

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 24 年 5 月 29 日現在

機関番号：32678

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2009～2011

課題番号：21500125

研究課題名（和文） 手術シミュレータ向け血管内圧力を考慮した血管の変形方式

研究課題名（英文） Deformation Method of a Blood Vessel by Considering the Inner Pressure for the Purpose of Surgical Simulators

研究代表者

向井 信彦（MUKAI NOBUHIKO）

東京都市大学・知識工学部・教授

研究者番号：20350233

研究成果の概要（和文）：

本研究では手術シミュレータを目的とし、血管の内部圧力を考慮することで、正確な血管の変形を高速に行う手法の確立を目的としている。このため、流体である血液だけでなく、弾性体である血管も粒子で表現することにより、血液と血管との衝突判定を統一的に扱うだけでなく、大量の粒子に対して高速な近傍粒子探索手法を開発し、さらに、実患者データを基にした血管モデルを用いてシミュレーションを行った結果、血管の内部圧力を考慮した正確な変形を高速に実現することが可能となった。

研究成果の概要（英文）：

The purpose of the research is to establish a fast and exact deformation method of a blood vessel by considering the inner pressure. In order to reach the goal, not only the blood, which is liquid, but also the blood vessel, which is elastic body, are represented in a particle model so that the collision detection between the blood and the blood vessel is performed by a unified method that can be applied to among bloods. In addition, a fast search algorithm for neighbor particles has been developed and a blood vessel model has been generated based on medical data of a real patient. As the result of the simulation, it has been possible to perform the deformation of a blood vessel fast and exactly by considering the inner pressure.

交付決定額

（金額単位：円）

| | 直接経費 | 間接経費 | 合計 |
|--------|-----------|---------|-----------|
| 2009年度 | 800,000 | 240,000 | 1,040,000 |
| 2010年度 | 800,000 | 240,000 | 1,040,000 |
| 2011年度 | 800,000 | 240,000 | 1,040,000 |
| 総計 | 2,400,000 | 720,000 | 3,120,000 |

研究分野：画像工学

科研費の分科・細目：情報学・メディア情報学・データベース

キーワード：バーチャルリアリティ，グラフィクス，リアルタイムシミュレーション，手術シミュレータ，医療・福祉，コンピュータ支援外科

1. 研究開始当初の背景

(1) 近年、コンピュータグラフィックス(CG)やバーチャルリアリティ(VR)技術は様々な分野で利用されており、その利用分野も工業、映画、教育、医療など多岐に渡る。医療分野

の応用例として代表的なものには、実手術の支援が目的である手術ナビゲータと、手術計画や教育を目的とした手術シミュレータの2つがある。例えば、東京慈恵会医科大学では肝臓の手術練習が可能となるように、肝臓に

触れた際の感触を実現するハプティックデバイスを開発すると共に、日本とドイツの間で医療画像の伝送を行い、遠隔手術の支援が可能となる基盤を構築した。また、名古屋大学では実患者の内視鏡データを基に仮想空間内に人体内部を構築し、手術練習ができるシステムを開発した。さらに、大阪大学では人工股関節手術に対して、患者のデータを基にした術前計画システムを開発している。このように、手術シミュレータや手術ナビゲータの研究対象は、脳、目、鼻、歯、心臓、肺、肝臓、骨など人体のあらゆる部位に渡っている。

(2) 一方、人体のあらゆる部位には手術対象となる臓器以外に血管も存在するが、この血管を考慮した手術シミュレータや手術ナビゲータの研究はあまり行われていない。特に、血管は他の臓器に比べて数が多く、また、細長い形状をしているために変形量も多い。さらに、血管を傷つけた際、出血という合併症を伴うため、手術対象の脇役ではあるが実手術や手術練習には重要な役割を果たす器官である。そこで、我々は他の研究機関ではあまり研究が進められていない血管についての研究を行い、その成果を他の研究機関で進められている手術シミュレータに組み込むことにより、さらに高度な医療システムへ発展できる基盤技術の構築を行っている。

2. 研究の目的

(1) これまでの研究成果により、大変形でもシステム系が不安定になることなく、血管の大変形を高速に行うことが可能となった。また、出血に関してもリアルタイム性に必要な粒子数を求め、出血表現のリアルタイム性に影響を与える要因を特定することができた。但し、リアルタイム性と粒子数などの関係は計算機の仕様に依存するため、これらの一般的な関係を明らかにする必要がある。

(2) 一方、従来研究で用いてきた血管は質点バネモデルを基本としており、高速変形のために血管の中心線に沿って、質点を配置するモデルであるため、血管を変形した際に血管径が変化しないという欠点が存在する。そこで、血管径の表面にも部分的に質点を配置し、血管径が変化するモデルを考える。但し、単に質点バネモデルにおけるバネ力のみを考慮した変形では、血管に触れた部分が大きく変形するため、血管の体積が急に変化する。しかしながら、血管内には血流が存在するため、この血流により血管に内圧がかかり、血管に触れた部分のみが大きく変形することはない。

(3) そこで、血管内の血流、つまり、血管の内圧を考慮した血管の変形方式について研究を行う。但し、従来の研究成果より、血管内の血流を粒子法により実現すると多大な処理時間を要することが判っているため、粒子法を用いた手法では手術シミュレータとして必要なリアルタイム性を確保することができない。このため、血管内における血流を粒子法で実現した場合の正確なモデルを基本としながらも、個々の粒子の挙動を逐一計算するミクロ的な手法ではなく、血管内部の圧力をマクロ的に扱うことにより、血管内部の体積を維持したまま血管の高速変形が行える方式の検討を行う。つまり、粒子法を基にした正確な詳細モデルの構築と、詳細モデルを基本としたマクロ的な解析手法により、血管の内圧を考慮しながら、血管の長さ方向の変形だけでなく、血管径も変化する血管表現をリアルタイムに実現することが研究目的である。

3. 研究の方法

(1) 従来における手術シミュレータの血管モデルを図1に示す。Cが他の臓器と接触している部分であり固定点として扱われる。また、nが血管の中心線上の点であり自由点として扱われる。血管を変形する際、これら自由点のうちの1点を摘んで移動した場合、他の自由点の位置をバネモデルの剛性方程式を解くことによって求め、血管の変形を行う。ただし、摘んだ点を移動することにより、連続した3つ以上の自由点が一直線上に並ぶとシステムの系が不安定となる。このため、システムに安定的な解析解を持たせるために、eの質点を追加する。この血管モデルを用いると、最小の質点数で、高速かつ安定的な変形が可能となる。

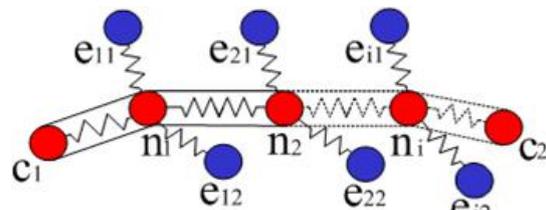


図1 血管の中心線モデル (ボーンモデル)

(2) しかしながら図1のモデルでは、血管の長さ方向における変形は可能であるが、血管径は一樣であると仮定しているため、血管径は変化しない。そこで、図2に示すように、血管の表面にも質点とバネを配置したモデルを考える。こうすることにより、血管表面上における質点の移動を計算することができ、血管径の変形も可能となる。但し、質点

バネモデルを基にした剛性方程式を解くだけではバネ力を基にした変形は可能であるが、質点の移動に伴い血管の体積も変化する可能性がある。ところが、血管中には血液が流れているため、血流による内部圧力がかかり、血管が変形したとしても血管の体積は大きく変化しないはずである。従って、血管内部に存在する血液を粒子の集合とみなし、各粒子の挙動を粒子法により解析的に解くと、血管内部における粒子密度を計算することができ、粒子密度を基にした血管の内部圧力を計算して血管の体積を一定に保った変形を行うことが可能となる。

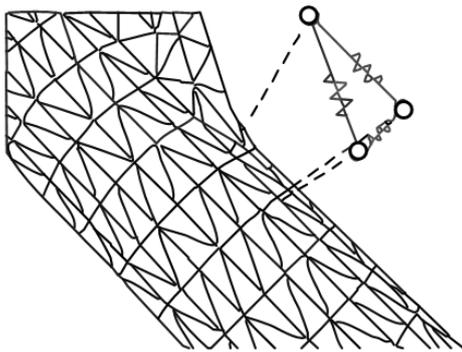


図2 血管の表面モデル

(3) 一方、以前より研究を続けてきた血管からの出血を考えた場合、粒子法による計算は粒子の挙動を正確に扱えるが、多大な計算時間を要することが判っている。従って、粒子法を基にすれば正確な血流計算が可能となる反面、手術シミュレータとして要求されているリアルタイム応答という条件を満足することができない。そこで、粒子法を基にした正確なモデルを基本とするが、粒子を一つ一つミクロ的に扱うのではなく、血管の内部状態は外部から見えないことを利用して、血管内部の圧力計算には血液粒子を一つの集合体とみなすマクロ的な考え方を導入する。また、粒子法の高速度手法も検討し、高速かつ正確な血管の変形方式を確立する。

4. 研究成果

(1) 内部圧力を考慮した血管の高速変形手法

血管にかかる内圧を考慮して血管の長さ方向だけでなく、経も変化する血管の変形を行うためには、図1のような血管の中心のみを通過するボーンモデルではなく、図2のように、血管表面にも質点とバネを配置したモデルが必要となる。このモデルを使用して、血管の内圧を考慮した変形を行った。但し、血管内には血液が存在するが、血流のシミュレーションは多大な時間を要するため、血管

内には理想気体があるものとして、エネルギー保存則に基づく血管の体積補正を行った。

血管の両端を固定して血管を閉鎖系と仮定すると、エネルギー保存則(熱力学第一法則)より、外部から気体に与えられた熱量を Q 、気体になされた仕事を W として、内部エネルギーの変化 ΔU は次式(1)となる。

$$\Delta U = Q + W \quad (1)$$

ここで、外部から熱量が加えられないものと仮定する。つまり、 $Q = 0$ とし、血管の変形により体積が V_0 から V_1 に等温変化した場合、内圧を P とすると気体が外部からなされた仕事量は次式(2)となる。

$$W = \int_{V_0}^{V_1} P dV \quad (2)$$

ここで、気体の圧力を P 、体積を V 、モル数を n 、理想気体定数を R 、温度を T とすると、次式(3)が成立する。

$$PV = nRT \quad (3)$$

式(3)を式(2)へ代入すると次式(4)を得る。

$$W = nRT \int_{V_0}^{V_1} \frac{1}{V} dV = nRT \ln \frac{V_1}{V_0} \quad (4)$$

しかしながら、外部から気体に熱量が加えられなければ、つまり、 $Q = 0$ であれば、気体のエネルギー変化 ΔU は0である。したがって、 $W = 0$ となり、気体の体積 V を一定に保つ必要がある。

これには、フィードバック制御系を利用して繰り返し計算により、体積を一定に保つ。図3に繰り返し計算による体積変化の様子を示す。繰り返し計算による体積補正を行わない場合は、血管の体積が大きく変化するが、フィードバック系による繰り返し計算により体積が一定に保たれている様子が判る。また、図3より3回の繰り返し計算で体積変化はほぼ収束することが判る。なお、質点数 602、バネ数 1,800 の血管モデルに対して、PentiumD 3GHz の CPU、2GB のメモリ、GeForce8600GT の GPU を搭載した PC を用いて性能測定を行ったところ、応答性能は約 60FPS (Frames Per Second) であった。

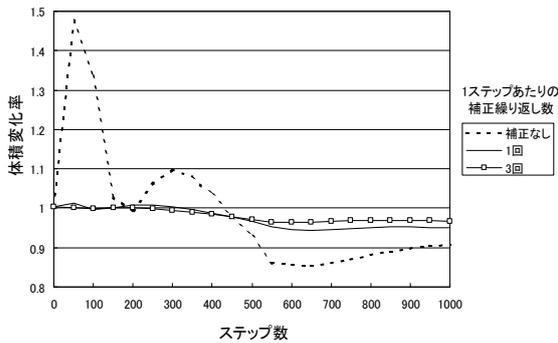


図3 繰り返し計算による体積変化の様子

(2) 深度剥離を応用した高速衝突判定手法

血管内に流れる血液をミクロ的に扱うのではなく、血管内には理想気体が入っているものとして、血管内の圧力をマクロ的に扱うことにより、血管の高速変形を実現した。しかしながら、血管には血流が流れるため、正確な血管の変形を行うためには、血管内に血液を流す必要がある。血液は流体であるから、基本的には粒子法によりモデル化を行う。この場合、多数の血液粒子と血管壁との衝突判定が必要となり、従来の粒子モデルと衝突判定手法の適用では、手術シミュレータを目的としたリアルタイム応答性能が実現できない。そこで、深度剥離を応用した高速な衝突判定手法を開発した。

深度剥離とは、物体を構成しているポリゴンを経点からの深度(奥行)に従って順に剥すことを意味する。例えば、図4に示すように、視点が左に存在し、視点の近くに1~4のポリゴンで構成される物体が存在し、視点から遠い位置に5と6のポリゴンで構成される物体が存在する。このとき、最初の剥離でポリゴン1と2が剥がされ、次の剥離でポリゴン3と4が剥がされる。最後にポリゴン5と6が剥がされて、剥離は終了する。このときのポリゴン番号(Polygon Index)を配列(Index Array)に格納すると、各ポリゴンの視点からの順番がLayerごとに判る。そこで、この格納されたポリゴン番号の組合せを用いて、物体の衝突を判定することができる。例えば、ポリゴン1~4で構成されている物体とポリゴン5と6で構成されている物体が衝突しているとIndex Arrayに格納されるポリゴン番号の順が異なる。さらに、ポリゴン7~9で構成される三角形を追加した例を図5に示す。物体が衝突している箇所をポリゴン番号3と5、および4と5の順が逆転していることが判る。

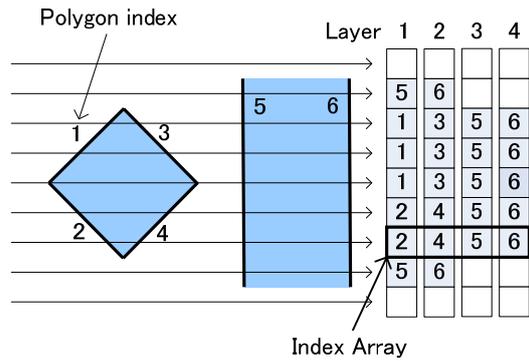


図4 ポリゴン番号と深度剥離の結果

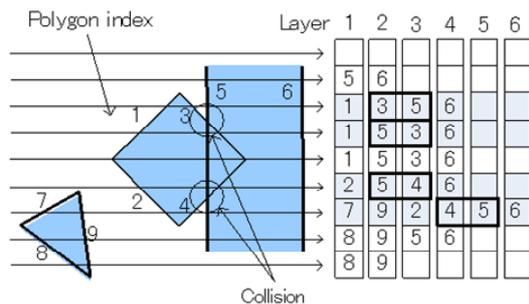


図5 三角形の追加と物体の衝突

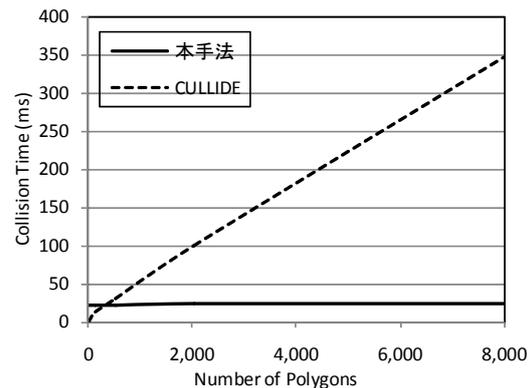


図6 CULLIDEと本手法との比較

一般的な衝突判定手法では、物体を構成するポリゴン数の2乗に比例した計算時間を要する。本手法と類似した衝突判定手法としてCULLIDEがあるが、この手法を用いた場合でもポリゴン数に比例した計算時間を要する。これに対して、本手法の計算時間はポリゴン数にほとんど影響されず一定である。本手法とCULLIDEとの計算時間の比較を図6に示す。但し、本手法の計算時間は画面の解像度に依存する。ちなみに、800×600の解像度に対し、約10,000ポリゴンで構成されるモデルの衝突判定を行ったところ、衝突計算に要する時間は約25msであり、高速な衝突判定を実現することができた。

(3) 粒子法による大動脈の変形

本研究の開始当初は、血管内を流れる血液を粒子で構成する詳細なマイクロモデルを用いると手術シミュレータとしてのリアルタイム応答が実現できないと考えていたが、深度剥離による高速衝突判定手法を開発したことで、多数のポリゴンで構成される詳細なモデルに対しても、リアルタイム応答の可能性がでてきた。そこで、詳細な粒子モデルを用いて大動脈の変形シミュレーションを行った。ただし、流体である血液のみを粒子モデルとし、弾性体である血管を有限要素モデルとすると物体の衝突判定手法が複雑になり、また、血液から血管にかかる圧力計算も困難である。このため、血液だけでなく血管も粒子でモデル化することにより、両物質に対して統一した計算手法を適用することで、高速な血管の変形を試みた。また、粒子法を用いたシミュレーションでボトルネックとなる近傍粒子探索の高速化手法についても検討を行った。

シミュレーションにおける支配方程式は次式で示す、コーシーの運動方程式(5)と連続の式(6)である。

$$\frac{D\rho}{Dt} + \rho\nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (5)$$

$$\rho \frac{D\mathbf{v}}{Dt} = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} + \rho \mathbf{b} \quad (6)$$

ただし、 ρ は密度、 t は時間、 \mathbf{v} は速度、 $\boldsymbol{\sigma}$ は応力、 \mathbf{b} は単位質量当たりの体積力である。また、血管は弾性体、血液は流体であるから、これらの特性を表す構成方程式が必要であり、各構成方程式を次式(7)および(8)に示す。

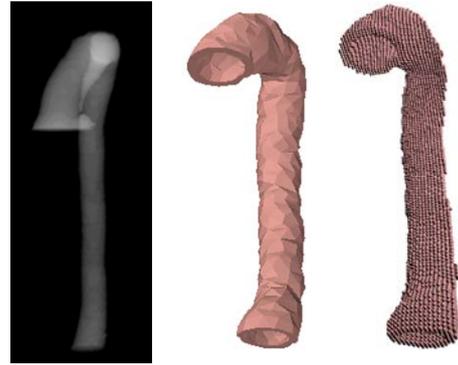
$$\boldsymbol{\sigma}^e = \lambda \text{tr}(\boldsymbol{\varepsilon}) \mathbf{I} + 2G\boldsymbol{\varepsilon} \quad (7)$$

$$\boldsymbol{\sigma}^f = -p\mathbf{I} + 2\mu\mathbf{D} \quad (8)$$

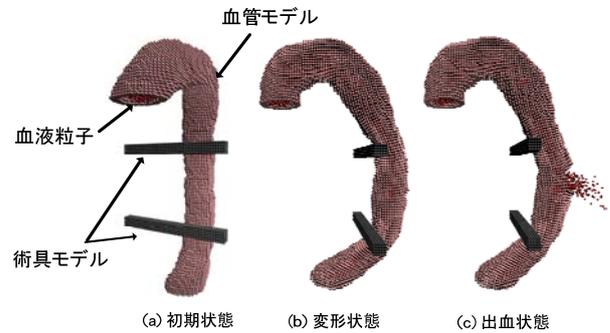
ただし、 $\boldsymbol{\sigma}^e$ は弾性体の応力、 $\boldsymbol{\varepsilon}$ はひずみテンソル、 λ と G はラメ定数、 \mathbf{I} は単位テンソル、 $\text{tr}(\)$ はテンソルのトレースである。また、 $\boldsymbol{\sigma}^f$ は流体の応力、 p は圧力、 μ は粘度、 \mathbf{D} はひずみ速度テンソルである。

本研究で作成した大動脈のモデルを図7に示す。実患者のCTからボリュームデータを得て、ポリゴンモデルを作成した後、最終的なシミュレーションでは粒子モデルを使

用している。また、シミュレーションによる大動脈の変形結果を図8に示す。



(a) ボリュームデータ (b) ポリゴンモデル (c) 粒子モデル
図7 大動脈モデル



(a) 初期状態 (b) 変形状態 (c) 出血状態
図8 本手法による大動脈の変形

図8に示すように、大動脈には上から血液粒子を流しており、大動脈の2箇所を術具で押すことにより血管を変化している。このとき、大動脈の変形は血管内部を流れる血液からの圧力を計算し、血液粒子が非圧縮性であることから、血管の体積はほぼ一定に保たれた状態で変形している。また、血管の一部が破損した場合の出血表現も可能である。なお、約 15,000 粒子で構成される血管モデル内に、約 7,000 粒子で構成される血液を流し、血管の変形を行ったところ、Core2Quad Q9550 の CPU、GeForce9800GT の GPU を搭載する PC で、血管の変形に要する時間は約 200ms であり、約 5Hz の応答性能となった。

(4) 成果の位置付けと今後の展望

本研究では、手術シミュレータを目的とした血管の正確で高速な変形について研究を行ってきた。研究開始当初には、粒子を用いて血液を表現する詳細な手法ではリアルタイム性を保つことは困難であると考えていたが、深度剥離による高速判定手法や近傍粒子の高速探索手法を開発したことにより、粒子モデルを用いても十分な応答性能を保つことが可能となってきた。そこで、流体であ

る血液だけでなく、弾性体である血管も粒子でモデル化し、両モデルの衝突判定や力学計算を統一的に扱うことで、最終的には約 5Hz という応答性能を達成することができた。手術シミュレータに要求される応答性能である 30Hz には若干及ばないが、より高速な CPU と GPU を搭載した PC の使用により、リアルタイム応答も可能と考えられる。

本研究で得られた成果は血管の変形方式であり、従来の手術シミュレータではほとんど取り扱われてなかった領域である。しかしながら、手術シミュレータにとって必ず必要な要素であり、また、本研究で扱った大動脈は血管そのものが手術対象となる重要な器官である。本研究の成果を他の手術シミュレータに適用することにより、従来のシミュレータでは困難であった、血管の変形や出血に対する練習も行うことが可能となる。今回の研究対象は大動脈の一部であったが、心臓から抹消血管に至るまでの人体に存在するあらゆる血管に対する変形手法について、今後、さらなる検討を行う必要がある。

5. 主な発表論文等

[雑誌論文] (計 4 件)

- ① 中川真志、向井信彦、仁木清美、高梨秀一郎、大動脈弁の変形に応じた応力分布の可視化、日本バーチャルリアリティ学会論文誌、Vol.16、No.4、551-558、平成 23 年(2011 年)12 月、査読有
- ② 中川真志、向井信彦、立福祥寛、仁木清美、高梨秀一郎、粒子法による大動脈の変形および出血シミュレーション、画像電子学会誌、Vol.40、No.5、761-767、平成 23 年(2011 年)9 月、査読有
- ③ 中川真志、向井信彦、小杉信、修正深度剥離を用いた高速衝突判定手法、映像情報メディア学会誌、Vol.65、No.6、825-832、平成 23 年(2011 年)6 月、査読有

[学会発表] (計 14 件)

- ① M. Nakagawa, N. Mukai, K. Niki and S. Takanashi, Particle Based Visualization of Stress Distribution Caused by the Aortic Valve Deformation, IWAIT 2012, Jan. 9th, 2012, Ho Chi Minh City, Vietnam
- ② N. Mukai, Y. Tatefuku, M. Nakagawa, K. Niki and S. Takanashi, Construction of 3D volumetric shape model from 2D US images, MODSIM 2011, Dec. 16th, 2011, Perth, Australia
- ③ M. Nakagawa, N. Mukai, K. Niki, and S. Takanashi, A Bloodstream Simulation

Based on Particle Method, MMVR 2011, Feb. 11th, 2011, Newport Beach, U. S. A.

- ④ 立福祥寛、向井信彦、仁木清美、高梨秀一郎、2 次元超音波画像から 3 次元大動脈形状モデルの生成手法、計測自動制御学会 第 11 回システムインテグレーション部門講演会、平成 22 年 12 月 25 日、仙台
- ⑤ N. Mukai, M. Nakagawa, Y. Tatefuku, K. Niki, and S. Takanashi, Simulation of Blood Vessel Deformation by Particle Method, SMIT 2010, Sep. 3rd, 2010, Trondheim, Norway
- ⑥ M. Nakagawa, N. Mukai, M. Kosugi, A Blood Vessel Deformation Method Considering Blood Stream for Surgical Simulators, IWAIT 2010, Jan. 11th, 2010, Kuala Lumpur, Malaysia
- ⑦ 中川真志、向井信彦、小杉信、深度剥離を用いた変形物体間の衝突判定手法、映像情報メディア学会研究会、平成 21 年 11 月 19 日、福岡
- ⑧ N. Mukai, Y. Tatefuku, M. Nakagawa, M. Kosugi, K. Niki, S. Takanashi, A Blood Vessel Extraction Method from 3D CT Images for Preoperative Planning, SMIT 2009, Oct. 7th, 2009, Sinaia, Romania
- ⑨ 立福祥寛、向井信彦、小杉信、仁木清美、高梨秀一郎、3DCT 画像による大動脈の抽出と径の計測、電子情報通信学会研究会、平成 21 年 7 月 11 日、徳島

[図書] (計 2 件)

- ① N. Mukai, InTech - Open Access Company, Computer Graphics, March, 2012, 111-128
- ② 向井信彦、日新出版、基礎からのコンピュータグラフィックス、平成 24 年 4 月 30 日、全 182 頁

[その他]

ホームページ

URL: <http://www.vgl.cs.tcu.ac.jp>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

向井 信彦 (MUKAI NOBUHIKO)
東京都市大学・知識工学部・教授
研究者番号：20350233

(4) 研究協力者

中川 真志 (NAKAGAWA MASASHI)
東京都市大学大学院・工学研究科・
博士後期課程