

بررسی زیست سازگاری پروتوزهای عروقی پلی استری پوشش داده شده با ذرات گرافیت

حسن عربی، حمید میرزاده

تهران، بزرگراه تهران کرج، شهرک پژوهش - بلوار پژوهش، صندوق پستی ۱۱۵-۱۴۹۶۵

پژوهشگاه پلیمر و پتروشیمی ایران

E-mail :h.arabi@ipi.ac.ir

چکیده:

در این کار تحقیقاتی در ابتدا عروق پارچه‌ای از جنس الیاف پلی اتیلن ترفتالات (PET) در قطرهای ۱۰ و ۱۲ میلی متر با استفاده از ماشین کشاف (Knitted Machine) بافته شد سپس با استفاده از تکنیک حرکت ذرات معلق بوسیله جریان برق (Electrophoresis Technique) یک پوشش یکنواختی از گرافیت بر روی عروق داده شد. نتایج حاصله از انجام بررسیهای میکروسکوپی نشانگر ایجاد یک پوشش یکنواخت بر روی سطوح داخلی و خارجی عروق بوده است. سپس مطالعه رفتار سلولی با استفاده از کاشت سلولهای فیروبلاست L929 صورت گرفت. نتایج حاصله نشانگر چسبندگی و رشد وسیع سلولهای فیروبلاست بر روی سطوح عروق با پوشش گرافیتی بوده است.

واژه های کلیدی: پروتوزهای عروقی؛ گرافیت؛ پلی استر؛ پلاکت

مقدمه

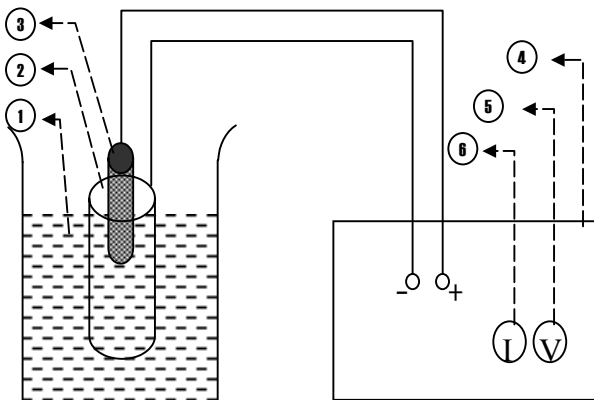
سطح را کاملاً سازگار با خون طراحی نمایند تا مسئله چسبندگی پلاکت‌ها رخ ندهد. کربن از دیرباز بعنوان یک ماده بیولوژیکی و سازگار با بدن شناخته شده است [۷]. یکی از اشکال کربن گرافیت بوده که تحقیقات صورت گرفته نشان می‌دهد که سطوح پوشش داده شده با گرافیت باعث کاهش ایجاد لخته خونی می‌گردد. علت اصلی در این مسئله وجود بار منفی ذرات گرافیت می‌باشد زیرا که جریان خون خود دارای بار منفی بوده و بخاطر وجود بار منفی ذرات گرافیت اینها همدیگر دفع نموده و از چسبندگی پلاکت‌ها بر روی سطوح پوشش‌دهی شده با گرافیت جلوگیری می‌شود [۱۰-۱۳]. تاکنون تحقیقات زیادی بر روی پروتوزهای عروقی از جنس تترافلور پلای اتیلن (PTFE) با پوشش گرافیتی صورت گرفته و نتایج بررسیها نشان می‌دهد که این پوشش‌ها باعث افزایش قابل توجهی در خواص خون سازگاری پروتوز عروقی گردیده است [۷].

تشکیل لخته بر روی سطوح پلیمرهایی که در تماس با خون می‌باشند، مسئله پیچیده‌ای است که همواره با سوالات زیادی همراه بوده و تاکنون بطور کامل حل نشده است [۱]. بهرحال تمامی محققین این مسئله را پذیرفته‌اند که جذب پروتئین‌های پلاسما بر روی چسبندگی و فعالیت پلاکت‌ها که نقش اصلی و مهم را در فرایند ایجاد لخته خونی ایفا می‌کنند، اثر می‌گذارند. [۲]. از عوامل مهم در گسترش فرایند ایجاد لخته بر روی سطوح خارجی، خواص شیمیایی فیزیکی سطح می‌باشد که نقش اصلی را بعهده داشته و عدم خواص مناسب سطح باعث ایجاد لخته در محل پیوند و در نتیجه شکست آن را بدنبال دارد [۳-۵]. تمام تلاشهای محققین در سالهای اخیر بر روی این مسئله متمرکز گردیده که خواص شیمیایی و فیزیکی

جدول ۱- ترکیب درصد اجزاء محلول کلونیدی گرافیتی

| ردیف | ماده | درصد وزنی |
|------|-------------------------|-----------|
| ۱ | گرافیت | ٪۱۲ |
| ۲ | شکر | ٪۱ |
| ۳ | ژلاتین | ٪۱ |
| ۴ | آمونیاک | ٪۱ |
| ۵ | آب مقطر دوبار تقطیر شده | ٪۸۵ |

بعد از تهیه محلول کلونیدی از گرافیت، فرایند پوشش دهی از طریق فرایند Electrophoresis انجام گرفت شماتیکی از این فرایند در شکل (۱) نشان داده شده است



شکل ۱- شماتیکی از فرایند پوشش دهی پروتوزهای عروقی: (۱) محلول کلونیدی گرافیتی (۲) الکترودمی (۳) نمونه پروتوز عروقی (۴) مولد جریان برق (۵) ولت متر (۶) آمپر متر

در این فرایند با استفاده از یک الکترودمی اختلاف ولتاژ ۱۰-۱۵۰ ولت بین نمونه و الکترودمی برای مدت چند دقیقه ایجاد می گردد. سپس بر روی نمونه در طی انجام چند مرحله تمیزکاری مکانیکی انجام گرفته تا گرافیت های اضافی از روی آنها جدا گردد.

در کار تحقیقاتی موضوع این مقاله، پروتوزهای عروقی از جنس پارچه های پلی استری با استفاده از روش حرکت ذرات بوسیله جریان برق (Electrophoresis Technique) پوشش گرافیت داده شده اند. سپس آزمایشات لازم جهت بررسی پایداری و یکنواختی گرافیت پوشش داده شده و بررسی های خون سازگاری و زیست سازگاری پروتوزهای ساخته شده از طریق انجام آزمایش کشت سلولی با استفاده از سلولهای فیروبیلاست L929 صورت گرفت و تمامی آزمایشات نشانگر بهبود زیست سازگاری پروتوزهای گرافیتی بوده است.

تجربی

مواد

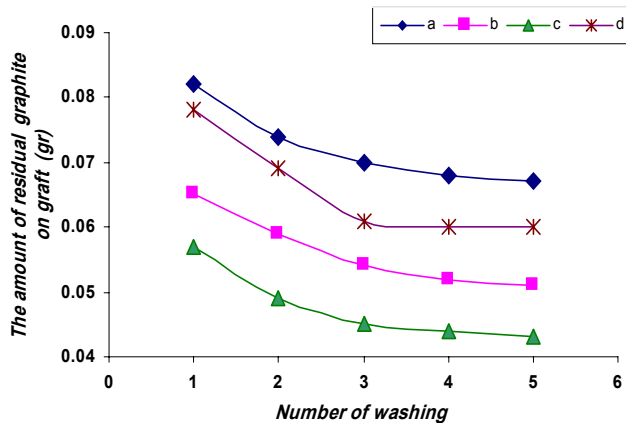
الیاف پلی اتیلن ترفتالات (PET) با نمره ۴۹ خریداری شده از کمپانی Fiber کشور بلاروس، گرافیت با مش ۱-۳ میکرون خریداری شده از شرکت Merck، شکر تولیدی شرکت پارس اهواز، ژلاتین گرید غذایی تهیه شده از شرکت Merck، الکل اتیلیک نوع Merck و آب مقطر دو بار تقطیر تهیه شده در پژوهشگاه پلیمر و پتروشیمی ایران و آمونیاک نوع Merck.

دستگاهها

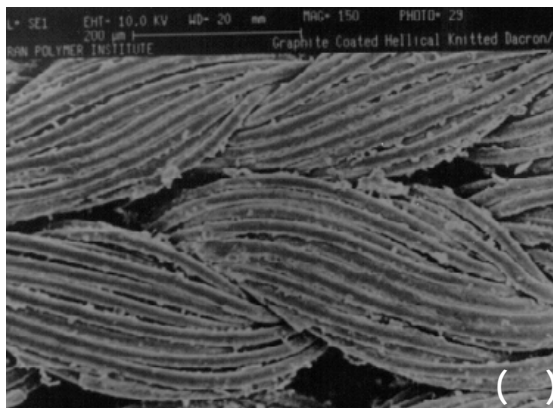
از ماشین کشباف (Knitted Machine) ساخت کشور روسیه برای ساخت عروق پارچه ای در قطرهای ۱۰ و ۱۲ میلی متر استفاده شد. دستگاه میکروسکوپ الکترونی پوششی (SEM) ساخت کشور انگلستان مدل S360 برای بررسی های مرفولوژی مورد استفاده قرار گرفت.

فرایند پوشش دهی

در ابتدا عروق پارچه ای در قطرهای ۱۰ و ۱۲ میلی متر با استفاده از ماشین کشباف تهیه گردید. سپس برای انجام فرایند پوشش دهی یک محلول کلونیدی از گرافیت با ترکیب اجزاء مندرج در جدول (۱) تهیه گردید.



شکل ۲- مقدار گرافیت باقیمانده بر روی پروتز بعد از ۵ مرحله شستشو در آب مقطر باری مدت ۱ ساعت تصاویر میکروسکوپی گرفته از سطح پروتزهای با پوشش گرافیتی و بدون پوشش که با استفاده از دستگاه SEM گرفته شده در شکل (۳) نشان داده شده است.



شکل ۲- تصاویر میکروسکوپی از سطح پروتزهای عروقی (الف) پروتز با پوشش گرافیت (ب) پروتز بدون پوشش

کشت سلولی (In Vitro)

برای انجام آزمایشات کشت سلولی از سلولهای فیبروبلاست L929 مربوط به موش (تهیه شده از بانک سلولی انستیتوی پاستور ایران) استفاده گردید که این سلولها در محیط کشت RPMI-۱۶۴۰ همراه با ۱۰۰ IU/ml پنی سیلین و ۱۰۰ استروپتومایسین و ۱۰ درصد سرم جنین گوساله نگهداری شدند. عملیات معمولی برای نگهداری خط سلولی مذکور مورد استفاده قرار گرفت و سلولها در محیط انکوباتور با رطوبت ۹۵٪ و ۵ درصد گاز CO_2 در $37^{\circ}C$ نگهداری شدند. پس از یک هفته لایه سلولی با تریپسین برداشت شد و تعلیق سلولی به میزان 4×10^5 سلول در واحد حجم تهیه گردید. نمونههای عروق در اتوکلاو استریل شد و سپس در ظروف مخصوص کشت قرار داده شد. سپس به هر حفره ۵ میلی لیتر تعلیق سلولی منتقل شد. در مرحله بعد نمونهها برای مدت ۴۸ ساعت در انکوباتور قرار گرفتند و پس از آن نمونهها خارج شده و با محلول نمکی بافر فسفات (PBS) شستشو داده شدند. سلولها با الکلهای طبی با درجات الکی ۶۰، ۷۰، ۸۰ و ۹۶ درصد تثبیت شده و با محلول ۵ درصد گیمسا (Gimsa) رنگ آمیزی و برای آزمون میکروسکوپ لازم آماده شدند [۱۴].

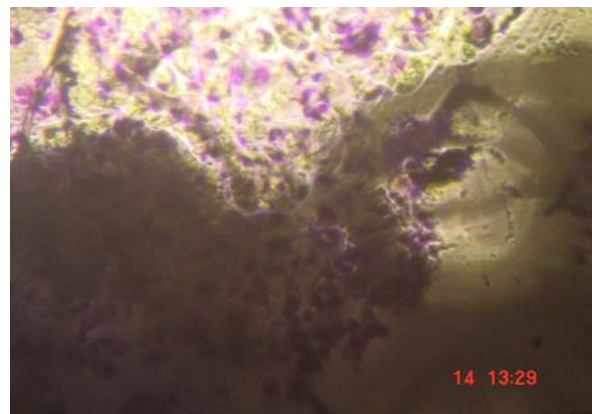
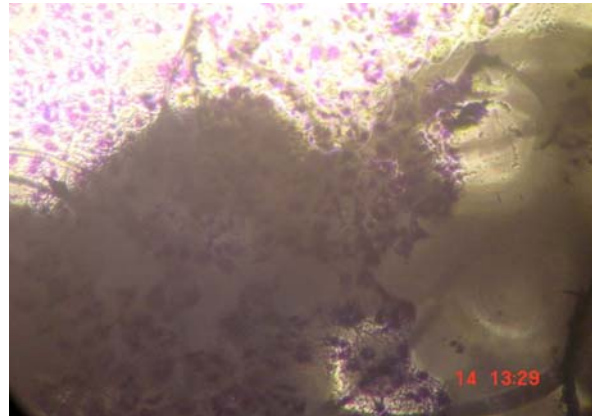
نتایج و بحث

برای تعیین میزان گرافیت تثبیت شده بر روی پروتزها، نمونههای مذکور در داخل آب مقطر با درجه حرارت $100^{\circ}C$ -۹۰ برای مدت ۱ ساعت قرار گرفته و این عمل چندین مرتبه تکرار گردید. نتایج حاصله از انجام این آزمایش در منحنی (۲) نشان داده شده است. همانطور که در منحنی شماره (۲) مشاهده می گردد بعد از گذشت ۵ مرحله شستشو، میزان گرافیت باقیمانده بر روی عروقی ثابت شده و بعد از آن گرافیت از روی پروتزهای جدا نمی گردد

همانطور که در این تصاویر دیده می‌شود یک پوشش یکنواختی از گرافیت بر روی پروتزا ایجاد شده است. شکل ۵ سلولهای فیروبلاست بر روی پروتزهای عروقی پلی‌استر با پوشش گرافیتی را نشان می‌دهد. همانطور که در شکل مشاهده می‌گردد وضعیت چسبندگی و رشد سلولهای فیروبلاست روی نمونه‌های عروق نشان دهنده زیست سازگاری خوب این نمونه‌ها می‌باشد. لازم به ذکر است که آزمون چسبندگی پلاکت‌ها نیز بر روی نمونه‌های عروقی با پوشش گرافیتی در مقایسه با نمونه‌ها بدون پوشش صورت گرفته و نتایج حاصله از انجام این آزمونها نشانگر چسبندگی کمتر پلاکت به عروق با پوشش گرافیتی بوده است.

نتیجه‌گیری

پوشش‌دهی پروتزهای عروقی با استفاده از روش حرکت ذرات با جریان برق (Electrophoresis Technique) انجام گرفت. نتایج حاصله از انجام آزمایشات نشانگر ایجاد یک پوشش یکنواختی و پایدار از گرافیت بر روی پروتزهای عروقی بود. همچنین نتایج حاصله از انجام آزمون کشت سلولی نشانگر زیست سازگاری خوب پروتزهای عروقی با پوشش گرافیتی بوده است.



شکل ۴- تصاویر میکروسکوپی نوری سلولهای فیروبلاست روی پارچه‌های عروقی پلی‌استری با پوشش گرافیتی

1. Mirzadeh H, Dadsetan M, Sharifi Sanjani N. Platelet adhesion on laser-induced acrylic acid- grafted polyethylene terephthalate. J Applied Polymer Science 2002; 86: 3191-3196.
2. Nojiri C, Okano T, Jacobs HA, Park KD, Mohammad SF, Olsen DB, Kim SW. J Biomed Mater Res 1990; 24:1151.
3. Dawids S. Polymers: Their Properties and Blood Compatibility ; Kluwer Academic Publishers: Dordrecht, The Netherlands ;1989:49-62.
4. Dadsetan M, Mirzadeh H, Sharifi Sanjani N, Salehian P. *In vitro* studies of platelet adhesion on the laser treated polyethylene terephthalate surface. J Biomed Mater Res 2001; 54: 540 – 546.
5. Jonas RA, Ziemer G, Schoen FJ, Castaneda AR. A new sealant for knitted Dacron prostheses: Minimally cross-linked gelatin. J vascular surgery 1988;7 : 414 - 419.
6. Stenoien MD, Drasle WJ, Scott RJ, Jenson ML. Silicone composite vascular graft. United States Patent 5866217; 1999.
7. Aebischer P, Goddard MB, Sasken HF, Hunter TJ, Galletti PM. Tissue reaction to fabrics coated with turbostratic carbon: subcutaneous versus vascular implants. Biomaterials 1998; 9: 80 - 85.
8. Milligan HL, Davis JW, William Edmark K. The search for the nonthrombogenic property of colloidal graphite. J Biomed Mater Res 1970; 4: 121-138.
9. Cook SD, Kester MA, Brunet ME, Graeme French H, Haddad RJ. A histologic and mechanical evaluation of carbon- coated polyester suture. J Bio Mater Res 1986; 20: 1347-57.
10. Gott BL, Whiffen JD, Dutton RC, Leininger RI, Yong WP. The coating of intravascular plastic prosthesis reduced thrombosis. Surgery 1961; 50: 382 - 87.
11. Gott BL, Whiffen JD, Dutton RC, Leininger RI, Young WP. Biophysical Studies on various graphit - benzalkonium - heparin surfaces. Sawyer PN, editor. Chapter in Biophysical mechanisms in vascular homeostasis and intravascular thrombosis, Appleton century- crofts. New York: 1965. P 297 - 305.
12. Sawyer PN, Brattain WH, Boddy PJ. Electrochemical criteria in the choice of materials used in vascular prostheses: Sawyer PN, editor. Chapter in biophysical mechanisms in vascular homeostasis and intravascular thrombosis, Appleton- century- crofts. New York: 1965. p 297 - 305.
13. Gold farb D. Graphite impregnated prosthetic vascular graft materials. United State Patent 59 19 223; 1999.
14. Dadsetan M, Mirzadeh H, Sharifi-Sanjani N, Daliri M. Cell behavior on laser sueface-modified polyethylene terephthalate *in vitro*. Journal of Biomedical Materials Research 2001; 57: 183-189.