せん断乱流場での数値流体力学を用いた
溶血予測とその検証*皆川 重治^{*1}, 玉川 雅章^{*2}Predictions for Hemolysis Properties in Turbulent Shear Blood Flows by
Using Computational Fluid Dynamics and Their VerificationShigeharu MINAKAWA and Masaaki TAMAGAWA^{*3}^{*3} Dept. of Energy Conversion Science, Graduate School of Energy Science, Kyoto University,
Yoshida honmachi, Sakyo ku, Kyoto shi, Kyoto, 606 8501 Japan

This paper describes a numerical prediction method for hemolysis properties in orifice-pipe blood flows. In this study, several types of orifice pipe flows by using two turbulence models are computed, which are (1) standard low Reynolds number $k-\epsilon$ model and (2) the $k-\epsilon$ model with partly patched Launder-Kato model (LK Zonal model) to improve computational accuracy. These predicted flows are compared with (a) measuring pressure loss and (b) measuring reattachment length, and it is found that the flow using LK Zonal model has good agreement with experiments. Then the hemolysis properties are estimated from the predicted flows. The results are 1) computational accuracy of orifice pipe flow is improved by using LK-Zonal model, 2) accuracy of predicted hemolysis is also improved especially in orifice-pipe that have long contracted part.

Key Words: Computational Fluid Dynamics, Rotary Blood Pump, Shear Flow, Hemolysis, Launder-Kato Model, Low Reynolds Number $k-\epsilon$ Model

1. 緒 言

近年, 人工心臓など医用流体機器の開発が盛んに行われているが¹⁾, これらの機器内部の血流流れにおいては流れ場のせん断応力などによる溶血, よどみなどによる血栓が大きな問題となっている. このうち溶血については赤血球が流れ場から受けるせん断応力が関係していると考えられ過去にも実験的研究はなされているが²⁾³⁾, 実際の機器内においては乱流状態にある高せん断速度場流れであると考えられ⁴⁾, このような流れ場における決定的解析法の提案には至っていないのが現状である. この一方で, 遠心血液ポンプ等の内部流れ場に関して商用パッケージ CFD ソフトウェアなどを利用して設計・開発に活かす動きも見られるが, その多くは流れの平均量に重点が置かれ, 乱流モデル等も標準 $k-\epsilon$ モデルが使われており, 乱れの予測には至っていないのも現状である.

これらの2つのことをふまえると, ポンプ内乱流せん断血流場での溶血予測に必要な設計プロセスとして,

Fig. 1 Process of Predicting Hemolysis

図1に示されるような2段階が必要であると考えられる. すなわち, 乱れを含む高精度な流れ場予測の第一段階と高せん断応力(乱流せん断応力含む)場での溶血予測の第二段階である. 本論文では, この2段階の予測法の確立を目的とし, ポンプ内で想定されるはく

* 原稿受付 2001年4月2日.

^{*1} 学生員, 京都大学大学院(〒606 8501 京都市左京区吉田本町).^{*2} 正員, 京都大学大学院エネルギー科学研究科.
E-mail: tama@energy.kyoto-u.ac.jp

離・再付着を含むせん断流れ場を表現するため形状の単純なオリフィス管内流れを取り上げ、第一段階の流れ場の予測精度向上とその検証、およびその精度向上されたデータを用いた第二段階での溶血予測について検討を行い、数値流体力学を用いた溶血特性予測法を開発することを目的としている。

数値計算を用いた溶血特性を精度良く行うためには血流場を正確に計算することが重要である。著者らはこれまで流れ場の計算に低レイノルズ型 $k-\epsilon$ モデルを用い、分子粘性せん断応力および乱流せん断応力による溶血特性の予測を行ってきた。しかし、流れ場の形状によっては溶血量を精度よく予測するには至っていない。この理由としては(1)血球の壁との接触の影響の非考慮、(2)血流場の計算に用いる乱流モデルの計算精度上の問題、などが考えられるが、本論文では(2)の問題点について改善を試みる。一般に $k-\epsilon$ モデルの問題点として流れが衝突する領域での乱流エネルギー k の生産の過大評価があげられるが、本研究の対象とする血流ポンプやオリフィス管内流れの計算においては流れ場や溶血特性評価の精度を著しく低下させる可能性がある。この問題に対して渦粘性モデルの範囲内で改良を試みた後述の Launder-Kato (LK) モデルが提案されており、これを本論文で取り上げていくことにする。

したがって、本論文ではまずオリフィス管内流れの計算で LK モデルを全計算領域に適用した場合に起こりうる精度上の問題点を調べ、その対策として LK モデルを局所的に用いる LK-Zonal モデルを用いて流れ場の計算を行う。次に測定実験と計算結果との検証およびモデルの改善による溶血特性予測の精度向上についてまとめることとする。

2. 解析対象および計算条件

2.1 解析対象 溶血計算の対象とするのは、過去に行われた溶血実験との比較を行うために図2の上を示す5形状のオリフィス管内流れとする。これらは溶血実験では図2の下に示す回路に組み込まれて使用されていたものである。溶血実験と条件を合わせるために、流量 $Q=8.33 \times 10^5 \text{ m}^3/\text{s}$ 、流入速度 $U_{in}=0.877 \text{ m/s}$ 、管径 $D=11 \text{ mm}$ とし、粘性は血漿と同じであるとする $Re=10000$ となる。収縮部の直径は $d=4 \text{ mm}$ 、収縮比は 13.2% である。座標軸は流れ方向に x 軸、半径方向に y 軸をとる。

Fig. 2 Configuration Circuit for Hemolysis Test

2.2 低レイノルズ型 $k-\epsilon$ モデルと LK モデル 計算に用いる乱流モデルは計算の簡便さを考え $k-\epsilon$ モデルを基本とするモデルを用いる。標準型 $k-\epsilon$ モデルでは壁面近傍の粘性底層内の計算を行うことができないが、溶血は粘性底層内で起こる可能性もあるため、本研究では阿部・長野の低レイノルズ型 $k-\epsilon$ モデルを使用する。軸対称でのこのモデルの方程式を以下に示す。

$$\frac{\partial k}{\partial t} + u \frac{\partial k}{\partial x} + v \frac{\partial k}{\partial y} = \frac{1}{Re} \nabla^2 k + \frac{1}{\sigma_k} \left(\frac{\partial v_r}{\partial x} \frac{\partial k}{\partial x} + \frac{\partial v_t}{\partial y} \frac{\partial k}{\partial y} \right) + G - \epsilon \quad (1)$$

$$\frac{\partial \epsilon}{\partial t} + u \frac{\partial \epsilon}{\partial x} + v \frac{\partial \epsilon}{\partial y} = \frac{1}{Re} \nabla^2 \epsilon + \frac{1}{\sigma_\epsilon} \left(\frac{\partial v_r}{\partial x} \frac{\partial \epsilon}{\partial x} + \frac{\partial v_t}{\partial y} \frac{\partial \epsilon}{\partial y} \right) + C_{\epsilon 1} \frac{\epsilon}{k} G - C_{\epsilon 2} f_\epsilon \frac{\epsilon^2}{k} \quad (2)$$

$$v_r = C_\mu f_\mu \frac{k^2}{\epsilon} \quad (3)$$

$$G = v_r S^2 \quad (4)$$

$$S = \sqrt{2 \left\{ \left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{v}{y} \right)^2 \right\} + \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right)^2} \quad (5)$$

$$f_\mu = \left\{ 1 - \exp \left(-\frac{y^*}{14} \right) \right\}^2 \left[1 + \left(\frac{5}{R_t^{3/4}} \right) \exp \left\{ -\left(\frac{R_t}{200} \right)^2 \right\} \right] \quad (6)$$

$$f_\varepsilon = \left\{ 1 - \exp \left(-\frac{y^*}{3.1} \right) \right\}^2 \left[1 - 0.3 \exp \left\{ -\left(\frac{R_t}{6.5} \right)^2 \right\} \right] \quad (7)$$

$$(y^* = u_\tau y / \nu, R_t = k^2 / \nu \varepsilon, u_\tau = (\nu \varepsilon)^{1/4})$$

$$C_{\varepsilon 2} = 1.9 \quad C_\mu = 0.09 \quad C_{\varepsilon 1} = 1.5$$

$$\sigma_k = 1.4 \quad \sigma_\varepsilon = 1.4$$

(1), (2), (3)式と u, v の運動方程式, 連続の式を連立させて解き, 流れ場を計算する. また, 壁面近傍まで計算を行うために(6), (7)式のダンピングファンクションを用いる.

ところで, $k-\varepsilon$ モデルについて流れが衝突する領域において乱流エネルギー k の生産が過大となることは先に述べた. この問題に対し, Launder, Kato はよどみ点付近で過度が 0 に近づくことに注目し, 生産項 G を変形速度 S と過度 Ω の積で表す Launder-Kato(LK)モデルを提案した⁶⁾. このモデルでは k, ε 方程式中の生産項 G を以下のように修正する.

$$G = \nu_t S \Omega \quad (8)$$

$$\Omega = \sqrt{\left(\frac{\partial u}{\partial y} - \frac{\partial v}{\partial x} \right)^2} \quad (9)$$

(ν_t は(3)式)

そこで, 本研究では壁面近傍の低レイノルズ効果に対する阿部・長野モデルに加えこのモデルを導入して計算精度の改善を試みる. LK モデルを用いた計算では, 二次元開放流れなどの外部流れについては実験と計算は良好な一致を見ている⁶⁾. しかし, 次節以降で検討を行うように狭い隙間を含む内部流れについて LK モデルを全計算領域に適用すると, 速度場が発散にいたらない振動解を持つなど計算精度上問題が生じる場合がある. この点に留意して, LK モデルの適用の検討を行う.

2・3 計算条件 計算は軸対称で行い, 計算領域として上流側に $1.2D$, 下流側に $8.0D$ とする. 計算格子は 200×50 の一般座標格子を用いる. 境界条件は表 1 に示す. 対流項の離散化については運動方程式は二次中心差分, k, ε の輸送方程式は QUICK (ただしオリフ

イス周辺部の壁面から 10 メッシュ以内は一次精度の風上差分)を用いる. 時間進行法は一次の陽解法, 圧力解法には HSMAC 法を用い, 計算は定常状態になるまで行う.

Table 1 Boundary Conditions

Flow in	Solution of $k-\varepsilon$ equations in one dimension
Flow out	$u, v, k, \varepsilon : \partial/\partial x = 0$
Wall	$u, v, k = 0, \varepsilon = 2k_1/\text{Re} \cdot y_1$ k_1 : k value at the first grid point from wall y_1 : distance between wall and first grid point

3. LK モデルを用いた計算での問題点

3・1 検討に用いる形状 本節では LK モデルを用いた場合の形状による精度への影響を調べるために図 3 に示す形状を用い, A: 軸対称流れ, B: 二次元平板間流れについて LK モデルを全計算領域に用いて計算を行う. 図 2 のオリフィスでの溶血計算と条件をそろえるために図 3 中の代表速度に流入速度 U_m , 代表長さにそれぞれ d_1, d_2 をとり, $Re = 10000$ とし, その他の条件は 2.3 節と同様にする. 収縮比は軸対称の場合 $(d_1/D)^2$, 二次元の場合 d_2/D_2 とし, 表 2 に示される 4 種類の収縮比で計算を行う. なお, 溶血計算に用いるオリフィス形状の収縮比は No.1 と同じであることに注意されたい. 以降, 扱う形状の名称は収縮比を表す T-1~4 に A: 軸対称流れ, B: 二次元平板間流れの別を表す A, B をつけて, T-1A のように示す.

なお, ここでは収縮比というパラメータを用いて振動解の発生条件を調べるが, 収縮比は運動方程式中に直接現れるパラメータではないため, 振動解の発生には直接的にかかわってくるものではないと考えられる. 収縮比の変化によりオリフィス周辺部の速度, せん断の強さは大きく変化しており, 実際はこれらのパラメータが相互に作用して速度場の振動を発生させていると考えられるが, それらを一成分ずつ取り出して整理することは現段階では難しい. このため本研究ではオリフィスの角などの形状を変えずに収縮比で一括して整理することとする.

Fig. 3 Configuration of T-1~4

Table 2 Relation between Contraction Rate and Oscillation

Type	Contraction Rate (%)	A: Axisymmetric Flow	B: Two Dimensional Flow
T-1	13.2	▲	×
T-2	21.7	▲	▲
T-3	32.1	○	○
T-4	44.4	○	○

- : No Stable Oscillations in Velocity Field
 ▲ : Some Stable Oscillations in Velocity Field
 × : Divergence

3・2 収縮比と振動解の発生の関係 表2に収縮比を変化させたときの計算結果を示す。表中○は速度場が振動解を持たない場合、▲は速度場が振動解を持つ場合、×は計算が発散した場合を示している。この表から、A、B どちらの場合も収縮比が 21.7%以下の場合については速度場が振動解を持つか計算が発散してしまい計算上問題が生じていることがわかる。また、図は省略するが振動解を持つ形状について速度分布を詳細に調べると、オリフィス前部の角付近から速度場の振動が発生し下流側に向かってそれが流れていることが確認できている。さらに、この振動は格子形状や壁近傍での格子集中、対流項の差分法の影響から発生するものではないことも確認している。この結果から、収縮比の小さい形状について LK モデルの効果を導入して計算を行うためには、オリフィス前部の角付近における速度場の振動を抑えるために LK モデルを用いる領域を流れの衝突領域に限定する (LK-Zonal モデル) ことが計算上有用であると考えられる。

4. LK-Zonal モデルを用いた計算結果

4・1 LK モデルの使用領域の決定 図2の形状について前述の LK-Zonal モデルを用いて計算する方法を検討する。まず LK-Zonal モデルを使用して計算す

るにあたって LK モデルを使用する領域を決定する必要がある。本研究における LK モデル使用領域の決定の方法を AB 形状を例にとって説明する。本研究で対象とするオリフィス管内流れでは図4に示すようにオリフィス前面に流れが衝突すると考えられるため、この領域に LK モデルを用いる。領域の境界線は本来 x , y 軸に平行にすべきところであるが、計算の簡便さのため計算格子にそって行く。そして、図4中の太線で示した境界領域の設定では、各形状について LK モデルを使用する領域を格子1メッシュずつ広げていき、速度場が振動解とならない限界を領域の境界と決定する。表3には例として AB 形状での振動解の存在の状況を示す。

Fig. 4 Determination of the Area at Orifice AB

Table 3 Existence of Stable Oscillations at Orifice AB

Grid for Boundary	Existence of Stable Oscillations
① ($y=0.259$)	○
② ($y=0.251$)	○
③ ($y=0.244$)	○
④ ($y=0.237$)	▲
⑤ ($y=0.225$)	▲

- : No Stable Oscillations in Velocity Field
 ▲ : Some Stable Oscillations in Velocity Field

これからオリフィス前面での y 座標の値が 0.244 となる格子、すなわち③の格子より領域を広げると計算結果が振動解となることがわかる。つまり③の格子を LK モデルの使用領域の境界と決定する。この結果、AB 形状での LK モデルの使用領域は図5の太線内の領域となる。なお、BF 形状については LK モデルを全計算領域に導入しても速度場が振動解を持たなかったため、BF 形状についてはすべて LK モデルを用いている。

Fig. 5 Area of Using LK-Zonal model

4・2 計算結果 計算結果を以下に示す。低レイノルズ型 $k-\epsilon$ モデルのみでの結果（以降単に $k-\epsilon$ モデルと表記）LK-Zonal モデルを導入した結果（以降 LK-Zonal モデル）を比較する。

- (1) 乱流エネルギー k 図 6 に例として AB 形状における両モデルでの乱流エネルギー k の分布を示す。図中の値は無次元値である。流れが衝突するオリフィス前面における乱流エネルギーの最大値は LK-Zonal モデルの導入により約 120 から約 6.1 へと減少している。他形状でも同様に LK-Zonal モデルの導入により k の値がオリフィス前面で大きく減少している。
- (2) 乱流せん断応力 τ_t 図 7 に AB 形状における両モデルでの乱流せん断応力 τ_t の分布を示す。図中の値は有次元、単位は Pa である。 k 同様に LK-Zonal モデルの導入によりオリフィス前面における τ_t の最大値は約 6110 Pa から約 1840 Pa へと減少している。他形状でも同様に LK-Zonal モデルの導入により τ_t の値がオリフィス前面で大きく減少している。
- (3) 流線 図 8, 図 9 に AB, CB 形状における両モデルでの流線の分布を示す。まず AB 形状をみると、 $k-\epsilon$ モデルでの計算ではオリフィス前部の角周辺で流れが衝突した後、オリフィスの壁面にそって進みオリフィス後面にわずかに回りこんで離れているが、LK-Zonal モデルでの計算ではオリフィス前部の角周辺から流れがはく離していることがわかる。これは、オリフィス前部の角周辺での k が抑制された結果、渦粘性 ν_t が抑制されたためではないかと考えられる。次に表 4 の左に各形状の再付着距離の計算値を示す。これから AB, AF, BB, BF 形状では再付着距離が大きく伸びていることがわかる。これは、先に述べたはく離位置の変化により流線形状が大きく変化したためと考えられる。次に CB 形状については、LK-Zonal モデルでの計算ではオリフィス前部の角付近で $k-\epsilon$ モデルでは見られなかった縮流が形成されていることがわかる。これも同様にオリフィス前部での k の値が抑制された結果はく離が生じたと考えられる。

(a) $k-\epsilon$ model

(b) LK-Zonal model

Fig. 6 Turbulent Energy k at Orifice AB (a) $k-\epsilon$ model

(b) LK-Zonal model

Fig. 7 Turbulent Shear Stress τ_t at Orifice AB (Pa) (a) $k-\epsilon$ model

(b) LK-Zonal model

Fig. 8 Stream Line at Orifice AB

(a) $k-\epsilon$ model

(b) LK-Zonal model

Fig. 9 Stream Line at Orifice CB

Table 4 Reattachment Length and Pressure Loss in Computation

Orifice Type	Reattachment Length in Computation		Pressure Loss in Computation (Pa)	
	$k-\epsilon$	LK-Zonal	$k-\epsilon$	LK-Zonal
AB	2.26	2.72	2.32×10^4	2.92×10^4
AF	1.95	2.95	2.14×10^4	3.16×10^4
BB	1.98	2.74	1.85×10^4	3.32×10^4
BF	2.84	3.19	1.98×10^4	2.09×10^4
CB	2.23	2.68	2.25×10^4	2.06×10^4

(4) 圧力損失 Δp 表4の右に両モデルによる圧力損失 Δp の計算値を示す。なお、 Δp の計算値は計算領域の流入口と流出口の中心軸上の圧力差としている。値は有次元、単位は Pa である。AB, AF, BB, BF 形状については LK-Zonal モデルの導入により圧力損失が大きくなっていることがわかる。これは再付着距離が伸びるのに従って再循環領域が大きくなった結果であると考えられる。また CB 形状についてはモデル間でほとんど変化がなかった。

以上から、低レイノルズ型 $k-\epsilon$ モデルに LK-Zonal モデルを導入することにより計算結果に大きな変化があらわれることがわかる。

5. 数値計算の精度検証実験

5・1 圧力損失の測定 まず、図2のオリフィス管を組み込んだ循環回路を用いて圧力損失 Δp を実測する。回路内の流体は水を用い、計算同様 $Re = 10000$ で測定を行う。

Table 5 Pressure Loss

Orifice Type	Pressure Loss Δp (Pa) at $Q = 8.33 \times 10^{-5} m^3/s$	Pressure Loss in Computation (Pa) (Table 4)	
		$k-\epsilon$	LK-Zonal
AB	3.62×10^4	2.32×10^4	2.92×10^4
AF	2.95×10^4	2.14×10^4	3.16×10^4
BB	3.94×10^4	1.85×10^4	3.32×10^4
BF	2.18×10^4	1.98×10^4	2.09×10^4
CB	2.65×10^4	2.25×10^4	2.06×10^4

表5に実験値と計算値の比較を、図10にそれらの相関図を示す。図の中央の太い線は相関係数1の線で、これに近いほど計算値と実験値が近い値であることがわかる。この図から、全形状について $k-\epsilon$ モデルで

の計算値は実験値に比べ小さくなっていることがわかる。AB, AF, BB, BF 形状については LK-Zonal モデルの導入により実験値に近くなる傾向があることがわかる。

Fig.10 Relation between Pressure Loss in Experiment and in Computation

5・2 流れの可視化による再付着距離の測定 次に、図2のオリフィス管について、形が同じで大きさが約1.8倍の亚克力製オリフィス管を用いて流れ場の可視化を行い、再付着距離を実測する。図11に装置図を示す。

Fig. 11 A System for Observing Flow Field

回路内の流体は水に少量のエタノールを加えたもので、トレーサーとしてアルミ粉を少量添加する。計算同様に $Re = 10000$ とし、オリフィス管の中心軸上にレーザシートを照射してオリフィスの下流部分について可視化を行いその画像から再付着距離を求める。この際再付着点は周期的に振動しているため、36枚分の画像の平均値を再付着距離の実験値とする。

表6に実験値と計算値の比較を、図12にそれらの相関図を前項同様に示す。この図から、LK-Zonal モ

デルの導入により AB, AF, BB, CB 形状については計算値と実験値の差異が大きく減少しており, AB, BB, CB 形状では AF, BF 形状に比べ再付着距離が短いという特徴も表現できていることがわかる。

Table 6 Reattachment Length

Orifice Type	Reattachment Length in Experiment (Average of 36 Photos)	Reattachment Length in Computation (Table 4)	
		$k-\epsilon$	LK-Zonal
AB	2.9	2.26	2.72
AF	2.9	1.95	2.95
BB	2.8	1.98	2.74
BF	3.0	2.84	3.19
CB	3.6	2.23	2.68

Fig. 12 Relation between Pressure Loss in Experiment and Computation

以上の実験から、圧力損失および再付着距離について LK-Zonal モデルの導入により多くの形状でより計算値が実験値に近づく傾向があることがわかった。次節ではこの結果をふまえて溶血特性評価を行う。

6. 溶血特性評価

6・1 溶血実験の概要 本研究では、実際の溶血と数値計算との比較を行うために、過去に行った溶血実験の結果を使用する。まず、この溶血実験の実験方法と整理法について簡単に説明する。実験で用いるオリフィス管は図 2 に示す 5 形状である。この回路内に牛鮮血を満たし、流量 $Q = 8.33 \times 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s}$ で 8 時間循環させて溶血の進行を各オリフィス形状について 1~2 時間ごとに計測し、溶血の進行とオリフィス形状の関係について調べる。溶血の進行は遊離ヘモグロビンの時間変化量である $I.H.$ (Index of Hemolysis: 溶血指数) で表す。 $I.H.$ は以下の式で求められる。

$$I.H. = \frac{\Delta Hb(100 - Ht)V}{Q\Delta T} \quad (10)$$

ここで ΔHb は遊離ヘモグロビンの変化量 (mg/dl)、 Ht は血液のヘマトクリット値、 V は回路内血液の全体積 (l)、 Q は流量 (l/min)、 ΔT は実験開始からの時間 (hr) を示す。血液の個体差を小さくしてそれぞれの実験を比較するために BB 形状の $I.H.$ ($=I.H._{BB}$) を基準として各形状の $I.H.$ ($=I.H._{test}$) を規格化し RLH (Relative Index of Hemolysis: 相対溶血指数) を求め、形状間比較を行う。 RLH を求める式は以下のようになる。

$$R.I.H. = \frac{I.H._{test}}{I.H._{BB}} \quad (11)$$

図 14(a) に各形状における RLH を示す。以降この結果と数値計算より求めた溶血評価量を比較・検討する。

6・2 乱流せん断応力を用いた評価法 本研究では過去に提唱した溶血評価法のうち最も実験値に近い値が得られた「赤血球粒子の破壊が、赤血球が受けるせん断応力をせん断応力がしきい値を越える領域のみ通る経路に沿って積分した値に依存する」という評価法をもとに、低レイノルズ型 $k-\epsilon$ モデル、LK-Zonal モデルを導入した場合のそれぞれの計算結果を用いて各形状において溶血評価量を計算する。せん断応力については、乱流せん断応力が全計算領域で分子粘性せん断応力を卓越するのでここでは $\tau = \tau_t$ としている。この評価法では溶血評価量 P を求める式は以下のよう表される。

$$P = \iint \tau_t \Delta Q = \iint \tau_t U \frac{\Delta S}{\Delta Q} \Delta Q = \iint \tau_t \Delta S \quad (12)$$

$$\tau = \begin{cases} \tau_t & (\tau_t \geq \tau_{th}) \\ 0 & (\tau_t < \tau_{th}) \end{cases}$$

ここで τ_{th} はしきい値を表す。こうして求めた P を実験同様 (式(11)) に BB 形状の P で規格化し、 RLH を求める。図 13 に計算によって予測された各形状における τ_{th} と RLH の関係を示す。

$k-\epsilon$ モデルでの結果ではしきい値にかかわらず AF 形状の値は実験値に比べかなり大きくなり、CB 形状の値はかなり小さくなる。これに対し LK-Zonal モデルの場合では、しきい値 $\tau_{th} = 1500 \text{ Pa}$ ととれば実験値に近い傾向がみられることがわかる。図 14 に $\tau_{th} = 1500 \text{ Pa}$ としたときの各形状における RLH を示す。この図から、LK-Zonal モデルの導入により、 $k-\epsilon$ モデルでは十分評価できなかった AF, CB 形状についても定量的予測が可能となっていることがわかる。

Fig. 13 Relation between Predicted *R.I.H.* and Threshold Stress Fig. 14 Experimental and Predicted *R.I.H.*

7. まとめ

本研究では、オリフィス管内血流場における溶血特性予測に用いる流れ場の計算において、低レイノルズ型 $k-\epsilon$ モデルに加え流れの衝突部での乱流エネルギーの予測精度を上げるために LK モデルを導入し、その際の問題点と対策について検討し、実験により流れ場の計算の検証を行った。さらに、その結果を用いてオリフィス管の溶血特性について溶血実験および従来モデルでの結果と比較した結果、以下の結論が得られた。

- (1) 単純な形状での検討の結果、収縮比の小さい形状の計算において全計算領域に LK モデルを用いた場合速度場が振動解を持つという問題が生じた。これは、実際の血流ポンプではインペラーとケーシングの間の間隔が小さい場合に相当する。
- (2) LK-Zonal モデルを導入することにより、収縮比の小さい形状についても速度場が振動解とならず計算でき、かつ衝突部での乱流エネルギー、乱流せん断応力が抑制された。
- (3) LK-Zonal モデルを導入した計算結果は低レイノルズ型 $k-\epsilon$ モデルでの計算結果に比べ、圧力損失、再付着距離について実験値に近い結果が得られた。
- (4) 溶血特性評価を行った結果、低レイノルズ型 $k-\epsilon$ モデルに加え LK-Zonal モデルを導入することにより、低レイノルズ型 $k-\epsilon$ モデルのみでは十分評価できていなかった形状についても定量的予測を行うことができた。

以上の手法の提案と結果は、実際の血液ポンプ内のように狭い隙間および流れの衝突を含む流れにおける溶血特性の評価に有用であると考えられる。

今後の課題として、LK-Zonal モデルにおける LK モデルを用いる領域の自動最適化法の検討、LDV 計測による乱流量と計算結果とのさらなる比較・検証、溶血特性予測を行うにあたり重要と考えられるもう一つの物理量である作用時間を取り入れた溶血評価法の検討などがあげられる。

なお、本研究の実験を協力願った本学 4 回生の高沢彰君に感謝する。

文 献

- (1) Akamatsu et al, *Artificial Organs*, Vol.19-7(1995), 601
- (2) 橋本, 東工大博士学位論文(1989)
- (3) H.R. Hellum et al, *Cardiovascular Flow Dynamics and Measurements*, (1977), University Press
- (4) M. Krafczyk et al, *Journal of Biomechanics*, 31(1998), 453
- (5) 阿部・長野, 機論, 58-554, B(1992), 3003
- (6) M.Kato and B.E.Laund, *Proc. of 9th Symposium on Turbulent Shear Flows*, 10-4(1993)