衝撃波の生体組織細胞（赤血球）に及ぼす影響* (赤血球損傷と球殻内部液体モデルによる数理解析)

玉川 雅章^{*1}, 吉田 恵一郎^{*2}, 赤松 映明^{*1}

Effects of Shock Waves on Living Tissue Cell (Red Blood Cell) (Damage of Red Blood Cell and Mathematical Analysis of Deformation Model Using Spherical Shell Filled with Liquid)

Masaaki TAMAGAWA, Keiichiro YOSHIDA and Teruaki AKAMATSU

This paper describes damage to living tissue cells induced by plane shock waves. It is an effective method for sensing injury to living tissue cells using pseudo-living cells. In this study, micro-capsules are used to estimate the degree of damage when subjected to shock waves. Mathematical models that can analyze displacement of living tissue cells and pressure in fluid when subjected to shock waves are evaluated. An elastic spherical shell is modeled to fit the biological data. Using stationary and transient analysis of spherical shell, the dynamic characteristics of the living cells (red blood cells and the micro-capsules) are obtained. The results show that damage to living tissue cells depends on (1) the elastic modulus of the cell, (2) the bulk modulus of intracellular material and (3) the thickness of cell membrane.

Key Words: Shock Wave, Red Blood Cell, Micro Capsule, Spherical Shell

1. 緒 言

近年、衝撃波を集束させて人体内の結石を非侵襲的に破壊する体外衝撃波結石破碎治療術(ESWL: Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy)が、衝撃波の医用工学への応用として広まりつつある⁽¹⁾。この治療の際に、集束衝撃波が本来の目的である結石破碎のみならず、焦点近傍で生体組織損傷を起こすことが報告されているが、この原因および損傷機構は未だ明かにされていない。そこで、著者らは、集束衝撃波のような複雑な圧力場ではなく解析・測定しやすい平面衝撃波を用いた正の鋸歯状圧力波を生成する装置を開発し⁽²⁾⁽³⁾、この衝撃波を生きたラットの臓器に作用させる損傷実験を行い、空気中および水中での生体組織の損傷度と物理量の関係について調べた。その結果、生体組織損傷が生体組織に入射する圧力波の立ち上がりや生体に作用する持続時間と関係していることがわかった。

つぎに、衝撃波による生体組織細胞の影響を調べることは、細胞が生体組織を構成する最小単位であるという点から重要となる。そこで、先の平面衝撃波を培養細胞(ラット腫瘍細胞や正常細胞など)に作用させて損傷実験を行ったところ、圧力波形の最大圧力・持続時間・力積・エネルギーによって損傷のしきい値を求めることができた⁽⁴⁾。また、腫瘍細胞の損傷のしきい値が正常細胞のものよりも高いという興味深い結果も

得られた。

ところで、これらの損傷のしきい値のデータは、それと同種類の細胞の損傷基準として用いることはできるが、別の種類の細胞に適用する場合は、新たにしきい値を求めることが必要となる。そこで、各種の力学的物性値をもつ生体細胞を個々に扱うのではなく、これらを包括的に扱う実験的・数理的モデルを構築すれば、すべての種類について損傷実験を行う必要はなくなる。つまり、弾性率・減衰率・密度・ポアソン比等の既知の生体組織細胞(モデル)に対して損傷実験を行い、その損傷のしきい値を求めておけば、他の種類の細胞に対して損傷評価量の比(物性値の比)から損傷予測が可能となると考えられる。

このために本研究では、生体組織細胞の赤血球とその実験モデルのマイクロカプセルの損傷試験を行い、さらに細胞損傷過程を水中での弾性球殻の振動問題とみなした数理解析を行い、入射衝撃波に対する生体組織細胞の定常ならびに過渡応答を調べる。

2. 記 号

a, h, r : 球形細胞の半径, 厚み, 半径座標

ρ, ρ_s, c : 周囲流体の密度, 細胞膜の密度, 流体の音速

δ_r, δ_θ : 変形時の半径, 周方向の変位

$\Pi, \Pi_{int}, \Pi^{inc}, \Pi^{scat}$: 圧力, 内部圧力, 入射圧力, 散乱圧力

E, ν : 細胞膜のヤング率, ポアソン比

3. 衝撃波作用による生体細胞損傷実験

* 原稿受付 1995年7月20日。

^{*1} 正員, 京都大学工学部 (〒606-01 京都市左京区吉田本町)。

^{*2} 学生員, 京都大学大学院。

3・1 赤血球とマイクロカプセル 試験対象となる生体組織細胞として、無核細胞である赤血球とマイクロカプセルを用いる。マイクロカプセルは富士写真フイルム社の感圧紙に使われているもので、カプセル内に染料が充填されており、膜が破れると内部染料が遊離する。この仕組みが血球破壊のそれに近いことから、マイクロカプセルを赤血球の実験モデルとして扱う。

ここで、マイクロカプセルと赤血球についての物理的性質を表1に示す。両者の違いはマイクロカプセルの膜厚が赤血球に比べて薄いことと、赤血球の形状が凹型円盤状であるのに対しマイクロカプセルは球形となっていることである。これらのうち、数理解析モデルでは膜厚と力学的物性値をパラメータとして扱う。

Table 1 Physical properties of micro capsules and red blood cells

	Micro capsule (industrial material)	Red blood cell (living tissue)
diameter (μm)	3 - 40 (av. 20)	7.2-8.6
thickness(μm)	0.08	1-2
configuration	pseudo spherical	biconcave disk
material	Polyurethan	Protein, Phosphoric
contents	Lueco dye stuff Diallyl-ethan	Hemoglobin
life time	?	120 days
elastic modulus (Pa)	$4.2 - 5.4 \times 10^4$ (at 23 C -65%RH)	$10^3 - 10^7$

3・2 実験装置と実験条件 生体組織細胞の損傷を調べる実験装置として、既報の無隔膜式衝撃波管⁽¹⁾およびフリーピストン衝撃波管を用いる。図1にフリーピストン衝撃波管を利用した実験系について示す。

Fig. 1 Schematics of a free piston shock tube for bio-test

このフリーピストンは極超音速流れの実験装置を改良したもので、試験部での初期圧を大気圧とし、衝撃波生成後も細胞が置かれる管端部で圧力が急速に大気圧に戻るよう管側面にスリットが設けられている。動作原理は、まず、図1のリザーバタンクの圧力を8.5MPaとし、ピストンを駆動させて圧縮管内部の圧力を約数十MPa程度まで上昇させる。この圧力で、アルミのダイヤフラムが破断し、急速に駆動気体（圧縮管内気体）が衝撃波管に流入し、衝撃波が生成され

る。また、駆動気体の種類を変更することによって、衝撃波の立ち上がりやその圧力波形を制御することが可能となる。本損傷実験では、駆動気体としてHe（ヘリウム）、Ar（アルゴン）、Air（空気）の3種類を用いる。

Fig. 2 Pressure history in a test case

図2に管端部試験容器内で測定された圧力波形を示す。この波形で衝撃波の立ち上がり以後に生じている約30kHzの波は水中内を往復する波である。この波の周波数は赤血球の固有振動数の領域(10MHz程度)に達していないため損傷実験に及ぼす影響は小さいと考えられる。また、衝撃波によって液体内に入射するエネルギー（作用エネルギー）は、 Z を細胞周囲液体の音響インピーダンスとすると以下の式で表される。

$$E = \int_0^{T_0} \frac{p^2}{Z} dt \quad (1)$$

ここで、 T_0 は圧力 p の作用時間（波形の半値幅で表す）である。損傷実験では、この圧力波形の最大圧力と作用エネルギーを評価量として用いる。

Fig. 3 Detail part of a text case at a end-wall (In case of red blood cells)

つぎに、図3に実験装置の詳細（管端部の詳細図）を示す。図中の被験容器に血液またはマイクロカプセル分散液を脱気後、気泡が入らないように満ちしポリエステルシートで密封する。この中に入れる赤血球またはマイクロカプセルの分散濃度を体積濃度で表す。この体積濃度は赤血球の場合はヘマトクリット値 Ht と呼ばれ、マイクロカプセルの場合についても便宜上ここでは Ht と表す。濃度調整は赤血球に関しては血漿水で、マイクロカプセルについては蒸留水で行い、それぞれ2種類の濃度について損傷実験結果を比較する。

衝撃波作用後の赤血球およびマイクロカプセルの損傷度を以下の手順で調べる。まず、被験体を試験管に入れカプセルと液体とに遠心分離した後、液体部分を取り出し、衝撃波作用・非作用の吸光度差 ΔA を分光吸光度計（島津製作所社製UV1800）を用いて測定する。赤血球については、これをヘモグロビン濃度 ΔHb (mg/dl)に換算し直す。赤血球、マイクロカプセルの損傷度をそれぞれ ΔD_h 、 ΔD_m とし、つぎに示すように定義する。

$$\Delta D_h = \Delta Hb(1 - Ht)/Ht, \Delta D_m = \Delta A(1 - Ht)/Ht \quad (2)$$

3・3 損傷実験の結果及び考察

3・3・1 赤血球の損傷実験 図4に衝撃波を作用させたときの最大圧力ならびに作用エネルギーと損傷度の関係を示す。図中に、圧力波形を変化させる駆動気体の種類と体積濃度 Ht を示す。この図から、 Ht の大小にかかわらず最大圧力が高いほど損傷度が増加することがわかる。また、エネルギーと損傷の関係をみても、作用エネルギーが増すと、全体の傾向として損傷度も増加している。つぎに、同じ赤血球の損傷実験において、 Ht が低い方が高い方に比べて損傷度が大きい。これは、同じ駆動気体で Ht が高い場合は、波面が赤血球透過の際に、弾性により衝撃波の立ち上がりが緩和されて、立ち上がり周波数が低くなり他の赤血球に及ぶ損傷度が小さくなるためと考えられる。

3・3・2 マイクロカプセルの損傷実験 前節と同様にマイクロカプセルについても損傷実験をおこなった。その結果を図5に示す。最大圧力、作用エネルギーの増加とともに損傷度も増加するという赤血球と同様の傾向を示している。濃度 Ht の影響についても、 Ht が小さい方が相対的損傷度が大きいことは赤血球の結果と同様である。

赤血球の結果と大きく異なる点は、マイクロカプセルにおいては濃度差による損傷度の差が明瞭に存在するのに対し、赤血球ではその差がはっきりしていないことである。これは、赤血球の場合濃度が小さくなくても赤血球同士が凝集を起こしているために、マイクロカプセルの場合に比べて、損傷度の差が小さいためと考えられる。

4. 衝撃波作用時の球型生体細胞の変形解析

4・1 モデルの構成 解析対象となるのは生体細胞である赤血球と実験モデルのマイクロカプセルである。これらをモデル化して、ポテンシャル場中に曲げを考慮した球殻と球殻内部の液体によって構成されるとする。（図6(a)）

4・2 球殻細胞の振動方程式 Haug⁽⁵⁾らにならって、球殻の振動による運動エネルギーと弾性エネルギー

Fig. 4 Degree of injury for red blood cells

Fig. 5 Degree of injury for micro capsules

(圧縮ひずみとせん断ひずみを含む) のラグランジュ方程式より導いた弾性球殻の振動方程式を用いる。以後、無次元数の定義として変数を以下のように扱う

$$R = r/a, w = \delta_r/a, u = \delta_\theta/a, \Pi = \pi/(\rho c^2), T = t/(a/c)$$

弾性体の半径方向の変位 w と周方向の変位 u 、さらに流体部分の圧力 Π を次のようにルジャンドル関数で展開する。

$$w(\theta, T) = \sum_{m=0}^{\infty} w_m(T) P_m(\cos\theta) \quad (3)$$

$$u(\theta, T) = \sum_{m=1}^{\infty} u_m(T) \frac{d}{d\theta} P_m(\cos\theta) \quad (4)$$

$$\Pi(R, \theta, T) = \sum_{m=0}^{\infty} \Pi_m(R, T) P_m(\cos\theta) \quad (5)$$

これらの式をラグランジュ方程式に代入し、運動方程式を求めると、振動変位の w_m と u_m 、外部圧力 Π 、内部圧力 Π_{int} に関してつぎの振動方程式となる。

$$\frac{d^2 w_m}{dT^2} + A_{1m} w_m - A_{2m} u_m = -M(\Pi_m(1, R, T) - \Pi_{int}) \quad (6)$$

$$\frac{d^2 u_m}{dT^2} + A_{3m} u_m - A_{4m} w_m = 0 \quad (7)$$

ここで、 $A_{1m}, A_{2m}, A_{3m}, A_{4m}$ は展開次数に相当する係数で、ヤング率 E や膜厚 h/a を含む。

4・3 球殻内部の圧力場 本研究の解析においては生体内部圧力 Π_{int} は体積弾性率 (K) に依存すると仮定する。一般の体積弾性率の式 (V は内部体積)

$$K = V \frac{d\Pi_{int}}{dV} \quad (8)$$

と、球変形による体積ひずみの関係と式 (3)-(4) から内部圧力 Π_{int} は

$$\Pi_{int} = 3K(u_m + w_m) \quad (9)$$

となる。

4・5 周囲圧力場 次に、周囲圧力は、入射波とこれによって生じた散乱波の和で表現できる。すなわち、

$$\Pi_m = \Pi_m^{inc} + \Pi_m^{scat} \quad (10)$$

と表され、このうち、本解析では入射波 Π_m^{inc} は、ステップ波と鋸歯状波形の2種類とする。

一方、散乱波は球座標のヘルムホルツの方程式 (音場の式) で表される。

$$\frac{1}{R^2} \frac{\partial}{\partial R} (R^2 \frac{\partial \Pi^{scat}}{\partial R}) + \frac{1}{R^2 \sin\theta} \frac{\partial}{\partial \theta} (\sin\theta \frac{\partial \Pi^{scat}}{\partial \theta}) = \frac{\partial^2 \Pi^{scat}}{\partial T^2} \quad (11)$$

この圧力の一般解は時間方向をラプラス変換した変数を用いて、(Π から $\bar{\Pi}$ へ変換すると)

$$\bar{\Pi}^{scat}(R, \theta, s) = \sum_{m=0}^{\infty} B_m \left[\frac{\pi}{(2Rs)} \right]^{\frac{1}{2}} K_{m+\frac{1}{2}}(Rs) P_m(\cos\theta) \quad (12)$$

Fig. 6 Constitution of mathematical models and typical pressure history

となる。ここで、 $K_{m+\frac{1}{2}}$ は変形球ベッセル関数、 B_m は、未定数である。

一方、入射波は波形を決定する任意の関数 $F(T)$ (ラプラス変換後 $f(s)$) によって表現され、

$$\bar{\Pi}^{inc}(R, \theta, s) = f(s) \exp(-s) \sum_{m=0}^{\infty} (2m+1) \left[\frac{\pi}{(2Rs)} \right]^{1/2} \times I_{m+\frac{1}{2}}(Rs) P_m(\cos\theta) \quad (13)$$

となる。ここで、 $I_{m+\frac{1}{2}}(Rs)$ は球ベッセル関数、 $P_m(\cos\theta)$ はルジャンドル関数である。

次に、外部の圧力場と殻の境界での境界条件は、

$$\frac{\partial \Pi}{\partial R} \Big|_{R=1} = - \frac{\partial^2 w}{\partial T^2} \Big|_{R=1} \quad (14)$$

であり、これをラプラス変換した式、

$$\frac{\partial \Pi}{\partial R} \Big|_{R=1} = -s^2 \bar{w} \Big|_{R=1} \quad (15)$$

に式 (9), (11), (12) を代入して、 B_m を求め、これを再び式 (12) に入れると散乱圧力 Π^{scat} が求まる。

4・5 連成解の導出 式 (6), (7) をラプラス変換して式 (9) を代入すると

$$\begin{bmatrix} s^2 + A_{1m} - 3KM & -A_{2m} - 3KM \\ -A_{4m} & s^2 + A_{3m} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \bar{w}_m \\ \bar{u}_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -M(\bar{\Pi}_m - \bar{\Pi}_{int}) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (16)$$

この式の右辺に周囲圧力の式 (9) を代入すると、 s 空間上での変位と圧力 ($\bar{w}_m, \bar{u}_m, \bar{\Pi}_m$) はそれぞれ

$$\bar{w}_0(s) = \frac{-Ms f(s)}{Q_0(s)} \quad (17)$$

$$\bar{w}_m(s) = \frac{-s f(s) (2m+1) M (s^2 + C_m) s^{m-1}}{Q_m(s)} \quad (18)$$

$$\bar{u}_0(s) = \frac{-Ms f(s)}{(s^2 + A_{30}) Q_0(s)} \quad (19)$$

$$\bar{u}_m(s) = \frac{-s f(s) (2m+1) M (s^2 + C_m) s^{m-1}}{(s^2 + A_{3m}) Q_m(s)} \quad (20)$$

$$\Pi_0(s) = \frac{-Ms f(s)}{(s^2 + A_{30})Q_0(s)} + \Pi_{int} \quad (21)$$

$$\Pi_m(s) = \frac{S_m(s)(s^2 + C_m)s^m f(s)}{(s^2 + A_{3m})Q_m(s)} + \Pi_{int} \quad (22)$$

$$S_m(s) = [(s^2 + A_{1m})(s^2 + A_{3m}) - A_{4m}](2m+1) \quad (23)$$

となる。式(20),(21)の右辺には内部圧力の式を含む。ここで、 C_m は展開係数、 $Q_m(s)$ は s の $m+5$ 次の有理関数である。これらの式を逆ラプラス変換すると、 $w_m(T)$ 、 $u_m(T)$ 、 $\Pi_m(T)$ を得ることができ、変位と圧力に関する過渡応答の解となる。これは、Haungの解を内部圧力場の影響を考慮して拡張した解となる。

5. 球殻細胞の定常応答

5・1 定常振動解析 §4で得られたラプラス空間での変数に対して $s = i\omega$ (i は虚数)を代入すると周波数応答を示す式が得られ、変位と圧力の周波数特性を調べることができる。この中で式(17)(18)の $w_m(i\omega)$ の周波数応答について調べる。なお、解析の次数は2次精度までとし、また、細胞膜のポアソン比を $\nu = 0.499$ とする⁽³⁾。

5・2 膜厚の影響 赤血球とマイクロカプセルの数

理モデルにおいて膜厚の差の周波数特性への影響を調べる。図7(a),(b)に膜厚を $h/a = 0.005, 0.1$ と変化したときの周波数特性を示す。ここでは、膜のヤング率 $E = 1.0 \times 10^6 (Pa)$ 、体積弾性率 $K = 1.0 \times 10^9 (Pa)$ としている。横軸に周波数(Hz)、縦軸に径方向の変位振幅を示す。赤血球($h/a = 0.1$)の場合は、 $10 - 10^2 (MHz)$ の周波数域において0次の成分が共振を起こし、大きくなっている。また、マイクロカプセル($h/a = 0.005$)の場合は、赤血球($h/a = 0.1$)の場合よりも高い周波数(数百 MHz)程度で0次成分の増大がみられる。これから、内部液体の体積弾性率や膜のヤング率が同じ場合、赤血球は、マイクロカプセルに比べて低い周波数で破壊が起こると考えられる。つまり、衝撃波の立ち上がり時間と最大圧力が同程度の圧力波形が作用しても、膜厚の差によって損傷度に差が生じることが予測される。また、1次、2次成分は膜厚の差による振幅の違いはあまりみられない。

5・3 膜のヤング率の影響 図8(a)-(c)に膜のヤング率を $E = 3.0 \times 10^6 - E = 3.0 \times 10^8 (Pa)$ へと変化したときの周波数特性を示す。このとき膜厚 $h/a = 0.1$ 、細

Fig. 7 Frequency response with membrane thickness

Fig. 8 Frequency response with Young modulus

胞内部の体積弾性率 $K = 1.0 \times 10^9 (Pa)$ である。ヤング率 E の変化にかかわらず 0 次の共振成分は変化していない。また、数百 Hz から数 MHz の周波数域では、1 次や 2 次の成分は膜のヤング率 E の増加とともに大きくなっているが、振幅 1 を越えるような大振幅とはなっていない。

5・4 細胞内部の体積弾性率の影響 膜厚、膜のヤング率が同じ場合の内部液体の体積弾性率の周波数特性への影響を調べる。図 9(a)-(c) に体積弾性率 $K = 1.0 \times 10^8 - 1.0 \times 10^{10} (Pa)$ と変化させたときの周波数特性を示す。このときの膜厚は $h/a = 0.1$ 、膜のヤング率 $E = 3.0 \times 10^6 (Pa)$ である。図 9(a) では、0 次の成分が 2

Fig. 9 Frequency response with bulk modulus of inner cell

Fig. 10 Radial displacement history in case of red blood cells

Fig. 11 Radial displacement history in case of micro capsules

Fig. 12 Deformation process for red blood cells and micro capsules

つの共振点をもっている。体積弾性率が大きくなると（図9(b)）共振周波数が高くなるが、図9(c)では共振を示さなくなっている。これらから、内部液体の体積弾性率は球殻の共振周波数に大きな影響を及ぼし、損傷と大きな関係があると考えられる。

6. 球殻細胞の衝撃波作用変形

6・1 入射衝撃波の波形 図6(b)には、このカプセルに入射する圧力波形を示す。時間軸の無次元時間 T は $T = t/(a/c)$ で定義され、たとえば $T = 2$ は波が球径を通過するのに要する時間である。既報⁽¹⁾で示された生体組織変性試験に用いられる圧力波は鋸歯状であることを考慮して鋸歯状の圧力波（有次元持続時間 $\Delta t = 1.0 \times 10^{-6}(s)$ ）を、また、圧力波の持続時間の比較のために、持続時間が無限大の単位ステップ状圧力波も考える。これらの圧力波形はいずれも有次元で最大圧力 $10MPa$ となる。

6・2 赤血球の場合 まず、単位ステップ状圧力波を加えたときの球殻の変位応答を考える。図10(a)に、赤血球モデル（体積弾性率 $K = 1.0 \times 10^9(Pa)$ 、膜厚 $h/a = 0.1$ ）に対して球殻のヤング率 E （単位 Pa ）を変化させたときの $\theta = 0$ での球殻変位 $w(T)$ の履歴を示す。いずれのヤング率においても、 $T = 0$ での変位の立ち下がりには緩やかになっている。また、図10(b)に鋸歯状圧力波の場合の変位履歴を示す。これから、ステップ状圧力波から鋸歯状波形に変化しても、圧力波入射直後の変位履歴はほとんど変化しないことがわかる。これは、鋸歯状の圧力波の持続時間（ $1.0 \times 10^{-6}(s)$ ）が赤血球の固有周期（ $6.67 \times 10^{-9}(s)$ ）に比べて十分長いために、持続時間の影響がないと考えられる。したがって、生体細胞の大きさ程度では本研究の実験装置で発生する鋸歯状圧力波を用いても、持続時間の増加は損傷度に影響を与えないといえる。

6・3 マイクロカプセルの場合 マイクロカプセルの場合（ $h/a = 0.005$ ）も赤血球と同様に単位ステップ圧力波を作用させる。図11に膜のヤング率を変化させてマイクロカプセルの $\theta = 0$ での変形履歴を示す。定性的なことは、赤血球の場合と同様であるが、赤血球とマイクロカプセルの変位履歴の違いは初期変位量の差として表れている。これは、赤血球とマイクロカプセルの力学的性質や組織構造等が類似していれば、マイクロカプセルを実験モデルとして用いることができることを示すことになる。

6・4 赤血球とマイクロカプセルの変形の違い 膜のヤング率 $E = 3.0 \times 10^6(Pa)$ 、体積弾性率 $K = 1.0 \times 10^9(Pa)$ において、鋸歯状圧力波を作用させたときの赤血球と

マイクロカプセルの変形挙動を図12(a)(b)に示す。赤血球・マイクロカプセルともに衝撃波が作用して $T=10$ （波が10回細胞内を往復した時間に相当）以後、大変形している。また、このとき赤血球は衝撃波進行方向に大きく伸張するのにに対し、マイクロカプセルはその垂直方向に伸張している。この変形の違いは膜厚の差によるものであるが、膜厚が大きいほど膜部分での曲げモーメントが大きくなるためであると考えられる。

7. 結 論

生体組織細胞である赤血球と実験モデルのマイクロカプセルの平面衝撃波による損傷実験ならびに衝撃波が球殻生体組織細胞に作用するモデルの数理解析を行った結果、以下のことが示された。

- (1) 赤血球とマイクロカプセルの損傷実験の結果から、作用する圧力波の最大圧力とエネルギーが大きいほど損傷度が高くなり、同一被験体でも分散濃度が低いほど損傷度が大きくなることがわかった。また、マイクロカプセルの赤血球損傷の実験モデルとしての有効性が示された。
- (2) ポテンシャル場中の球殻細胞の定常振動解析から、膜厚が大きい方が小さい方に比べて低い周波数で破壊を起こす可能性があり、膜のヤング率の変形挙動に及ぼす影響は小さいが内部の体積弾性率の影響は大きいことがわかった。
- (3) ポテンシャル場中の球殻細胞の過渡解析から、ステップ圧力波入射直後ではヤング率の大小にかかわらず同程度の変位量を示し、赤血球とマイクロカプセルの変形挙動は圧力波入射以降時間の経過とともに大きく異なることがわかった。

今後は、赤血球の非球形形状や粘弾性の衝撃波損傷への影響を調べる必要がある。

文 献

- (1) Ch.Chaussy et al., Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy, (1982), Karger.
- (2) 玉川・赤松他3名, 機械学会論文集B編, Vol.60-579(1994), p.172-177
- (3) 玉川・赤松, 機械学会論文集B編, Vol.60-579(1994), p.178-184
- (4) 西田, 内田, 渡辺他, 平成6年度衝撃波シンポジウム講演論文集(1995), p.535-540
- (5) H.Haung, J. Acoust. Soc. Am., 45-3(1968), p.661