

博士論文

バーチャルリアリティ技術を用いた体内微細構造への
インタラクションに関する研究

鎌田 久美

2004年3月24日

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科 情報処理学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に
博士(工学) 授与の要件として提出した博士論文である。

論文番号： NAIST-IS-DT016011

提出者： 鎌田 久美

審査委員： 千原 國宏 教授
湊 小太郎 教授
大城 理 教授
眞鍋佳嗣 助教授

提出日： 2004年3月24日

バーチャルリアリティ技術を用いた体内微細構造への インタラクションに関する研究*

鎌田 久美

内容梗概

1990年代に起きた情報技術革命によるバーチャルリアリティ(Virtual Reality:VR)技術の発展に伴い、VR技術の医学への応用と需要が近年急速に高まってきている。VRの技術の医療工学への応用は、現代医学の診断、教育、訓練、治療において必要不可欠なものとなっている。

本論文は、体内微細構造を対象とし、VR技術を用いて微細構造に対してインタラクションを行なう、医療に役立つシステムの研究を行なったものである。研究は、1.高周波超音波画像にもとづく皮膚と眼の微細構造の3次元再構成、2.没入型ディスプレイにおける腎臓系球体のインタラクティブ観測システム、3.複合現実感空間(Mixed Reality:MR)での仮想物体と実物体との同時表示、により構成される。

高周波超音波画像による3次元再構成では、これまで可視化が困難であった体内の微細構造の提示を可能とした。一般に、超音波画像は、周波数3-10MHzの範囲で作用しており、およそ0.5mmの分解能で対象物を可視化することができる。しかし、この解像度による画像では人体における詳細な構造を可視化することは難しい。本研究では、超音波の周波数が32MHz、分解能0.05mmの高周波超音波画像を3次元に再構成することにより、皮膚における角質層、表皮、真皮と、眼における角膜と虹彩の詳細な構造を観察することを可能とした。

*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報処理学専攻 博士論文, NAIST-IS-DT016011, 2004年3月24日.

次に、腎臓の微細構造である腎臓系球体を、没入型仮想空間提示装置を用いてインタラクティブに観測できるシステムを構築した。腎臓機能の評価方法のひとつとして、顕微鏡での観察により腎臓系球体の個数と体積を計測し、腎臓系球体の状態を把握・評価する手法が使われている。しかし、顕微鏡で2次元的に腎臓系球体を観察するため、個数や体積を正確に把握することが難しいという問題がある。提案システムでは、3次元X線CT画像を没入型仮想空間提示装置を用いて立体表示することで微細組織の詳細な観察を可能にした。また、魚眼レンズ付きカメラとLEDを用いた没入型仮想空間提示装置用インタフェースを構築し、提示装置内でのインタラクティブな系球体の計数を可能とした。

没入型ディスプレイ内で、手を伸ばして仮想物体に触れられるようにするためには、実物体である手と仮想物体との位置関係を正確に把握し表現することが必要である。しかし、ヘッドマウントディスプレイ(Head Mounted Display: HMD)における仮想物体は常にユーザの手の前に位置し、一方、ディスプレイで提示される仮想物体は常にユーザの手の後ろに位置するという、遮蔽矛盾問題が生じる。この問題を解決するために、本システムでは、実物体である手の位置に合わせて仮想物体を表示することで遮蔽矛盾問題を解決するシステムを構築した。提案システムにより、自由に、任意の仮想物体を手にとって観察することが可能となる。

以上の三技術を適用することにより、仮想現実感技術の医療への応用の可能性を広げた。

キーワード

バーチャルリアリティ(VR)、医用工学、3次元表示、没入型仮想環境、インタラクション

The Interaction into the Internal Detailed Structure using Virtual Reality Technology*

Kumi Kamada

Abstract

Virtual reality(VR) technology is a result of the information technology revolution in the 1990's. Consequently, the application and demand to VR technology for medical engineering have been increasing, VR technology is indispensable for contemporary clinical medical sciences such as diagnosis, education, training and treatment. This thesis presents an clinical application of VR technology consists of following three technical components; 1. Three-dimensional(3D) reconstruction using high-frequency ultrasound images of a skin and an eye. 2. Interactive immersive system for glomerulus corpusculi renales observation. 3. The visual consistency of presentation between a real and virtual object in mixed-reality system.

High-frequency ultrasound images enable detailed structures. Conventional ultrasound images using a frequency range of several MHz can visualize an object with the resolution of the order of 0.5 mm. However it is difficult to display visually the detailed structure using conventional ultrasound imaging because of the size of the cellular structure is minute. This study presents the reconstructed 3D images of skin and eye samples, which at a higher frequency of ultrasound of 32 MHz, the resolution of 0.05mm is obtained. This reveals the structure of the stratum corneum, epidermis and dermis of a skin and the cornea and iris of eyes.

*Doctor's Thesis, Department of Information Processing, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-DT016011, March 24, 2004.

The immersive projection system enables detailed observation of miniature objects without special effort. Conventionally, a microscope is used to measure the number of glomerulus corpusculi renales and the volume of them. However, microscopes won't produce detailed information of whole glomerulus at a glance, because of observation of secondary glomerulus. The implemented system presents a 3D surface reconstructed from a series of X-ray computer tomograms on an immersive display system. It enables the understanding of the condition of glomerulus and estimating glomerulosis. The immersive system enables detailed observation of the minute tissue without the secondary effects of the microscope. Additionally, the developed immersive system equips an input interface using fish-eye cameras and LEDs to make the system interactive in an immersive environment. The interface enables users to interact with virtual glomerulus corpusculi renales without restrictions.

The visually-consistent mixed reality lets users manipulate virtual object with their hands. Under conventional mixed reality, users cannot manipulate virtual object with their hands; virtual objects on ST-HMD always come in front of user's hands and virtual objects on conventional display always go behind their hands. This paper realizes visual consistency of mixed reality using ST-HMD and conventional display. The method switches device to display virtual objects relationships of virtual objects and user's hand. The experimental result shows the developed system lets users interact with virtual objects easily.

These systems spreaded the possibility of an application VR technology to clinical treatments.

Keywords:

Virtual Reality(VR), Medical Engineering, Three-Dimensional Visualization, Immersive Environment, Interaction

目次

1	はじめに	1
1.1.	医用工学の背景	1
1.2.	VR 技術の医療への応用と課題	2
1.3.	本論文の構成	4
2	VR の医療応用	5
2.1.	VR とは何か	5
2.2.	3 次元医用画像処理	7
2.3.	VR 医用工学	15
3	インタラクティブ仮想 3 次元像観測システムの提案	29
3.1.	体内微細構造観測のためのインタラクティブ 仮想 3 次元像観測システム	29
3.2.	インタラクティブ仮想 3 次元像観測システムの要素技術	30
4	高周波超音波による皮膚と眼の 3 次元再構成	33
4.1.	背景	33
4.2.	高周波超音波画像	39
4.3.	3 次元再構成	42
4.4.	皮膚の高周波超音波画像に基づく 3 次元再構成	43
4.5.	眼の高周波超音波画像に基づく 3 次元再構成	48
4.6.	結論	51
5	腎臓系球体のインタラクティブ観測システム	53
5.1.	腎臓系球体の 3 次元可視化	53

目次

5.2.	ポインティングデバイス	60
5.3.	ポインティングデバイスの評価	67
5.4.	腎臓系球体でのシステムの使用感の評価	74
5.5.	結論	76
6	複合現実感空間での仮想物体と実物体との同時表示	79
6.1.	複合現実感空間における遮蔽矛盾問題を解決したシステム	80
6.2.	提案手法 - 分離表示方法による遮蔽矛盾問題解決システム	83
6.3.	実験システム	87
6.4.	結果	89
6.5.	考察	91
6.6.	結論	91
7	考察	93
8	おわりに	95
	謝辞	97
	付録	105
	A. 魚眼レンズの特性値	105
	研究業績	107

目 次

2.1	超音波診断装置の構成	8
2.2	R-R 方式	11
2.3	S-R 方式	11
2.4	ボクセル集合とボクセル	13
2.5	頭蓋骨の CT 画像のサーフェスレンダリングでの表示結果	16
2.6	CT 撮影データからの腹部血管造影像	16
2.7	臓器切り出し結果の例	17
2.8	仮想化胃内視鏡像	18
2.9	仮想化大腸内視鏡像	18
2.10	人体の実時間 3 次元画像	19
2.11	CAVE に投影された頭蓋骨	20
2.12	CABIN の分子流動シミュレーション	21
2.13	CYLINDRA に表示された脳血管像	22
2.14	術前計画シミュレーションシステム	23
2.15	手術トレーニング用シミュレータ	24
2.16	頭蓋骨切開部位形状の 3 次元 CT 画像	25
2.17	Volume Graphics を用いた画像処理結果の例	25
2.18	脳腫瘍摘出手術のアプリケーション設計の様子	26
2.19	脳腫瘍の摘出術の訓練風景	26
4.1	TEWL の測定 - DermaLab	34
4.2	角質水分量の測定 -Corneometer	35
4.3	Venustron 本体とプローブ	36
4.4	Schiotz 眼圧計	37

目 次

4.5	Goldmann 圧平眼圧計	37
4.6	Koeppe 型隅角鏡による隅角の観察	38
4.7	隅角鏡検査の原理	39
4.8	高周波超音波画像の取得方法	40
4.9	3次元再構成	42
4.10	皮膚の2次元高周波超音波画像	43
4.11	皮膚の構造	44
4.12	皮膚の3次元高周波超音波画像	44
4.13	表皮のみの3次元高周波超音波画像	45
4.14	角質層と真皮の3次元高周波超音波画像	46
4.15	眼の2次元高周波超音波画像	48
4.16	眼の構造	49
4.17	眼の3次元高周波超音波画像	49
4.18	隅角	50
4.19	緑内障の隅角	51
5.1	本システムにおける腎臓系球体の可視化の流れ	55
5.2	腎臓の断層像例	56
5.3	サーフィスレンダリングした3次元腎臓系球体像	57
5.4	没入型ディスプレイの構成	58
5.5	CYLINDRA	58
5.6	CYLINDRA に投影した腎臓系球体像	59
5.7	ポインティングデバイス	61
5.8	システムの構成	62
5.9	魚眼レンズの特性	63
5.10	魚眼レンズ付きカメラ	63
5.11	CYLINDRA 座標系とカメラ座標系	64
5.12	カメラから見た図	65
5.13	光源の配置	67
5.14	計測位置	70

5.15	ポインティング精度の計測	71
5.16	精度評価のためのデバイス	71
5.17	仮想レーザによる系球体のポインティングの様子 (1)	75
5.18	仮想レーザによる系球体のポインティングの様子 (2)	75
6.1	複合現実感における遮蔽矛盾問題	79
6.2	メディアクリスタル	80
6.3	メディアクリスタルにおける提示例	81
6.4	合成ステレオ画像の例	82
6.5	分離表示方法のフローチャート	84
6.6	分離表示システムの構成図	84
6.7	POLARIS - ポジションセンサ	86
6.8	POLARIS - パッシブマーカ	86
6.9	ユーザが仮想物体を操作している様子	87
6.10	実験システムの鳥瞰図	88
6.11	仮想物体とユーザの手 (1)	89
6.12	仮想物体とユーザの手 (1) の鳥瞰図	89
6.13	仮想物体とユーザの手 (2)	90
6.14	仮想物体とユーザの手 (2) の鳥瞰図	90

表目次

4.1	超音波 B-mode 画像の撮像条件	41
5.1	マイクロ X 線 CT 画像の撮像条件	56
5.2	位置計測における誤差の平均値 [m]	68
5.3	各グループの誤差の平均値 [m]	69
5.4	位置計測における誤差の値 [m]	72
5.5	各グループの誤差の平均値 [m]	72
A.1	魚眼レンズの特性値	105

第1章

はじめに

1.1. 医用工学の背景

医用工学の歴史は、1895年のレントゲンによるX線の発見により大きく飛躍した。「見えないものを視る」ことを可能とする技術は、医療において、それまでとは根本的に異なった診断方法を可能とした [1]。エレクトロニクス関係の技術の進歩と併せて、1960年代の終り頃から超音波を用いた超音波画像が登場し、非侵襲で体内の画像を得ることが可能となり、1972年にはX線を用いた計算機トモグラフィ(computerized tomography,CT)が登場し、人体の任意の位置の横断像を鮮明な画像で映し出すことが可能となった。さらに、1980年代に入るとCTの技術を基礎として、磁気共鳴映像法 (magnetic resonance imaging:MRI) が誕生し、物理量に関する情報の可視化が可能となった [1]。また、3次元可視化技術が発達し、平面的な2次元画像から、立体的な3次元画像の可視化が可能になり、医療技術を大きく進歩させた。

1990年代に起きた情報技術革命によるVR(Virtual Reality)技術の発展に伴い、画像を観察し診断するだけでなく、VR技術を用いた診断などへの応用と需要が急速に高まった。対象が体内臓器から微細構造へと進み、体内微細構造を非侵襲で可視化し、観察し、操作することを可能にするVRの技術を用いた医療は、現代医学の診断、教育、訓練、治療において、その研究成果が期待されている。

1.2. VR技術の医療への応用と課題

VR技術の発達とコンピュータの高性能化、低価格化に伴い、VR技術を用いた診断や教育、手術訓練や術前計画を目的とする手術シミュレーションなどの、様々なVR医用工学が期待されている。本節では、VR医用工学の現状と課題について述べる。

- 教育・訓練

20世紀後半より、内視鏡外科手術が世界中に普及し、わが国では外科手術の約30%が内視鏡外科手術で施行されている。内視鏡外科手術が普及する一方で、開腹下の手術を施行した経験のある若い医師が少なくなりつつある。開腹手術の経験のない医師が、手術中に内視鏡手術を中断して、開腹手術に移行しなければならなくなった時に、対応できるか否か、非常に懸念されるところである [2]。

また、臨床実習において多くの場合、研修医は手術前に外科解剖アトラスや同一疾患の同一術式についてビデオで学習し、それをもとに術中に執刀医の助手として手術を体験する。しかしながら、多くの場合このような体験学習を行なう機会は少なく、また、実際の手術と同じ条件で手術訓練することは困難な状況にある [2]。現実には、2003年9月25日に内視鏡手術の経験が少ない医師が手術を行なったため、患者が死亡するという事件が起きた [3]。

このような事態を避けるための対策として考えられるのが、術前計画や手術訓練用シミュレーションである。これらのシステムは、実際の手術を完全にマスターする訓練を支援すると考えられる。手術訓練用シミュレーションを適用することで、物事が起こる前に、あたかも自分自身がそこにいるかのような実時間で高い臨場感と没入感で仮想の体験が可能となり、術者は実際の手術を完全にマスター出来ると考えられる。

さらに、力覚や触覚を提示するインターフェースの開発が強く要求され、実用化が期待されている。力触覚を伴ったシステムの実現によって、生体を用いることなく、実技実習が可能になると考えられる。また、力触覚を提

示できるシステムの利用は、臨場感の大幅な増加につながるため、作業の効果と効率が大きく向上すると考えられる。

- 診断への応用

診断においては、現在、3次元画像や仮想化内視鏡による診断が行なわれている。仮想化内視鏡では、PC上に仮想化内視鏡像を抽出することが可能となっており、仮想の管腔を観察することができる。また、没入型ディスプレイによるスケールの拡大によって、人間の視覚では不可能な微細構造を観察することが可能となり、高度な診断が行なえるようになる。

- 治療への応用

治療における VR 技術の代表的な応用分野には、ロボット手術と遠隔手術がある。ロボット手術は、世界中ですでに 7000 以上の症例があり、今後も多くの症例が重ねられるものと考えられる。ロボット手術の特徴は、1) コンピュータシステムを用いた低侵襲手術を可能とし、2) 人間の目 (肉眼) では見えないものが観察でき、3) 人間の手ではできないことができ、4) 安全性や、精確さが向上し、5) 遠隔での操作が可能となるという、5つの特徴が挙げられる [2]。

1.3. 本論文の構成

本論文は、体内微細構造を対象とし、VR技術を用いて、その微細構造にインタラクションすることによって、医療に役立つシステムを構築することを目的する。

本論文は以下の7章からなる。

第2章では、VRの医療応用について述べる。

第3章では、VR医用工学に求められている高解像度性、実時間性、インタラクティブ性を考慮した、インタラクティブ仮想3次元像観測システムを提案する。

第4章では、皮膚と眼の高周波超音波画像3次元可視化について述べる。高周波超音波画像により、可視化が困難であった微細構造を映し出すことを可能とする。皮膚の3次元高周波超音波画像では、角質、表皮、真皮について、眼の3次元高周波超音波画像では、角膜と虹彩について観察し、その構造を明らかにする。

第5章では、没入型ディスプレイにおける腎臓系球体のインタラクティブ観測システムを構築する。提案システムでは、没入型ディスプレイに立体表示することで、詳細な腎臓系球体の構造を観察することを可能とする。さらに、没入型ディスプレイに適した入力インタフェースを構築し、腎臓系球体の個数を対話的に計測するシステムを構成する。

第6章では、複合現実感空間 (MixedReality:MR) における遮蔽矛盾問題を解決する、実物体と仮想物体の同時表示システムを構築する。このシステムによって、可視化された体内微細構造へのインタラクションが違和感なく行えるようになる。

第7章では、本論文について考察する。

第8章では、結論として、本研究の総括、および、将来的展望を述べる。

第2章

VRの医療応用

VR技術は、新しい可能性を秘めた技術として、近年、急速に進歩し、広い分野において注目されている。特に医療の分野では、VR技術の医療への応用が盛んに行なわれている。

本章では、VR技術の定義や進展について述べ、VR技術を構成する技術やVR技術を用いた医療における先行研究について述べる。

2.1で、VRとは何かについて説明する。2.2で、3次元医用画像処理について述べる。2.3では、VRの医用工学への応用について現在の技術動向と先行研究について紹介する。

2.1. VRとは何か

VR(Virtual Reality)とは、実体そのものではないが、本質的あるいは効果として実体であるものを意味する。人間が、今、実際に存在している環境以外の仮想環境を、あたかも現実の環境のような感覚を持って体験し、かつ、その仮想世界で行動することを可能とする新しい技術である [4]。

VR技術は様々な分野において応用されており、VRを支える要素技術が急速に進歩している。

コンピュータ・グラフィックス(CG)の分野においては、ソリッドモデルにパースペクティブ変換を施し陰影を付けて提示する従来の2.5次元の世界から、立体視可能な3次元へ進み、さらに、人間の視点により変化して回り込んで観察することも可能なインタラクティブな3次元へと進展してきている [5]。

シミュレーションの分野では、実時間かつ実体験に近い実時間インタラクティブな3Dのコンピュータ・シミュレーションが展開している [6]。

インタフェースの分野でも、従来のキーボードと文字による表示から、アイコンなどによる表示とマウスによる入力へと進展し、さらに、仮想コンソールによる入出力やダイレクトマニピュレーションによる入力へと進んでいる [6]。

表示システムの分野では、立体ディスプレイ、頭部搭載型ディスプレイ (Head Mounted Display:HMD)、没入型ディスプレイなどがある [6]。没入型ディスプレイは、広大なスクリーンに映像を投影し、大画面による取り囲み効果によって臨場感を発生させる装置で、近年、注目を浴びている。

以上、コンピュータ技術の急速な進展や、各種要素技術が急速に進んだことにより、VR技術を用いた研究開発が進められるようになった [6]。特に医療の分野では、3次元画像の獲得や実時間映像化によって、さらに高度な診断や手術計画が可能となり、シミュレーション技術の進展により、手術訓練や手術教育などが可能となっており、医療におけるVR技術の応用が重要になっている。

2.2. 3次元医用画像処理

VRを用いた医療を実現するには、対象となっている人体のデータが重要である。特に人体内部の観察を非侵襲で行なうためには、3次元医用画像が必要不可欠である。

3次元医用画像の基礎技術として、超音波画像、X線CT、MRIについて、3種類の画像を構成する技術と特徴について、また、3次元再構成の手法と特徴について述べる。

2.2.1 超音波画像

超音波画像の特徴、超音波画像の原理、超音波エコー診断装置について述べる。

1. 超音波画像の特徴

超音波画像には、次のような特徴がある。

- (1) 副作用がなく安全性が高い。
- (2) 実時間で画像を取得できる。
- (3) 大きな設備が不要である。
- (4) 比較的安価である。

2. 超音波画像の原理

超音波は人体組織の振動として伝わるため、密度や硬さが異なった組織が接する境界面で反射される。したがって、臓器と他の組織との境界や病変部で反射波を生じる。超音波画像とは、この反射波を映像化したものである。

3. 超音波診断装置

超音波診断装置には、主に、検波振幅によりエコーの大きさを表示するAモード法、反射エコーの振幅に比例した明るさでエコーを表示するBモード法、エコーを輝度変調表示させながら走査することで臓器の動きを表示するMモード法に分けられる [7]。

超音波エコー診断装置は、超音波パルスを探触子から放射して、体内からの反射パルス(エコー)を画面上に明るさの強弱として表示する。このような音響電気エネルギー変換を行なうため、探触子をはじめ、送信部、受信部、表示部および制御回路部を含む複雑な総合システムとなる(図2.1)。

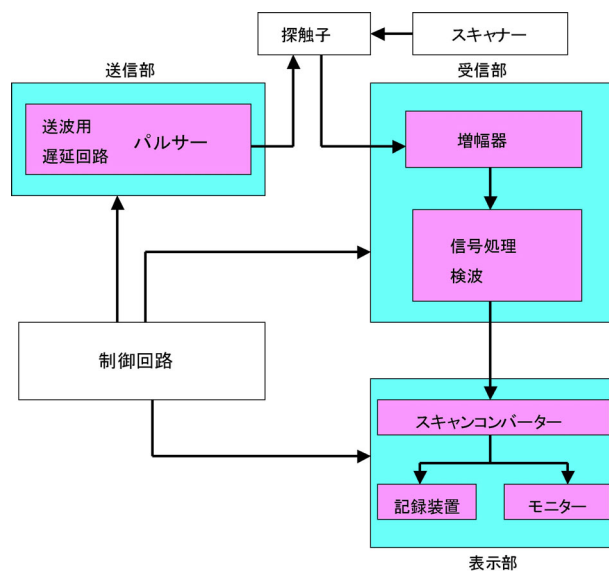


図 2.1 超音波診断装置の構成 [7]

・増幅

パルスは、反射物体(組織など)で反射されるときに減衰する。このため、探触子で受波されるエコー信号は非常に微弱な電気信号となる。そこで、弱い電気信号を振幅の大きな強い電気信号にする「増幅」を行なう。

・検波

RFパルスの波形の処理を「検波」という

検波後、フィルタ回路を通すと、RF信号のような高い周波数は取り除かれ、ビデオ信号となる。

・対数増幅器

エコー振幅の大きな(反射の強い)部分を圧縮し、小さい信号を伸張させる対数増幅を行なう。

- ・ 信号処理

増幅器の利用を時間とともに変化させる処理法である。

生体深部からのエコーをより大きく増幅するSTC(Sensitivity Time Control) [7]により、同じ反射係数の反射体を同じ輝度で表示する。

- ・ 画像の表示 (A/D 変換)

診断装置からのビデオ信号をある一定時間ごとにデジタル化し、診断装置固有の走査順序に従って2次元的にメモリに書き込み、1画面分の画像データを収集後、書き込んだ順序とは異なったTV走査方式に従ってメモリ番地より読み出す。読み出したデジタル信号を再度アナログ信号に変換し、CRT画面上に表示する。

2.2.2 X線CT

X線CT(Computed Tomography; コンピュータ断層撮影法)は、次のような特徴を持つ。

- (1) 撮像時間が短時間である。
- (2) コントラスト分解能に優れており、微細構造を観察するのに適している。
- (3) 低侵襲な計測法である。

X線CTは、非侵襲で高解像度の画像が得られるため、臓器の微小構造などの3次元像を観察するのに非常に適している。

X線管から放出されたX線は被写体を通過し、検出器で吸収されてその強度が電気信号として計測される。被写体を透過している間にX線は吸収されて強度が弱くなる。物質によってX線を吸収する度合い(X線吸収係数)は異なるため、被写体のX線吸収係数の空間的な分布は異なる。

X線管と検出器は、常に一定の平面(スライス面)上を動き、この平面に含まれる多数の直線に添って透過X線の強度を測定する。このデータ(スキャンデータ)は、画像再構成によってX線吸収係数の分布を表す画像に再現される。スライス面を少し変えて同じことを繰り返すことで、3次元のX線吸収係数の分布が多数の画像の集合として表現されることになる。

以下では、代表的な2つの方式について説明する [1]。

1. CT Rotate/Rotate(R-R)方式 もっとも普及している方式であり、図2.2に示すように扇状の領域を走査するX線ビームが用いられる。500~800個の検出器がX線管に対向して円弧状に緻密に配列されている。X線管と検出器は一体となって被写体の周りを360度回転し、一定角度ごとにスキャンデータを得る。回転動作のみでよいので、1~5秒の走査で画像を獲得できる。

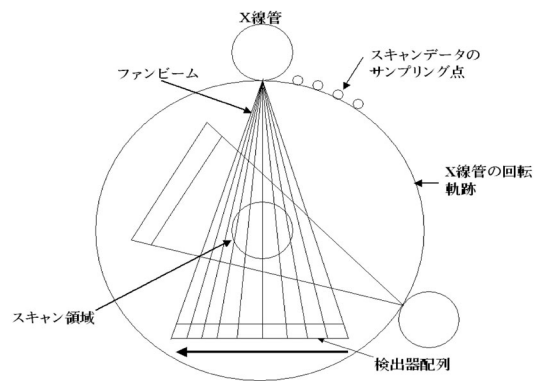


図 2.2 R-R 方式

2. Stationary/Rotate(S-R), Nutate/Rotate(N-R)方式 図2.3に示すように、600～2000個の検出器が円周上に固定配置され、X線管のみが被写体の周りを回転する。Rotate/Rotate(R-R)方式と比較して検出器が多いことから、より解像度が高い画像を獲得できる。

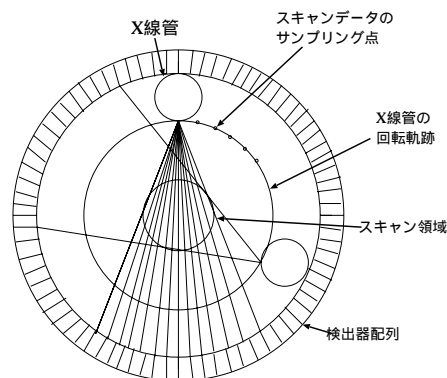


図 2.3 S-R 方式

2.2.3 MRI

MRIの原理、特徴について述べる。

1. MRIの原理

MRI(magnetic resonance imaging:磁気共鳴映像法)は、ある種の原子核を定磁場中に置き、一定の周波数の電磁波エネルギーを与えることにより共鳴現象を起こし、このとき放出されるエネルギーを信号として取りだし、コンピュータを用いて断層像を構成する方法のことをいう。

生体組織を観察するために用いられる原子核は、低磁場～中磁場のNMR断層装置(nuclear magnetic resonance computed tomography)では、H原子核のみであり、高磁場装置ではそのほかNaを対象とした画像化も可能となっている。画像はスピン密度、縦緩和時間および横緩和時間の影響を種々の割合で反映する[8]。

2. MRIの特徴

MRIは、次のような特徴を持つ[9]。

- (1) 組織のコントラストが高いため病変部と正常部の識別が容易である。
- (2) 放射線被曝がない。非侵襲、非障害である。
- (3) X線の透過率が低い組織でも透過するため、体内深部の組織の様子が見られる。

2.2.4 3次元医用画像を構成する技術

獲得したデータに対して、より客観的に観察するために、獲得した画像を立体的に表示する3次元可視化が重要になってくる。

本小節では、3次元画像を構成する技術について、代表的な手法であるボリュームレンダリングとサーフェスレンダリングについて述べる。

ボリュームビジュアライゼーション

ボリュームビジュアライゼーションとは、内部情報を持つ三次元の物体(ボリューム)を表示する技術である。ボリュームビジュアライゼーションの目的は、従来は把握が困難であった物体の複雑な内部構造を直感的に理解するための手法を提供することにある [10]。

3次元表示 ボリュームビジュアライゼーションにおいては、3次元データをボクセルと呼ばれる単位の集合で表現したデータセット(ボリュームデータ:図2.4)に変換し、これを画面上に反映することで内部情報を含めた3次元データの表示を行う。ボリュームデータから画像を生成する方法には、ボリュームデータを一旦2次元の幾何学図形集合(サーフェスデータ)に変換して画像を生成するサーフェスレンダリング [11] と、ボクセルの属性値(ボクセル値)を直接画面に反映するボリュームレンダリング [11] の2つがある。以下ではこれらのレンダリング手法について詳述し、その特徴を述べる。

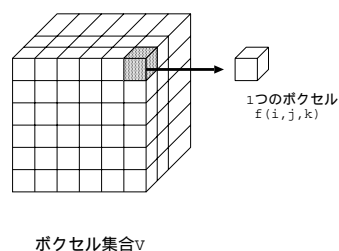


図 2.4 ボクセル集合とボクセル

1. ボリュームレンダリング ボリュームレンダリングには、ボリュームデータを透視投影変換し、各ボクセルが投影される画面上のピクセル値にボクセルを反映する方法と、視点から画面の各ピクセルを通るベクトル(レイ)をボリュームに向かって発生させ、これが通る全ボクセルのボクセル値をピクセルに反映するレイキャスティング法がある [10]。

ボリュームレンダリングは、物体の内部構造を直接視覚化出来るという利点がある。しかし、ボクセルデータをそのまま表示するのでボクセルの凹凸が目立つことや、情報量が多いことから描画処理に時間を要するという欠点がある。

2. サーフェスレンダリング サーフェスレンダリングは、ボリュームデータを何らかの方法で2次元の幾何図形集合に変換して画像を生成する手法である。

サーフェスレンダリングは、物体の詳細な内部構造は失われてしまう欠点があるが、レンダリングする際の情報量が少なく、高速な描画が可能であるという利点がある。

サーフェスレンダリングの技法として、以下のようなものがある。

- サーフェス・トラッキング・アルゴリズム：

連続するボクセルの外向き面を抽出することでポリゴンメッシュを生成する [12]。

- マーチングキューブ法：局所的な等高面を生成することで連続した極めて精度の高いポリゴンメッシュを生成する [13]。

2.3. VR 医用工学

本節では、VR 技術を医療に応用したシステムとして、3次元医用画像、没入型仮想現実感提示技術を用いた3次元医用画像観測、3次元医用画像の手術教育・訓練への応用について述べる。

2.3.1 3次元医用画像

最近では、3次元CT像、3次元超音波像、3次元MR像などの3次元の検査結果の画像を見ることが多くなってきている。

3次元CT像の特徴は、極めて鮮明な立体画像で臓器をあらゆる角度から必要な部位、または、必要な組織だけを抜き出して観察できることや、等方性解像度を持つ等の理由から、CT画像が3次元検査画像の主流となった[2]。

3次元超音波画像の特徴は、実時間で画像を構成することや、X線による放射線障害のような副作用がなく安全性が高いことにある。また、その画像の作成過程において不必要な部分を削除し、必要な画像だけを抽出することができる点や、2次元画像に比べ、臓器の境界が非常に明瞭に確認できるので、術前や術中計画に大変有用である[2]。

本節では、3次元医用画像の先行研究について述べる。

3次元CT画像

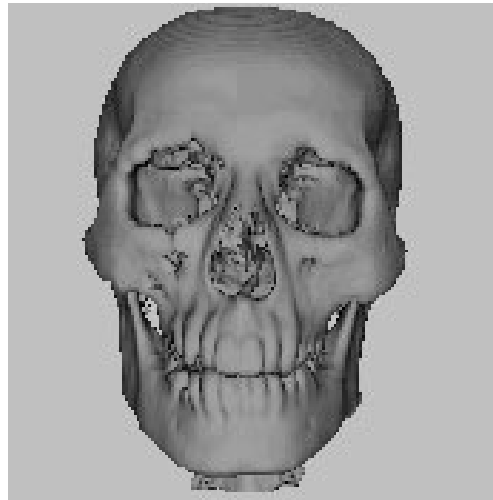


図 2.5 頭骸骨のCT画像のサーフェスレンダリングでの表示結果 [14]

図 2.5 は、サーフェスレンダリングで表示した頭骸骨のCT画像である。高速な描画が可能であり、診断に適用することが可能となる。

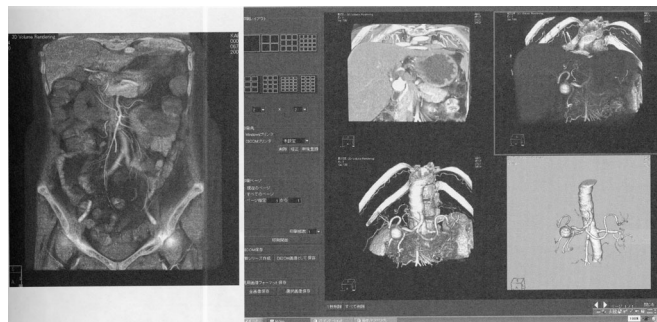


図 2.6 CT撮影データからの腹部血管造影像 [2]

図 2.6 は、CT撮影データからの腹部血管造影像である。血管も末梢から少量の造影剤を注入するだけで、従来の血管造影に匹敵する映像が立体的に抽出できるようになった。これにより、入念に術前計画をすることが可能となった。

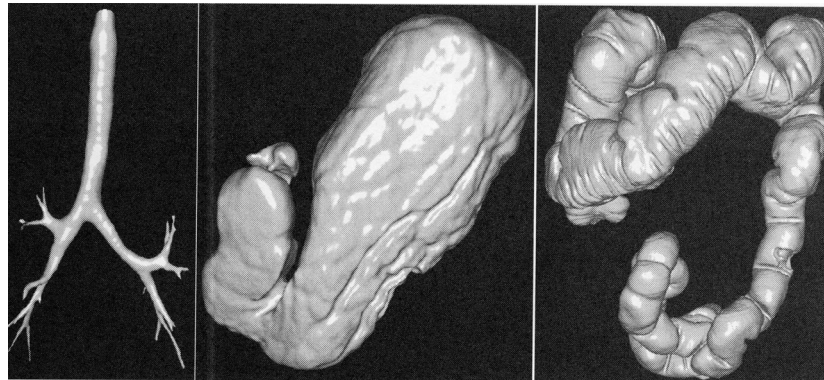


図 2.7 臓器切り出し結果の例 [15]

図 2.7 は、原画像から観察すべき臓器領域を切り出した結果の例である。任意の必要な部位を多角的に観察することができる。

仮想化内視鏡

新しい内視鏡として最近注目されているのが、バーチャル・エンドスコーピー (仮想化内視鏡: Virtual Endoscopy :VE) である。仮想化内視鏡像は、人体の 3 次元画像を用いて内視鏡的映像を生成するため、繰り返し使っても患者に苦痛を与えないことや、自由な位置や方向から観察ができるという特徴を持つ。仮想化内視鏡像によって、消化管 (胃・大腸など)、気管支、大血管、膵管、胆道など様々な管腔内を実際に内視鏡検査を行わずに PC 上に描出することが可能となっただけでなく、その仮想の管腔内に入って観察できるようになった [16]。



図 2.8 仮想化胃内視鏡像 [16]

図 2.8 に、胃の仮想化内視鏡像を示す。通常の内視鏡検査に比べ、まだ、粘膜の色調や微細な形態の変化は描出できないが、早期癌であっても粘膜壁の変形を伴うものは仮想化内視鏡で検出可能である。

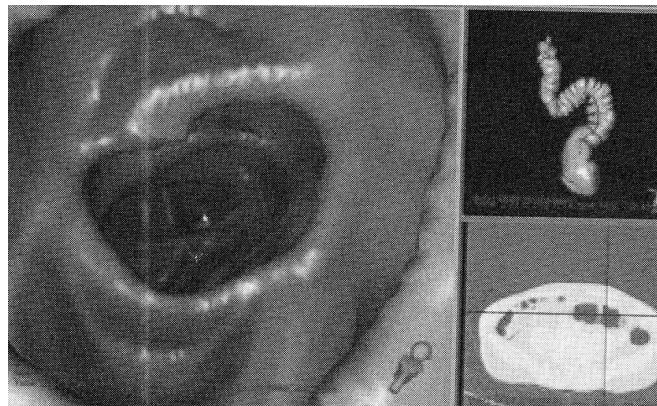


図 2.9 仮想化大腸内視鏡像 [16]

図 2.9 に、大腸の仮想化内視鏡像を示す。大腸内視鏡検査の成否は、術者の技量によるところが大きく、また、閉塞や狭窄病変などによりしばしば盲腸まで全結腸を観察することが困難な場合がある。これに対して仮想化内視鏡像は、術者

の技量に関係なく、大腸の仮想化内視鏡像を描出可能で、閉塞部位を越えて観察できる。さらに仮想化内視鏡は、実際の内視鏡検査を行なう前の大腸病変のスクリーニング検査としても利用可能であり、仮想化内視鏡の実現によって、異常が認められた症例に精密検査として実際の大腸内視鏡を施行するという選択が可能となった [2]。

実時間 3 次元画像

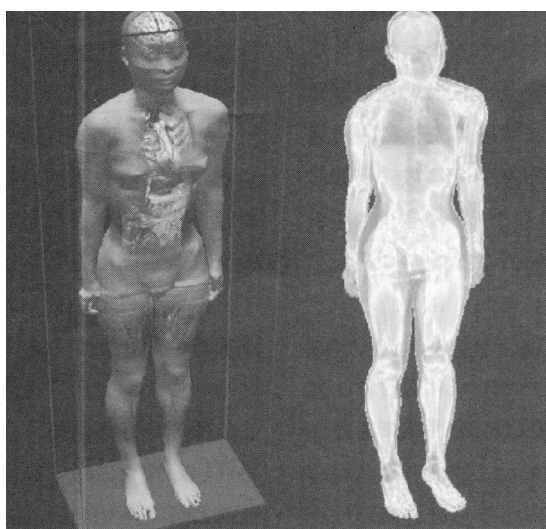


図 2.10 人体の実時間 3 次元画像 [17]

図 2.10 は、人体の動作や機能をリアルタイムに追従できる医用実時間 3 次元画像技術についての図である。生体の機能を観察しながら治療を行なうことは、近未来の理想的な治療形態である。経時的な臓器の動きを観察しながら治療を行なうことや、残存病変や残存機能など手術の結果の予測が可能となる [17]。

2.3.2 没入型仮想現実感提示技術を用いた 3 次元医用画像観測

複数の大型スクリーンを用いて、利用者の周りを映像で覆うことによって、複数のユーザを仮想空間に没入させる装置を没入型ディスプレイという。ディスプ

第2章 VRの医療応用

レイ装置には前左右床の4枚のスクリーンから構成されるCAVE(イリノイ大学), その発展形として床面をガラスにして天井を加えた5面型のCABIN(東京大学) などがある。また, 円筒型スクリーンをもつCYLINDRA(奈良先端科学技術大学院大学) 等がある。

CAVE CAVE(CAVE Automatic Virtual Environment) [18]-[20] は、1992年イリノイ大学で開発されたもので、スクリーン4面を有する装置である。このシステムは、すでに確立された技術の組合せによって構成されたシステムであるために、解像度、画像更新速度などの点から、極めて高いクオリティの立体映像空間の創出が可能である。図2.11は、CT画像から生成した頭骸骨のボリュームデータをCAVEに表示した例である。頭骸骨を内部から観察することができ、またあらゆる角度から見ることができる。

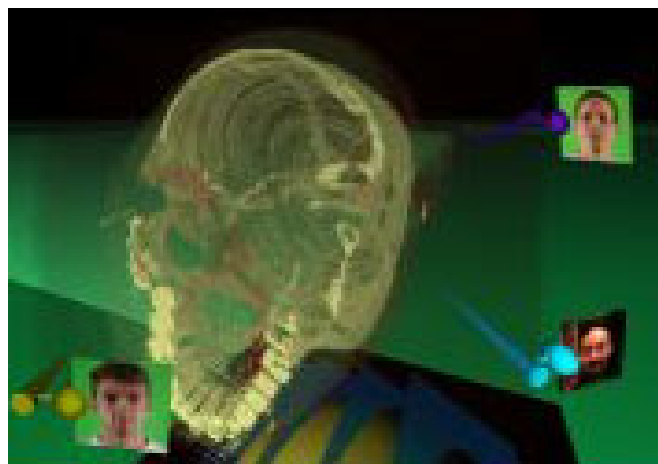


図 2.11 CAVE に投影された頭蓋骨 [18]

CABIN 1997年、東京大学にCABIN(Computer Augmented Booth for Image Navigation) と呼ばれるシステムが完成した。一辺2.5mのスクリーン5面を有する大規模な装置である。この構成によって、CABIN中央部における視野角は約270度となる。人間の視野角は約180度であるから、ユーザが多少頭を動かしても視野に画面の端が入ってこないという利点がある。

図 2.12 は、分子流動をスーパーコンピュータによってシミュレーションし、その様子を CABIN で観察しているところである。微小な物体を大きなスケールで可視化することで、現象の直感的理解を可能にする



図 2.12 CABIN の分子流動シミュレーション [21]

没入型円筒ディスプレイ (CYLINDRA) CYLINDRA(Cylindrical Yard with Large, Immersive and Novel Display for Reality Applications) は高さ $3m$, 直径 $6m$, 視野 330 度の没入型円筒ディスプレイである。

CYLINDRA は曲面のディスプレイを使用しており、適切な両眼立体視表示が可能である。また、複数人が同時に観察するのに適しているという特徴を持つ。この装置では医療教育 [22]、訓練 [23]、仮想体験 [24] など様々なアプリケーションが開発されている。

図 2.13 は、血管を CYLINDRA に表示したものである。作成した脳血管再構成像には脳中央部での蛇行の様子が映し出されており、没入型ディスプレイへ表示することで、あたかも血管内部にいるかのようにユーザに感じさせ、頭部血管の詳細な観察が可能となる。

以上のように、没入型ディスプレイは生体现象の理解に役立ち、医学生の教育や手術シミュレーションなどに応用できる。

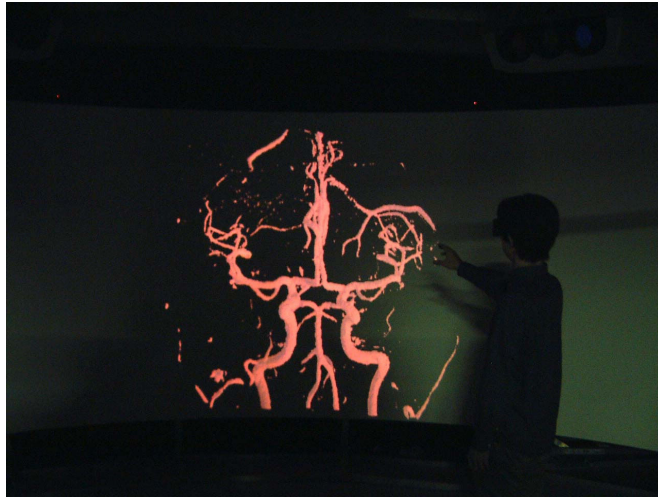


図 2.13 CYLINDRA に表示された脳血管像 [25]

2.3.3 3次元医用画像の手術教育・訓練への応用

3次元医用画像は、手術教育や術前計画、手術訓練などに適用されている。

図 2.14 は、大阪大学で開発された術前計画シミュレーションシステムである。術前に、患者の実際のデータを用いて、PC上で目的とする患者の手術部位の解剖や、手術予定線の確認、展開像などを予測し、手術中の合併症を極力避けるための適切なアプローチを検討できる [26]。



図 2.14 術前計画シミュレーションシステム [26]

図 2.15 は、Boston Dynamics 社が開発した手術トレーニング用シミュレータである。術者は、シミュレータの前に立ち(左上図)、通常と同じ形状をした鉗子を使う(右上図)。そして、グラスをかけてボックス内を覗くと(左下図)、3次元で術野が見えてくる(右下図)。このシミュレータでは、血管に針を通すときの力覚がフィードバックされ、あたかも実際に血管吻合しているかのような臨場感をもって練習できる [27]。

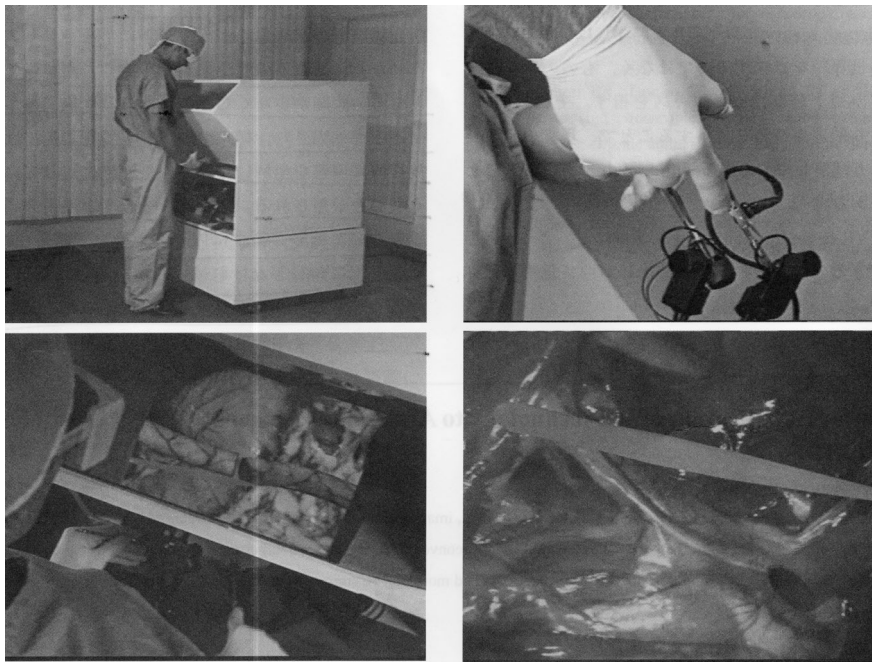


図 2.15 手術トレーニング用シミュレータ [27]

図 2.16 は、京都大学医学部附属病院医療情報部で開発された手術トレーニング用シミュレータで、脳腫瘍術前の前回手術時の頭蓋骨切開部位形状を RTVR 法で作成し、手術を行なう方向に位置合わせを施行しているものである [28]。この技術の登場以前は、外科医の視点方向から実時間での 3 次元再構成画像を提示することは困難であり、外科医は自分の頭の中で断面像から 3 次元画像に再構成して手術計画を立てていた。

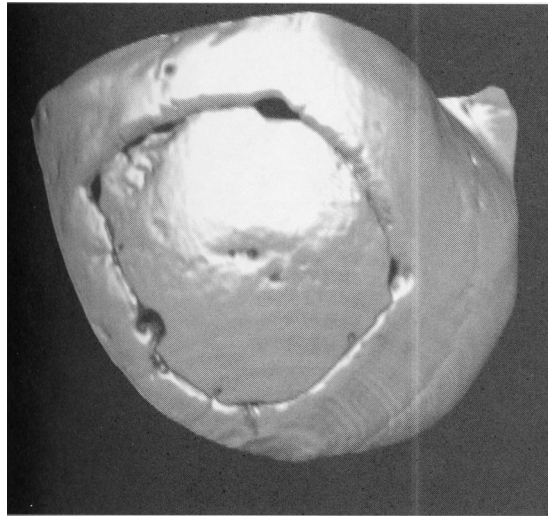


図 2.16 頭蓋骨切開部位形状の 3 次元画像 [28]

図 2.17 の Volume Graphics(京都大学医学部附属病院医療情報部)では、頭部の脳血管の色付け、骨を透明にする操作、脳表の提示、距離や角度の計測や体積を算出することが可能である。

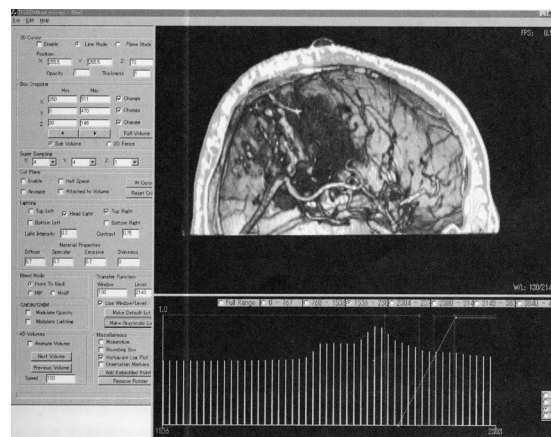


図 2.17 Volume Graphics を用いた画像処理結果の例 [28]

第2章 VRの医療応用

図 2.18、図 2.19 は、VR 空間での脳神経外科の開頭腫瘍摘出手術支援システム (京都大学医学部附属病院医療情報部) である。VR 空間の視覚提示装置には HMD、手術用手袋としてデータグローブ、手術器具用としてスタイラスを使用している。今後、力触覚を追加することで、高い没入感での体験型の手術教育が行なわれることが期待される。

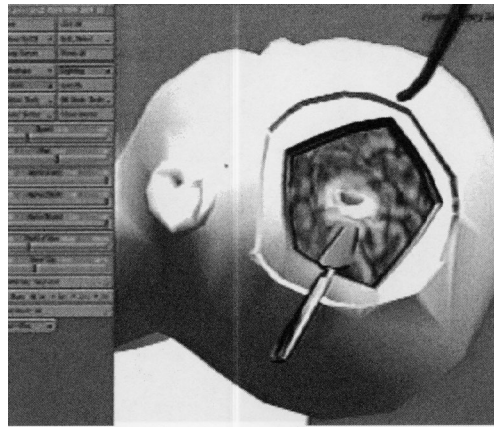


図 2.18 脳腫瘍摘出手術のアプリケーション設計の様子 [28]

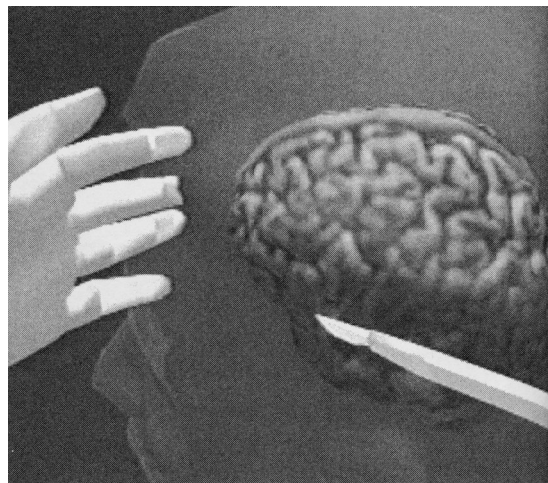


図 2.19 脳腫瘍の摘出術の訓練風景 [28]

このように、体内臓器への可視化や、手術訓練や手術計画などの体内臓器へのインタラクションは行なわれてきているが、体内微細構造に対する可視化やインタラクションに関する研究は少ない。しかし、診断や治療の上で、体内微細構造へのインタラクションは必要不可欠となってきている。

第3章

インタラクティブ仮想3次元像観測システムの提案

この章では、1章、2章で述べたVR医用工学に求められている高解像度性、実時間性、インタラクティブ性を考え、検査などにおける医用画像観測に必要な機能を持った3次元観測システムを提案する。

提案システムは、1. 高精細な3次元画像を、2. 没入型ディスプレイシステムに表示し、3. 遮蔽関係の問題を起こすことなくインタラクティブに観測できるシステムである。

3.1. 体内微細構造観測のためのインタラクティブ仮想3次元像観測システム

第1章で述べたように、医療分野では、全身から、組織、細胞へと、より小さいものを対象に、医療が行なわれるようになっており、診断や手術において医療におけるVR技術の応用が重要になっている。また、医療VRシステムの中で、3次元医用画像は、極めて鮮明な立体画像で、臓器をあらゆる角度から必要な部位または必要な組織だけを抜き出して観察できることや、2次元画像に比べ、より高度に、非常に明瞭に確認でき、診断や治療、手術計画において重要な役割を果たすようになっている。このことから、高精細な画像を用いて体内微細構造を3次元可視化し、微細構造を明らかにすることにより、診断における解析に役立つ

と考え、本研究では高精細な3次元画像可視化システムを提案する。

体内微細構造を観察するときには、スケールを拡大して表示し、構造を把握することが重要となってくる。没入型ディスプレイに広範囲の映像を提示することによって、違和感なく、あらゆる角度からの観察が可能となる。以上のことから、微細構造の観測において、没入型環境は優位であると考えられる。

没入型ディスプレイにおける複合現実感空間では、実物体である手と仮想物体とが相互にインタラクションすることが望ましい。しかし、複合現実感空間においては、実物体と仮想物体との間に遮蔽矛盾問題が起こり、この問題を解決したシステムが必要となる。本研究では、遮蔽矛盾問題を解決した複合現実感空間での仮想物体と実物体との同時表示システムを提案し、没入型ディスプレイにおける操作性の向上を目指す。

以上、医用VRシステムに求められている問題点を考慮し、本研究では、これらの問題を解決する

1. 高精細な3次元画像による微細構造観測システム
2. 没入型ディスプレイを用いた微細構造のインタラクティブな観測システム
3. 複合現実感空間での遮蔽関係の問題を解決するシステム

を構築する。

3.2. インタラクティブ仮想3次元像観測システムの要素技術

前節では、提案するインタラクティブ仮想3次元像観測システムの重要性について述べた。

本節では、提案システムを構築するために特に必要な技術要素である没入型ディスプレイについて、次に没入型ディスプレイにおける複合現実感について、最後に複合現実感で生じる遮蔽矛盾問題について述べる。

3.2.1 没入型ディスプレイ

1992年に、CAVE[18]の登場を契機として、CAVEを発展させた没入型提示装置として、CABIN[29]やCOSMOS[30]が構築された。

没入型ディスプレイは、広大なスクリーンに映像を投影し大画面による取り囲み効果によって臨場感を発生させる装置である。

複数人が同時に観察するのに適しているという特徴を持つため、この装置は医療教育、訓練、仮想体験[24]など様々なアプリケーションが開発されている。

さらに音場を補助的に用いたり[31]、触覚で形状を表現したりといった[32]–[33]、視覚以外の感覚も有効に利用した表現方法が模索されつつあり、観察や診断、手術訓練などへの応用が期待される。

本研究では、体内微細構造の3次元画像を没入型ディスプレイシステムへ表示し、複雑で微細な立体的な構造を容易に観測システムを構築する。

3.2.2 複合現実感 (Mixed Reality:MR)

「Mixed Reality」という概念は、現実世界を基本として情報的に強化された現実感という概念であるAR(Augmented Reality)と、仮想世界を基本として視覚的に補強された仮想感という概念であるVR(Virtual Reality)を包含する概念として、94年にP.Milgramにより提唱された[34]。

複合現実感(Mixed Reality:MR)は、「コンピュータにより生成したバーチャル空間を観察者の周囲の現実空間と時空間的に整合させて観察者に提示することにより、双方に内在される情報を相乗的に増強しようとする技術」と定義される[35]。

現実空間に仮想空間を融合する複合現実感空間では、さらに多く情報を実空間に加えることを可能とする。そのため、複合現実感空間は、新しい情報提示技術として、様々な分野において注目をあびており[36]–[38]、医療の分野では、手術訓練や手術教育において、複合現実感の技術の応用が期待されている。

本研究では、没入型ディスプレイへの3次元画像の単なる表示では把握しにくい複雑形状臓器の腎臓系球体に対して、3次元像内の探索および操作をより直観

的に行なうための、定数的評価を補助する直観的なインタフェースを構築する。

3.2.3 遮蔽矛盾問題

現実空間と仮想空間を融合する複合現実感空間においては、立体視の障害となる遮蔽矛盾問題が生じ、この問題の解決が必要とされている。

複合現実感空間では、現実空間映像に VR 空間映像を光学的に重畳して観察者に提示するため(光学シースルー方式)、VR 空間映像は実空間中に半透明な映像として映し出され隠蔽関係を正しく表現することは基本的に困難である。例えば、本来ならば手によって隠れるべき仮想物体像が手前に見えてしまい、手と仮想物体との前後関係が正しく表示されないという問題が生じる。また、実像に対する加工が困難であることや、CG 像と実像との時間的対応を考慮にいけなければならないという問題点がある [35]。

これらの遮蔽矛盾問題を解決することが、複合現実感空間を実現するうえで、必要不可欠であり、様々な研究が行なわれている [36]–[39]。医療においては、複数人によって行なわれる手術訓練の分野において、この問題を解決することが重要となってくる。

本研究では、複合現実感空間における遮蔽矛盾問題を解決した実物体と仮想物体の同時表示システムを構築する。

第4章

高周波超音波による皮膚と眼の3次元再構成

本章では、第3章で述べたように、高精細画像の3次元可視化により、微細構造を明らかにし、診断における解析に役立つシステムを構築する。本システムでは、微細構造である皮膚や眼を対象とし、断面の高周波超音波画像から3次元可視化を試みる。皮膚では、各層ごとの3次元再構成を行い、各層の形状および表面を呈示することを試みる。また、眼では、角膜と虹彩という微細構造の部分の3次元再構成を行う。3次元可視化することにより、診断における解析に役立つと考える。

4.1. 背景

従来の皮膚と眼の理学的検査方法による診断には、皮膚においては、生体組織を抽出し顕微鏡で観察する細胞診や真菌検査などがあり、眼においては、測定器によって診断する眼球突出計や眼球電図などがある。

しかし、これらの理学的検査方法は、生体を取り出さなければならないという問題点や、微細構造であるため観察が困難であるという問題がある。そのため、非侵襲で微細構造の可視化を行ない、さらに拡大表示することにより構造を明らかにして、診断のための解析に役立てることが必要とされている。

4.1.1 従来の皮膚の検査方法

従来の皮膚の検査方法には、角質層機能の測定、皮膚粘弾性測定などがある[40]。

角質層機能の測定

皮膚の最も大切な機能の1つとしてバリア機能と水分保時機能がある。

皮膚は、外界と生体を隔てるバリアとして、体内の水分が失われないよう、また外界から生体に有害なものが侵入しないように機能している。物質がどの程度皮膚を通りやすいかは、水分の通りやすさの程度と比較的相関があるので、体内から角質を通してわずかに蒸散する水分経表皮水分喪失量 (transepidermal water loss : TEWL) を測定することにより皮膚のバリア機能を評価することができる[41]。

図4.1に、TEWLを測定するDermaLabを示す[42][43]。これは、非侵襲的にバリア機能を評価する機器である。プローブを皮表に置くと、体内から蒸散する水分によりセンサー間に水分の濃度勾配が生じ蒸散量が測定できる。コンピュータソフトによって、測定開始から45秒から60秒で測定できる。

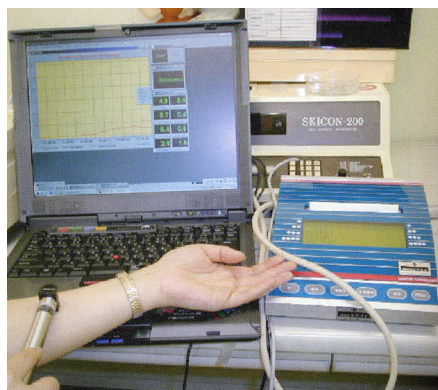


図 4.1 TEWL の測定 - DermaLab[40]

図4.2に、角質水分量を測定するCorneometerを示す。Corneometerは、低周

波数の非固定電流でのキャパシタンスを測定し、角質層全層と表皮の通電性を反映させることにより、角質層の水分量を測定する。

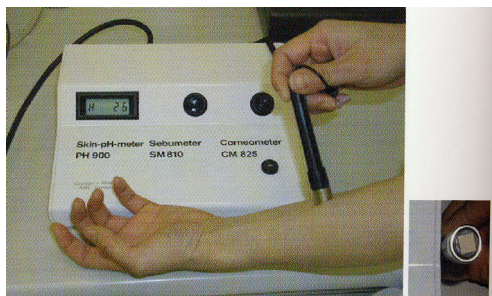


図 4.2 角質水分量の測定 -Corneometer[40]

皮膚粘弾性測定

皮膚粘弾性測定では、皮膚を触ったときの柔らかさ、はり、弾力感などについての情報が得られる。例えば、皮表を触れた時の皮膚の柔らかさは、皮膚の最上層の角質層の柔らかさであるが、皮膚の上から手を押し当てるように触れた場合に感じる皮膚の柔らかさや弾力感は、真皮より深い組織の影響を受けている [40]。

図 4.3 は、皮膚粘弾性を測定する皮膚触覚センサーであり、AXIOM 社で開発された Venustron の本体とプローブである。この機器は、固有の周波数で振動しているプローブの先端が別の固有振動数をもつ皮膚に触れたときに、プローブと皮膚の 2 つの共振振動数に変わるので、その周波数変化を測定する。また、プローブを皮膚に押し込んだときの圧の変化により皮膚の硬さを評価する [40]。



(a) skin-skin-Venustron-1 (b) skin-skin-Venustron-2

図 4.3 Venustron 本体とプローブ [40]

以上、測定機器による測定のほかに、高精細画像によって、皮表を拡大して皮溝や皮丘、皮膚のきめの状態について観察することができる。さらに、皮表のより詳細な部分や毛穴の状態(大きさ、角栓、コメド)についても、より詳細に観察することができる [40]。このことから、高精細画像による解析が有効であると考えられる。

4.1.2 従来の眼の検査

ここでは、従来の眼の検査において、眼圧と隅角に関する検査について述べる。

眼圧に関する検査

眼球の正常な形は、眼球壁を構成する3層の組織、角膜と強膜、ぶどう膜、網膜からなる。眼球の形は、ぶどう膜の血液容量、水晶体、硝子体、眼内圧(眼圧)で保たれている。眼球がボールのように内部圧を保ちその形を維持するのに、眼房水の増減が大変重要な役割を果たしており、眼圧の測定が必要となってくる [44]。

図 4.4 は、Schiotz 眼圧計で、圧入式眼圧計の代表的なものである。点眼麻酔後に眼圧計を角膜上に置き、重さによる角膜の陥凹量を、眼圧計の表示するスケールで測定し、換算表を使用して眼圧を計算する [44]。



図 4.4 Schiotz 眼圧計 [44]

図 4.5 は、Goldmann 圧平眼圧計である。局所麻酔後、フルオレセイン点眼をし、座位で細隙灯顕微鏡のコバルトブルーの照明下で、角膜に眼圧計を一定面積が接触するように圧平する。圧平したときにできる 2 つの半球の内縁が重なるようにダイヤルを回して、このときに得られた数値が被験者の眼圧として表示される [44]。

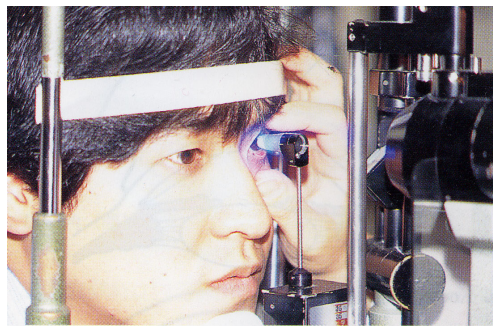


図 4.5 Goldmann 圧平眼圧計 [44]

隅角に関する検査

隅角は、角強膜の移行部と虹彩の根部のなす部分の構造をいう。正常な場合、隅角組織を出た光は内方へ全反射されるので観察できない[44]。

観察法には、直接法と間接法がある。

直接法では、隅角レンズと観察装置を使用して、仰向けの状態で隅角組織を立体的に直視し、Koeppe レンズ (図 4.6) を使用し、双眼鏡か手術顕微鏡を用いて照明下で観察する。

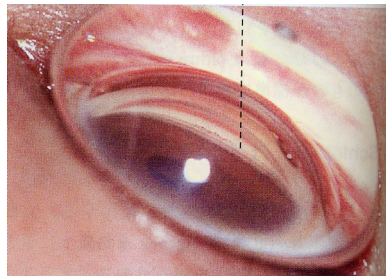


図 4.6 Koeppe 型隅角鏡による隅角の観察 [44]

間接法では、内部に鏡を有する Golomann 型隅角鏡がよく使われている (図 4.7)。麻酔後、角膜とレンズの間に粘性の物質を入れ、細隙灯顕微鏡を使用し、照明下で隅角部を拡大して観察する。

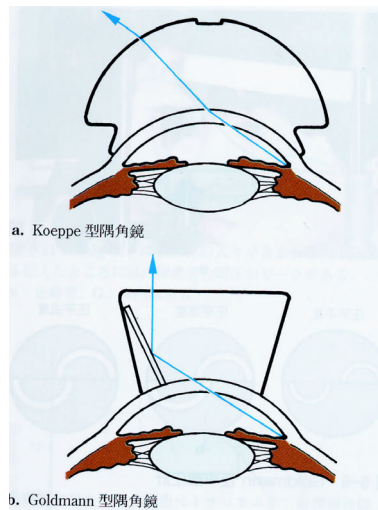


図 4.7 隅角鏡検査の原理 [44]

以上のように、眼に関する各種検査方法があるが、眼を直接計測するため患者に負担がかかることや、詳細な部分までは観察できないという問題点があり、これらの問題点を解決した観察方法が必要であると考えられる。

4.2. 高周波超音波画像

一般に、超音波画像は、数メガヘルツの超音波を用いて撮像されており、およそ 0.5mm の分解能で対象物を可視化することができる。さらに、近年では、一般の超音波画像のおよそ 10 倍の周波数での高周波超音波画像が得られるようになってきており、分解能 0.05mm という非常に小さな分解能で可視化ができる。このため、皮膚表面下の組織や眼の微細構造など、極めて細かいところまでの画像を映し出すことができる [45]–[47]。また、非侵襲で可視化できることから、生体を取り出して傷つけることがない。

使用した画像は、Polish Academy of Science で取得されたものである。表 4.1

第4章 高周波超音波による皮膚と眼の3次元再構成

に、使用した高周波超音波画像のパラメータを示す。画像は、32MHzの振動子を使用して獲得した。振動子の大きさは直径2mm、長さ10mmで、材質はPZTセラミックである。

プローブから伝達される超音波ビームは、機械的に、平面上にセクタースキャンされたものである。信号がプローブによって検出され、追跡した過程、増幅、修正、検波、AD変換、デジタルフィルタリングを経て、Bモード画像として出力される。プローブは、多くのBモード画像を獲得するために、平面に対して垂直方向に、直線的に走査される。

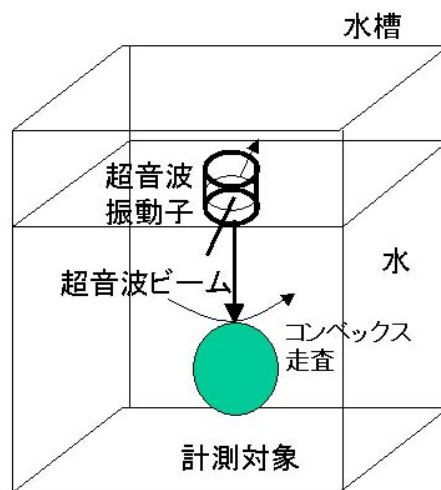


図 4.8 高周波超音波画像の取得方法

表 4.1 超音波 B-mode 画像の撮像条件

画像サイズ	292× 200 pixel
分解能	25 μm / pixel
スライス枚数	80 枚
スライス間隔	75 μm
画像深さ	8 ビット

4.3. 3次元再構成

ボリュームレンダリングによる手法を用いて、3次元再構成を行った。画像は、画像間隔が $25\ \mu\text{m}$ であり、2枚置きに画像を置いていった。このため、画像と画像の間隔は $75\ \mu\text{m}$ となり、隙間が生じる。この補間は、ひとつのボクセルにおけるサイズ値を大きく描くことで行った (図 4.9)。皮膚と眼の構造を鮮明かつ明確に描画するために、各画像に閾値処理を施した。

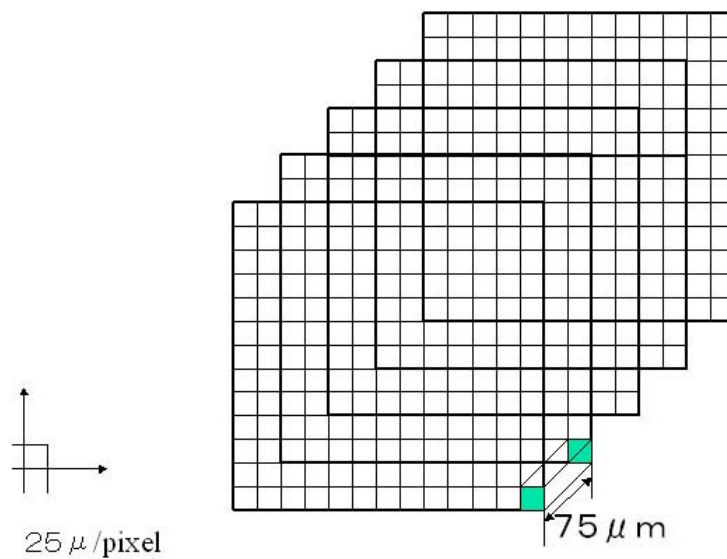


図 4.9 3次元再構成

4.4. 皮膚の高周波超音波画像に基づく3次元再構成

図4.10に、皮膚の断層面を撮像した2次元の高周波超音波画像を示す。超音波画像は、 292×200 のピクセルのBモード画像である。大きさは、それぞれ、縦5mm、横7mmである。

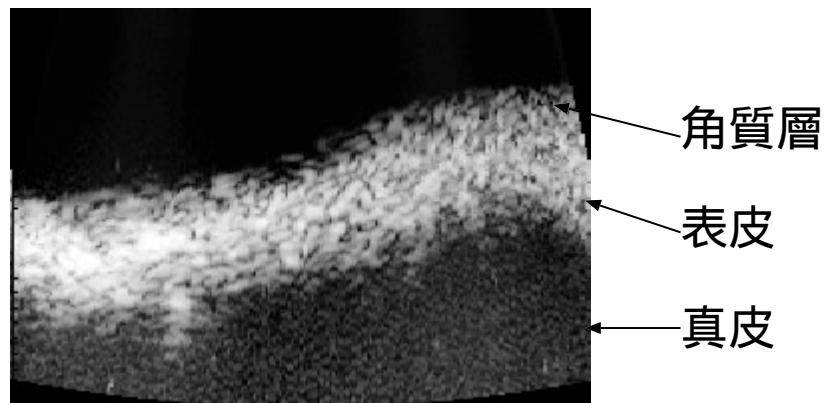


図 4.10 皮膚の2次元高周波超音波画像

この画像では、上から、角質層、表皮、真皮を確認することができる。上層の細く黒く映し出されている部分が角質層、中層の白く映し出されている部分が表皮、下層の黒く映し出されている部分が真皮である。

この3層の特徴について述べる。表皮と真皮は、角質層に比べて、はっきりと確認することができる。表皮は、粗状の組織で構成されており、塊のような一粒一粒を確認することができる。また、真皮は、細かい組織で構成されていることが確認できる。角質層は、かなり薄くおよそ、 $0.1mm$ の厚さである。そのため、確認することが難しい。

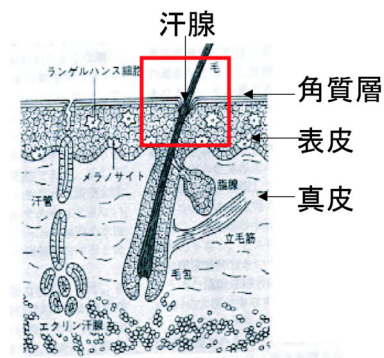


図 4.11 皮膚の構造 [48]

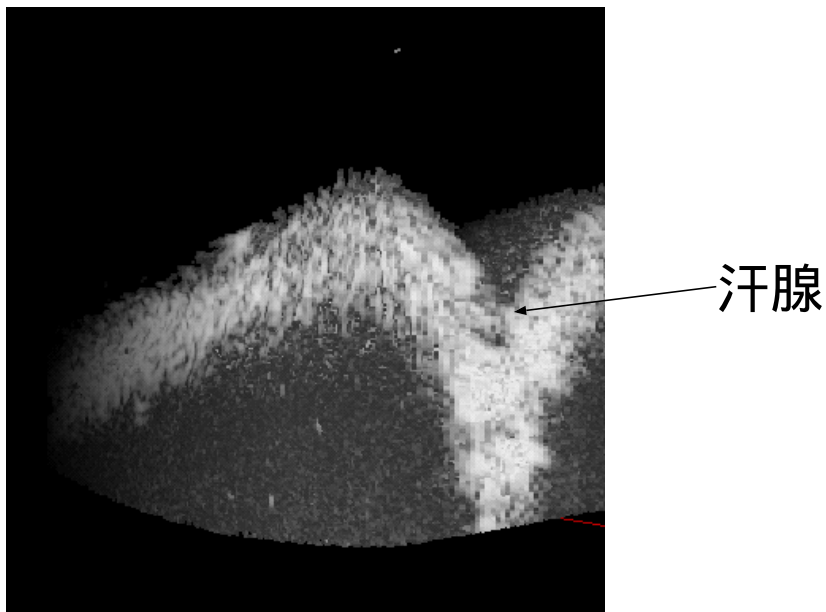


図 4.12 皮膚の3次元高周波超音波画像

図4.12は、80枚のBモード画像から皮膚の3次元再構成を行なった画像である。3次元に再構成したことにより、皮膚の側面部が可視化され、図4.11と比較すると明らかなように、汗腺を確認することができる。また、角質層の形状が現れ

ており、皮膚の表面の様子がわかるようになった。

次に、閾値処置を行なうことによって、表皮のみの3次元再構成画像を生成した(図4.13)。Bモード像は、組織からのエコー信号の強弱を輝度変調したものであり、計測された全ての情報が含まれている。そこで、Bモード画像に閾値処理を施し、可視化したい部位以外の不要な情報を排除する。超音波は、音響インピーダンスの異なる組織の界面で反射されることから、生体組織によって反射計数が異なる。表皮においては、反射率が高く明るく表示され、本実験で用いた超音波画像では輝度値が200以上であった。そのため、表皮を可視化するために閾値として輝度値を200に設定した。輝度値が200以上の画素のみを表示することにより、第2層である皮膚の表皮のみが抽出され、その構造が詳細に示された。

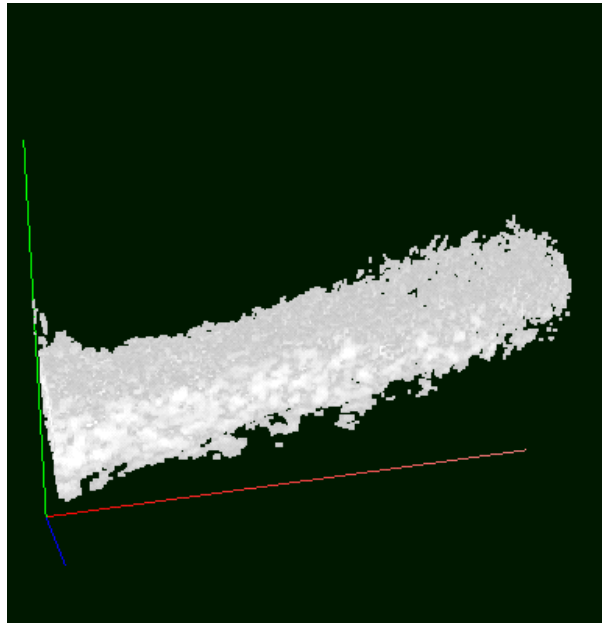


図 4.13 表皮のみの3次元高周波超音波画像

図4.14は、第1層の角質層と第3層の真皮である。Bモード画像に閾値処理を施し、可視化したい部位以外の不要な情報を排除する。ここでは、第1層の角質層と第3層の真皮を可視化するために閾値として輝度値を20に設定した。輝度値が20以下の画素のみを表示することにより、第1層の角質層と第3層の真皮が

抽出され、その構造が詳細に示された。

しかし、このままでは角質層と真皮は輝度値が低いために暗く表示され、観察しにくい。そのため、輝度値を反転表示することによって、角質層と真皮の構造を表示した。その結果、第1層である角質層と第3層である真皮の構造を明確に示すことができた。

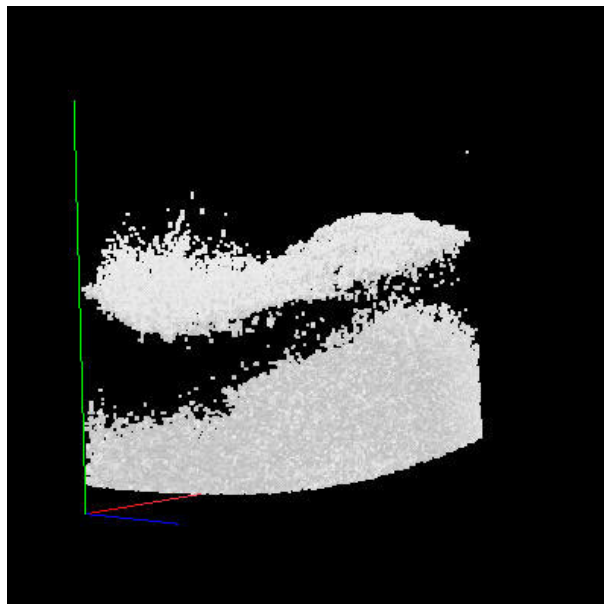


図 4.14 角質層と真皮の3次元高周波超音波画像

皮膚の高周波超音波画像は、近年、多くの皮膚組織を正確に視覚化して、適切な分析と解明を行うために発達してきた [49]。例えば、皮膚の深さまたは厚さを測定することで、皮膚ガンである黒腫の新しい徴候を示すことができる。また、腫瘍の生体内での体積寸法の測定によって、腫瘍の進行の様子を確認することができる。今回、3次元の高周波超音波画像を構成したことで、病気の診断や新しい徴候の発見ができると考えられる。

4.4. 皮膚の高周波超音波画像に基づく3次元再構成

また、表皮と真皮を分離して表示したことにより、表皮の基底層における破壊の様子や、表皮の基底層と真皮におけるメラニン組織の異常発生の様子を確認することができ、全身性エリテマトーデスや白皮症などの症例の診断における解析や、化粧品開発などへの応用が期待される。

4.5. 眼の高周波超音波画像に基づく3次元再構成

図4.15に、眼の角膜と虹彩の部分の高周波超音波画像による2次元断面像を示す。

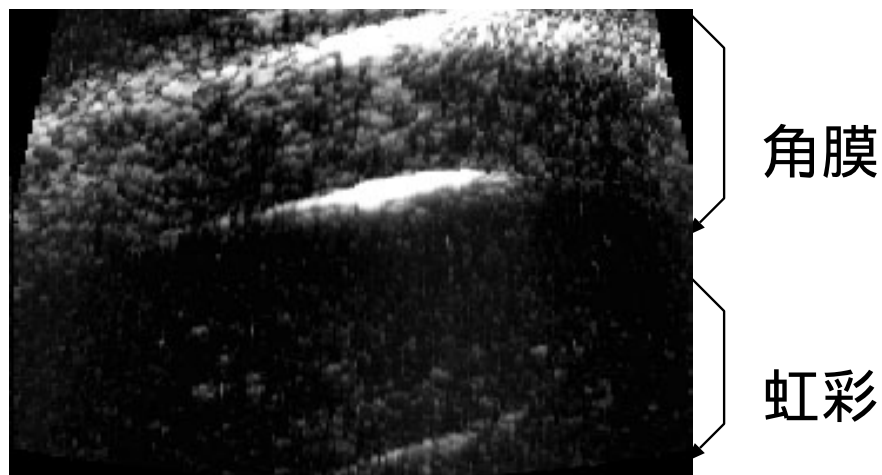


図 4.15 眼の2次元高周波超音波画像

上層の白い部分が角膜、下層の薄く白い部分が虹彩である。全体的に粗い画像になっており、中心部分については、ほとんど組織が映し出されていない。この画像では、角膜と虹彩は明確に示されていない。

4.5. 眼の高周波超音波画像に基づく3次元再構成

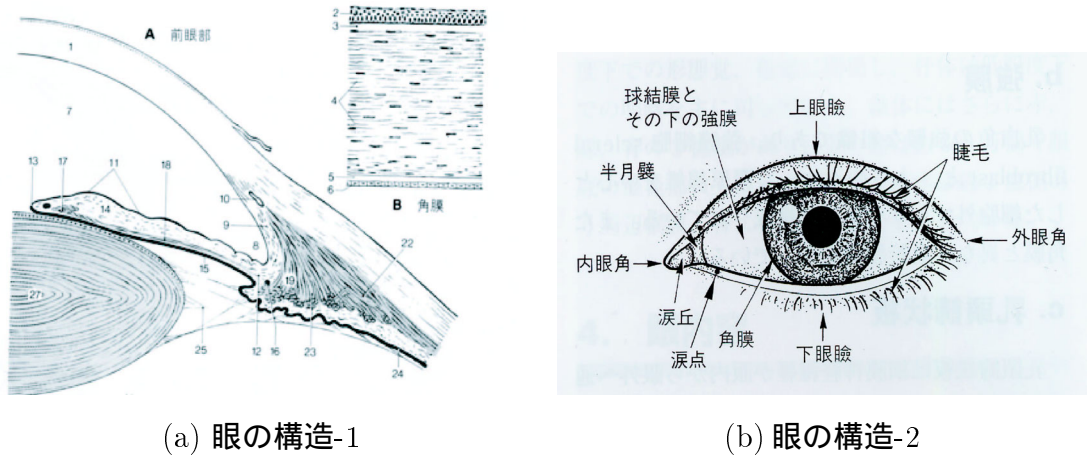


図 4.16 眼の構造 [48]

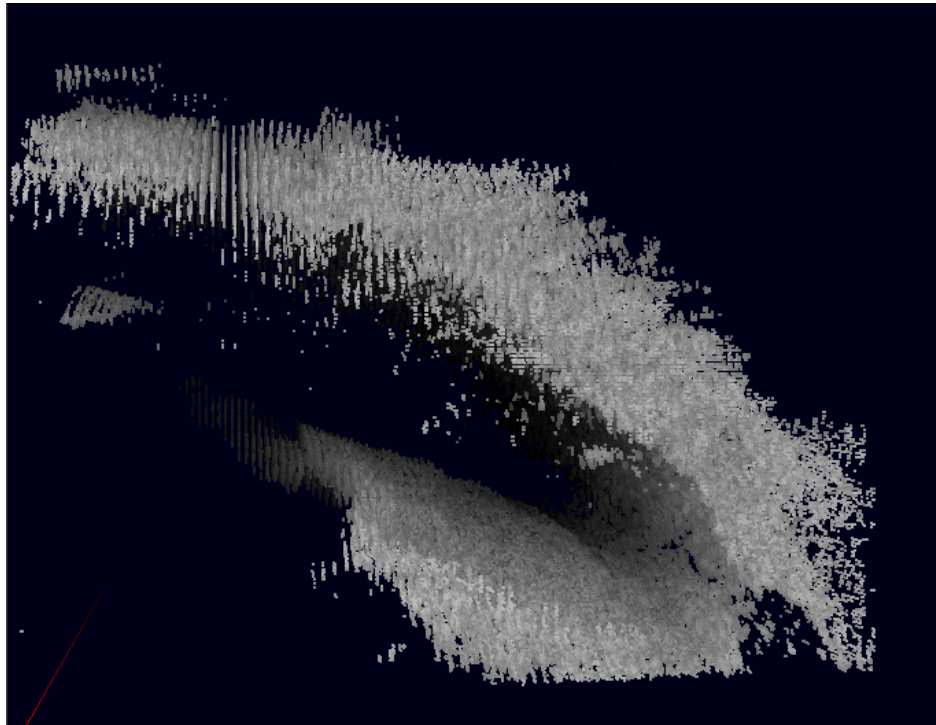


図 4.17 眼の3次元高周波超音波画像

第4章 高周波超音波による皮膚と眼の3次元再構成

図 4.17 に、眼の3次元高周波超音波画像を示す。この3次元画像は、80枚のBモード画像により構成される。超音波画像では、音響インピーダンスの異なる組織の界面で反射された超音波の強弱を輝度変調して映像化される。輝度値から角膜と虹彩の構造が明確に表示されるように閾値を180に設定した。ここでは、図 4.16 と比較すると明らかなように、角膜と虹彩の3次元構造を確認することができた。上部が角膜で、下部が虹彩である。高周波超音波はかなり細かい画像を映し出すので、眼の微細な構造の明確な表示が実現できた。また、3次元画像にすることによって、角膜と虹彩の位置が示され、角膜と虹彩が繋がっているという構造が明確になった。

角膜と虹彩がつくる角度を隅角という。隅角の観察は、緑内障を診断するうえで重要である(図 4.19)[44]。

臨床的に隅角は、広隅角(開放隅角)と狭隅角(閉塞隅角)に分類される。この隅角の分類から、緑内障は開放隅角緑内障と閉塞隅角緑内障に分類される。今回の3次元再構成画像によって、緑内障の診断における解析を進める上で役立つと考えられる。また、隅角部における浮腫、充血、周辺虹彩前癒着などの診断においても有効であると考えられる。

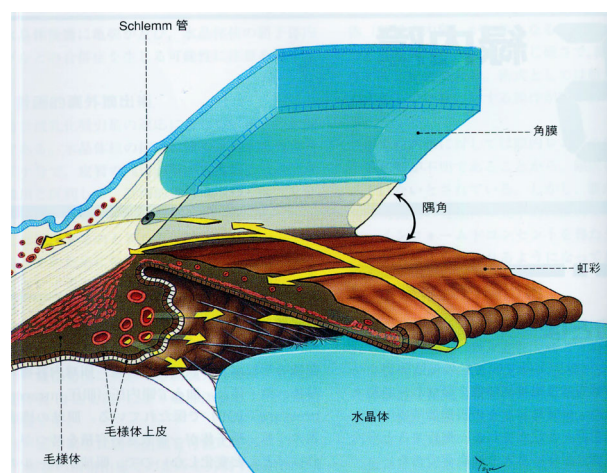


図 4.18 隅角 [44]

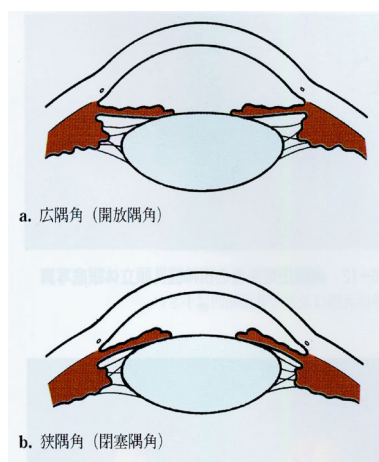


図 4.19 緑内障の隅角 [44]

4.6. 結論

本章では、これまで可視化が困難であった体内の微細構造である皮膚と眼を、高周波超音波に基づく画像を3次元再構成することによって可視化した。

皮膚における角質層、表皮、真皮と眼における角膜と虹彩の微細な構造を可視化し、観察を行ない、その微細構造を示した。また、皮膚においては、それぞれの部分に分けて再構成を行なうことによって、その構造を明らかにした。

本提案手法による可視化技術は、これまで困難であった微細構造の観察を可能とし、病態の把握や診断に貢献できるものとする。

第5章

腎臓系球体のインタラクティブ観測システム

第4章では、微細構造である皮膚と眼を3次元可視化して、その構造を明らかにした。本章では、微細構造である腎臓系球体を3次元可視化して、その構造を明らかにするだけでなく、実際に可視化した腎臓系球体に対してインタラクティブを行ない、腎臓系球体の個数を計数し、診断に役立てることを目的とする。

本章では、微細構造である腎臓系球体の立体的な構造を容易に観察し、腎臓系球体の個数を計数するインタラクティブな観測システムについて述べる。

4.1で腎臓系球体の3次元可視化について説明し、4.2で3次元画像に対して対話的な情報修正を行うポインティングデバイスについて述べ、4.3でシステムの評価を行なう。

5.1. 腎臓系球体の3次元可視化

5.1.1 腎臓系球体の定量評価の背景

国内の糖尿病に関する全国調査によると、1997年では、糖尿病の治療中もしくは、治療が必要な成人男女は、全国で690万人、糖尿病になる可能性のある「予備軍」を含めると1370万人に達し、成人7人に1人に相当するといわれている[50]。糖尿病は、腎不全症や網膜症などの合併症を引き起こすため、腎臓機能を正確に評価し、病変を早期に発見することが重要である。

第5章 腎臓系球体のインタラクティブ観測システム

腎臓機能の評価では、CCD 生体顕微鏡を用いて糸球体の血行動態を把握することが行われている [51]。糸球体は原尿生成という重要な役割を担っており [48]、その動態を定量的に把握することで腎臓の病体特徴や薬剤投与の効果を知ることができると考えられている [52]。しかしこれまでの CCD 生体顕微鏡を用いた方法 [53] では、平面的な観察のため、複雑な構造をした腎臓の定量評価を行うことは困難である。糸球体の一定体積の組織の個数などを定量評価するためには、腎臓の立体的な構造を把握しやすい視覚化を行うことが重要である。

本研究では、腎臓系球体の個数を把握するために、腎臓系球体の断層画像を得て、その画像を 3 次元画像に再構成して没入型ディスプレイへ投影し、観察評価を行なう。

また、腎臓系球体は、複雑形状臓器であるため、3 次元画像の表示では把握しにくいところがある。3 次元像内の探索および操作をより直観的に行なうための、定数的評価を補助する直観的なインタフェースを構築する。

5.1.2 可視化の流れ

腎臓系球体の可視化は、以下の手順で行われる(図 5.1)。

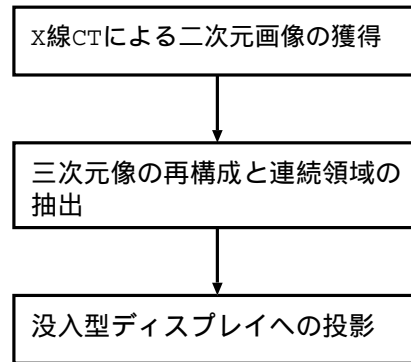


図 5.1 本システムにおける腎臓系球体の可視化の流れ

- X線CTによる2次元画像の使用:
ラットの腎臓系球体のX線CT画像を使用する。
断層像は、川崎医科大学(岡山県)医用工学教室のグループによって取得されたものである。
- 3次元像の再構成と連続領域抽出:
獲得した2次元画像を3次元再構成し、ラベリング処理によって連続領域を抽出し、腎臓系球体を個々に分離する。また、サーフェスレンダリングを適用することでデータを軽減し、高速描画を実現する。
- 没入型ディスプレイへの投影:
3次元再構成像を没入型ディスプレイへ投影し、微小な腎臓系球体を大きなスケールで可視化し、観測評価を行う。

5.1.3 本研究で用いた腎臓系球体 2 次元画像

本研究では、ラットの腎臓系球体の X 線 CT 画像を用いた。断層像獲得までの手順を以下に示す。

- (1) 組織血管内の血液を洗い流し、造影剤を注入する。
- (2) 組織標本を円柱状にくりぬき、直径 $4mm$ のストローに入れて封印する。
- (3) X 線 CT 装置を用いて断層像を獲得する。

撮像条件を表 5.1 に示す。

表 5.1 マイクロ X 線 CT 画像の撮像条件

画像サイズ	660×640 pixel
分解能	10 μm /pixel
スライス枚数	418 枚
スライス間隔	10 μm
画像深さ	8 ビット

図 5.2 にマイクロ X 線 CT による腎臓系球体の 2 次元画像を示す。

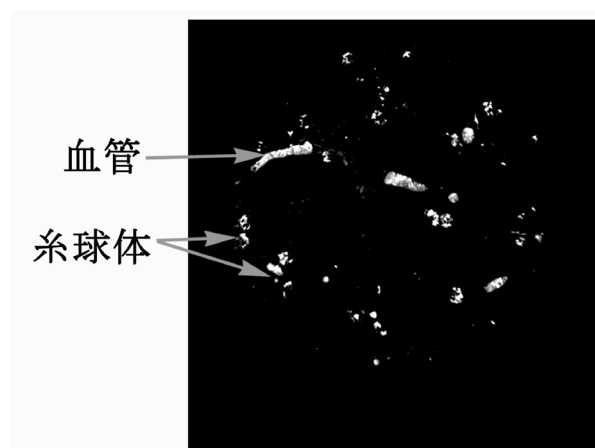


図 5.2 腎臓の断層像例

5.1.4 3次元再構成

系球体の観測を行うためには、個々の系球体を分離抽出する必要がある。
分離抽出処理は以下の手順で行う。

- (1) ボリュームデータを生成する
- (2) 連続領域を1つの腎臓系球体とみなしてラベリングを行う [54]

腎臓系球体は大きさ約 $100\text{-}200\mu\text{m}$ の血管が毛糸玉のように固まった組織であり、輸出入血管とは微細な血管で繋がっている。しかし、この微細な血管はマイクロ X 線 CT の解像度である $10\mu\text{m}$ ではほとんど認識できないため、断層像には個々の腎臓系球体が輸出入血管とは独立して存在しているように写る。したがって、連続領域抽出を行なうことで個々の腎臓系球体の分離が可能であると考えられる [55]。

- (3) マーチングキューブ法でサーフェスレンダリングを実行する (図 5.3)

インタラクティブな観測および自動抽出結果の修正のためには、描画に時間を要するボリュームデータは不向きであるため、各系球体の表面のみを抽出し、サーフェスデータとして保持する [55]。

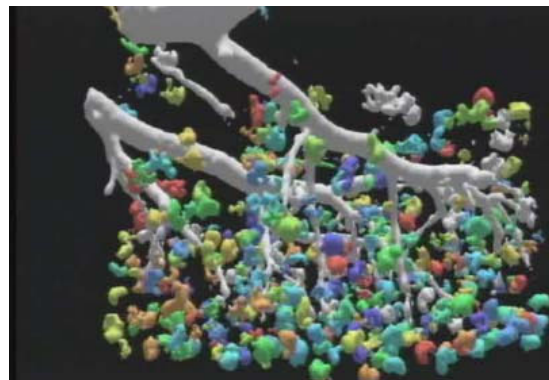


図 5.3 サーフェスレンダリングした3次元腎臓系球体像

5.1.5 没入型表示

本研究では、没入型ディスプレイとしてCYLINDRAを用いた。図5.4にCYLINDRAの構成、図5.5にCYLINDRAの写真を示す。

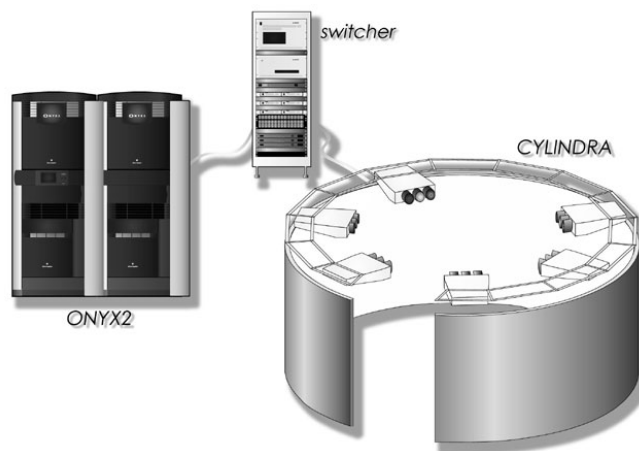


図 5.4 没入型ディスプレイの構成



図 5.5 CYLINDRA

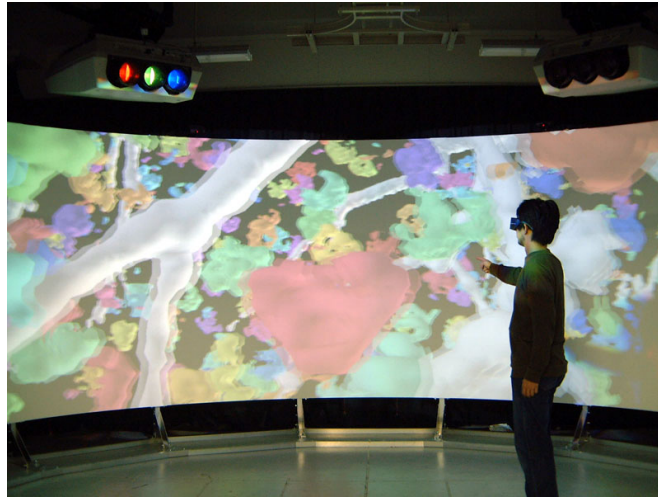


図 5.6 CYLINDRA に投影した腎臓系球体像

図 5.6 に CYLINDRA に投影した腎臓系球体像を示す。腎臓系球体は、拡大して可視化され、概ね個々に分離されているので、観測に有効である。

しかしながら、腎臓系球体は複雑な形状をしているため、画像処理だけでは系球体を自動的に計数することは困難である。そのため、仮想像に対してインタラクションを行ない、修正を行なうことが必要となる。

5.2. ポインティングデバイス

腎臓系球体は複雑な形状をしているため、画像処理だけでは系球体を自動的に抽出することは困難である。本節では、没入型ディスプレイに提示された仮想像に対して魚眼レンズ付きカメラとLEDを用いて、ユーザが指で直接指し示すことでインタラクションができるポインティングデバイスを構築する。構築インタフェースを用いることで、ユーザは拘束されることなく、自由に腎臓系球体を計数することができる。

5.2.1 ポインティングデバイスの構成

提案システムは没入型ディスプレイを用いて仮想像を提示し、ユーザが指で仮想物体を直接指し示すことでインタラクションを行えるインタフェースを備える。

没入型ディスプレイ内でユーザが自由に仮想空間とインタラクションできるようにするには、インタフェースは非拘束なものでなくてはならない。本研究ではプロジェクタが作る磁場の影響を考慮し、画像認識を用いたインタフェースを構築することで、非拘束なインタフェースを構築する。しかし、没入型ディスプレイ内は、プロジェクタによって投影される画像の視認性を確保するため、一般的に暗く画像認識を用いることは困難である。本研究ではインタフェースの入力として、色の異なる複数のLEDを用いることでこの問題を解決した。構築したポインティングデバイスを図5.7に示す。ポインティングデバイスは、指先と腕の2個所に装着した。

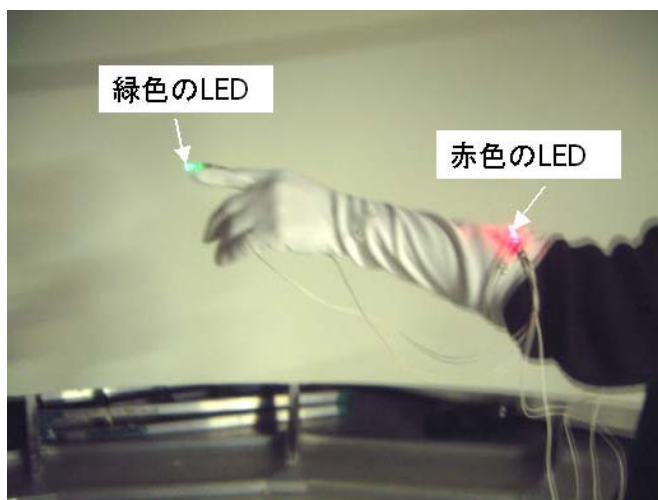


図 5.7 ポインティングデバイス

一方、一般に没入型ディスプレイはスクリーン装置でユーザの周辺を覆う構造になっているため、スクリーンを遮蔽しないようにするためには、カメラ装置の設置場所は限られる。また、ユーザが自由に装置内を移動出来るようにするためには、広い範囲をカメラ装置で撮影できるようにする必要がある。そのため、魚眼レンズ付きカメラを用いることで、上記の問題を解決した。図 5.8 にシステムの構成を示す。

CYLINDRA は天井が空いているためカメラが設置しやすく、本システムでは、魚眼レンズを 5 台設置して撮影範囲を拡げた。カメラは、光軸が鉛直下向きになるように設置した。次に、カメラから得られた映像を PC に取り込み、LED の輝点を抽出し、抽出した座標値をもとに、ポインティングデバイスの座標値を算出した。算出した座標値をネットワークを通して WS に通信し、CYLINDRA スクリーンに指の指し示す先を投影する。

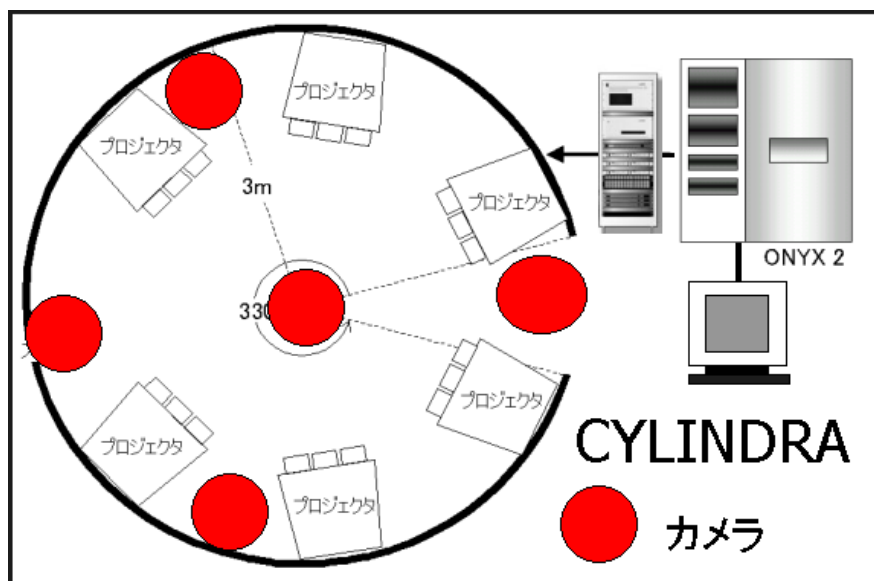


図 5.8 システムの構成

5.2.2 ポインティングデバイスの位置計測

本研究では、没入型提示装置内のポインティングデバイスの位置・角度をステレオ計測 [56][57] を用いて計測した。

ポインティングデバイスには色の異なる 2 つの LED が装着されている。ポインティングデバイスの計測はこの LED の位置を計測することで実現する。LED の位置計測は以下のように行う。

光の入射角の算出

提案システムでは、魚眼レンズ付きカメラを用いて計測を行う。

- 魚眼レンズの特性

魚眼レンズの特性を用いて、カメラから映し出された映像から、カメラの中心と輝点を結ぶ直線の式を求める。

魚眼レンズは焦点距離を f , 入射角を θ , 撮像面の座標を d とすると,

$$d = f \times g(\theta) \quad (5.1)$$

という関係が一般に成り立つ。

この魚眼レンズの特性を用いると、取得した映像から、光の入射角を簡単に求めることができる(図 5.9)。

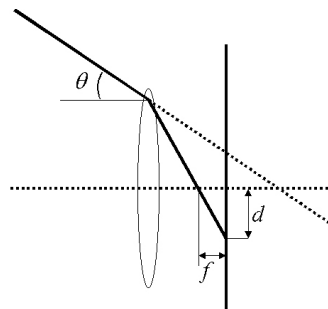


図 5.9 魚眼レンズの特性

- 実際の入射角算出

本研究では、魚眼レンズ特性から中心からの距離と角度の関係を示した表(付録)を用いて、図 5.9 の入射角 θ を算出した。焦点距離は、 $1.6mm$ である(図 5.10)。



図 5.10 魚眼レンズ付きカメラ

カメラと光源を結ぶ直線の導出

- 座標の定義

CYLINDRA の中央床面を原点とし、図 5.11 のように床面を X-Y 平面、垂直上向きを Z 軸とする座標系 (CYLINDRA 座標系) を設定する。また、各カメラごとに、カメラ中心を原点、カメラの光軸方向を Z 軸、CYLINDRA 座標系の X 軸方向を X 軸とするカメラ座標系を設定する。

- 直線の式

次にカメラと光源を結ぶ直線の方程式を算出する。

図 5.12 に示すように、 i 番目のカメラ座標系において z 軸と直線のなす角 θ_i 、 x 軸と直線の x - y 平面上への射影とのなす角を ϕ_i 、カメラ中心の CYLINDRA 座標系における空間位置を (Fx_i, Fy_i, Fz_i) とすると、光源とカメラ中心を結ぶ直線の方程式は以下ようになる。

$$\frac{x - Fx_i}{\sin \theta_i \cos \phi_i} = -\frac{y - Fy_i}{\sin \theta_i \sin \phi_i} = -\frac{z - Fz_i}{\cos \theta_i} = t_i \quad (5.2)$$

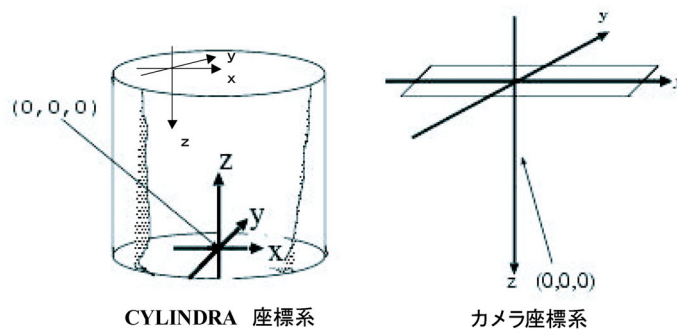


図 5.11 CYLINDRA 座標系とカメラ座標系

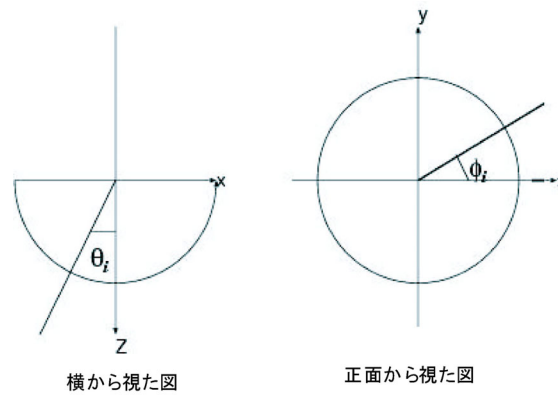


図 5.12 カメラから見た図

LED の座標の算出

理論上は 5 本の直線式の交点が輝点の座標値となるが、実際には、5 本の直線が 1 点で交わらないため、5 本の直線と輝点との距離が最小となる点を、最小自乗法 [58] により求め、LED の位置とする。

全体で k 個 ($k \leq 5$) のカメラに LED が映っているとすると、点 (x, y, z) から直線群への自乗距離の合計は、

$$D = \sum_{i=1}^k \left\{ (x - t_i \sin \theta_i \cos \phi_i - Fx_i)^2 + (y + t_i \sin \theta_i \sin \phi_i - Fy_i)^2 + (z + t_i \cos \theta_i - Fz_i)^2 \right\} \quad (5.3)$$

となる。 D を各変数 $x, y, z, t_i (0 < i \leq k)$ についてそれぞれ偏微分し、下記の連立方程式を解くことで、目的の (x, y, z) を得る。

$$\frac{\partial D}{\partial X} = \frac{\partial D}{\partial Y} = \frac{\partial D}{\partial Z} = \frac{\partial D}{\partial t_i} = 0 \quad (5.4)$$

仮想物体の指示

構築システムでは、ユーザの指を仮想レーザーポインタと見なし、指先の延長線上にある仮想物体を指示する。仮想レーザーポインタは計算機上で生成され、仮想レーザーポインタを生成する計算機の座標系を計算機座標系と定義する。計算機で生成された仮想レーザーポインタは、CYLINDRAに投影される。

指し示された領域は、仮想空間中の仮想レーザーとポリゴンの軌跡の交差判定を用いれば検出することが出来る。しかし、この方法では全てのポリゴンに対して交差判定演算を行う必要があり、処理に時間を要する。本研究では、サーフェスデータを生成する際に用いたボリウムデータ上で、計測された2個のLEDを通るレイを生成し、レイキャスティング処理を行うことで、高速に仮想物体と仮想レーザーの交差点を検出する。

5.3. ポインティングデバイスの評価

本節では、構築したポインティングデバイスの評価として、ポインティングデバイスの光源位置の計測精度、およびポインティング精度を評価する。

5.3.1 光源位置の計測精度の評価

目的

本実験は光源の位置計測精度を評価することを目的とする。

方法

CYLINDRA 内の特定の位置に、直径約 0.01m の電球を設置する。この光源の位置を構築システムを用いて算出した位置と、予め計測した位置を比較しその誤差を求めることで、位置計測精度の誤差を算出する。

結果

図 5.13 の 18 点に対して、それぞれ 2 回ずつ計測を行い算出した結果を表 5.2 に示す。

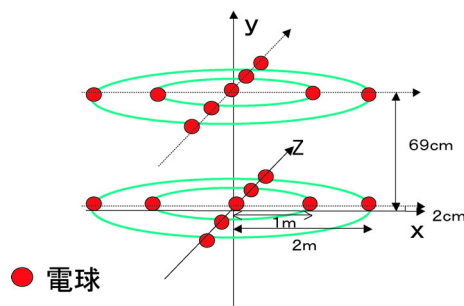


図 5.13 光源の配置

表 5.2 位置計測における誤差の平均値 [m]

点	真値			測定値			誤差			距離
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	
A	0.00	0.00	0.02	0.01	-0.03	-0.01	0.01	-0.03	-0.03	0.04
B	1.00	0.00	0.02	0.99	-0.02	0.00	-0.01	-0.02	-0.02	0.03
C	0.00	1.00	0.02	0.01	1.00	0.02	0.01	0.00	0.00	0.01
D	-1.00	0.00	0.02	-0.97	-0.02	-0.01	0.03	-0.02	-0.03	0.05
E	0.00	-1.00	0.02	0.01	-1.04	-0.01	0.01	-0.04	-0.03	0.05
F	2.00	0.00	0.02	1.97	0.02	0.00	-0.03	0.02	-0.02	0.04
G	0.00	2.00	0.02	0.02	1.97	0.14	0.02	-0.03	0.12	0.12
H	-2.00	0.00	0.02	-1.94	-0.01	-0.01	0.06	-0.01	-0.03	0.07
I	0.00	-2.00	0.02	0.00	-2.03	0.02	0.00	-0.03	0.00	0.03
J	0.00	0.00	0.69	-0.02	-0.05	0.66	-0.02	-0.05	-0.03	0.06
K	1.00	0.00	0.69	0.98	-0.03	0.67	-0.02	-0.03	-0.02	0.04
L	0.00	1.00	0.69	0.01	1.02	0.71	0.01	0.02	0.02	0.03
M	-1.00	0.00	0.69	-0.99	-0.02	0.65	0.01	-0.02	-0.03	0.04
N	0.00	-1.00	0.69	-0.01	-1.04	0.65	-0.01	-0.04	-0.04	0.06
O	2.00	0.00	0.69	1.95	0.01	0.67	-0.05	0.01	-0.02	0.06
P	0.00	2.00	0.69	0.00	1.99	0.84	0.00	-0.01	0.15	0.15
Q	-2.00	0.00	0.69	-1.91	-0.02	0.66	0.09	-0.02	-0.03	0.10
R	0.00	-2.00	0.69	0.00	-2.04	0.69	0.00	-0.04	0.00	0.04

また、中心からの距離 $R=1m, 2m$ および床からの高さ $H=0.02m, 0.69m$ によって分類した各グループの誤差の平均は、表 5.3 のようになる。表中、() 内の値は測定中の最大誤差である。

表 5.3 各グループの誤差の平均値 [m]

	$H = 0.02$	$H = 0.69$	計
$R = 0.00$	0.04	0.06	0.05
$R = 1.00$	0.03(0.05)	0.04(0.06)	0.04
$R = 2.00$	0.07(0.12)	0.09(0.15)	0.08
計	0.05	0.06	0.06

考察

全体の平均誤差は 0.06m 程度であった。理論上、画像上で 1 ピクセルのずれが生じると、床面では 0.05m のずれを生ずることを考慮すると、本研究で用いた位置計測の手法は適切に機能していたと言える。

その他、誤差の原因として考えられることとして、

- カメラ取付の際に、光軸が正確に鉛直下向きでない可能性がある。また、回転の可能性がある。
- カメラ位置を手作業で求めているため、正確でない可能性がある。
- 取得された画像のアスペクト比が正確に 1:1 でないため、 ϕ が正確に取得できていない可能性がある。
- 魚眼レンズ特性のマッピングが正確ではない可能性がある。
- 電球からの光の反射によって光源の像が歪む場合がある。

などが挙げられる。

計測精度の場所依存性については、スクリーン際に行くほど誤差が大きくなった。これは距離に対しては画像周辺では中央部よりも低い分解能しか得られないためと考えられる。CYLINDRA 奥 (y 座標が正) の領域において高さ方向に大きな誤差がみられているのも、入口付近のカメラでは LED が画像の端ぎりぎりに捉えられており、LED 抽出の精度が低くなったためだと考えられる。

5.3.2 ポインティング精度の評価

目的

本実験は、構築したポインティングデバイスが、どの程度正確にポインティングしているかを評価することである。

方法

まず、ポインティングデバイスが実際に指し示している CYLINDRA スクリーン上の点を、ポインティングデバイス先端にレーザポインタを取り付けることで提示する。次に、ポインティングデバイスから射出される仮想レーザが CYLINDRA のスクリーン面に当たる位置を構築システムを用いて計測し、出された点に球状の仮想物体を提示する (図 5.14)。この 2 点の距離を実計測することで、誤差を測定する (図 5.15) (図 5.16)。

CYLINDRA 内の Y-Z 平面上の異なる 4 点 (A 点、B 点、C 点、D 点) に、デバイスを設置し、それぞれの設置点において、水平方向、上向き、下向きの、3 方向にデバイスを傾けて、合計 12 方向で、それぞれ 10 回ずつ計測を行う。

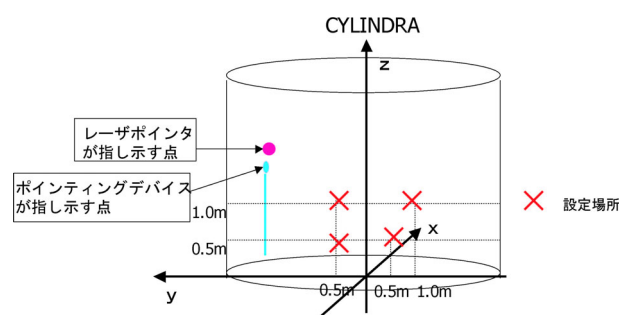


図 5.14 計測位置



図 5.15 ポインティング精度の計測



図 5.16 精度評価のためのデバイス

第5章 腎臓系球体のインタラクティブ観測システム

結果

算出した結果を表 5.4 に示す。(A,B,C,D は各計測位置を、1、2、3 は各計測位置における方向(1は上向き、2は水平向き、3は下向き)を示す)。

表 5.4 位置計測における誤差の値 [m]

A-1	0.34	0.32	0.26	0.25	0.36	0.35	0.32	0.43	0.34	0.27
A-2	0.28	0.37	0.27	0.26	0.31	0.26	0.30	0.25	0.30	0.21
A-3	0.32	0.15	0.14	0.23	0.10	0.12	0.21	0.10	0.07	0.09
B-1	0.30	0.37	0.30	0.30	0.30	0.37	0.30	0.43	0.30	0.30
B-2	0.09	0.10	0.06	0.06	0.12	0.10	0.16	0.21	0.02	0.09
B-3	0.10	0.12	0.03	0.26	0.08	0.12	0.16	0.10	0.15	0.16
C-1	0.18	0.19	0.33	0.29	0.30	0.30	0.29	0.30	0.33	0.29
C-2	0.01	0.16	0.08	0.21	0.07	0.06	0.04	0.07	0.06	0.07
C-3	0.18	0.08	0.09	0.13	0.13	0.08	0.14	0.03	0.13	0.08
D-1	0.12	0.24	0.23	0.28	0.36	0.23	0.34	0.33	0.21	0.24
D-2	0.03	0.45	0.21	0.19	0.20	0.21	0.28	0.20	0.45	0.21
D-3	0.11	0.24	0.16	0.18	0.14	0.19	0.21	0.18	0.18	0.16

表 5.5 各グループの誤差の平均値 [m]

	上向き	正面向き	下向き
<i>A</i>	0.32	0.28	0.15
<i>B</i>	0.32	0.10	0.13
<i>C</i>	0.28	0.08	0.11
<i>D</i>	0.26	0.25	0.18

また、各グループの誤差の平均値を表 5.5 に示す。誤差値は、一定しておらず、上向きの誤差値が大きい。また、最小誤差は $0.01m$ 、最大誤差値は $0.45m$ と、誤差値にばらつきがある。

考察

上向きになるほど、ずれが大きくなっている。これは、魚眼レンズの計測範囲が上の部分をカバーできないところがあるため、精度が低いために生じると考えられる。

他に、ずれが生じる原因としては、プロジェクタの投影の仕方、レンダリングする時の座標系の設定などが考えられる。これらの問題を解決することで、ポインタのずれは解消されると考える。

5.4. 腎臓系球体でのシステムの使用感の評価

本実験は、構築したシステムを用いて、快適に糸球体個数分布の観測が行えるかどうかを評価することを目的とする。

最初に、腎臓系球体の個数を把握するために、腎臓系球体の2次元画像をX線CTで撮像し、画像を3次元再構成し、没入型仮想空間提示装置に表示する。次に、構築したシステムを用いて、複雑な形状をしている腎臓系球体の詳細な観測評価を行う。

5.4.1 方法

本実験では、被験者に構築したシステムを用いて複数の糸球体を分離する作業をしてもらい、使用感をインタビューし、自由回答してもらう。

5.4.2 腎臓系球体でのシステムの使用の様子

図5.17 図5.18は、提案したインタフェースを用いて、糸球体を直接指し示した前後の様子である。図5.18に示すようにユーザが糸球体を指し示すと、指先の延長線上にある糸球体の色が変わり、糸球体が計数される。

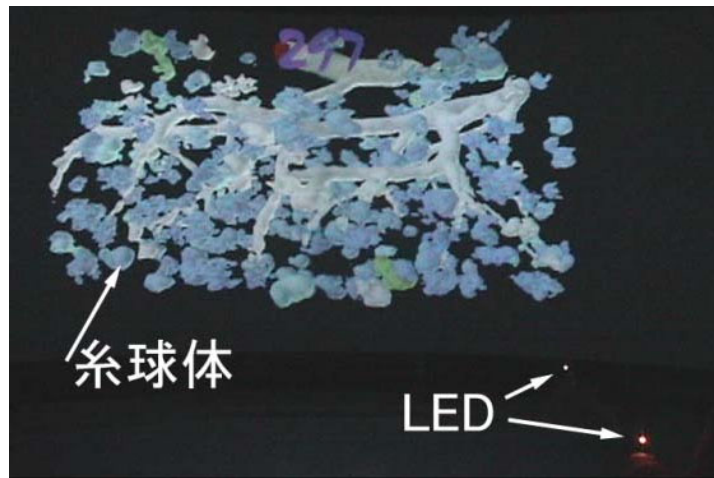


図 5.17 仮想レーザーによる糸球体のポインティングの様子 (1)

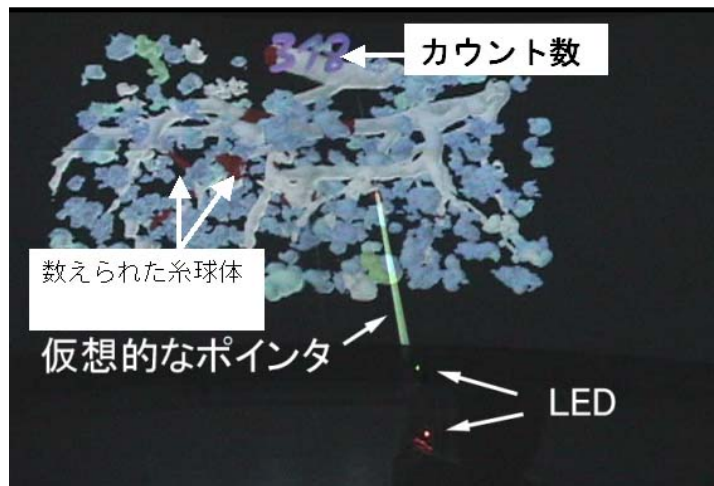


図 5.18 仮想レーザーによる糸球体のポインティングの様子 (2)

5.4.3 システム使用感の評価

ユーザの目標とする系球体を指し示すことが難しく、系球体を指し示そうと思っても、血管がポイントされ、即座にポイントされないことがあった。これは、計算処理を向上させることで解決されると考える。

また、系球体をポイントする時に、ユーザはある一定範囲の場所においてのみ、ポインティングデバイスを使用することができる。CYLINDRAにおけるLEDの測定範囲をさらに広げることにより解決されると考える。

誤差値が、数 *cm* から数 *10cm* 程度見られるが、CYLINDRAが直径 *6m*、高さ *3m* の範囲において、誤差率が 10 % 以内におさまっており、また、ユーザの視覚フィードバックによる修正が行なわれることから、許容範囲とみなすことができると考える。

5.4.4 医師による評価

本システムに対して、川崎医科大学医用工学教室の医師一名に評価を頂いた。

「データ解析を進めるための3D表示として有効である。ただ、注視した系球体を部分的に回転させて確認する方法を行なうほうがいい。」という、本システムの有効性と表示に対しての工夫の必要性を示された。

5.5. 結論

本章では、微細構造である腎臓系球体を没入型提示装置に表示し、可視化した微細構造に対してインタラクションを行ない、腎臓系球体をインタラクティブに観測できるシステムを構築した。

提案システムでは、まず、マーチングキューブ法を用いて3次元X線CTデータをサーフェスレンダリングし、没入型仮想空間提示装置に提示した。没入型仮想空間提示装置を用いることで腎臓系球体を容易に視認することを可能とした。次に、魚眼レンズ付きカメラとLEDを用いて没入型仮想空間提示装置内でインタラクションを行うためのインタフェースを構築した。構築インタフェースを用

いることで、ユーザは拘束されることなく自由に、インタラクティブに糸球体の個数を計数することができた。

今後は、診断で必要とされている単位体積当りの個数分布や、腎臓内での糸球体の密度分布、糸球体の大きさ別の数のヒストグラムを量るシステムを構築する必要がある。また、腎臓糸球体を指し示す時に、後部に位置している腎臓糸球体を指し示すことができないという問題がある。この部分について解決する必要がある。

第6章

複合現実感空間での仮想物体と実物体との同時表示

第5章において、仮想物体である微細構造の腎臓系球体を指し示し触れようとする、腎臓系球体を裏側から手で触れることができないという問題が生じる。これは、複合現実感における遮蔽矛盾問題によるものである。



図 6.1 複合現実感における遮蔽矛盾問題

本章では、複合現実感空間で仮想物体と実物体との同時表示システムにより、任意の仮想物体を手にとって観察することが可能となるシステムを構築する。

6.1. 複合現実感空間における遮蔽矛盾問題を解決したシステム

この節では、複合現実感空間における遮蔽矛盾問題を解決したシステムの先行研究について述べる。

6.1.1 メディアクリスタル

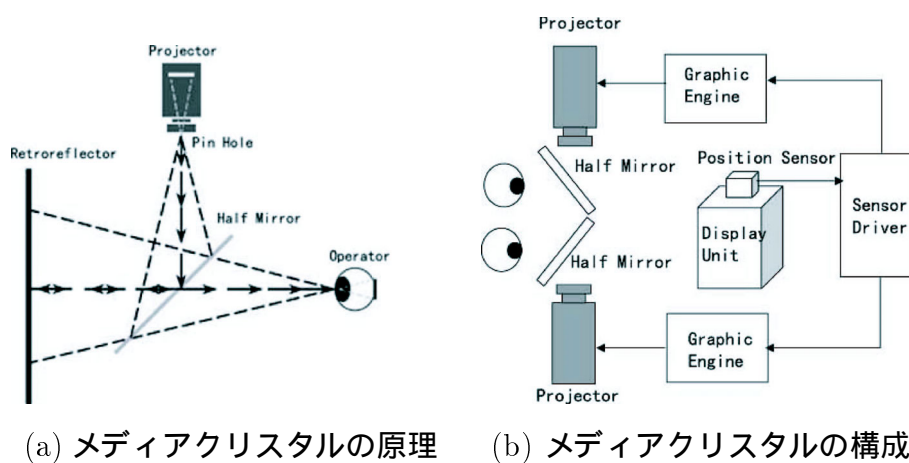


図 6.2 メディアクリスタル [4]

東京大学で開発されたメディアクリスタル(図 6.2)は、再帰性反射材スクリーンを利用して遮蔽矛盾問題を解決したシステムである。再帰性反射材とは、入射方向に高い指向性を持ち反射する性質をもつ素材で、様々な物体をスクリーンとして利用することが可能となるものである [4]。

このシステムでは、図 6.2 に示すように HMP(Head Mounted Projector:頭部搭載型プロジェクタ)と観察者の目をハーフミラーによって光学的に共役位置に配置し、スクリーンの形状に凸凹があっても像の歪みが生じないように工夫している。また、ピンホールをプロジェクタの前面に配置することにより焦点深度を深め、提示部の形状や提示部の前後方向の移動によるピンぼけなどを生じにくくしている。このような構成により、プロジェクタと提示部の間に何らかの遮蔽物が

6.1. 複合現実感空間における遮蔽矛盾問題を解決したシステム

あったとしても、遮蔽物の影が生じる部分は遮蔽物自体によって観察者からは死角となる。そのため、観察者から見ると遮蔽物の影は事実上ないとみなすことができる。ピンホールによって投影光が大幅に減衰されるため提示面(再帰性反射材)以外の部分に投影された像は散乱され肉眼で観察不能な暗さとなる。一方、提示面はこの減衰された光を散乱することなく視点方向にのみ反射するため像は十分に観察可能である。このメカニズムによって、提示面部のみの選択的な投影が可能となり、正しい遮蔽関係が保持される [4]。



図 6.3 メディアクリスタルにおける提示例 [4]

図 6.3 は、メディアクリスタルを用いて、球形の提示部に人形の映像を投影したものである。VR 物体である人形が球形の提示内部に存在するかのような結果が得られている。図より明らかなように、人形の映像が手で遮蔽される部分は、正しい遮蔽関係を保っている。

6.1.2 ビデオシースルー型拡張現実感のための実時間ステレオ画像合成

奈良先端科学技術大学院大学で開発された、ビジョンセンサとビデオシースルーの組合せを用いた複合現実感のための画像合成手法で、遮蔽矛盾問題を解決したシステムである [36]。

このシステムは、HMDに取り付けられたステレオカメラによって投影された画像から、1) カメラパラメータ推定による現実環境と仮想環境の位置合せを行ない、2) 現実環境の奥行推定による現実物体と仮想物体の前後関係の表現を可能にするビデオシースルー拡張現実感システムである。現実環境の奥行推定問題を拡張現実感に特化することによる計算量削減により、ビデオレートに近い実時間処理を実現し、提示環境の両眼立体視と運動立体視を可能にしている。



図 6.4 合成ステレオ画像の例 [36]

図 6.4 は、仮想物体より手前に現実物体が存在する場合に、現実物体によって仮想物体の一部が隠蔽されており、仮想物体と現実物体の前後関係が矛盾なく表現されていることが確認できる。

以上、遮蔽矛盾問題を解決したシステムについて述べたが、これらのシステムを没入型ディスプレイに応用した場合、メディアクリスタルではユーザの視点が

固定されるという問題や、実時間ステレオ画像合成では、没入型ディスプレイ環境ではビデオ映像が暗く実物体の正しい計測が難しいことや、ビデオシースルーで行っているため没入型ディスプレイを広く見渡すことができないという問題が生じる。そのため、これらを解決するシステムが必要となってくる。

6.2. 提案手法 - 分離表示方法による遮蔽矛盾問題解決システム

遮蔽矛盾問題を解決するために、次のような手法を提案する。

複合現実感空間において、人間の手の位置に合わせて仮想物体を表示するシステムを構築する。このシステムは、複合現実感空間において、人間の手の前にある仮想物体をシースルー型HMD(See Through HMD:ST-HMD)に表示し、人間の手の後ろにある仮想物体を没入型ディスプレイに表示する。このシステムにより、仮想物体と実物体の位置を正しく表現することが可能となる。

図 6.5 は、提案システムの分離表示方法のフローチャートである。このシステムでは、ステレオ方式を用いて計算された実物体である人間の手の位置から、仮想物体を 2つのグループに分ける。1つのグループは、手の前に位置している部分であり、ST-HMDに映し出す。もう一方のグループは、手の後ろに位置している部分を没入型ディスプレイに映し出す。

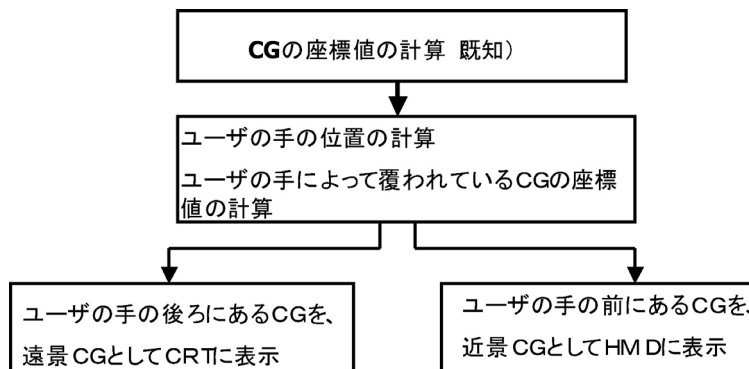


図 6.5 分離表示方法のフローチャート

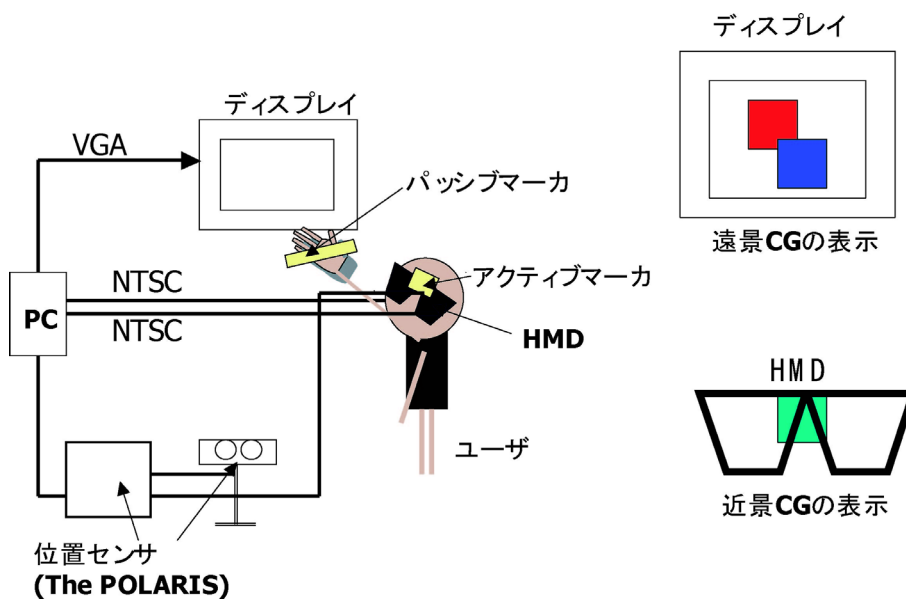


図 6.6 分離表示システムの構成図

図 6.6 に、システムの構成を示す。仮想物体は仮想空間にコンピュータグラフィクス (Computer Graphics: CG) で描かれる。仮想物体の座標は既知である。ユーザの手の位置と視点は、位置計測装置である POLARIS[59] を使用して計測する。POLARIS は、赤外線による光学追跡システムであり、磁場などの影響を受けないため、強い磁場で構成されるディスプレイ周辺での実物体の位置計測に有効であると考えられる。

光学追跡システムである POLARIS は、高度な用途の広い実時間光学追跡システムである。ステレオ計測を用いて 3 次元空間における物体の位置を計測を行なう。POLARIS は、ポジションセンサ (Position Sensor)(図 6.7)、ツールインターフェース (Tool Interface Unit: TIU)、パッシブマーカ (Passive Marker) (図 6.8) アクティブマーカ (Active Marker) により構成され、マーカの計測により、各マーカの実時間の位置と方向を決定する。アクティブマーカは、有線で、赤外線をダイオードから放射する。TIU は、アクティブマーカをコントロールする。ポジションセンサは発光リングを備えていて、受身的に反射する目標物に対して、赤外線を照射する。このシステムは、アクティブマーカとパッシブマーカにより、位置と方向を同時に、実時間で追跡する。ポジションセンサの電源は、TIU により供給される。ユーザの手の座標はパッシブマーカにより計測され、ユーザの視点の座標はアクティブマーカにより計測される。ユーザの手の位置と仮想物体の位置を比べて、仮想物体がユーザの手より後ろに位置する時には、遠景物体として没入型ディスプレイに表示する。一方、仮想物体がユーザの手より前に位置する時には、近景物体として ST-HMD に表示する。



図 6.7 POLARIS - ポジションセンサ [59]

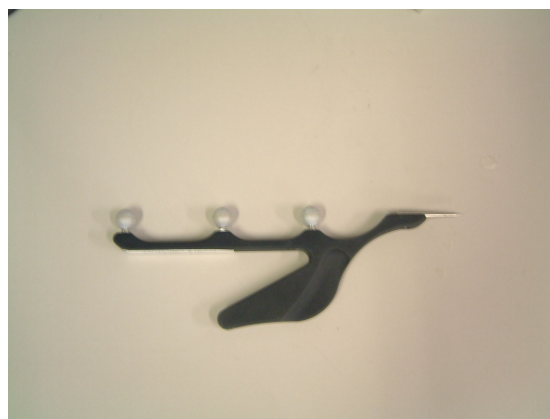


図 6.8 POLARIS - パッシブマーカ [59]

6.3. 実験システム

図 6.9 に、実験環境を示す。ユーザは、アクティブマーカのついた ST-HMD を身につけ、手にはパッシブマーカを持ち、手を前後に動かす。

遠景と近景の CG は、一台の PC によって作られる。近景画像はスキャンコンバータを通して NTSC 信号に変換され、ステレオグラフィックとして ST-HMD に表示される。遠景画像は、3D グラフィックとしてディスプレイに表示される。

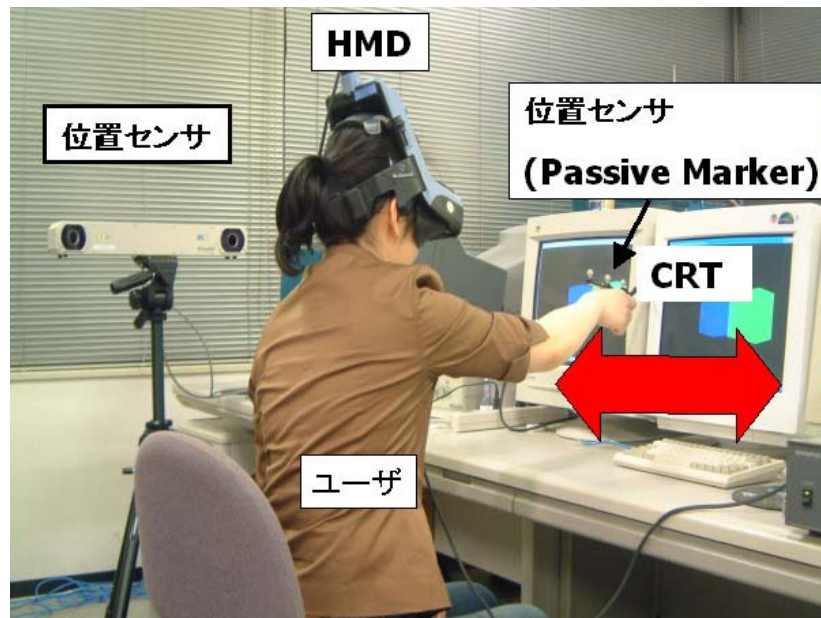


図 6.9 ユーザが仮想物体を操作している様子

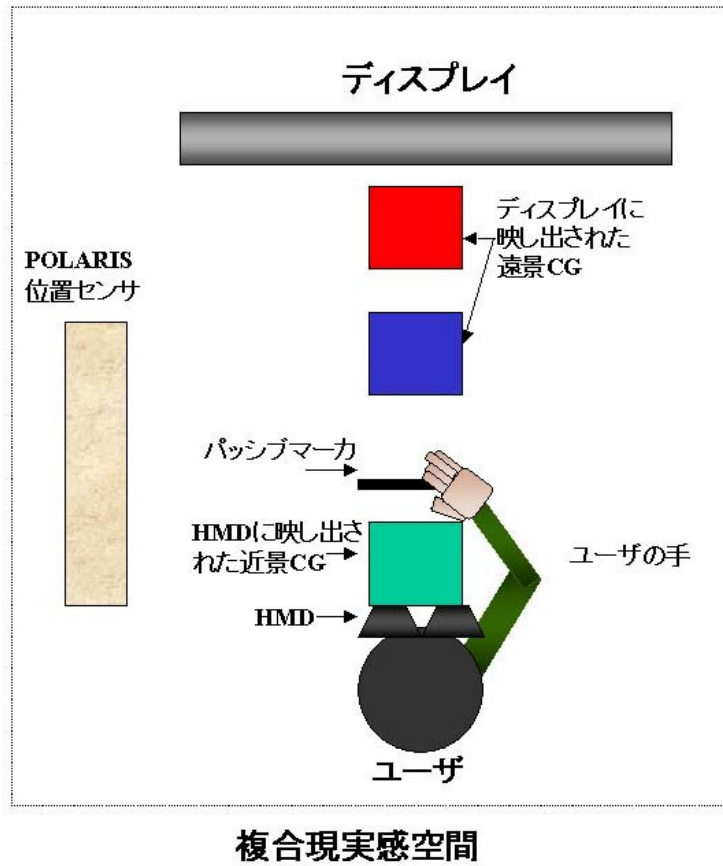


図 6.10 実験システムの鳥瞰図

6.4. 結果

実物体と仮想物体における遮蔽矛盾問題を解決して位置関係を正しく表示した結果を、図 6.11、図 6.13 に示す。

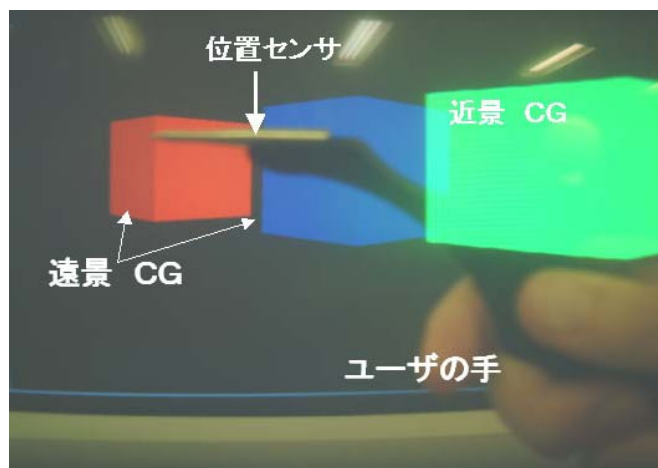


図 6.11 仮想物体とユーザの手 (1)

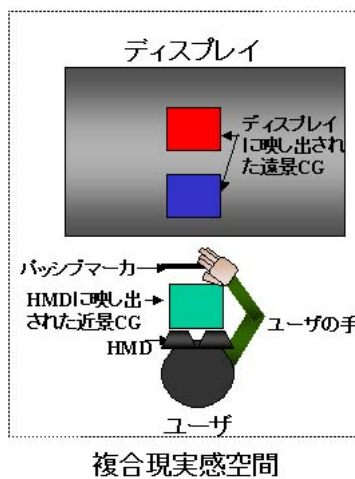


図 6.12 仮想物体とユーザの手 (1) の鳥瞰図

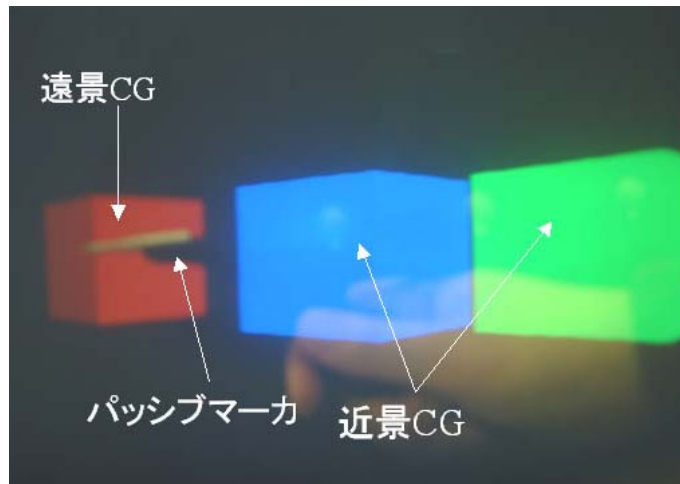


図 6.13 仮想物体とユーザの手 (2)

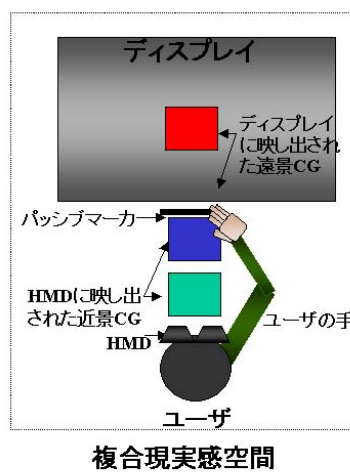


図 6.14 仮想物体とユーザの手 (2) の鳥瞰図

図 6.11 では、緑の仮想物体が、近景として ST-HMD 上に映し出され、ユーザの手の前に位置している。赤の仮想物体と緑の仮想物体は、遠景としてディスプレイに映し出され、ユーザの手の後ろに位置している。

図 6.13 では、ユーザが手を後ろに動かした結果、緑の仮想物体と青の仮想物体が、近景として ST-HMD 上に映し出され、ユーザの手の前に位置している。一方、赤の仮想物体が、遠景としてディスプレイに映し出され、ユーザの手の後ろに位置している。

6.5. 考察

仮想物体と実物体を融合した複合現実感空間における遮蔽矛盾問題を解決し、実物体の手にあわせて、仮想物体を正しい位置関係で表示することができた。実物体の前に位置する仮想物体は HMD に映し出され、実物体の後ろに位置する仮想物体はディスプレイに映し出されている。

しかしながら、POLARIS の計測範囲が限定されているため手の移動範囲が限定されるといった問題点や、光学シースルー方式を使用しているため仮想物体が重なって表示される部分があるといった問題点がある。

医療応用に関しては、没入型ディスプレイにおける複数人による手術訓練が考えられる。この場合、各々のユーザが観察する仮想物体が、同じように映し出されなければならないということが重要となってくる。

6.6. 結論

複合現実感空間における実物体と仮想物体との視覚的に一致した表示システムを構築した。このシステムは、POLARIS により計測された実物体の位置から判断して、仮想物体を 2 つのグループにわけて表示する。1 つのグループは、近景として、HMD 上に表示される。もう 1 つのグループは、遠景として、ディスプレイ上に表示される。

このシステムを使って、ユーザの手が仮想空間に混在した複合現実感空間を構築した。また、手の位置に従って、CG を近景と遠景とに分けることを可能とした。

今後、任意の角度からの複合現実感空間における実物体と仮想物体との同時表

第6章 複合現実感空間での仮想物体と実物体との同時表示

示を行なうことが必要である。また、没入型ディスプレイなどの大きなスクリーンでの表示を可能とすることも考えられる。さらにこのシステムに触覚機能を付け加えることにより、仮想物体に触れることが可能となり、触覚機能を伴った手術訓練や触診に役立つと考えられる。

第7章

考察

本研究では、体内微細構造を対象とし、VR技術を用いて微細構造を可視化し、可視化した微細構造に対してインタラクションを行い、医療に役立つと思われる環境を構築する研究を行なった。

「高周波超音波による皮膚と眼の3次元可視化」では、微細構造である皮膚と眼を対象とし、非侵襲で撮像された高周波超音波画像を用いて3次元再構成を行なった。分解能 $0.05mm$ の画像によって、これまで可視化が困難であった皮膚の角質層、表皮、真皮と、眼の角膜と虹彩の構造が明らかになり、診断の解析において役立つものと考えられる。

「腎臓系球体のインタラクティブ観測システム」では、微細構造である腎臓系球体を対象とし、3次元に拡大可視化してその構造を明らかにし、実際に腎臓系球体に対してインタラクションを行ない、腎臓系球体の個数分布を計数する観測システムを構築した。このシステムによって、これまでの観察手法である顕微鏡による観察では、把握しにくい複雑な構造である腎臓系球体の観察を容易に行なうことができた。また、腎臓系球体の定数的評価を補助する直観的なインタフェースを構築したことによって、腎臓系球体の計数を行ない診断に役立てること考える。

「複合現実感空間での仮想物体と実物体との同時表示」では、仮想物体である微細構造にインタラクションするとき生じる遮蔽矛盾問題を解決するためのシステムを構築した。仮想物体である微細構造の腎臓系球体を指し示そうとすると、後ろ側の部分を指し示すことができないという問題が生じる。これは、複合現実感における遮蔽矛盾問題によるものであり、この問題を解決したシステムが必要である。分離表示方法による遮蔽矛盾問題解決システムは、複合現実感

第7章 考察

空間において、人間の手の前にある仮想物体をシースルー型 HMD(See Through HMD:ST-HMD) に表示し、人間の手の後ろにある仮想物体をディスプレイに表示する。システムにより、複合現実感空間における仮想物体と実物体の遮蔽矛盾問題を解決して、位置関係を正しく表示することが可能となった。さらに、手術訓練や手術教育において、このシステムが応用できると考える。

体内微細構造を観測しインタラクションする3つの研究によって、これまでは観察が困難であった微細構造を可視化し、さらに微細構造に対してインタラクションすることを可能にした。

構築システムでは、没入型ディスプレイを使用したことにより、多人数による微細構造の観察や、医療における教育や診断に応用が可能になったと考える。また微細構造にインタラクションできることで、必要な部分について観測することや、様々観点から対象を概観できるようになったと考える。

一方、没入型ディスプレイにおいて、実物体が仮想物体に対してインタラクションするときには、ユーザの視点を得るためにユーザの頭部の位置と姿勢の計測が必要になってくる。また、没入型ディスプレイにおける複合現実感空間において複数人が観察する場合に、それぞれ観察者によって仮想物体の見え方が違うという問題があるが、その問題についても解決策が必要である。また、HMDの視野角が狭いために、没入型ディスプレイにおいて広い視野角での観察ができなくなるため、広範囲に映像を映し出すという没入型ディスプレイ特徴をいかすことができない問題が生じる。この問題を解決するためには、没入型ディスプレイ内で使うHMDの開発が必須であり、検討が必要であると考えられる。

第8章

おわりに

本論文は、診断、治療、手術をはじめとする様々な医療分野へ応用が期待されているVR技術の一つとして、VR技術を用いた体内微細構造へのインタラクションに関する研究について述べた。

第1章では、本研究の背景として、VRの本質とVR技術について述べ、それらの医療への応用の必要性と課題について述べた。

第2章では、VR医用工学に関する先例研究について、2次元画像の獲得技術、ポリウムビジュアライゼーション、3次元医用画像、没入型仮想現実感提示技術、入力インターフェース、視触覚融合システムについて述べた。

第3章では、VR医用工学に求められている高解像度性、実時間性、インタラクティブ性を考え、検査などにおける医用画像観測に必要な機能を持った、インタラクティブ仮想3次元観測システムを提案した。

第4章では、高周波超音波画像による皮膚と眼の微細構造の3次元再構成を行った。この3次元再構成により、それまで、可視化が困難であった皮膚における角質、表皮、真皮と、眼における角膜と虹彩の微細構造について観察することが可能となった。

第5章では、腎臓の微小構造である腎臓系球体を没入型提示装置に表示し、インタラクティブに観測できるシステムを構築した。魚眼レンズ付きカメラとLEDを用いて没入型仮想空間提示装置内でインタラクションを行うためのインターフェースを構築した。提案システムでは、3次元X線CTデータを没入型仮想空間提示装置に提示することによって腎臓系球体を容易に視認することを可能にした。構築インターフェースを用いることで、ユーザは拘束されることなく自由に、インタ

ラクティブに糸球体の個数を計数することができた。

第6章では、複合現実感空間 (Mixed Reality:MR) における遮蔽矛盾問題を解決する、実物体と仮想物体の同時表示システムを構築した。このシステムによって、実物体と仮想物体位置関係を正しく表示し、任意の仮想物体を手で近づけて自由に観察することが可能となった。

第7章では、本論文に対する考察を行なった。

本論文では、3次元画像を用いたVR技術の、医療への応用を試みた。医療へバーチャルリアリティを応用したVR医用工学は、今後、さらに研究が進められ、医療における新しい治療・診断技術として期待され、確立されていくであろう。実時間での医用画像の三次元表示、遠隔手術・医療、手術シミュレーションなどは、今以上に普及していくと考えられる。一方で、遠隔医療における医師不在による患者の不安感や医療制度の問題、ロボット等の機械による手術への抵抗感、没入型ディスプレイの実用化の問題などが残されている。これらの課題をふまえて、最先端の光技術を駆使した光ピンセットでの顕微鏡下の対象物の非接触操作やハプティックデバイスを用いた微細対象物の超高感度力計測・力体感システムの開発、また、フォースフィードバックデバイスなどの力覚提示技術の開発によるロボット手術や手術訓練の支援、レーザー誘起ブレイクダウン現象を用いた微細構造の血管内の3次元構造の観察、さらに、遺伝子治療やそれに伴う膨大なデータを扱うシステムなど、今までの問題を解決した新しい医療技術を創造することが、医療への貢献につながるものと確信する。

謝 辞

本研究の機会と最高の研究環境を与えて下さり、深い御理解と御厚情を賜わり、数々の貴重なご指導を与えて下さいました情報科学研究科の千原國宏教授に深甚の謝意を表します。

指導教官としてご指導とご助言を賜りました情報科学研究科の湊小太郎教授に心より感謝を申し上げます。

指導教官としてご指導を賜り、深い御理解と御厚情を賜わり、常に励ましをもって著者を最後まで導いて下さいました大阪大学大学院の大城理教授に深甚の謝意を表します。

指導教官としてご指導とご助言を頂きました情報科学研究科の眞鍋佳嗣助教授に深く感謝を申し上げます。

ご指導を賜り、また、数々の貴重なご助言と励ましを頂きました京都大学医学部附属病院医療情報部の黒田知宏講師、ご教示と温かい励ましを頂きました大阪電気通信大学第一工学部通信工学科の土居元紀講師に深く感謝を申し上げます。

貴重なご指導とご助言、励ましを頂きました情報科学研究科の安室喜弘助手、井村誠孝助手、増田泰研究員、佐々木博史研究員、末永貴俊研究員に深く感謝を申し上げます。

本研究で用いた超音波画像は、Posish Academy of Science (Poland) の、Dr.Wojciech SECOMSKI、Dr.Andrzej NOWICKI より、ご提供いただきました。心より御礼を申し上げます。

本研究で用いた X 線 CT 画像は、岡山大学生理学教室の梶谷文彦教授、川崎医科大学医用工学教室の小笠原康夫助教授、豊田英嗣研究員より、ご提供いただきました。心より御礼を申し上げます。

温かい励ましと貴重なご意見を頂きました石橋伸之氏、ATR 人間情報科学研

謝 辞

究所の向井田茂氏、William Rieken 氏に心より御礼と感謝を申し上げます。

同期として、5年間、互いに励まし合いながら、共に研究生活を送った、村上満佳子氏、南広一氏に、こころより感謝いたします。

温かいお心遣いと御心配を頂きました川本桂子秘書に心より御礼を申し上げます。有難うございました。

温かいお心遣いを頂き日頃からお世話になりました像情報処理学講座博士後期および前期課程のみなさんに心より感謝を申し上げます。ありがとうございました。

著者が研究を志すにあたり、数々の励ましをくれた多くの友人、恩師、そして、いつも見守り支え続けてくれた家族に心より感謝致します。

最後に、温かいお心遣いを賜わり、多大なる御協力を頂きました像情報処理学講座の皆様、先輩諸氏、情報科学研究科の皆様心より感謝申し上げ、深く御礼を申し上げます。本当にありがとうございました。

参考文献

- [1] 日本医用画像工学会 (編): 医用画像工学ハンドブック, 篠原出版, 1994.
- [2] 日本 VR 医学会: VR と医学 (創刊号), Vol. 1, No. 1, 2002.
- [3] 朝日新聞, 2003/9/25.
- [4] 舘暲, 廣瀬通孝 (編): 人工現実感の基礎, 培風館, 2000.
- [5] M.Kruger: Artificial reality II, *Addison-Wesley*, 1991.
- [6] 舘暲, 廣瀬通孝 (編): バーチャル・テック・ラボ, 工業調査会, 1992.
- [7] 伊東紘一他 (編): 基礎超音波医学, 医歯薬出版株式会社, 1998.
- [8] 三浦裕士他: 最新医学大辞典, p. 670, 医歯薬出版株式会社, 1996.
- [9] 荒木力, 湯浅祐二 (編): 誰にもわかる MRI, 秀潤社, 1991.
- [10] A. Kaufman: The Volume Visualization, *IEEE Computer Graphics and Applications*, 1991.
- [11] 藤代一成 (編): 情報の可視化技術, 情報の可視化, 岩波講座マルチメディア情報学, 第 6 巻, 岩波書店, 2001.
- [12] E.Artzy: The theory design implementation and evaluation of a three-dimensional surface detection algorithm, *CGIP*, Vol. 15, No. 1, pp. 1-24, 1981.
- [13] Lorensen.W.E.: Marchingcubes: A high resolution 3d surface construction algorithm, *CG*, Vol. 21, No. 4, pp. 163-169, 1987.

参考文献

- [14] 松田達樹: CT からの頭骸骨ソリッドモデル自動再構成に関する研究, <http://pegasus.sfc.keio.ac.jp/tatsuki/master/Main.html>.
- [15] 森健策, 櫛田晃弘, 長谷川純一, 他: 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, 電子情報通信学会論文誌, Vol. J83-D-II, No. 1, pp. 351-361, 2000.
- [16] 鳥脇純一郎: 仮想化された人体とナビゲーション診断, *BME*, Vol. 11, No. 8, pp. 24-35, 1997.
- [17] 鈴木直樹 (編): 東京慈恵会医科大学総合医科学研究センター高次元医用画像工学研究所, <http://www.jikei.ac.jp/ihdmi/index.html>, 2002.
- [18] Cave: <http://www.tradepia.or.jp/nevc/advanced/vr/cave/cave.html>.
- [19] T.A.DeFanti, D.J.Sandin, and C.Cruz-Neira.: A 'room' with a 'view', *IEEE Spectrum*, No. 10, pp. 30-33, 1993.
- [20] C.Cruz-Neira, D.J.Sandin, and T.A.DeFanti: Surround-screen projection-based virtual reality : The design and implementation of the cave, *COMPUTER GRAPHICS Proceedings, Annual Conference Series*, pp. 135-142, 1993.
- [21] 舘暲, 廣瀬通孝 (編): VR 世界の構成手法, 培風館, 2000.
- [22] 大城理, 菅幹生, 湊小太郎, 千原國宏: 没入型提示装置を用いた体内 walk-through, 日本バーチャルリアリティ学会第4回大会論文集, pp. 119-120, 1999.
- [23] 高井勇志, 土居元紀, 千原國宏: 映像解析と VR 技術を用いたフットボール練習支援システム, 日本バーチャルリアリティ学会第4回大会論文集, pp. 233-234, 1999.

- [24] 佐藤耕一, 眞鍋佳嗣, 山澤一誠, 横矢直和, 千原國宏: 没入型仮想融合空間のための揺れ再現に関する研究, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. PRMU99-197, pp. 39-44, 2000.
- [25] 須田淳一, 菅幹生, 大城理, 湊小太郎, 千原國宏: 没入空間における血管内 walk-through, 第 20 回医療情報学連合大会 CD-ROM 版論文集, pp. 534-555, 2000.
- [26] 菅野伸彦 (編): <http://www.osaka-u.ac.jp/annai/cgi-bin/>, 2002.
- [27] BostonDynamics 社 : USA(編): <http://www.bdi.com/>, 2002.
- [28] 京都大学医学部附属病院医療情報部 (編): <https://sirius.kuhp.kyoto-u.ac.jp/contents/bibliography/search.php>, 2002.
- [29] 廣瀬通孝: 多面型全天周ディスプレイ (CABIN) の開発とその特性評価, 信学会論文誌, Vol. J81-D-II-5, pp. 888-896, 1998.
- [30] T.Yamada, M.Hirese, and Y.Iida: Development of complete immersive display : Cosmos, *Proceedings of VSMM98*, pp. 522-527, 1998.
- [31] 田村祐一, 村井紀仁, 陰山聡, 花木聖一, 満岡耕造, 佐藤哲也: 仮想現実空間における立体音響システムの開発と数値シミュレーションモデルへの適用, 日本バーチャルリアリティ学会第 4 回大会論文集, pp. 383-386, 1999.
- [32] 頼兼泰明, 赤羽歩, 池口徹, 原田哲也: SPIDAR を用いたカオスの可視化と可触化, 日本バーチャルリアリティ学会第 4 回大会論文集, pp. 23-26, 1999.
- [33] A. Kageyama, Y. Tamura, and T. Sato: Scientific visualization in physics research by CompleXcope CAVE system, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 4, No. 4, pp. 717-722, 1999.
- [34] P.Milgram and F.Kishino: A taxonomy of mixed reality visual display, *IE-ICE Transaction on Information and Systems*, Vol. E77-D-12, pp. 1321-1329, 1994.

参考文献

- [35] 野田真一: 実像とCG像の相互隠蔽可能な光学シースルー複合現実感: ZARD, 奈良先端科学技術大学院大学 修士論文, 1999.
- [36] M. Kanbara, T. Okuma, H. Takemura, and N. Yokoya: Real-time composition of stereo images for video see-through augmented reality, *IEEE International Conference on Multimedia Computing and System (ICMCS'99)*, Vol. I, pp. 213–219, 1999.
- [37] M. Kanbara, T. Okuma, H. Takamura, and N. Yokoya: A stereoscopic video see-through augmented reality system based on real-time vision-based registration, *IEEE Virtual Reality 2000 International Conference (VR2000)*, pp. 255–262, 2000.
- [38] M. L. McLaughlin, J. P. Hespanha, and G. S. Sukhatme: Touch in virtual environments, *Prentice Hall PTR Prentice-Hall PTR, Inc.*, 2002.
- [39] 鈴木伸介, 前田太郎, 舘暲: 視差情報と遮蔽関係の矛盾の空間認知への影響について, 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, pp. 19–22, 1996.
- [40] 宮地良樹, 古江増隆, 松永佳世子 (編): 皮膚科医がはじめる Cosmetic Dermatology, 南江堂, 2003.
- [41] Nilsson G.E: Measurement of water exchange through skin, *Med Biol Eng Comput*, No. 15, pp. 209–218, 1977.
- [42] Barel A.O and Clarys P: Study of the stratum corneum barrier function by transepidermal water loss measurements : comparison between two commercial instruments : Evaporimeter, *Skin Pharmacol*, No. 8, pp. 186–195, 1995.
- [43] Grove G: Comparative metrology of the evaporimeter and dermalab twel probe, *Skin Res Technol*, No. 5, pp. 1–8, 1999.
- [44] 大澤重昭, 澤充, 木下茂 (編): 標準眼科学, 医学書院, 2002.

- [45] R. Lockwood and D. H. Turnbull: Beyond 30 mhz, applications of high-frequency ultrasound imaging, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, p. 61, 1996.
- [46] N. Bom, H. Hoff, C. T. Lancée, W. J. Gussenhoven, and J. G. Bosch: Early and recent intraluminal ultrasound devices, *Int. J. Cardiac Imag.*, No. 4, p. 79, 1989.
- [47] O. Oshiro, K. Kamada, K. Chihara, W. Secomski, and A. Nowicki: Three dimensional endoscopic image of a blood vessel using high frequency ultrasound, *Jpn. J. Appl. Phys.*, No. 39, p. 3216, 2000.
- [48] 越智淳三: 解剖学アトラス, pp. 343–344, 分光堂, 1990.
- [49] 飯塚一, 大塚藤男, 宮地良樹 (編): NEW 皮膚科学, 南江堂, 1997.
- [50] 現代用語の基礎知識: 自由国民社, 2000.
- [51] 山本徳則, 小笠原康夫, 仲本博, 立花博之, 徳田周子: 生体系球体微小循環の可視化, 第 13 回日本 ME 学会秋期大会論文集, pp. 453–454, 1999.
- [52] 竹原弘記, 小笠原康夫, 山本徳則, 戸村裕一, 橋本禮治, 梶谷文彦: 時空間画像処理による腎微小循環血行動態の解析, 第 13 回日本 ME 学会秋期大会論文集, pp. 57–58, 1999.
- [53] 仲本博, 山本徳則, 戸村裕一, 竹原弘記, 小笠原康夫, 梶谷文彦: ペンシル型 CCD 生体顕微鏡を用いた正常および高血圧ラット腎微小循環の可視化, 第 13 回日本 ME 学会秋期大会論文集, pp. 179–180, 1999.
- [54] 八木信行他: C 言語で学ぶ実践画像処理, オーム社, 1992.
- [55] 井村誠孝: 医用画像情報の能動的 3 次元可視化に関する研究, 奈良先端科学技術大学院大学 博士論文, 2001.
- [56] 谷内田正彦 (編): コンピュータビジョン, 丸善 (株), 1990.

参考文献

- [57] 井口征士, 佐藤宏介:(編): 三次元画像計測, 昭晃堂, 1990.
- [58] E. クライツイグ (編): 確率と統計, 培風館, 1994.
- [59] *POLARIS OPTICAL TRACKING SYSTEM Instruction Manual*: Northern Digital Inc., 2001.

付録

A. 魚眼レンズの特性値

表 A.1 魚眼レンズの特性値

座高 $y(mm)$	半画角: $\omega(度)$	半画角: $\omega(度)$	座高 $y(mm)$	半画角: $\omega(度)$	半画角: $\omega(度)$
0.0	0.000	0.000	1.6	67.890	28.585
0.1	3.533	1.763	1.7	75.520	30.490
0.2	7.089	3.468	1.8	87.000	32.443
0.3	10.660	5.214	1.816	90.00	
0.4	14.263	6.957	1.9		34.406
0.5	17.907	8.705	2.0		36.400
0.6	21.603	10.458	2.1		38.428
0.7	25.361	12.218	2.2		40.495
0.8	29.265	13.986	2.3		42.603
0.9	33.244	15.764	2.4		44.759
1.0	37.359	17.552	2.5		46.968
1.1	41.642	19.352	2.6		49.236
1.2	46.134	21.165	2.7		51.571
1.3	50.892	22.994	2.8		53.982
1.4	56.016	24.839	2.9		56.507
1.5	61.667	26.702	3.0		59.124

FISHETE VARI TS2V114E .. 座高 $y(mm)$

WIDE $f=1.620mm$ 半画角: $\omega(度)$, *TELE* $f=3.300mm$ 半画角: $\omega(度)$

研究業績

論文

1. Kumi Kamada, Osamu Oshiro, Kunihiro Chihara, Wojciech Secomski, Andrzej Nowicki: Three-Dimensional (3D)High-Frequency Ultrasound Images of Skin and an Eye, Japanese Journal of Applied Physics, Vol.40, No5B, pp.3931-3932, 2001.
2. Osamu Oshiro, Kumi Kamada, Kunihiro Chihara, Wojciech Secomski, Andrzej Nowicki: Three-Dimensional Endoscopic Image of a Blood Vessel Using High Frequency Ultrasound, Japanese Journal of Applied Physics, Vol.39, pp.3216-3219, 2000.
3. Osamu Oshiro, Kumi Kamada, Masataka Imura, Kunihiro Chihara, Eiji Toyota, Yasuo Ogasawara, Fumihiko Kajiya: Kidney Glomerulus Observation in Interactive VR Space, International Journal of Image and Graphics,3, pp 629-637, 2003.

国際発表

1. Kumi Kamada, Koichi Minami, Yoshihiro Yasumuro, Tomohiro Kuroda, Yoshitugu Manabe, Osamu Oshiro, Kunihiro Chihara: Visual Consistent Presentation Between a Real and Virtual Object, Proceedings of the Eighth International Conference on Virtual System and MultiMedia 2002, pp714-718, Gyeongju, Korea, 2002.
2. Masataka Imura, Kumi Kamada, Tomohiro Kuroda, Osamu Oshiro, Kunihiro Chihara, Eiji Toyota, Yasuo Ogasawara, Fumihiko Kajiya: Interactive Observation of Kidney Glomeruli using Immersive Projection System, Proceedings of the IEEE-EMBS Special Topic Conference on Molecular, Cellular and Tissue Engineering, pp.128-129, 2002.

国内発表

1. 鎌田久美, 大城理, 千原國宏, Wojciech Secomski, Andrzej Nowicki: 高周波超音波を用いた皮膚および眼の三次元可視化, 第44回システム制御情報学会研究発表講演会講演論文集, 6007, pp.587-588, 2000.
2. 鎌田久美, 大城理, 千原國宏, Wojciech Secomski, Andrzej Nowicki: 高周波超音波画像による三次元可視化の研究, 第21回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集, pp371-372, 2000
3. 鎌田久美, 井村誠孝, 黒田知宏, 大城理, 千原國宏, 小笠原康夫, 豊田英嗣, 梶谷文彦: AR技術を用いた腎臓系球体の3次元表示, 電子情報通信学会技術研究報告, MI2000-41, pp.17-21, 2000.
4. 鎌田久美, 井村誠孝, 黒田知宏, 大城理, 千原國宏, 小笠原康夫, 豊田英嗣, 梶谷文彦: 腎臓系球体の没入型インタラクティブ観測システム, 第40回日本エム・イー学会大会論文集, p.362, 2001.
5. 鎌田久美, 黒田知宏, 眞鍋佳嗣, 大城理, 千原國宏: 没入型ディスプレイにおける遠景・近景同時表示, 第46回システム制御情報学会研究発表講演会講演論文集, pp.397-398, 2002.
6. 大城理, 鎌田久美, 千原國宏, Wojciech Secomski, Andrzej Nowicki: 高周波超音波を用いた血管の仮想内視鏡表示, 第20回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集, G-3, pp313-314, 1999
7. 大城理, 鎌田久美, 千原國宏, Wojciech Secomski, Andrzej Nowicki: 高周波超音波を用いた生体組織の三次元可視化, 日本音響学会講演論文集, pp1091-1092, 2001
8. 井村誠孝, 鎌田久美, 黒田知宏, 大城理, 眞鍋佳嗣, 千原國宏: GRAPE, 没入型環境を用いた房状物体の計量支援システム, 日本バーチャルリアリティ学会第7回大会論文集, pp253-256, 2002.

その他

1. リアリティーが進化する, 朝日新聞, 2001/1/1.

2. 奈良先端大 超音波診断の皮膚画像, 3次元で表示 日本経済新聞, 2001/3/5.