研究論文

連続関数型変形モデルを用いた皮膚の変形

シミュレーションと医療トレーニングシステムへの応用

田村信彦^{*1)},津村徳道^{*1)},三宅洋一^{*1)},岡住慎一^{*2)},田辺政裕^{*3)}

要旨

本研究では触診,注射針の穿刺に伴う皮膚の変形シミュレーションを行い,中心静脈穿刺トレーニングシステムに応用した.中心静脈穿刺トレーニングシステムは触覚デバイス,立体視液晶メガネを用いて視覚・ 触覚的に人体を提示し,仮想的に人体に穿刺針を刺すことが出来るシステムであり,本研究で開発を行った.このような VR システムでは視覚と触覚を同期させることが重要であるため,触覚ポインタの皮膚への接触に伴い皮膚をインタラクティブに変形させる必要がある.インタラクティブ性に優れた変形モデルとして,柱状要素で物体を構成する Long Element Method(LEM)が Remis らにより提案されている.本研究では LEM を離散表式から連続表式に変形し,得られる微分方程式の解に基づき変形を行うことにより, 変形処理を高速化した.また,解析解に含まれる物理パラメータは三次元スキャナによる測定形状と,理論形状の誤差を最小とするように定めた.

キーワード:変形モデル,医療トレーニングシステム,連続関数,中心静脈穿刺,VR

1. はじめに

近年の計算処理能力の向上,グラフィック スハードウェアの発達などを背景に,PC レベ ルにおいても高密度なポリゴンの描画が高い フレームレートで実現可能である.多くの3D アプリケーションではマウスやキーボードか らの入力に対し,視点位置を変化させ,イン タラクティブに画像を生成することが出来る. こうした CG 技術の発展の恩恵を受け, PHANToM などの触覚デバイスを用いたリア

*1 千葉大学大学院自然科学研究科 [〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町 1-33] e-mail: tamura@graduate.chiba-u.jp *2 千葉大学大学院医学研究院先端応用 外科

*3 千葉大学医学部附属病院卒後・生涯 医学臨床研修部 ルタイム医療トレーニングシステムが提案されている[1].リアルタイム医療トレーニング システムでは CG により表示された人体に対 し,触覚を伴って仮想的に手術訓練などが行 えることから,医学教育に多大な貢献をもた らすものと考えられている.

本研究で開発を行った触覚デバイスを用い た医療トレーニングシステムでは,視点を任 意に選択できる他に,触覚ポインタが皮膚を 押した場合に,その深度に応じてこれを変形 させる必要が生じる.開発したシステムにお いて皮膚の触覚再現は Spring-damper モデル [2]を用いて実現しているが,仮想物体が変形 を伴わない場合,触覚的には軟らかい感触が 得られるにも関わらず,視覚的には仮想物体 の形状は変わらず,剛体として知覚されてし まう不具合が生じる.触覚と視覚の同期を取 ることは,トレーニングシステムの現実感を 高める上で不可欠であり,インタラクティブ に CG 物体を変形させる必要がある.

CG 物体を変形させる技術は 1980 年代から 現在に至るまで活発に研究されており, CG 技術において一分野を構成している.インタ ラクティブな変形シュミュレーションの実現 方法は初期に提案された,バネと質点から三 次元メッシュで CG 物体を再構成し,局所的 な変形の総体として物体の変形を捉える手法 [3]が主流となっている.この手法を基に,バ ネの振動発散を抑えたモデル[4]や多重解像 度表現により,大域的な変形を高速化する手 法[5]などが提案されている.

しかしながら,三次元メッシュを構成する 上で,CG 物体のスケールに対し,三乗のオ ーダーでバネと質点からなる変形要素が増加 する事や,時間進展に関する漸化式を解く必 要性から,常にインタラクティブ性と変形精 度がトレードオフの関係にある.特に人体な ど,多数のポリゴンから構成される CG 物体 に関しては,PC レベルでは処理能力の限界に 達する事が多い.

本研究では, Remis らにより提案された, 比較的計算負荷の低い変形モデル Long element method(LEM)[6]を改良し,連続関数型 変形モデル, Continuous LEM(C-LEM)を提案 する.C-LEM では逐次計算をベースとする LEM において離散形式で表された基礎方程 式を連続形式に変形し,得られた微分方程式 の解である変形形状を求めることにより、フ レームごとに必要となる逐次計算の負荷を軽 減する.また,解析解は弾性率などの物理パ ラメータを含むが,本研究では穿刺時の形状 を三次元スキャナにより取得し、モデルによ る形状との誤差が最小となるようにこれらを 定めた.逐次計算が主流の変形モデルの分野 において, 解析解を求め変形の高速化を図る ことは画期的であると考えられる.また,形 状測定により物理パラメータを求める手法は, 他分野へも広く応用可能であると考えられる.

次節では C-LEM 開発の動機となった中心 静脈穿刺トレーニングシステムについて概説 する.

2. 中心静脈穿刺トレーニングシステム

中心静脈穿刺は中心静脈栄養法において用 いられる手技である.中心静脈栄養法とは, 心臓の近くの太い静脈(鎖骨下静脈)に中心静 脈カテーテルを挿入し、このカテーテルから 点滴を行う方法である.カテーテルを静脈内 に通すためには,ガイドとなる穿刺針を刺し て鎖骨下静脈へ到達させる必要がある.この 際,注射針による鎖骨下静脈に隣接する臓器 の損傷,すなわち肺損傷(気胸),動脈損傷(出 血)などを起こさないように穿刺を行わなけ ればならない (Fig.1). すなわち鎖骨下静脈 は安定性に優れ長期留置に適する一方で,体 表から観察ができず,また解剖学的にも難し い位置にあり,穿刺にあたって習得が困難な 部位と言える.鎖骨下静脈穿刺は臨床におい て頻繁に利用する手技であるにも関わらず、 未だ有効な練習方法が開発されていなかった.

本研究で開発を行った中心静脈穿刺トレー ニングシステムでは CT 画像を基にマーチン グキューブ法により三次元再構成を行い,実 物と同スケールでの立体視を用いて人体を表 示する.マーチングキューブ法では閾値の設 定により,閾値に対応する部位の表面形状が 得られるが 本研究では血管造影を行った為, 骨と血管の CT 値が近く,三次元形状が同時 に取得されてしまう.このため,ポリゴン編 集ソフトウェアなどを利用し,手動で分離を 行った.

触診,穿刺の際の力覚再現には SensAble Technologies 社製 PHANToM を用いた.ユー ザーは PHANToM のスタイラスを操作するこ とにより触診,穿刺などの手技を仮想的に行 うことができる(Fig.2).また,体表を透過表 示することにより,血管位置を把握するなど 学習効果を高める機能も付与した(Fig.3).穿 刺ステップでは,実際は皮膚にある程度の変 形が生じた後,穿刺針が刺さるが,本研究で はこの変形を C-LEM により実装する.



Fig. 1 central venous



Fig. 2 Training system for central venous injection



Fig. 3 Screen of the training system

3. Long element method 概要

LEM では,変形対象である物体を LE(Long Element)に分割し,表面形状の変形を個々の LE の伸縮∆L_iにより表現する(Fig.4).

i 番目の LE を LE_iとする.仮に LE_iが Δ L_i 引き伸ばされているとすると,LE_iの表面 A_i には弾性力と気圧 P_{atm},及び周辺 LE から受 ける表面張力により(1)式で表される下向き の力 F_{down}が加わる.

$$F_{down} = \frac{E}{L_i} \Delta L_i A_i + P_{atm} A_i + \sum_{j \in Nbri} k(\Delta L_i - \Delta L_j) \quad (1)$$



Fig.4 Long element method ここで E は弾性率, A_i は LE 上底の面積, k は表面張力の強さを表す定数であり, 第三項 の総和は i に隣接する LE についてとるものと する. Nbri は LE_i に隣接する LE の集合を表 す.第三項では LE_i が周辺の LE より伸びて いる場合には下向き,逆の場合には上向きの 力が加わる.L E 上底に上向きに加わる力と して L E の内部圧力 P_{fluid} が存在する.F_{down} と内部圧力 P_{fluid} の釣りあいを考えて(2)式を 得る.

$$\frac{E}{L_i}\Delta L_i + \frac{k}{A_i}\sum_{j\in Nbr} (\Delta L_i - \Delta L_j) + \Delta P = 0 \quad (2)$$

ただし, ΔP は次式で定義する.

$$\Delta P = P_{atm} - P_{fluid} \tag{3}$$

LEM では一点接触を仮定しており,触覚ポインタにより, 番目の LE が y 押されていると考えると

$$\Delta L_{\alpha} = y \tag{4}$$

LEM では物体を非圧縮性流体と考え,(5)式 によりその定義を行う.

$$\sum_{i=1}^{N} A_i \Delta L_i = 0 \tag{5}$$

N は LE の総数である. ΔL とΔP の N+1 個の 変数があり,i αであるN-1個の LE について (2)式,α番目の LE について(4)式,体積不変性 から(5)式の合計 N+1 個の方程式が存在する. 従ってこれらの線形方程式を解く事により,個々の LE の変形ΔL_iを求め,表面形状を得ることが 出来る.

LEM における構成要素 LE は,バネ質点モ デルと異なり,CG 物体のスケールの二乗, すなわち物体表面を構成するポリゴン数に比 例して増大するため,比較的リアルタイム処 理に適している.しかしながら,PC ベースの システムで,なおかつ他のシステム処理と並 行して動作させるには,描画フレームごとに 線形方程式を解く計算負荷は無視できるもの ではない.しかし,本研究で開発を行った中 心静脈トレーニングシステムにおいて,触診 部位の変形による体積変化量は人体の体積に 比べて微小であり,(2)式における物体内外の 圧力差 P は一定であると考えられる.他にも 触診部位から十分離れた LE は触診部位の LE の変形に関与しないなど,変形アルゴリズム を簡略化し,計算負荷を軽減できる余地が残 されている.

4. Continuous LEM

1) 解析解の導出

本研究で提案する Continuous LEM(C-LEM) では(2)式を微分方程式として表し,近似的に 解析解を得ることにより,線形方程式の計算 による負荷を軽減する.

(2)式において物体内外の圧力差Pを一定と する.これは LEM を中心静脈穿刺トレーニ ングシテウムに応用する場合,接触点近傍に よる変形体積が人体体積に比べ微小であるた め,圧力の増減は変形に寄与しない事に基づ いている.(2)式においてΔP=0 として,次式 を得る.

$$\frac{E}{L_i}\Delta L_i + \frac{k}{A_i}\sum_{j\in Nbr}(\Delta L_i - \Delta L_j) = 0$$
(6)

LEM では物体を矩形分割するが,(6)式を微 分形式に直す上では,極座標形式で分割を行 う方が都合が良い.すなわち極座標表現を行 う.ΔL(r,θ)は時間に関する差分であるから微 小量として表すと(7)式のように書き直すこ とができる.

$$\Delta L(r,\theta;t) = L(t+\Delta t) - L(t) \Longrightarrow \frac{\partial L}{\partial t} dt \quad (7)$$

ここで矢印 は離散式から連続式への書き直 しを表すものとする.(6)式の第二項について LE の面積 A_i は極座標系の微小面積として (8)式のように書くことができる.

$$A_i \Longrightarrow r d\theta dr \tag{8}$$

また,第二項における隣接する LE に関する 総和を展開して(9)式を得る.

$$\sum_{j \in Nbr} (\Delta L_i - \Delta L_j) = \Delta L(r, \theta) - \Delta L(r + \Delta r, \theta) + \Delta L(r, \theta) - \Delta L(r - \Delta r, \theta)$$
(9)

ただし,変形は回転対称と考えるため,∆0に 関する差分は無視した.(9)式について∆r→0 とすることで(10)式を得る.

$$\sum_{j \in Nbr} (\Delta L_i - \Delta L_j) \Longrightarrow -\frac{\partial^2 \Delta L(r, \theta)}{\partial r^2} dr^2 \qquad (10)$$

(7),(8),(10)式から(11)式を得る.

$$\frac{\partial}{\partial t} \left[E \log L - \frac{k}{r d \theta d r} \frac{\partial^2 L}{\partial r^2} dr^2 \right] = 0 \qquad (11)$$

ここでΔr/Δ =1 の関係を保ちながら極限を とると dr/d =1 が成立し,(11)式を積分し, (12)式を得る.

$$E\log L - \frac{k}{r}\frac{\partial^2 L}{\partial r^2} = C_1(r)$$
(12)

C₁は未定関数である.外力が加えられていな い状態での LE の長さを L₀とすると,(12)式 は次の特解を持つべきである.

$$L(r) = L_0 \tag{13}$$

(12),(13)式から

$$E\log\frac{L}{L_0} - \frac{k}{r}\frac{\partial^2 L}{\partial r^2} = 0$$
(14)

を得る.(14)式を変形し,次の表式を得る.

$$\alpha \log l - \frac{1}{r} \frac{\partial^2 l}{\partial r^2} = 0$$
, where $\alpha = \frac{E}{kL_0}$, $l = \frac{L}{L_0}$ (15)

すなわち変形形状は表面張力と弾性力の比で あるパラメータ により定められることにな る.(15)式を近似的に解いて次式を得る.

$$l(r) = 1 - \exp\left[\frac{1}{6}\alpha r^3 - \frac{1}{2}C_1r^2 + C_1r + C_2\right]$$
(16)

ここで C₁, C₂は未定係数である.

2) 変形パラメータの決定

(16)式で与えられた変形形状は表面張力と

弾性力の比α及び,未定係数 C₁,C₂の三つのパ ラメータを含む.これらパラメータを決定す るため、本研究では三次元スキャナ VIVID900(MINOLTA)を用いて,穿刺点付近で ある鎖骨付近を鋭利な物体で圧迫しながら撮 影し,穿刺時の三次元形状を取得した(Fig.5). この形状と通常時の形状との差分をとること により,変形形状を求める.なお,差分は Fig.5 における白線上でとった. (16)式におけ るパラメータを理論変形形状と実測による変 形形状との誤差が最小となるように,最適化 を行い,決定した.Fig.6に実測から得た変形 曲線とモデルによる曲線を表す.なお Fig.6 では原点における変形を1とした.触診時の 変形パラメータも圧迫する物体の面積を変え ることにより,同様の手法により求めること ができる.



Fig. 5 Deformation of skin



Fig. 6Approximation of deformation3)中心静脈穿刺システムへの実装

 C-LEM を CG 物体に適用する場合,

 PHANToM スタイラスと皮膚の接触を検出し,

 CG 物体を構成する頂点を接触点との距離に

 基づき,変形させる.具体的にはi番目の頂

 点の変形前の座標を X_i, Y_i, Z_i, 接触点との距

離 を r_i, PHANToM スライラス位置を X_{ph},Y_{ph},Z_{ph}, 接触があった頂点の変形前の位 置を X₀, Y₀, Z₀とした場合, i 番目の頂点座標 を次式により計算した.

$$\begin{bmatrix} X_{i} \\ Y_{i} \\ Z_{i} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{i} \\ Y_{i} \\ Z_{i} \end{bmatrix} + e^{f(ri)} \left\{ \begin{bmatrix} X_{ph} \\ Y_{ph} \\ Z_{ph} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} X_{0} \\ Y_{0} \\ Z_{0} \end{bmatrix} \right\} (17)$$

ただし,

$$f(r) = \frac{1}{6}\alpha r^3 - \frac{1}{2}C_1r^2 + C_1r + C_2$$
(18)

接触点から遠方の頂点には影響がでないこと から,変形は接触点から15mm以内の頂点に 限った.Fig.7 に平面物体にC-LEMを適用し た場合の形状変化を表す.また,Fig.8 に中心 静脈穿刺トレーニングシステムにC-LEMを 実装した際の変形の様子を表す.C-LEMをシ ステムに実装した結果,フレームレートにし て 30 frame/sec での描画が可能であることを 確認した.



Fig.7 Implementation of RC-LEM for planner surface



Fig.8 Implementation of RC-LEM for training system

5. まとめ

本研究では皮膚の変形モデルとして C-LEMを提案し,中心静脈穿刺トレーニング システムへの実装を行った.RC-LEM では LEM における基礎方程式を微分形式で表し, これを近似的に解くことにより,漸化式の計 算にかかる負荷を廃した.また,三次元スキ ャナを用いて変形形状を取得し,理論形状を フィッティングさせ,誤差が最小となるよう パラメータを決定した.また,C-LEMを中心 静脈穿刺システムに実装し,インタラクティ ブな変形が行われることを確認した.

文 献

- [1] 向井信彦,原田雅之,小山博史:リア ルタイム手術シュミュレータの構築.VR
 医学,1(1):72-77,2002
- Frederick PB, et al:Project grope-haptic displays for scientific visualization. Proc. conf. SIGGRAPH:177-185, 1990.

- [3] Demetri T, John P, Alan B et al:Elastically deformable models. Computer Graphics, :205-214, 1987
- 【4】 宮崎慎也,安田孝美,横井茂樹,他:仮 想弾性物体の対話操作のためのモデル化 と実現.電子情報通信学会論文誌, J79-A,11:1919-1926, 1996
- [5] Gilles D, Mathieru D, et al: Adaptive Simulation of Soft Bodies in Real-Time. Computer Animation 2000:133-144, 2000
- [6] Remis B, Ivan FC:LEM An approach for physically based soft tissue simulation suitable for haptic interaction Fifth Phantom User Group Workshop: 26-30, 2000

Simulation of the deformation of skin using RC-LEM and its

application to the medical training system

Nobuhiko TAMURA^{*1)}, Norimichi TSUMURA^{*1)}, Miyake YOICHI^{*1)}, Shinichi OKAZUMI^{*2)}, Masahiro TANABE^{*3)}

*1 Graduate School of Science and Technology, Chiba University

*2 Department of Academic Surgery Graduate School of Medicine, Chiba University

*3 Chief, Postgraduate and Continuing Medical Education Center, Chiba University Hospital

In this paper, we propose an analytic deformation model of skin. We applied our method to the medical training system for central venous injection which is a part of central venous catheter (CVC) placement. The training system renders a human body with haptic interaction using PHANToM haptic device. In such VR system, it is important to synchronize the visual representation with haptic interaction. Therefore, it is need to deform the skin when it is touched. A number of researches have been done in animation of deformable bodies. However, they are usually computationally intensive, especially for the large polygons. We propose C-LEM using approximate solution of base equation in LEM which is proposed by Remis. B et al to exclude the computation of liner system. The parameter of the proposed model was determined by minimizing the error between shapes of the model and measured.

Key words: Deformation model, Medical training system. C-LEM, CVC, VR