مش های سنگین می باشد و نزدیکی خوبی با کشیدگی و انعطاف پذیری اندامی دیوار شکم دارد استحکام کششی و ترکیدگی تمام مش های جراحی مورد بررسی در این پژوهش، بیشتر از میزان مورد نیاز در درمان فتق بوده است. همچنین همه مش های مورد بررسی در این پژوهش از خود ناهمسانگردی نشان دادند، اما مش موسکیتو شاخص ناهمسانگردی کمتری نسبت به سایر مش ها داشته است که سبب می شود این نوع مش استحکام خود را در تمام راستاها حفظ نماید [۲۷].

کب [۲۸] و همکارانش در پژوهشی به بررسی استحکام ترکیدگی و سفتی سه نوع مش سبک، متوسط و سنگین پلی-پروپیلنی قبل و ۵ ماه بعد از پیوند پرداختند. نتایج نشان داد، نیروی ترکیدگی مش سنگین بسیار بیشتر از مش متوسط و سبک و تقریباً دو برابر نیروی ترکیدگی آن ها می باشد. مش سنگین سخت تر از دو نوع مش دیگر بود و مش سبک حداقل میزان سفتی را داشت. مش سبک بعد از گذشت ۵ ماه از پیوند داخل بدن حیوان، بیشترین انطباق را با دیواره شکم داشته است، با این حال تفاوت معنی داری بین سفتی مش متوسط و سفتی مش سبک وجود نداشت. نیروی ترکیدگی و سفتی مش سبک و متوسط، مانند قبل از پیوند باقی ماند، اما مش سنگین در این مدت زمان، کمی مستحکم تر و سخت تر شد. قبل از پیوند مش داخل بدن، مش سبک، بیشترین سفتی را داشت اما بعد از انحلال جز قابل جذب آن، کاهش قابل توجهی در سفتی مشاهده شد اما استحکام ترکیدگی، تغییر چندانی نکرد و به همان حالت قبلی باقی ماند. نتایج این تحقیق نشان داد که با استفاده از مش جراحی

جدول ۲- خواص اساسی مش های جراحی تولید شده با روش های مختلف تولید منسوجات [۲].

روش تولید منسوج	تخلخل کافی و اندازه منافذ مناسب	قابلیت ارتجاعی	خواص مکانیکی	قابلیت برش
حلقوی پودی	++	++	ناهمسانگرد	--
حلقوی تری	++	++	همسانگرد، ناهمسانگرد	++
بی بافت	-	-	همسانگرد	++
تری پودی	-	--	همسانگرد	++

غیرقابل جذب، قابل جذب، یا ترکیب هر دو) و همچنین بافت موجود زنده تولید می‌شوند و بسته به نوع و جنس مش با روش‌های مختلفی ضد عفونی شده تا برای پیوند داخل بدن مناسب گردند. لازم به ذکر است در حال حاضر مش‌های جراحی مصنوعی غیرقابل جذب با پایه پلیمری همچنان بیشترین کارآمدی را در میان انواع مش دارند و بیشتر از سایر مش‌های جراحی مورد استفاده قرار می‌گیرند. اگرچه احتمال عود فتق در صورت استفاده از مش جراحی بسیار کاهش یافته است، اما مش‌های جراحی همچنان ایده آل نبوده و مشکلات و عوارض جانبی از قبیل ایجاد عفونت، چسبندگی و ... را به همراه دارند. بخش عمده‌ای از این مشکلات و عوارض، ناشی از جنس و ساختار مش‌های جراحی می‌باشد، به منظور فائق آمدن بر این مشکلات، تحقیق در زمینه بهبود ساختار و خواص مش‌های جراحی و افزایش سازگاری آنها با بدن ادامه دارد.

پژوهش‌ها نشان داده است که حتی در مواردی که مش‌ها از یک جنس تولید می‌شوند اما به علت تفاوت در ساختمان بافت مش که ناشی از تفاوت در طرح بافت و سایر متغیرهای تولید مانند تراکم طولی و عرضی است، مش‌ها رفتارهای متفاوتی را از خود نشان می‌دهند. خواص ساختاری مش‌های جراحی شامل نوع مش جراحی و جنس آن، اندازه منافذ، تخلخل و وزن واحد سطح مش جراحی و خواص مکانیکی مش‌ها شامل استحکام کششی، استحکام ترکیدگی، مقاومت بر خوردگی و حفظ استحکام بخیه از اهمیت ویژه‌ای برخوردارند و بر خواص عملکردی مش جراحی بعد از پیوند داخل بدن موثر می‌باشند. در واقع با تغییر متغیرهای تولید پارچه‌های حلقوی سوراخ‌دار مورد استفاده در مش جراحی شامل طرح بافت (حرکت شانه‌های راهنما)، نخ کشی، ظرافت نخ و ... می‌توان خواص ساختاری و مکانیکی مش‌های جراحی بهینه نمود و به این ترتیب مشکلات و عوارض جانبی پس از پیوند مش جراحی را کاهش داده و به درمان کارآمدتری دست یافت؛ به عبارت دیگر می‌توان مش جراحی سازگارتری با بدن تولید نمود.

برش می‌خورد ساختار خود را به‌ویژه در حاشیه‌ها حفظ می‌کند و به عبارت دیگر قابلیت برش خوبی دارند. مش‌های جراحی با ساختار بی بافت نیز در مواردی استثنایی مورد استفاده قرار می‌گیرند [۲]. پس از تولید مش‌های جراحی، لازم است که مش‌ها برای قرارگیری داخل بدن آماده سازی شوند. آماده سازی مش‌ها شامل فرآیند تثبیت ابعادی آن‌ها به وسیله حرارت و ضد عفونی کردن مش‌ها می‌باشد [۳۱].

برای ضد عفونی کردن مواد ساخته شده از پلیمرهای مختلف وجود دارد که شامل ضد عفونی کردن با هوای خشک، ضد عفونی کردن با بخار (هوای مرطوب)، ضد عفونی کردن با اتیلن اکساید، ضد عفونی کردن با هیدروژن پراکساید، ضد عفونی کردن با اوزون و ضد عفونی کردن با اشعه گاما می‌شود. بیشتر مش‌های تجاری مصرفی از دو پلیمر پر کاربرد پلی پروپیلن و پلی استر تولید می‌شوند. بهترین روش‌ها برای ضد عفونی کردن مش مصنوعی غیرقابل جذب از جنس پلی پروپیلن، استفاده از اتیلن اکساید، اوزون یا هیدروژن پراکساید برای ضد عفونی کردن می‌باشد، در حالی که دیگر روش‌ها مثل استفاده از اشعه گاما برای ضد عفونی کردن مش‌های پلی پروپیلنی مناسب نمی‌باشد. بهترین روش‌ها برای ضد عفونی کردن مش مصنوعی غیرقابل جذب از جنس پلی استر، استفاده از اشعه گاما، هیدروژن پراکسید و اتیلن اکساید است در حالی که روش‌های دیگر مانند استفاده از حرارت خشک یا مرطوب برای ضد عفونی کردن مش‌های پلی استری مناسب نیست [۳۱].

جمع بندی و نتیجه گیری

مش‌های جراحی دسته‌ای از منسوجات پزشکی هستند که در درمان فتق و درمان بیماری افتادگی اندام‌های لگنی مورد استفاده قرار می‌گیرند. در حال حاضر بیش از ۷۰ نوع مش جراحی به صورت تجاری تولید و مورد استفاده قرار می‌گیرند. مش‌های جراحی از مواد مصنوعی

مراجع

1. Bartels.V. T.. Handbook of medical textiles. 1st edition. Woodhead Publishing Limited. New Delhi. 2011.
2. Zhu. L. M.. Schuster. P.. Klinge. U.. Mesh implants: An overview of crucial mesh parameters. World J GASTROINTEST SURG.. 7. 226–236. 2015.
3. Baylón. K. et al.. Past, Present and Future of Surgical Meshes: A Review. Membranes. 7(3).No. 47. 2017.
4. Prashanth. K.. Ayyathurai. R.. Gomez. C.. Evaluation of Current Synthetic Mesh Materials in Pelvic Organ Prolapse Repair. Curr. Urol. Rep.. 13. 240–246. 2012.
5. Mirjavan. M.. Asayesh. A.. Asgharian Jeddi. A.. The effect of fabric structure on the mechanical properties of warp knitted surgical mesh for hernia repair. J Mech Behav Biomed Mater.. 66. 77-86. 2017.
6. Kingsnorth. A.. LeBlanc. K.. Management of Abdominal Hernias. 4th Edition. Springer-Verlag. London. 2013.
7. Pollard. B.. Handbook of Clinical Anaesthesia. 3th edition. Hodder Arnold. Manchester. 2011.
8. Hernia (Abdominal Hernia) 9 Types, Symptoms, Causes, and Surgery. Benjamin Wedro. http://www.medicinenet.com/hernia_overview/article.htm. (Last visited 25 December 2019).
9. What Is a Hernia?. Carol DerSarkissian. <http://www.webmd.com/digestive-disorders/understanding-hernia-basics> (Last visited 25 December 2019).
10. Zogbi. L.. The Use of Biomaterials to Treat Abdominal Her-

- nias. *Biomaterials Applications for Nanomedicine*. Chapter 18. Intech. London. 2008.
11. Dumanian. G.. Thorne, C.. *Abdominal wall reconstruction*. Grabb and Smith's Plastic Surgery. 6th Edition. Chapter 69. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia. 2007.
 12. Surgical Mesh and their Fixation. Alam Shah S.. https://www.slideshare.net/shahzadalamshah/surgical-meshes?-qid=4305fb7f-7632-4202-a386-9d0771bf9a6c&v=&b=&-from_search=1. (Last visited 25 December 2019).
 13. Gaoming. J.. Xuhong. M.. Dajun. L.. *Process of Warp Knitting Mesh for Hernia Repair and its Mechanical Properties*. FIBRES TEXT EAST EUR.. 13. 44-46. 2005.
 14. Schumpelick. V.. Nyhus. L. M.. *Meshes: Benefits and Risks*. Springer Berlin Heidelberg. New York. 2003.
 15. Latifi, R.; *Surgery of Complex Abdominal Wall Defects*, 2st Edition, Springer International Publishing AG., New York, 2017.
 16. Klinge. U.. Park. J.. Klosterhalfen. B.. *The Ideal Mesh?*, PATHOBIOLOGY. 80. 169-175. 2013.
 17. Burns-Heffner. C.. *Development of Explant Registry and Mechanical Testing of Pristine and Explanted surgical mesh*. Dissertation, Clemson University. 2014.
 18. Miao. L. et al.. *Physical Characteristics of Medical Textile Prostheses Designed for Hernia Repair: A Comprehensive Analysis of Select Commercial Devices*. Materials. 8(12). 8148–8168. 2015.
 19. Junge, K.. Klinge. U.. Prescher. A. et al.. *Elasticity of the anterior abdominal wall and impact for reparation of incisional hernias using mesh implants*. Hernia. 5. 113–118. 2001.
 20. Bilsel. Y.. Abci. I.. *The search for ideal hernia repair: mesh materials and types*. Int J Surg. 10 (6). 317-321. 2012.
 21. Weyhe. D. et al.. *Large pore size and controlled mesh elongation are relevant predictors for mesh integration quality and low shrinkage e Systematic analysis of key parameters of meshes in a novel minipig hernia model*. Int J Surg. 22. 46-53. 2015.
 22. Deeken. C.. Abdo, M.. Frisella. M.. Matthews. B.. FACS.. *Physicomechanical Evaluation of Polypropylene, Polyester and Polytetrafluoroethylene Meshes for Inguinal Hernia Repair*. J. Am. Coll. Surg.. 212(1). 68-79. 2011.
 23. Todros. S.. Pavan. P.. Pachera. P.. Natali. A.. *Synthetic surgical meshes used in abdominal wall surgery: Part II—Biomechanical aspects*. J Biomed Mater Res A. 105(4). 892–903. 2017.
 24. Adelman. D.M.. *Bovine versus Porcine Acellular Dermal Matrix: A Comparison of Mechanical Properties*. Plast Reconstr Surg Glob Open. 2(5). 2014.
 25. Pensalfina. M. et al.. *The suture retention test, revisited and revised*. J Mech Behav Biomed Mater.. 77. 711-717. 2018.
 26. Dietz. H.P. et al.. *Mechanical properties of urogynecologic implant materials*. Int Urogynecol J. 14. 239-243. 2003.
 27. Sanders. D. L. et al.. *Mosquito Net Mesh for Abdominal Wall Hernioplasty: A Comparison of Material Characteristics with Commercial Prosthetics*. World J. Surg.. 37(4). 737–745. 2013.
 28. Cobb. W. et al.. *Textile Analysis of Heavy Weight, Mid-Weight, and Light Weight Polypropylene Mesh in a Porcine Ventral Hernia Model*. J. Surg. Res.. 136. 1-7. 2006.
 29. [29] Feola. A.. Barone. W.. Moalli. P.. Abramowitch. S.. *Characterizing the ex vivo textile and structural properties of synthetic prolapse mesh products*. Int Urogynecol J. 24(4). 559–564. 2013.
 30. Dahesh. M.B.. Asayesh. A.. Jeddi. A.A.A.. *The effect of fabric structure on the bursting characteristics of warp-knitted surgical mesh*. J TEXT I.. Published online. 2019.
 31. Rogers. W.J.. *Sterilisation of biomaterials and medical devices*. Chapter 7. 151-211. Woodhead Publishing Series in Biomaterials. New Delhi. 2012.

An overview of the most important structural and mechanical properties of surgical meshes

Melika Badin Dahesh¹, Azita asayesh^{2*}, Ali Asghar Asgharian Jeddi³

1, 2, 3- Textile Engineering Department, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran

Abstract

Surgical mesh is a porous layer that is produced from polymeric monofilaments such as polypropylene using a warp knitting method. Surgical mesh is widely used for hernia repair and pelvic organ prolapse. A hernia is a protrusion of the whole or part of a viscus from its normal position through an opening in the wall of its containing cavity. For hernia repair, the defect should be closed with suture and/or surgical mesh by a conventional/laparoscopy surgical operation. Surgical meshes can be made from stable (non-resorbable) polymers, resorbable polymers, natural polymers, or their composites. An ideal prosthesis should be strong, flexible, non-sensitizing and non-reacting. The type of surgical mesh, pore size, porosity and area density of surgical mesh have special effects on the properties of surgical mesh and its performance after a surgical operation. Among the mechanical properties of meshes, tensile strength, bursting strength, tearing resistance and suture retention strength are important and affect the functional properties of a surgical mesh after in vivo transplantation. This is a short review of surgical meshes and their required properties.

Keywords

Surgical mesh,
mechanical properties,
structural properties,
hernia repair,
medical textiles

(*) Address Correspondence to A. asayesh, Email: A_asayesh@aut.ac.ir