

## B-16 回転衝撃時における脳部物理モデルの全視野変形計測

### Full-Field Deformation Measurement of Brain Physical Model in Angular Rotational Impact

西 貴士(金沢大院)

宮崎 祐介(金沢大)

Takashi Nishi, Kanazawa University

Yusuke Miyazaki, Kanazawa University

穴田 賢二(金沢大院)

立矢 宏(金沢大)

Kenji Anata, Kanazawa University&gt;

Hiroshi Tatiya, Kanazawa University

放生 明廣(金沢大)

阪本 雄一郎(日医大)

Akihiro hojo, Kanazawa University

Yuichi Sakamoto, Nippon Medical School Chiba Hokusou Hospital

Key Words: *Impact Biomechanics, Full-Field Deformation Measurement, Brain Injury, Head Physical Model, Actual Shape*

#### 論文要旨

The purpose of this study is to clarify head injury mechanism such as diffused axonal injury (DAI) under rotational impact by experimenting with a head physical model having actual human shape. A head physical model constructed from individual medical images of a head was used for the experiments. The model consists of skull, CSF, falx and brain, which represents actual human head shape. The model was exposed to angular acceleration by impactor collision causing 4500 rad/s<sup>2</sup> peak rotational acceleration with 5ms pulse duration. After rotating 60°, the model was decelerated with 1000 rad/s<sup>2</sup> peak, 40ms duration. Deformation of the model was measured with full-field by using digital image correlation (DIC). Moreover, magnitude of deformation was determined by calculating maximum shear strain. As the results of experiments, shear strain concentration at the corpus callosum and shear strain communication to depth of brain were observed. The region observed this phenomenon corresponded to the region where DAI occurs most frequently in real accidents. Therefore, shear strain concentration at the corpus callosum and shear strain communication to depth of brain showed important phenomenon in head injury incidence under rotational impact.

#### 1. 緒言

スポーツ事故, 転倒事故, 交通事故などにおいて頭部外傷により多くの死傷者が発生している。例えば, 交通事故における 2008 年の死者の状況では, 頭部外傷による死者は全死者の約半数を占め<sup>(1)</sup>, そのメカニズムを解明することが安全な社会を構築する上で重要となる。

例えば, 頭部に回転衝撃を受けることにより起こるとされている傷害にびまん性軸索損傷(Diffuse Axonal Injury : DAI)などが挙げられる。DAI は病理学的には, 主に傍矢状部の大脳半球白質に軸索損傷がみられ, さらに重症化すると大脳半球白質の広範囲にわたる軸索損傷と, 特に脳梁において肉眼識別可能な病巣がみられるということが知られている。そのためメカニズムの解明には, 頭蓋や脳の複雑な形状を再現するモデリング技術と広範囲にわたってひずみを観測する全視野計測が必要である。

これまで, DAI の発生メカニズムを明らかにするために過去に生体, 物理モデル, コンピュータモデル等を用いて様々な研究がなされている。物理モデルを用いたものでいえば, 例えば Margulies らは<sup>(2)</sup>, 前額面上に切断した実際の人体頭蓋骨を用いて, それに脳を再現するためにシリコンゲルを注入・硬化させた頭部物理モデルの製作を行った。また, Ivarsson らは<sup>(3)</sup>, 矢状面上に切断した頭蓋の頭蓋底や小脳, 脳室などを単純な形状で再現した頭蓋部物理モデルを製作し, 頭蓋と脳の滑りを再現するため, 脳-頭蓋間にワックスを塗布した。さらに最近では, Bradshaw ら<sup>(4)</sup>が, 前額面上で切断した頭部物理モデルにおいて, 外形は円筒で再現し, 内形状には大脳鎌の形状を再現した頭蓋部物理モデルを製作し, 脳-頭蓋間にワックスを塗布した。このように, 過去の研究ではモデルの頭部形状, 特に脳形状を単純化<sup>(4)</sup>して

り, そのモデリングに課題があった。

また, これらの研究におけるひずみ計測手法は, 特徴領域近傍の局所的なひずみ計測にとどまっている。しかし, 脳のように回や裂によるしわや脳室のような空洞といった複雑な形状を有する物体においては, 単純形状の物体に比べ変形が不規則であり, また, 計測領域全域にわたるひずみ伝ばを全視野的にとらえることが非常に重要であると考えられる。

そこで著者らは頭部の医用画像から CAD/CAM 技術を利用し, 実人体に脳, 頭蓋形状が忠実な頭蓋-脳脊髄液-脳の三構造を有する物理モデルを構築した<sup>(5)</sup>。本モデルに回転衝撃を与えることにより, 実事故における DAI 頻発部位である脳梁近傍におけるせん断ひずみの増大を実験的に観測し<sup>(5)</sup>, 本モデルの実外傷再現性が高いことを示した。しかし, 本研究におけるひずみの計測方法も大脳鎌近傍の局所計測であり, 脳全域のひずみ分布をとらえるには至っていない<sup>(5)</sup>。

以上のことから, 本研究では人体の頭部形状に忠実で, 頭蓋と脳の相対運動を再現できる頭部物理モデルを用いて回転衝撃実験を行い, その時の脳断面全域の挙動をデジタル画像相関法による全視野計測法により観測・計測することを目的とした。

#### 2. 形状忠実な頭部物理モデルの構築および回転衝撃実験装置の製作

**2-1 頭部物理モデルの構築方法** 本研究で用いた頭部物理モデルは実人体の頭蓋内構造を忠実に再現したモデルであり<sup>(5)</sup>, 頭蓋部, 脳部, 大脳鎌, 脳脊髄液の四組織を模擬したものである。また, 頭部物理モデルは側頭方向衝撃においての DAI 軸索損傷好発部位の変形計測を可能にするため, 頭

部を脳室や脳梁と呼ばれる左右の脳半球の接続部分などを含む前額面で切断されている。

本研究で構築する頭部物理モデルは頭蓋部と脳部に分けて製作された。頭蓋部物理モデルは成人男性のCT画像より構築された頭蓋の三次元CADデータを基に、5軸加工機によりポリカーボネートを切削加工することで製作された。製作された頭蓋部物理モデルを図1(a)に示す。また、頭蓋部に右脳と左脳を隔てる頭蓋内部の重要な構造物である大脳鎌を再現するため、ポリウレタンシート(シーダム:DUS605-CDR)を用いて大脳鎌の代替物が取り付けられた。大脳鎌の厚みは文献<sup>(6)</sup>を参考に0.5mmとされている。

脳部物理モデルも同様に、脳の3次元CADデータを構築し、このCADデータを利用して光造形装置(シーメット(株):SOUP II 600GS)により脳の型の製作された。その型に黒色に着色したシリコンゲル(Dow Corning:Sylgard527)を注入し、硬化させることで脳部物理モデルの製作が行われた。製作された脳部物理モデルを図1(b)に示す。脳部物理モデルは右脳、左脳、脳室、大脳溝や大脳回などの変形に重要と考えられる部位から構成されていることが分かる。本モデルに対し、本研究では、全視野ひずみ計測を可能にするために脳部物理モデルの断面に白色点のランダム模様を塗布した。

さらに、頭蓋部物理モデルに脳部物理モデルを挿入する際に、両モデルの間隙を水で満たすことにより脳脊髄液を模擬されている。これにより脳部は頭蓋内に浮遊するため、回転衝撃時に頭蓋と脳の相対運動が生じる。

なお、構築した頭部物理モデルの各部の材料特性は実人体の材料特性とほぼ等しいことが確認されている<sup>(9)</sup>。

**2-2 回転衝撃実験装置の製作** 回転衝撃実験装置を図2に示す。回転板に頭部物理モデルを固定し、バネの弾性エネルギーを利用することにより打ち出したインパクトを回転板のアームに衝突させる。それにより回転板が回転し、頭部物理モデルに直衝撃ではなく、非衝突による回転衝撃(角加速度)が

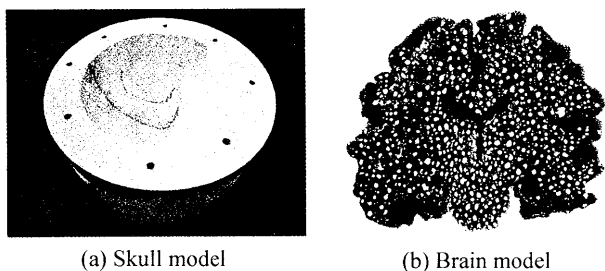


Fig.1 Head physical model

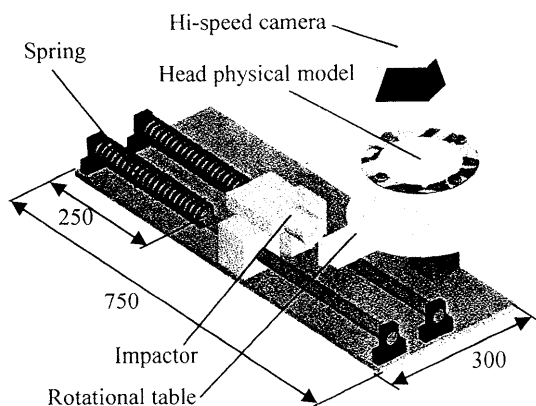


Fig.2 Experimental apparatus

加わる。頭部物理モデルは側頭方向の衝撃が付加出来るように、回転板にボルト締結されている。回転板の回転角度は、頸部のOC関節周りの可動域を考慮し<sup>(7)</sup>、60°の地点でウレタン発泡ゴムを取り付けたボールに衝突し、反発するようにした。

**3. デジタル画像相関法を用いた脳部変形計測**

**3-1 頭部物理モデルに加わる角加速度** 頭部物理モデルに加わる角加速度は、回転板の裏面に加速度計(ARE-A1000:東京測器)を取り付け、加速度の計測を行い、それに回転中心からの距離を除することで、頭部物理モデルに加わる角加速の算出を行なう。本研究では加速度計を、回転中心から50mmの位置に取り付けた。

**3-2 脳部変形計測** 脳部挙動は高速度カメラ(ナックテクノロジー:fx-k3)を用いて撮影を行なった。図2に示したように頭部物理モデルの上面に設置し、回転衝撃中の脳部挙動を撮影した。撮影は1000frame/secのサンプリングレートで行った。脳部断面のひずみの解析は、まず、実験によって得られたデジタル画像上に図3に示す540点の計測点を設定する。次にその各計測点の変位をデジタル画像相関法を用いて計測する。ここでデジタル画像相関法とは、測定対象物表面の模様ランダム性(図1(b))を基にして、変形前後のデジタル画像の輝度値分布を比較することで、任意の点の変形量と方向を求める方法である。具体的には、変形前の画像の任意の位置を中心とする小さな画像領域(サブセット: N×N画素)を抽出し、その基準領域が変形後の画像でどこに移動したかを探索することにより変位を決める。このとき、式(1)で示す正規化相互相関関数Cが最大となる点を同一点とみなす。

$$C(X+u, Y+v) = \frac{\sum_{i=-M}^M \sum_{j=-M}^M I_u(X+u+i) \times \sum_{i=-M}^M \sum_{j=-M}^M I_v(X+i, Y+j)}{\left( \sum_{i=-M}^M \sum_{j=-M}^M I_u(X+u+i, Y+v+j) \right) \times \left( \sum_{i=-M}^M \sum_{j=-M}^M I_v(X+i, Y+j) \right)^2} \quad (1)$$

ここで  $I_u(X, Y)$ ,  $I_v(X+u, Y+v)$  はそれぞれ変形前、変形後の画像強度を示し、 $X, Y$  は基準領域の中心座標で、 $u, v$  はそれぞれx方向、y方向への変位量となる。しかし式(1)により得られた画素の位置が必ずしも最も高い相関を得るとは限らず、画素間に相関のピークがくることが一般的である。そのため画素間の補間を行う。補間方法は最も相関の高い画素の前後の画素で、式(1)より得られた相関値を用いて2次曲線近似による補間を行い、その極大値となることを最も相関の良い位置とした。これによりサブピクセル精度での変位計測が可能となる。

次に、図4に示すように脳部断面を設定した計測点を頂点とする729の三角形要素に分割する。このとき各要素の3頂点のマーカセットから構成される領域を設定した。ここで、3頂点のマーカセットの関係は図5に示すようになり、要素内ひずみ一定と仮定すると、変形勾配テンソルFは変形前の状態  $dX$  と変形後の状態  $dx$  の関係より求めることができる。

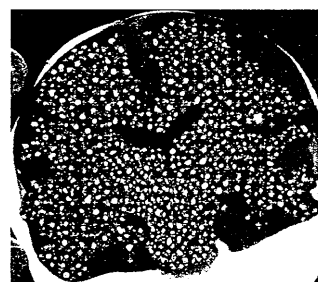


Fig.3 Points for measuring global region

さらに、変形勾配テンソル  $F$  を以下の式(2)に代入することで Green-Lagrange ひずみ  $G$  を算出した。

$$G = (F^T \cdot F - I) / 2 \quad (2)$$

ここで  $I$  は単位テンソルである。Green-Lagrange ひずみテンソルより、最大せん断ひずみを算出した。なお、これらのアルゴリズムは MATLAB により開発された。

4. 精度検証実験

4-1 精度検証実験 図 6 に示すような白いランダム模様を塗布した黒い紙を精密位置決めテーブルを用いて 1mm ずつ x 方向へ移動させていき、計 10mm まで移動させる。画像はデジタルカメラ(Panasonic:LUMIX FX500)を使用し、1mm 移動させるごとに 1 枚撮影し、計 10 枚の画像を撮る。この画像を使用して画像処理により、図 5 に示す 25 点の計測点を設定し紙の移動量の計測を行う。画像処理の結果と実際の移動量とを比較することで画像処理プログラムの変位計測の精度検証を行う。

4-2 実験結果と考察 まず、表 1 にそれぞれの画像とひとつ前の画像との各計測点の変位差を平均したものとその標準偏差を示した。本実験では 1mm ずつ移動させおり、図 7 のスケール画像を利用して mm から PIXEL への単位換算を行った結果、1mm=14.1PIXEL であった。よって、各画像間の理論値は 14.1PIXEL である。これに対し画像処理の結果をみると、すべての画像間で誤差 1PIXEL 以下の精度が得られた。また、標準偏差もすべて変位差の平均の 2% 以下であった。

この結果から、変位計測がサブピクセル精度で可能であることを確認し、また標準偏差からそのばらつきも小さいことがわかった。本実験において、計測点の移動は回転移動であるが、画像間の移動はごくわずかであるため並進移動とみな

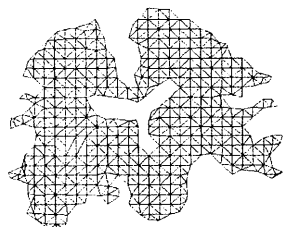


Fig.4 Plane triangulation

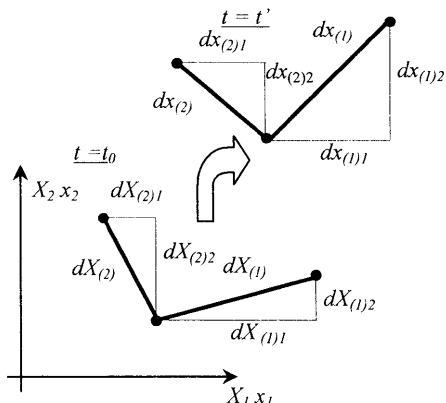


Fig.5 Marker positions at  $t_0$  and at  $t'$

せる。このことより、脳部断面の計測点の変位の抽出に適用可能であることがわかった。

以上より、本研究で開発した画像処理プログラムが回転衝撃時の脳部の全視野変形計測に適用可能であることを確認した。

5. 実形状頭部物理モデルを用いた回転衝撃時における脳部全視野変形計測

5-1 実験結果 図 8 に頭部物理モデルに加わる角加速度を示す。図 9(a)~(i)には、各時刻における脳部の最大せん断ひずみ分布図を示す。

図 8 より、頭部物理モデルはインパクト衝突により、最大 4500rad/s<sup>2</sup>、持続時間 5ms の角加速度が生じることにより加速され、約 80ms 後に可動限界に達し、減速することがわかる。図 9 の最大せん断ひずみの分布図の変化より、まず、20ms において脳部の変形が始まるが、この時点ではひずみにほとんど影響していない。その後変形が進むと、前頭葉や大脳縦列においてひずみが生じるが、その後、60ms から 100ms において一度変形が小さくなると、ひずみも小さくなっていくことがわかる。しかし、頭部物理モデルが可動限界に達した影響が出る 120ms において、脳梁に非常に大きなひずみが生じていることがわかる。また、それに比べ他の領域ではそれほど大きなひずみが生じていないこともわかる。140ms および 160ms では、インパクト衝突端の反対側となる左側頭葉が頭蓋底に接触することにより生じたひずみが脳深部に伝わっていく様子が見て取れる。また、計測断面の広範囲にわたり、高せん断領域が確認できた。

5-2 考察 最大せん断ひずみはインパクト衝突と比較して、回転可動限界到達により大きな値を示しており、このことから、頸部の拘束が脳内の最大せん断ひずみに大きく影響を及ぼすことが分かる。

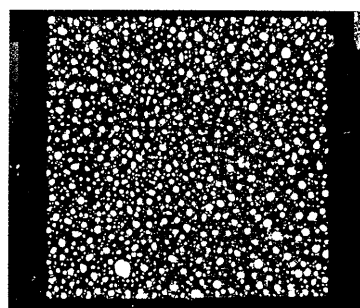


Fig.6 points for measuring global region

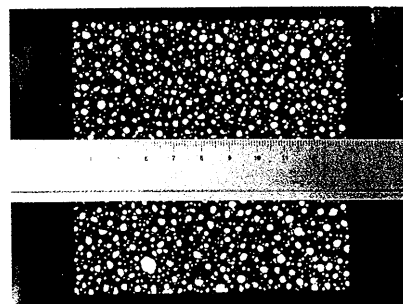


Fig.7 Image for unitary conversion

Table.1 Average and standard deviation of displacement difference

Number of image	0-1	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-9	9-10
Average(PIXEL)	15.0	13.9	13.4	14.3	13.4	14.0	13.9	14.3	13.9	14.6
Standard deviation(PIXEL)	0.0833	0.0997	0.104	0.119	0.166	0.0714	0.155	0.0707	0.0737	0.141

実験結果より、脳梁において高い最大せん断ひずみが発生していること観測し、これは著者らが局所変形計測により脳部の観測を行った結果と同様の結果である<sup>(9)</sup>。また、インパクト衝突端と反対側の脳深部へのせん断ひずみの伝ばを観測した。さらに、高せん断ひずみが生じる領域が計測断面の広範囲にわたって観測された。ここで病理学的基準としての GradeII 以上の DAI において、脳梁および大脳白質の広域にわたって病巣が存在することが知られており<sup>(8)</sup>、これは本研究で得られた結果と一致する。すなわち、DAI の発生には脳特有の構造および形状的な要因が影響し、さらにその損傷は広範囲な部位で起こるため、本手法のように、実頭部形状および構造を忠実に再現したモデルを用いて、そのひずみ計測を全視野的に行うことが脳外傷発生メカニズムを解明する上で必要であることが示された。

一方で、本研究で構築した頭部物理モデルは橋が拘束されておらず、その影響により、脳室よりも下部での変形挙動については、再現できていないといった可能性もある。

**6. 結論**

本研究では、まず、デジタル画像相関法による脳的全視野ひずみ計測法を開発し、その精度の確認を行った。さらに、回転衝撃を受ける脳外傷発生メカニズムを解明するために、頭蓋部、脳部、脳脊髄液の3層から成る人体の頭部形状に忠実な頭部物理モデルを用いて、脳部の全視野変形計測を行った。その結果、脳梁でのせん断ひずみ集中に加え、インパクト衝突端と反対側の脳深部へのひずみ伝ばおよび計測断面内の広範囲にわたる高せん断ひずみ領域を観測した。これは病理学的基準における DAI の病態と一致していた。これらの現象は単純形状・構造の物理モデルを用いた場合および局所的に変形計測を行った場合には実験的に観測されなかったメカニズムである。そのため、実頭部形状および構造を忠実に再現したモデルを用いて、その変形を全視野的に観測・計測することが、脳外傷発生メカニズムを解明する上で必要であることが示された。

**7. 文献**

- (1) National Police Agency, Traffic accidents situation in 2008, (2009)
- (2) Margulies, S.S et al, Physical model simulations of brain injury in the primate, Journal of Biomechanics, 23, 823-836(1990)
- (3) Ivarsson, J. et al, Strain relief from the cerebral ventricles during head impact: experimental studies on natural protection on the brain, journal of Biomechanics, 33, 181-189(2000)
- (4) D.R.S. Bradshaw et al, Simulation of acute subdural hematoma and diffuse axonal injury in coronal head impact, Journal of Biomechanics, 34, , 85-94(2001)
- (5) 穴田賢二, 宮崎祐介, 立矢宏, 放生明廣, 坂本雄一郎: 実形状頭部物理モデルの脳部変形計測, 日本機械学会第21回バイオエンジニアリング講演会講演論文集,

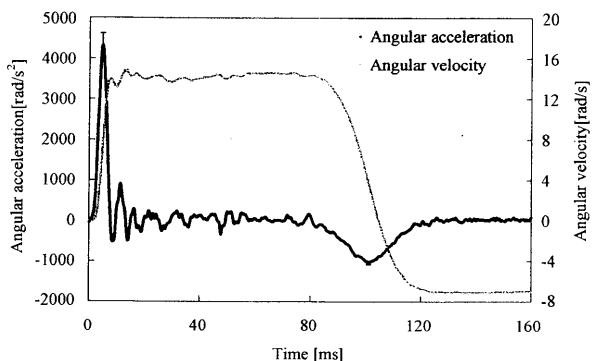


Fig.8 Angular acceleration of skull part

- No.08-53, p.477-478(2009)
- (6) インパクトバイオメカニクス部門委員会, 工学技術者と医療従事者のためのインパクトバイオメカニクス～交通事故で人はどのようにして怪我をするのか?～, 社団法人自動車技術会, 2006
- (7) 林毅, 頭部衝撃に対する人体許容限界の理論 (頭部衝撃とその緩衝の力学的研究-第3報), 自動車技術会春季学術講演会前刷集, (1970)
- (8) 窪田惺, 脳神経外科バイブルIII 頭部外傷を究める

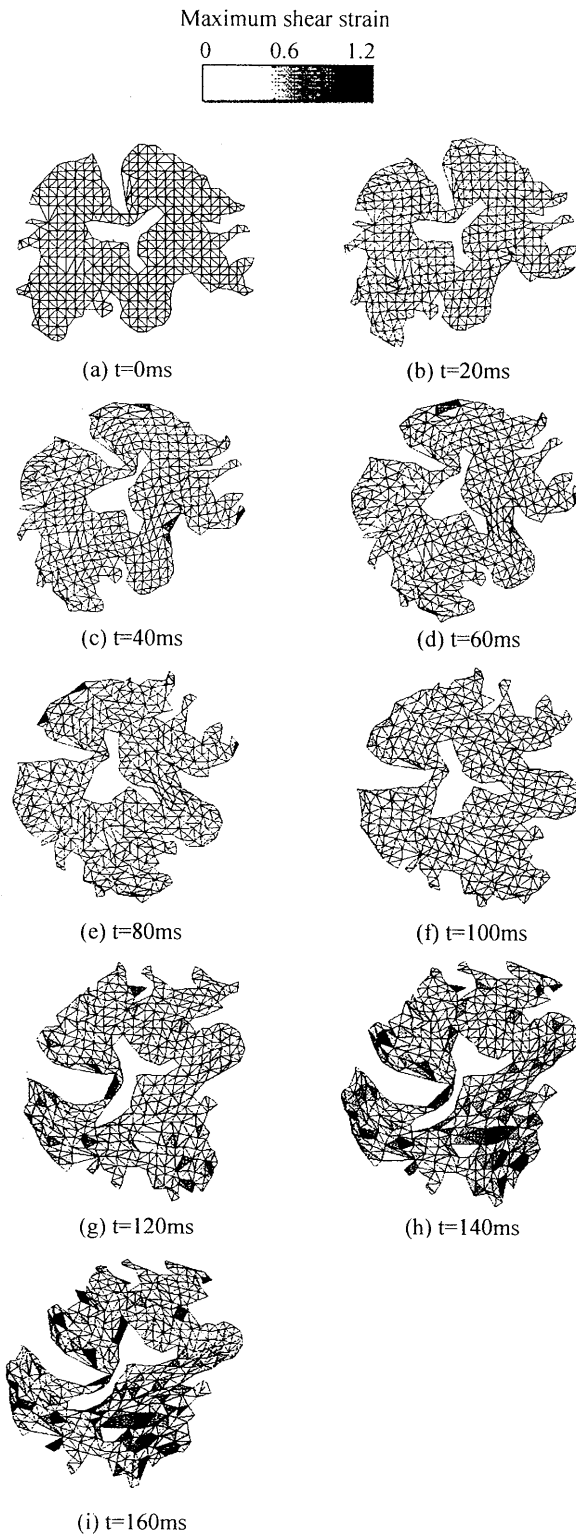


Fig.9 Distribution map of maximum shear strain at one time