引きつれ効果を考慮した生体粘弾性パラメータのアクティブセンシング

田 中 信 行*・東 森 充*・金 子 真*

Active Sensing for Viscoelastic Tissue with Coupling Effect

Nobuyuki TANAKA*, Mitsuru HIGASHIMORI* and Makoto KANEKO*

This paper discusses active sensing for detecting viscoelastic parameters of living tissues with the coupling effect among neighbours. Supposing that both applied force and surface deformation of tissue are known with respect to time, we obtain viscoelastic parameters of living tissue by utilizing a single layered model with horizontal and vertical units where each unit is composed of both stiffness and damping elements. We show that the model with only appropriate number of units can nicely express the dynamic characteristic of human skin.

Key Words: active sensing, viscoelastic tissue, coupling effect

1. はじめに

医療診断において硬さは腫瘍の有無を調べる際の指標としてよく用いられる¹⁾。硬さは力が加わった際の対象物の変形のしにくさを表わす指標であるが、必ずしも統一された評価式がある訳ではない。一般に、加えた力 df をそのときの変位 dx で割った値 df/dx を硬さ k として用いられることが多い。ところが **Fig.1** のように力印加部だけでなく、その近傍まで引きつれられて変形するような生体組織に対して、この定義を適用しても組織の硬さを必ずしも正しく評価できない^{3), 14)}。たとえば、**Fig.2(a)**, **(b)** のように k が同じであっても、組織の引きつれ効果の違いによって力印加点周りの形状は異なる。これらを同じ硬さと分類するのは不自然である。一方、生体組織の動特性は **Fig.3** のように力印加時と力遮断時で違った応答特性、すなわち方向依存型応答特性が現れることが知られている^{12), 13)}。**Fig.3(b)** では視覚的に違いがわかるように、力遮断時の力の方向を逆転させている。このような生体組織を動特性まで考慮してモデル化するには、引きつれ効果と方向依存型応答特性といった非可逆特性まで考慮したモデルの構築が必要不可欠である。さて、生体組織のような粘弾性解析モデルは数多く提案されている。その多くは、バネ・粘性ユニット要素で構成され、組織表面に力を時間関数として与えた場合の変形の様子を時間関数として算出するいわゆる順問題である。本研究では、引きつれ効果と方向性依存型特性の両方が表現できる最低限のモデルを提案し、組織表面に既知の力印加を与え、そのときの表面形状の時間

Fig. 1 Skin deformation with coupling effect

Fig. 2 Two different deformation under an external force

変化をカメラなどで計測することによって、内部粘弾性パラメータを推定する逆問題を取り扱う。

本論文の構成は以下のとおりである。2章で従来研究について整理した後、3章では逆問題を意識し、わずか4つのモデルパラメータで構成された粘弾性要素モデルを示し、逆問題解析に向けた仮定を行なう。4章ではパラメータ推定の定式化を行なう。5章ではシミュレーションにより、提案モデルは引きつれ効果をはじめ方向性依存型特性も表現できることを示す。6章でヒト肌を対象としたパラメータ推定実験結果を示し、7章で本論文をまとめる。

* 大阪大学大学院工学研究科 吹田市山田丘 2-1

* Graduate School of Engineering, Osaka University, 2-1 Yamadaoka, Suita
(Received February 18, 2008)
(Revised August 5, 2008)

(a) Time response of human skin deformation

(b) Comparison between force applying phase and force shutdown phase

Fig. 3 An example of human skin deformation

2. 従来研究

一般に腫瘍部位はその周辺部位に比べて硬いことが多く、この特性に着目して硬さによって腫瘍部位を同定しようとする研究が数多く行なわれている^{1)~5)}。たとえば加藤らは接触式プローブを使って乳がんで見られるしこりを検出している¹⁾。Howeらのグループも同様な考え方で腫瘍部位を同定する研究を行なっている²⁾。川原らは、空気噴流を利用した非接触プローブを使って、肺腫瘍を検出することができる非接触イメージャを開発している^{3),4)}。MRI環境下で生体組織の硬さ測定を行なう場合、磁場の影響を強く受けるため、力情報を電気信号を介して取り出すことが困難である。平井らは、この問題に対処するため、力/変形特性が既知の弾性物体をプローブ先端に取り付けて、その変形具合から組織への印加力を推定し、MRI画像との組み合わせで生体組織のヤング率とポアソン比を同定する方法を提案している⁵⁾。また近年、臓器の材料特性を実測して、制御系内モデルに組み込み、手術ロボットの性能を向上させようとする研究も活発に行なわれている^{6),7)}。ただし、組織を切り出してしまうと組織同士が連結された状態で現れる引きつれ効果を取り込むことができないため、手術ロボットが手術中に必要な生体組織の硬さパラメータを正確に押さえたことにはならない。一方、金子らは、高速カメラと非接触眼圧計とを組み合わせで眼剛性センシングにチャレンジしている⁸⁾。栗田らは、接触プローブ方式で眼剛性を計測し、理論モデルとの比較を行なっている⁹⁾。

岡らは人肌に対して、接触式プローブで力印加中および除去時の変位特性を調べ、方向依存型の応答特性の存在を示唆している¹⁰⁾。田中らは人肌に対して空気噴流を当て、高速カメラで皮膚の応答を観察することで方向依存型応答性のメカニズムを可視化することに成功している^{11)~13)}。この研究の中で、田中らは力印加時と力遮断時で独立にパラメータ推定を行なうと、等価バネ、等価粘性はそれぞれの位相で異なった値になることを示し、全位相を通じて等価バネ、等価粘性を同定するという方法自体の限界も示唆している。

3. 生体組織のモデリングと仮定

モデリングを行なう上でのポイントは、以下の2点である。

《1》引きつれ効果が組み込めるか？

《2》方向依存型特性が表現できるか？

上記2点が表現でき、かつできるだけ単純なモデルを構築することを考える。組織全体を等価バネ、等価粘性でモデルする方法では《1》、《2》に対処できないため、ここではバネ要素、粘性要素からなるユニットの組み合わせモデルで考える。さらに各要素間の干渉を取り込むため、各ユニットを横方向にも連結させたFig.4(a)のようなモデルを出発点として考える。各ユニットの粘弾性パラメータに数値を与え、モデル表面に力を与えれば、表面形状の時間変化は順問題として解くことができる。ところが、逆問題として考えた場合、内部未知パラメータを増やすことはとりも直さず問題を難しくする。さらにユニットを多層にすると状態変数も未知として取り扱わないといけなくなるため複雑さは一段と増す。ここでは《1》を満足する最も単純なモデルとしてFig.4(b)のように c_h , c_v , k_h , k_v の4つのパラメータで記述できるモデルを取り上げる¹⁴⁾。ここに c_h , c_v , k_h , k_v はそれぞれ節点間を結ぶ粘性、節点から z 方向の粘性、節点間を結ぶバネ、および節点から z 方向のバネである。したがって、節点間を結ぶバネは初期状態では水平になっているが力印加によって各節点の変位とともに節点の相対位置が変化するにつれて方向が変わっていく点に留意されたい。

ここでは (k_h, c_h) , (k_v, c_v) をそれぞれ水平方向粘弾性ユニット、垂直方向粘弾性ユニットと呼ぶことにする。提案モデルに対してさらに以下の仮定を置く。

仮定1:各節点は摩擦のない球関節とする。

仮定2:各節点は z 方向には自由に移動可能であるが、他の方向は拘束されているものとする。

仮定3:領域内で組織は均一とする。すなわち、未知パラメータ c_h , c_v , k_h , k_v は、時間に対して不変量とする。

仮定4:各節点の z 方向の印加力は時間の関数として与えられるものとする。

仮定5:各節点の z 方向の変位ベクトルは観測できるものとする。

このモデルは対象の面内を離散化することで変形形状を取り扱うことができるため《1》を表現できるモデルになっている。

(a) General model

(b) Proposed model (3D model)

(c) Proposed model (2D model)

Fig. 4 Deformation model

ことは議論の余地がない。一方、本モデルは、単体では方向依存型特性を有しない線形粘弾性要素の組み合わせであり、構造的要因によって非線形特性を表現可能であるものの、《2》を満たすかどうかはこの時点ではわからない。

4. パラメータ推定

4.1 定式化

Fig.4(b) のモデルに対する運動方程式は、一般に次式で表わすことができる。

$$P(u, \dot{u})c + Q(u)k = f \quad (1)$$

ただし、 $P(u, \dot{u}) \in \mathbb{R}^{N \times 2}$, $Q(u) \in \mathbb{R}^{N \times 2}$,

$$f \triangleq [f_1, f_2, \dots, f_N]^t \in \mathbb{R}^{N \times 1}$$

は、それぞれ粘性ベクトル $c \triangleq [c_v, c_h]^t \in \mathbb{R}^{2 \times 1}$ の係数行列、剛性ベクトル $k \triangleq [k_v, k_h]^t \in \mathbb{R}^{2 \times 1}$ の係数行列、および各接

触点の力ベクトルである。また、 N は節点数である。ここで、 $P(u, \dot{u})$, $Q(u)$ は、それぞれ変位ベクトルと速度ベクトル

$$u \triangleq [u_1, u_2, \dots, u_N]^t \in \mathbb{R}^{N \times 1}$$

$$\dot{u} \triangleq [\dot{u}_1, \dot{u}_2, \dots, \dot{u}_N]^t \in \mathbb{R}^{N \times 1}$$

の関数、つまり時間的に変化する関数になっている点に留意されたい。ただし、仮定5より、 $u(t)$ は観測できるため、(1)式の未知数は c , k の中に含まれている c_h , c_v , k_h , k_v の4つだけである。ここで、 $t = \{t_1, t_2, \dots, t_m\}$ でデータをサンプリングするものとする、次式が得られる。

$$\Pi c + \Theta k = \mathcal{F} \quad (2)$$

ただし、

$$\Pi \triangleq \begin{pmatrix} P(u(t_1), \dot{u}(t_1)) \\ P(u(t_2), \dot{u}(t_2)) \\ \vdots \\ P(u(t_m), \dot{u}(t_m)) \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^{Nm \times 2}$$

$$\Theta \triangleq \begin{pmatrix} Q(u(t_1)) \\ Q(u(t_2)) \\ \vdots \\ Q(u(t_m)) \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^{Nm \times 2}$$

$$\mathcal{F} \triangleq \begin{pmatrix} f(t_1) \\ f(t_2) \\ \vdots \\ f(t_m) \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^{Nm \times 1}$$

(2) 式より

$$\mathcal{A} \lambda = \mathcal{F} \quad (3)$$

ただし、

$$\mathcal{A} \triangleq \begin{pmatrix} \Pi & \Theta \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^{Nm \times 4}$$

$$\lambda \triangleq (c^t, k^t)^t \in \mathbb{R}^{4 \times 1}$$

(3) 式から最小二乗近似解として (4) 式を得る。

$$\tilde{\lambda} = \mathcal{A}^\# \mathcal{F} \quad (4)$$

ただし、 $\mathcal{A}^\#$ は $\mathcal{A}$ の擬似逆行列である。(4) 式から粘弾性パラメータ $\tilde{\lambda} \triangleq [\tilde{c}_v, \tilde{c}_h, \tilde{k}_h, \tilde{k}_v]^t$ を算出することができる。ここでの定式化は時間の一回微分を含んだ形になっているため、粘性推定に強い影響を与える力印加直後の変位速度がノイズに埋もれてしまうような場合には適当なフィルターが必要になるが、本論文ではそこまで踏み込まないことにする。

4.2 定常状態が保証される場合

4.1 節の定式化は4つの粘弾性パラメータを同時に推定する方法であるが、ここでは最終的に定常状態が保証される場合について考えてみよう。定常状態では、 $\dot{u}(t)$ がゼロになるため、次式のように弾性パラメータだけを含んだ式に帰着さ

Fig. 5 Static characteristics of the proposed model

せることができる。

$$Q(u(\hat{t}))k = f(\hat{t}) \quad (5)$$

ただし、 $\hat{t}$ は、定常状態が保証されるほど十分大きな時間とする。(5) 式より、次式を得る。

$$\tilde{k} = Q^\#(u(\hat{t}))f(\hat{t}) \quad (6)$$

ただし、 $Q^\#(u(\hat{t}))$ は $Q(u(\hat{t}))$ の擬逆行列である。(6) 式から弾性パラメータ $\tilde{k} \triangleq [\tilde{k}_v, \tilde{k}_h]^t$ を算出することができる。つぎに、(2) 式を $\tilde{k}$ を用いて (7) 式のように変形する。

$$\Pi c = \mathcal{F} - \Theta \tilde{k} \quad (7)$$

ここで、右辺は既知であるから、(7) 式から最小二乗近似解として (8) 式を得る。

$$\tilde{c} = \Pi^\#(\mathcal{F} - \Theta \tilde{k}) \quad (8)$$

ただし、 $\Pi^\#$ は Π の擬逆行列である。(8) 式から粘性パラメータ $\tilde{c} \triangleq [\tilde{c}_v, \tilde{c}_h]^t$ を算出することができる。このように定常状態まで到達が保証される場合には、弾性パラメータと粘性パラメータを独立に算出することができる。時間領域によってパラメータが応答に寄与する度合いが異なるため、速度が大きく変化する時間領域で粘性パラメータを推定すれば、粘性パラメータの推定精度を向上させることができる¹⁵⁾。

5. シミュレーション

本章以降では簡単化と力伝達が集散的に発生する力印加点を中心とした半径方向であることを鑑みて、Fig.4(c) で示される力印加点を中心とする二次元モデルについて取り扱う。

5.1 引きつれ効果

ここでは提案モデルの静特性を確認する。Fig.5 は k_v, k_h の比率を変え、力印加点で同じ変位が生じるようにしたときの組織の表面形状の違いを調べたものである。たとえば、節点数 $N = 7$ 、 $(k_h, k_v) = (2400, 0)$ [N/m] に設定すると、チェーンのように力印加点を頂点とした三角形のような形状になるのに

Fig. 6 Nonlinearity of the proposed model under quasi-static condition

対し、 $(k_h, k_v) = (0, 45)$ [N/m] に設定すると、力印加点のバネ k_v のみが変位し、引きつれ効果が全くなくなる。このとき提案モデルは力印加点の力と変位のみを取り扱う集中バネモデルに帰着する。このように提案モデルは k_h, k_v の割り振り方によって、膜変形のような形状から、単一集中バネモデルまでの間の形状を自由に表現できることがわかる。提案モデルで使用しているバネは外力に対する変位の関係は線形であるが、モデル全体でみると外力と変位との関係は引きつれ効果によって非線形となる。Fig.6 は $(k_h, k_v) = (2, 20)$ [N/m] と設定した引きつれ効果を有するモデルと $(k_h, k_v) = (0, 20)$ [N/m] としたモデルに対して準静的条件下で外力を加えた際の力印加点の変位をプロットしたものである。後者の $k_h = 0$ のモデルはとりもなおさず単純な単一線形バネモデルに帰着し、力と変位の関係は線形となる。これに対して、引きつれ効果を有するモデルでは、変位の小さい領域では力と変位とはほぼ比例関係にあるが、変位が大きくなると力の増加に対して変位の増加量は小さくなる。すなわち、引きつれ効果がある場合、変位が大きくなるに従って硬くなることがわかる。このような外力に対する変位の非線形性は、生体組織の変形特性にも見られることから、提案モデルが生体組織の変形特性を表現できるモデルになっていることがわかる。

5.2 方向依存型応答

提案モデルに対してステップ状の力を入力した際の動特性について確認する。Fig.7 は節点数 $N = 7$ 、 $(c_h, c_v) = (2, 0.5)$ [Ns/m]、 $(k_h, k_v) = (200, 20)$ [N/m] のモデルに対して中心節点に力 $f = 0.18$ [N] をステップ状に与えた際の力印加時と力遮断時の表面の変位応答を算出した結果である（順問題）。さらに破線は順問題の結果の表面形状データを使って逆問題を解いて粘弾性パラメータを算出し、そのパラメータを使って再度順問題を解いた結果である。破線と実線がよく一致していることから、シミュレーションレベルでは逆問題はうまく解けていることがわかる。Fig.8 は、Fig.7 の応答のうち力印加点の変位を取り出したものである。また比較のため提案モデルの最大変位と力印加時の時定数を一致させ

Fig. 7 Deformation of the proposed model

た z 方向の単一粘弾性モデル (線形モデル) に対して同じ大きさの力をステップ状に与えた際の変位応答を破線で示す。線形モデルに対するステップ応答は、力印加時、力遮断時とで一方の応答を時間軸で反転させると両者は同じ応答を示す。提案モデルと比較してみると、力印加時の応答はほぼ一致しているものの、力遮断時には提案モデルの変形のほうが線形モデルよりも遅れて回復している。このように提案モデルでは方向依存型特性が明確に現れている。このような方向依存型特性は力の印加領域に強く依存する。先のモデルに対して Fig.9(a) に示すように固定端と最外部の節点との間の粘弾性ユニットを $k_h = 0$, $c_h = 0$ とし、最外部の節点が自由端となるように設定する。このモデルに対して、力のかかる節点数を 1, 3, 7 と増やしたときの最大変位で規格化した中心点の変位応答を Fig.9(b) に示す。なお、各条件で分布力の総和は一致しており、各条件において各節点に分布させた力は等しい。ここで力のかかる節点をモデル全体に広げた際に、モデルの応答は線形の粘弾性モデルと一致し、方向依存型応答

Fig. 8 Asymmetric response of the proposed model under dynamic condition

(a) Setup model

(b) Time responses of deformation normalized by maximum displacement

Fig. 9 Dynamic characteristics with different number of force applying nodes

は確認できなくなる。このとき各節点の z 方向の節点はすべて同じ変位量であり、水平方向の節点間の変位は 0 であるので k_h による引きつれ効果は表れなくなる。一方、力印加の領域を極端に小さくし、1 点にしたとき方向依存型特性は最大となる。つまり、提案モデルにおいて方向依存型特性は、引きつれ効果によって節点間の粘弾性が各節点の z 方向の変位に寄与することによって引き起こされることがわかる。このシミュレーション結果から、ここで提案したモデルは《2》の方向依存型応答性を表現できるモデルになっていることがわかる。なお、方向依存型特性が起こる原因¹²⁾は付録 1 にまとめておく。提案モデルでは引きつれ効果を含め、生体組織の動的挙動がわずか 4 つの粘弾性パラメータで表現できる点も強調しておきたい。

6. 実 験

Fig.10 に示すようにヒト肌を対象として変形計測実験を行ない、高速カメラを用いて計測された変形形状からモデルパ

Fig. 10 An overview of experiment

Fig. 11 Pressure distribution

ラメータ推定を行なった。計測部位はヒト上肢前腕内側部であり、肘関節より手先側に50[mm]を計測中心としてその周辺部位に広がる平らな面(最大凹凸 ± 0.2 [mm]以下)である。変位は計測中心から x 方向に ± 20 [mm]の範囲を計測している。力印加系として高速電磁弁を備えた空気噴流ノズル、また表面形状取得系としてはラインレーザと高速カメラを用いた。ヒト肌に対して、空気噴流をステップ状にあて、その後電磁弁で空気噴流を遮断し、肌の变形応答をラインレーザをトレーサとして高速カメラで計測する。このときの力と変形の時間応答から逆問題を解き、粘弾性パラメータを推定する。本実験では節点数 $N=7$ のモデル(節点間隔5[mm])を用いて推定を行なった。なお、印加力については圧力センサを使って事前にFig.11に示す圧力分布を計測することで印加力分布を算出している。また、空気噴流系の応答時間は、ほぼ1[ms]以内で立ち上がることを確認している。Fig.12は推定パラメータ与えたモデルのシミュレーション結果と実験結果とを重ねて表示したものである。得られた推定パラメータはそれぞれ $(c_h, c_v) = (0.291, 0.0603)$ [Ns/m], $(k_h, k_v) = (143, 29.6)$ [N/m]であった。両者の挙動は全体的によく一致していることがわかる。実験値とモデルの接点変位との一致度は $R^2 = 0.977$ であった。一般に柔軟物体では面内变形と呼ばれる物体表面の面方向にも変位が生じるが本モデルでは垂直方向の拘束によって面内变形を無視しているが、垂直方向の拘束があるがために、面方向への力の伝達により引きつれ効果をうまく表現できていると考察している。今後、本モデルの適応範囲および面内变形を取り込んだモデルについて検討を進める。また、本モデルはPoisson比を取り込んでおらず、体積ひずみをうまく表現できないため、Fig.12(a-2)に

Fig. 12 Dynamic response of human skin deformation

示すように、皮膚では力印加直後の変形における力印加点周辺部の盛り上がりが生じているのに対して、モデルではこのような盛り上がり変形を表現できていないという問題がある。このような現象は、体積変化に対する抗力という形で表現可能と考えられ今後の課題である。

7. 結 論

引きつれ効果と方向依存型特性を考慮したシンプルな生体粘弾性モデルを提案し、その粘弾性パラメータを算出するための逆問題について考察した。以下に得られた主な結果を示す。

- (1) 引きつれ効果を考慮するため、組織の表面に沿った粘弾性ユニットの方向が時間的に変化し、深さ方向の粘弾性ユニットは一層に限定した単純モデルを提案し、逆問題の解法を示した。
- (2) シミュレーションと実験との比較によりわずか4つの粘

弾性パラメータで生体組織の引きつれ効果を含めた動的挙動が定性的に表現できることを示した。

本研究では Fig.4(b) のような単層均一モデルを取り扱ったが、今後は Fig.4(a) のような多層非均一モデルのパラメータ同定問題について考察し、非均一な組織である臓器内の腫瘍部位を同定する問題へと展開していきたい。なお、本研究は g-COE「医・工・情報学融合による予測医学基盤創成」および科学研究費補助金（特別研究員奨励費「非接触硬さセンシングと再生医療」）の一環として行なわれたものであることを付記しておく。

参考文献

- 1) 加藤, 一丸, 尾島, 笠木: 乳がん触診の定量化に関する基礎研究, バイオメカニズム 4, 42/48 (1978)
- 2) P.S. Wellman and R.D. Howe: Modeling Probe and Tissue Interaction for Tumor Feature Extraction, 1997 ASME Summer Bioengineering Conference, **35**, 237/238 (1997)
- 3) 川原, 松永, 田中: 非接触剛性イメージャ, 日本ロボット学会誌, **24-3**, 87/93 (2006)
- 4) T. Kawahara, C. Toya, N. Tanaka, M. Kaneko, Y. Miyata, M. Okajima and T. Asahara: Non-Contact Impedance Imager with Phase Differentiator, Proc. of the 1st IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics, **159** (2006)
- 5) 遠藤, 張, 平井, 徳本: 柔軟物の内部変形計測による非一様 FE モデルの力学パラメータ同定方法の検証, 第8回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2007) 論文集, 1170/1171 (2007)
- 6) 小林, 岡本, 藤江: 穿刺ロボット制御のための肝臓のモデリング, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門ロボティクス・メカトロニクス講演会 2004 講演論文集, 2A1-H-64, (2004)
- 7) 小林, 岡本, 藤江: 穿刺支援ロボットにおける臓器特性を規範とした可変インピーダンス制御—予想していない力に対するコンプライントな動作—, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門ロボティクス・メカトロニクス講演会 2006 講演論文集, 2A1-A01 (2006)
- 8) M. Kaneko, K. Tokuda and T. Kawahara: Dynamic Sensing of Human Eye, Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, 2882/2887 (2005)
- 9) Y. Kurita, Y. Iida, R. Kempf and M. Kaneko: Contact Probe Based Stiffness Sensing of Human Eye, Proc. of the 2006 IEEE International Conf. on Robotics and Automation, 2972/2977 (2006)
- 10) H. Oka and T. Irie: Mechanical Impedance of Layered Tissue, Medical Progress through Technology, **21**, 1/4 (1997)
- 11) N. Tanaka and M. Kaneko: Skin Surface Shock Wave, IEEE Engineering In Medicine and Biology Annual Conference (EMBC 2006), 4123/4126 (2006)
- 12) 田中, 金子: ひきつれ効果に着目した肌の動特性評価, 計測自動制御学会論文集, **43-4**, 256/263 (2007)
- 13) N. Tanaka and M. Kaneko: Direction Dependent Response of Human Skin, The 29th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC 2007), 1687/1690 (2007)
- 14) 田中, 東森, 金子: ひきつれ効果を有する生体組織粘弾性モデルの逆問題, 第25回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 1J34 (2007)
- 15) T. Kawahara, K. Tokuda, N. Tanaka and M. Kaneko: Non-contact impedance sensing, Artificial Life and Robotics, **10-1**, 35/40 (2006)

《付 録》

A. 方向依存型特性発生の原理

生体組織において方向依存型特性が起こる原因について定性的に説明することができる。組織表面の一点でステップ状の力印加が入力され、定常状態に落ち着いた後、力が遮断されるものとしよう。この場合, Fig.7(a-2) のように力印加点から変形がはじまり、その影響が時間とともに周りに波及していく。一方、力が遮断された場合, Fig.7(b-1) ~ (b-3) のように変形部に蓄積されたポテンシャルエネルギーにより、変形した部分が同時に回復しはじめる。つまり力印加時より力遮断時のほうがバネと粘性の並列度は高くなる。これが結果的に力印加時のほうが力遮断時に比べて小さい等価バネ、等価粘性を作り出している原因である。引きつれ効果を考慮したモデルに対して、局所的に力印加、遮断を行なったときに方向依存型応答特性が現れることから、モデリングする上でポイントは節点の z 方向変位に応じて k_h の方向を変えることである。繰り返しになるが方向依存型特性は、引きつれ効果を表現できるモデルに対して、局所的に力印加を行なったときに結果的に起こる現象であることに留意されたい。

〔著 者 紹 介〕

田 中 信 行 (学生会員)

1983年8月28日生。2003年鈴鹿工業高等専門学校機械工学科卒業。2008年広島大学大学院工学研究科複雑システム工学専攻修了。現在大阪大学大学院工学研究科機械工学専攻在学中。日本学術振興会特別研究員 (DC1)。ロボット技術の医療応用、アクティブセンシングに関する研究に従事。

東 森 充 (正会員)

1974年3月9日生。98年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年株式会社東芝入社。2002年広島大学大学院工学研究科助手、2006年大阪大学大学院工学研究科助手、2008年同准教授、現在に至る。博士 (工学)。ロボットハンド、アクティブセンシングの研究に従事。日本ロボット学会、日本機械学会、日本生体医工学会、IEEE の会員。

金 子 真 (正会員)

1954年1月18日生。81年東京大学工学系研究科博士課程卒業。工学博士。通産省工業技術院機械技術研究所、九州工業大学助教授、広島大学教授を経て、2006年より大阪大学教授、現在に至る。医療診断システム、アクティブセンシング、ヒトの能力を超えたロボットの研究に興味をもつ。日本機械学会奨励賞 (1983)、日本ロボット学会論文賞 (1994, 2007)、計測自動制御学会論文賞 (1996, 2002, 2008)、日本コンピュータ外科学会講演論文賞最優秀賞 (2004)、IEEE RAS Best Trans. Paper Award (2003) などを受賞。