

安定した画像変形に基づく管腔臓器の仮想展開像生成法の改善

チウン チュンズン^{†a)} 北坂 孝幸[†] 森 健策^{†b)} 末永 康仁[†]

An Improved Method for Tract Unfolding Based on Stable Image Deformation

TrungDung TRUONG^{†a)}, Takayuki KITASAKA[†], Kensaku MORI^{†b)},
and Yasuhito SUENAGA[†]

あらまし 本論文では、CT 像や MR 像に代表される医用三次元濃淡画像の切開と変形を行うことで、胃、大腸、気管支といった管腔臓器の内壁面全体を 1 枚の画像として可視化する手法について述べる。内壁面の状態を忠実に再現するには、臓器の曲面形状を平らな形状に変形させながらも濃淡分布を正確に再構成する必要がある。しかし、これまで臓器の変形を節点とばねからなる簡易な力学モデルで計算する手法が多く、安定した変形が得られず、内壁面を正確に再現できないという問題がある。そこで本論文では、まず (1) 質点と Voigt 粘弾性要素を用いて臓器の力学的振舞いをモデル化し、(2) 質点系の運動を解く安定な数値解法として知られている Newmark- β 法を導入することで臓器の安定かつ高速な変形を実現する。また、(3) 外壁面の法線に基づいて力を自動的に決定し、それを加えることで臓器をより平らな状態に展開する処理を提案する。本手法を実際の医用三次元 CT 像 17 例に適用したところ、従来より良好な胃と大腸並びに気管支の仮想展開像を生成できることを確認した。

キーワード 仮想展開像、画像生成、画像変形、可視化、Newmark- β 法

1. ま え が き

近年の医用イメージング技術は目覚ましい発展を見せており、人体の広範囲にわたる高解像度の三次元濃淡画像がわずか数十秒の間に撮影可能となった。その中で、大量の画像を読影する医師の負担を軽減できる計算機支援画像診断 (CAD: Computer Aided Diagnosis) システムの開発が強く望まれており、その重要な機能の一つとして画像生成が挙げられる。医用三次元濃淡画像に含まれる人体の詳細な構造を再現する画像生成法の一つとして、仮想化内視鏡 (VE: Virtual Endoscopy) [1] がある。対話的な操作により人体の内部にあたかも没入する感覚で自由に動き回りながら観察可能ないくつかの VE システムは既に臨床の場で広く利用されている。しかし、画像に含まれる臓器の形状を再現するだけでは、臓器によって観察しにくい場合がある。例えば、広い空洞をもつ胃、何箇

所も曲がりながら形を変えていく大腸、あるいは分岐構造をもつ気管支の内部から観察する場合は、関心部位の位置と形状の把握のために視点や視線を何度も変える必要がある。

この観点からすれば、臓器内部にとどまって観察し続けるより、何らかの方法で内壁面全体を 1 枚の絵に描いてそれを観察する方が、関心部位の位置や形状の把握が容易になると考えられる。ところが、これまでに VE を用いた観察を支援する手法が多く開発されているにもかかわらず、そのほとんどは観察のための補助情報を提示するものであり、臓器そのものを観察しやすくする方法はそれほど検討されていないのが実状である。Wang ら [2] や Haker ら [3] は、画像の描画法を工夫することで大腸の内壁面を 1 枚の画像に展開しているが、これらの手法は気管支のような分岐構造をもつ臓器の展開には向かない。Zhu ら [4] は血管を複数の Y 字型構造に分割して展開しているが、分岐点を通る切開しかできず、内壁面の連続性を維持するための修正処理が必要である。一方、森ら [5] や岡ら [6], [7] は、画像の切開と変形を行うことで臓器を任意の場所で切開し、大腸だけでなく広い空洞をもつ胃や分岐構造をもつ気管支でも展開可能にしている。こ

[†] 名古屋大学大学院情報科学研究科, 名古屋市
Graduate School of Information Science, Nagoya University,
Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya-shi, 464-8603 Japan

a) E-mail: ttdung@suenaga.m.is.nagoya-u.ac.jp

b) E-mail: kensaku@is.nagoya-u.ac.jp

これらの手法で作成される展開像は臓器の切除標本 [16] に相当するため、臓器の診断または手術計画の作成において非常に有効であると考えられる。

画像の変形に基づく仮想展開像の作成には、臓器の曲面形状を平らな形状に変形させながらも内壁面の状態を忠実かつ高速に再現することが重要である。生体組織の変形を忠実に再現するための手法として有限要素法 [8] が有名であるが、トポロジーの変化に伴う要素再分割や膨大な計算量を要するため、切開と大変形を伴う仮想展開像の作成には向かない。一方、森らや岡らは単に節点とばねからなる簡易な力学モデルで臓器の変形を近似し、VE で観察した内壁面とほぼ同等なもの再現されるように力の大きさ、方向、及び、節点の移動量を調節しながら仮想展開像を作成している [5] ~ [7]。しかし、この方法では安定した変形が得られず、内壁面を正確に再現できないという問題があり、上記のような仮想展開像を目指すには限界がある。

筆者らは、質点系の運動を解く安定な数値解法として知られている Newmark- β 法 [14] に注目し、その有効性を人工画像での実験により確認した [15]。この結果を踏まえて、本論文では、Newmark- β 法を臓器の変形計算に利用する新しい仮想展開像生成法を提案するとともに、本手法を実際の医用三次元 CT 像に適用して胃、大腸、気管支の仮想展開実験並びに岡らの手法 [7] との比較を行った結果について報告する。

以下、2. で岡らの手法 [7] の問題点をより詳細に分析し、それらを改善するための方針を述べる。次に、3. で具体的な処理手順を説明する。4. で実験の結果を示し、5. で考察を加える。

2. 岡らの手法の問題点と処理の方針

岡らは三次元濃淡画像内の臓器領域を六面体の集合として近似し、その形状（以降、近似形状と呼ぶ）に力を加えて変形させた後、濃淡分布を再構成することで仮想展開像を生成している [7]。しかし、六面体の頂点に配置される節点の移動量を単にそこに作用する力の大きさに比例したもとして計算するため、近似形状の変形が大きくなるにつれて六面体の構造が崩れることがある。構造の崩れとは、六面体 ABCDEFGH の頂点で構成される五つの四面体 ACDH, AEFH, ABCF, CFGH, ACFH のいずれかが面を裏返すように変形した場合をいう（図 1）。仮想展開像は近似形状に基づいて生成されるため、崩れた部分の濃淡分布は正確に再構成できず、仮想展開像上に正しく再現

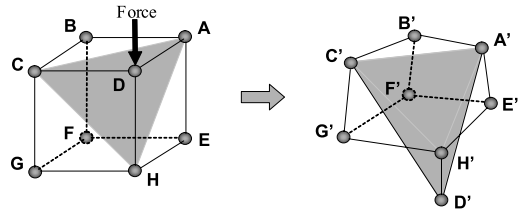


図 1 六面体構造の崩れの一例
Fig. 1 A collapse of hexahedron structure.

されない。構造の崩れを減らすには力の大きさなどを調節して節点の移動量を小さくする方法があるが、しかし、これでは変形の度合も小さくなるため、臓器の平らな状態への展開が困難となり、計算時間も増大する。臓器を近似する六面体の総数を減らすことで対処できる場合もある。しかし、これでは壁面の細かい部分の再現が困難となる。

これまでに、柔らかい組織の力学的振舞いを質点とばねで表現し、オイラー法を用いて質点の運動を離散的に解くことで組織の変形を計算する手法が数多く報告されている [9] ~ [11]。しかし、その多くは形状変形を安定化させるために、質点の位置や速度を修正したり [9], [11]、質点に働く力に制約を加えたり [10] する必要があり、また、対象は小規模の物体や微小変形に限られている。一方、筆者らは、運動の離散化に用いる時間ステップをある程度大きくしても安定した近似解が得られる Newmark- β 法 [14] に注目し、人工画像での比較実験によりオイラー法に比べてより安定かつ高速に計算できることを確認した [15]。そこで本手法では、(1) 質点と Voigt 粘弾性要素で臓器の力学的振舞いをモデル化し、(2) Newmark- β 法を用いて質点の運動を計算することで臓器の安定した変形を実現する。時間ステップを大きくすることで計算時間を短縮できるため、臓器をより多くの六面体で近似することにより、壁面の細かい部分の再現を目指す。また、(3) 外壁面の法線に基づいて自動的に決定した力を加えて臓器を平らな状態に展開する「平面化」という新たな処理を追加することで手法の改善を図る。

3. 処理手順

3.1 概要

本論文で述べる仮想展開像生成法は、大まかに四つの処理：(1) 入力された三次元濃淡画像（以降、原画像と呼ぶ）からの臓器の近似形状の作成とその力学的振舞いのモデル化、(2) 近似形状の切開と大まかな展

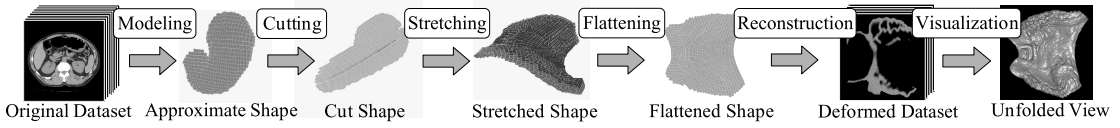


図 2 手法の概要
Fig. 2 Method overview.

開, (3) 展開された近似形状を平らにするための変形 (近似形状の平面化), (4) 平面化された臓器の濃度値の決定と可視化 (画像の生成), に分けられる (図 2). このうち, (2) は岡らの手法 [7] でいう「展開処理」に相当し, (3) は (2) で得られた近似形状の外表面法線に基づいて力を自動的に決定し, それを更に加えることで臓器を平らな状態に展開する. なお, (4) は岡らの手法を適用して行うものであり, 本論文では簡単に述べるにとどめる.

3.2 臓器の形状と変形のモデル化

3.2.1 形状のモデル化

展開の対象となる臓器領域を原画像から抽出し, 六面体を用いて臓器形状のモデル化を行う. まず, 原画像から臓器の壁と内腔領域を抽出し, d 画素間隔で標本化を行う. 次に, 各標本点に対して x, y, z 方向における各辺の長さがそれぞれ d, d, d' ($d' = d \times$ 再構成間隔/スライス内画素間隔) の六面体を構成する. このとき, 隣り合う標本点から構成された二つの六面体は一つの面を共有することになる. 壁と内腔領域から構成された六面体の集合をそれぞれ S_w, S_a とし, S_w を近似形状とする. したがって近似形状の内外面は六面体の面から構成されることになる. 六面体 h ($h \in S_w$) のある面 f が近似形状の外表面を構成するとは, f を共有する h 以外の六面体が $S_w \cup S_a$ に存在しない場合をいう. これらの面の集合を S_f とし, 面の頂点に配置された質点の集合を S_v とする. 一方, f が近似形状の内表面を構成するとは, f を共有する h 以外の六面体 h' ($h' \in S_a$) が存在する場合を指す.

3.2.2 力学的振舞いのモデル化

近似形状が力を受けたときの振舞いをモデル化する. 本手法では, 近似形状の軟組織としての振舞いを表現するために, 質点, 及び, ばねとダッシュポットの並列接続からなる Voigt 粘弾性要素を用いる (図 3). 質点は六面体の各頂点に配置し, 粘弾性要素は 2 種類を用いてそれぞれ六面体の 12 辺と各面の対角線上に配置する. これらのばねの弾性係数とダッシュポットの粘性減衰係数をそれぞれ k_1, c_1, k_2, c_2 で表す. 隣接

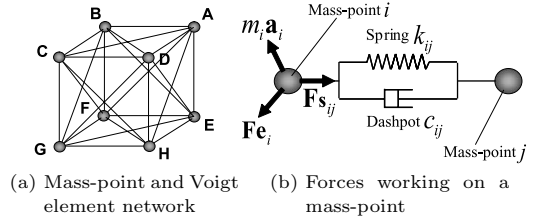


図 3 力学モデル
Fig. 3 Mechanical model.

する六面体はそれらが共有している面に配置された四つの質点と六つの粘弾性要素をも共有する.

近似形状の変形は個々の質点の運動として表す. ある時刻 t における質点 i の運動方程式は次のように書くことができる.

$$m_i \mathbf{a}_i(t) = \mathbf{F}e_i(t) + \sum_{j \in S_i} \mathbf{F}s_{ij}(t) \quad (1)$$

ここで, m_i と $\mathbf{a}_i(t)$ は質点 i の質量と加速度を, $\mathbf{F}e_i(t)$ は質点 i に作用する外力を表す. 近似形状を変形させるための力は外力として与えられる. S_i は質点 i と粘弾性要素により接続する質点の集合である. $\mathbf{F}s_{ij}(t)$ は質点 i と S_i に含まれる質点 j を結ぶ粘弾性要素による力であり, 次のように表される.

$$\mathbf{F}s_{ij}(t) = k_{ij} \left(1 - \frac{\|\mathbf{r}_{ij}(0)\|}{\|\mathbf{r}_{ij}(t)\|} \right) \mathbf{r}_{ij}(t) + c_{ij} \mathbf{v}_{ij}(t) \quad (2)$$

ここで, $\mathbf{r}_{ij}(t)$ と $\mathbf{v}_{ij}(t)$ は質点 i に対する質点 j の相対位置と速度を表し, k_{ij} はばねの弾性係数 (k_1, k_2 のいずれか), c_{ij} はダッシュポットの粘性減衰係数 (c_1, c_2 のいずれか) をそれぞれ表す.

3.2.3 運動の数値解法

近似形状の運動は, 式 (1) を Newmark- β 法で離散化し, 質点の加速度, 速度と位置を順次計算することで実現される. Newmark- β 法では, 一定の時間ステップ Δt で離散化されたある時刻 $t^{(n+1)} = (n+1)\Delta t$ ($n = 0, 1, 2, \dots$) における質点 i の速度 $\mathbf{v}_i^{(n+1)}$ と位置 $\mathbf{r}_i^{(n+1)}$ は次のように近似される.

$$\mathbf{v}_i^{(n+1)} = \mathbf{v}_i^{(n)} + (1 - \delta)\mathbf{a}_i^{(n)} \Delta t + \delta\mathbf{a}_i^{(n+1)} \Delta t \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{r}_i^{(n+1)} &= \mathbf{r}_i^{(n)} + \mathbf{v}_i^{(n)} \Delta t \\ &\quad + (0.5 - \beta)\mathbf{a}_i^{(n)} \Delta t^2 + \beta\mathbf{a}_i^{(n+1)} \Delta t^2 \quad (4) \end{aligned}$$

ここで、 δ と β は時刻 $t^{(n)}$ と $t^{(n+1)}$ の間における加速度の時間変化を調節するためのパラメータである。時刻 $t^{(n+1)}$ における質点 i の加速度 $\mathbf{a}_i^{(n+1)}$ は、式 (3) と式 (4) を式 (1) に代入することで次のように得られる。

$$\mathbf{a}_i^{(n+1)} = \frac{\sum_{j \in S_i} \left[k_{ij} \left(1 - \frac{\|\mathbf{r}'_{ij}(0)\|}{\|\mathbf{r}'_{ij}(n)\|} \right) \mathbf{r}'_{ij}(n) \right] + \mathbf{F}e_i(t^{(n+1)})}{m_i + \sum_{j \in S_i} (c_{ij} \delta \Delta t + k_{ij} \beta \Delta t^2)} \quad (5)$$

ただし、 $\mathbf{r}'_{ij}(n)$ と $\mathbf{v}'_{ij}(n)$ は質点 i に対する質点 j の加速度 $\mathbf{a}_{ij}^{(n)}$ を用いて次のように表される。

$$\mathbf{r}'_{ij}(n) = \mathbf{r}_{ij}^{(n)} + \mathbf{v}_{ij}^{(n)} \Delta t + (0.5 - \beta)\mathbf{a}_{ij}^{(n)} \Delta t^2 \quad (6)$$

$$\mathbf{v}'_{ij}(n) = \mathbf{v}_{ij}^{(n)} + (1 - \delta)\mathbf{a}_{ij}^{(n)} \Delta t \quad (7)$$

近似解の精度と計算の安定性はパラメータ δ と β に依存する。 $\delta \neq 1/2$ では見かけの減衰が発生し、 β が次の条件を満たさなければ計算が発散する [14]。

$$1 + \left(\beta - \frac{1}{4} \right) \left(\frac{2\pi\Delta t}{T} \right)^2 \geq 0 \quad (8)$$

ただし、 T はばねの固有周期を表す。一般的には安定した近似解を得るために $\delta = 1/2$ 、 $\beta = 1/4, 1/6, 1/8$ などが用いられるが、本手法では、 $\delta = 1/2$ 、 $\beta = 1/4$ とする。これにより Δt をある程度大きくしても安定した計算ができるため、計算時間の短縮が可能となる。

3.3 近似形状の切開と展開

近似形状の内部を大まかに観察可能にするための処理を行う。そのために、近似形状を切開し、内部の様子が観察可能となるように力を加えて切り口を広げる。まず、切開したい部分の六面体を指定し、これらの集合を切開線とする。近似形状の切開は、切開線にしか共有されない粘弾性要素を取り除くことで実現する。次に、外力の大きさと方向を定めて切開線周辺の質点に加える。ある時刻 t における質点 i に加えられる展開のための外力 $\mathbf{F}o_i(t)$ は、大きさ α と制御点 $\mathbf{P}o_i$ を用いて次のように表される。

$$\mathbf{F}o_i(t) = \alpha (\mathbf{P}o_i - \mathbf{r}_i(t)) / \|\mathbf{P}o_i - \mathbf{r}_i(t)\| \quad (9)$$

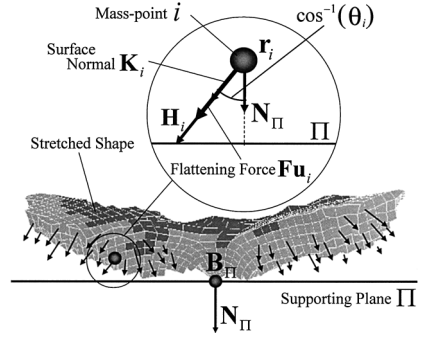


図 4 近似形状の平面化
Fig.4 Flattening the stretched shape.

ただし、 $\mathbf{r}_i(t)$ は質点 i の位置ベクトルであり、制御点 $\mathbf{P}o_i$ の入力は手動で行う。最後に、式 (3) ~ (5) において $\mathbf{F}e_i(t)$ の代わりに $\mathbf{F}o_i(t)$ を用いた計算を行うことで近似形状を変形させる。

3.4 近似形状の平面化

臓器を平らな状態にするための処理を行う。これは、近似形状の外面のすべてまたは大部分がある平面（以降、支持面と呼ぶ）にほぼ接触するように近似形状を変形させることで実現される。そのために、近似形状の外面上にある質点に対して支持面へ向かう外力（以降、平面化外力と呼ぶ）を加えて近似形状を変形させる（図 4）。本処理は三つの部分：(1) 支持面の作成、(2) 外力の決定と近似形状の変形、(3) 近似形状の支持面との衝突処理、からなる。このうち、(3) は平面化外力に引っ張られて変形する近似形状が支持面を通過しないようにするための処理である。これらの三つの処理を繰り返して行うことで近似形状を平らな状態に展開する。以下で詳細を述べる。

3.4.1 支持面の作成

近似形状の外面上にある質点の座標とこれらの質点における外面の法線を利用して以下の手順で支持面を作成する。

(a) Step 1 (外面法線の計算) S_V に含まれるすべての質点 i における近似形状の外面の法線ベクトル \mathbf{K}_i を次のように計算する。

$$\mathbf{K}_i = \sum_{j=0}^{N_i-1} \mathbf{Q}_j / \left\| \sum_{j=0}^{N_i-1} \mathbf{Q}_j \right\| \quad (10)$$

ここで、 \mathbf{Q}_j は質点 i を頂点とする面 j ($j \in S_f$) の法線ベクトルを表し、 N_i はこれらの面の数を表す。

(b) Step 2 (支持面の決定) 支持面 Π (式 (11))

の基点 \mathbf{B}_Π と法線 \mathbf{N}_Π を、質点 i ($i \in S_V$) の位置 \mathbf{r}_i と法線 \mathbf{K}_i を用いて次のように計算する．

$$(\mathbf{x} - \mathbf{B}_\Pi) \cdot \mathbf{N}_\Pi = 0 \quad (11)$$

$$\mathbf{N}_\Pi = \sum_{i \in S_V} \mathbf{K}_i / \left\| \sum_{i \in S_V} \mathbf{K}_i \right\| \quad (12)$$

$$\mathbf{B}_\Pi = \arg \max_{\mathbf{r}_i, i \in S_V} (\mathbf{r}_i \cdot \mathbf{N}_\Pi) \quad (13)$$

3.4.2 外力の決定と近似形状の変形

近似形状を支持面へ引っ張るための力を計算し、近似形状を変形させる処理を行う．近似形状の外面を支持面に接触させるには、支持面との位置関係を考慮して力の大きさと方向を決定する必要がある．本手法では、時刻 t における質点 i ($i \in S_V$) に作用する平面化外力 $\mathbf{F}_{u_i}(t)$ を、質点 i の法線と支持面の法線との内積 θ_i に基づいて次のように決定する．

$$\mathbf{F}_{u_i}(t) = \begin{cases} 0 & (\theta_i \leq 0) \\ \mu f_b \mathbf{K}_i(t) & (0 < \theta_i \leq \theta_b) \\ \mu \|\mathbf{H}_i(t)\| \mathbf{K}_i(t) & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (14)$$

ここで $\mathbf{H}_i(t)$ は、 $\mathbf{r}_i(t)$ から方向 $\mathbf{K}_i(t)$ をもつ直線と支持面との交点に向かうベクトルである． μ ($0 \leq \mu \leq 1$) と f_b ($f_b > 0$) は $\mathbf{F}_{u_i}(t)$ の大きさを調節するためのパラメータであり、 θ_b ($0 < \theta_b < 1$) は $\mathbf{F}_{u_i}(t)$ が加えられる外面の範囲を調節するためのしきい値である．すなわち、 $\mathbf{F}_{u_i}(t)$ の方向は $\mathbf{K}_i(t)$ であり、 $\mathbf{F}_{u_i}(t)$ の大きさは $\mathbf{K}_i(t)$ と \mathbf{N}_Π との角度に基づいて調節する．角度が小さい場合は $\mathbf{H}_i(t)$ の大きさを利用するが、角度が大きい場合は $\mathbf{H}_i(t)$ の大きさが無限大に近づくため、角度 $\cos^{-1}(\theta_b)$ 以上の質点には一定の大きさ f_b を基準に $\mathbf{F}_{u_i}(t)$ の大きさを調節する．近似形状の変形は式 (3) ~ (5) において $\mathbf{F}_{e_i}(t)$ の代わりに $\mathbf{F}_{u_i}(t)$ を用いた計算を行うことで実現する．計算の停止条件はしきい値 ϵ_b を用いて次のように与えられる．

$$\sum_{i \in S_V} \|\mathbf{F}_{u_i}(t)\| / |S_V| < \epsilon_b \quad (15)$$

ただし、 $|S_V|$ は S_V の要素数を表す．

3.4.3 近似形状の支持面との衝突処理

近似形状に含まれるすべての質点と支持面との衝突を検出し、質点が支持面から跳ね返るように衝突処理を行う (図 5)．以下で詳細を述べる．

(a) 衝突の検出 支持面に衝突した質点を検出

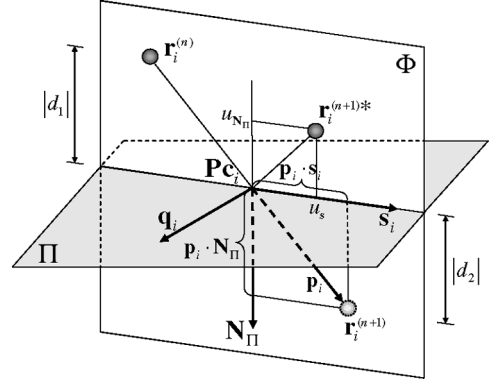


図 5 衝突の検出と処理
Fig. 5 Collision detection and response.

する．ある時刻 $t^{(n)}$ と $t^{(n+1)}$ の間において、ある質点 i が支持面に衝突したとは、 $\mathbf{r}_i^{(n)}$ と $\mathbf{r}_i^{(n+1)}$ が次の条件を満たしたときとする．

$$d_1 d_2 < 0 \quad (16)$$

$$d_1 \equiv (\mathbf{r}_i^{(n)} - \mathbf{B}_\Pi) \cdot \mathbf{N}_\Pi \quad (17)$$

$$d_2 \equiv (\mathbf{r}_i^{(n+1)} - \mathbf{B}_\Pi) \cdot \mathbf{N}_\Pi \quad (18)$$

衝突する瞬間の質点 i の位置 \mathbf{P}_{c_i} は次のように計算できる．

$$\mathbf{P}_{c_i} = (d_2 \mathbf{r}_i^{(n)} - d_1 \mathbf{r}_i^{(n+1)}) / (d_2 - d_1) \quad (19)$$

(b) 衝突処理 衝突時の支持面による反力と摩擦力の影響を考慮して質点の加速度、速度と位置の修正を行う．衝突後の質点は、 $\mathbf{r}_i^{(n)}$ と \mathbf{P}_{c_i} を通り Π と垂直な平面 Φ の上に存在する．そのため、 Φ の法線方向での修正は考えなくてもよい．ここで、 \mathbf{P}_{c_i} を原点とした直交座標系 $S(\mathbf{P}_{c_i}; \mathbf{N}_\Pi, \mathbf{s}_i, \mathbf{q}_i)$ を導入する． \mathbf{q}_i 、 \mathbf{s}_i は、ベクトル \mathbf{p}_i ($\equiv \mathbf{r}_i^{(n+1)} - \mathbf{P}_{c_i}$) を用いて次のように表される．

$$\mathbf{q}_i = (\mathbf{N}_\Pi \times \mathbf{p}_i) / \|\mathbf{N}_\Pi \times \mathbf{p}_i\| \quad (20)$$

$$\mathbf{s}_i = (\mathbf{q}_i \times \mathbf{N}_\Pi) / \|\mathbf{q}_i \times \mathbf{N}_\Pi\| \quad (21)$$

まず、衝突の瞬間における質点の速度の \mathbf{N}_Π 及び \mathbf{s}_i 方向の成分を修正し、 \mathbf{q}_i 方向の成分と合成して衝突後の質点の速度とする．衝突の瞬間における質点の速度は、本来ならば $\mathbf{r}_i^{(n)}$ から \mathbf{P}_{c_i} までの距離に基づいて計算する必要があるが、本手法では $\mathbf{v}_i^{(n+1)}$ に等しい

と仮定する．その S での 3 成分をそれぞれ $v_{N_{\Pi}}$, v_s , v_q とすると，衝突後の速度 $v_i^{(n+1)*}$ は次のように計算される．

$$v_s^* = v_s - \gamma(1 + \eta)v_{N_{\Pi}} \quad (22)$$

$$v_{N_{\Pi}}^* = -\eta v_{N_{\Pi}} \quad (23)$$

$$v_i^{(n+1)*} = v_{N_{\Pi}}^* N_{\Pi} + v_s^* s_i + v_q q_i \quad (24)$$

ここで， γ ($\gamma > 0$) と η ($0 < \eta < 1$) はそれぞれ支持面の動摩擦係数と反発係数を表す．次に， $v_i^{(n+1)*}$ を用いて衝突後の質点の加速度 $a_i^{(n+1)*}$ と位置 $r_i^{(n+1)*}$ を計算する．

$$a_i^{(n+1)*} = \frac{v_i^{(n+1)*} - v_i^{(n)} - (1 - \delta)a_i^{(n)}\Delta t}{\delta\Delta t} \quad (25)$$

$$u_i = v_i^{(n)}\Delta t + (0.5 - \beta)a_i^{(n)}\Delta t^2 + \beta a_i^{(n+1)*}\Delta t^2 \quad (26)$$

$$u_{N_{\Pi}} = -\eta p_i \cdot N_{\Pi} \quad (27)$$

$$u_s = d_2 u_i \cdot s_i / (d_2 - d_1) \quad (28)$$

$$r_i^{(n+1)*} = P c_i + u_{N_{\Pi}} N_{\Pi} + u_s s_i \quad (29)$$

衝突処理は， $a_i^{(n+1)*}$, $v_i^{(n+1)*}$, $r_i^{(n+1)*}$ をそれぞれ $a_i^{(n+1)}$, $v_i^{(n+1)}$, $r_i^{(n+1)}$ に代入することで実現する．

3.5 画像の生成

変形前後の近似形状と原画像から仮想展開像を生成する処理を行う．まず，変形後の近似形状を取り囲む

1 画素間隔の三次元格子を配置する．次に，変形後の近似形状と変形前のそれとの幾何学的な対応関係を利用し，変形後の近似形状内に含まれる格子点における濃度値を原画像から線形補間により算出して三次元濃淡画像を作成する．この画像をボリュームレンダリング手法を用いて可視化することで仮想展開像を生成する．これらの処理は岡らの手法 [7] と同様である．

4. 実験と結果

本手法を医用三次元 CT 像（以降，試料とも呼ぶ）17 例からの胃，大腸，気管支の仮想展開に適用し，六面体の崩れにより正しく再現されない壁領域の割合，展開された臓器の平面度 [17]，VE 像及び一部試料の切除標本写真をもとに計算の安定性と内壁面の再現性について岡らの手法 [7] との比較を行った．胃と大腸の領域は文献 [12] の手法を，気管支の領域は文献 [13] の手法を用いて抽出した．臓器領域の標本間隔は $d = 8$ （一部の試料は $d = 2$ ）画素とし，近似形状は柔らかい均質な組織（質点の質量 $m = 1$ ，ばね係数及び粘性減衰係数がそれぞれ均一）としてモデル化した．CT 像の仕様及び展開対象臓器のモデルデータ（壁領域及び内壁面領域の体積 V_w 及び V_s ，六面体の数など）を表 1 に示す．胃の切開線は胃がん取扱い規約 [16] の切開法に従い，大腸と気管支の切開線は芯線に沿って指定した．なお，計算機は CPU : Xeon 3.4 GHz, Memory : 2 GByte, OS : Windows XP の PC を使用した．

表 1 原画像の仕様及び展開対象臓器のモデルデータ
Table 1 Acquisition parameters of CT images and modeled data of target organs.

Case No.	Image Size [voxel]	Pixel Size [mm]	Slice Spacing [mm]	Thickness [mm]	V_w [mm ³]	V_s [mm ³]	d [voxel]	Number of Hexahedra	Number of Mass-points	Number of Voigt Elements
1	512×512×150	0.625	1.0	5.0	295,363	27,286	8	3,996	5,191	33,853
2	512×512×216	0.583	1.0	2.0	298,881	35,924	8	7,480	9,272	52,929
3	512×512×181	0.625	1.0	2.0	214,790	32,458	8	5,444	6,980	35,614
4	512×512×211	0.625	1.0	2.0	195,848	32,514	8	5,963	7,479	39,673
5	512×512×406	0.625	1.0	1.0	206,136	27,822	8	4,717	6,109	47,753
6	512×512×431	0.625	1.0	1.0	194,592	24,971	8	4,186	5,529	42,776
7	512×512×476	0.625	1.0	1.0	199,901	28,007	8	4,925	6,267	23,643
8	512×512×451	0.625	1.0	1.0	211,753	29,596	8	5,313	6,796	53,486
9	512×512×471	0.625	1.0	1.0	269,314	35,247	8	6,402	8,035	63,872
10	512×512×172	0.625	1.0	2.0	205,600	28,433	8	5,084	6,473	51,056
11	512×512×183	0.625	1.0	2.0	263,417	39,152	8	7,462	9,341	74,349
12	512×512×179	0.625	1.0	5.0	251,598	32,181	8	6,140	7,682	61,160
13	512×512×200	0.625	1.0	2.0	256,150	37,803	8	7,523	9,344	74,699
14	512×512×217	0.606	1.0	2.0	262,676	32,930	8	6,889	8,506	68,213
15	512×512×481	0.625	1.0	1.0	166,244	20,637	8	3,211	4,367	33,261
16	512×512×349	0.664	1.25	2.5	2,466,191	8,121	2	63,569	72,394	606,820
17	512×512×360	0.625	1.0	1.0	77,945	15,936	2	59,269	77,646	603,630

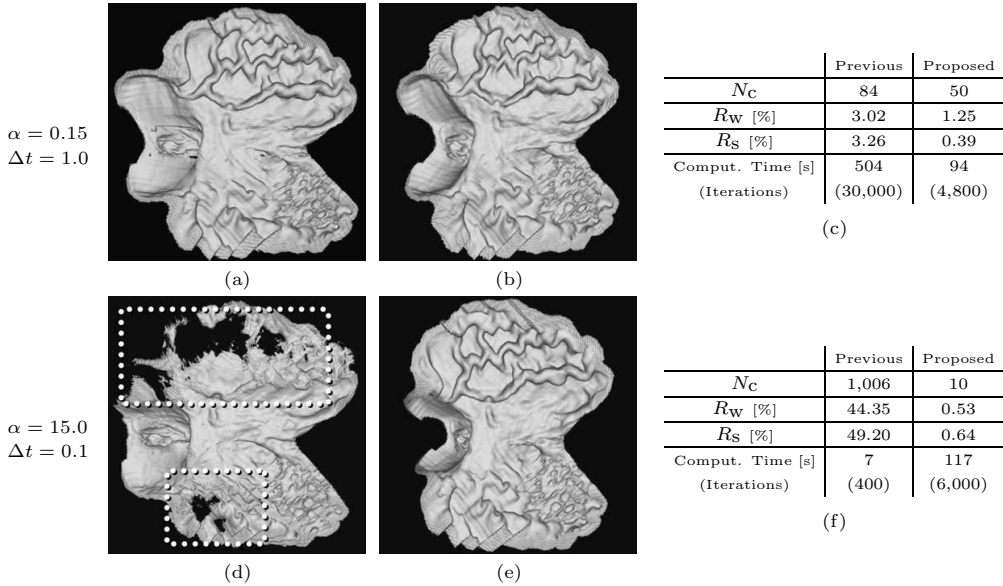


図 6 同一大きさの外力と時間ステップを用いた実験の結果 (case 1). (a, d): 岡らの手法 [7] による仮想展開像. (b, e): 本手法による仮想展開像. 破線部: 六面体の崩れにより正しく再現されない領域. (c, f): 崩れた六面体の個数 N_C , 再構成されない壁領域及び内壁面の割合 R_W 及び R_S , 展開の処理時間.

Fig. 6 Experimental results of unfolding the stomach (case 1) using the same force magnitude α and time step Δt . (a, d): unfolded views by the previous method, (b, e): those by the proposed method. Dashed rectangles indicate the areas in which the luminal surface was incorrectly reproduced due to collapse of hexahedra. Numbers of collapsed hexahedra (N_C), percentages of incorrectly reproduced image data belonging to the organ wall (R_W) and its luminal surface (R_S), as well as computation time of stretching process are listed in (c, f).

4.1 同一外力と時間ステップでの比較

変形計算の安定性を評価するために、本手法（平面化処理なし）と岡らの手法 [7] で同一大きさの外力と時間ステップを用いて実験を行った（岡らの手法の式変形は付録を参照）. 図 6 に仮想展開像の例, 六面体の崩れにより正しく再現されない壁領域及び内壁面の割合 R_W 及び R_S , 並びに処理時間などを示す. $\alpha = 0.15$ で生成された仮想展開像には, 本手法と岡らの手法とで大差がなく内壁面が良好に再現されており, 本手法は処理時間を岡らの手法の約 1/5 に短縮している. 一方, $\alpha = 15.0$ では, 岡らの手法で得られた仮想展開像にのみ内壁面の一部が欠落した領域が観察された (図 6 (d) の破線部). これらの領域は六面体の崩れによるものであり, 壁領域の約 44%, また, 内壁面領域の約 49% が崩れた六面体に含まれていた. α と反復回数をそれぞれ 15.0 と 6,000 に設定して Δt を変化させたところ (表 2), 本手法は $\Delta t = 0.272$ で R_S を 1% 以下に抑えられることが分かった. また, 表 3 に示すように, $\Delta t = 0.1$ で R_S を 1% 以下に抑えるなら α を 100.0 まで増加できる. 本実験の結果より, 岡

表 2 内壁面の再現における Δt の影響

Table 2 Influence of Δt to reproduction of luminal surface.

Δt	0.2	0.27	0.272	0.3	0.4	0.8	1.0	4.0
R_S [%]	0.60	0.72	0.72	1.04	1.04	1.18	1.18	2.89

表 3 内壁面の再現における外力の大きさ α の影響

Table 3 Influence of α to reproduction of luminal surface.

α	30	75	95	100	105	150	180
R_S [%]	0.77	0.93	0.96	0.96	1.06	1.08	1.10

らの手法では安定性が α と $\rho \equiv \Delta t^2$ の両方に依存するのに対し, 本手法では安定性が α に依存せず, なおかつ Δt をある程度大きくしてもさほど左右されないことが示された. 本結果を踏まえて以降の実験では $\Delta t = 0.1$ と $\alpha = 94.75$ を用いる.

4.2 様々な弾性係数と減衰係数での安定性

本手法では臓器の形状を Voigt 要素で近似するため, 形状変形の安定性はばねの弾性係数 k やダッシュポットの粘性減衰係数 c によって影響されると考えられる. これらの影響を調べるために一定の α と Δt でばねの

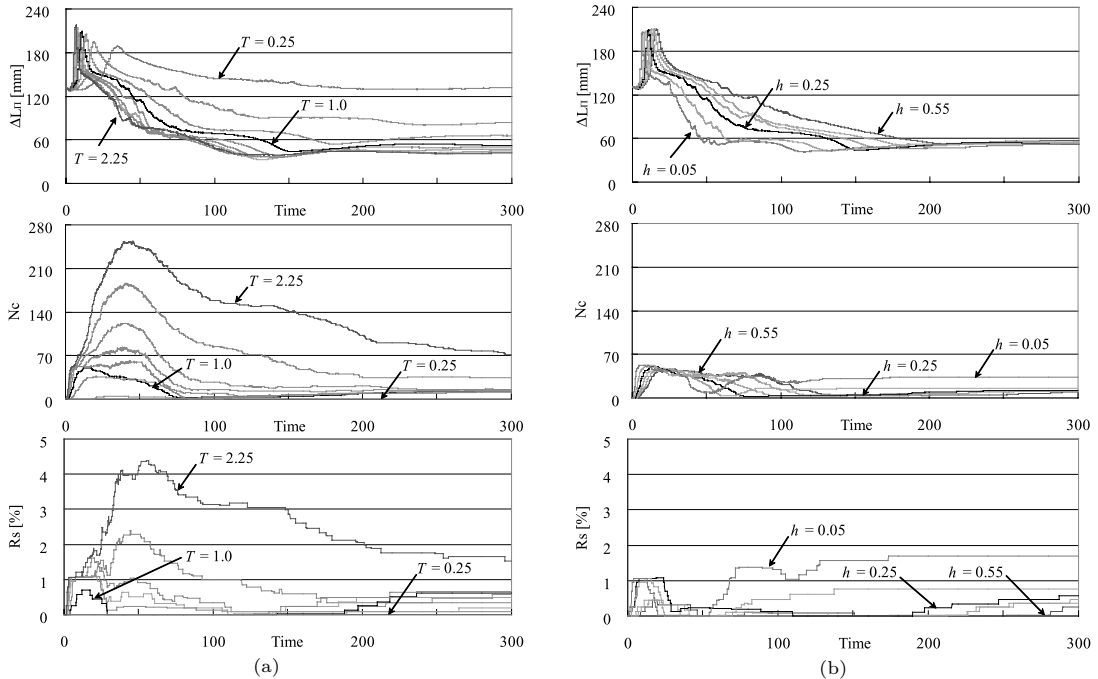


図 7 様々な固有周期 T と減衰係数 h での安定性 (case 1). (a) : h を 0.25 に固定して T を変化させた場合, (b) : T を 1.0 に固定して h を変化させた場合. 上段: 平面度 ΔL_{Π} , 中段: 崩れた六面体の個数 N_c , 下段: 正しく再現されない内壁面の割合 R_s .

Fig. 7 Computational stability during the unfolding process under (a) various values of natural period T at constant damping factor $h = 0.25$ and (b) various values of damping factor h at constant natural period $T = 1.0$. Top row: organ flatness ΔL_{Π} , center row: number of collapsed hexahedra N_c , bottom row: percentage R_s of incorrectly reproduced luminal surface.

固有周期 T ($\equiv 2\pi\sqrt{\frac{m}{k}}$) またはダッシュポットの減衰係数 h ($\equiv \frac{c\sqrt{mk}}{2}$) のみを変化させて臓器の平面度 ΔL_{Π} (N_{Π} 方向の厚さ) と崩れた六面体の個数 N_c を計測した. 得られた結果を図 7 に示す. T を大きくすればするほど臓器がより平らに展開される (ΔL_{Π} が低下する) が, 変形の安定性が低下 (N_c が増加) する傾向がある (図 7(a)). 一方, h を小さくすればするほど臓器がより速く平らに展開されるが, 安定性が低下する (図 7(b)). ΔL_{Π} を展開前の半分以下に減らし, なおかつ, R_s を 1% 以下に抑えるには $T = 1.0$ ($k = 39.48$) と $h = 0.25$ ($c = 3.14$) が妥当であると考えて以降の実験に用いる.

4.3 平面化処理の有効性の検証

壁面法線から外力を自動決定し臓器を平らな状態に展開する平面化処理の有効性を確認するために, 平面化処理の有無による比較実験を行った. 平面化前では, 通常, 支持面の法線と 60° 以上の角度をなす壁面法線が多く観察されるため, 平面化外力の大きさを

$\mu = 0.25$, $f_b = 80.0$, $\theta_b = 0.5$ で調節した. 一方, 支持面の動摩擦係数と反発係数は, $(0, 1)$ の範囲を 0.1 間隔で試した値のすべてが R_s を 1% 以下に抑えている結果を得たため, そのうち R_s が最も低い $\gamma = 0.1$ と $\eta = 0.8$ を選んだ. なお, 平面化処理の停止条件に用いるしきい値は $\epsilon_b = 5.0$ とした. 仮想展開像と臓器の平面度 ΔL_{Π} を図 8 に示す. 平面化処理なしで生成された仮想展開像では, 臓器が平らに展開されず内壁面が凹んでいる領域が見られる (図 8(c) の破線部). 一方, 平面化処理ありで生成された仮想展開像では, これらの領域に対応する内壁面の凹みが目立たず, 平面度から見ても臓器がより平らに展開されている (図 8(d, g)). なお, 支持面との衝突により六面体の崩れが発生しているものの, 正しく再現されない内壁面の割合はわずか 0.45% であり, 肉眼で確認できない程度である. また, 平面化の処理時間は全体で 8.7 秒 (ステップ数: 250) であり, そのうち近似形状の変形に要した時間は 7.7 秒であったことから, 平面化外

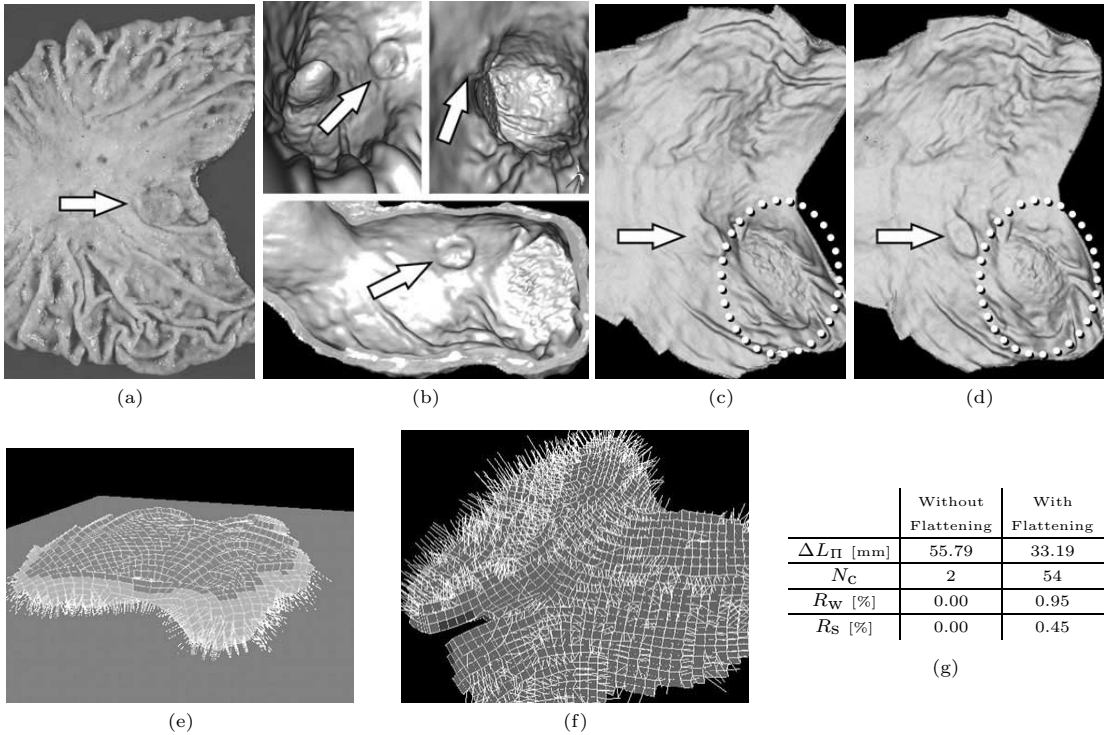


図 8 平面化処理の有無による結果 (case 5). (a): 切除標本, (b): VE 像, (c): 平面化なしの仮想展開像, (d): 平面化ありの仮想展開像, (e, f): 支持面に支えられる近似形状とその外面に作用する平面化外力, (g): 展開された臓器の平面度 ΔL_{Π} など. 破線部: 凹んだ内壁面の展開が平面化処理により改善されている領域. 矢印部: 病変領域.

Fig. 8 Experimental results of unfolding the stomach in case 5. (a): a resected specimen, (b): VE views, (c): an unfolded view generated without the proposed flattening process, (d): that generated with the flattening process, (e, f): the approximate shape lying on the supporting plane with flattening forces acting on its outer surface, (g): flatness of the stomach ΔL_{Π} , number of collapsed hexahedra N_c and so on. Dashed ellipses indicate concave areas in which unfolding of the stomach wall is improved by the flattening process. Arrows indicate lesion regions.

力の自動決定に要する時間はわずか 1 秒である.

4.4 細かい変形の再現

壁面の細かい部分の再現性を評価するために, 標本間隔 $d = 8$ と $d = 2$ 画素 で近似形状を作成して実験を行った. 臓器領域, 近似形状並びに仮想展開像を図 9 に示す. $d = 2$ で得られた近似形状は $d = 8$ で得られたそれに比べて臓器領域により近い形状をしている (図 9 (b, c)). $d = 8$ では平面化処理を行っており, $d = 2$ では行わなかった. それにもかかわらず, $d = 2$ で得られた仮想展開像を見ると, 臓器全体が平らな状態に展開されている (図 9 (e)). 特に, 壁面が折れ曲がっている胃角部 (図 9 (a) の矢印部) では, $d = 8$ でモデル化するとその厚さが六面体の辺長とほぼ同程度であるため, 壁面を展開できないが (図 9 (d)), $d = 2$ とすることで形状近似の精度を向上できるため, 壁面が良好に展開されている (図 9 (e)). なお, $d = 2$ で

の展開の処理時間は 2,986 秒 (ステップ数: 4,000) であり, $d = 8$ での展開と平面化の処理時間はそれぞれ 147 秒 (ステップ数: 4,100) と 8.9 秒 (ステップ数: 300) であった. また, 壁面が比較的に薄い大腸と気管支も $d = 2$ で良好に展開されている (図 10, 図 11).

5. 考 察

本手法では, 質点と Voigt 要素を用いた力学的振舞いのモデル化, 及び, Newmark- β 法による運動の離散化を導入することで臓器の形状変形の安定化を図った. 同時に, 壁面法線に基づいた外力の自動決定とそれらを用いた変形処理を追加することで, 臓器のより平らな状態への展開を試みた.

Newmark- β 法を用いることで時間ステップをある程度大きくしても安定した質点の運動を計算できることは既に人工画像での実験により確認した [15]. 臓

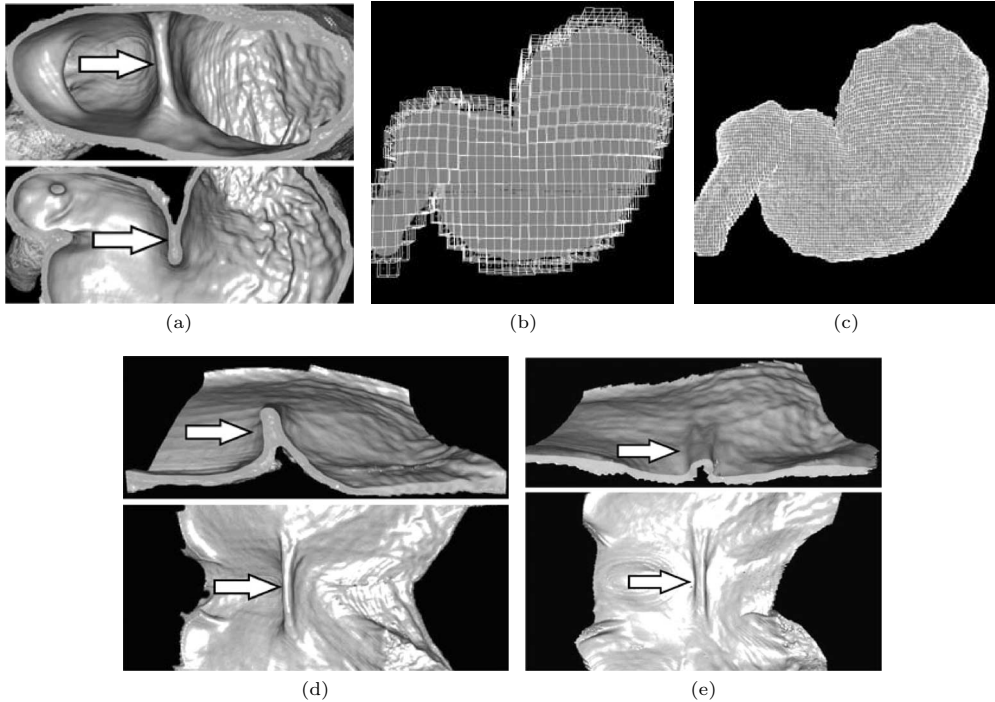


図 9 標本間隔 d を小さくすることにより折れ曲がった胃壁が展開可能になる例 (case 3). (a) : VE 像, (b, d) : 近似形状と仮想展開像 ($d = 8$), (c, e) : 近似形状と仮想展開像 ($d = 2$).

Fig. 9 An example that shows the proposed method can unfold the bending part of the stomach by choosing a smaller sampling interval d (case 3). (a): VE views, (b, c): approximate shapes generated with $d = 8$, $d = 2$, (d, e): unfolded views generated from the corresponding approximate shapes.

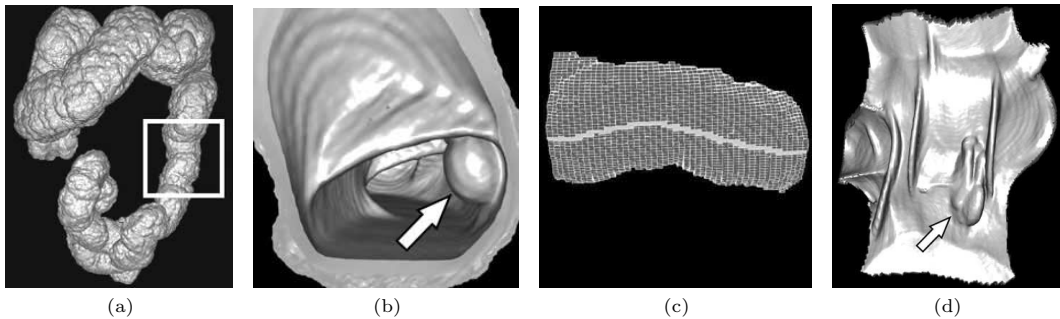


図 10 大腸一部の仮想展開 (case 16). (a, b) : VE 像, (c) : 近似形状とその上に入力された切開線, (d) : 仮想展開像 . 矢印部 : 病変領域 .

Fig. 10 Unfolding a section of the colon (case 16). (a): an outside VE view of the colon with a rectangle indicating a section selected for unfolding, (b): an inside VE view of the section, (c): the approximate shape with a cutting line, (d): an unfolded view. Arrows indicate polyp regions.

器の仮想展開においても、同一大きさの外力と時間ステップでの結果 (図 6) が示すように、本手法は岡らの手法 [7] より形状変形の安定性に優れ、また処理時間も短縮されている。岡らの手法では力の大きさと変位量が比例関係にあるため、外力が増大すると六面体が崩

れて正しく再現されない領域が多発している (図 6 (a, d))。一方、本手法では、岡らの手法と同じ時間ステップで図 6 に示した試料のみならず、外力の大きさを上げて ($\alpha = 94.75$) 実験したそれ以外の試料 (図 8 ~ 図 12) においても形状変形が安定している。VE 像

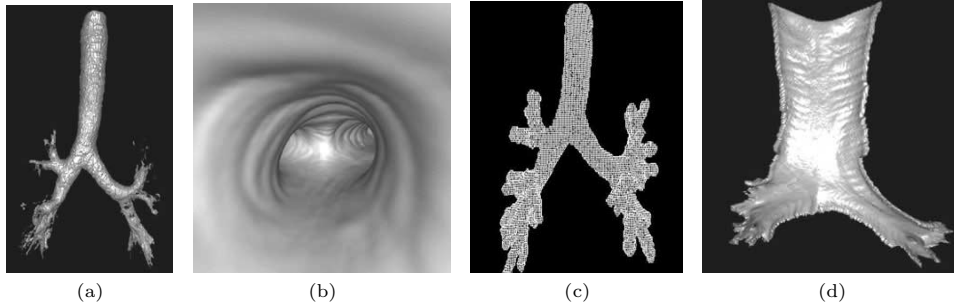


図 11 気管支一部の仮想展開 (case 17). (a, b): VE 像, (c): 近似形状, (d): 仮想展開像. 内径が d 以下の気管支枝は展開できないため, 除外されている.

Fig. 11 Unfolding the bronchus (case 17). (a): an entire view of bronchial branches (VE), (b): inside the trachea (VE), (c): the approximate shape, (d): an unfolded view. All branches whose inner diameter is smaller than d cannot be unfolded, thus they are culled off.

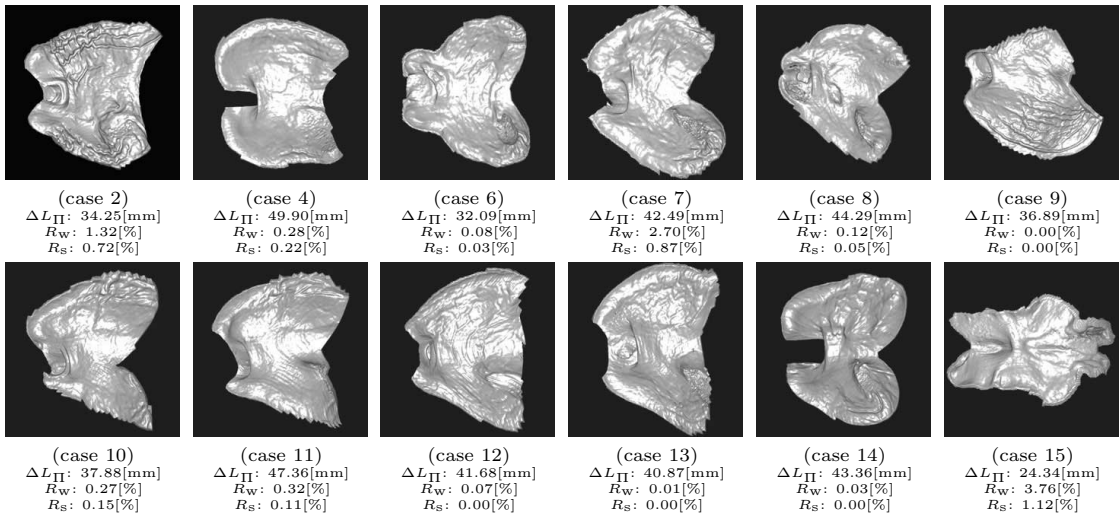


図 12 仮想展開像の例

Fig. 12 Examples of unfolded views. For those of cases 1,3,5,16,17, see Figs. 6–10.

において確認可能な病変部 (図 8 (b), 図 10 (b) の矢印部) やひだなどは本手法で生成した仮想展開像においても良好に再現されており, 確認可能である. これは, 内壁面の状態を重要な情報とする計算機支援診断にとっては大きな意義を有す. 正しく再現されない内壁面の割合は 1% 前後, いわば, 肉眼で VE 像と比較しても確認できない程度であるため, VE 像や CT スライス像と併用すれば診断に及ぼす影響が少ないと考えられる.

内壁面のより多くの情報を仮想展開像に再現するには, 臓器の曲面形状をより平らな形状に変形することが重要である. 平面化処理は外壁面の法線に基づいて外力の方向を決定し, 支持面との位置関係を考慮して

大きさを自動的に調節するため, 内壁面の欠落を最小限に抑えながら臓器を平らな状態に変形可能である. これにより, 内壁面の凹んでいる部分を平らに変形できるため, 切除標本により近い仮想展開像が作成可能である (図 8 (a, d)).

安定した変形計算により処理時間が大幅に削減されるため, 形状近似の精度を向上させることで臓器の細かい部分の再現が可能である. 本実験では標本間隔を $d = 8$ から $d = 2$ に下げることで壁面が折れ曲がる胃角部を展開可能にしている (図 9 (a, e)). 胃角部は撮像時に服用した発泡剤から出る二酸化炭素ガスの影響で胃壁が膨らんでできたものであり, 本来の人体内部では存在しないものである. それを展開することで

より自然な状態を仮想展開像に再現できるため、手術支援において非常に有効であると専門医から評価を得ている。また、 $d = 2$ で壁面が比較的に薄い大腸と気管支の仮想展開像も良好に生成可能である。本実験では、第 3 分岐までの気管支を良好に展開できている (図 11 (d))。それ以降の気管支は非常に細く、その内径が d を下回るため、本実験ではこれらの部分を除外している。しかし、これはより高解像度の画像を用いることで改善されるものであり、本手法の限界ではないと考えられる。気管支を展開することで VE 像で観察できない分岐点の先にある枝 (図 11 (b)) が観察可能となり、分岐構造の把握に非常に有効であると考えられる。しかし、気管支は様々な方向に分岐していくため、切開方法及び展開後の内壁面の提示方法について更なる検討が必要である。

本手法は臓器の三次元的な形状変形を 1 自由度の運動しか許さない Voigt 要素の組合せで表しているため、実験結果から選んだ最適なパラメータでも六面体の構造を崩さずに臓器の曲面形状を平らに展開するには限界がある (図 7)。しかし、六面体の崩れにより正しく再現されない内壁面の割合は 1% 前後であり、肉眼で確認できない程度である。VE 像と比べて形がひずんで再現される病変部が観察されるが (図 8 (d)、図 10 (d))、これらは臓器の曲面形状を平面形状に変形する上で避けられないものであり、実際の切除標本の作成時においても多少なりとも発生するものである。また、仮想展開像で確認可能な病変部やひだなどは VE 像においても確認できるため、多少の形状ひずみが生じて VE 像やスライス像と併用すればその影響が少ないと考えられる。CT 像に含まれる臓器は撮像時の姿勢、あるいは胃や大腸ならば壁面の膨らみ具合、消化液などによって複雑な形状になり得る。岡らの手法 [7] では形状変形が不安定なため、展開可能な試料は限られるのに対して、本手法では形状変形を安定化させることでより多くの試料に適用可能である。本実験に用いた 17 例に上る試料より、様々な形状及びスケールの管腔臓器のおおむね良好な仮想展開像が得られていることから、本手法は岡らの手法に比べて十分に有効であるといえる。

6. む す び

本論文では、安定した画像変形と壁面法線からの外力の自動決定を導入することで臓器のより平らな状態への展開と内壁面のより細かい部分のより正確な再現

が可能な仮想展開像生成法を提案した。本手法を実際の医用三次元 CT 像 17 例に適用したところ、従来と比べてより良好な胃と大腸並びに気管支の仮想展開像を高速に生成できることを確認した。本手法は、臓器の形状変形の安定性と処理速度を数値計算法で改善したものの、臓器の三次元的な形状変形を 1 自由度の運動しか許さない Voigt 要素の組合せで表しているため、実験結果から選択した最適なパラメータでも六面体構造を崩さずに臓器を平らに展開するには限界がある。今後、体積保持などの制約を加えることで、より安定な形状変形を再現することが可能であろう。また、臓器の切開方法や外力の決定方法を工夫すれば臓器の展開方法の更なる改善が期待でき、胃から大腸、気管支、更に血管にわたる様々な形状、幅広いスケールの管腔臓器のより良好な仮想展開像が生成可能であろう。臓器の内壁面を正確に再現可能な仮想展開像は画像診断手術支援において非常に有効であると考えられる。このような仮想展開像を実現するには、より多くの試料での評価、実際の切除標本との比較に基づくより詳細な定量的評価、並びに医師による評価といった課題を今後検討する必要がある。特に、臓器の形状は CT 撮像時の姿勢及び壁面の膨らみ具合や消化液などによって大きく左右されることから、その形状に基づいて生成される仮想展開像と実際の切除標本との比較は非常に困難、なおかつ、最も優先される課題であり、組織的な検討を要する。また、異なるパラメータ値で得られる仮想展開像の差異が実際の画像診断や手術計画の立案に与える影響も組織的に調査する必要がある。本論文で提案した仮想展開像生成法は、臓器をただ「見る」だけでなく、必要ならその場で「触ってみる」、「切り開いて内部をのぞく」、更に「広げて全体を見る」といった人間の自然な動作を適切に組み合わせることでより直感的な観察法の実現を目指すものである。

謝辞 本研究に関して医学的な見地から御指導御助言頂いた国立がんセンター東病院縄野繁博士、貴重な試料を御提供頂いた藤田保健衛生大学衛生学部片田和廣博士、安野泰史博士、九州大学医学部付属病院先端医工学診療部橋爪誠博士、並びに本研究で得られた一部の仮想展開像の評価に関して御協力御助言を頂いた本学大学院医学系研究科三澤一成博士に深謝する。また、日ごろ熱心に御討論頂く本学大学院末永研究室諸氏に感謝する。本研究の一部は、厚生労働省がん研究助成金、文部科学省・日本学術振興会科学研究費補助

金, 21 世紀 COE プログラム「社会情報基盤のための音声・映像の知的統合」による。

文 献

- [1] D. Bartz, "Virtual endoscopy in research and clinical practice," *Comput. Graph. Forum*, vol.24, no.1, pp.111-126, 2005.
- [2] G. Wang, E.G. McFarland, B.P. Brown, and M.W. Vannier, "GI tract unraveling with curved cross section," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.17, no.2, pp.318-322, 1998.
- [3] S. Haker, S. Angenent, A. Tannenbaum, and R. Kikinis, "Nondistorting flattening maps and the 3-D visualization of colon CT images," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.19, no.7, pp.665-670, 2000.
- [4] L. Zhu, S. Haker, and A. Tannenbaum, "Flattening maps for the visualization of multibranched vessels," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.24, no.2, pp.191-198, 2005.
- [5] 森 健策, 柳田晃弘, 長谷川純一, 末永康仁, 鳥脇純一郎, 片田和廣, "3 次元医用画像の変形に基づく管腔臓器の仮想展開像の作成と胃 X 線 CT 像への応用," *信学論 (D-II)*, vol.J83-D-II, no.1, pp.351-361, Jan. 2000.
- [6] 岡 宏樹, 北坂孝幸, 森 健策, 末永康仁, 鳥脇純一郎, "臓器外壁情報を利用した仮想展開像作成手法について," *信学論 (D-II)*, vol.J87-D-II, no.1, pp.290-301, Jan. 2004.
- [7] 岡 宏樹, 北坂孝幸, 森 健策, 末永康仁, 鳥脇純一郎, "3 次元濃淡画像の変形に基づく仮想展開像作成手法の検討," *信学技報*, MI2003-70, 2004.
- [8] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache, "A hybrid elastic model for real-time cutting, deformations, and force feedback for surgery training and simulation," *Vis. Comput.*, vol.16, no.8, pp.437-452, 2000.
- [9] 宮崎慎也, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, "仮想弾性物体の対話操作のためのモデル化と実現," *信学論 (A)*, vol.J79-A, no.11, pp.1919-1926, Nov. 1996.
- [10] 水野 勇, 岩崎洋平, 金子豊久, 栗山 繁, "柔らかい 3 次元物体モデルの構築と外力による体積保持変形シミュレーション," *信学論 (D-II)*, vol.J87-D-II, no.6, pp.1319-1328, June 2004.
- [11] L. Roose, W.D. Maerteleire, W. Mollemans, and P. Suetens, "Validation of different soft tissue simulation methods for breast augmentation," *Proc. Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 19th Intl. Congress and Exhibition, Intl. Congress Series 1281*, pp.485-490, 2005.
- [12] 岡 宏樹, 森 健策, 長谷川純一, 末永康仁, 鳥脇純一郎, "3 次元腹部 CT 像からの胃壁領域抽出手法," *信学技報*, MI2002-46, 2002.
- [13] T. Kitasaka, K. Mori, J. Hasegawa, and J. Toriwaki, "A method for extraction of bronchus regions from 3D chest X-ray CT images by analyzing structural features of the bronchus," *FORMA*, vol.17, no.4, pp.321-338, 2002.
- [14] N.M. Newmark, "A method of computation for structural dynamics," *Proc. ASCE*, vol.85, no.EM3, pp.67-94, 1959.
- [15] T.D. Truong, 北坂孝幸, 森 健策, 末永康仁, "仮想粘弾性物体の形状変形シミュレーションにおける時間方向離散化手法の検討," 平成 16 年度電気関係学会東海支部連合大会講演論文集, O-489, 2004.
- [16] 日本胃癌学会編, 胃癌取扱い規約, 第 13 版, 金原出版, 1999.
- [17] 製品評価技術基盤機構, 技術的要求事項適用指針, no.JCT20111-01, p.3, 2005.

付 録

安定性比較のための式変形

岡らの手法 [7] での変位置算定用定数 ρ を $\rho \equiv \Delta t^2$ とおくことで, 節点 i の時間ステップ $n+1$ における加速度, 速度, 位置はそれぞれ次のように書くことができる.

$$\mathbf{a}_i^{(n+1)} = \mathbf{F}_i^{(n+1)} / m_i \quad (\text{A-1})$$

$$\mathbf{v}_i^{(n+1)} = \mathbf{a}_i^{(n+1)} \Delta t \quad (\text{A-2})$$

$$\mathbf{r}_i^{(n+1)} = \mathbf{r}_i^{(n)} + \mathbf{v}_i^{(n+1)} \Delta t \quad (\text{A-3})$$

ただし, $\mathbf{F}_i^{(n)}$ は岡らの手法でいう「節点 i が受ける力 $\mathbf{F}_i(n)$ 」を表し, m_i は常に $m_i = 1$ である.

(平成 18 年 3 月 9 日受付, 7 月 10 日再受付)



チウ チュンズン (学生員)

1999 東北大・工・人間環境系卒。現在、名大大学院情報科学研究科博士課程後期課程在学中。三次元医用画像処理に関する研究に従事。



北坂 孝幸 (正員)

1997 名大・工・情報卒。2002 同大学院工学研究科博士課程後期課程。2003 より名大大学院情報科学研究科助手。工博。三次元医用画像処理に関する研究に従事。日本医用画像工学会, コンピュータ支援画像診断学会, 日本生体医工学会各会員。



森 健策 (正員)

1992 名大・工・電子卒．1996 同大大学院博士課程後期課程了．1994～1997 まで日本学術振興会特別研究員．1997 より名大大学院工学研究科助手，2000 同大講師．2001 同大難処理人工物研究センター助教授．2001 より 2002 まで米国スタンフォード大学客員助教授．2003 より名古屋大学大学院情報科学研究科助教授．現在に至る．主に三次元画像処理とコンピュータグラフィックスの医用画像への応用に関する研究に従事．日本医用画像工学会奨励賞，日本生体医工学会論文賞・坂本賞，丹羽記念賞，本会情報システムソサイエティソサイエティ論文賞，日本気管支学会優秀演題賞，文部科学大臣表彰若手科学者賞各賞受賞．工博．日本生体医工学会，日本コンピュータ外科学会，コンピュータ支援画像診断学会，日本呼吸器内視鏡学会各会員．IEEE Member．



末永 康仁 (正員：フェロー)

1968 名大・工・電気卒．1973 同大大学院博士課程了．1973 年 4 月～1997 年 1 月，日本電信電話公社/NTT・電気通信研究所にて一貫して優れたインタフェースの実現を目的とする様々な画像処理，画像認識，画像生成の研究に従事．この間，1985 年 3 月～1986 年 3 月，米国マサチューセッツ工科大学・メディア研究所客員研究員．1997 年 2 月名古屋大学教授．工学研究科・計算理工学専攻・数理知識工学講座担当を経て，2003 年 4 月より情報科学研究科・メディア科学専攻・知能メディア工学講座担当．2006 年度本会情報・システムソサイエティ次期会長．FIT2007 実行委員長．情報処理学会，日本生体医工学会，IEEE 等各会員．工博．