

Newmark- β 法による仮想気腹における変形処理に関する研究

曲 家適[†] 二村 幸孝^{††} 小田 昌宏[†] 北坂 孝幸^{†††}
三澤 一成^{††††} 森 健策^{††,†}

[†] 名古屋大学大学院情報科学研究科 〒464-8603 愛知県名古屋市千種区不老町

^{††} 名古屋大学情報連携統括本部情報戦略室 〒464-8601 愛知県名古屋市千種区不老町

^{†††} 愛知工業大学情報科学部情報科学科 〒470-0392 愛知県豊田市八草町八千草 1247

^{††††} 愛知県がんセンター 〒464-8681 愛知県名古屋市千種区鹿子殿 1-1

あらまし 本稿では、質点の運動方程式の時間積分法による仮想気腹における腹壁領域の変形手法に関して述べる。腹腔鏡手術支援を目的とした仮想気腹処理では、節点-バネモデルによる仮想的な変形処理が適用される。しかし、これまでに提案されている仮想気腹処理では、位置方向の離散化により節点-バネモデルを変形するため、仮想気腹後の形状は、繰り返し回数と1回の反復における節点の移動量に大きく依存するという問題が存在する。この問題を解決するため、本稿では質点バネダンパモデルおよびNewmark- β 法を利用した質点運動方程式の時間積分法による仮想気腹手法を提案する。腹部CT像4症例に対して、本手法を適用した結果、有効性が確認された。

キーワード 腹腔鏡手術支援, 腹部CT像, 仮想気腹処理, Newmark- β 法

A study on the deformation of virtual pneumoperitoneum procedure by utilizing the Newmark- β method

Jiadi QU[†], Yukitaka NIMURA^{††}, Masahiro ODA[†], Takayuki KITASAKA^{†††}, Kazunari MISAWA^{††††}, and Kensaku MORI^{††,†}

[†] Graduate School of Information Science, Nagoya University

^{††} Strategy Office, Information and Communications Headquarters, Nagoya University

^{†††} School of Information Science, Aichi Institute Of Technology

^{††††} Aichi Cancer Center

Abstract This paper describes a method of the deformation of abdominal wall for virtual pneumoperitoneum procedure by utilizing temporal integration method of motion equation of nodes. virtual pneumoperitoneum procedure from 3D abdominal CT images simulates the pneumoperitoneum procedure by using node-spring model for computer-aided laparoscopic surgery. However, in the previous method of the virtual pneumoperitoneum, since one makes the deformation of the node-spring model based on discretization of the displacement direction, it causes that the shape after Virtual pneumoperitoneum procedure is dependent on iterations and the displacement of node for one iteration. In this paper, we propose a method of virtual pneumoperitoneum that deforms the abdominal wall regions by using node-spring-damper model and temporal integration method of motion equation of nodes like the Newmark- β method. We applied this method to four cases of 3D abdominal CT images. We confirmed that the method could deform abdominal wall regions effectively.

Key words computer-aided laparoscopic surgery, abdominal CT image, virtual pneumoperitoneum, Newmark- β

1. はじめに

腹腔鏡手術では、視野および作業空間確保のため、腹腔内に炭酸ガスを注入する気腹法（以下、実気腹）が用いられる。同様に腹腔鏡手術計画立案を支援する腹腔鏡手術シミュレータ [1] や腹腔鏡手術ナビゲーションにおいても、実気腹前の腹部 CT 像から気腹圧力に基づき実気腹後の腹部 CT 像を推定する仮想的な気腹（以下、仮想気腹）が適用される。

林らは、半自動処理により抽出された腹壁領域を節点バネモデルにより表現し、腹腔内壁面上の節点位置を更新することで節点バネモデルを変形し、仮想気腹後の腹部 CT 像を得る仮想気腹手法 [2] を提案している。この手法では炭酸ガス注入により圧力の加わる腹腔内壁面上の節点位置の微小変化とそれに伴う全節点の位置更新を繰り返すことで、仮想気腹後の節点位置を得る。そのため、仮想気腹後の形状は、繰り返し回数と 1 回の反復における節点の移動量に大きく依存するという問題が存在する。チウンらは、質点バネダンパモデルおよび時間方向の離散化を運動解析に利用されている臓器の形状変形の安定性を確認した [3]。

そこで本稿では、従来手法における問題点を解決するため、質点バネダンパモデルおよび Newmark- β 法を利用した質点運動方程式の時間積分法による仮想気腹手法を提案する。以下、2 章で、時間積分法による仮想気腹手法に関して述べ、3 章で実験、4 章で考察を加える。

2. 時間積分法による仮想気腹

2.1 提案手法概要

本手法では、腹部 CT 像を基に変形対象となる腹壁領域を抽出し、質点バネダンパモデルを構築する。各質点の運動方程式の時間積分法による質点バネダンパモデルを変形する。変形前後のモデル形状の変化を基に CT 像を再構成し、気腹後の CT 像を生成する。

2.2 質点バネダンパモデル構築

質点バネダンパモデルは術前に撮影された腹部 CT 像を基に構築される。本来、質点バネダンパモデルは腹部 CT 像全体にわたり構築するのが好ましいが、本稿では、実気腹において腹壁付近の組織のみが変形すると仮定し、宮本らの半自動腹壁領域抽出手法 [4] により得られた腹壁領域および周辺領域を質点バネダンパモデルで表現する。また処理速度の点から腹壁領域を構成する $n \times n \times n$ ボクセルを 1 つの立方体格子とし質点バネ、ダンパを配置する（図 1）ことで腹壁領域の弾性モデルを作成する。なお、隣接する立方体格子は隣接面同士の分割線が共通になるように図 2 に示す二種類の立方体格子を交互に配置する。立方体の各頂点に質点、分割線上にバネとダンパの並列接続からなる粘弾性要素を配置する。

2.3 質点の運動方程式

質点バネダンパモデルの変形は各質点の運動として表現することができる。ある時刻 t における質点 i の運動方程式は

$$m\ddot{\mathbf{x}}_i(t) + \sum_{j \in S_i} \{c\dot{\mathbf{x}}_{ij}(t) + k[\mathbf{x}_{ij}(t) - \mathbf{x}_{ij}(0)]\} = \mathbf{f}_i(t), \quad (1)$$

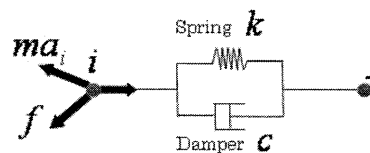


図 1 バネダンパモデル

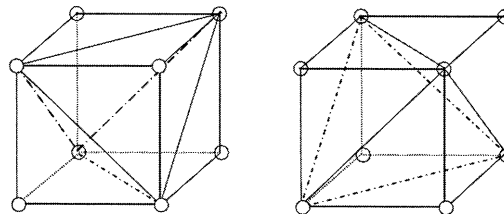


図 2 二種類の立方体格子

で表わされる。ここで m および k 、 c は質点 i の質量およびバネ定数、ダンパ係数である。また $\ddot{\mathbf{x}}_i(t)$ は質点 i の加速度ベクトル、 $\mathbf{x}_{ij}(t)$ および $\dot{\mathbf{x}}_{ij}(t)$ は質点 i の質点 j に対する相対位置ベクトルと相対速度ベクトル、 S_i は質点 i に接続する質点の集合である。なお、 $\mathbf{x}_{ij}(0)$ は時刻 $t = 0$ における質点 i に対する質点 j の相対位置ベクトルであり、その大きさは質点 i と質点 j の間に存在するバネの自然長である。 $\mathbf{f}_i(t)$ は時刻 t において質点 i が受ける外力ベクトルとする。

立方体格子の数が多いため、質量は均質に分布していると仮定する。質量 m は

$$m = \rho l^3, \quad (2)$$

で与えられる。ここで、 ρ は弾性体の密度、 l は立方体格子の辺の長さである。

2.4 外力

実気腹における炭酸ガス注入による圧力に相当する外力を腹腔内壁面へ加える（図 3）。腹壁境界面は三角形メッシュで構成されている。三角形 T に対し、三角形面にかかる力 $\mathbf{f}_T(t)$ は

$$\mathbf{f}_T(t) = P \times S_T(t) \cdot \mathbf{n}_T,$$

で表される。ここで、 P は実気腹処理において計測された真の値 $10 \sim 15$ [mmHg]（ここで、 1 [mmHg] = 133.32 [N/m²]）を使用する。 $S_T(t)$ はある時刻 t における三角形 T の面積である。 \mathbf{n}_T は三角形面における正規化した法線ベクトルである。

質点を受ける力は、三角形 T の面にかかる力 $\mathbf{f}_T(t)$ が三角形の各頂点に均等に分ける。すなわち、

$$\mathbf{f}_T^i(t) = \frac{1}{3} \mathbf{f}_T(t),$$

となる。質点 i を頂点にもつ全部の三角形面によって、質点 i にかかる合力は、

$$\mathbf{f}^i(t) = \sum_T \left(\frac{1}{3} P \times S_T(t) \cdot \mathbf{n}_T \right), \quad (3)$$

となる。 $\mathbf{f}^i(t)$ は腹壁境界面上の質点 i に作用する外力である。

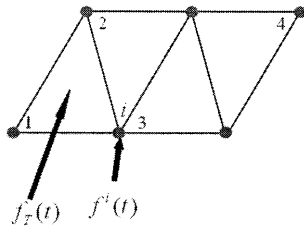


図3 腹壁境界面における気腹圧力の分析

2.5 時間積分法による質点の運動解析

時間積分法による質点の運動解析手法としては、Houbolt 法 [5] や Newmark- β 法 [6]、Wilson- θ 法 [7] などが存在する。本稿では、比較的大きな時間増分ステップ Δt でも運動解析を実行可能な Newmark- β 法を利用する。

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 $t + \Delta t$ における質点 i の速度 $\dot{x}_i(t + \Delta t)$ と $\ddot{x}_i(t + \Delta t)$ は次のように近似される。

$$x_i(t + \Delta t) = x_i(t) + \dot{x}_i(t)\Delta t + (0.5 - \beta)\ddot{x}_i(t)\Delta t^2 + \beta\ddot{x}_i(t + \Delta t)\Delta t^2 \quad (4)$$

$$\dot{x}_i(t + \Delta t) = \dot{x}_i(t) + (1 - \delta)\ddot{x}_i(t)\Delta t + \delta\ddot{x}_i(t + \Delta t)\Delta t, \quad (5)$$

ここで、 δ と β は時刻 t と $t + \Delta t$ 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 $t + \Delta t$ における質点 i の加速度 $\ddot{x}_i(t + \Delta t)$ 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。

$$\ddot{x}_i(t + \Delta t) = \frac{\sum_{j \in S_i} \dot{c}x'_{ij}(t) + k[x'_{ij}(t) - x'_{ij}(0)] + f(t + \Delta t)}{m_i + \sum_{j \in f_i} (c\delta\Delta t + k\beta\Delta t^2)} \quad (6)$$

ただし、 $x'_{ij}(t)$ と $\dot{x}'_{ij}(t)$ は質点 i に対する質点 j の相対加速度 $\ddot{x}_{ij}(t)$ を用いて次のように表される。

$$\begin{cases} x'_{ij}(t) = x_{ij}(t) + \dot{x}'_{ij}(t)\Delta t + (0.5 - \beta)\ddot{x}_{ij}(t)\Delta t^2, \\ \dot{x}'_{ij}(t) = \dot{x}_{ij}(t) + (1 - \delta)\ddot{x}_{ij}(t)\Delta t, \end{cases} \quad (7)$$

本手法では、時刻 $t = 0$ における腹壁境界面上の質点 i に加える外力は式 (1) と式 (4) により質点における速度と加速度を与える。式 (5)、(6) で次の時刻に速度と加速度を計算すると、式 (3) による次の時刻に質点の位置ベクトルを更新する。各質点における式 (1) と式 (3) ~ 式 (6) による質点における速度と加速度と位置を繰り返し更新する。最後に釣り合う際、質点における速度と加速度が 0 となる。この時刻に質点の位置により CT 像を再構成すると、変形後の形状が得られる。

2.6 画像再構成

変形前後の質点バネダンパモデルを基に腹部 CT 像を再構成し、仮想気腹後の腹部 CT 像を生成する。再構成には林ら [2] と同様の方法を用いる。

3. 実験および結果

本手法の有効性を確認するため、腹部 CT 像 4 症例を使用し仮想気腹処理の実験を行った。気腹圧力値は症例毎に実気腹処理において計測された値を使用する。実験では変形パラメータとし

 表 1 仮想気腹における評価結果 ($k = 2.4, c = 18.0$)

	気腹圧力 $P[\text{mmHg}]$	体積比 $V_{ave} \pm V_{sd}$	変形精度 $\epsilon[\text{mm}]$	変形精度 (従来) $\epsilon_{old}[\text{mm}]$
症例 1	10	0.98 ± 0.02	16.1	14.6
症例 2	11	0.97 ± 0.03	15.5	14.4
症例 3	12	0.99 ± 0.02	15.8	14.2
症例 4	10	0.98 ± 0.04	15.2	14.5
平均	11	0.98 ± 0.03	15.7	14.4

て、 $n = 8[\text{voxels}]$, $\delta = 0.5, \beta = 0.25, \Delta t = 0.1[\text{s}]$, $k = 2.4, c = 18.0$, $\rho = 2.0 \times 10^3 [\text{kg/m}^3]$ を使用した。なお、 ρ および k, c はゴムに相当する密度、バネ定数、ダンパ係数である [8 ~ 10]。CT 像の仕様は、画像サイズ $512 \times 512 \times (80 \sim 350)[\text{voxels}]$ 、画素サイズ $(0.549 \sim 0.683) \times (0.549 \sim 0.683) \times 0.500[\text{mm}^3]$ 、計算機環境は、CPU : Intel(R)Xeon(R)T5500 3.33GHz \times 2 プロセッサ、メモリ : 8GB である。計算時間は 1 症例当たり 2 時間半程度であった。図 4 に本手法による仮想気腹後の腹部 CT 像を示す。

3.1 変形評価

腹壁領域の変形結果を評価するために、変形による四面体の歪み具合の評価値 V を導入する。ある四面体での評価値 V を変形前後の体積比として定義する。変形前の四面体の体積を V_b 、変形後の四面体の体積を V_a とすると、 $V = V_a/V_b$ となる。モデル全体の変形評価にはすべての四面体で評価値 V を計算し、その平均 V_{ave} と標準偏差 V_{sd} を用いる。仮想気腹変形精度 $\epsilon[\text{mm}]$ は、文献 [11] の評価手法同様に、実気腹前に患者の腹部皮膚表上に設定した基準点の実気腹後位置 (真値) と仮想気腹後位置 (推定値) の平均誤差 (距離) により評価する。

バネ定数を 2.4、ダンパ係数を 18.0 に固定した場合の仮想気腹の変形評価結果を表 1 に示す。従来手法における変形精度は $\epsilon_{old}[\text{mm}]$ で表わされる。

3.2 変形パラメータに関する実験

変形パラメータが変形結果に与える影響を調査した。バネ定数 k を 2.2 ~ 3.2 と変化させた時、各症例における変形精度の結果を表 2 に示す。ここで、ダンパ係数 c は 18.0 に固定されている。ダンパ係数を 12.0 ~ 24.0 と変化させた時、各症例における変形精度の結果を表 3 に示す。ここで、バネ定数 k は 2.4 に固定した。

4. 考 察

表 1 より、腹壁領域の変形前後の体積比 V_{ave} は 1 に近く、標準偏差 V_{sd} は 0 に近いことがわかる。これは変形前後ですべての四面体の形状が歪んでいないことを示しており、比較的良好に腹壁領域の変形が可能であることがわかる。実気腹との比較による変形精度 ϵ は、従来手法と比較し若干低下した。これは従来手法においては質点の位置更新回数を変形精度が高くなるように調節しているためである [12]。それに対して、本手法では、既知パラメータである気腹圧を用いて従来手法に近い精度が得られている。本稿では人体の腹壁組織の物理量に近いバネ定数 k とダンパ係数 c と密度 ρ を用いた。より腹壁の物理量に

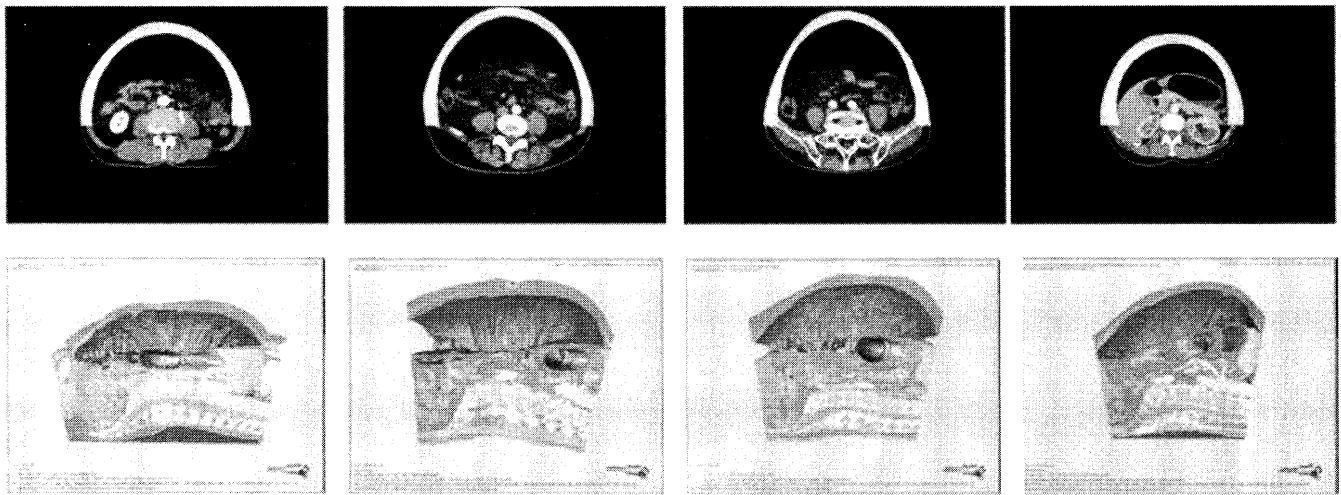


図 4 変形結果の例.

表 2 バネ定数 k と変形精度評価結果 [mm] の関係 ($c = 18.0$ 固定)

	バネ定数 k					
	2.2	2.4	2.6	2.8	3.0	3.2
症例 1	16.3	16.1	15.8	15.1	15.4	16.3
症例 2	16.5	15.5	15.2	14.5	14.2	15.4
症例 3	16.8	15.8	15.2	14.8	15.3	15.9
症例 4	15.6	15.2	14.8	14.3	14.5	15.3
平均	16.3	15.7	15.3	14.7	14.9	15.8

表 3 時間ステップ Δt と変形精度, 処理時間, 安定性の関係 ($k = 2.4, c = 21.0$ 固定)

時間ステップ	時間 [min]	変形精度 [mm]	安定性 (体積比)
0.1	143	13.2	0.99±0.03
0.2	121	13.6	0.99±0.05
0.3	102	14.1	0.98±0.04

近い他の物理量を調査し, パラメータ調整を行うことが必要である. なお, 提案手法, 従来手法ともに実気腹と比較し膨らみが足りないことがと知られた.

表 2 より, バネ定数 k を調節することで, 変形精度の最小値は $15.7[\text{mm}] (k = 2.4)$ から, $14.7[\text{mm}] (k = 2.8)$ へ減少できることが確認された. また, 表 4 より, ダンパ係数 c を調節することでも同様に, 変形精度の最小値は $14.7[\text{mm}] (c = 18.0)$ から, $13.2[\text{mm}] (c = 21.0)$ へと減少できることが確認された. ダンパ係数 c は変形精度に大きく影響を与え, 変形精度の平均が変動幅が $1[\text{mm}]$ 以上であった. 同様に, ダンパ係数 c が変形前後の体積比にも大きく影響を与える. より最適なダンパ係数の検討が必要である.

表 3 より, 時間ステップ Δt を調節することで, $\Delta t = 0.1$ から $\Delta t = 0.3$ に変更することで処理時間を 40 分近く削減可能であることがわかる. 変形前後の体積比が 1 に近いことから, Newmark- β 法に基づく変形手法が安定していることがわかる. しかし, 変形精度は $13.2[\text{mm}]$ から $14.1[\text{mm}]$ へと悪化した. 時間ステップを大きくすればするほど, 正しく再現されない立方体の個数が増え, 変形精度に影響を与える.

5. むすび

本稿では, 質点の運動を時間方向に離散的に解く数値解法である Newmark- β 法による仮想気腹における腹壁領域の変形手法を提案した. 腹部 CT 像 4 症例に対して適用した結果, 比較的良好に仮想気腹が可能であることを確認した. 実気腹との比較による変形精度が $13.2[\text{mm}]$ であった. 今後の課題として, 最適な変形パラメータの検討, 症例数の増加, 変形パラメータが変形モデルの安定性に与える影響の調査などが挙げられる.

謝辞 謝辞日頃から熱心に御討論頂く名古屋大学森研究室の諸氏に感謝する. 本研究の一部は, 文部科学省・日本学術振興会科学研究費補助金, 愛知県「知の拠点」, ならびに栢森情報科学振興財団研究助成金によった.

文 献

- [1] 鬼頭 正和, チウンチュンズン, 森 健策, "手術計画支援のための 3 次元 CT 像に基づく腹腔鏡手術シミュレータの構築," MI 2008-28, pp.47-52, 2008.
- [2] 林 雄一郎, 森 健策, 末永 康仁, "腹腔鏡下手術支援のための仮想腹腔鏡像作成に関する検討," JSCAS, vol.7, no. 2, pp.95-104, 2005.
- [3] チウン チュンズン, 北坂 幸孝, 森 健策, 末永 康仁, "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," 電子情報通信学会論文誌, vol.J90-D, no. 1, pp.138-151, 2007.
- [4] 宮本 秀昭, 林 雄一郎, 北坂 孝幸 他: "腹部 3 次元 CT 像からの腹壁境界面抽出と仮想腹腔鏡像作成への応用," Medical Imaging Technology, vol.23, no. 4, pp.194-202, 2005.
- [5] Houbolt.J.C, "A recurrence matrix solution for dynamic response of elastic aircraft," Journal of Aeronautical Science, vol.17, pp.540-550, 1950.
- [6] Newmark,N.M. , "A method of computation for structural dynamics," Journal of the Engineering Mechanics Division, ASCE85, No.EM3, pp.67-94, 1959.
- [7] Bathe,K.J. and Wilson, E.L. "Stability and accuracy analysis of direct integration methods," Earthquake Engineering and structural dynamics, vol.1, pp.283-291, 1973.
- [8] 広田 光一, 高橋 英嗣, 金子 豊久, 関口 隆三, 森山 紀之, "手術シミュレーションのための柔らかい臓器のモデルと操作環境," Medical Imaging Technology, vol.16, no. 1, pp.31-42, 1998.
- [9] 河合 裕文, 松宮 雅俊, 佐藤 哲, 山澤 一誠, 竹村 治雄, 横矢 直和, "弾性体のバネモデルの疎密表現による計算量削減手

表 4 ダンパ係数 c と変形精度評価結果 [mm] の関係 ($k = 2.4$ 固定)

	ダンパ係数 c				
	12.0	15.0	18.0	21.0	24.0
症例 1	19.2	17.6	15.1	13.7	14.6
症例 2	18.4	16.8	14.5	12.9	13.8
症例 3	19.3	17.4	14.8	13.3	14.2
症例 4	18.1	16.5	14.3	12.7	13.6
精度平均	18.7	17.1	14.7	13.2	14.1
体積比平均	0.96 ± 0.04	0.96 ± 0.02	0.98 ± 0.03	0.99 ± 0.03	0.98 ± 0.06

法, "日本バーチャルリアリティ学会第 5 回大会論文集, 2000.

- [10] Lloyd, B.A, Szekely, G. and Harders, M. , "Identification of Spring parameters for Deformable Object Simulation," IEEE Trans. on TVCG , vol.13, vol.5,pp.1081-1094, 2007.
- [11] 曲 家迪, 蔣 振剛, 二村 幸孝, 小田 昌宏, 北坂 孝幸, 三澤 一成, 森 健策, "3 次元 CT 像における仮想気腹処理の精度評価," 平成 22 年度日本生体医工学会東海支部大会, p.46 2010.
- [12] 曲 家迪, 二村 幸孝, 小田 昌宏, 北坂 孝幸, 三澤 一成, 森 健策, "腹腔鏡手術支援のための仮想気腹に関する実験的検討," 第 50 回日本生体医工学会, 第 49 号特別巻抄録集, p. 92, 2011.