

استفاده از بخیه برای دوخت و دوز نسوج انسان به روزگار باستان برمیگردد. هند قدیم شاید بیشترین مهارتهای جراحی را داشته باشد و به نظر میرسد که مصریان باستان، بابلیان، ایرانیان و اعراب اطلاعات جراحی را از آنها بدست آورده اند. کتاب خلاصه ای در طب که ۶۰۰ سال قبل از میلاد مسیح توسط یک پزشک هندی نگاشته شده است، نخهای ساخته شده از کتان، کف، چرم، موی اسب و تاندونهای حیوانات را توضیح میدهد. در حدود ۱۰۰۰ سال قبل از میلاد، از مورچه های غول پیکر برای دوختن زخمها استفاده شده است که پس از سوار کردن آنها روی زخم و گاز گرفتن، سر آنها را جدا کرده و در محل زخم رها میکردند.

جالینوس در قرن دوم میلادی بخیه زدن تاندونهای پاره شده گلا دیاتور هارا با کاتکوت انجام داده است و همین طور او از ابریشم به عنوان نخ قوی استفاده کرده است. رازی پزشک ایرانی در قرن سوم هجری اولین کسی است که استفاده از کاتکوت را برای دوختن جدار شکم معرفی کرده است.

ابوعلی سینا دانشمند ایرانی اولین کسی است که نخ تک رشته ای را برای دوخت و دوز بکار برده و برای این منظور از موی خوک استفاده کرده است.

آلبوکاسیس پزشک اسپانیایی هم عصر بو علی سینا، استفاده از کوتر را برای بند آوردن خونریزی رانه کرد و از وسایل برای دوختن زخم استفاده نمود و همینطور نخ بخیه حلقه ای (LOOP) را که تا امروزه با توسعه نخهای ساختنی تک رشته ای رایجتر شده است، را معرفی کرد.

هنری دی ماندویل (۱۲۶۰-۱۳۲۰) برای کاهش عفونت زخم به هموستاز کافی و استفاده از سوزنهای برا و تمیز اشاره میکند. Guy de Chauliac (۱۳۰۰-۱۳۶۷) از بخیه برگشته برای دوختن روده استفاده کرده است.

قرنها مشکل عفونت زخم برای پزشکان مساله مهمی بود تا اینکه جوزف لیستر نخ سترون شده کاتکوت را ارائه کرد. بعدا آغشته کردن کاتکوت با نخ کرومیک برای تاخیر جذب آن آغاز شد و با ه مه اینها عفونت زخم هنوز یک مشکل به حساب می آمد. ماریون سیمز سیم نقره ای را با نتایج موفق بکار برد.

تئودور کوخر استفاده از نخ سیلک را جایگزین سیم نقره ای نمود و با توجه به نتایج آن هاستد در سال ۱۸۸۲ مصرف سیلک را عمومی کرد و پس از بیست سال بحث و جدل، سیلک به عنوان مهمترین نخ قابل دسترس مورد قبول واقع شد. در دهه های بعدی مقارن با جنگ جهانی دوم با ارائه نخ ساختنی غیر قابل جذب و در دهه های اخیر با ارائه نخهای قابل جذب ساختنی تحول عمده در جراحی پیش آمد.

تعریف نخ ایده آل:

یک نخ ایده آل برای مصرف در جراحی میبایستی خصوصیات زیر را داشته باشد: با اینکه تا امروز هیچ نخ‌ی تمام خصوصیات زیر ندارد و مزایا و معایب را باهم دارا میباشد، ولی هر کدام از خصوصیات زیر مزیتی محسوب میگردد: در هر عمل جراحی قابل مصرف باشد. به راحتی قابل استفاده و در دست جراح جمع و جور شود. عکس العمل بافتی کمتری داشته باشد. برای رشد باکتری مناسب نباشد. توانایی بالایی در مقابل شکستن داشته باشد. گره های قابل اعتماد و کمتری لازم باشد. به راحتی استریل گردد. موجب الکترولیز نگردد. نفوذ ناپذیر باشد. ایجاد حساسیت نکند. در این راستا، در طی سالیان متمادی ابتدا از مواد موجود در طبیعت استفاده شده است به نحوی که از روده حیوانات (گوسفند، کانگرو، گاو) برای ساختن نخ خقابل جذب (کاتگوت) و از کرم ابریشم برای ساختن نخ غیر قابل جذب (سیلک) و نیز از مواد گیاهی مثل پنبه برای ساختن نخ غیر قابل جذب (LINEN) استفاده شده است.

اندازه نخها:

انتخاب طول نخ با اینکه اهمیت زیادی در جراحی ندارد، ولی برای صرفه جویی و در عین حال جمع و جور کردن راحت بهتر است به طول نخ نیز توجه شود که ب حسب سانتیمتر روی بسته بندیهای داخلی نخ منعکس شده است. کلفتی نخ برای مصرف آن اهمیت فراوانی دارد که به دوصورت نامگذاری شده است. واحد متریک که نشانگر اندازه قطر نخ بر حسب یک دهم میلیمتر میباشد و روی پوشش نخ به صورت یک عدد نشان داده می شود که مقابل آن کلمه متریک نوشته شده است.

واحد USP و یا UP که به ترتیب مخفف united state pharmacopiea و uropean pharmacopiea میباشد و نامگذاری مرسوم نخها میباشد که برای نخهای قابل جذب از "۶/۰" تا صفر و سپس تا "۴" و برای نخهای غیر قابل جذب از

"۱۲/۰" تا "صفر" و سپس تا "۵" وجود دارد. نخ قابل جذب "صفر" و نخ غیر قابل جذب "۱" معادل واحد متریک "۴" و به عبارتی قطر "۰/۴" میلی‌متر می‌باشد.

نخ تک رشته ای :

از یک رشته ماده سازنده نخ تشکیل شده است. این نوع نخ به علت صافی سطح آن از بافت مورد نظر آسانتر عبور میکند و آسیب بافتی کمتری ایجاد میکند و به علت نفوذ ناپذیر بودن و یکدست بودن آن محلی برای جایگزینی باکتریها ندارد. نخ تک رشته ای بدگره میخورد و انتهای قطع شده این نوع نخ عمل تحریک کننده بافت محسوب میگردد و در مواردی که از نخ تک رشته ای غیر قابل جذب استفاده میکنیم ، ارجح است که دوخت و دوز به صورت پیوسته انجام گردد و انتهای نخ در داخل نسج کاشته شود تا از تحریک پوست و احساس توده نخ توسط بیمار جلوگیری به عمل آید. این نوع نخ در گرہ اول به علت لغزندگی ممکن است شل شود و در گرہ های بعدی نیز باید دقت بیشتری شود که در پشت گرہ اول جا بگیرد. به همین علت ۴ تا ۶ گرہ لازم است تا از باز شدن آنها اطمینان حاصل شود.

نخ چند رشته ای :

نخ چند رشته ای شامل نخ‌های بافته شده Braided و نخ‌های تافته شده Twisted می‌باشد. این نخها به علت داشتن رشته های متعدد، قویتر از نخهای تک رشته ای هستند و قابلیت تاخوردن بهتری دارند و نرم نیز می‌باشند و به همین دلایل بهتر گرہ میخورند. اطمینان از گرہ آنها نیز بالاست. بنابراین تعداد گرہ بین ۳ و حداکثر ۴ عدد برای اطمینان از باز نشدن کافی است. در نخهای چند رشته ای ، فضاهای ریز بین رشته ها محلی برای تجمع باکتریهاست. سلولهای ماکروفاژ در لابلای رشته های نخ وارد نشده و در نتیجه باکتریها تخریب نمی گردند. ب علاوه این فضاها راهی برای عبور مایع از کنار بخیه ایجاد میکنند که این خاصیت موئینه ای سبب انتقال عفونت میشود. برای پیشگیری از این مشکلات ، سطح این نخها را پوشش میدهند که سبب بسته شدن فضاهای بین رشته های نخ میگردد.

نخ طبیعی:

مواد این نخها از منابع حیوانی (مخاط و سرورز روده حیوانات علفخوار برای تهیه کاتکوت و کرم ابریشم برای تهیه سیلک) و یا گیاهی (پنبه برای تهیه linen) به دست می آیند. استفاده از این نوع نخها آسان و راحت بوده و گرہ های مطمئن دارند. پ

طبیعی بودن منشا این نخها سبب عکس العمل دفاعی بدن به وسیله سیستم ایمنی به عنوان یک جسم خارجی میگردد و موجب پس زدن آنها میشود. این عکس العمل سبب درد و ناراحتی در محل بخیه ها میگردد. زمان جذب نخهای قابل جذب طبیعی به عوامل متعددی بستگی دارد و به همین علت غیر قابل پیش بینی می باشد.

نخهای ساختنی:

این نخها با پدید های صنعتی با دست انسان ساخته میشوند و انواع قابل جذب و غیر قابل جذب دارند. مواد قابل جذب چون به طریقه شیمیایی حل شده و سپس جذب میشوند، نسبت به مواد طبیعی بدون واکنش میباشند. مواد غیر قابل جذب ساختنی خنثی بوده و وقتی مصرف میشوند، فقط در صورت تشکیل کپسول بدون عوارض جانبی واضح باقی می مانند.

توانایی کشش :

توانایی کشش، به توانایی نخ برای برای حمایت بافتها در مقابل نیروی باز شدن لز یکدیگر اطلاق میشود. در نخهای قابل جذب کاهش توانایی کشش نخ و یا از بین رفتن آن دلیلی برای از بین رفتن توده نخ نیست. در مرحله اول جذب تحت تاثیر آنزیمها و یا آب ، الیاف نخ از هم باز میشوند بدون اینکه ترکیبات اصلی آن جذب شده باشند و حتی با از بین رفتن کامل توانایی کشش توده آن قابل دیدن است.

در نخهای غیر قابل جذب نیز با جذب شدن آب در ساختمان نخ ، توانایی کشش آن رو به کاهش می رود و زمانی میرسد که نخ حمایت بافتی ندارد و فقط به عنوان یک توده از مواد طبیعی یا ساختنی باقی میماند.

توانایی کشش: قوی (سیم ، فلز) متوسط (ساختنی: نایلون و پلی پروپیلن) ضعیف (طبیعی: سیلک و کاتکوت)

توانایی شکست:

توانایی شکست نخها عبارت است از تحمل بار وارده به واحد مقطع نخ که بر حسب kg/cm^2 مشخص میشود و در عمل به نیروی اطلاق میگردد که بدون در نظر گرفتن قط نخ سبب پاره شدن آن مکیشود.

وقتی که یک نخ به صورت گره برای نزدیک کردن یک بافت به کار میرود توانایی کشش موثر آن تقریباً دوبرابر توانایی شکست نخ میباشد.

پوشش دادن روی نخها برای کاهش خاصیت موئینه پذیری در نخهای چند رشته ای است که سبب ورود دیررس آب به داخل الیاف نخ میشود و از کاهش سریع توانایی کشش نخ جلوگیری میکند. از طرف دیگر حرکت مایع و باکتریها در اطراف رشته های نخ و همچنین ورود میکروارگانیسمها در لابلای نخهای چند رشته ای را کاهش میدهد. اگر پوشش نخ سبب سخت شدن نخ گردد، گره خوردن آن مشکل و اطمینان از گره ها کم میشود.

انواع پوشش نخها: موم، سیلیکون، پلی تترا فلورو اتیلن، پلی بوتیلات، پلی اتر آمید، ترکیب پلی اتیلن اکساید و پلی پروپیلن اکساید، ترکیب کاپرو لاکتون و گلیکو لاید، ترکیب اسید استئاریک و موم، کوپلی مرگلیکولید و لاکتید

پوشش دادن سیلیک با موم اولین بار توسط استاد جراحی اعصاب در ادینبورگ بنام "نورمن دات" انجام شد. علاوه بر بدست آوردن مزایای پوشش، سبب سفت شدن نخ گردید و گره زدن آن را بهتر کرد. همچنین لغزیدن گره هارا روی هم آسانتر نمود. قبل از پوشش دادن سیلیک با موم آن را در بسته بندیهای مرطوب نگهداری میکردند که سبب کاهش توانایی کشش نخ میشد که با پوش موم از کاهش توانایی آن نیز جلوگیری شد.

تا اوایل دهه ۱۹۵۰ سیلیک را بصورت مرطوب بسته بندی میکردند. با پیشرفت جراحی قلب لزوم استفاده از نخ سیلیک نرم شده احساس شده که سیلیک را به صورت خشک بسته بندی و در حین عمل با پارافین نرم میکردند و پس از مدتی استفاده از پوشش مخلوط موم و سیلیکون وبسته بندی خشک سیلیک مرسوم گردید.

بیشترین نوع پوشش که برای نخهای غیر قابل جذب ساختنی استفاده میشود، سیلیکون و پلی تترا فلورو اتیلن میباشد. پیشرفتهای اخیر در پوشش نخها از پلی بوتیلات استفاده میگردد. این پوشش به علت گرایش به پایه پلی استر الیاف نخ، پوسته پوسته نمیشود و مقدار ماده پوشش دهنده قابل کنترل بوده و صافی سطح پوشش فوق العاده است که سبب آسیب کمتر به بافت میگردد. اخیرا با استفاده از پلی اترامید به عنوان پوشش نخ، گره خوردن نخهای ساختنی بهتر شده، بدون اینکه اعتماد از گره ها کاهش یابد و یا توانایی نخ کم شود. با استفاده از پلی اتیلن و پلی پروپیلن اکساید با مقدار ۳۰ و ۷۰ درصد به عنوان پوشش نخ که فقط یک دهم تا هشت دهم درصد وزن نخ را تشکیل میدهد، نتیجه بهتری برای پوشش دادن نخها حاصل شده است. همچنین کوپلی مرکاپرولاکتون و گلیکولید به عنوان پوشش، تا شدن نخ را بهتر کرده و بدون تاثیر روی خصوصیات فیزیکی و جذب نخها، گره پذیری آنها را بهبود بخشیده است.

طریقه استریل کردن نخها:

استریل کردن نخها به دو صورت انجام میشود:

۱- پرتو تابی: برای استریل کردن به طریقه پرتوتابی از اشعه گامای حاصل از منشاء کبالت ۶۰ و یا بمباران الکترونیکی از تشدید کننده خطی استفاده میشود. این روش برای وسایل یکبار مصرف که فقط یک بار استریل کردن لازم دارند، بکار میرود. اشعه گامای حاصل از کبالت ۶۰ قدرت نفوذ بیشتری نسبت به تشدید کننده خطی دارد.

وسایل یا نخ استریل شده از این طریق نباید مجدداً به وسیله گاز اتیلن اکساید اسریل شوند. استریل کردن نخها با پرتو تابی در یک مرحله انجام می پذیرد. پس از این که نخ داخل مقوای نگهدارنده قرار داده میشود در یک پوشش گذاشته شده و پرس میگردد، سپس پوشش داخلی حاوی نخ و مقوای آن در یک پوشش دیگر قرار داده شده و مجدداً پرس میشود. بعد از این مراحل نخها همراه پوشش اول و دوم در جعبه یا مقوای نازک قرار داده شده و تحت پرتو تابی قرار میگیرند.

۲- گاز اتیلن اکساید (C_2H_4O): گاز بدون بو و مزه و بدون آسیب روی فلزات برای استریل کردن نخها به کار میرود. استریل کردن با گاز اتیلن اکساید توجهات بیشتری لازم دارد. این گاز برای استریل کردن لوازمی که تحمل درجه حرارت ۵۰-۶۰ درجه سانتیگراد را دارند استفاده میشود. در این روش باید کنترل دقیقی روی خصوصیات آتاشزا بودن - توکسیسیته و بررسی دقیق استریل شدن اعمال گردد.

گاز اتیلن اکساید در سال ۱۹۴۹ توسط Philip و Kays برای استریل کردن طبی به کار رفته است. از نظر شیمیایی این ماده سبب قلیایی شدن پروتئینهای میکروارگانیسمها میشود و تعادل آنها را به هم میزند. اگر این پدیده به درستی انجام شود، واکنش غیر قابل برگشت است و میکروارگانیسم قلیایی شده احیا نخواهد شد. این گاز در درجه حرارت ۱۰/۷ درجه سانتیگراد به جوش می آید و به سرعت پخش میشود و از بسته های -پلاستیک-لاستیک و سیلیکون و روغن عبور میکند. گاز خالص اتیلن اکساید یک ونیم برابر سنگین تر از هوا و شدیداً آتاشزا است. برای پرهیز از خطر آتشزایی آن میتوان آن را با یک گاز خنثی مثل دی اکسید کربن به نسبت ۱۰ درصد اتیلن اکساید و ۹۰ درصد دی اکسید کربن) و یا فلوروکربن) به نسبت ۱۲ درصد اتیلن اکساید و ۸۸ درصد فلورو کربن) مخلوط کرد. توجهات دقیق برای سلامتی کارکنان در معرض گاز EO باید مبذول شود. استنشاق این گاز سبب توکسیسیته حاد و تحریک چشمها و دستگاه تنفسی، سردرد، تهوع و استفراغ

میشود.

آلودگی وسایل استریل شده مثل ماسک بیهوشی، لولخه تراشه و کاتترها سبب ایجاد درماتیت و سوختگی بیماران میگردد. البته این عوارض موقعی اتفاق میافتد که پس از استریل کردن، هوای استریل خنثی از روی وسایل استریل شده به قدر کافی عبور داده نشود. دو نوع ماشین برای استریل کردن با گاز اتیلن اکساید به کار میرود:

الف) ماشین با فشار مثبت که مخلوطی از گاز اتیلن اکساید و گاز CO₂ از یک سیلندر وارد آن میشود. در فشار بالا در مدت ۳۰ دقیقه و در فشار پائین ۱۲۰ دقیقه، عمل استریل انجام میشود. زمان لازم برای استریل کردن بین ۱۹۵ تا ۳۳۰ دقیقه میباشد.

استریل کردن نخها با گاز EO در دو مرحله انجام میشود. ابتدا نخ روی مقوای نگهدارنده سوار شده و در پوشش داخلی قرار میگردد. سپس در معرض گاز اتیلن اکساید قرار داده میشود و پس از آن در محیط کاملاً استریل پوشش داخلی آن بدون درز میگردد. سپس در پوششش دوم قرار داده میشود، پس از بدون درز کردن پوشش دوم، در داخل جعبه های با مقوای نازک قرار گرفته و مجدداً با اتیلن اکساید استریل میشوند.

طریقه استریل کردن نخها روی بسته بندی آنها به صورت (EO) و (☒) نمایانگر اتیلن اکساید و اشعه گاما میباشد. مدت زمان استریل باقی ماندن نخها ۵ سال میباشد که روی بسته بندی اتیکون در چند سال اخیر زمان تولید و انقضا که همان زمان استریل بودن نیز میباشد منعکس میگردد. مدت زمان استریل باقی ماندن برای نخ پلی گلاکتین (ویکریل) ۹۱۰ کوتاهتر است.

جذب نخها:

بدن انسان با نخ به عنوان یک جسک خارجی عمل کرد و سعی میکند آن را تخریب نماید. سیستم دفاعی بدن نخ قابل جذب را حل کرده، از بین میبرد ولی نخ مقاوم در مقابل تخریب را فقط پوشش دار میکند (کیپول سازی)

بخش دوم: مش ها

۱- معیارهای انتخاب مش (پروتز): برای انتخاب یک مش مناسب در ترمیم جدار شکم وفتقها و پرولاپس رکتوم و فتق دیافراگماتیک و ازوفازیت برگشتی و دیگر موارد لازم است معیارهای زیر در نظر گرفته شوند:

۱- خنثی بودن ۲- سترون کردن آسان ۳- قابلیت انعطاف ۴- توانایی فوری ۵- توانایی دایمی ۶- عبور اشعه ایکس ۷- در دسترس بودن ۸- عکس العمل آماسی متوسط ۹- فعالیت فیبروبلاستیک قوی ۱۰- قیمت ارزان

۲- عوامل موثر در عکس العمل بدن نسبت به مش:

- ۱- مهمترین عامل سوراخهای مش می باشد که سرعت رشد بافت داخل مش و کپسول دار شدن مش را تعیین میکند.
- ۲- الیاف حلقوی ریز بهتر از الیاف درشت با مقطع نامنظم کپسول دار می شوند.
- ۳- الیاف نباید مواد توکسیک آزاد کنند و همین طور از آلودگی های سطحی مثل لوبریکنتها عاری باشند.
- ۴- خصوصیات پلی مر در موفقیت یک پروتز موثر است که به نام فساد زیستی **biodegradability** نامیده می شود. پلی آمید ماده ای است با راکسیون زیاد که تمام توانایی خود را پس از دو سال در اثر فساد زیستی از دست می دهد. **p.T.F.E** کمترین راکسیون را دارد و پلی پروپیلن و پلی استرها ما بین این دو طیف قرار دارند.

۳- مشکلات استفاده از مش ها: در مصرف مش ها

- ۱- درد ۲- تکه تکه شدن ۳- خارج شدن ۴- از دست دادن زود رس توانایی کشش ۵- مقاومت ضعیف در مقابل عفونت ۶- ایجاد چسبندگی ۷- فیستولهای روده ای ۸- مهاجرت به داخل احشا از مشکلات اصلی آنها می باشند.

۴- انواع مش:

مش ها را می توان به طریق زیر تقسیم بندی کرد:

الف) مش های غیر قابل جذب

- ۱- مش فلزی ۲- رزین های ترمو پلاستیک ۳- رزین های سخت شده با حرارت ۴- بافت طبیعی

ب) مش های قابل جذب (ج) مش های ترکیبی (دو لایه) (د) الیاف کربن

۵- مش های فلزی (Metal Mesh):

این نوع مش از سیم تک رشته ای بافته شده ساخته شده است که قبلا مورد استفاده زیادی داشت. خاصیت تاشوندگی ندارد و نسبتا سفت است و سبب عکس العمل آماسی در اطراف خود می شود که یک اسکار جدید نسبتا نازکی ساخته می شود. در اثر حرکات بدن به علت تاشدگی مکرر می شکنند و برای احشا خطرناک است. این نوع مش در جراحی مدرن استفاده زیادی ندارد. از نمونه های آن **stainless steel-tantalum** می توان نام برد.

۶- Silastic:

یک ماده نسبتا ضخیم و سفت از الاستومر سیلیکون تقویت شده که سبب عکس العمل مختصر آماسی می شود. برای بستن موقت جدار شکم در کودکان (امفالوسل و گاسترو شیزیس) و گاهی به عنوان لایه زیرین مش دو لایه ای برای دوختن جدار شکم در بالغین استفاده می شود.

۷- فاسیالاتا (Fascialata):

یک بافت طبیعی که از قسمت خارجی ران به دست می آید. این بافت تاشونده و محکم بوده و الاستیسیته کمی دارد. این ماده قبلا در ترمیم فتق استفاده می شد ولی مدت ها است که مصرف آن متروک شده هست. دلیل متروک شدن مصرف آن مقدار محدوده قابل دسترس حتی در مواردی که از دو ران به دست می آید و لزوم برش های اضافی در اندام تحتانی برای به دست آوردن آن می باشد.

۸- Gelatin Film:

نسبتا شکننده بوده و تا شونده نیست و به آسانی بخیه نمی شود. مزیت آن حل شدن سریع آن است که گاهی برای پوشاندن روده ها به عنوان پوشش موقت استفاده می شود. با اینکه گاهی به عنوان یک ماده مکمل در ترمیم با مش ها استفاده می شود ولی هرگز نباید به عنوان یک پروتز تنها در ترمیم جدار شکم به کار رود.

۹- مش پلی استر (Mersilen -Dacron) Polyester Mesh

از الیاف پلی استر بافته شده تشکیل شده است و در ایجاد بافت همبندی تحریک کمتری ایجاد می کند.

۱۰- Expanded polytetrafluoroethylene: EPTFE (Gore-tex)

این نوع مش به صورت ورقه نمدی شکل استفاده می شود و ایاف آن به صورت نامنظم و توهم رفته هستند. این نوع مش نسبت به نوع پلی پروپیلن تا شونده تر است ولی از نظر کش آمدن مشابه هم هستند عکس العمل کمی ایجاد میکند و با لایه های بافت اسکار احاطه می شود که اتصالات شلی به آن دارند. این نوع مش اخیرا مورد استفاده قرار گرفته و تجربه ناکافی برای قضاوت در نقش آن در ترمیم فتق وجود دارد.

pTFE نوع اولیه به صورت بافته شده خلل و فرج دار (porous weave) مصرف شده که به علت گرایش به عفونت و پس زدگی مناسب نمی باشد. نوع جدید تر آن به صورت بافته شده منبسط (expanded-weave) در سال ۱۹۷۰ معرفی شد که به عنوان یک گرافت عروقی تایید شد و گزارشات مصرف آن در جدار شکم به نظر قابل قبول می باشد.

به نظر می رسد که عیب اصلی آن در جدار شکم تجمع سروما باشد که توسط بعضی از محققین در مورد آن بحث وجود دارد.

طبق نظر Lichtenstein و همکارانش م PTFE دارای ساختمان ذگره دار بوده و تعداد زیادی منافذ ریز دارد که باکتریها در

آن منافذ گیر می کنند و چون باکتریها قطر حدود یک میکرون داشته و گرانولوسیت های نوتروفیل دارای قطر حدود ۱۴-۱۲ میکرون می باشند لذا گرانولوسیت ها نمی توانند از منافذ عبور کنند و در نتیجه دفاع بدن در مقابل عفونت کاهش می یابد. به

علاوه این نوع مش تحریک کافی برای انفیلتراسیون فیبروبلاستها ایجاد نمی کند و همچنین به سرعت در محل ثابت نمی

شوند. با توجه به موارد فوق مصرف آن در ترمیم هرنی کمتر توصیه می گردد. بعضی از مطالعات نشان داده است که PTFE

سبب چسبندگی کمتری نسبت به پلی پروپیلن به روده ها می شود که احتمالا به علت رشد کمتر فیبروز در فضاهای کوچک

بین الیاف PTFE می باشد. در یک مطالعه روی حیوانات توسط Brown و همکارانش و مقایسه مارلکس (پلی پروپیلن) و

PTFE نشان داده است که مارلکس حساسیت بیشتری به کاشته شدن استافیلوکوک دارد با اینکه اختلافی در آلودگیهای چند میکروبی بین این دو نوع مش وجود ندارد.

۱۱-مش پلی پروپیلن: polypropylene (Marlex-Prolen)

این نوع مش اخیرا بیشترین مصرف را در ترمیم فتق ها دارد. از الیاف تک رشته ائی بافته شده ساخته شده است که الاستیسیته کمتری دارد و کش نمی آید. پلی پروپیلن ابتدا با ترشح سروس serous exudation سبب عکس العمل دسموپلاستیک در بافت شده و ورقه ای از اسکار تشکیل می دهد که مش به عنوان داربست آن عمل میکند و سپس مش در اسکار متراکم و گم می شود.

در انستیتو هرنی Lichtenstein در تجربیات روی هزاران مورد طی سالیان متمادی از سه نوع مش استفاده شده است که فقط مش پلی پروپیلن خواصیک مش ایده آل را داشته است. در ده سال گذشته در این انستیتو پلی پروپیلن مصرف می شده که نشان داده شده است که انفیلتراسیون فیبروز خیلی سریع بوده پس از چند هفته در آوردن مش تقریبا غیر ممکن و گاهی اوقات غیر قابل تشخیص می باشد.

در صورت وجود عفونت در حضور پلی پروپیلن لزومی به خارج کردن مش وجود ندارد و باز کردن عفونت از محل انسزیون همانند یک زخم عفونی کافی می باشد.

مصرف این نوع مش در فتق های وینترال با احتمال چسبندگیهای داخل شکمی و ایجاد فیبستول روده ای مورد بحث است. در یک بررسی توسط Dabrowiecki و همکاران او در مورد ادم و جریان خون و پدیده آماسی حاصل از به کار بردن مش پلی پروپیلن در سه لایه مختلف جدار شکم (روی پریتونین زیر پوست و لایه های عضلانی) اظهار شده است که اگر مش لایه لای عضلات و یا در مجاورت آن قرار گیرد جریان خون در چهار روز اول زیادتر است و جوش خوردن با گردش خون و عروق مناسب اتفاق می افتد در حالی که در مواردی که مش زیر پوست و یا در روی پریتونین قرار گیرد جریان خون کمتر از گروه کنترل می باشد.

Byer's استفاده از مش پلی پروپیلن را برای فتقهای محل استومی پیشنهاد کرد و در موارد عمل شده با استفاده از مش در اطراف استومی در مقایسه با گروه دیگر بیماران که استومی آنها برداشته شده و ترمیم مستقیم فاسیا شده بود موردی گزارش نکرده است در حالی که در گروه دوم پنجاه درصد عود فتق گزارش شده است.

مقایسه استفاده از مش غیر قابل جذب و قابل جذب در جدار شکم در بررسی توسط Tyrell نتایج استفاده از مش غیر قابل جذب (پلی پروپیلن و PTFE) و قابل جذب (پلی گلاکتین و پلی گلیکولیک اسید) در جدار شکم در حیوانات اظهار شده است که در تمام مواردی که جدار شکم با مش قابل جذب ترمیم شده هرنی انسیزیونال ایجاد شده است در حالی که ترمیم با مشهای غیر قابل جذب تماما بدون هرنی بوده است. از نظر توانایی کشش در مدت ده هفته پلی پروپیلن از همه آنها توانایی بیشتری داشته و پلی گلاکتین ۹۱۰ نسبت به گلیکولیک اسید بهتر می باشد. در مقایسه ترمیم جدار شکم با مش پلی پروپیلن و PTFE با پلی گلاکتین توسط Law روی حیوانات یافته های قبلی تایید شده است.

۱۲-مش قابل جذب پلی گلاکتین ۹۱۰ (Vicryl):

مش قابل جذب پلی گلاکتین ۹۱۰ برای حمایت موقتی از نقصهای جدار شکم و قفسه سینه و همچنین برای حمایت از کلیه و طحال آسیب دیده به کار می رود.

این نوع مش تمام خصوصیت نخ پلی گلاکتین ۹۱۰ را از نظر توانایی کشش و جذب توده دارد. اندازه های متفاوت مش ها و اندازه های متفاوت سوراخهای آن برای مصارف مختلف موجود است.

مش ویکریل نوع (style9) دارای سوراخهای به اندازه یک چهارم میلیمتر مربع (0.5mm.0.5mm) برای حمایت موقتی جدار شکم مناسب است. مش ویکریل نوع (style 12) دارای سوراخهای بهع اندازه (2.5mm . 1.7mm) برای ترمیم جدار قفسه سینه و بافت پریکارد به کار می رود. این نوع مش در یک جهت قابل کشش و در جهت مخالف سفت و بدون کشش است.

مش ویکریل نوع (style12) به دو صورت کیسه ای و دایره ای برای ترومای کلیه و طحال مصرف می شود و سبب قطع خونریزی عضو گردیده و در مواردی که کلیه در اثر ترما دچار پارگی شده و نیز در ترومای طحال نوع 1.11.11 بر اساس تقسیم بندی Barrett می توان از آن استفاده کرد. Vanderschot مصرف آن را در ترومای طحال بدون تاثیر واضح در فونکسیون طحال توصیه کرده است. او در ۲۴ بیمار مبتلا به آسیب طحال (غیر از نوع Barret IV) از مش ویکریل استفاده نموده و آن را برای حفظ طحال نتیجه بخش می داند.

Liermann و همکارانش از ترکیب مش ویکریل با کلاژن (vicryl-collagen mesh) به عنوان پوشش جایگزین پریکارد استفاده کرده است و در بررسی مصرف آن در نزد ۱۲ موش آزمایشگاهی آن را جایگزین خوبی برای پریکارد می داند. مش ویکریل برای بررسیهای رادیوگرافیک بعدی مانعی محسوب نمی شود.

۱۳- composite Mesh:

این مش از یک لایه قابل جذب و یک لایه غیر قابل جذب ساخته شده است که در جراحی جدار شکم و لایه قابل جذب روی روده ها و لایه غیر قابل جذب بیرون آن قرار می گیرد. این نوع مش برای رفع مشکل استفاده از مش های غیر قابل جذب و عوارض آن در تماس با احشا داخل شکم پیشنهاد شده است.

بر اساس تجربیات حیوانی در انستیتو فتق Lichtenstein استفاده از مش های غیر قابل جذب که لایه مش قابل جذب در سطح پریتونال مش اضافه شده است مورد پسند نیست. از چسبندگی در زمان کوتاهی پس از جذب لایه زیرین ایجاد میشود. با اینکه برای این پدیده هفته وقت لازم است. چون چسبندگی روده به مش مرحله اولیه ایجاد فیستول روده ای است بر پرهیز از آن در مصرف این مش ها توصیه نمی شود. در تحقیقات آزمایشگاهی حیوانی توسط دکتر پرویز عمید در انستیتو فتق Lichtenstein یک بیومتریال جدیدی معرفی شده است که با انفیلتراسیون بافت همبندی فیبر و در یک طرف مش از ایجاد چسبندگی در طرف دیگر آن جلوگیری می شود و اخیرا مصرف بالینی آن شروع شده است.

۱۴- الیاف کربن (carbon fibers):

کربن به شکل الیاف با اندازه ۸ میکرون سبب رشد بافت همبندی می شود. استفاده از آن در نقصهای جدار شکم حیوانات بافت همبندی بیشتری نسبت به مش پلی پروپیلن ایجاد کرده است. الیاف کربنی سبب ایجاد بافت همبندی متراکم می شود در حالی که در مش پلی پروپیلن بافت چربی نیز جایگزین می گردد.

۱۵- سخت شامه خشک شده (Dehydrated Dura Mater):

استفاده از آلوگرافت سخت شامه خشک در سال ۱۹۵۵ توسط انستیتو تحقیقاتی معرفی شد. نتایج تحقیقات انجام شده روی حیوانات نشان داده است که سخت شامه به دست آمده از اجساد پس از خشک شدن و یخ زدن توانایی اولیه خود رو حفظ میکند و از نظر ایمنی خنثی بوده به راحتی توسط گیرنده تحمل می شود. در تجارب بعدی نشان داده شده که گرافت سخت شامه در دیفکتهای جمجمه با سخت شامه گیرنده یکی می شود به طوری که در تجربیات حیوانی گرافت را از بافت طبیعی گیرنده قابل تشخیص ندانسته اند. ضخامت آن از ۰,۷ تا ۱ میلی متر بوده و غیر قابل نفوذ در مقابل آب می باشد.

سخت شامه خشک را در رشته های مختلف جراحی مورد استفاده قرار می دهند که برای آگاهی بیشتر باید به منابع اختصاصی رجوع کرد. این ماده را پس از حذف بعضی از آنتی ژنها و خارج کردن آب به حالت یخ زده در آورده و سپس با اشعه گاما استریل میکنند. اساسی ترین عیب آن عدم نفوذ پذیری است به طوری که مایع می تواند در طرفین آن تجمع یابد و به همین دلیل در مواردی که در جراحی جدار شکم مصرف می شود لازم است به مدت طولانی درن گذاشته شود.

در یک بررسی توسط Delvacenal اظهار شده است که مدت درناژ در هرنی های انسیزیونال ۱۳,۶ روز و در فتقهای مغبنی ۱۰,۴۹ روز بوده است که سبب طولانی شدن زمان بستری بیماران و مواظبتهای پس از عمل می شود.