

پلی یورتانها در پزشکی

ترجمه:

دکتر محمد دیلمقانی زاده

مقدمه:

منظور از تهیه این گزارش، ارائه یک بازننگری جامع و وسیع از کاربردهای پلی یورتانها در صنعت پزشکی با گرایش به تکنولوژی پیوند است. بنا بر این بعد از مرور مختصر موارد استفاده تاریخی پلی یورتانها در پزشکی، توجه به سازگاری بافتی و خونی معطوف شده است. زمینه اصلی این مقاله شامل بحث در مورد ترکیبها، خواص و کاربردهای بیومدیکال پلی یورتانها است. ژرفای فراگیری فدای فراگیری متناسب مواد نوظهور و مواد دارای بیشترین بهره برداری، شده است. در مورد اکثر پلی یورتانها منابع جامعی معرفی شده است.

زمینه تاریخی:

گزارشات منتشر شده در مورد کاربردهای پزشکی پلی یورتانها حداقل به سال ۱۹۵۹ بازمی گردد، زمانی که ماندارینو^۱ و سالواتور^۲ یک اسفنج سخت پلی استریورتان با نام تجاری «استامر»^۳ را برای تثبیت استخوان در محل اصلی، به آن پیوند زدند. ادعاهای اولیه حاکی از این بود که این ماده استحکام ساختاری لازم را تا رشد استخوان جدید تامین می کند. مطالعات بعدی آشکار کرد که استامر استحکام ساختاری ناکافی، پیشرفت کم رشد استخوانی، چسبندگی ضعیف و میزان بالایی از عفونت و زخم را موجب و در بدن تجزیه می شود.

در سال ۱۹۶۱ تعدادی از وسایل مورد استفاده در پیوند قلبها و عروق، به وسیله یک پلی یورتان بی. اف. گودریج^۴ به نام استان. وی. سی^۵ و با استفاده از تتراهیدروفوران پوشش داده شدند. این ماده که یک پلی استریورتان (مانند استامر) بود، علیرغم خواص سازگاری زیستی اولیه قابل قبول، در طول یک سال به طور کامل تجزیه می شد. این مثالها نشان می دهند مشخصه آزمایشهای اولیه با پلی یورتانها در پزشکی، استفاده از

کلید واژه: (۱) بیومدیکال (۲) پلی یورتانها (۳) سازگاری خونی (۴) سازگاری بافتی (۵) پیوند مصنوعی

چکیده:

در این مقاله کوتاه، کاربردهای وسیع پلی یورتانها در صنعت پزشکی به ویژه، پیوندهای مصنوعی مورد بررسی قرار گرفته است. مواد به کار رفته در قلب مصنوعی، کلیه مصنوعی و سایر اعضاء پیوندی بایستی مشخصه بسیار مهم سازگاری خونی و بافتی را دارا باشند پس از چندین سال مطالعه و بررسی، پژوهشگران توانسته اند به مواد پلی یورتان سازگاری که خواص فیزیکی بسیار خوبی را نشان می دهند، دسترسی پیدا کنند.



Key Words:

- (1) Biomedical (3) blood Compatibility
(2) Polyurethanes (4) Tissue Compatibility (5) Implant

انتخاب پلی یورتانها برای کاربردهای پیوندی سازگاری بافتی:

مواد پیوند شده در بافتهای نرم و سخت بدن همیشه عکس العملی را به دنبال دارند. التهاب حاد موضعی و مکانیزمهای ترمیمی سعی دارند که حالت تعادل را در بافت پر عروقی که به دنبال ضربه ناشی از پیوند ایجاد شده است، دوباره برقرار کنند. کلاً سه نوع واکنش جسم خارجی بر اساس آرایش فیزیکی، خواص شیمیایی پیوند یا پاسخ ایمنی بدن نسبت به پیوند وجود دارد.

پاسخها به علت خواص فیزیکی، شامل محصور شدن پیوند به وسیله لایه نازکی از سلولهای اپی قلیائی (سلولهای پوشاننده سطح) یا بافت فیبروز، از پاسخهای طبیعی و مطلوب اند. کراتینیزاسیون (ضخیم شدن پوست) در پیوندهای جلدی، ضخیم شدن کپسول و تشکیل بیش از حد پلی ساکارید در اطراف لبه های تیز، از جمله پاسخهای قابل توجه نسبت به آرایش فیزیکی هستند. به علاوه سطوح نامنظم یا بزرگ و پیوسته پیوند، در نهایت سبب ایجاد «سلول بسیار بزرگ» یا تشکیل تومور می شود.

مواد شیمیایی سمی که یا در پلی مرها موجودند یا به علت تجزیه پلی مرها در بدن ایجاد می شوند، می توانند واکنشهای التهابی مزمن و نکروز بافتی را به وجود آورند. بنابراین بر اهمیت استفاده از پلی مرهای بی اثر از نظر شیمیایی و کاهش افزودنیها یا آزمایش سازگاری زیستی افزودنیهای لازم، تاکید شده است.

تهاجم میکروبی یا قارچی در موضع پیوند، هم طی مدت کشت پیوند و یا از طریق منافذ پوستی، سبب عفونت می شود که پرولیفراسیون بافت التهابی، تراوش، اوم و سایر عوارض را به دنبال خواهد داشت. دقت زیاد به استریل و بهداشتی بودن در طول عمل پیوند و همچنین به حداقل رساندن ضربه مکانیکی در پیوندهای جلدی موجب به تعویق افتادن عفونت می شود.

جدول ۱ فاقد جزئیات کامل، پروتوکل تجربی خاصی را برای تعیین پلی مرهای کاندید برای پیوند بافتی نشان می دهد. تمام آزمایشهای قبل از پیوند برای مشخص کردن مشکلات احتمالی در فرآیندهای تولید یا در مواد اولیه، انجام می گیرد. شکست در هر یک از آزمایشها، نگرانی شدید در مورد مناسب بودن پلی مر انتخاب شده برای پیوند را ایجاد می کند. اکثر پلی مرهای پایدار از نظر شیمیایی با آرایشهای قابل قبول برای پیوند، در امتحان سازگاری زیستی بافتی موفق خواهند شد.

پلی یورتانهای که برای پیوند در نظر گرفته شده اند را می توان به دو دسته اساسی طبقه بندی کرد: پلی استریورتانها و پلی اتریورتانها. این گروهها می توانند پلی مرهایی با عوامل دیگر را نیز شامل شوند (برای مثال اوره، سیلوکسان، بیورت و غیره).

معلوم شده است که پلی اتریورتانها به عنوان پیوندهای بافتی، پایداری درازمدتی را نشان می دهند و واکنشهای جسم خارجی بسیار ضعیفی را ایجاد می کنند. از طرف دیگر مشخص شده است که پلی استریورتانها در عرض چند ماه در بدن تجزیه می گردند و عموماً برای پیوندهای درازمدت

گروهی از مواد و فرآیندهای تجارتهای بود که هرگز برای چنین کاری طرح ریزی نشده بودند. به علاوه، پلی یورتانها از دید پزشکان اولیه به عنوان یک خانواده همگن در نظر گرفته می شدند.

تاثیر این نوع طرز استدلال سبب کسب اطلاعات چشمگیری در مورد پلی یورتانها در پزشکی شد که تا دهه ۱۹۷۰ به خوبی پیش می رفت. با تشریح «وضعیت فعلی و پیشرفت آتی جراحی پیونده پلی یورتانها به عنوان «کیفیتهای قابل تردید علیرغم برخی موفقیتهای اخیر» مورد قضاوت قرار گرفتند.

موفقیتهای اشاره شده توسط دو نوع پلی یورتان که ارزش آنها تاکنون ثابت شده است، به دست آمده اند. بر اساس مطالعه ای که در سال ۱۹۷۲ گزارش شد، بورتاس^۱ و همکارانش نشان دادند که یک پلی یورتان سگمته^۲ نسبت به سایر انواع پلی یورتانها، مقاومت بیشتری به تجزیه در بدن دارد. بعد از گذشت ۳۷ ماه از انجام پیوند زیر جلدی در سگها هیچ واکنش نامطلوب در برابر جسم خارجی دیده نشد. پلی مر بجزه نرم شدگی که در اثر جذب آب پیدا کرد، اساساً بدون تغییر باقی ماند. این پلی یورتان سگمته نیز از یک پلی مر موجود تجاری به نام لیکرا^۳ - ۱۲۶، پلی مر اسپاندکس^۴، محصولی از دوپان^۵ مشتق شده بود که از آن به عنوان الیاف کتسان در لباسهای محافظ استفاده می شود. یک ترکیب مشابه با یکسان که توسط شرکت اتیکن^۶ تکامل یافته است، اساس بسیاری از وسایل قابل پیوند را تشکیل می دهد.

در سال ۱۹۶۷ مجموعه ای از الاستومرها توسط شرکت آوکو^۷ معرفی شدند که از کویلی مرهای بلاک^۸ پلی مر یورتان - پلی (دی آلکیل سیلوکسان) تشکیل شده بود. این پلی یورتانهای سگمته موفقیتهای بسیاری در ایجاد وسایل قابل پیوند و وسایل کمکی جریان خون خارج از بدن، با حداقل آسیب خونی یا نارسائی به علت خستگی کسب کردند. این مواد به عنوان اولین نمونه های پلی یورتانی که اختصاصاً برای کاربردهای پزشکی طراحی شده بودند، اهمیت داشتند. موفقیتهای آشکار پلی یورتانهای سگمته سبب تشویق پژوهشگران شد تا طی دهه گذشته تلاشهای فراوانی در جهت توسعه وسائلی که متضمن مواد زیستی پلی یورتانی است، انجام دهند و در نتیجه کاربردهای جدید بسیاری ایجاد شد. این مطالعات منجر به پیشرفت قلبهای مصنوعی کاملاً پیوندپذیر شد که محافظهای خونی پلی یورتانی را مورد استفاده قرار می دهند.

پس از آزمایشهای درازمدت و موفقیت آمیز در حیوانات، در دوم دسامبر سال ۱۹۸۲، اولین قلب مصنوعی در بدن بونی. بی. گلارک از حومه واشنگتن، پیوند زده شد و انتظار می رفت که به طور نامحدودی به زندگی او تداوم بخشد. این وسیله بعد از مرگ او (بیست و سوم مارس سال ۱۹۸۳) که به علت انسداد عروقی ثانویه ناشی از نارسائی سیستم چند عضوی بود، هنوز هم قابل استفاده است. دستیابی به بازده ۱۱۲ روزه با این پمپ پلی یورتانی باید به عنوان یکی از دستاوردهای تکنیکی بزرگ علوم جدید پزشکی ثبت شود.

توصیه نمی‌شوند. به نظر می‌رسد که علت تجزیه نسبتاً سریع آنها تجزیه هیدرولیتیک (واکنش با آب) عوامل استری موجود در اجزاء پلی ال زنجیره بلند این ترکیبات است.

جدول ۱- انتخاب پلی‌رها برای پیوند در بافت همبند

- ۱- تعیین مشخصات پلی‌مر کاندید برای پیوند
 - الف - تعیین مشخصات شیمیایی (مثال: شناسایی طیفی، فلزات، وزن مولکولی، قابلیت استخراج)
 - ب - خواص فیزیکی (مقاله مکانیکی، حرارتی، الکتریکی، نوری)
 - ج - قابلیت استریل شدن
 - ۲ - طول عمر در لوله آزمایش
 - الف - طول عمر در دمای فیزیولوژیکی ۳۷°C در سیال خارج سلولی کالبد (بررسی شده به طور متناوب)
 - ب - طول عمر تسریع شده در سیال خارج سلولی کالبد (بررسی شده در فواصل زمانی کوتاه)
 - ۳ - آزمایشهای بررسی سازگاری زیستی
 - الف - گشت بافت روی پلی‌مر، عصاره نمکی، عصاره بنهدانه، عصاره‌های حلال
 - ب - مهاجرت از رشد سلولی (سمی بودن سلول عصاره آبی)
 - ج - همولیز (تخریب سلولهای خونی)
 - د - تهبزاتی USP (پاسخ حرارتی حیوانات به عصاره نمکی ماده)
 - ه - جهش زدائی
 - و - USP گروه ۷ (اصلاح شده) یا USP گروه VI
- عصاره‌های نمکی و روغن بنهدانه به صورت داخل جلدی به موش تجویز شده است.
- عصاره‌های نمکی و روغن بنهدانه به صورت داخل وریدی به خرگوش تجویز شده است.
- ز - پیوندهای داخل عضلانی (یا داخل مغزی) به حیوانات
- به صورت کوتاه مدت (۱۲ هفته - موشهای صحرائی پساخرگوش) و درازمدت (۲ سال - خرگوش یا سگ)

سازگاری خونی:

مواد زیستی که به عنوان پیوند در تماس با خون در حال جریان، در نظر گرفته می‌شوند، عموماً همانند پیوندهای بافت همبند از نظر آزمایشهای سم‌شناسی بررسی می‌شوند. به علاوه، سازگاری خونی از طریق مجموعه آزمایشهایی باید تأیید شود.

بیکربندی فیزیکی (به طور مثال، نرمی، اندازه) از نظر سازگاری بافت همبند پیوندهای در تماس با خون هر دو اهمیت دارد. در هر حال در مورد اخیر شیمی پیوند مهمتر است.

با توجه به اینکه مهمترین عامل در سازگاری خونی مواد پیوند شده مقاومت آنها در مقابل ایجاد لخته است، این قبیل مواد نباید در حد قابل توجهی سبب آسیب پروتئینها، آنزیمها یا اجزاء سلولی خون شوند.

یک واقعیت مهم که به هنگام پیوند زدن یک جسم در جریان خون، باید مدنظر باشد این است که دو محل مستعد و مجزا برای تشکیل لخته خونی وجود دارد: یکی در محل جسم خارجی و دیگری در محل بافت آسیب دیده. مکانیسمهای انعقادی متعددی ممکن است عملی باشند. جنبه‌های کلاسیک پدیده‌های ایجادکننده لخته که با آزاد شدن مواد شیمیایی در محل بافت آسیب دیده شروع می‌شوند، از طریق مسیر عارضی انعقاد عمل می‌کنند، در حالیکه آنهایی که در اثر تماس اجزاء خون در حال جریان با جسم خارجی شروع می‌شوند، مسیر ذاتی را تشکیل می‌دهند. یک فرآیند مجزا اما مرتبط شامل چسبندگی و تجمع و آزاد شدن شیمیایی پلاکتها می‌شود که در ترکیب لخته نهائی شرکت می‌کنند.

شکل ۱، تصویر بسیار ساده‌ای از پدیده‌های انعقادی را نشان می‌دهد. توضیح جزئیات عوامل مختلف انعقادی و طرز تغییر شکل آنها خارج از محدوده این مقاله است.

وقتی که خون به سطوح فیزیولوژیک برخورد می‌کند، اولین اتفاقی که می‌افتد (در چند ثانیه) جذب سطحی پروتئینهای پلاسماتی است. این فرآیند بر هم کنشهای بعدی عناصر خونی مختلف را به طور مؤثر کنترل می‌کند. با وجود اینکه این پدیده‌ها به روشنی درک نشده‌اند، فرضیه‌ای که هم‌اکنون مورد توجه است، این است که قابلیت جذب سطحی آلبومین، فیبرینوژن و لاگلوبین یک متغیر مهم در تعیین ترومبوژنیستی (قابلیت تولید لخته) یک پیوند است که با جذب سطحی، مقاومت به انعقاد را مساعد می‌سازد.

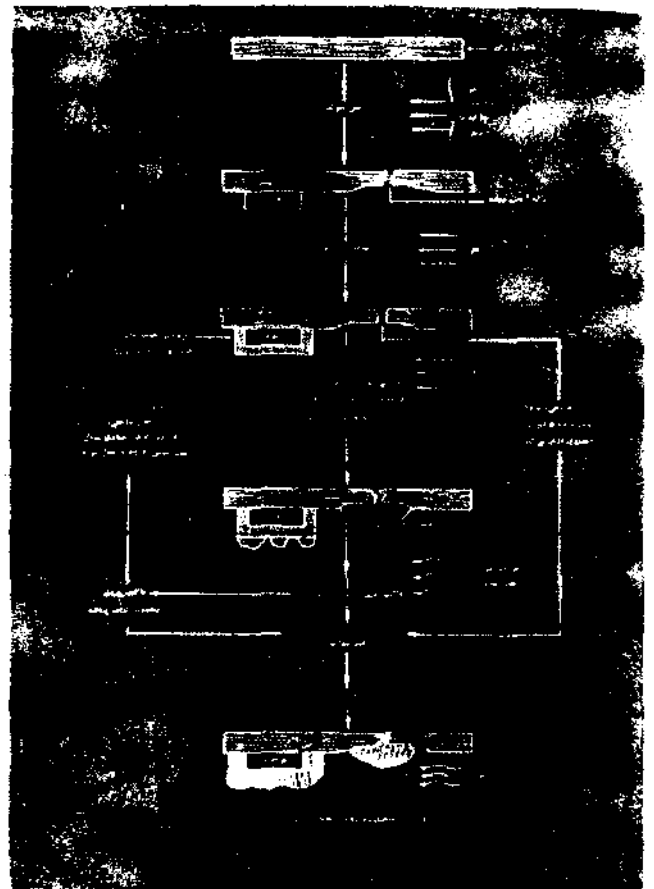
به نظر می‌رسد که آلبومینهای جذب شده در مقابل تغییر ماهیت (دناوراسیون) مقاوم هستند، در حالیکه سطوحی که در اختیار فیبرینوژن قرار می‌گیرند، مستعد تشکیل لخته از طریق انعقاد شیمیایی (تشکیل پیوند عرضی) فیبرینوژن هستند. حوادث همزمان که شامل مسیرهای «ذاتی» و «پلاکتی» است توسط جسم خارجی شروع می‌شود. پروتئینهای در حال جریان که تغییر شکل فیبرینوژن را شروع می‌کنند با تماس با پیوند فعال می‌شوند. «آبشاری» از تغییر شکلهای شیمیایی متکی به هم در مراحل اولیه مسیر ذاتی برای تولید آنزیمهای فعال رخ می‌دهد. در ضمن، پلاکتها به پیوند پوشیده از پروتئین چسبیده و به صورت توده‌های هر می تجمع پیدا می‌کنند. و مولکولهای فسفولیپید آزاد می‌کنند که فرآیند انعقادی «ذاتی» را شتاب می‌دهند. فیبرینوژن به فیبرین تبدیل می‌شود. توده فیبرو و پلاکتی جریان خون را مختل می‌کند. گلبولهای قرمز خون را به تله انداخته و از طریق همولیز (تجزیه خونی) نابود می‌کند و یک لخته خونی نمونه ایجاد می‌شود. همراه با این فرآیند احتمال انسداد عروقی و آمبولیز شدن (به علت حرکت لخته) وجود دارد.

مکانیسم انعقادی عارضی برای ایجاد هموستاز (توقف خونریزی) و بهبودی، در محل تهاجم از دیواره عروقی و در مسجاورت پیوند عمل می‌کند. رگها ابتداء تمایل به انقباض پیدا می‌کنند و در حالیکه پلاکتها را به طرف لایه‌های داخلی کلازلی خود جذب می‌کنند، یک عامل انعقادی فیبرینوژن آزاد می‌کنند. «عامل بافتی» رها شده همان اثر عوامل فعال کننده

تماسی در مسیر ذاتی را ایجاد می‌کند بعداً دو فرآیند وارد یک مسیر مشترک برای ایجاد فیبرین از فیبرینوزن می‌شوند. بدین ترتیب رگ آسیب دیده خود را ترمیم می‌کند.

در جدول ۲ پیشنهاد شده است که اثر پارامترهای مهم متعددی را تعیین می‌کند.

عوامل ذاتی موجود در ماده پیوند که گزارش شده است و بر ترموویزنی اثر دارند عبارتند از: انرژی سطح، شیمی سطح، بار الکتریکی سطح. (به نظر می‌رسد بارهای منفی در برابر تولید لخته مقاومت دارند)، ترتیب زنجیره مولکولی، و آلوده‌کننده‌های شیمیایی و غیره. پلی‌یورتانهای سگمنته به علت ترکیب منحصر به فردی از خواص فیزیکی برای کارکرد و مقاومت در برابر لخته‌سازی، در میان موادی که در تماس با خون قرار می‌گیرند، بیشترین استفاده را دارند. مؤثر بودن آنها به این علت است که معمولاً نه مستلزم اصلاحات سطحی (برای مثال: متصل کردن هپارین ضد انعقادی و پیوند زنی هیدروژل) است و نه نیازی به درمان خونی با ضد انعقادها دارد چند رقیب الاستومری مهم برای کاربردهای دینامیکی مانند کیسه‌های پمپ خون وجود دارد. در هر حال یک رقیب قابل توجه، پلی‌اولفینی به نام «بیون^{۱۵}» است که دوام انعطاف‌پذیری آن استثنائی است و بر اساس لاستیک‌هگسین^{۱۶}، یک پلی‌اولفین (پلی ۱-هگزن)، توسط کمپانی گودیر ساخته شده است. این ماده برای سازگاری خونی به یک سری اصلاحات سطحی (زلاتین پیوند عرضی شده) نیاز دارد.



محل شکل ۱- مکانیسمهای تشکیل لخته خونی

یادآوری مختصری در مورد سایر پروتئینهایی که به نظر می‌رسد بر فرآیندهایی که منجر به تشکیل لخته می‌شوند، مؤثر هستند، بایستی انجام گیرد. فیبرونکتین در بلاسمای خون و محصولات آزاد شده از پلاکتها وجود دارد، پژوهشهای اخیر مشخص می‌کند که این ماده می‌تواند به عنوان «چسب» برای چسباندن پلاکتها به بافت کلازنی رگ قبل از ایجاد لخته پلاکی عمل کند. به علاوه سیستمی از پروتئینهای پلاسمائی وجود دارد که پروتئینهای انعقادی و پلاکتها را از طریق تاثیر بر روی غشاهای سلولی، فعال می‌کنند. این سیستم «مکمل» قسمتی از سیستم ایمنی بدن است که پاسخ التهابی را میانجیگری می‌کند.

بالاخره شواهد جدیدی وجود دارد که چسبندگی مستقیم لکوسیتها (سلولهای سفید) به سطح پوشیده از پروتئین پیوند، اندازه لخته را کاهش می‌دهد، و تشکیل اندوتلیوم (بافت سلولی پوششی طبیعی) را به پیش می‌برد.

از این بحث در مورد برهم کنشهای سطح خون، مشخص می‌شود که تعیین سازگاری خونی مطالعه پیچیده‌ای است. مجموعه‌ای از آزمایشات

فرآیندها، ترکیبات، خواص و کاربردهای پلی‌یورتانهای بیومدیکال:

در این بخش ساختارها، خواص، فرآیندها و کاربردهای پلی‌یورتانها را که به طور اختصاصی برای استفاده در زمینه پزشکی توسعه یافته‌اند، توصیف می‌شود. این ترکیبات بیشترین شباهتی را برای توصیف دارند، چرا که هر دو وسایل پزشکی پیشرفته در حال توسعه و یا مورد استفاده، نقش غالبتری به عهده دارند.

این پلی‌یورتانها هم توسط تهیه‌کنندگان تجارتي و هم مؤسسات تحقیقاتی که عموماً به وسیله قراردادهای دولتی بودجه آنها تأمین می‌شود، توسعه یافته‌اند.

ترکیبات دقیق پلی‌یورتانهای که با سرمایه عموم توسعه نیافته‌اند، به علت مسائل مالکیت سازندگان به تدرت برای گزارش، قابل دسترس است. با این وجود داده‌های ساختاری کلی و تفاوت‌های اصلی بین ترکیبات، ارائه شده است.

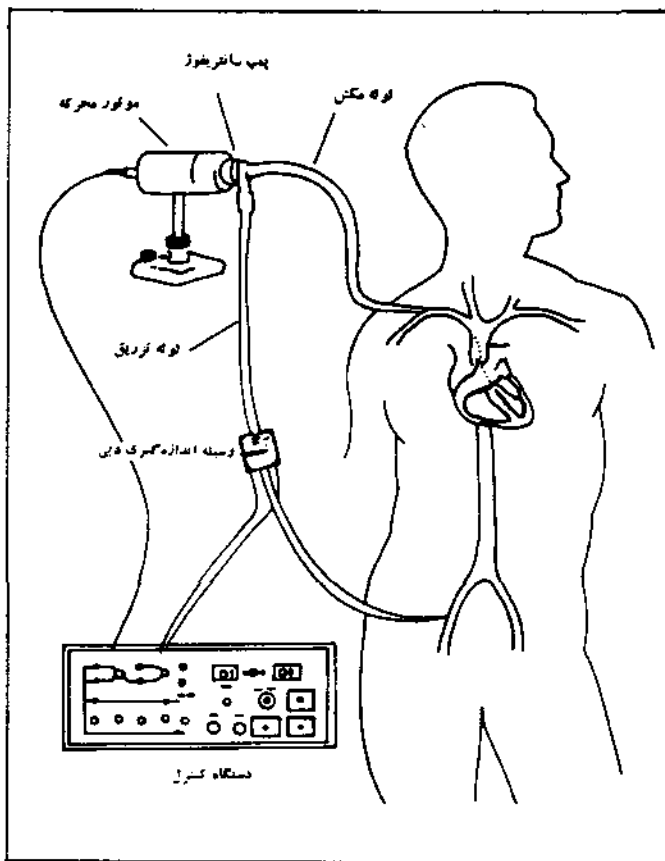
پلی‌یورتان سگمنته بیومر^{۱۷}:

بیومر، یک پلی‌یورتان سگمنته است و گزارش شده است که از سگمانهای نرم مشتق از پلی‌ترامیتیل اتر گلیکول با فرمول



و سگمانهای سخت ۴،۴-دی‌ایزوسیاناتودی فنیل‌متان (MDI) با فرمول

پارامتر اندازه گیری شده	آزمایش
<p>سرعت لخته شدن در حلقه آزمایش ترومبوآنولیت در بستن گلبولی جمع می شود</p> <p>اثرات در سطح مشترک خون تشکیل و ترکیب لخته</p> <p>ضخامت پروتئین، نسبت پروتئین خون (فیبرینوژن، آلبومین، لاگلوبین) نسبت لخته دانه / خون لخته کننده گلبولرات پلاکتی</p>	<p>داخل بدن</p> <ul style="list-style-type: none"> - حلقه ورید اجوف - آمبولی گلبولی <p>خارج بدن</p> <ul style="list-style-type: none"> - نقطه سکون - مظهره آزمایش نوع - خروج از بدن و در لوله آزمایش - صفحه چرخان - در لوله آزمایش - الیومتری - آزمایش سیتیکی انعقاد خون



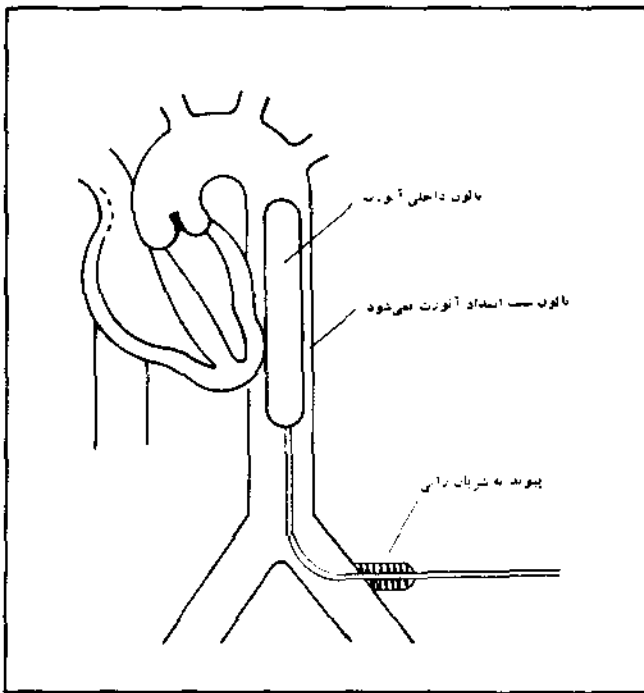
شکل ۲ - کاربرد بالقوه انسانی از مسیر جانبی^{۱۸} بطن چپ در خارج از بدن

تشکیل شده است، این پلی اتر-بیورتان-اوره به صورت محلولی ۲۰٪ دی متیل استامید ساخته شده است. چون این پلی مر دارای عاملیت اوره است، به وسیله قابلیت تزریقی یا اکستروژن بدون تجزیه شدن، بر راحتی فرآیند پذیر نیست. خواص این ماده که به شرایط ساخت آن بستگی دارد، دارای یک طیف خاصی است که در جدول ۳ آمده است.



این پلی مر با نشان دادن سازگاری خونی عالی و حالت ارتجاعی، ماده منتخب برای کاربردهای بسیار متنوع در زمینه فیلیم نازک است. پیشرفتهای اخیر که فشار سطحی بحرانی را از ۲۹ به ۲۰ دین بر سانتی متر کاهش داده، سازگاری خونی را به طور قابل توجهی ترقی داده است. بافت سطحی برای تولید سطح بیولوژیک پایدار بر روی سوپسترای بیومر نیز گزارش شده است.

کیسهها و پوششها برای پمپهای خونی کمک کننده بطن چپ^{۱۸} (شکل ۲)، برای قلب مصنوعی و پمپهای بالون داخل آسورتی (شکل ۳ و ۴) کاربردهای برجسته را نشان می دهند بیومر به عنوان پوششی بر روی سطوح در تماس با خون در لولهها، کاترها و اجزاء دیگر به کار می رود. یک دریچه قلبی ۳ لتی از فیلیم بیومر در حال تکامل است.

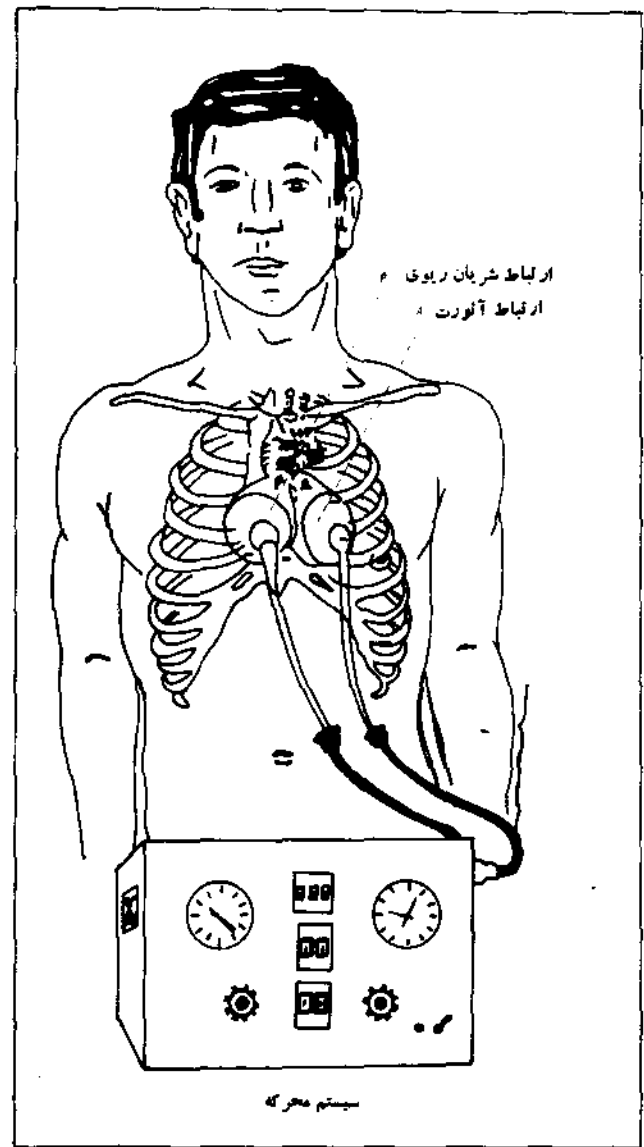


شکل ۴ - بالون داخل آنورتی - یک محفظه پلی یورتانی طولی است که در حدود ۳۰ میلی لیتر حجم دارد و از طریق یک لوله بلند به ذخیره گاز خارجی و نیروی محرکه متصل است. به جای اینکه خون از آنورت حرکت کند، گاز داخل بالون جا به جا می شود و بالون همزمان با شروع سیستول منقبض می شود. حرکت دادن گاز به جای خون به داخل و خارج آنورت برای ایجاد حجم و تغییرات فشار، از نظر تکنیکی برای خون ساده تر و کم ضربه تر است.

صورت کووالان با ارتوان جفت می شود. این جفت شدن مانع از جدائی فاز در دوره های زمانی طولانی می شود. در معرض هوا قرار گرفتن فیلمهای محلول سبب پخت مرطوب آن به کسپلی مر پلی یورتان - سیلیکون حاوی پیوند عرضی و شیری رنگ می شود. تجزیه شیمیایی سطح فیلمهای پخت شده، یک نایزوتومی^(۲۴) در توزیع سگمانهای پلی مر با سگمانهای نرم یورتان را نشان می دهد و سیلیکون در سطوح در تماس با هوا (در تماس با خون) بیشتر توزیع می شود. کاردیوتان ۵۱ سازگارپذیری خوبی استثنایی از خود نشان می دهد که به غالب شدن یک میدان نیروی سطحی از نوع پراکنده که از ساختمان مولکولی آن مشتق شده، نسبت داده می شود. در جدول ۴ خواص مکانیکی نمونه کاردیوتان ۵۱ که به بیومر شباهت دارد آمده است.

جدول ۴ - خواص فیزیکی کاردیوتان ۵۱

۱/۰۹	دانسیته (g/cc)
۶۲۰۰	قدرت کشش (psi)
۵۸۰	انبساط طولی نهایی (درصد)
۷۲ A	سختی (shore A)
۲۹۰	مقاومت قطره ای سختی (N/m)
۱۵۰۰	توان دی الکتریک (V/mile)

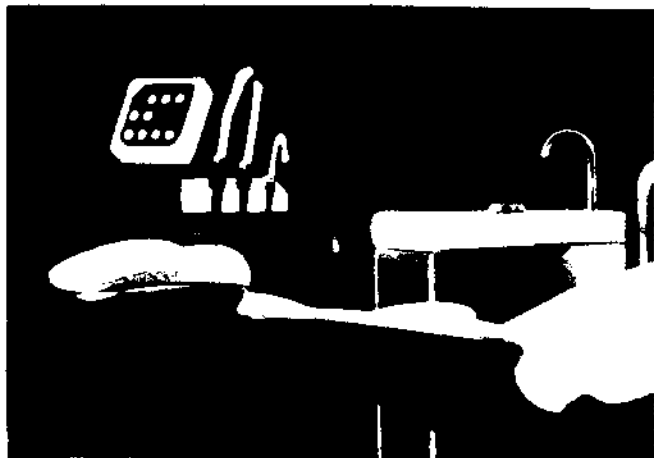


شکل ۳ - قلب مصنوعی کامل این عضو مصنوعی در فضائی که توسط قلب طبیعی اشغال می شود به طور کامل جای می گیرد نصف قلب به شریان رویی که خون را به ریه ها می فرستد، متصل است و نصف دیگر آن به آنورت وصل است که خون را پس از بازگشت از ریه ها به تمام قسمتهای بدن می فرستد.

پلی یورتان کاردیوتان^(۲۵)

پلی یورتان کاردیوتان، نام تجاری برای مجموعه الاستومرهایی است که در سال ۱۹۶۷ معرفی شده اند. این مواد می توانند به صورت کوبلی مرهای سگمنه پلی یورتان پلی (دی آلکیل سیلوکسان) مشخص شوند. توسعه یافته ترین ماده، کاردیوتان ۵۱ است که از پلی یورتان (۹۰ درصد) و پلی دی متیل سیلوکسان (۱۰ درصد) و حداقل ۳ گروه انتهای استوکسی واکنش پذیر به ازاء هر زنجیر تشکیل می شود. در طول ساخت پیش پلی مر^(۲۶) در تراهیدرو فوران، دیوکسان به نسبت ۲ به ۱ و در حدود ۱۲/۵٪ جامدات (بر اساس وزن)، یک قسمت از جزء سیلوکسان به

بازرگانه های علمی



بقیه از صفحه ۶۹

کاردیوتان ۵۱ همان کاربردهای در تماس با خون بیومر را دارد. با بیش از ۳۰۰۰۰ پیوند تا پایان سال ۱۹۸۰ کارکرد استثنائی این ماده در پمپهای بالون داخل آئورتی (باری رسانهای جریان خون قلبی) اثبات شده است (شکل ۴). این ماده در فعالیتهای پژوهشی برای توسعه قلب مصنوعی و کمک قلبی توسط گروههای مختلف ممتاز شناخته شده است. نتایج پلیمیدولکننده ای در استفاده کاردیوتان ۵۱ برای پروتز دریچه ۳ لتی مصنوعی قلب به دست آمده است.

مواد متنوع دیگری نیز بر پایه پلی یورتانها معرفی شده اند که هر یک از آنها در ساخت انواع تجهیزات مصنوعی در علوم پزشکی کاربرد دارند.

- ۱ Implant
- ۲ Mandarino
- ۳ Salvatore
- ۴ Oelmer
- ۵ B. F. Goodrich
- ۶ Eskano ve
- ۷ Boortos
- ۸ Segmented
- ۹ Lycra
- ۱۰ Spondax
- ۱۱ Du Pont
- ۱۲ Ethicon
- ۱۳ Block
- ۱۴ Aveo
- ۱۵ Bion
- ۱۶ Hexsyn
- ۱۷ Blomer
- ۱۸ Left Ventricle Assist
- ۱۹ Bypass
- ۲۰ Catheter
- ۲۱ Cardiothane
- ۲۲ Prepolymer
- ۲۳ Unisotopy