

超音波画像とMRIを用いた内部計測による柔軟物のFEモデルの検証

Validation of FE Deformation Models using Ultrasonic and MR Images

活田 崇至, 村松 潤治, 早見 信一郎 (立命館大)

森川 茂廣 (滋賀医科大), 平井 慎一, 田中 弘美 (立命館大)

Abstract: This paper describes the measurement of inner deformation of a rheological object using ultrasonic and MR images and comparison the measured and simulated deformations. We apply finite element (FE) model to simulate elastic, viscoplastic, and rheological deformation of soft objects. Ultrasonic and MR images are used to reveal the inner deformation of a soft object. Here we report the measurement and its evaluating by comparing measured and simulated deformations.

Keywords: simulation, measurement, FE model, ultrasonic images, MR images

1 緒言

近年, 手術シミュレーションにおける臓器のモデリング, デジタルヒューマンに代表される人体の筋骨格モデリング, 食品工学における食品素材の力学的モデリング等において, 複雑な力学的特性を有する柔軟物のモデリングが必要とされている. 柔軟物モデリングに関する研究は, コンピュータグラフィックスの分野で始まり, その成果が手術シミュレーションや人体モデリングに適用された. しかしながら, 従来の研究では, 表面的な変形特性を表現することが中心的な課題であり, 内部の挙動や力学量の分布に関しては, センシングの手法が限られていることもあり, 未開拓の部分が多い. 著者らは, レオロジー物体のモデリングと同定を柱の一つとして研究を進めてきた [1, 2]. しかしながら, 同定を支えるセンシングは, 物体の表面形状と表面の分布圧力のセンシングであり, レオロジー物体内部の挙動は未知のまま残されている. 結果として, モデル同定の評価が不十分であり, さらに実際のレオロジー物体に表れるであろう変形の非均一性や非線形性, 異方性に対応できない可能性が高い.

近年, 超音波画像装置や CT, MRI に代表される三次元イメージング技術が発展している [3, 4]. これらの技術を用いることにより, 柔軟物の内部挙動を計測し, 計測結果をベースにするモデリングが可能になると期待できる. そこで本発表では, 超音波画像と MRI 画像によりレオロジー物体の内部変形を計測するとともに, レオロジー変形のシミュレーションと比較する.

2 FE モデルを用いた動的変形のシミュレーション

弾性物体の FE モデル 本節では, 弾性物体の FE (Finite Element) モデルについて述べる. FE モデルでは, 柔軟物体を三角形要素あるいは四面体要素の集合として表す. これにより, 柔軟物の変形は個々の三角形要素や四面体要素の変形の和として表現することが可能になる. 本節では, 厚み h の平面物体の変形を定式化する. 物体を三角形の集合で表し, 三角形要素の一つを T_p と表す. さらに T_p の頂点を P_i, P_j, P_k とする. ただし, P_i, P_j, P_k は三角形 T_p を反時計回りに辿るとする. 頂点 P_i の初期座標を $[\xi_i, \eta_i]^T$ で表す. 初期状態における三角形要素 T_p の面積を S_p とする.

頂点 P_i の変位を二次元ベクトル u_i で表す. 三角形 T_p の変形は, 三つの頂点の変位 u_i, u_j, u_k で表される. 三角形 T_p の変

形により頂点 P_i に生じる弾性力を f_i^p で表す. 弾性が一様で等方であると仮定すると, 弾性特性はラーメの定数 λ ならびに μ で規定される. なおラーメの定数は, ヤング率 E とポアソン比 ν で表すことができる.

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}, \quad \mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}. \quad (1)$$

三角形 T_p の変形により各頂点に生じる弾性力は

$$\begin{bmatrix} f_i^p \\ f_j^p \\ f_k^p \end{bmatrix} = K_p \begin{bmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \end{bmatrix} \quad (2)$$

と表される. 弾性行列 K_p は $\lambda J_p^\lambda + \mu J_p^\mu$ と表すことができる. ここで, J_p^λ, J_p^μ は, 次式で表される部分接続行列である.

$$J_p^\lambda = \frac{h}{4S_p} \begin{bmatrix} A_{j,k;j,k} & A_{j,k;k,i} & A_{j,k;i,j} \\ A_{k,i;j,k} & A_{k,i;k,i} & A_{k,i;i,j} \\ A_{i,j;j,k} & A_{i,j;k,i} & A_{i,j;i,j} \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$J_p^\mu = \frac{h}{4S_p} \begin{bmatrix} 2B_{j,k;j,k} & 2B_{j,k;k,i} & 2B_{j,k;i,j} \\ 2B_{k,i;j,k} & 2B_{k,i;k,i} & 2B_{k,i;i,j} \\ 2B_{i,j;j,k} & 2B_{i,j;k,i} & 2B_{i,j;i,j} \end{bmatrix} + \frac{h}{4S_p} \begin{bmatrix} C_{j,k;j,k} & C_{j,k;k,i} & C_{j,k;i,j} \\ C_{k,i;j,k} & C_{k,i;k,i} & C_{k,i;i,j} \\ C_{i,j;j,k} & C_{i,j;k,i} & C_{i,j;i,j} \end{bmatrix}. \quad (4)$$

ただし,

$$A_{i,j;l,m} = \begin{bmatrix} (\eta_i - \eta_j)(\eta_l - \eta_m) & -(\eta_i - \eta_j)(\xi_l - \xi_m) \\ -(\xi_i - \xi_j)(\eta_l - \eta_m) & (\xi_i - \xi_j)(\xi_l - \xi_m) \end{bmatrix},$$
$$B_{i,j;l,m} = \begin{bmatrix} (\eta_i - \eta_j)(\eta_l - \eta_m) & 0 \\ 0 & (\xi_i - \xi_j)(\xi_l - \xi_m) \end{bmatrix},$$
$$C_{i,j;l,m} = \begin{bmatrix} (\xi_i - \xi_j)(\xi_l - \xi_m) & -(\xi_i - \xi_j)(\eta_l - \eta_m) \\ -(\eta_i - \eta_j)(\xi_l - \xi_m) & (\eta_i - \eta_j)(\eta_l - \eta_m) \end{bmatrix}.$$

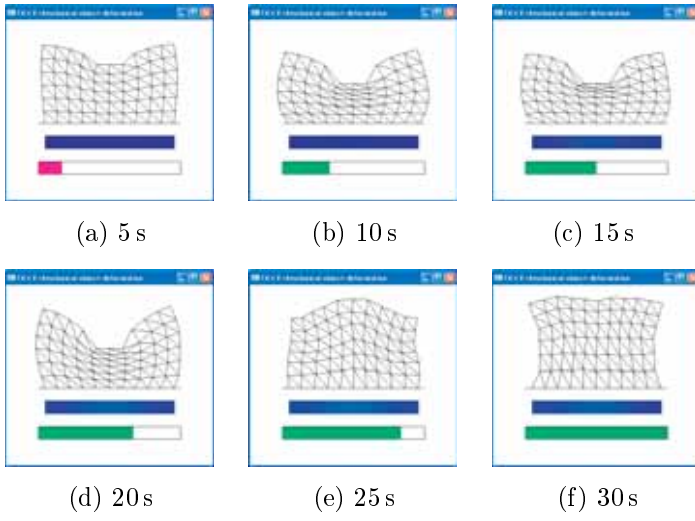


Fig.1: Simulation of elastic deformation

節点 P_i に作用する弾性力を f_i で表す．弾性力 f_i は，節点 P_i を含む三角形要素により発生する力の総和に一致するので

$$f_i = \sum_{\text{頂点 } P_i \text{ を含む三角形要素 } T_p} f_i^p. \quad (5)$$

各頂点における変位ベクトルを並べて得られるベクトルを u_N と表す．各頂点における弾性力はまとめて $-K u_N$ と表すことができる．弾性行列 K は，個々の三角形要素における弾性行列 K_p から構成することができる．

質量が三角形要素の頂点に集中していると仮定すると，三角形要素 T_p における慣性行列 M_p は次式のようにブロック対角行列で表すことができる．

$$M_p = \frac{\rho h S_p}{3} \begin{bmatrix} I_{2 \times 2} & O_{2 \times 2} & O_{2 \times 2} \\ O_{2 \times 2} & I_{2 \times 2} & O_{2 \times 2} \\ O_{2 \times 2} & O_{2 \times 2} & I_{2 \times 2} \end{bmatrix}. \quad (6)$$

個々の三角形要素における慣性行列 M_p から，物体全体の慣性行列 M を構成することができる．

物体が床に接した状態を想定して変形シミュレーションを行う場合，物体が床から離れないように拘束する必要がある．ここでは制約安定化法 (Constraint Stabilization Method) を用いて物体を拘束する．固定のための拘束条件式を $A^T u_N = 0$ とする．行列 A は拘束する節点を表す行列である．これより固定されている節点の運動方程式は次式で表すことができる．

$$A^T \ddot{u}_N + A^T (2\omega \dot{u}_N + \omega^2 u_N) = 0. \quad (7)$$

また，拘束力としてラグランジュの未定乗数 λ を導入することで，物体の各節点の運動方程式は次式で表すことができる．

$$-K u_N + f + A \lambda - M \ddot{u}_N = 0. \quad (8)$$

ここで， f は各節点に加わる外力を示す．節点の速度ベクトル $v_N = \dot{u}_N$ を導入すると，一階の微分方程式系

$$\begin{bmatrix} I & & \\ & M & -A \\ & -A^T & \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{u}_N \\ v_N \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_N \\ -K u_N + f \\ A^T (2\omega v_N + \omega^2 u_N) \end{bmatrix}. \quad (9)$$

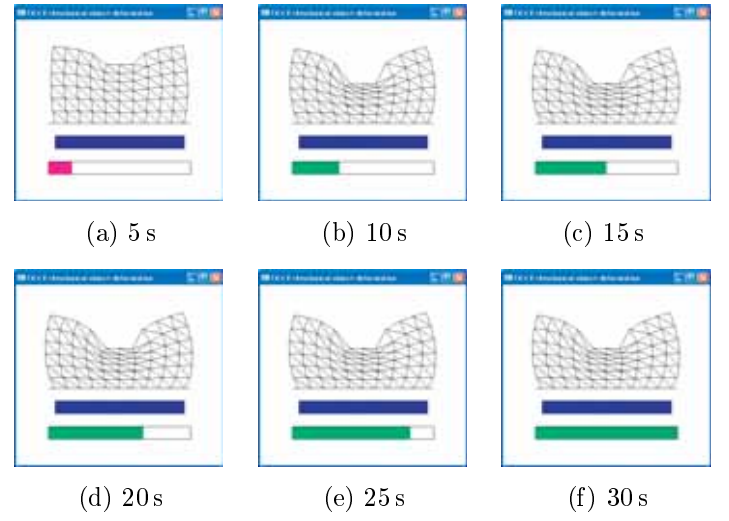


Fig.2: Simulation of viscoplastic deformation

を得る．状態変数 u_N, v_N の値を与えると，左辺の係数行列と右辺のベクトルの値を求めることができる．左辺の係数行列は正則であるので，上式を数値的に解くことにより $\dot{u}_N, \dot{v}_N$ を求めることができる．したがって，ルンゲクッタ法などの数値積分法を用いると，各節点の変位と速度を計算することができ，結果として物体の変形を求めることができる．

Fig. 1 に，弾性物体の変形シミュレーション結果を示す．床に固定された物体の上中央部分を変位させる．シミュレーション時間は 30 s で，初めの 10 s で強制変位させ，次の 10 s は変位を保持し，その後強制変位を解放する．また物体の密度は $\rho = 6.4$ ，厚みは $h = 1.0$ とした．弾性物体のヤング率 $E = 10$ とし，ポアソン比は $\nu = 0.35$ とした．

粘塑性物体の FE モデル 粘塑性物体のモデルとして Maxwell モデルが挙げられる．Maxwell モデルは弾性要素と粘性要素を並列に接続したモデルであり，変形後残留変位を持つという性質を持つ．粘塑性物体の変形により各節点に生じる発生力は次式により与えられる．

$$J^\lambda w^\lambda + J^\mu w^\mu. \quad (10)$$

物体全体の接続行列 J^λ, J^μ は，個々の三角形要素における部分接続行列 J_p^λ, J_p^μ から構成することができる．また，ベクトル w^λ および w^μ は次の常微分方程式を満たす．

$$\dot{w}^\lambda = -\frac{\lambda^{\text{ela}}}{\lambda^{\text{vis}}} w^\lambda + \lambda^{\text{ela}} v_N, \quad (11)$$

$$\dot{w}^\mu = -\frac{\mu^{\text{ela}}}{\mu^{\text{vis}}} w^\mu + \mu^{\text{ela}} v_N. \quad (12)$$

式 (9) 右辺に表われる弾性力 $-K u_N$ を粘塑性力 $-(J^\lambda w^\lambda + J^\mu w^\mu)$ で置き換え，式 (11)(12) を微分方程式系に追加する．得られた微分方程式系を数値的に解くことで粘塑性物体の変形をシミュレーションすることができる．Fig. 2 に粘塑性物体の変形をシミュレーションした結果を示す．パラメータは $E = 90, C = 50$ とし，ポアソン比は $\nu^{\text{ela}} = \nu^{\text{vis}} = 0.35$ とした．

レオロジー物体の FE モデル レオロジー物体の性質を示すもつとも単純なモデルとして，三要素モデルが挙げられる．三要素

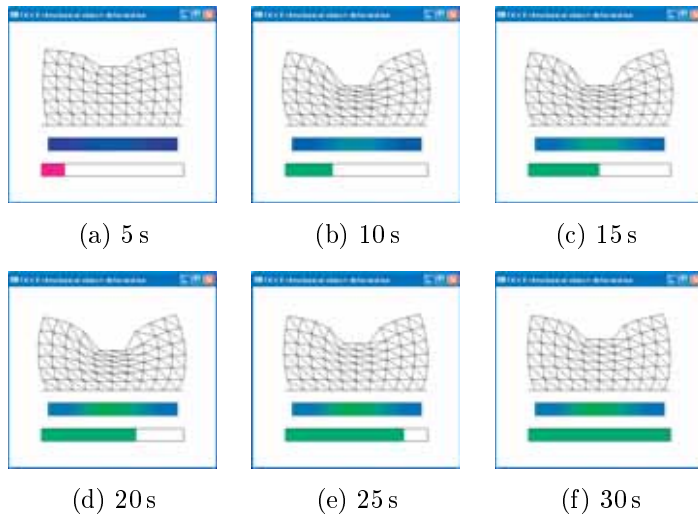


Fig.3: Simulation of rheological deformation

モデルは Voigt 要素と独立ダンパ要素を無質点で直列に接続したモデルである．このモデルを用いることにより，粘弾性物体と塑性物体の中間的な性質を表現することが可能である．また，Voigt 要素の粘弾性率や独立ダンパ要素の粘性率を変化させることにより，変形による緩和応力や残留変位，戻り変位速度を独立に指定することができるという特徴を持つ．レオロジー物体の変形により各節点に生じる発生力は次式により与えられる．

$$(\lambda^{\text{vis}} J^\lambda + \mu^{\text{vis}} J^\mu) v_N + J^\lambda w^\lambda + J^\mu w^\mu. \quad (13)$$

ここで w^λ および w^μ は次の常微分方程式を満たす．

$$\dot{w}^\lambda = -\frac{\lambda^{\text{ela}}}{\lambda_1^{\text{vis}} + \lambda_2^{\text{vis}}} (w^\lambda - \lambda_2^{\text{vis}} v_N), \quad (14)$$

$$\dot{w}^\mu = -\frac{\mu^{\text{ela}}}{\mu_1^{\text{vis}} + \mu_2^{\text{vis}}} (w^\mu - \mu_2^{\text{vis}} v_N). \quad (15)$$

パラメータ λ_1^{vis} , μ_1^{vis} は物体の粘性を， λ_2^{vis} , μ_2^{vis} は物体の塑性を示す．粘塑性物体と同様に微分方程式系を解くことにより，レオロジー物体の変形をシミュレーションすることができる．Fig. 3 にレオロジー物体の変形をシミュレーションした結果を示す．パラメータは $E = 30$, $C^{\text{ela}} = 200$, $C^{\text{vis}} = 500$ とし，ポアソン比は $\nu^{\text{ela}} = \nu_1^{\text{vis}} = \nu_2^{\text{vis}} = 0.35$ とした．

三要素モデルは粘弾性パラメータに応じて，粘弾性物体から塑性物体までをシームレスに表現することが可能である．三要素モデルのヤング率を $E = 0$ とすることで，三要素モデルはダンパ要素を無質点で直列に接続したものになり，塑性物体の挙動を表現することができる．また，独立ダンパモデルの粘性率を $C^{\text{vis}} = \infty$ とすることで，三要素モデルは理論上 Voigt モデルと一致し，粘弾性物体の挙動を表現することができる．

3 超音波画像による内部変形の計測

本章では，超音波画像装置を用いた柔軟物の内部変形のセンシングについて述べる．超音波画像装置は，音波を利用して内部を映像化する装置である．映像化の原理が CT や MRI と比較すると単純なため，リアルタイムでの計測が可能である．超音波装置の構成は，超音波を対象物内部に送信し，反射波を受信

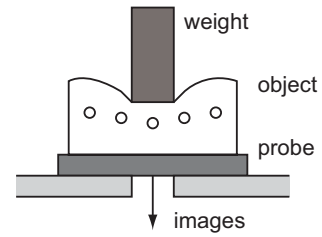


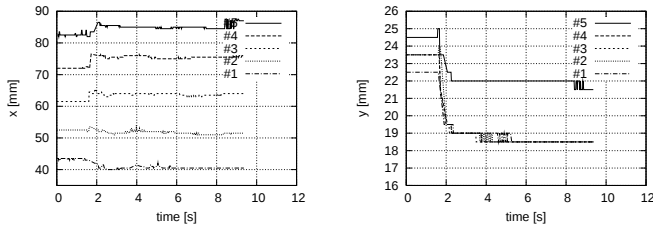
Fig.4: Location of probe and object



Fig.5: Example of ultrasonic image

する探触子（プローブ）と信号処理と画像出力を行う本体装置で構成される．本実験では，リニア探触子を使用する．また，振幅強度を明度に対応付けた B モードで，単純な断面画像を取得する．実験には日立製 EUB-240 を用いた．探触子の共振周波数は 3.5 MHz，フレーム数は 24.6 Hz，解像度は 320×240 画素である．音速は JIS で定められた生体中の平均音速 1530 m/s を用いる．

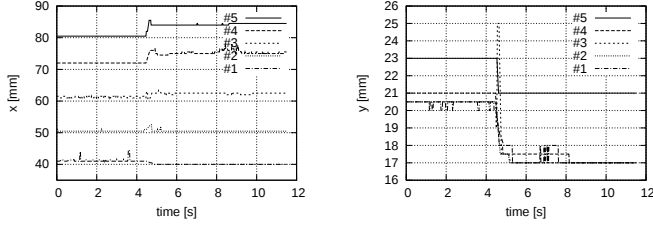
内部センシングを行うために探触子と対象物が接触していることが必要となる．そのため，Fig. 4 に示すように，探触子を対象物の下に設置した．下部から超音波を送受信する．カラギーナンとローカストビーンガムから成るアガーから，ゼリー状の対象物を作成した．カラギーナンは海藻から抽出される粉末，ローカストビーンガムはカロブ樹の種子の胚乳部分を精製して得られる粉末である．アガーは寒天より弾力性があり，レオロジー変形が見られる．また濃度が高いほど，弾力性が増し硬さが向上する．内部に水を多く含むため，鮮明な超音波画像を得られる．本実験では，濃度が 5.0 % のアガーを用いた．対象物は，上面が幅 75 mm の正方形で高さが 30 mm の直方体であり，重量は 200 g である．対象物内部の中央断面にマーカを複数埋め込み，マーカ位置を計測する．マーカは中央に一個，左右に二個ずつおよそ 10 mm 間隔で埋め込んだ．対象物左端のマーカから付けた番号でマーカを識別する．重さ 500g，直径 40mm の円柱状の分銅を対象物体の上部に載せ，物体を変形させる．Fig. 5 に撮影画像の一例を示す．画像下部に五個のマーカを確認することができる．マーカの上部に映っているのは，対象物の表面である．さらにその上部には，マーカと表面のゴーストが映っている．撮像画像を処理し，マーカの座標を求める．マーカのゴーストを排除するために，あらかじめ指定した画像内の領域に対して画像処理を



(a-1) coordinate x

(a-2) coordinate y

(a) trial 1

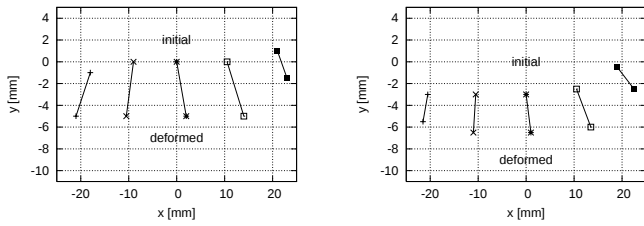


(b-1) coordinate x

(b-2) coordinate y

(b) trial 2

Fig.6: Position of markers detected by ultrasonic images



(a) trial 1

(b) trial 2

Fig.7: Position of markers in initial and deformed shapes

行う．変形前の撮影画像よりマーカの初期位置を，変形前と変形後の撮影画像よりマーカの変位を求めることができる．実験環境の湿度は34％，気温は26℃で，対象物体の温度は23℃であった．

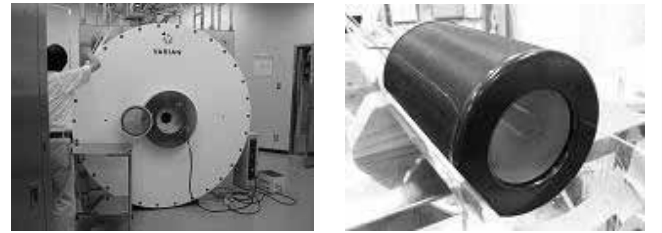
同じ対象物体を用いて連続で2回の計測を行った．Fig. 6-(a)は一回目，Fig. 6-(b)は二回目の実験結果を表す．中央のマーカの初期位置を原点としている．実際の変位量と比較し，異常と判断できる数値を削除したため，値が一部欠落している．そのため，本稿では初期形状と最終的な変形形状を評価する．初期状態における中央のマーカを原点として位置を計算する．Table 1に，初期位置と負荷後6sにおける各マーカの計測結果をまとめる．図示した結果を Fig. 7 に示す．

4 MRIによる内部変形の計測

MRIでは，物体の断面を複数枚撮影し，得られた二次元画像を構成して三次元映像を得る．この断面画像をスライス画像，スライス画像間の間隔をスライス間隔と呼ぶ．MRIの長所は，物体内部を任意の切断面で撮影できること，物体内部の三次元的な変形を得られることである．しかし，撮影時間が長いため，物体の動的変化を得ることは困難である．本実験では，滋賀医科

Table 1: Marker coordinates in initial and deformed shapes detected by ultrasonic images (mm)

trial 1		
marker	initial shape	deformed shape
#1	(-18.0, -1.0)	(-21.0, -5.0)
#2	(-9.0, 0.0)	(-10.5, -5.0)
#3	(0.0, 0.0)	(2.0, -5.0)
#4	(10.5, 0.0)	(14.0, -5.0)
#5	(21.0, 1.0)	(23.0, -1.5)
trial 2		
marker	initial shape	deformed shape
#1	(-20.5, -3.0)	(-21.5, -5.5)
#2	(-10.5, -3.0)	(-11.0, -6.5)
#3	(0.0, -3.0)	(1.0, -6.5)
#4	(10.5, -2.5)	(13.5, -6.0)
#5	(19.0, -0.5)	(22.5, -2.5)



(a) full view

(b) RF coil

Fig.8: MRI device

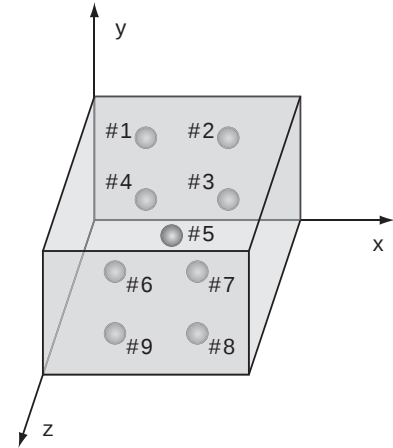


Fig.9: Location of markers in MR imaging

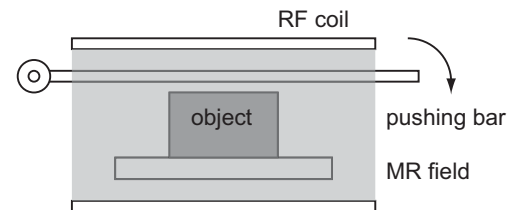


Fig.10: Setup in MR imaging

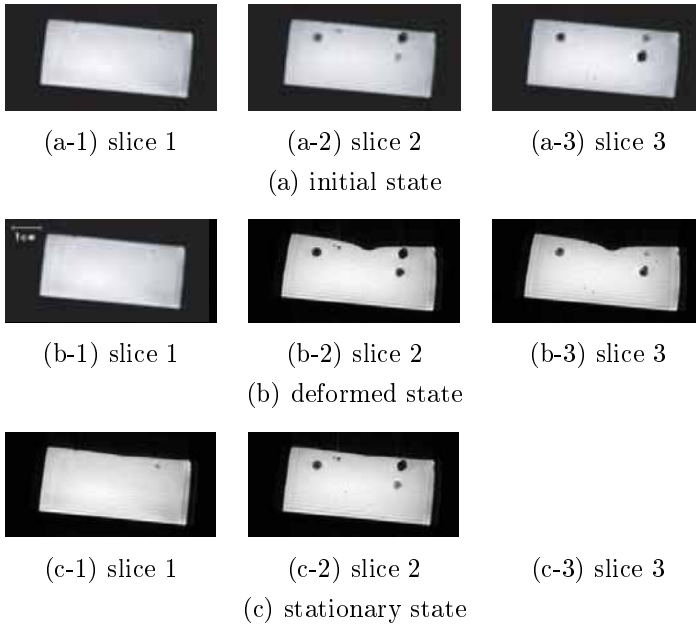


Fig.11: MR images at initial, deformed, and stationary states

Table 2: Marker coordinates at initial, deformed, and stationary states detected by MR images (mm)

marker	initial state	deformed state	stationary state
#1	(12, 21, 11)	(12, 21, 11)	(12, 21, 11)
#2	(45, 25, 10)	(41, 24, 10)	(46, 24, 10)
#3	(45, 17, 12)	(41, 16, 11)	(45, 16, 12)
#4	(17, 24, 18)	(18, 24, 17)	(17, 24, 17)
#5	(25, 20, 28)	(25, 18, 27)	(25, 20, 27)
#6	(12, 21, 42)	(12, 21, 42)	(11, 21, 42)
#7	(44, 27, 43)	(45, 24, 44)	(44, 26, 43)
#8	(45, 17, 43)	(47, 16, 43)	(45, 16, 43)
#9	(11, 7, 44)	(11, 7, 44)	(11, 7, 43)

大学に設置されている MRI 装置を使用した．撮影においては，対象物を RF コイル内に設置する．MRI 装置の外見を Fig. 8-(a) に，RF コイルの外見を Fig. 8-(b) に示す．

今回の撮影で使用した RF コイルの内径は 63 mm であり，この中に物体を設置し撮影を行った．RF コイルの内部で物体を垂直に設置するために，幅 55 mm，厚さ 2 mm のアクリル板を挿入した．対象物の材料は，前章で述べたアガーである．大きさ 2 mm のプラスチック製ビーズを，マーカとして物体内部に挿入した．マーカの配置を Fig. 9 に示す．また，物体にはガドリニウム系造影剤を入れた．以上のように作成した物体を，縦 55 mm，横 55 mm，高さ 25 mm の大きさに切り，RF コイル内のアクリル板上に設置した．

Fig. 10 に示すように，直径 20 mm の円筒形のアクリル棒を MRI 装置内に通し，一方を固定し他方を人の手で押し下げることにより物体を変形させた．アクリル棒は Fig. 9 に示す z 軸に平行である．また，二つの撮影方法を用いた．第一の方法では，スライス間隔 2 mm で物体全体を撮影した．物体に荷重をかけていない状態（初期状態），棒を押し下げ物体に荷重をかけ静止さ

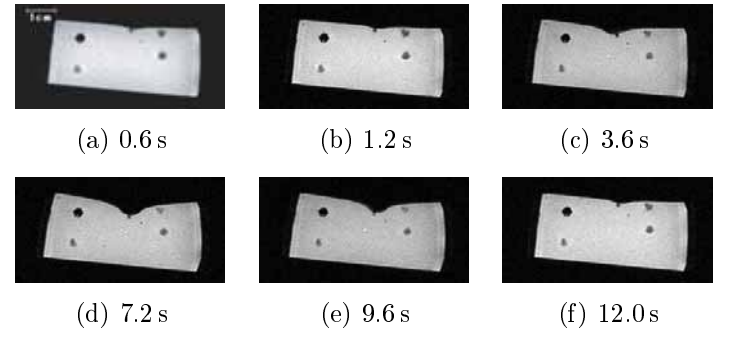


Fig.12: Successive images of one cross-section

せている状態（変形状態），棒を持ち上げ荷重を抜いた状態（除重状態）を，十分な時間間隔を空けて撮影する．第二の方法では，同じ断面を連続的に撮影する．このとき，棒の押し下げと押し上げを連続的に行う．

第一の方法による撮影結果を示す．スライス間隔 2 mm で 30 枚のスライス画像を撮影した．空間的に連続する 3 枚のスライス画像を Fig. 11 に示す．Fig. 11-(a) から (c) は初期状態，Fig. 11-(d) から (f) は変形状態，Fig. 11-(g) から (i) は除重状態である．画像からマーカの位置を確認できる．この画像から物体内部にある 9 つのマーカの位置を求めた結果を Table 2 に示す．単位は mm である．

第二の方法による撮影結果を示す．マーカを確認できる一つの断面のみを連続で撮影し，撮影時間をどの程度まで短縮できるのかを調べる．時間間隔 0.6 s で撮影を行った結果を Fig. 12 に示す．マーカの位置を確認できることがわかる．なお，画像解像度を下げれば時間間隔を短縮できる．

5 評価

外形の比較 CCD カメラにより対象物の変形を撮影し，シミュレーションと比較する．アガーの上中央部に幅 40 mm，重さ 500 g の分銅をのせて変形させた際の様子を，シミュレーションと比較する．アガーに分銅をのせた際の物体表面の変位量は 7.5 mm であった．シミュレーション上の物体はレオロジー物体とし，メッシュ間隔を 2.5 mm として縦 12 メッシュ，横 30 メッシュの物体を構築し，物体の中央部分を幅 40 mm で 7.5 mm 強制変位させる．シミュレーション上のレオロジー物体のパラメータは， $E = 0.01 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ ， $C^{\text{ela}} = 0.1 \times 10^6 \text{ Ns/m}^2$ ， $C^{\text{vis}} = 0.3 \times 10^6 \text{ Ns/m}^2$ ， $\nu^{\text{ela}} = \nu_1^{\text{vis}} = \nu_2^{\text{vis}} = 0.35$ とし，物体の質量は 200 g とした．Fig. 13，Fig. 14 に実物体の変形の様子およびシミュレーション上での物体の変形の様子を示す．Fig. 13，Fig. 14 から，シミュレーションにおいて変形の外觀の様子を表現できていることがわかる．

超音波撮像による内部マーカ変位との比較 超音波画像から求めたアガー内部のマーカの変位と，シミュレーションにおける格子点の変位を比較し，モデルを検証する．アガー内のマーカはアガー上部から 10 mm の位置に中央から 10 mm 間隔で 5 個配置している．両端のマーカは分銅をのせる位置により変位に影響が出やすいと考えられるため，中央の 3 つのマーカ，すなわちマーカ #2，#3，#4 の変位を比較する．シミュレーション上のマーカの位置は Fig. 15 の黒丸が示す位置とし，変形後の定常時におけるマーカの初期状態からの変位を比較する．



(a) initial shape (b) deformed shape

Fig.13: Deformation of object

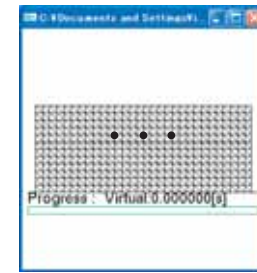
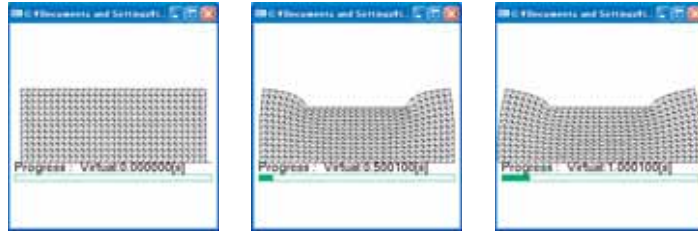
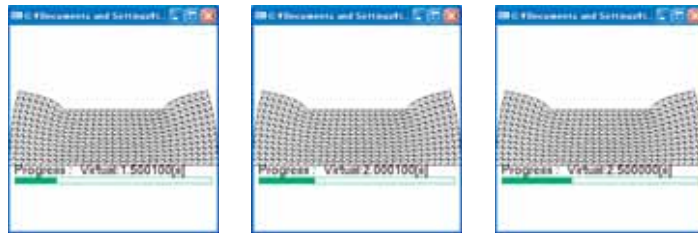


Fig.15: Location of markers in simulation

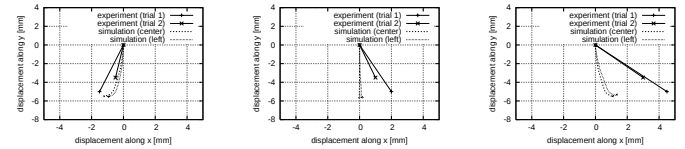


(a) 5 s (b) 10 s (c) 15 s



(d) 20 s (e) 25 s (f) 30 s

Fig.14: Simulation of real object deformation



(a) marker #2 (b) marker #3 (c) marker #4

Fig.16: Comparison between simulation and experiment

の変位が確認できる．また除重後 y 方向上向きに戻り変位を生じている．したがって，MRI によりレオロジー変形を計測することが可能であることを確認した．一方，今回の実験では，他のマーカに大きな変位を確認できなかった．これは，中心をアクリル棒で押して変位を与えたため，中心から離れた場所にあるマーカに力が伝わっていない可能性が高い．変位の与え方を再考する必要がある．

6 結言

本論文で構築した FE モデルは，アガーの内部変形を定性的に表すことができる．ただし，今回のモデルは，線形等方性材料が均一に分布していることを前提としており，モデルの精度を上げるためには非線形性あるいは異方性や非均一性を導入する必要がある．シミュレーションでは重力項を考慮に入れておらず，実際の環境に近づけるため重力項を追加したモデルの構築も必要である．本報告では，人工的なマーカを物体内に埋め込んで，マーカの位置を計測することにより物体の変形を得た．今後は，ビジョンにおけるトラッキングの技法を導入し，生体組織などの内部変形を計測する手法を確立したい．

参考文献

- [1] 友國誠至, 杉山勇太, 平井慎一, 実時間計算可能な仮想レオロジー物体の構築, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 8, No. 3, pp.247-254, 2003.
- [2] Naoki Ueda, Shinichi Hirai, and Hiromi T. Tanaka, "Extracting Rheological Properties of Deformable Objects with Haptic Vision", Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pp.3902-3907, New Orleans, April, 2004.
- [3] 伊藤正安, 望月剛, 超音波診断装置, コロナ社, 2002.
- [4] 日本磁気共鳴医学会 教育委員会 編, 基礎から学ぶ MRI, インナービジョン, 2001.

MR 撮像による内部マーカ変位との比較 Table 2 に示すように，アクリル棒の真下に位置するマーカ #5 は， y 方向に下向き