

نگرشی بر ژلهای پلیمری و ماهیچه‌های مصنوعی از دیدگاه مهندسی پزشکی

دکتر علی مقداری، دانشیار و مهندس مجید جعفریان، دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، تهران، ایران.
دکتر محسن شاهین پور، استاد و مهندس مهران مجرد، دانشجوی دکتری، دانشگاه نیومکزیکو، دانشکده مهندسی مکانیک، آلبا کرکی، آمریکا.

چکیده

این مقاله به معرفی و کاربرد گروهی از مواد زیرک^(۱) تحت عنوان ژلهای پلیمری^(۲) می‌پردازد. ابتدا تعریف جامعی از این ژلهای ارانه‌گردیده و خصوصیات مشترک آنها مورد مطالعه و بررسی قرار گرفته‌اند. سپس به موارد کاربرد آنها در ساخت ماهیچه‌های مصنوعی اشاره شده و به علاوه مقایسه‌ای میان این ماهیچه‌ها و نوع طبیعی آنها در انسان انجام پذیرفته است. در ادامه، روش تهیه یک نوع ماهیچه مصنوعی با استفاده از الیاف پلی‌اکریلونیتریل^(۳) ارائه گردیده است. و در انتها لیست جامعی از مراجع و منابعی که در این زمینه موجودند در اختیار محققان علاقمند قرار داده شده تا بلکه آغازگر تحقیقات گسترده‌ای در این زمینه گردد.

مقدمه

موتورهای الکتریکی از محرکهای پر استفاده در رباتها و اندامهای مصنوعی و سیرنیتیکی هستند. این در حالی است که شکل و اندازه‌های محدود، وزن بالا، سیستم انتقال پیچیده و عملکرد همراه با صدای آنها، محدودیتهایی را در طراحی و توسعه این گونه سیستمها ایجاد کرده‌اند. از محرکهای نیوماتیکی و هیدرولیکی می‌توان به عنوان مهمترین رقبای محرکهای الکتریکی نام برد. این محرکها نیازمند به کمپرسور و یا پمپ هستند که خود مستلزم وجود موتور الکتریکی است.

امروزه آلیاژهایی که دارای حافظه شکل هستند^(۴) و با تغییر درجه حرارت محیط فعال می‌شوند، در رباتها به کار گرفته شده‌اند. اما از آنجا که انتقال انرژی حرارتی همراه با محدودیتهایی است، این مواد تاکنون نتوانسته‌اند به خوبی در اندامهای مصنوعی به کار گرفته شوند. در مقایسه با ماهیچه‌های انسان درمی‌یابیم که یک ماده قابل انقباض که از طریق شیمیایی یا الکتریکی فعال شود، نسبتاً ایده‌آل است.

ساخت ماهیچه‌های مصنوعی که دارای قدرت و سرعتی مشابه با ماهیچه‌های انسان باشد، هم‌اکنون امکان‌پذیر است. ژلهای پلیمری که در پاسخ به تغییر در شرایط محیطی تغییر حجم ناگهانی نشان می‌دهند، می‌توانند تا هزار برابر حجم اولیه‌شان منقبض یا متورم شوند. با استفاده از این مواد زیرک می‌توان محرکهایی را ساخت که در مدت زمانی در حدود

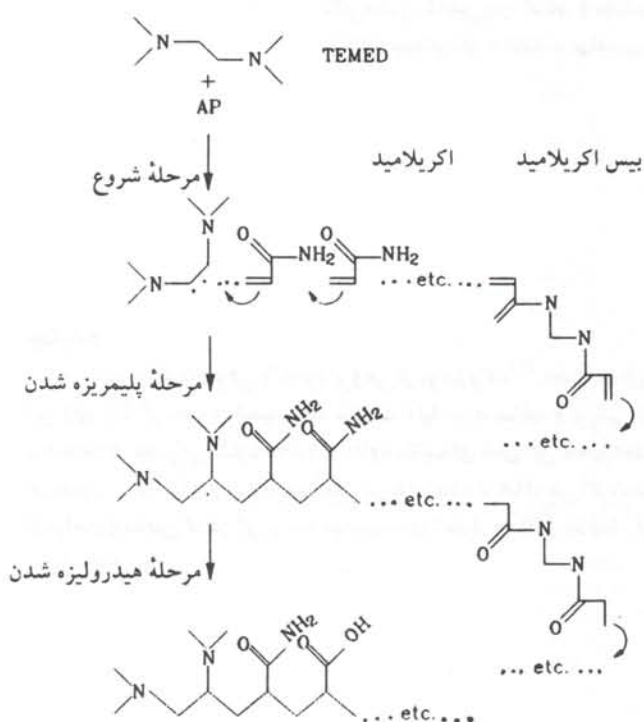
1. Smart Materials.
2. Polymeric Gels.
3. Polyacrylonitrile (PAN) Fibers.

4. Shape Memory Alloys.

تهیه یک نوع ژل

ژلها را می توان از طریق پلیمریزاسیون تراکمی^(۱۱) تهیه نمود. وجود پیوند کووالانسی، نیروهای ضعیف واندروالسی، پیوند هیدروژنی و یا جاذبه های یونی موجب ایجاد اتصالات عرضی می شوند. به عنوان مثال تهیه ژل پلی اکریلامید را بررسی می کنیم^[۳]. اکریلامید و بیس اکریلامید^(۱۲) و پرسولفات آمونیوم^(۱۳) (AP) به عنوان آغازگر پلیمریزاسیون به همراه تترامیل - اتیلن - دی آمین^(۱۴) (TEMED) در آب حل می شوند. سپس فرآیند با انجام واکنش شیمیایی بین AP و TEMED آغاز شده و منجر به آزادی یک الکترون والانس^(۱۵)

شکل - ۱: فرآیند شیمیایی تهیه ژل پلی اکریلامید.



می گردد. این فرآیند با برقراری پیوند بین TEMED و اکریلامید (یا بیس اکریلامید) ادامه یافته و الکترون والانس به مولکول اکریلامید (یا بیس اکریلامید) منتقل می شود. ادامه این فرآیند منجر به بهم پیوستن مولکولهای اکریلامید و بیس اکریلامید می شود و بدین ترتیب زنجیره طولانی پلیمری تشکیل می گردد. در این مقطع از فرآیند، شستشوی زنجیره پلیمری با آب، موجب هیدرولیزه شدن^(۱۶) آن شده و گروه های

کسری از تانیه منقبض شده و تنشی در حدود 10kg/cm^2 را ایجاد نمایند.

به طور کلی ژل حالتی بین مایع و جامد دارد که از یک شبکه پلیمری و یک سیال تشکیل شده است. ژلها را می توان به دو گروه طبیعی و مصنوعی دسته بندی نمود. مایع لزج زجاجیه چشم انسان و لایه روکش مانند موجود بر روی دیواره های روده، معده و شش انسان نمونه هایی از ژلهای طبیعی هستند و از پلی اکریلامید^(۵) و پلی استیرن^(۶) می توان به عنوان مثالهایی از ژلهای مصنوعی نام برد. یکی از خواص مهم و مشترک ژلها قابلیت ایجاد تغییر در حجم آنها است.^[۱]

ژلها می توانند نسبت به اندکی تغییر در شرایط خارجی مانند دما، pH و میدان الکتریکی تا هزار برابر حجم اولیه شان منقبض یا متورم شوند^[۲]. با وجودی که این تغییر حجم بزرگ است در عین حال برگشت پذیر نیز است. به طوری که مهیا نمودن شرایط اولیه، موجب بازگشت این مواد به حالت اولیه می گردد. تحقیقات نشان داده که شدت انقباض و تورم ژلها بستگی زیادی به ابعاد آنها دارد. هم اکنون پایه بسیاری از تحقیقات در زمینه رباتیک و مدلهایی از اندامهای مصنوعی و سیرتیک در مهندسی پزشکی، بر مبنای ژلهای انقباض پذیر استوار است.

ژلهای پلیمری و تغییر حجم در آنها

همان طور که اشاره شد ژلهای پلیمری حالتی بین مایع و جامد دارند که از یک شبکه پلیمری و یک سیال تشکیل شده اند. سه نیروی اساسی بر این شبکه پلیمری اثر می کنند که عبارتند از: کشسانی لاستیکی^(۷)، جاذبه بین پلیمر و پلیمر^(۸) و فشار یون هیدروژن^(۹). این نیروها مجموعاً فشار اسموتیک^(۱۰) نامیده می شوند و مشخص کننده حالت تعادل ژل هستند. رقابت بین این نیروها تعیین کننده فشار اسموتیک و تغییر در تعادل این نیروها موجب تغییر حجم می گردد.

فشار یون هیدروژن نیرویی است که توسط حرکت یونهای H^+ در داخل شبکه ژل حاصل می شود. یونهای هیدروژنی که وارد شبکه پلیمر می شوند توسط بارهای منفی موجود بر روی این شبکه جذب می گردند و این در حالی است که حرکت تصادفی آنها تمایل به انبساط ژل دارد - عملکرد یونهای هیدروژن شبیه به عملکرد مولکولهای گازی است که در یک ظرف محبوس شده اند و تمایل به انبساط ظرف دارند - فشار یون هیدروژن به یونیزاسیون پلیمر و همچنین به دما و حجم آن بستگی دارد.

11. Condensation Polymerization.

12. Bisacrylamide.

13. Ammonium Persulfate.

14. Tetramethylethylenediamine.

15. Unpaired Valence Electron.

16. Hydrolysis.

5. Polyacrylamide.

6. Polystyrene.

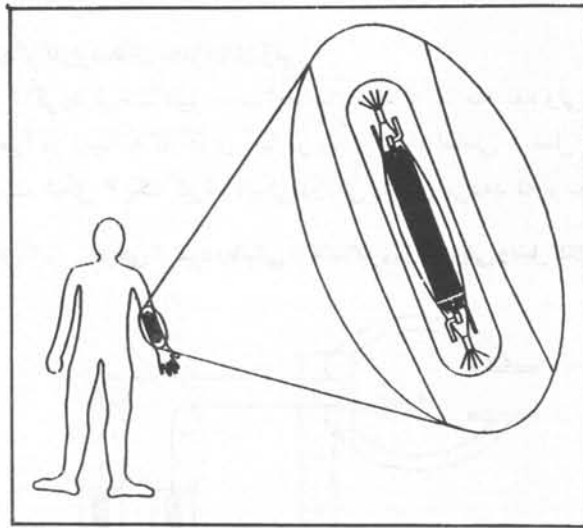
7. Rubber Elasticity.

8. Polymer - Polymer Affinity.

9. Hydrogen Ion Pressure.

10. Osmotic Pressure.

آمینو کربونیل^(۱۷) در شاخه‌های فرعی به گروه‌های کربوکسیل^(۱۸) تبدیل می‌گردند. (شکل ۱)



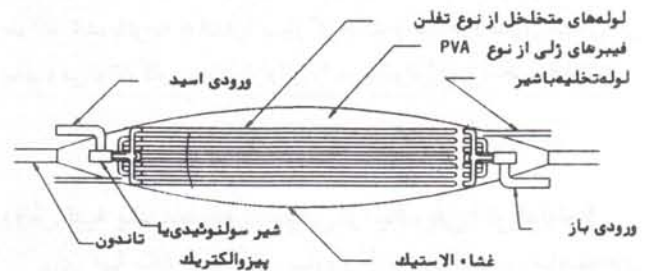
شکل ۳- شمایی از کاربرد ماهیچه‌های مصنوعی در دستهای سیبرنتیکی.

سینتیک ژلها

شدت تورم و یا انقباض ژلها یکی از مشخصه‌های مهم آنها است. چرا که این مشخصه در کاربرد ژل تأثیر فراوان خواهد گذاشت. زمان انقباض ژل متناسب با مربع کوچکترین بعد آن است. بنابراین برای یک فیبر ژلی، زمان انقباض (t) برابر است با حاصل ضرب ثابت (c) در مربع قطر d^2 ، یعنی $T = cd^2$. مقدار تقریبی c برای پلی اکریلامید برابر با $2 \times 10^{-9} \text{ s/m}^2$ است. بنابراین یک فیبر ژلی با قطری حدود ۱ سانتیمتر، طی ۲/۵ روز منقبض می‌شود در حالی که فیبرهای میکرونی، در زمانی در حدود هزارم ثانیه منقبض می‌شوند.^[۴]

محركهای ژلی در ماهیچه‌های مصنوعی

شاید بتوان ماهیچه مصنوعی را به عنوان یکی از مهمترین کاربردهای ژلهای پلیمری قلمداد کرد. در این راستا طرحی ارائه شده که در شکل ۲ شکل ۲- طرحی برای ماهیچه مصنوعی با استفاده از ژلهای انقباض پذیر. (با تنظیم جریان اسید و باز، شدت انقباض ماهیچه کنترل می‌گردد)



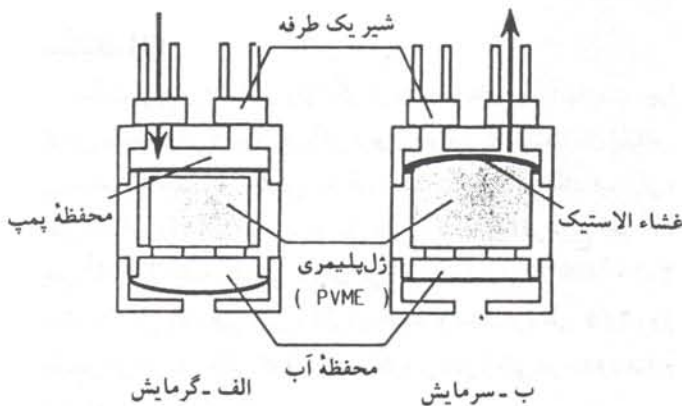
مقایسه‌ای از عملکرد ماهیچه طبیعی انسان با ماهیچه مصنوعی ماهیچه اسکلتی انسان مشابه با کارخانه پیچیده اما کوچکی است که در آن انرژی شیمیایی مستقیماً به کار مکانیکی تبدیل می‌شود. انرژی ماهیچه‌ای از طریق واکنش بین دو نوع پروتئین (اکتین و میوزین) و آدنوزین تری فسفات^(۲۰) (ATP) پدید می‌آید. ماهیچه اسکلتی انسان از تعداد زیادی فیبرهای ماهیچه‌ای تشکیل شده و کشش ماهیچه‌ای برابر با مجموع کششهای ایجاد شده در این فیبرهاست سارکومر^(۲۱)، کوچکترین جزء قابل انقباض ماهیچه است که ابعاد آن در حدود میکرومتر است. به این ترتیب می‌توان گفت که تمام ذرات ماهیچه در انقباض آن سهیم هستند و از این رو همواره می‌توان از ماهیچه طبیعی به عنوان نمونه‌ای بسیار خوب از یک محرک گسترده^(۲۲) نام برد. دو خصوصیت مهم دیگر ماهیچه‌های طبیعی عبارتند از^[۶]:

- ۱- نسبت توان به وزن آنها بالاست و تنش داخلی آنها بین ۴ تا ۱۰ کیلوگرم بر سانتیمتر مربع است.
 - ۲- دامنه انقباضی بلندی دارند و می‌توانند بین ۴۰ تا ۸۰ درصد کاهش طول بدهند.
- باتوجه به خصوصیات محرک ژلی می‌توان آن را هم به عنوان یک محرک گسترده انگاشت. همچنین بعضی از ژلهای پلیمری می‌توانند کششهایی تا ۱۰ کیلوگرم بر سانتیمتر مربع را به وجود آورند و به دلیل قابلیت تغییر حجم، قادرند حرکت خطی بزرگی - نسبت به طولشان - را ایجاد نمایند. یعنی محرک ژلی به عنوان ماهیچه مصنوعی در چند مورد با ماهیچه اسکلتی انسان مشابه است. و به این سبب می‌توان امیدوار بود که در

17. Aminocarbonil.
18. Carboxyl.
19. Miniature Valve.

20. Adenosine Thriphosphate.
21. Sarcomer.
22. Distributed Actuator.

شکل ۶- یک نوع میکروپمپ که با استفاده از ژل پلیمری حساس به دما ساخته شده است.



آن شده که منجر به افزایش حجم محفظه پمپ می شود و در نتیجه، سیال از طریق لوله ورودی وارد محفظه پمپ می گردد (شکل الف - ۶). سپس در مرحله بعد، سرمایش ژل منجر به افزایش حجم آن گشته و با بالا رفتن غشاء الاستیک مقداری از سیال از طریق لوله خروجی به بیرون رانده می شود (شکل ب - ۶).

تکرار پی در پی عمل سرد و گرم کردن ژل - این عمل می تواند با بهره گیری از المانهای حرارتی انجام پذیرد - منجر به پمپاژ پیوسته سیال خواهد شد. با توجه به اندازه بسیار کوچک و عملکرد بدون صدای این پمپ، می تواند کاربردهای فراوانی را در تکنولوژی پزشکی دارا باشد.

روش تهیه یک ماهیچه مصنوعی از الیاف پلی اکریلونیتریل برای تهیه یک نوع بسیار ساده و آزمایشی از این ماهیچه های مصنوعی از الیاف پلی اکریلونیتریل (PAN fibers) استفاده کرده و به طریق زیر عمل می کنیم:

۱- بر مبنای میزان مقاومت و دامنه حرکتی مورد نظر در ماهیچه، الیاف PAN را به تعداد کافی و در اندازه های مناسب برید. از آنجا که پس از فرآیند آنیلینگ^(۲۶) طول این الیاف کوتاه تر می شود، طول آنها را حدوداً ۵ سانتیمتر بزرگتر در نظر بگیرید. و همچنین حدود ۳ تا ۵ سانتیمتر دیگر را برای به هم بستن الیاف، به مقدار طول اضافه نمایید.

۲- الیاف آماده شده در بند ۱ را روی یک سینی یا سطحی تخت و نجسب از جنس سرامیک یا شیشه پیرکس قرار دهید و آنها را به گونه ای از هم جدا نمایید که به هنگام گرمایش در اجاق، به طور یکسان گرم شوند.

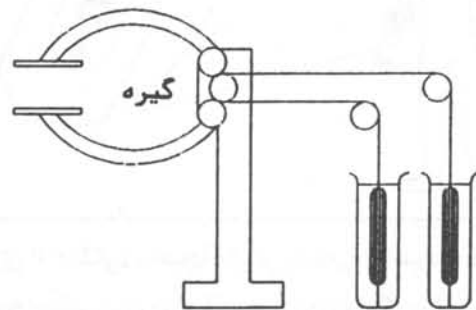
26. Annealing.

آینده، ماهیچه های مصنوعی به گونه ای ساخته شوند که تشابه بیشتری با ماهیچه های اسکلتی انسان داشته باشند.

دیگر کاربردهای محرک های ژلی

اگرچه طبیعت تغییر حجم ژلها سالهاست که شناخته شده ولی فقط اخیراً در زمینه به کارگیری آنها در رباتها، اقدام اساسی به عمل آمده است. شکل ۴ یک گیره رباتیکی دوفکی را نشان می دهد که توسط دو

شکل ۴- طرحی از گیره رباتیکی با به کارگیری ژل های پلی وینیل الکل.



فیبرهای ژلی از نوع پلی وینیل الکل (PVA)

عنصر منقبض شونده از جنس پلی وینیل الکل^(۲۳) کار می کند.^[۷] این گیره با تغییر مقدار استن^(۲۴) تحریک می شود.

شکل ۵- طرحی از یک نوع شناگر رباتیکی ماهی شکل.

اجزاء الکترونیکی غشاء الاستیک با الکترودهای نصب شده



شکل ۵ یکی دیگر از کاربردهای محرک های ژلی را نشان می دهد. در این طرح از تغییر میدان الکتریکی جهت خمش فیبرهای ژلی بهره گرفته می شود و ایجاد خمشهای متوالی و معکوس در دم ماهی رباتیکی، موجب حرکت آن در سیال می گردد.^[۸]

شکل ۶ نشانگر نمونه ای از یک میکروپمپ است که با استفاده از ژل های پلیمری حساس به دما طراحی و ساخته شده است. قطر این پمپ ۸ میلی متر و طول آن ۱۴/۵ میلی متر است و دارای وزنی معادل با ۳/۲ گرم است.^[۹] ژل به کار رفته در این میکروپمپ از نوع پلی وینیل متیل اتر^(۲۵) (PVME) است. گرم کردن این ژل موجب کاهش حجم

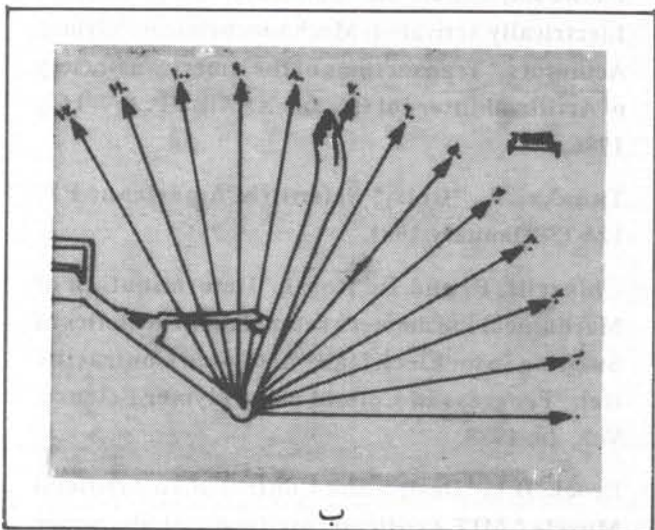
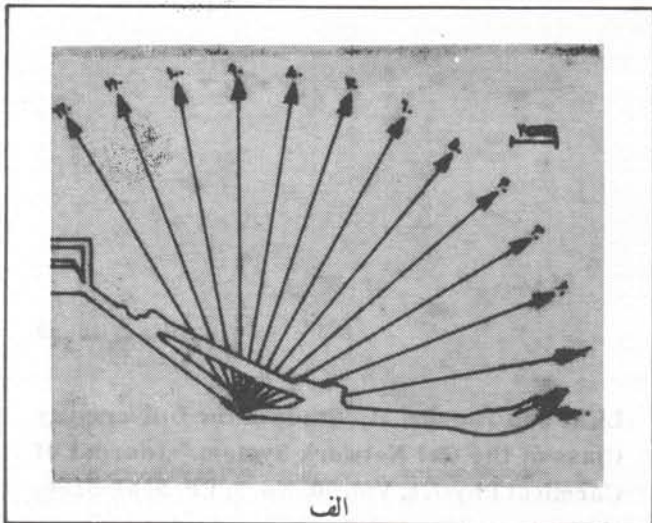
23. Polyvinylalcohol.

24. Acetone.

25. Polyvinyl methyl ether.

اولیه صفر نشان می‌دهد و تصویر (ب) مکان بازو را پس از افزودن اسید به ماهیچه آن در حالتی جمع شده با موقعیت زاویه‌ای ۷۰ درجه نمایش می‌دهد. قابل توجه است که کل مدت واکنش فوق کمتر از ۵ ثانیه (حرکت از موقعیت صفر به ۷۰ درجه) ثبت گردیده است.

شکل ۷: ماهیچه مصنوعی ساخته شده به‌عنوان یک محرک ساده در یک بازوی آزمایشی به کار گرفته شده است.



نتیجه‌گیری

سؤالات بسیاری هستند که هنوز بی‌پاسخ مانده‌اند. پرسشهای بسیاری در مورد خواص مکانیکی و الکتریکی ژلها و خواص هدایت حرارتی آنها مطرح است. و هنوز مباحثی در زمینه ترمودینامیک، مانند راندمان، توان و... ناشناخته است. اخیراً، کاربردهای وسیع این مواد در صنایع مختلف، توجه بسیاری از محققین را در رشته‌های گوناگون، به خود جلب

۳- سینی محتوی الیاف را در یک اجاق آزمایشگاهی (در صورت امکان به پنکه‌دمنده نیز مجهز باشد) قرار دهید و آنها را به مدت ۵ ساعت در دمای ۲۲۰ درجه سانتیگراد، آنبیله نمایید. در انتهای این فرآیند، رنگ الیاف بایستی تقریباً سیاه شده باشد. چنانچه رنگ برخی از آنها قهوه‌ای مایل به قرمز باشد، نشانگر آنست که فرآیند آنیلینگ ناکامل بوده و حرارت بیشتری لازم است.

۴- پس از تکمیل فرآیند آنیلینگ، الیاف را به هر تعدادی که لازم است در کنار هم قرار داده و دسته‌بندی نمایید. سپس با دو تکه نخ که از نظر شیمیایی با HCl و NaOH واکنش‌پذیر نباشند، دو انتهای الیاف دسته‌بندی شده را گره بزنید. نقش این نخها همانند تاندونها در ماهیچه‌های طبیعی خواهد بود که برای نصب ماهیچه مصنوعی به کار می‌روند. حد فاصل بین دو گره، طول فعال و مفید ماهیچه است.

۵- با یک چسب مایع پلاستیکی (Epoxy) که از نظر شیمیایی با HCl و NaOH واکنش‌پذیر نباشد، روی گره‌ها را پوشانید تا از فعالیت شیمیایی الیاف در این نقاط جلوگیری شده و محل اتصال دو سر الیاف به نخها که مشابه محل اتصال دو سر ماهیچه طبیعی به تاندونهاست، تقویت گردد.

۶- ماهیچه‌های آماده شده در بند ۵ را در یک ظرف شیشه‌ای پیریکس، حدود ۳۰ دقیقه در محلول NaOH-IM (یک مولار) بجوشانید. سپس ماهیچه مصنوعی تکمیل شده را خارج سازید و برای انجام مطالعات و آزمایشهای موردنظر در یک ظرف پلاستیکی یا شیشه‌ای، در آب دیونیزه شده^(۲۷) نگهداری نمایید.

از آنجایی که تعداد الیاف، پس از تهیه ماهیچه قابل شمارش نیست و طول ماهیچه نیز پس از آماده شدن تغییر می‌یابد، لذا پیشنهاد می‌گردد که تمامی مشخصات اولیه در مرحله ساخت ماهیچه، به دقت ثبت شوند و در خاتمه بر روی برجسب ظرف آن یادداشت گردند.

شکل ۷- تصاویری از این ماهیچه مصنوعی را که در آزمایشگاه رباتیک و بیومکانیک دانشگاه صنعتی شریف ساخته شده است، نشان می‌دهد. ماهیچه فوق در مقابل جریان HCl دو مولار، از خود واکنش سریع نشان داده و حجم و طول آن کاهش می‌یابند. در حالی که جریان NaOH بر آن اثری کاملاً معکوس دارد. در شکل ۷- عملکرد این ماهیچه آزمایشی به عنوان محرکی ساده در یک بازوی مصنوعی نشان داده شده است. به طوری که تصویر (الف) بازو را در حالت آزاد با مکان

27. Deionized Water.

- 8- Shahinpoor, M. "Conceptual Design, Kinematics and Dynamics of Swimming Robotic Structures using Ionic Polymeric Gel Muscles," J. of Smart Materials and Structures, Vol. 1, PP. 91-94, 1992.
- 9- Hattori, Sh., et.al, "Structure and Mechanism of two types of Micro- Pump using Polymer Gel, "IEEE Trans. on Micro Electro Mechanical Systems' 92, PP. 110-115, Feb. 4-7, 1992, Germany.
- 10- Flory, P.J., "Role of Crystallization in Polymers and Proteins, "Science, Vol. 124, PP. 53-60, (1956).
- 11- Genuini, G., et.al., "Psuedomuscular Linear Actuators: Modelling and Symulation Experiences in the Motion of Articulated Chains," In press, NATO ACI Science, 1990.
- 12- Hamlem, R.P., Kent, C.E., and Shafer, S.N., "Electrolytically Activated Contractile Polymers," Nature, Vol. 206, PP. 1149-1150, 1956.
- 13- Hirokawa, Y. Tanaka, T. and Sato, E., "Phase Transition of Positively Ionized Gels", Macromolecules, Vol. 18, Dec, 1985.
- 14- Kuhn, W., et. al, "Reversible Dilatation and Contraction by changing the state of Ionization of High-Polymer Acid Networks, "Nature, Vol. 165, PP. 514-516, 1950.
- 15- Morasso, P. et. al, "Generation of Command Synergies for Anthropomorphic Robots," Proc. IEEE of the Conference on Robotics and Automation, 1990.
- 16- Matsuo, Eriko Sato and Tanaka, Toyochi, "Kinetics of Discontinuous Volume- Phase Transition of Gels "Journal of Chemical Physics, Vol. 89, No. 3, 1988.
- 17- Chrambach, A. "The Practice of Quantitative Gel Electrophoresis," Weinheim; Deerfield Beach, FL: VCH, U.S.A, 1985.
- 18- Nicoli, D., et.al, "Chemical Modification of Acrylamide Gels: Verification of the Role of Ionization in Phase Transitions." Macromolecules, Vol. 16, PP. 887-891, 1983.

کرده است و یقیناً هر پیشرفت چشمگیر در به کارگیری این مواد، در گرو بدست آوردن دانش نوین در زمینه‌های مذکور است. امیدواریم این مقاله آغازگر تحقیقات گسترده‌ای در این زمینه در ایران باشد.

فهرست منابع

- 1- Li, Y. and Tanaka, T., "Study of the Universality Class of the Gel Network System." Journal of Chemical Physics, Vol. 90, No. 9, PP. 5161-5166, 1989.
- 2- De Rossi, D., et. al, "Contractile Behavior of Electrically Activated- Mechanochemical Polymer Actuators," Transactions of the American Society of Artificial Internal Organs XXXII, PP. 157-162, 1986.
- 3- Tanaka, T., "Gels," Scientific American, PP. 124-138 January 1981.
- 4- Chiarelli, P. and De Rossi, "Determination of Mechanical Parameters related to the Kinetics of Swelling in an Electrically Activated Contractile Gel, "Progress in Colloid and Polymer Science, Vol., 48, 1988.
- 5- Brock, D.L. "Design and Control of an Artificial Muscle," MIT Artificial Intelligence Laboratory Report, 1992.
- 6- Kenzo Akazawa, and Katsuhiko Fujii, "Theory of Muscle Contraction and Motor Control", Advanced Robotics, Vol. 1, No. 4, PP. 379-390 (1980).
- 7- Brock, D.L. "Artificial Muscle Research Review," MIT Artificial Intelligence Laboratory Report. 1992.