جامعة دمشق
كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية
قسم الهندسة الطبية

استخدام الألياف النانوية في الصمام الأبهري التعويضي

The use of nano fibers in the arotic valve prothesis

م. رهف محمد خالد الفرا

الدكتور المشرف: صفاء سراقبي

الملخص

يعاني عدد لا بأس به من المرضى من أمراض صمامات القلب المختلفة، هذه الأمراض، وإن اختلفت أسبابها أو أنواعها، فإنها تكاد تشترك جميعاً بأعراض وعلامات معينة، تسهل على الطبيب الاشتباه بوجودها وتشخيصها بمساعدة بعض الفحوصات المعينة.

وفي أغلب الأحيان تكون المشكلة التي تواجه مرضى القلب هي تلف الصمام الأبهر، بحيث يحتاج المريض الى بديل عن الصمام التالف.

في بحثنا نقدم طريقة تصنيع صمام القلب الأبهري من عدة مواد مصنعة، التصميم يحاكي الصمام الطبيعي وتم اختبار المواد المصنعة في المختبر للحصول على خصائص هيدروديناميكية ممتازة.

نحن نقدم طريقة تصنيع محاكية للصمامات الأبهرية الطبيعية، بحيث تتميز بهندسة قابلة للتخصيص وبشكل أقرب للطبيعي، بحيث يحوي الوريقات التي تحافظ على عمل وأداء الصمام.

في هذا البحث، نقدم عملية تصنيع لصمام بولميري قابل للتخصيص بالكامل وفقا لتشريح المريض.

تم اختيار السيلكون لتصنيع هذه الصمامات المستوحاة بيولوجيا بسبب تماثلها للأنسجة الأصلية والتوافق الحيوي المعروف.

بعد تقديم تصميم صمام القلب الخاص بنا، قمنا بوصف سير عمل مفصل لنهج التصنيع، ثم تم استخدام التحليل الحسابي في تصميم الهندسة وخصائص المواد المستخدمة، أخيرا تم تصنيع الصمام الأبهري واختبار المواد في المختبر لتحديد أدائها وخصائصها.

يتضح في هذا البحث أن الصمامات التعويضية هي الحل الوحيد لمعالجة حالات قصور الأبهر، وبالتالي هي السبيل الوحيد للحفاظ على حياة الانسان، لذلك لابد من تطوير هذه الصمامات التعويضية وإيجاد الطرق الأنسب لإطالة عمرها في جسم الانسان.

عند تصميمنا للصمام الأبهر التعويضي كان لدينا العديد من الأسس والمعايير والمسائل الهندسية والطبية التي يجب أن تؤخذ بعين الاعتبار وأن تدرس بشكل دقيق وتشكل أساساً في التصميم الهندسي للصمام، بالإضافة إلى جميع هذه الأسس والمعايير فإن العضو الصناعي يجب أن يحقق الوظيفة الفيزيولوجية الحيوية للصمام الطبيعي بغض النظر عن التقنية التي يستخدمها الصمام الصناعي، كما يمكن النظر إلى تصميم ومهام الصمام الصناعي على أنه يجب أن يحقق مواصفات ومهام (فيزيولوجية حيوية وفنية) معينة يتم تحديدها مسبقاً من مواصفات ومهام أو أداء الصمام الطبيعي، لذلك اتجهنا في المرحلة الأولى إلى التصميم الهندسي، لان الصمام في الحالة الطبيعية لا يعتمد بمبدأ عمله على أية تقنية، انما يعتمد على فرق الضغط بين حجرات القلب، لذلك كان اهتمامنا في أن يتطابق الشكل الهندسي مع الشكل التشريحي ، وحققنا ذلك عن طريق الرجوع الى المراجع المعتمدة في التوصيف التشريحي لجسم الانسان والقياسات الطبيعية لمريض يتراوح قطر صمامه 20mm، وأوجدنا البارامترات الهندسية التي سنحتاجها، ثم اتجهنا الى اختيار مادة الصمام عن طريق الرجوع الى المواد الطبية الحيوية المستخدمة في جسم الانسان، واختيار المادة الأنسب، ثم اختبرنا المادة بعد تعرضها لعدة ضغوط منها الضغط الي سيتعرض له الصمام أثناء الدورة الدموية الكبرى ، ولم نلاحظ أي تغيرات تذكر على المادة، بحيث لم تتغير خصائص المادة البنيوية ولاحتى المورفولوجية أثناء تعرضها للضغط الاعظمي في جسم الانسان، وتم ذلك عن طريق أجهزة اختبار نانوية حديثة.

القسم النظري

أساسيات التصميم:

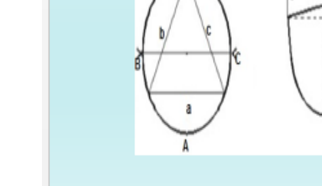
- تتميز صمامات القلب لدينا بتصميمات قابلة للتخصيص.
- يضم التصميم ثلاث وريقات مهندسة الشكل بغشاء خارجي يتطابق مع التشريح الطبي لجذر أبهر المريض.
- تم تصميم الوريقات بشكل مدروس لتوفير ثبات ميكانيكي كاف لمنع هذه الوريقات من الانهيار أثناء الضغوط الكبيرة عند الانبساط.

بالرجوع إلى أمراض القصور الأبهري في القلب نجد أن أسباب القصور تتعلق بالوريقات لذلك تم دراسة تصميم الوريقة بالتفصيل، وتم إيجاد ثلاث منحنيات تؤثر بشكل رئيسي على تصميم الوريقات:

الحافة الحرة، منحني البطن، منحني التقوقع.

كما يؤثر سمك الوريقة بشدة على الأداء الديناميكي للدورة الدموية ومستويات الضغط في جميع انحاء الصمام.

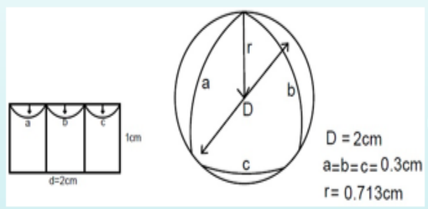
يمكن أن تتحمل الوريقات السميكة ضغوط الذروة العالية على مدى فترات طويلة من الوقت لكنها ستضعف الضغط اللازم لفتح الصمام وإغلاقه وها بدوره يقلل من وقت رد فعل الصمام ويؤثر على أداء الدورة الدموية، على العكس من ذلك، تتيح الوريقات الرقيقة الفتح والاغلاق الفوريين عند اختلافات الضغط عبر الصمام، ولكنها تزيد بشكل خطي من الضغوط الانبساطية على طول الحافة الحرة ومنطقة بطن الوريقات

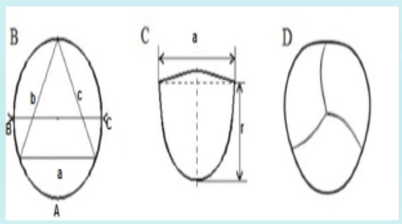


تسبب مثل هذه الضغوط العالية إجهاداً للمواد وفشلاً مبكراً للصمام.

القسم العملي

حساب أبعاد الصمام





قطر الصمام الأبهري: D=20[mm]

قطر الشريان الأبهر: R=26[mm]

مساحة الفوهة الفعالة:

EOA=1.6[cm²]

$A[abc]=EOA=1.6[cm^2]=\pi r^2$

$r=0.713[cm]$

$a+b+c=2\pi r=4.47[cm]$

$a=2\pi r*\frac{\theta}{360}$

$a=2\pi(0.7)(\frac{120}{360})=0.3[cm]$

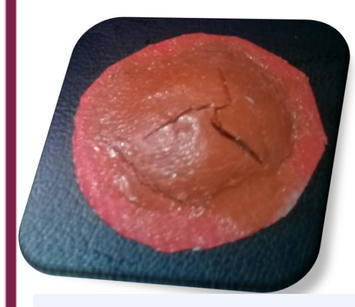
$A=2\pi(1)(\frac{120}{360})=0.4[cm]$

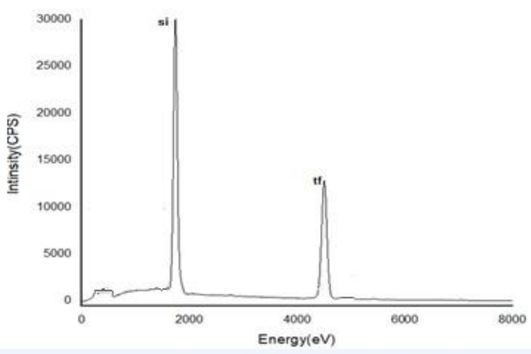
A=B=C a=b=c

النتائج والمناقشة

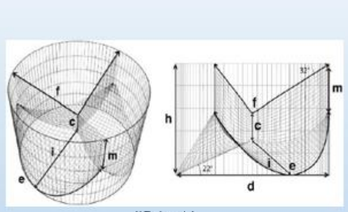
بعد إجراء الاختبارات اللازمة على الصمام تبين لدينا:

- ✓ الصمام لديه القدرة على تحمل ضغوط عالية على اعتبار أن أعلى ضغط يتعرض له الصمام أثناء الدورة الدموية الكبرى وهو ١٠bar، تبين لنا بالاختبار أن الصمام قادر على تحمل ضغط حتى ٤٠bar، وذلك بعد تعريضه لضغوط متغيرة بدءا من ١bar وذلك لمدة شهر وبشكل يومي، لم يحدث للصمام أي تغير في العين المجردة، حيث قمنا على التوازي مع ذلك بتعريض مادة(الكوشوك) لنفس تغيرات الضغوط حيث لم تتحمل المادة حتى ضغط ٩bar وحدث لها اندياج سريع ثم انفجار وذلك بنفس اليوم، لم تطبق تغيرات الضغوط على عدة أيام.
- ✓ عند تعريض المادة للمجهر الالكتروني الماسح المزود بمطيافية تبدد طاقة الأشعة السينية EDXلتحديد التركيب الكيميائي للأغشية وجدنا أن مادة الصمام لدينا مؤلفة من ذرات من السيليكون وذرات التفلون.
- ✓ تم تعريض الصمام للمجهر الالكتروني الماسح قبل تعريضه لاختبار الضغوط، وبعد تعريضه لتغيرات الضغوط لنرى تغير توزع الذرات ، ووجد أنه تم تغير بسيط بانتشار توزع الذرات لكن ذلك لايؤثر على البارمترات التي يحتاجها الصمام لأداء عمله بالشكل الطبيعي، من خلال اختبار EDX واختبار ال SEM
- ✓ وجدنا أنه نتيجة لعدم تغير توزع الذرات ضمن المجال [0–10BAR] فإن قدرة الصمام على تحمل الضغط خلال الدورة الدموية الكبرى ضمن الأداء المتوقع لعمل للصمام.

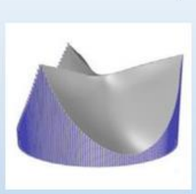




التنفيذ النهائي للصمام

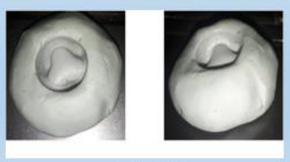


(الشكل15)
الرسم الهندسي ثلاثي البعد للصمام الأبهر



(الشكل16)
الرسم ثلاثي الأبعاد للصمام الأبهر

(الشكل17)
رسم ثلاثي البعد للصمام الأبهر



(الشكل18)
قالب الصمام

(الشكل19)
التطبيق على السيليكون والبلاستيك

المراجع

- Labrosse MR, Beller CJ. Aortic valve cusp sizer: a new device for aortic valve sparing. J Heart Valve Dis 2007;16:145–7.
- Swanson WM, Clark RE. Dimensions and geometric relationships of the human aortic valve as a function of pressure. Circ Res 1974;35:871–82
- Chan KMJ, Rahman–Haley S, Mittal TK, Gavino JA, Dreyfus GD. Truly stentless autologous pericardial aortic valve replacement: An alternative to standard aortic valve replacement. J Thorac Cardiovasc Surg 2011;141:276–83..
- De Kerchove L, Momeni M, Aphram G, et al. Free margin length and coaptation surface area in normal tricuspid aortic valve: an anatomical study. Eur J Cardiothorac Surg 2018;53:1040–48.
- Vismara R, Leopaldi AM, Romagnoni C, et al. In vitro study of a standardized approach to aortic cusp extension. Int J Artif Organs 2014; 37: 315–324.
- Rankin.Js,DalleyAf,Crooke Ps,et arotic valvar geometry. J HEART VALVE Dis2008;17:179–86.
- Stephens ،Ralph I. (Metal Fatigue in Engineering)2001. John Wiley & Sons, Inc .P 69 .
- Askeland ،Donald R. .(The Science and Engineering of Materials). Brooks/Cole ,pp .ISBN 2003
- د. صفاء سراقبي & د. معاذ الخياط ، بحث علمي في تصميم وتنفيذ آلية لاختبار الصمامات الحيوية مسجل في جامعة دمشق ، مديرية البحث العلمي ، قيد العمل .