研究

機械弁のディスクに生じる応力に関する基礎的研究*

五十嵐 悟** 勇田 敏夫**
三田村 好矩*** 木目沢 司**

Fundamental Study on the Stress in a Disc of Mechanical Heart Valve

Satoru IGARASHI, Toshio YUHTA,
Yoshinori MITAMURA and Tsukasa KIMEZAWA

Faculty of Engineering, Hokkaido University

Research Institute of Applied Electricity, Hokkaido University

In this study, in relation to the durability of a disc of mechanical heart valve, the stress distribution and the deformation are analyzed numerically by means of the finite element method for annular disc supported at three points (A, B, C) forming apexes of an isosceles triangle (BC: the base) and subjected to uniform pressure at the upper surface.

The results obtained are as follows: (1) The maximum deflection appears at a center point of the arc BC on the outer perimeter of the disc, and its magnitude is about twice to fourth as large as deflection at the edge of the hole. (2) Stress concentration occurs in elements adjacent to the three supported points (A, B, C) and elements on a radius through the center of the arc BC. The largest tensile stress appears in the upper elements next the supported points B, C on the arc BC. The value of the largest stress is about 180 times as large as the magnitude of applied pressure, and its direction is circumferential (for the case in which the outer diameter is 20mm, the hole diameter 6mm and the thickness of disc 0.6mm). (3) The ratio of hole diameter to the outer diameter has only small effects on either the maximum deflection or the largest tensile stress of disc. (4) The maximum deflection and the maximum tensile stress are inversely proportional to cube and square of the thickness of the disc respectively.

Several useful suggestions on the fracture mechanism of disc can be given by comparing these results with experimental results obtained from the durability testing (accelerated fatigue testing) of disc.

Key Words

mechanical valve, maximum tensile stress, disc valve, brittle material, fracture

1. 緒 言

人工弁は埋め込み可能な人工臓器としての歴史が比較的長く、その研究は1950年前後から始

まっている¹⁾。その後現在に至るまで、多くの種類の人工弁が開発され、代用弁として広く使用されてきた。しかし、人間の自然弁に匹敵するような半永久的に使用できる人工弁は未だ開発されていない。人工弁の開発においては、弁機能の向上、耐久性の向上、抗血栓性の向上の3点が設計上の要点である。最近生体用材料として多方面に使用されている高分子材料は抗血栓

* 原稿受付 昭和63年8月24日
受 理 昭和63年10月24日
** 正 会 員 北海道大学工学部生体工学
〒060 札幌市北区13条西8丁目
*** 正 会 員 北海道大学応用電気研究所
〒060 札幌市北区北12条西6丁目

性には優れているが、耐久性に問題がある。そのため現在は、耐久性の高い金属や無機材料を使用した人工弁を、抗凝固療法を施しながら用いるのが一般的となっている。

図1 アルミナセラミックス人工弁

近年開発されたアルミナセラミックス弁²⁾³⁾(図1)のディスク材料である単結晶アルミナセラミックスは優れた抗血栓性と耐摩耗性を持っている。しかし、この材料を実際に弁に使用した場合の遠隔成績はまだ得られていない。そこで本研究では、特にこの弁の耐久性を検討するために、そのディスク内部に生じる応力の解析を行った。対象とした弁は、ディスクが弁座

の3つの支持箇所によって支持される構造をもつ傾斜開放型人工弁である。ディスクの支持方法が単純な周辺固定や周辺支持の場合には、薄板理論によって解析的に変位や応力を求めることができる⁴⁾。しかし、一般に任意の支持条件のもとでディスクに生じる応力を解析的に求めることは極めて困難である。そこで本研究ではディスクに生じる応力と変位の三次元分布を有限要素法によって求める方法を採用した。

ディスクの材料であるアルミナセラミックスは高硬度材料なので、その破壊機構は脆性破壊であり、最大引っ張り応力の生じる部分から破壊が始まる。したがって、特にディスクの最大引っ張り応力の生じる位置とその大きさを調べ、これを耐久試験の結果と比較した。

また、ディスクの孔径および厚さを変えた場合についても計算し、その影響を検討した。

2. ディスクの有限要素分割と境界条件

本研究で解析対象とした人工弁ディスクの形状は、ディスクの外径 d が20mm、内径 d_0 は3、4、5、6、9mmの5種類、厚さ h は0.6mmである。ただし、孔径3mmのディスクに対しては厚さ0.4、0.5、0.6、0.7、0.8mmの5種類の場合

図2 有限要素解析のためのディスクの要素分割

|A,B,C SUPPORT ELEMENT

| $d_0 = 3, 4, 5, 6, 9 \text{ mm}$ | $d = 20 \text{ mm}$

|板厚| $h = 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 \text{ mm}$

図3 ディスク形状と支持箇所

について計算した。ディスクの材質は単結晶アルミナセラミックスで、弾性定数は、ヤング率： $E = 470 \text{ GPa}$ 、ポアソン比： $\nu = 0.23$ である。

有限要素解析には北海道大学大型計算機センターのGRADAS構造解析システム HICAD/FEM を利用した。三次元解析用の HICAD/FEM では節点総数2000以下、要素総数1000以下、面分布荷重数100以下という制限があることを考慮して、図2に示すようにディスクの分割を行った。すなわち、まず厚さ方向に2分割し、面分布荷重数を100以下とするために、半径方向には同心円によって5分割し、円周方向には放射線状に20分割して、合計360個の節点を持つ200個の6面体要素に分けて計算を行った。

さらに、計算精度を向上させるために分割の仕方は変えずに、各要素の辺上に中間節点を設けた。この方法の精度を調べるために、周辺固定の円盤について有限要素法による変位と応力

図4 ディスク全体の変形

の計算を行い、その結果を薄板理論による解析解と比較したところ、その差は変位、応力とも5%以内であった。

図2に示した分割モデルに次の荷重条件と支持条件を適用して計算を行った。すなわち、ディスクは上面で一様な圧力(100mmHg)を受け、下面の3箇所の要素で支持されるものとした(図3参照)。

3. ディスクの変形と応力分布

3.1 ディスクの変形

一例として、孔径 $d_0 = 6\text{mm}$ 、厚さ $h = 0.6\text{mm}$ の場合についてのディスク全体の変形を図4に示す。実線が変形前の形、破線が変形後の形である。支持箇所AB間、AC間に比べて支持箇所BC間のたわみが著しく大きくなっていることが分かる。

図5は、支持箇所Aを通る直径上の各点に生じる変位を示したものである。支持箇所Aと中心に関して対称な位置にあるE点で最大変位を示している。その大きさは、圧力100mmHgの場合 $0.73\mu\text{m}$ で、孔周辺の変位($0.20\mu\text{m} \sim 0.37\mu\text{m}$)に比べておよそ2~4倍の大きさである。

3.2 ディスクの応力分布

図6と図7は、ディスクに生じた主応力をディスクの上面と下面に分けて示したものである。

図5 支持箇所Aを通る直径上の各点の変位

図6 ディスクに生じる主な主応力(上面)

図7 ディスクに生じる主な主応力(下面)

ディスクの寸法は図4、図5と同じである。

ディスクの上面においては、支持箇所A、B、Cの近傍の要素(図6の①、⑦、⑧、⑨、⑩)に大きな引っ張り応力を生じている。また、支持箇所Aと中心に関して対称な半径(FE)上の要素(図6の②~⑥)には円周方向に圧縮応力を生じている。

ディスクの下面においては、支持箇所A、B、Cの近傍の要素(図7の⑪、⑬、⑭、⑮、⑯)に大きな圧縮応力を生じている。また、支持箇所Aと中心に関して対称な半径(FE)上の要素(図7の⑫~⑰)には、円周方向に大きな引っ張り応力を生じている。

図8は、支持箇所Aを通る直径上の各点に生

じる主応力を示したものである。最大主応力 (MAJ. PS) の最大値は支持箇所Aの孔側に隣接する上面 (UPPER) の要素 (図6の①) に出ており、その値は 1.60MPa ($1.20 \times 10^4\text{mmHg}$)、方向は半径方向である。また、その下面 (LOWER) の要素 (図8の⑩) には最小主応力 (MIN. PS) が圧縮応力となって出ており、その値は -1.35MPa ($-1.01 \times 10^4\text{mmHg}$)、方向は半径方向である。また図7のF、E上の要素 (②~⑥) の圧縮応力の値は -1.60MPa ($-1.20 \times 10^4\text{mmHg}$) ~ -1.32MPa ($-0.99 \times 10^4\text{mmHg}$) である。図8の⑫~⑯の引っ張り応力の値は 1.60MPa ($1.20 \times 10^4\text{mmHg}$) ~ 1.31MPa ($0.98 \times 10^4\text{mmHg}$) である。

図9に支持箇所Bに隣接する要素を通る直径上に生じる主応力を示す。最大主応力の最大値は支持箇所Bに隣接する上面の要素 (図6の⑧、⑩) に出ており、その値は 2.4MPa ($1.8 \times 10^4\text{mmHg}$)、方向は円周方向である。ディスク全体で最も大きな引っ張り応力を生じているのがこの要素である。また、その下面の要素 (図7の⑬、⑯) では、最大圧縮応力を生じている。

図8 支持箇所Aを通る直径上の各要素に生じる主応力

3.3 ディスクの孔径と外径の比の影響

図10は、ディスクの外径 d を一定 (20mm) とし、孔径 d_0 を3、4、5、6、9mm ($d_0/d=0.15, 0.20, 0.25, 0.30, 0.45$) に変えた場合の最大変位 (E点) の変化を示したグラフである。孔径を大きくすると最大変位は増加する。しかしその割合は僅かで、最大変位は $d_0/d=0.20$ の

図9 支持箇所Bに隣接する直径上の要素に生じる主応力

図10 孔径と最大変位の関係

とき $-0.732\mu\text{m}$ 、 $d_0/d=0.45$ のときに $-0.775\mu\text{m}$ である。

図11は d_0/d の変化に対する最大引っ張り応力の変化を示したものである。 d_0/d が大きいくほど、最大引っ張り応力は小さくなる。しかしその変化は僅かであり、 $d_0/d=0.15$ で最大引っ張り応力 2.44MPa ($1.83\times 10^4\text{mmHg}$) に対して、 $d_0/d=0.45$ では 2.37MPa ($1.78\times 10^4\text{mmHg}$) の値に減少しているに過ぎない。

図11 孔径と最大引っ張り応力の関係

3.4 ディスクの板厚の影響

図12は、ディスクの板厚 h を変えた場合の最大変位 (E点) の変化を示したものである。ディスクが薄くなると変位は急激に大きくなる。薄板理論では、変位は板の曲げ剛性に反比例し、また、曲げ剛性は板厚の3乗に比例する。したがって、変位は板厚の3乗に反比例する。そこで図12は厚さ h の3乗と変位 w の関係を両対数グラフで示してある。両者の関係は勾配 $\alpha=-1$ の直線で表され、最大変位は板厚の3乗に反比例することが分かる。

図13は、ディスクの板厚を変えた場合における最大引っ張り応力の変化を示したものである。変位の場合と同じように両対数グラフ上で縦軸に最大引っ張り応力、横軸に板厚の2乗をとっ

図12 板厚と最大変位の関係

図13 板厚と最大引っ張り応力の関係

た。この場合にも両者の関係は勾配 $\alpha=-1$ の直線となった。したがって、最大引っ張り応力はほぼ板厚の2乗に反比例することが分かる。

4. 考 察

本研究で対象とした機械弁のディスクには、抗血栓性および耐久性の必要性からセラミック

スのような高硬度材料が使われている。しかし、セラミックスのディスクでも、長期間にわたって弁の開閉を行っているうちに破壊した例が報告されている⁵⁾。セラミックスのような脆性材料の破壊機構には、一点に生じる最大主応力が引っ張り強さに達すれば破壊するという最大主応力説が適用できる。実際のディスクの破壊機構は、繰り返し荷重による疲労破壊であるが、ここでは最大主応力説を考慮して、最大引っ張り応力に注目することにする。

最大引っ張り応力を生じる場所は、図6の⑧、⑩の要素である。一様な圧縮荷重をディスクに作用させた場合、ここにはその圧力の約180倍の応力の集中が起こっている($d_0/d=0.3$ 、 $h=0.6\text{mm}$ の場合)。実際の心臓弁には100mmHg程度の圧力が作用しているとする、およそ2.40 MPa ($1.80 \times 10^4 \text{mmHg}$)の応力が作用することになる。この値はディスク材料である単結晶アルミナセラミックスの引っ張り強さ(637MPa)の約1/265に過ぎない⁶⁾。しかし、ディスクが永久的に破損しないかどうかは、この材料の疲労強さから検討してみなければ分からない。

図14は、耐久試験によって破損した傾斜開放型アルミナセラミックス弁のディスクの写真である⁷⁾。ディスクの破壊の状態は、最大圧力が950mmHg以下の範囲では扇状になっており、ディスクの円周方向に応力が作用して破壊したことが推測できる。1,450mmHgではディスクの外周に近い箇所で破壊が起きており、この箇所で最初の破壊が始まったものと考えられる。

本研究の解析結果では、特に大きな引っ張り応力を生じているのは図6の①、⑦、⑧、⑨、⑩の要素および図7の⑫～⑬の要素である。したがって、最初に破壊が始まるのはこれらの要素のうちのいずれかからであると推定される。

ディスクの孔径外径比(d_0/d)を変えた場合、最大引っ張り応力は図12に示したように、 d_0/d が大きくなるほど小さくなる。しかし、その変化は非常に小さい。したがって、 d_0/d の変化はディスクの耐久性にそれほど大きな影響を与えないと考えられる。

一方、ディスクの板厚を変えた場合の応力の

図14 耐久試験によって破損した傾斜開放型アルミナセラミックス弁のディスク

変化は非常に激しく、板に生じる最大応力は、板厚の2乗に反比例している。

5. 結 論

傾斜開放型人工弁のディスクの変位、応力を有限要素法を用いて数値計算し、次の結果を得た。

(1)ディスクの変位は、支持箇所Aと中心に関して対称な位置にある外周の点(E)で最大値を示す。その値は、ディスク外径 $d=20\text{mm}$ 、厚さ $h=0.6\text{mm}$ 、孔径 $d_0=6\text{mm}$ の場合、圧力100mmHgで $0.73\mu\text{m}$ である。

(2)応力は主に4箇所に集中している。すなわち、A、B、C 3つの支持箇所近傍および最大変位点Eを含む半径上の要素である。特に、最大引っ張り応力を生じているのは支持箇所B、Cに隣接する要素で、その値は圧力の約180倍、方向は円周方向である($h=0.6\text{mm}$ 、 $d_0=6\text{mm}$ の場合)。

(3)孔径外径比(d_0/d)を大きくすると、変位は僅かに増加する。最大引っ張り応力は減少するがその割合は小さく、 d_0/d を0.15から0.45まで大きくしても約3%減少するに過ぎない。

(4)ディスクの厚さを変えた場合、最大変位はほぼ厚さの3乗に、最大引っ張り応力は厚さのほぼ2乗に反比例する。

参 考 文 献

- 1) C.A. Hufnagel, W.P. Harvey, P.J. Rabil and T.F. McDermatt: Surgical Correc-

- tion of Aortic Insufficiency, *Surgery*, 35 : 673-683, 1954.
- 2) 三田村好矩、三上智久、勇田敏夫：セラミックス人工弁の開発、*人工臓器*、15 : 737-740、1986.
 - 3) Y. Mitamura, T. Mikami, T. Yuhta, T. Matsumoto, T. Shimooka, E. Okamoto, N. Eizuka and K. Yamaguchi : Development of a Fine Ceramic Heart Valve for Use as a Cardiac Prosthesis, *Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs* 32 : 444-448, 1986.
 - 4) 勇田敏夫、五十嵐悟、三田村好矩：機械弁内部に生ずる応力に関する研究、*人工臓器*、15 : 773-776、1986.
 - 5) D.B. Olsen, J. Kolff, J. Lawson, F. Stellwag, V. Ceccarelli, H. Fukumasu and W.J. Kolff : Saving the Aortic and Pulmonary Artery Valves with Total Heart Replacement, *Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs*, 22 : 468-479, 1976.
 - 6) Y. Mitamura, T. Yuhta and T. Mikami : Ceramic Heart Valve in Ceramics in Clinical Applications (Eds. P. Vincenzini) Elsevier Science Publishers, Amsterdam, 127-136, 1987.
 - 7) 勇田敏夫：各種表面処理を行った人工心臓用人工弁の耐久性及び抗血栓性向上に関する研究、昭和60年度科学研究費補助金（一般研究(B)）研究成果報告書（1986）