

NAIST-IS-DD0461038

博士論文

弾性体操作における力覚情報の伝達に関する研究

箕輪弘嗣

2007年2月9日

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科 情報生命科学専攻

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。

箕輪弘嗣

審査委員：

湊 小太郎 教授 (主指導教員)

金谷 重彦 教授 (副指導教員)

杉浦 忠男 助教授 (副指導教員)

弾性体操作における力覚情報の伝達に関する研究*

箕輪弘嗣

内容梗概

近年、様々な分野において物体の操作時に得られる触感、特に力覚に関する情報（力覚情報）を伝達、共有することが望まれている。例えば乳がんや前立腺がん等の触診時の力覚情報である。

触診を通して得られた硬さや形といった力覚情報によって生体の状態を把握でき、診断や治療の幅を広げることができる。この力覚情報は視覚とは異なり、対象に接触しなければ得ることができず、映像のようにビデオテープに記録したり、伝送したりすることが難しいという特徴がある。そのため、力覚情報を空間や時間を越えて伝達する手法の開発が求められており、次のような要望がある。

ダビンチやゼウスといった内視鏡下手術支援ロボットは、術者の操作をマイクロスケールな微細な動きに変換させることが可能であるため、十二指腸穿孔などの微細な作業が要求される手術において力を発揮している。しかし、ゼウスやダビンチは生体と術具の間に発生した力を術者へ伝えない。そのため、生体と術具の間で発生したマイクロスケールの力を空間を越えて術者へ提示することが課題となっている。

気道確保のための気管挿管法の訓練では、訓練生が指導医の下で見よう見まねで訓練を行っている。しかし、それでは指導医の体感した触感を伝えることはできないため、訓練生は指導医がどういった触感を感じながら挿管を行っているか知ることはできないという問題がある。気道挿管法は麻酔後の安静時の気道確保から、喉の怪我や異物が混入している危険な状態といった様々な状況下で実施される。そのため、想定できる状況を再現可能なVRシミュレータを通して記録した指導医の触感を、時間を越えて提示できれば、効率よく指導医の技術を伝えられると期待されている。

本研究では、生体組織といった弾性体の操作時に得られる力覚情報を時間的、空間的制約を越えて伝達するための手法を提案する。はじめに力覚情報を呈示できない光ピンセットの操作に着目し、細胞といった微小な弾性体の操作時に生じる反力を空間的制約を越えて操作者に伝達する方法について検討した。従来の光ピンセットでは光の放射圧で対象物を操作するため、操作時の反力を返せなかった。提案手法により、画像処理と力学計算に基づいて光ピンセット操作時に発生した反力を実時間内に算出し、操作者へ任意にスケールした反力を提示することが可能となった。次に、ある人が弾性体を操作した時に生じた力を、時間を越えて他者に伝達するための手法に関して検討した。伝達方法は、位置や反力といったバーチャル空間内における3次元操作の情報を記録しておき、他者へ記録した情報を呈示することで力覚情報を伝えた。評価実験の結果、被験者は従来手法より正確に操作の追跡ができ、弾性体からの力覚を追体験可能であることを確認した。

キーワード

触覚メディア、力提示、実時間画像処理、人工現実感

*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報生命科学専攻 博士論文, NAIST-IS-DD0461038, 2007年2月9日.

Transferring Haptic Information in Manipulating Elastic Objects.*

Hirotsugu Minowa

Abstract

Recently, Haptic information, especially feedback force, in manipulating objects is desired to be transferred and to be shared with other people in various fields.

A physician can choose among wide options of treatments according to haptic information, such as stiffness and shape obtained through palpation. The haptic information is different from visual sensation, where it is not transmittable and recordable onto intangible mediums like video tapes. Therefore, the development of a method to transmit haptic information beyond the limitation of time and space is desired.

The teleoperative surgical assistant robots like "da Vinci" and "Zeus" work effectively in surgeries that requires minimum movements because they can convert surgeon's manipulations to minimum operations. However, "da Vinci" and "Zeus" can not provide the operator with the force reflected from surgical tools in contact with elastic objects. Therefore, these systems have an assignment to provide the operator with the applicable force converted from microscale force that is reflected from surgical tools beyond space.

In the practice of tracheal intubation for emergency airway treatment, a trainee practices manipulation following the preceptor's example. Nevertheless, the trainee cannot perceive the force from which the preceptor perceived in his manipulation because the preceptor cannot communicate the haptic information to the trainee in the traditional way. The tracheal intubation is accomplished in various situations during rest after stupor and dangerous situations in tracheal injury and tampered drink. If VR simulator system could transmit the recorded force from the preceptor to the trainee beyond the limitation of time, trainees could learn from the preceptor's skills effectively through it.

This study proposes methods to transfer haptic information in manipulating elastic objects like soft tissue and organs occurred at different time or in different place. First, the manipulation of traditional optical tweezers, which do not provide any force feedback to the operator is focused. The study developed transferring methods of haptic information obtained in manipulating micro-order objects like cells beyond the limitation of time. The advanced optical tweezer system allows the operator to perceive realistic haptic feedback by calculating and enhancing force based on real-time image processing and physics-based modeling techniques. Secondly, several methods to transfer force acquired in manipulating elastic objects to other persons at different time are developed. The methods record operation results in virtual space as time series of 3D position, and reproduce them as supportive visual cue when other persons operate the virtual elastic objects. Some experiments demonstrated that the examinees traced recorded trajectory accurately and were able to perceive realistic haptic feedback from elastic objects.

*Doctoral Dissertation, Department of Bioinformatics and Genomics, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-DD0461038, February 9, 2007.

Keywords:

Haptic Media, Force Feedback, Real-time Image Processing, Virtual Reality

目次

1. はじめに	1
2. 力覚情報の伝達	3
2.1 力覚情報	7
2.2 力覚情報の伝達のためのハードウェアの研究	9
2.2.1 ペン型力提示装置	10
2.2.2 弦型力提示デバイス	13
2.2.3 多指型力提示デバイス	15
2.3 力覚情報の提示のためのソフトウェアの研究	17
2.3.1 OpenHaptics Toolkit	19
2.3.2 MVL(Medical Virtual reality Library)	22
2.4 空間を越えた力覚情報の提示	24
2.5 時間を越えた力覚情報の伝達	26
3. 光ピンセット操作における反力提示システムの開発	29
3.1 光ピンセットの原理	30
3.2 光ピンセット操作における反力	32
3.3 システムの概要	33
3.3.1 システムの構成	33
3.3.2 画像処理による重心座標算出	35
3.4 評価実験	37
3.4.1 粘性抵抗力と反力提示	37
3.4.2 実験内容	39
3.4.3 結果と考察	41
3.5 おわりに	44
4. 弾性体の三次元操作における力覚情報の追体験方法に関する研究	45
4.1 弾性体操作における力覚情報の追体験方法	47
4.1.1 拡張遠近手法	48

4.1.2	距離提示円手法	50
4.1.3	提示速度調整法	52
4.2	実装	53
4.3	評価実験及び考察	56
4.3.1	操作ごとの結果比較	58
4.4	考察	60
4.5	結論	61
5.	おわりに	62
	謝辞	64
	参考文献	65

目 次

1	力覚フィードバック装置の必要要件	4
2	Human finger sensing and control bandwidth. Adapted from Shimoga	8
3	PHANToM DESKTOP	12
4	SPIDAR-	14
5	CyVerse 社製 SPIDAR	14
6	The Open Haptics Toolkit	19
7	The Haptic Device API	20
8	The Haptic Library API	21
9	マニピュレータ顕微鏡写真	25
10	マニピュレータ側面と力検出部	25
11	1.0MPa の弾性体の硬さ認識実験の統計結果	26
12	書き方基礎技能	28
13	レーザートラッピングの原理	31
14	Principle of optical tweezer	32
15	システム概要図	33
16	Binalization	35
17	The center of gravity	35
18	補足力と粘性抵抗力のイメージ	37
19	速度と距離の関係 (X 軸)	39
20	速度と距離の関係 (Y 軸)	40
21	粘性抵抗力の例 (20 μ m/s)	42
22	粒子の重心算出の量子化誤差	43
23	通常遠近法と拡張遠近法	49
24	距離提示円のイメージ	50
25	提示速度調整アルゴリズム	52
26	システム概要図	53
27	本システムの実行画面	54

28	通常遠近法と拡張遠近法の比較	55
29	実際の円距離提示手法による円	55
30	なで操作の軌跡	56
31	方向・操作別解析結果(上：水平方向、下：奥行方向)	58

表 目 次

1	空間と時間を越えた力提示の比較	6
2	PHANToM DESKTOP の仕様	11
3	CyberGrasp/CyberForce 仕様	16
4	力提示機能を提供するライブラリ	18
5	レーザー操作ユニットの仕様	34

1. はじめに

力覚情報を伝達する研究によって、伝えることが困難であった力覚情報を、リアルに人へ提示することで伝えることが出来るようになった。力提示の技術の発達により、乳がんや前立腺がんの触感を共有したり、今後遠隔手術や腹腔手術などにおいて安全性の高い術式が実現されると期待される。

そこで本研究では、このような力覚提示法について新たに、空間を越えて力覚を提示する手法と、時間を越えて力覚を提示する手法を提案する。これらを実現する例として、ミクロな世界で発生した光ピンセットの反力を空間を越えて提示する手法と熟練者の手技における力覚経験を他者へ時間を超えて提示する手法を提案した。これらの力覚提示法の特徴は以下にまとめる。

空間を越えた力提示：

顕微鏡下の細胞などはスケールの異なる世界にあるもので、たとえ直に触れることができても人はスケールの異なる微小な力を知覚することはできない。そのような空間でも通常の世界と同様に力は発生しているので、その力を触感として人へ伝えることができれば、細胞触診といった新たな技術につながると期待される。

時間を越えた力覚提示：

熟練した外科医が行う手技は長年の経験によって培った力覚経験を元に適切な判断を瞬時に行うことで成り立っていると考えられる。このような力覚経験を伝えるのは難しく、非熟練の者も同様に経験を積んでいく必要がある。

そこでこのような力覚経験をデータとして蓄えておいて、非熟練の者がいつでも追体験できるシステムがあれば、時間を越えて力覚経験を蓄えていくことが可能になり、さらに新たな技術継承手法として発展させられると期待される。

第2章では、力提示についての先行研究について説明する。力提示するためのデバイスの先行研究および、デバイスとVR空間をサポートするソフトウェアの研究について説明する。また、ここで力提示の補助手法と追体験手法について、先行研究を交えながら詳しく説明する。

第3章では、弾性体操作時に直接力覚が得られない状況として光ピンセットの操作に着目し、細胞などの微小な弾性体に対する操作の際に生じる力を空間的制約を越えて操作者に伝達する方法を開発した。光ピンセットは、光の放射圧でミ

クロな対象物を操作することができる技術である。従来の光ピンセットでは、光の放射圧で対象物を操作できるが、操作時の力覚は得られなかった。提案手法により、画像処理と力学計算に基づいて光ピンセットの操作時に発生した反力を高速に算出し、操作者が知覚できる大きさで反力を提示することが可能となった。

第4章では、操作前における力覚の伝達手法の研究として、弾性体の触診を模した操作における力覚の追体験に関する研究について説明する。本研究では、ある人が弾性体を操作した際に得た力を、異なる時間に他者に伝達するための手法に関して検討した。提案手法は、バーチャル空間内における操作結果をマニピュレータの時系列3次元位置として記録しておき、他者が操作する際に奥行きを伴った支援情報として再生する。評価実験の結果、被験者は記録された軌跡を正確に追跡でき、弾性体からの力覚を追体験可能であることを確認した。

第5章では、今後の課題とまとめを示す。

2. 力覚情報の伝達

本論文では、弾性体操作における力覚情報の伝達に関する研究について報告する。

本論文で述べる力覚情報とは、人が指や手の平といった皮膚の下にある感覚器官から知覚できる情報のうち、力に関する情報である。人の触覚能力は優れており、広い範囲の力を知覚できる。力の知覚プロセスについて詳しくは2.1節で説明する。

同じベクトルの力であっても、力のとらえ方は人によって異なる。そのため、口頭やテキストはもちろん、視覚とは違いビデオを使っても伝えることは困難である。そのため力を伝えるために、力そのものを提示する力提示デバイスの研究がなされてきた。その中には、指の一点に提示する研究、手の指に力を提示する研究などが行われている。力提示デバイスの種類や開発されたデバイスの詳細については2.3節にて説明する。

力覚伝達の提示のための研究では、力覚伝達を容易かつ効率的に行うために、Virtual Reality(以下、VR)技術を利用して映像空間を構築し、力提示デバイスを用いたインタラクション可能なシステムが多く開発されている。そのため、各研究のシステムには共通の機能が多く存在する。それら共通の機能をライブラリ化することによって、少ないプログラムコードの記述で安定した動作をする汎用的な機能を提供することができる。力提示のソフトウェアの研究におけるライブラリ化された機能やライブラリの種類については2.3節にて説明する。

以上、力覚情報を伝達するための手段について説明した。しかし、人の触覚可能な周波数域は広く、それを網羅した力提示デバイスはまだ開発されていない。最適な力覚インタフェースの設計は効果や快適性、現実性をもつシミュレーションを保障するために、人の触覚すべてについて考慮する必要があるとEllisらは述べており、彼らの論文に書かれた触覚/力覚フォースフィードバック装置の必要条件を図1に示す。人の知覚できる能力と力提示デバイスのモータが提示できる力は一致してない、人の知覚できる力の幅はモータが提示できる力の幅よりも大きい。そのため、最適な力提示デバイスの設計には、デバイスが提示する力のベクトルが適切であり、提示速度が快適で、リアルなシミュレーションを提

供できることを考慮しなくてはならない。

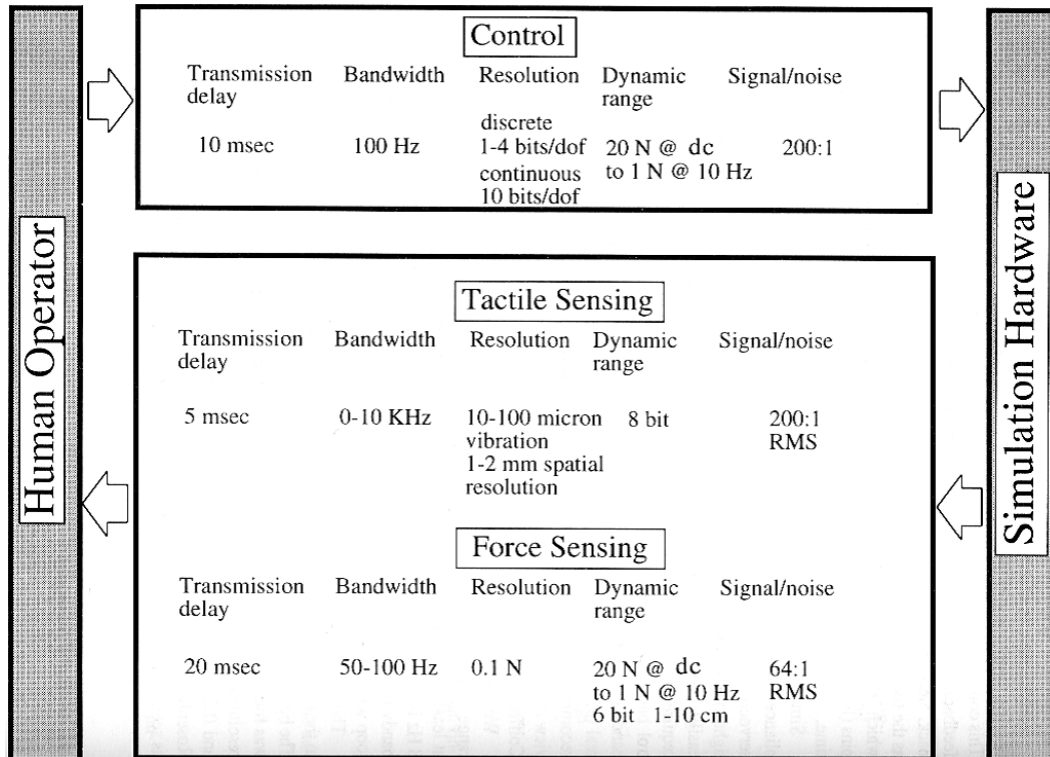


図 1 力覚フィードバック装置の必要要件

上記を踏まえ、さらに William R. Mark ら [1] による力提示のための必要要件は以下のとおりである。

- 高レート of 力覚の提示が必要
VR 空間のグラフィックスおよびシミュレータの非同期ループ下で連続的な力提示を維持するには約 20Hz 以上必要である。しかし、リアルタイム OS でない限り、一定時間内の処理を保障できないため、力提示処理を制御することは難しい。そのため、PC 上の OS によらず力提示のための 10KHz 以上の高速応答性について研究がなされている [2]。
- アーチファクトが発生しない高品質な力提示が必要
力提示速度は、違和感なく力覚を知覚するための重要な要素であり、高品

質の力提示には数百 Hz 以上の速度で提示することが必要である。もし、提示速度が遅いと、操作者は力の断絶を頻繁に感じるだろうし、固い面を想定していてもやわらかいか、安定しなくなる。

- 透過的な異なる力提示デバイスのサポート

通常一台の力提示デバイスを使用するが、複数の力提示デバイスを同時に使えることでより複雑なインタラクション操作が可能となる。例えば、SensAble Technology 社の PHANTOM Premium に指サックを使用することで、「つまむ」といった操作が可能となる。しかし、2 つ以上の力提示デバイスを使用すると、バーチャル空間内の物体の接触や応力の算出が複雑になるため、透過的な力提示デバイスのサポートが求められている。

- 簡単でわかりやすいユーザインタフェースのサポート

インタフェースがわかりづらいと、操作に集中することができない。簡単でわかりやすいユーザインタフェースのサポートが必要である。

現状では、上記にある条件をすべて満たす力提示付き VR シミュレータはないため、それぞれの制約条件の打破するための力提示のためのデバイス・ソフトウェアの研究が進められている [2, 5]。これらの研究における VR システムの多くは、VR オブジェクトを操作したときのインタラクションとして反力をそのまま提示しているため、伝える力についての内容について考慮はされておらず、力の直感的な利用や教示に利用したりするための力の伝達方法は確立されていない。近年では、その中で空間と時間を越えた力の伝達手法について研究が行われている。空間を越えることで、今まで直接知覚できなかった力を伝達することが可能となり、操作者の操作を力によって制御することで、操作性の向上などが期待されている。また、時間を越えることができるようになったことで、今まで知ることができなかった操作時の力を、他の人と共有できるようになると期待されている。

空間を越えた力覚伝達の先行研究は 2.4 で述べる。時間を越えた力覚伝達の先行研究について 2.5 を説明する。

提示方法	空間を越えた力覚提示	時間を越えた力覚提示
目的	直接伝達できないような微小または極大の力を任意の大きさにスケーリングし操作者へ提示する方法	記録された力を操作者へ提示する手法
力提示時	主に実操作時	主に実操作前
対象	主に実対象	主に VR 対象物
空間の超越	力覚の提示が不十分な対象に対して実施するため、力覚の補完が必要である	システムに記憶された力覚をそのまま追体験するため、力の補完が必要であることはあまりない
時間の超越	実行時に適用が主であるため、時間の超越はすべきでない	システムに記憶された提示に従うため時間の超越が可能

表 1 空間と時間を越えた力提示の比較

2.1 力覚情報

先に述べたように、力覚情報とは人が指や手の平といった皮膚の下にある感覚器官から知覚できる情報のうち、力に関する情報である。力覚情報は視覚とは異なり、対象に接触しなければ得ることができない特徴がある。

例えば接触とは皮膚が物理的、温度的、電気的刺激を受けたときに呼び出される感覚と定義されている。しかし、人の触覚の感じ方は、温度、レセプターの空間的な特徴に依ったり、ニューロンの経路や皮膚の部位に関係したりと様々な要因があるために、人の感じ方は複雑である。例えば、触覚による空間知覚や、感じることでできる力の大きさ、自己受容体のような皮膚の基本的な部分でも人によって異なるという特徴がある。

触覚の知覚のプロセスは、体に走る熱さ、圧力、感覚的反応といった刺激の発信の連鎖である。皮膚接触のタイプや大きさ、位置に応じて、それぞれに感応するレセプタから刺激を発する。例えば、熱感応レセプタは、皮膚の温度変化に反応し、皮膚の機械的レセプタでは力、振動といった反応を示す。ところが一方、侵害レセプタは痛みの感覚を運ぶ。もし、その刺激を受けるレセプタの閾値を超えた刺激を受けると、トリガーが発生し、電気的な放電が神経内部で始まる。次に第2の神経内部で信号を伝播し脳へと伝わる。そして、第3の神経内部では、圧力や温度や痛みが登録された感覚が収集される皮膚の体性感覚野への到着する。それゆえ、力覚情報はこれら感応性レセプタの反応の中で力覚に関する情報のみをさす。

人の触覚感受性は優れており、広範囲の力を知覚することができる。図2に人が知覚できる範囲を示す [3]。人が違和感なく力を感じるためには 500Hz 以上の速度が必要であり、それ以上の速度で力を提示できるシステムの開発が望まれている。

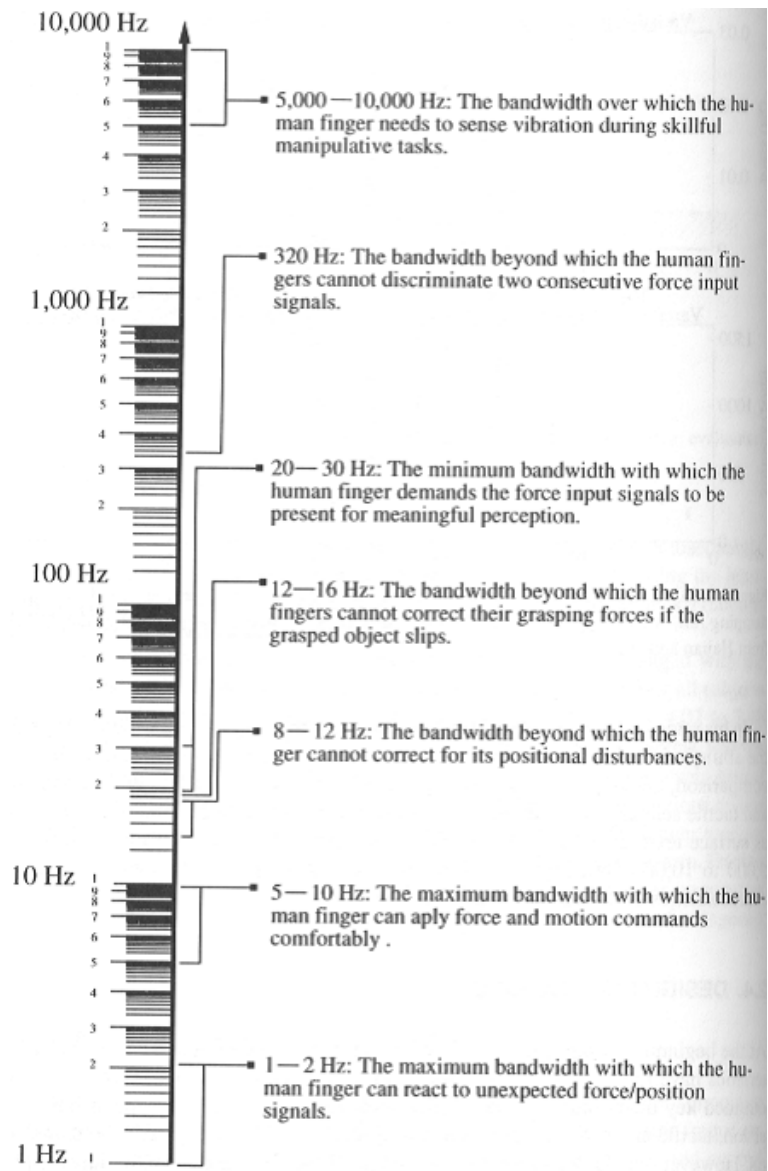


图 2 Human finger sensing and control bandwidth. Adapted from Shimoga

2.2 力覚情報の伝達のためのハードウェアの研究

力覚情報を伝達するための研究は、人へ力を提示するハードウェアの開発の研究でもある。また人に合わせた操作デバイスであるため、力提示装置はキーボード、マウスやトラックボールのような競合する入出力デバイスより洗練された手法を行うことが可能である。操作者からの入力はその手の位置や角度といった情報であり、一方コンピュータからは位置や力といった情報を返す。これらのシステムはマスター・スレーブ遠隔操作装置の一種であり、力提示デバイスをマスターと呼ぶこともある。

力を提示するマスターには、水圧式、電気式、空気式の方式があり、据え置きタイプか携帯タイプに分けられる。据え置きタイプは主に机などに置かれ使われる。携帯タイプは人がその装置を背負うなどして身につけるタイプである。Salisbury[6] が説明しているように、力覚の提示時にマスター側にも等しく力が返される。安定した力提示を行うには設置型を用いるべきである。

今日の力提示システムは机の上に置くものが多く、重量があるため机から滑り落ちたり転倒しにくい。そのようなシステムは力提示付きマウス・ジョイスティック、ペン型のマスターがあり、他に壁や天井にベースフレームを固定して使用する多指型力提示デバイスタイプやロボットアーム等が開発されている。

2.2.1 ペン型力提示装置

ペン型の力提示デバイスは操作部が棒状の形状をしており、その部分をスタイラスと呼ぶ。スタイラスの形状は、例えば外科シュミレータにおけるメスなどよく使われるツールの形状に類似しており、これはバーチャル環境で同等の操作を行うのを容易にする。これらのツールは操作者によらず一定の形状をしているので、センシンググローブなどでは必要なキャリブレーションを必要としないという利点がある。

PHANToM

バーチャル空間で力提示のために設計されたペンベースの著名なデバイスには SensAble Technology 社の PHANToM シリーズがある。高精度の力覚インタラクションを実現する 3 次元入出力が可能である。3 次元オブジェクトと操作者の動的なインタラクションにおいて、視覚情報だけでなく力覚情報を加えることにより、物体に触れたときに手に伝わる反力をリアルに再現し、操作性を向上することが可能である。PHANToM シリーズは、3~6 自由度の位置センサを搭載し、DC モータを用いたトルク制御により 3~6 自由度の力提示機構を有する。最大反力提示力が、~37.5N ものタイプもあり、硬いオブジェクトの表現や、ユーザの操作に対してロバストな制御が可能である。また、力提示速度が 1kHz であり、アーチファクトを感じさせない高いクオリティの力提示が可能である。また、PHANToM シリーズの操作部をスタイラスを指サックと交換可能なタイプがあり、操作者は直接指でその力覚を知覚することができる。

本研究で使用した SensAble Technology 社の PHANToM DESKTOP の写真を図 3 に、仕様を表 2 に示す。

PHANToM DESKTOP	
作業領域	6.4W x 4.8H x 4.8D inches 160W x 120H x 120D mm
位置座標分解能	1100 dpi 0.023 mm
機械摩擦抵抗	0.06 N
最大提示力	7.9 N
最大連続提示力	1.75 N
堅さ	X axis>1.86 N/mm Y axis>2.35 N/mm Z axis>1.48 N/mm
慣性	< 45 g
台座サイズ	~ 143 × 184 mm
力覚自由度	x,y,z
位置センシング スタイラス・ジンバル	x, y, z(digital encoders) Pitch, roll, yaw(±3%)
インタフェース	Parallel port
プラットフォーム	Intel-based PCs
重量	2900g

表 2 PHANToM DESKTOP の仕様



☒ 3 PHANToM DESKTOP

2.2.2 弦型力提示デバイス

弦型力提示デバイスの特徴は操作者への力提示に弦(主にスチールワイヤー)を使っている点である。立方体の形をしたフレームの頂点にはアクチュエータが備わっており、そのアクチュエータから伸びた弦の伸縮により操作者へ力を提示する。弦型力提示デバイスの欠点は、直接ひっぱるといった力提示ができない。3次元的な力を有効にするために、数多くの弦やアクチュエータが必要となり、制御が複雑になる。また、複雑なデザインであるため、弦同士または操作者の指が弦に絡むことがある。弦型力提示デバイスは軽量だが、弦を使うため必要なワークスペースはジョイスティックなどより大きい。

SPIDAR (SPace Interface Device for Artificial Reality)

弦型力提示デバイス的一种として東京工業大学の佐藤誠らが開発したSPIDAR(SPace Interface Device for Artificial Reality)[7]がある。立方体の形をしたフレームの四隅にはアクチュエータが備わっており、それぞれのアクチュエータからの糸は中央にある指先キャップに繋がっている。四隅にはそれぞれDCモータとアクチュエータの付いたプーリーがあり、糸はこれに巻きつけられている。エンコーダにより、糸の長さが測定され、モータにより糸に張力が加えられる。操作者は指先をキャップにはめ込んで操作する。4本の糸の長さから、リアルタイムに指先の3次元位置の測定ができる。4本の糸の張力を制御することにより、指先に任意の力を提示することができる。

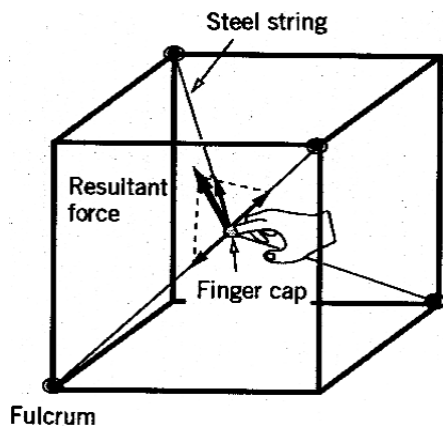


図 4 SPIDAR-



図 5 CyVerse 社製 SPIDAR

SPIDAR- は一つの指先に対して 4 本の糸が張られており、それぞれのアクチュエータで力の測定を行う。積み木を持ち上げるといった物体操作は通常 1 本の指では行えたため、親指と他の指の 2 本以上が必要となる。SPIDAR- は、そのようなつまむといった操作の力提示が可能である。

2.2.3 多指型力提示デバイス

多指型力提示デバイスは、操作者の手または手首に力を提示する装置である。据え置き型と携帯型があるが、全重量が人体にかかる携帯型より、安定した据え置き型の多指型力提示デバイスの方が操作者の疲労が少ないという特徴がある。そのため、近年の多指型力提示デバイスは据え置き型が増える傾向にある。また、据え置き型の方が指や手の平に干渉が少なく有効に利用することができる。多指型力提示デバイスでは、装置本体からケーブルを通して人の手に力を伝達する。例えば背中に担ぐような携帯型のものは、手の部分だけをみても最大20ものアクチュエータが備わっており、自由度が多くなればなるほど、アクチュエータの数が増えて重くなり疲労やエラーが多くなる。そのため、多指型力提示デバイスやセンシンググローブ型をベースに弦を使ったハンドマスターの提案がなされた。

CyberForce

多指型力提示デバイス的一种として Immersion 社の CyberForce がある。CyberForce は、18 個（または 22 個）の角度・位置センサをもつ CyberGlobe と指へ力提示できる CyberGrasp と腕へ力提示機能を組み合わせた力提示デバイスである。CyberForce では VR 空間上のステアリング・ホイールで手を吊るすことができ、重いバーチャルオブジェクトをつかんでいる間、重さや慣性を知覚することができる。CyberForce は手になじむ自然なインタフェースであり、バーチャルオブジェクトの直感的な操作やインタラクションを図る事ができる。

表 3 CyberGrasp/CyberForce 仕様

	CyberGrasp	CyberForce
重量	350g(CyberGlove を除く)	-
動作範囲	1m 半径程度	30.5*30.5cm 平面が 48.75cm の円上を 133 度移動可能な範囲
インタフェース	RS-232C または イーサネット ト	イーサネット
力量	对各指 最大 12N	对各掌 最大 8.8N 对各指 最大 12N
位置分解能	-	6mm ~ 7mm
角度分解能	-	0.09 °
対応 OS	WindowsNT / 2000 / XP、 IRIX 6.4 / 6.5	

2.3 力覚情報の提示のためのソフトウェアの研究

力覚情報を提示するためのソフトウェアの研究がなされている。力提示に関するソフトウェアの研究では、力提示付環境の構築において頻繁に利用される機能をライブラリとして提供している。開発者はこれらのライブラリを利用することで力提示付環境を容易に構築することが可能である。

主に提供される機能として、

- バーチャルシーンと同期して力覚の提示を行う処理
- 複雑なグラフィックの処理とオブジェクト間の接触判定
- 対象物の硬さや摩擦、反力の算出
 - － 弾性体計算のために FEM(Finite Element Method) を用いた反力算出
- 通常一台で処理していた描画・力提示・物理学的な計算の処理をサーバ別に分散

がある。

力提示に関するソフトウェアの研究を表 4 にまとめる。

Public Domain Haptics Software Libraries			
Date	Library Name	Publisher	Domain
1997	LHX[11]	筑波大学	Public
1997	ArmLib[11]	University of North Carolina	Public
1997	CyberImpact[11]	Cybernet Systems Corporation	Public
2000	HSlib[12]	生命工学工業技術研究所	Public
2001	e-Touch (Beta)[11]	Novint	Public
2002	GHOST SDK[11]	SensAble Technologies, Inc.	Commercial
2003	Reachin API[11]	Reachin	Commercial
2004	Springhead (Beta)[11]	東京工業大学	Public
2004	OpenHaptics Toolkit[11]	SensAble Technologies, Inc.	Commercial
2004	CHAI 3D[11]	Siena-univ., Stanford-univ., EPFL	Public
2004	MVL[5]	京都大学	Public
2005	H3D API[11]	SenseGraphics	Public

表 4 力提示機能を提供するライブラリ

本節では、本研究に用いた OpenHaptics Toolkit(2.3.1 章) および MVL(Medical Virtual reality Library)(2.3.2 章) にて説明する。

2.3.1 OpenHaptics Toolkit

OpenHaptics Toolkit は開発者に力提示機能、3D 設計やモデリング、医療やゲーム、エンターテインメント、視覚、シミュレーションといった幅広い3D ナビゲーション環境を提供する。この力提示ツールは OpenGL API に基づいて設計されているため、グラフィックスプログラマにとっては理解しやすく、OpenGL アプリケーションの統合を容易にする。摩擦や硬さのような力覚にかかわる素材の特性をシミュレートするために、OpenHaptics Toolkit に含まれるコマンドを使用することで、既存の OpenGL コードに対して構造的な記述を補うことができる。この拡張的なアーキテクチャによって形状の新しいタイプをサポートすることが容易である。また、OpenHaptics Toolkit は物理学 / 動力学や接触判定といったことが可能となるライブラリと統合できるように設計されている。また、OpenHaptics toolkit は SensAble Technologies 社製の低価格 PHANToM Omni から高機能な PAHToM Premium までの PHANToM シリーズをサポートしている。

OpenHaptics toolkit は Haptic Device API(HDAPI) や Haptic Library API(HLAPI) やユーティリティ、PHANToM Device Driver(PDD) とサンプルソースコードで構成されている。

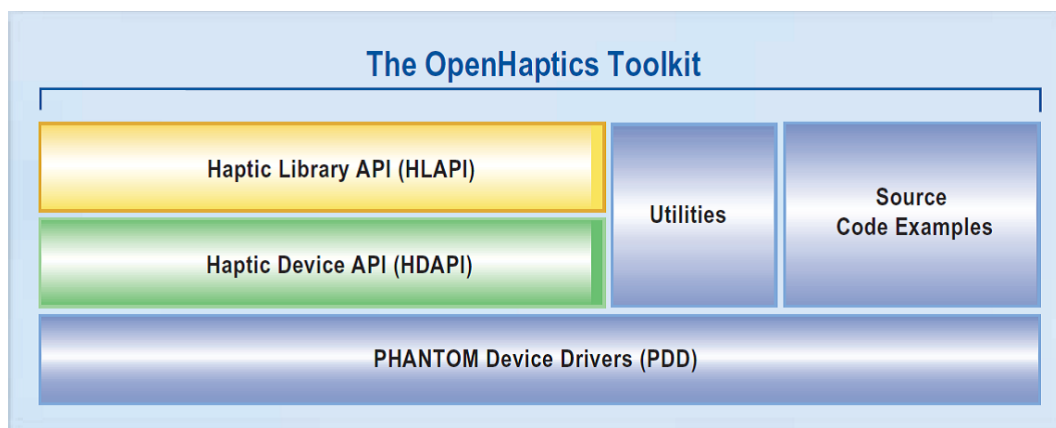


図 6 The Open Haptics Toolkit

HDAPIはハプティックデバイスへ下位レベルなアクセスを可能とし、ドライバの動作制御機構や力提示、利便性の高いユーティリティやデバッグのサポートを提供する。

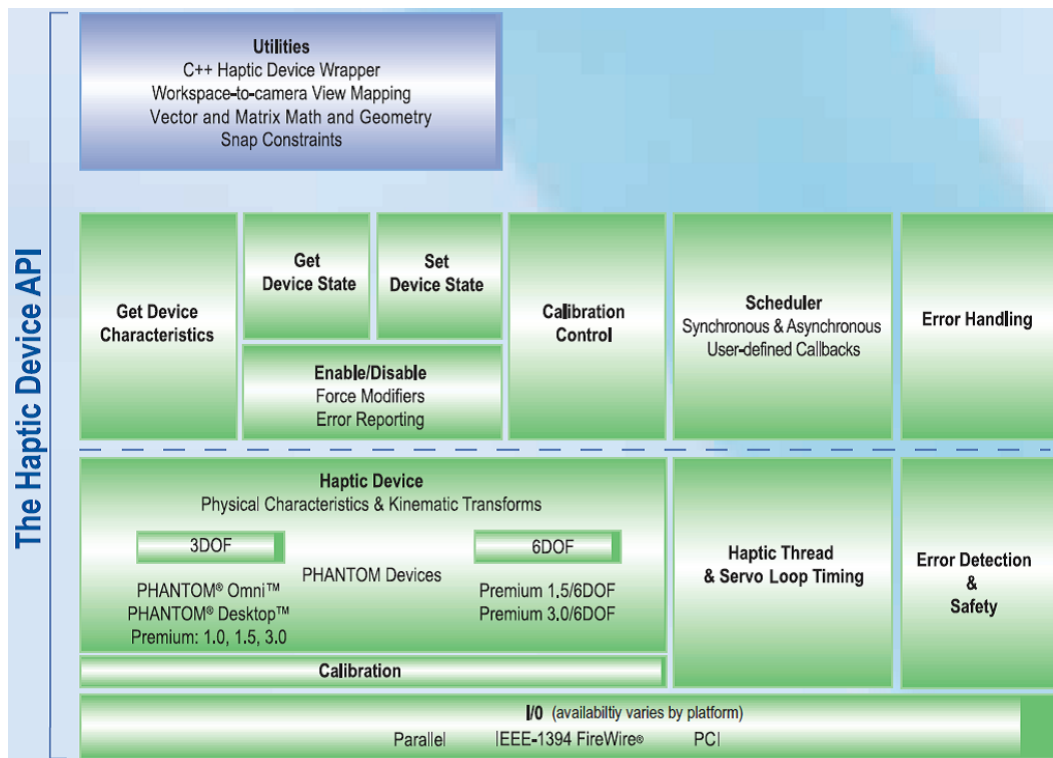
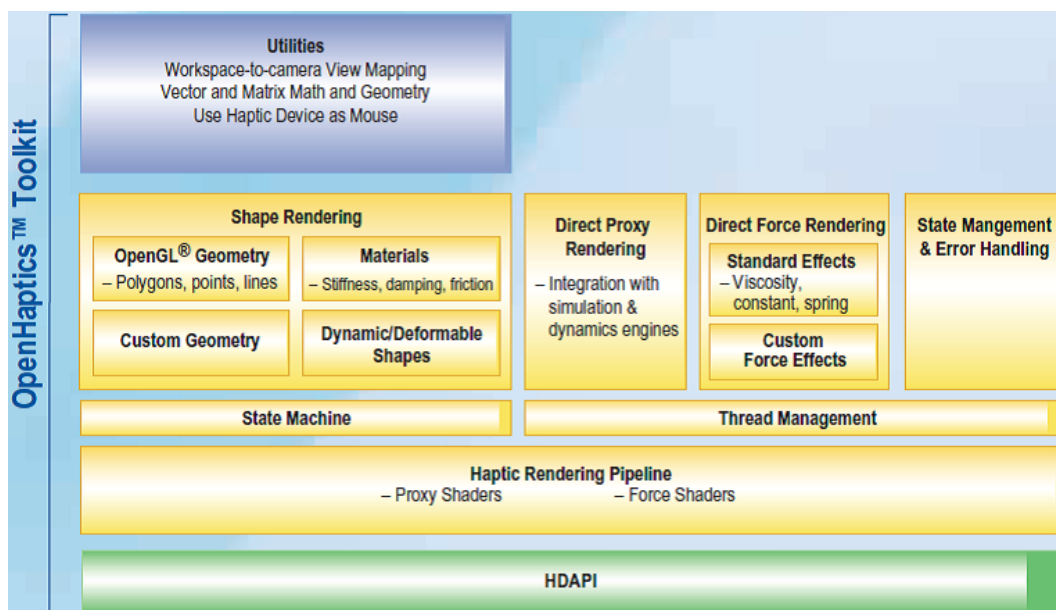


図 7 The Haptic Device API

HLAPIは上位のレベルでのハプティックレンダリング機能を提供し、OpenGL API プログラマに精通するように設計されている。また、既存のOpenGLコードの再利用を助け、力提示やグラフィック描画と簡単に同期が取れるようになっている。



☒ 8 The Haptic Library API

2.3.2 MVL(Medical Virtual reality Library)

既存医用ハプティックシミュレーションシステム [13, 14, 15, 16] の多くは、静的な臓器のみを対象としている。医用ハプティックシミュレーションシステムには、触覚応答の忠実な再現、臓器変形の忠実な再現、リアルタイム処理の実現の三つが必要であるが、すべてを満たす静的な臓器を対象とした医用ハプティックシミュレーションシステムは非常に少ない。中尾らが開発したMVL(Medical Virtual reality Library)[5] は、この3つの必要条件をすべて満たし、拍動する臓器を対象とした医用ハプティックシミュレーションが可能であることが特徴である。

MVL では臓器間の力学的相互作用を記述し、四面体増加を抑制した四面体分割手法を考案することで、汎用PC上で高精度かつ対話的な手術手技シミュレーションが可能である。MVLを使用することによって、表皮の切開、切開部位の開創、臓器を押しのける圧排といった一連の外科手術プロセスを包括的に体験可能な統合型手術シミュレータの開発が容易となとなる。

テクスチャマップによって、人体の特徴や皮膚の質感などを効果的に描画できる。描画ライブラリにはOpenGLを用いている。乳首や肋骨の位置は胸部手術において患部にアプローチする際のランドマークとして用いられるため、その正確な位置の描画は特に重要である。肋骨の位置は体表を透過させることによって視覚化を行うことができる。

仮想臓器のリアルタイムシミュレーションを行う前に、三次元生体モデルに対して任意の弾性率を付与し、拘束条件などを設定する必要が生じる。本プロジェクトでは物理特性に関するパラメータ設定や剛性マトリクスの計算などの前処理を一括して対話的に行えるツール：MatrixBuilderを開発した。MatrixBuilderを用いて、シミュレーションに適用される三次元形状を参照しながら、任意箇所のヤング率・ポワソン比を設定でき、ノードの固定や大動脈の血圧を適用するために必要な内壁ノードの設定を行うことができる。正常・硬化大動脈の形状は、患者から取得されるCTやMRIデータを領域抽出し、四面体メッシュオブジェクトへとモデリングを行うことによって作成する。正常部位は一樣な硬さとし、画像から得られる硬化部位の領域には、正常部位よりもヤング率を高く設定することによって石灰化を表現する。設定されたパラメータに基づいて、剛性マトリク

スの作成を行う前処理計算を行うことができる。

大動脈壁に対する触診は、操作点と大動脈を示す三次元形状間の干渉判定と変形・反力生成アルゴリズムによってシミュレートされる。変形・反力計算には組織の形状とその硬さ、内圧の変化が考慮され、リアルタイムに有限要素計算が行われる。計算は実時間であり、触力提示デバイスのマニピュレータを通して、大動脈壁がつままれた際に壁がリアルタイムに変形してする。つまむ動作をサポートするためには2点接触の際の変形と反力の計算が必要となるが、3000ノード程度の詳細なモデルに対しても変形に関しては、計測はすべて Xeon Dual 2.4GHz, Memory 1024MB 下で、0.5msec, 反力に関しては 0.08msec の高速な計算が可能である。

2.4 空間を越えた力覚情報の提示

空間を越えた力覚情報の提示では、物理的に直接力を受けることができない環境下で発生した力を、任意にスケールして伝達する。

通常力覚情報の伝達は物理的な接触によって可能となる。しかし、電気信号を受けて駆動するロボットアームを使った物体操作では、ロボットアームと操作者の間に力覚情報を伝達する物理的なつながりはないため、操作元で発生した力覚情報を操作者へ伝達はできない。この力覚情報の断絶下でのロボットアームの操作は、視認のみを頼りに操作する必要があるため、ロボットアーム上で発生する力をイメージしながら操作するには操作者の経験や知識が必要となる。しかし、ロボットアームで発生する力を知覚しているわけではないため、技術が未熟であれば、操作を誤り操作対象を傷つけたり、破損させてしまう恐れがある。そのため、操作者が実際に操作しているように、操作元で発生した力を操作に適切な力覚情報に変えて操作者へ伝達することで、操作の効率・精度・正確さを向上させたいという要望がある。

例えば、最小侵襲手術 (MIS:Minimum Invasive surgery) といわれる皮膚切開をできる限り最小にし、外傷を目立たなく、臓器に負担をかけず最小限にする手術では、術後の痛みを軽く、早期回復へつなげるのに内視鏡や腹腔鏡が有効であることがある。しかし、腹腔鏡からは直接接触による反力を知覚することができないため、操作が難しく臓器を傷つけてしまう恐れがある。Srinivasらは、腹腔鏡の先端にかかった圧力による装置の伸縮によって、圧力を計測する2自由度センサをはじめて開発した [17]。また、画像処理によって、ロボットアームの接触点にかかる応力を算出し、操作者へ力覚を提示する研究がなされている。[19, 20]

吉田らは、微細作業の操作性の向上を目的として、マイクロスケール下の力覚情報を提示する研究を行った [21]。

彼らの研究では、マニピュレータの先端にかかる応力の算出を行っている。その様子を図9に示す。吉田らのシステムのアーム部はシックネスゲージを貼り合わせた平行平板構造 (図10) をしており歪ゲージを4枚貼付してブリッジを組むことにより、平行平板部に変形可能にし、そのときの歪みを検出することで押し込み力を算出している。マイクロマニピュレータシステム (MMS) 側の力センサ

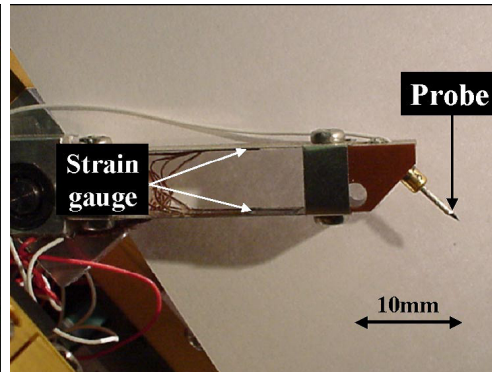


図 9 マニピュレータ顕微鏡写真 図 10 マニピュレータ側面と力検出部

は、試料表面に押し当てる方向のみを検出・フィードバックしているため、今回計測をしているのは Z 軸方向 1 軸のみの力情報のみである。

次に非接触状態のプローブに試料テーブルを接近させ、プローブと試料が接触したときの接触反力、およびその力を PHANToM にフィードバックしたときに操作者が手元に感じる反力を返す。実験ではここでは試料を載せたワークテーブルを約 $60 \mu\text{m}$ 上昇させた時にプローブが試料に接触している時に、Z 軸において反対方向にその力を提示することをおこなった。プローブに最大約 0.005N の力が作用したとき、力提示デバイス PHANToM を通して約 300 倍の約 1.5N の力を操作者へ提示した。

2.5 時間を越えた力覚情報の伝達

時間を越えた力覚情報の提示とは、ある操作者が操作したときの位置や受けた反力などを時系列に記録することで、他の操作者がいつでも時間を越えて、その記録した操作の力覚情報を体験することができるという方法である。近年の研究では実操作をバーチャル空間上で再現可能にすることで、操作者は実操作に近い環境で、その操作の追体験が可能である。

中尾らは、硬化度を変えることができるバーチャル大動脈の触診シミュレータを通して、大動脈の硬さを伝える研究を行った [41]。実際の大動脈の触診を行った経験が無い医学生ら 18 人を 3 つのグループに分け 0.2MPa-2.0MPa の範囲のバーチャル大動脈を触診してもらい、正常な硬さである 1.0MPa を選び出してもらった実験をした。生きた大動脈の触った感触は、生体とは異なるためその硬さは誰も経験したことが無い。Condition1 のグループは死体の大動脈で一度だけ触診経験があるだけで、この実験では、大動脈の硬さについて何も説明はされない。Condition2 のグループは、正常な大動脈の物理的な特徴について心臓血管外科医から大動脈の硬さを示す弾性ホースを使った説明を受けた。Condition3 のグループは、このシステムを使って正常な若者の大動脈の硬さである 1.0MPa に一分間慣れもらった。

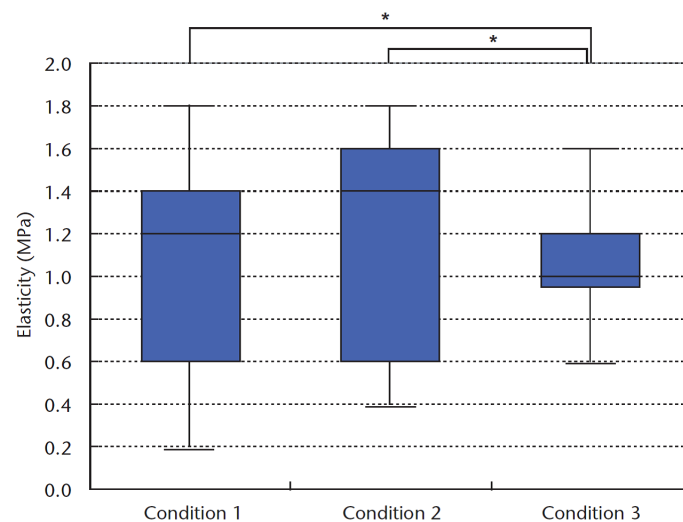


図 11 1.0MPa の弾性体の硬さ認識実験の統計結果

condition3 のグループでは 80%が 0.8MPa ~ 1.2MPa の間を選んだ。この結果、彼らのシステムが生徒が効果的に生きた正常な大動脈をバーチャル触診を通して経験することができる、と結論付けている。このように教科書に記述されるような「10kgw」、「みみたぶのような硬さ」といった数値表記や曖昧な表現では重さ、硬さを伝えようとすると、個人個人にその大きさの捕らえ方が異なるため硬さを伝えることが難しい。しかし、力覚を通して伝えることでその人の経験として得られることが明らかとなった。

記録した操作を伝える方法として綿貫ら研究について紹介する。彼らは鑄造技能育成のための力覚情報の追体験手法の提案を行った [26]。鑄造技能の獲得には、現場作業の視覚的な体験だけでなく、力覚情報を体験することが重要であるとし、鑄造技能における視覚および力覚を体得可能な力提示システムの開発を行った。鑄造では重量感や触り心地、音、におい、色、温度など、いわゆる五感を駆使した熟練技能が求められる。その中で、彼らは造形工程の「突き固め」における力を提示した。この突き固め作業は金枠や木枠に投入された時硬性の砂をスタンプと呼ばれる突き棒ですばやく突き固める作業で、鑄型の強度を確保するために行われる。時硬性の砂が硬化を始める前に、枠内の砂の充填度を高め、かつ、砂の密度が均一になるように迅速に行わなければならない。さらに、溶湯を注いだ際に型崩れせず、冷却時に発生するガスを放出することが求められる。この突き固め位置や棒に加える力、周期、ストロークなどは、文書やデータで伝えることが困難な暗黙知であるため、著者らはこの作業における力覚を伝達することで突き固め作業の暗黙知を操作者に主体的に知覚できる環境を提供した。

知識体系に基づいた力提示には、稲見らが日本語教育のための書き方練習用システム [27] がある。常用漢字、平仮名、片仮名を含む 2218 文字について文字形状に加えて筆順や字形などの書き方基礎技能を含む知識ベースの構造化された字体データベースを利用している [28]。データベース中の文字データ構造は図 12 のように、筆記過程情報を含む時系列座標データである。手書き字体標準文字データベースからは、文字形状とともに筆順や各ストロークの細やかな形状も記憶されている。ストローク特徴点で区切られるセグメントに対応し、誘導文字と対応位置情報から反力の方向と大きさを決定することで、ペンの動きをデータベース

にしたがってナビゲート可能である。ナビゲートに従って練習することで練習可能である。

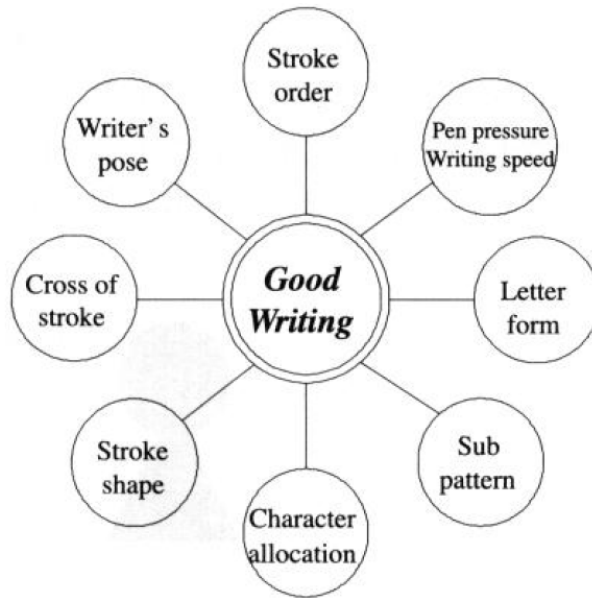


図 12 書き方基礎技能

3. 光ピンセット操作における反力提示システムの開発

光ピンセットは、例えば生細胞内の小器官や微粒子、リポソーム、マイクロビーズなど μm から nm オーダーの大きさの微小物体を捕捉・操作ができるツールである。1986年に Ashkin[29]により初めて提案された手法で、顕微鏡下で3次元的に対象物を非接触・低侵襲に操作することができる。近年ではビオチン-ストレプトアビジンの分子間力やDNAの弾性を測定するといった1分子操作 [30, 31] に応用されるようになってきている。

従来の光ピンセットでは、ミクロな世界で発生した力を操作者が知覚することができず、視覚情報のみから判断して操作しなければならないので、対象物の捕捉に失敗したり、誤って傷つけたりすることがある。そのため、光ピンセットの操作にはある程度の経験と技術が必要になる。

本研究では、光ピンセット操作性向上を目的として、顕微鏡下で発生した力を、物理モデルと画像処理によって算出し、それに比例した反力をフォースフィードバックデバイス (FFD) を用いて提示するシステムを開発した。反力提示による操作性の向上は、医療の訓練や遠隔操作においてその有用性が認められている [32, 33, 34]。

3.1 光ピンセットの原理

光ピンセットの原理は運動量保存則によって補足・操作を行いる。光は、波としての性質を持つ一方、粒子としての性質を持っている。そのため、対象物が誘電体である場合に限り、入射光が透過するときにおこる反射と屈折から、光の粒子の性質により光の放射圧が作用する。

対象が誘電体である時、周囲の媒質と誘電体粒子においてエネルギー損失が無い場合は、入射光は全て透過するか反射するかどちらかである。媒質の屈折率を n_0 、誘電体粒子の屈折率を n_1 、入射光強度を $I[\text{W}]$ とすると、透過光と反射光の持つ運動量は n_1TI/c 、 n_0RI/c と表される。 T は強度透過率、 R は強度反射率、 c は光の速度である。これらを用い、これらを用い、境界面に対して光が垂直に入射する場合は、

$$F = p - p_t + p_r = \frac{I}{c}(n_1T - n_0(R + 1)) \quad (1)$$

と表す事ができる。ここでフレネル (Fresnel) の公式により

$$R = \left(\frac{n_0 - n_1}{n_0 + n_1}\right)^2 \quad (2)$$

及び、

$$T = 1 - R \quad (3)$$

という関係が成り立つため、境界面に働く力は、

$$F = \frac{2n_0I}{c} \frac{n_1 - n_0}{n_1 + n_0} \quad (4)$$

と表される。一般的に、媒質と誘電体粒子の境界面には高屈折率側から低屈折率側の方向へと放射圧が発生する [35]。

照射する光の波長に対して粒子の大きさが十分大きい場合、粒子に働く力は粒子を通過する光を光線追跡し、それぞれの運動量の変化による力を足し合わせと考える事ができる。その模式図を図 13 に示す。

図 13 では、強度が正規分布であるレーザー光が上方から下方に向けて照射されている。誘電体であれば、その光は屈折 (F_{ab} , F_{bb}) と反射 (F_{aa} , F_{ba}) を繰り返

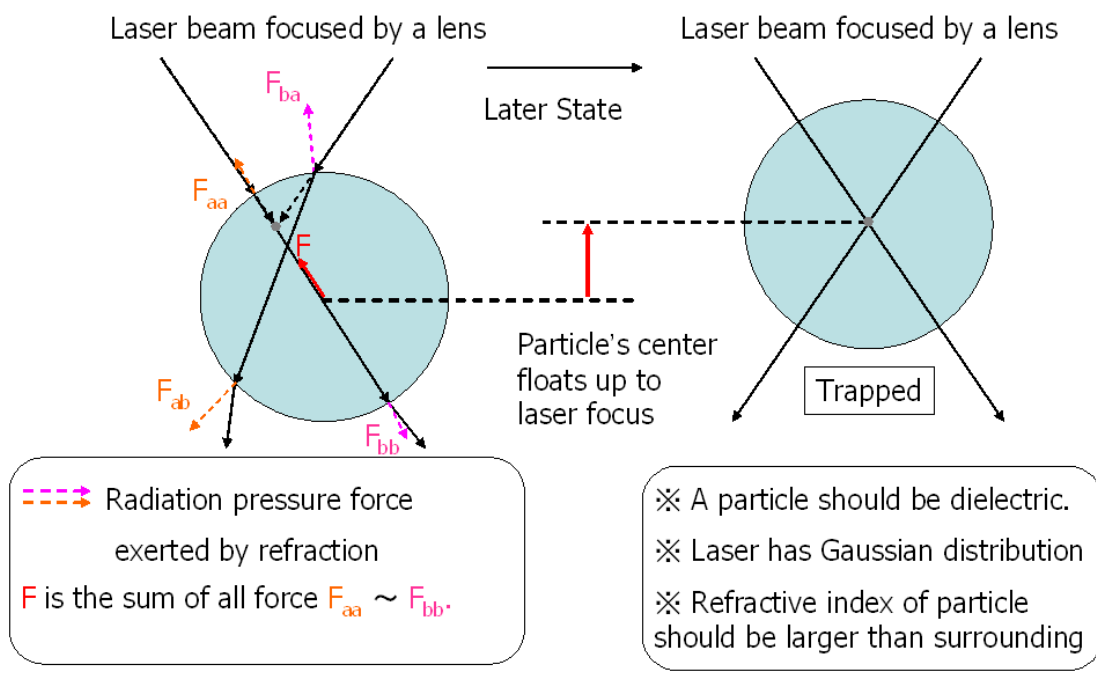


図 13 レーザートラッピングの原理

しながら透過していく。その誘電体が周囲より屈折率の高いとき、合力 F は誘電体の重心に向かって働く。このような力が働くため、粒子は集束光により 3 次元的に捕捉される事になる。このように、集束したレーザー光を用いて粒子を捕捉し操作する手法を光ピンセットまたはレーザートラッピングと呼ぶ。

3.2 光ピンセット操作における反力

一般に、光ピンセットが粒子に及ぼす力は微小で pN 程度である。粒子は光ピンセットのレーザ焦点で捕捉された状態となるが、この捕捉力は光ピンセットの影響範囲内ではレーザ焦点からの距離に比例し、次式のように表すことができる。

$$\begin{cases} F = k\Delta x \\ \Delta x = (x - x') \end{cases} \quad (5)$$

ここで、 F は光ピンセットの捕捉力、 k はバネ定数を示す。 x はレーザの焦点座標、 x' は粒子の重心座標である。図 14 に示すように、光ピンセットではレーザ焦点と粒子の重心がバネでつながれているのと等価な力が発生する。

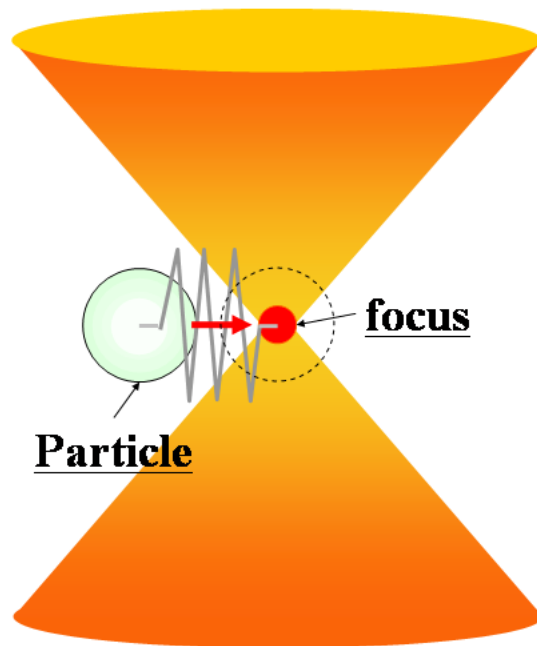


図 14 Principle of optical tweezer

図 5 に基づいて F を算出するためには、 k を定めるとともに、レーザの焦点座標 x と粒子の重心座標 x' の算出が必要になる。

3.3 システムの概要

3.3.1 システムの構成

本節では、構成図 15 を用いて本光ピンセット光学系を説明する。

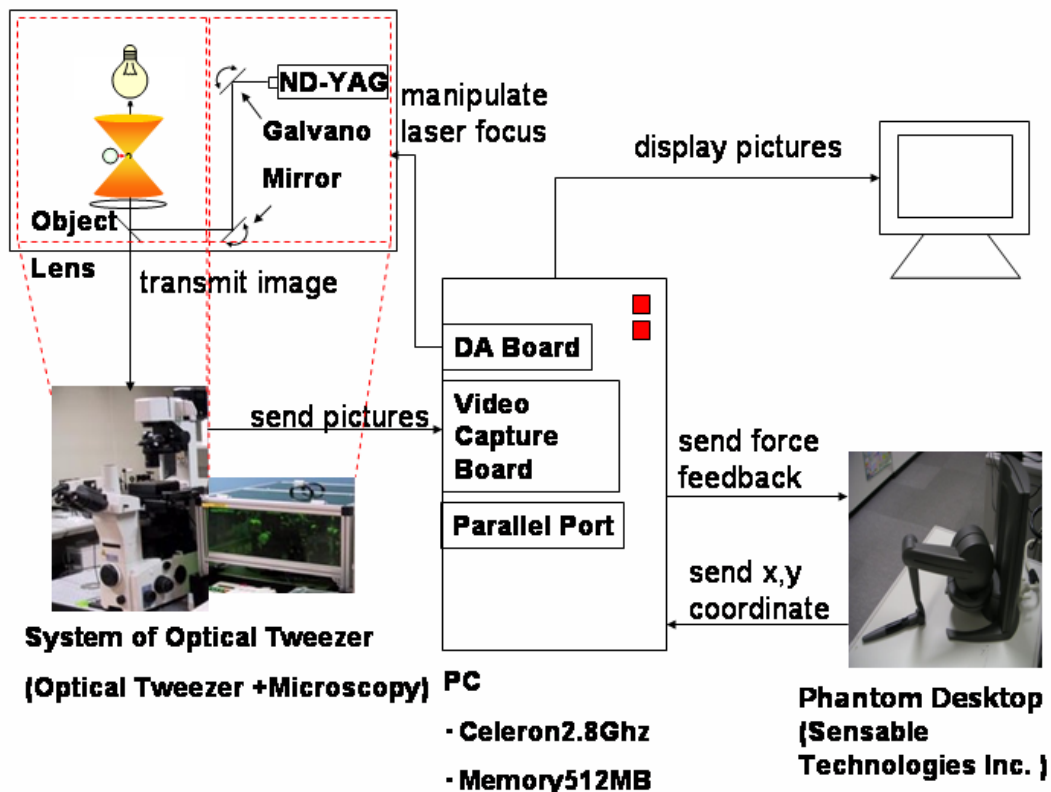


図 15 システム概要図

反力を提示するデバイスには SensAble Technologies 社製の Phantom Desktop を使用した。Phantom Desktop は 3 次元 6 軸方向に操作でき、最大 6.4N の力を提示することができる FFD である。この FFD から PC へ送信された座標は、DA 変換ボードでガルバノミラーを操作する電圧に変換され、レーザの焦点を移動させる。ガルバノミラーは水平 (x) 方向, 垂直 (y) 方向に角度を変えるミラーである。ガルバノミラーの仕様を表 5 に示す。

光ピンセットのレーザはガルバノミラーによって角度を変えながら、顕微鏡の

中を通過し、対物レンズによって集光され、焦点で捕捉力を発生する。ハロゲンランプによって照らし出されたミクロな世界の映像は毎秒 30 フレームで顕微鏡から取得され、画像処理によって粒子の重心座標を得る。画像処理の結果はモニターに表示し、算出した反力を FFD に送信する。光ピンセットのレーザには Spectra-Physics 社の Nd-YAG レーザ (波長 : 1064nm) を使用した。焦点の直径は 1 μ m である。顕微鏡の対物レンズは 60 倍の水浸レンズを使用した。

表 5 レーザー操作ユニットの仕様

使用条件	
温度	15 ~ 25
湿度	80%(MAX) at 20
気圧	96 ~ 104 k Pa
ガルバノミラー制御	
Rated Excursion*,max.	\pm 20degrees peak-to-peak
Rotor Inertia	0.028gm-cm ²
Angular Stiffness	0.02Nm/rad
Wobble*	<50 μ rad peak-to-peak
Typical Step Response* (settle to 1% of step)	0.5ms @ 1 ° and 0.9ms @ 40 °
Typical Raster Speed	250Hz
Scanning Axes	Two, “ X ” and “ Y ”
Input Voltage, max.	\pm 3V, each “ X ” and “ Y ”

* Angular specifications in term of optical deflection.

3.3.2 画像処理による重心座標算出

本研究の粒子算出の処理を以下に示す。

1. 顕微鏡から得られた映像を1フレームずつ背景とのコントラストがよくなるように適当な閾値で2値化する(図16)。



図 16 Binalization

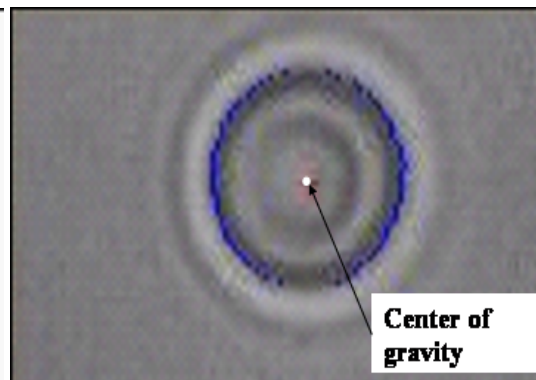


図 17 The center of gravity

2. つぎに画像を走査し、領域を分けるためラベリングする。連結成分のラベリングとは、同じ連結成分に属するすべての画素に同じラベル(番号)を割り当て、異なった連結成分には異なったラベルを割り当てる操作である。ラベリング操作は、個々の連結成分の属性の解析に先だって各成分を抽出するために有用な手法である。ラベリングした領域をオブジェクトと呼ぶ。
3. ラベリングしたオブジェクトから重心の算出を行う。オブジェクトの重心算出アルゴリズムは、ZHONGQUAN WU らが開発したアルゴリズム [37] を使用した。オブジェクトの重心算出式を式6に示す。

$$A_k x_0 + B_k y_0 = C_k (k \geq 3)$$

$$\begin{cases} A_k = 2(x_j - x_i) \\ B_k = 2(y_j - y_i) \\ C_k = x_j^2 + y_j^2 - x_i^2 - y_i^2 \end{cases} \quad (6)$$

$(x_0, y_0) =$ 粒子の重心座標

$k =$ 中心算出のための端点数

4. それぞれのオブジェクトの領域から円形度 B を以下の式から求めた [36]。

$$B = (4 \times S) / (\pi r)^2 \quad (7)$$

ここで、 S は領域の面積、 r は半径を示す。 B が 0.9 以上で、かつ、レーザー焦点座標に最も近い領域を粒子とみなして、その重心を算出した (図 17)。

粒子の重心算出に要した時間は 180×120 pixels の画像に対して 15 ~ 22ms であり、実時間でその軌跡を追跡できている。

3.4 評価実験

3.4.1 粘性抵抗力と反力提示

一般に液体媒質中の粒子に働く力は次式となる。

$$F = ma + D + f_{ex} \quad (8)$$

ここに、 m は粒子の質量、 a は粒子の加速度、 D は捕捉された粒子が媒質中を移動するときの粘性抵抗力、 f_{ex} は粒子に働く外力を表している。 ma は粘性抵抗力の大きさに比べて 10^{-6} 以下であり、また、媒質の流れや障害物がない状態では、外力 f_{ex} も無視できる。したがって F は粘性抵抗力 D にほぼ等しいとみなすことができる [38]。そのイメージを図 18 に示す。

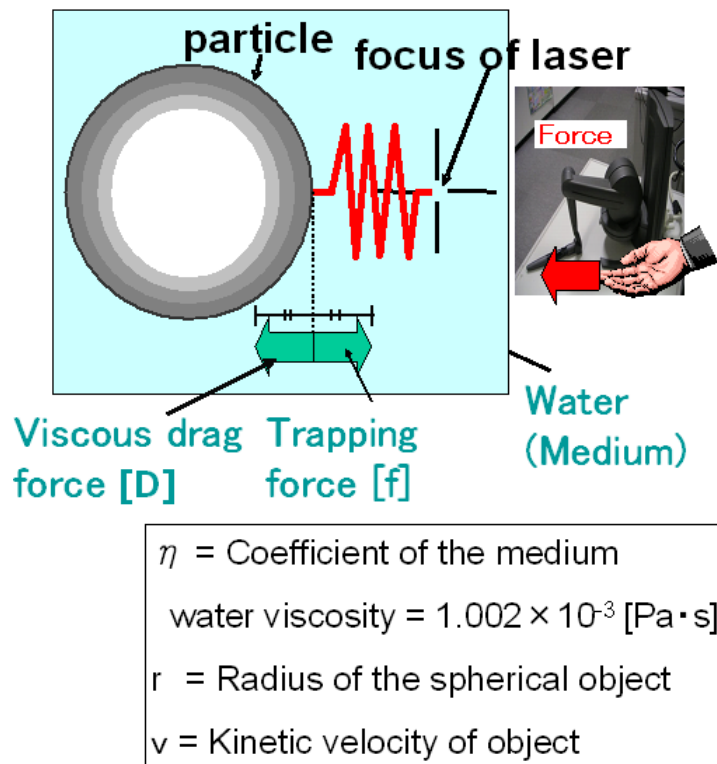


図 18 補足力と粘性抵抗力のイメージ

微小球体粒子に対する粘性抵抗力 D はストークスの式 [39] より次式のように

示される。

$$D = 6\pi\eta r v \quad (9)$$

ここで η は媒質の粘性抵抗率 (水の粘性抵抗率は $1.002 \times 10^{-3} \text{N} \cdot \text{s}/\text{m}^2$)、 r は粒子の半径、 v は速度を示す。 $6\pi\eta r$ は定数であるので、粘性抵抗力 D は速度 v に比例する。

一方、光ピンセットで発生する力は図 5 に従い、レーザの焦点座標と粒子の重心座標との距離の差から算出した捕捉力に比例する。したがって、粘性抵抗力が既知であれば、次式で k を定めることができる。

$$k\Delta x = 6\pi\eta r v \quad (10)$$

式 10 を検証するために、評価実験では、 v と Δx の線形性を確認し、定数 k を求める。

3.4.2 実験内容

水の媒質に直径 $3 \mu\text{m}$ のポリスチレン粒子を浸したものを二枚のスライドガラスではさみ、周りを接着してサンプルとして用いた。レーザの焦点座標を等速移動させ、その速度と、レーザ焦点と粒子重心間距離の関係を調べた。粒子の軌跡は3.3.2節で述べた方法で算出した。

実験方法は、X軸方向に $0.4, 4, 8, 20 \mu\text{m/s}$ 、Y軸方向に $0.27, 2.66, 5.32, 13.3 \mu\text{m/s}$ の速度でそれぞれレーザ焦点の等速直線運動を行い、粒子の軌跡を測定した。実験においては、ガルバノミラーの特性によるレーザ焦点座標の補正を実施した。

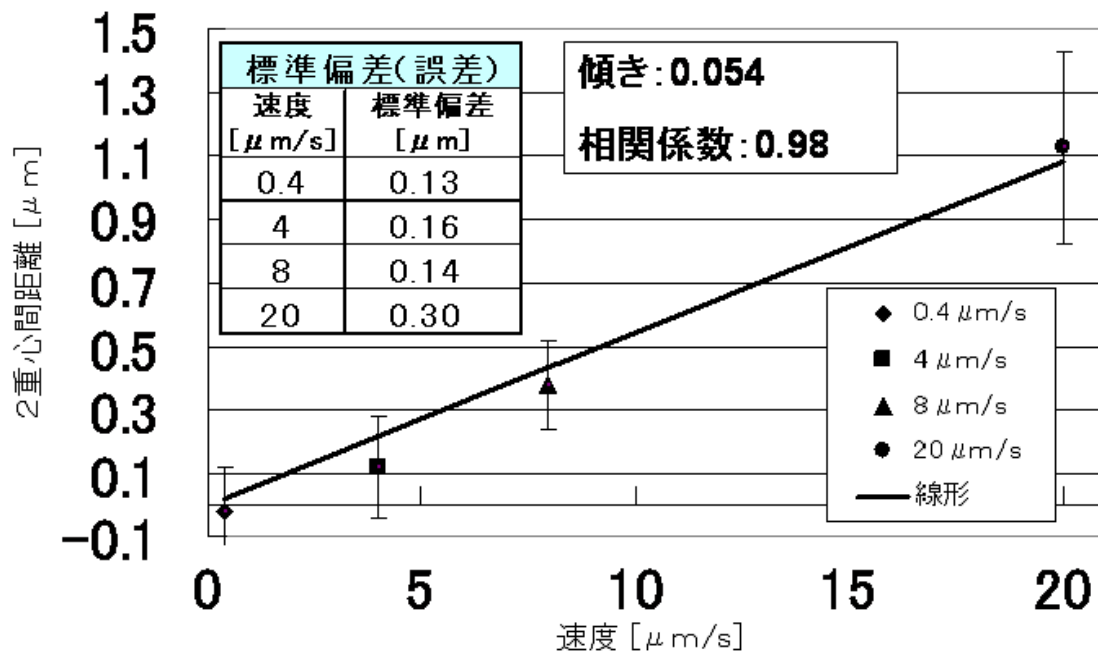


図 19 速度と距離の関係 (X 軸)

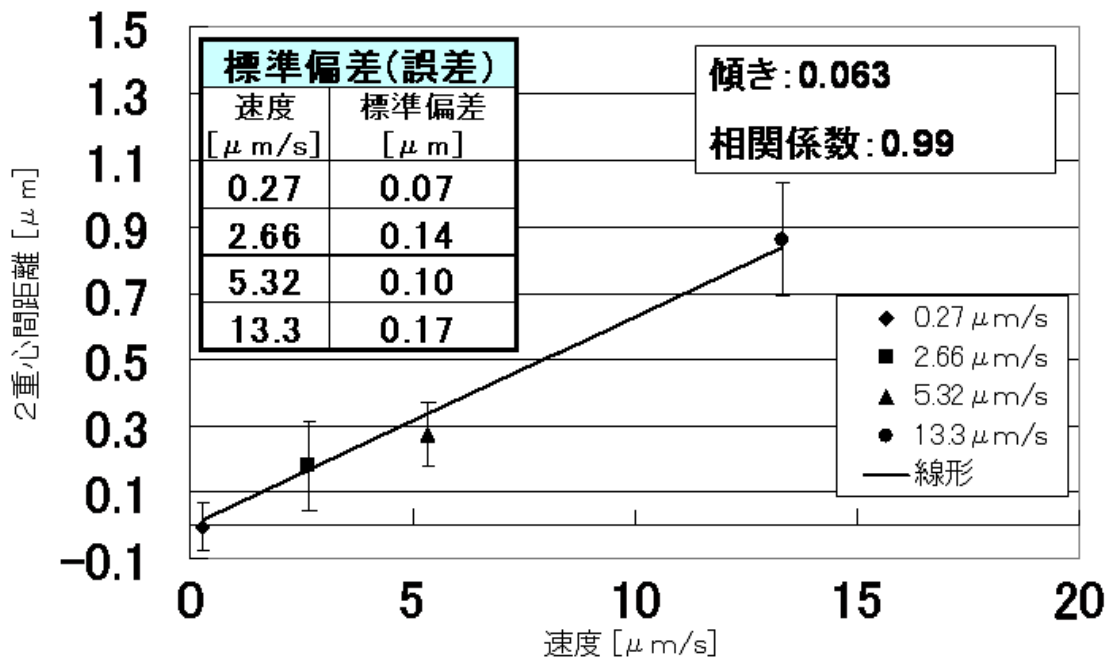


図 20 速度と距離の関係 (Y 軸)

3.4.3 結果と考察

図 19 は X 軸方向に、図 20 は Y 軸方向に上述の速度でそれぞれレーザの焦点座標を移動させたときの速度と焦点重心間距離の関係を示している。図 19 と図 20 から、速度と焦点重心間距離の関係を示す回帰直線の相関係数は X 軸方向は 0.98、Y 軸方向は 0.99 であった。これは、粒子の速度と焦点重心間距離の間には比例の関係があり、本システムが安定して粒子の重心位置を算出可能であることを確認した。また、それぞれの回帰直線の傾きを算出したところ、X 軸方向は 0.05、Y 軸方向は 0.06 であった。

焦点重心間距離の標準偏差は X 軸方向、Y 軸方向はともに $\pm 0.3 \mu\text{m}$ 内に収まっていた。この誤差は捕捉した粒子のブラウン運動に起因していると考えられる。また、この誤差の大きさは実験に使用した粒子 ($3 \mu\text{m}$) の大きさの 10 分の 1 の大きさで、とても小さいことを確認した。つぎに、粘性抵抗力と焦点重心間距離の関係から、 k の値を算出した。X 軸方向は 520nN/m 、Y 軸方向は 450nN/m であった。

本実験では、 $20 \mu\text{m/s}$ までのレーザ焦点の速度と 2 重心間距離の大きさの関係を調べた。通常の粒子操作では、 $20 \mu\text{m/s}$ を越える操作を行うことはないため、 $20 \mu\text{m/s}$ までの速度を評価することで十分であると考えられる。

一例として、レーザの焦点を $20 \mu\text{m/s}$ (X 軸方向) で往復運動させたとき、捕捉粒子にかかる粘性抵抗力を算出した結果を図 21 に示す。

FFD における反力は、X 軸方向のバネ定数と焦点重心間距離の積で得られる値を 2×10^8 倍して提示した。たとえば光ピンセットで発生する力が 0.5pN の場合、操作者の手元には 1N の反力が感じられる。

グラフから算出した X, Y 方向の傾きが異なるのは、ガルバノミラーの角度に対してレーザ焦点の移動距離が大きな角度領域で比例していないためであると考えられる。本研究では 5 次のフィッティング関数を用いてレーザの焦点位置の補正を行った。

また、図 21 において提示した力の大きさが振動したのは、 $20 \mu\text{m/s}$ の速度で等速直線運動をさせたときに記録した粒子とレーザ焦点の 2 重心間距離の差が振動したからである。この距離の差が振動するのは量子化誤差によるものと考えられる。

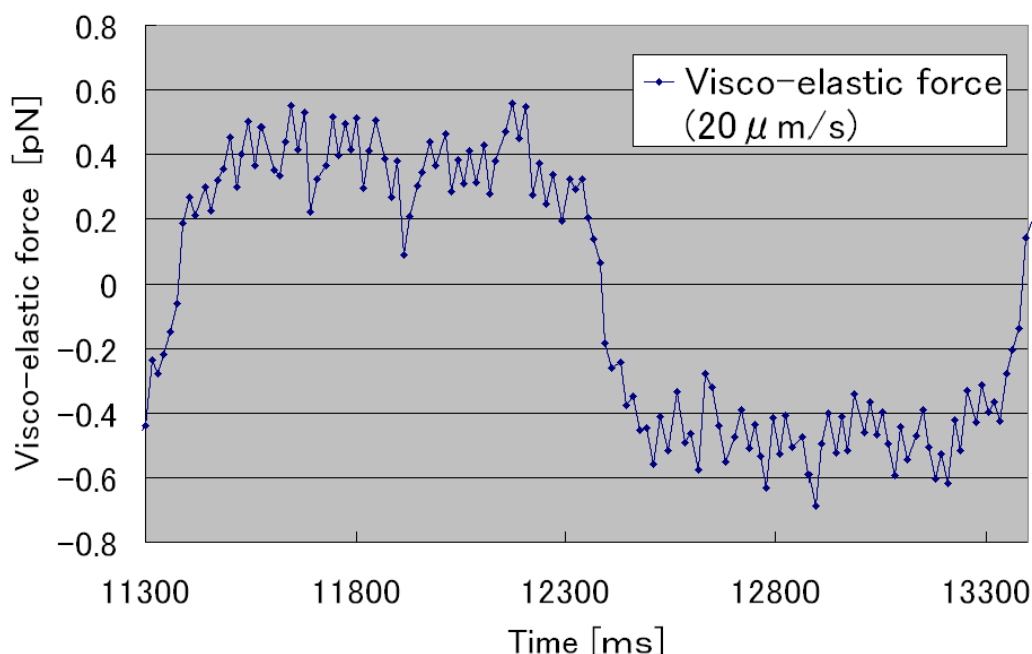


図 21 粘性抵抗力の例 ($20 \mu\text{ m/s}$)

図 22 は、粒子の実際の重心位置と計測した粒子の重心位置を示したイメージである。その下の図は 2 重心間距離の差を示す。粒子を捕捉した光ピンセットの焦点を等速に移動させたとき、粒子の重心位置は光ピンセットの焦点に少し遅れて後を追う。しかし、本システムの最小分解能はディスプレイのドットに依存するため、粒子の重心位置はステップ状に変位する。その最小分解能の大きさは 110 nm であるため、最大 $\pm 110\text{ nm}$ の誤差が生じることとなる。この量子化誤差によるミクロな世界で発生する力の誤差は約 150 fN である。3.4 節の評価実験より $x \cdot y$ 軸方向共に標準偏差は $\pm 0.3 \mu\text{ m}$ 以内に収まっているため、力にして $\pm 450\text{ fN}$ の誤差が生じる。以上をふまえて図 21 を見るに、力の振動は 400 pN の力の範囲にあることから、2 重心間距離は $\pm 0.3 \mu\text{ m}$ 内に収まっていることが確認できる。グラフより、粒子の重心算出が安定してきた中心区間である 600 msec 間の平均反力は 0.39 pN であった。 $20 \mu\text{ m/s}$ の速度で粒子を等速直線運動させるとき、粒子には 0.57 pN の粘性抵抗力が働くため、約 0.18 pN の力差が生じているが、これは 1

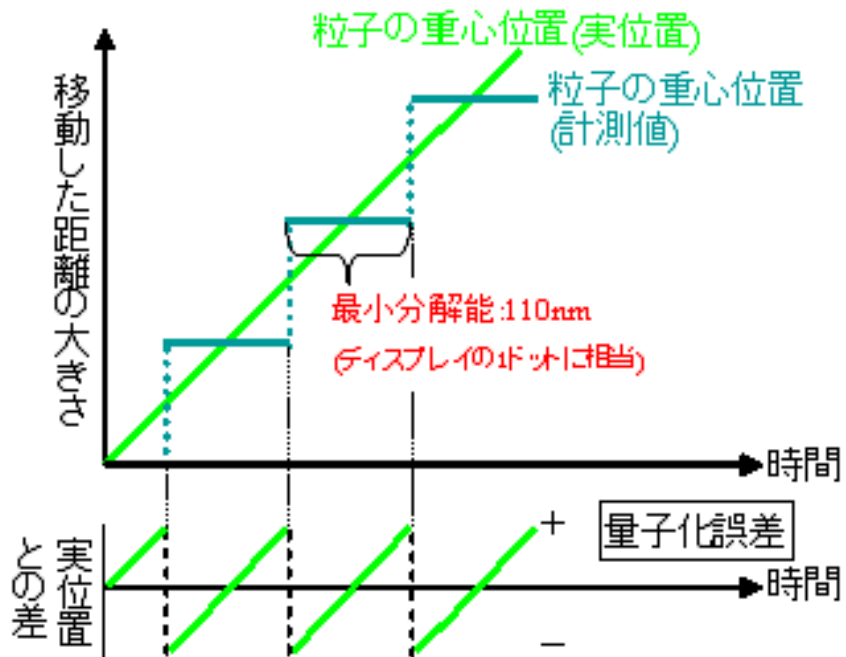


図 22 粒子の重心算出の量子化誤差

~2ピクセルの範囲のずれであり誤差の範囲内である。この誤差はキャプチャー画像の解像度を上げることで低減することができる。また、提示する力のぶれはシステム側で提示力の平滑化を行うことで低減することが出来ると考える。

3.5 おわりに

本研究では、光ピンセットで発生した力を FFD を用いて操作者に提示できるシステムを開発した。

評価実験によって、捕捉力が粘性抵抗に等しいとみなしたときの、レーザの焦点速度と、焦点重心間距離の間の線形性を確かめて、バネ定数 k の値を定め、顕微鏡下で発生した力に比例した反力を操作者に提示できることを確認した。

今後は、反力提示による操作性向上の心理物理評価実験を実施して、その有効性を検証することが必要である。

4. 弾性体の三次元操作における力覚情報の追体験方法に関する研究

近年、医療技術は飛躍的に進歩し、多様化・高度化が進んだが、一方で、教育課程において習得できる技術と臨床に要求される技術との隔たりが大きくなってきたことが問題となっている。教育課程において模型や動物、解剖体を用いた臨床訓練も行われているが、無数にある症例に対して訓練可能な症例の数が圧倒的に少ないという現状がある。

特に臨床において求められる手技として触診技術が挙げられる。触診技術は医学書などで知識を学ぶことはできるが、書籍だけでは手先の感覚を養うことは難しい。このため、訓練者は模型や患者に直接触診を行い、経験しながら学ぶことがなされてきた。しかし、すべての症例を網羅する訓練模型はなく、まれな症例では患者に協力を要請することも難しい。

このような背景のもと、バーチャルリアリティ（以下 VR）技術と力提示デバイスを組み合わせることで、さまざまな症例を再現し、インタラクティブに手技の試行が可能な訓練シミュレータの研究が進められている [40, 41]。特に近年では、教科書や口頭では伝えにくい熟練の技術を記憶し、VR 環境を通して訓練者へ教示する手法も提案されている [42, 44]。以下、VR シミュレータを通して力といった情報を体験する者を体験者と呼ぶこととする。

触診手技の習得には、触知対象となる人体・臓器などの弾性体に対する触り方と反力を知覚することが重要と考えられる。そのため、VR シミュレータを通して模範となる指の軌跡や弾性体からの反力を体験者へ伝えることができれば、習熟が容易になると考えられる。以下、弾性体は VR 空間内のバーチャル弾性体を意味するとする。

これまで、3 次元的に手技を伝えるために、力提示デバイスを用い、Virtual Fixture [45] の概念に基づいて力で軌跡を提示する研究 [42, 44] がなされている。3 次元 VR 空間内の弾性体操作に Virtual Fixture を適用すると、体験者は力提示デバイスから提示された力が教示によるものか、弾性体からの反力が認識が困難であった。音での教示 [46] は位置や方向といった情報を伝えることが難しい。奥

行き方向の距離を数字やグラフバーで伝える研究 [42] も行われているが、彼らの方法では、追跡対象から眼を離して確認する必要があり、離れた位置に提示される情報を確認しながら操作するのは困難である。

そこで本研究では、従来の方法では難しかった奥行き方向における位置の認識を補助する視覚提示手法を提案する。本手法は、体験者へ追跡すべき位置を示す。体験者は、その位置をたどることで、記録されたとの同等の力を知覚できる。本論文では提案手法の詳細を述べ、評価実験を実施して検証を行った結果を報告する。

4.1 弾性体操作における力覚情報の追体験方法

本研究における力の追体験の方法は、体験者が力提示デバイスを通して3次元VR空間内の球(以下、この体験者が操る球を操作球と呼ぶ)を操作して、記録された軌跡を時系列に辿る球(以下、指示球と呼ぶ)を正確に追跡するという方法である。VR空間内の弾性体は指示球の接触位置と現在位置から算出した反力を返すため、時系列に正確に位置を追跡できれば、システムに記録された反力と同等の力を知覚できる。

本手法で力の追体験を行うには、平面形状のディスプレイを通して追跡対象の3次元空間の座標を体験者へ正確に伝える必要がある。しかし、これまでの研究でVR空間と現実空間との間には奥行き知覚に隔たりがあることが知られている。

奥行き知覚メカニズムについては、さまざまな複合要因が関係しているといわれている。実空間では、調整、輻輳、網膜像の大きさが絶対的な距離の知覚に起因し、両眼視差や運動視差、網膜像の大きさなどは相対的な距離の知覚に起因するといわれている[47]。調整は眼の焦点距離を調整する際の筋肉の作用である。輻輳は注視点を交差点とする両眼の視線の交差を意味し、その視線と注視点がなす角度を輻輳角という。両眼視差は、ある一点を注視している際の両眼の網膜像の差異をいう。実空間での距離の知覚は、主に輻輳と両眼視差によるところが大きいといわれている。しかし、VR空間ではヘッドマウントディスプレイのような立体表示装置であっても、両目の注視点が単一の平面形状のディスプレイ上にある場合、これらの要素を用いた弁別はできないという問題が潜在することが知られている[48]。

4.1.1 拡張遠近手法

奥行き距離の認識には、両眼視差、輻輳からの情報を主に利用しているが、それ以外にも、網膜像の大きさ、経験的な要素、錯覚なども関係している。本研究では、VR空間でも奥行き距離を最も直感的に認識できる要因として、網膜像の大きさに注目した。網膜像の大きさは視角によって表すことができる。眼からDの距離にあり、視線に垂直方向にLの長さをもつ対象の視角 θ は、近似的に、

$$\frac{L}{D}[\text{rad}] = 57.3 \frac{L}{D}[\text{deg}] \quad (11)$$

となる。すなわち、網膜像の大きさは観察距離に反比例する。したがって、物理的な大きさがわかっていれば、視角 θ は距離Dの手がかりとなるはずである。また、物理的な大きさが共にLで距離がDだけ違う2つの対象の視角の差 $\Delta\theta$ は、

$$= \frac{L}{D} - \frac{L}{D + \Delta D} = \frac{L \Delta D}{D(D + \Delta D)}[\text{rad}] \quad (12)$$

となる [47]。つまり、網膜像の大きさ（視角）の差を手がかりにして奥行き距離を弁別する場合にも、その精度は、距離Dの2乗に反比例することになる [47]。

また、同時にまたは継続的に2つ以上の対象が提示される場合には、そのうちで相対的に大きな網膜像を与えるものは近くに、相対的に小さな網膜像を与えるものは遠くにあると知覚する [47]。

奥行き距離弁別の精度は、距離の2乗に反比例するため、ある一定以上の距離にある2つの対象物を見ても、網膜像に映った網膜像は小さく、ほとんど視角の差を生じないため、それらの距離の遠近の判断を難しくしている。2対象物間の奥行き距離弁別には、視角の差の変化が重要であると考え、本研究では対象物の距離が変化した時に、対象物の大きさを変えることで視角の差を生み、奥行き距離弁別を容易にする手法を提案する。以下、本手法を拡張遠近法と呼び、本手法と従来の遠近手法においてディスプレイ上の球を見たときの視角の差異を図23に示す。また、式(11)-(13)の変数は図23のそれに対応する。図23の横に並んだ2球間の距離は拡張遠近法の視角の変化を示すためのイメージであり、本来ディ

スプレイは距離という情報を持つことはできない。実際にディスプレイを通して球を提示する場合、2球間の距離は球の大きさに置き換えられて提示される。

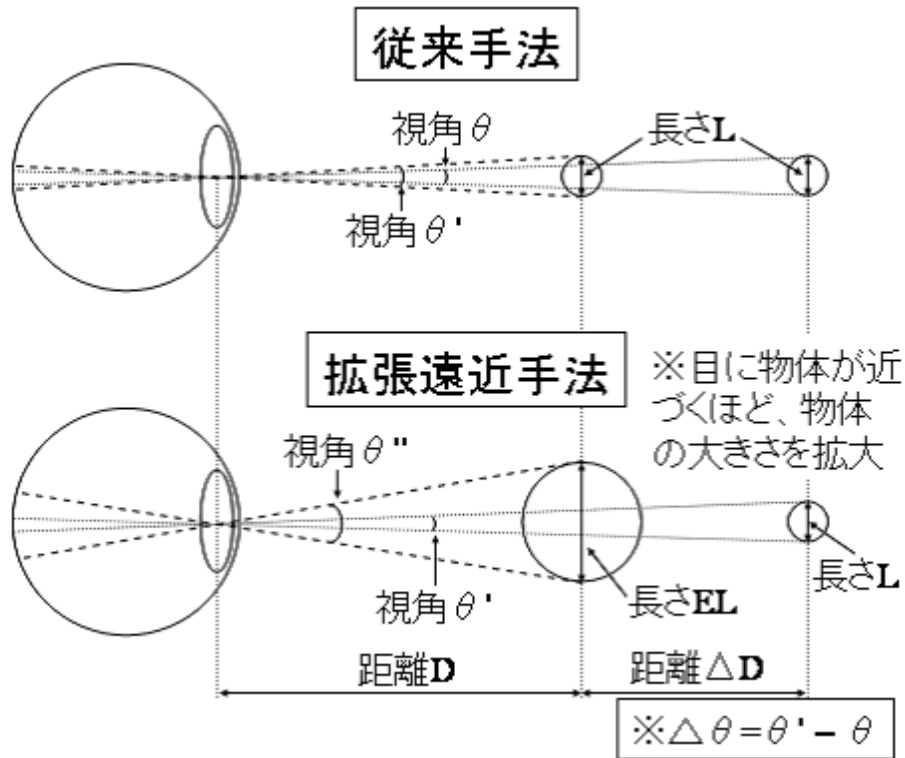


図 23 通常遠近法と拡張遠近法

拡張遠近法による直径 EL の大きさを次のように定義した。

$$EL = a \times l((1.0 - depth/workspace_size) \times 2 + 1) \quad (13)$$

となる。ここで、 a は任意の値で、本研究では $a=1$ とした。 L は指示球の直径である。 $depth$ は弾性体上の奥行き位置を示す。また、 $workspace_size$ は立体視領域 VR 空間の一辺からなる弾性体の奥行方向の距離を示す。

体験者は、指示球と操作球が完全に重なり合うように追跡する。2つの球が完全に重なった時は、操作球が記録された座標に到達したことを意味する。

重ね合わせ度合いは、重ね合った2球の混色の割合で判断できるようにした。指示球を黄色、操作球を青色とし、その混色は白色となるようにした。体験者はできるだけ白色の部分が多くなるように球を重ね合わせながら追跡を行う。

4.1.2 距離提示円手法

体験者は力を追体験するために移動する指示球の水平方向、奥行方向、垂直方向の3次元空間における位置を確認して操作球を重ね合わせる必要があるが、それを瞬時に行うのは困難である。2次元ディスプレイを使うため、水平方向と垂直方向の認識は容易であるが、奥行方向の位置は認識しにくい。

そこで、2球間の距離を直感的に認識するため、円の大きさによって2球間の距離を提示する手法を提案する。以下、距離を示す円を距離提示円と呼び、本手法を距離提示円手法と呼ぶ。そのイメージを図24に示す。

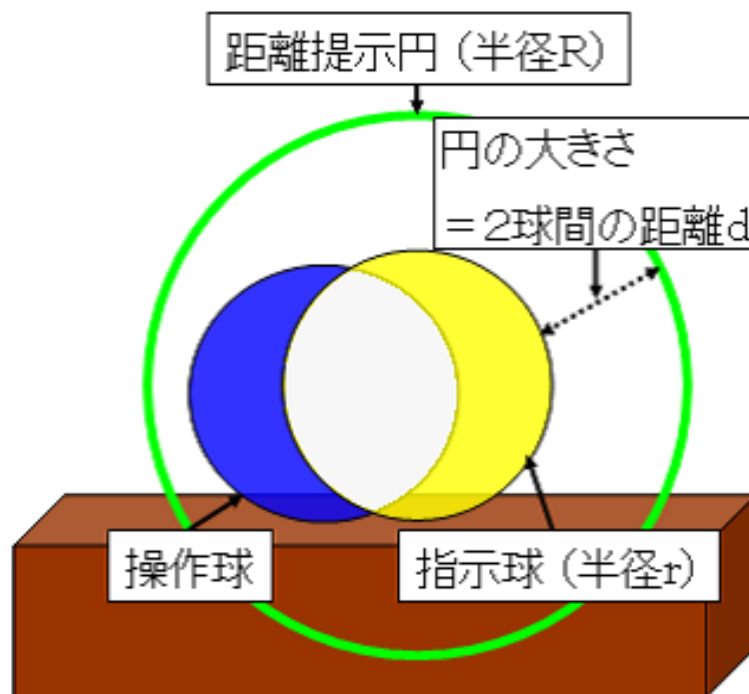


図 24 距離提示円のイメージ

円の中心座標は指示球の中心座標であり、円の大きさ R は次の式で求める。

$$R = r + d \quad (14)$$

r は指示球の半径、 d は指示球と操作球それぞれの中心間距離を示す。円の大きさが指示球の外周に合致すれば、操作球は記録された座標に到達したことを示す。

距離提示円手法により2球間の距離を直感的に認識しながら追跡することが可能となると考える。また、円の色を変化させることで、体験者へ操作球と指示球の相対的な遠近の知覚を促す。円の色は距離 d の大きさによって式 15 のように設定した。

$$\text{円の色 (RGB)} = \begin{cases} \text{青 (0, 0, 255)} & (d < 2r) \\ \text{緑 (0, 255, 0)} & (-2r < d < 2r) \\ \text{赤 (255, 0, 0)} & (d < -2r) \end{cases} \quad (15)$$

4.1.3 提示速度調整法

軌跡の提示速度が速い時、体験者は軌跡の詳細を知るのは困難である。そこで本システムでは軌跡提示速度の調整機構を実装し、軌跡の提示速度の調整可能にすることで、体験者の軌跡の知覚効率を向上させる。

速度調整は、時系列に格納されている軌跡データの経過時間が「提示開始からの経過時間×速度倍率」以上の時間のレコードを算出し、その時のレコードに記録された座標を提示することで速度を調整している。レコードに記録された座標の算出の流れを図 25 に示す。

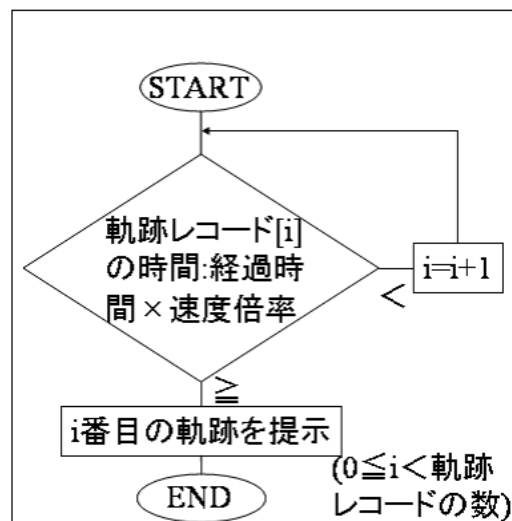


図 25 提示速度調整アルゴリズム

4.2 実装

本研究のシステム概要を図 26 に示す。

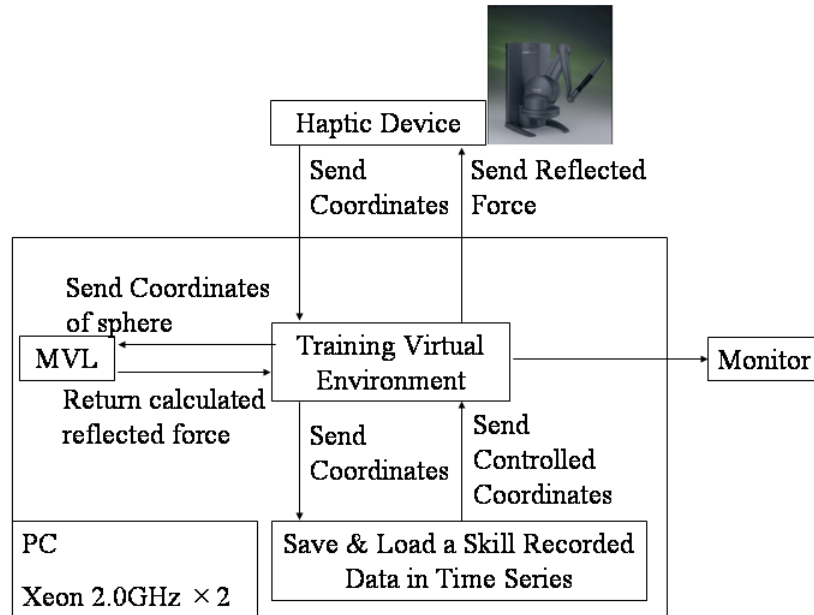


図 26 システム概要図

座標送信および反力提示のために SensAble Technologies 社製 PHANToM DESKTOP を使用した。PHANToM DESKTOP(以下、力提示デバイス)は6自由度の位置センサを搭載し、3自由度の力提示が可能である。本システムでは体験者の操作位置をPCへ送信し、バーチャル弾性体からの反力を体験者へ伝える働きをする。弾性体の反力算出には Medical Virtual reality Library(以下、MVL)[49]を用いた。MVLは中尾らが開発した切開・開創・圧排といった手術手技の計算ライブラリであり、弾性体操作時の反力・変形を有限要素法に基づいて実時間で算出可能である。本システム構築には Visual C++ 2005 を使い、映像の提示には OpenGL を用いた。本システムの操作画面を図 26 に示す。使用した PC は CPU : Xeon 2.0GHz × 2、メモリ : 1GB、グラフィックカード : nVidia Quadro4 で構成し、描画レートは 10 ~ 35msec/cycle で実時間処理ができていることを確認した。本システムでは、体験者の操作内容を時系列に記録し、操作を再現することがで

きる。各レコードには、経過時間 (msec. 単位)、指示球と操作球の座標と、弾性体からの反力の大きさを 3 次元成分別に記録する。球は力提示デバイスから受信した座標を球の底点として描画している。

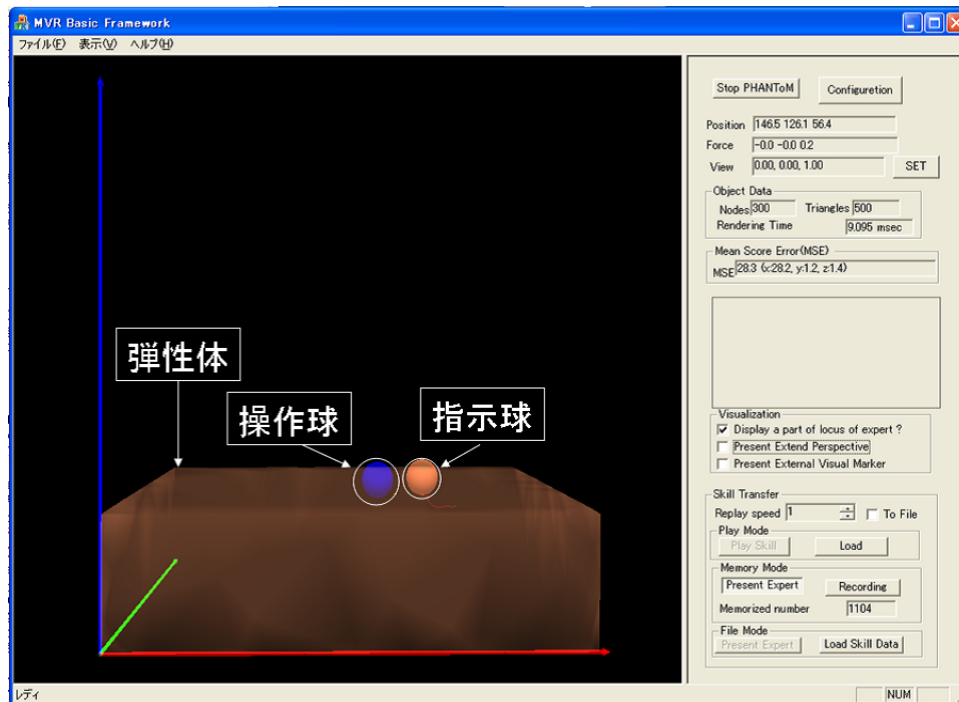


図 27 本システムの実行画面

OpenGL の gluPerspective コマンドを用いて表現した遠近提示手法 (以下、従来手法) と拡張遠近法を使って指示球が弾性体の手前と奥に位置した時の画像を図 28 に示す。図 28 の左は従来手法、右は提案する拡張遠近法による球の表示結果である。スクリーンサイズが横 317.4mm × 縦 253.9mm の LCD 上で、従来手法で球の直径は手前で 12mm、奥で 8mm。拡張遠近法では手前で 36mm、奥で 8mm であった。また、距離提示円手法を用いた球の実画像を図 29 に示す。

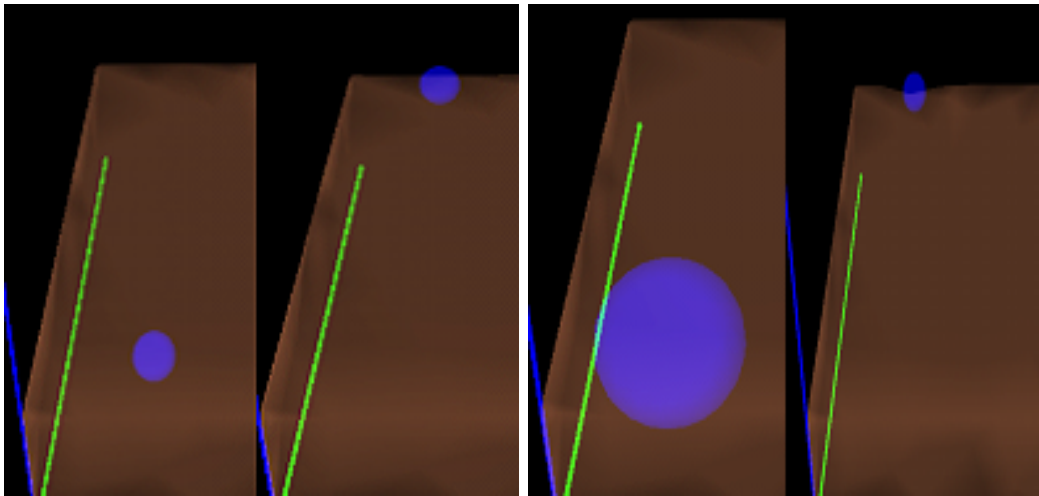


図 28 通常遠近法と拡張遠近法の比較

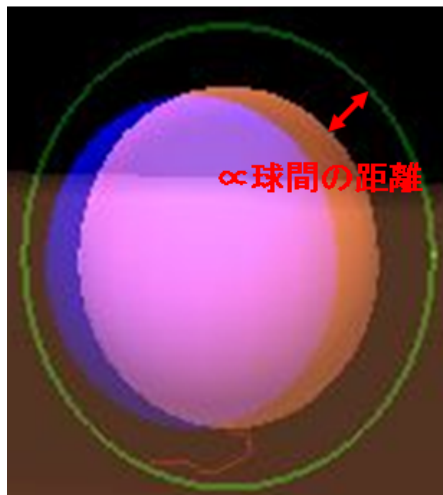


図 29 実際の円距離提示手法による円

4.3 評価実験及び考察

評価実験では前述した (a) 従来手法、(b) 拡張遠近法、(c) 拡張遠近法と距離提示円手法を組み合わせた手法 (以下、距離提示付拡張遠近法) それぞれの方法による力の追体験の効果を検証した。256 × 256 × 256mm の VR 空間内に 1MPa の弾性値を持った 256 × 256 × 64mm の弾性体を配置し、触診手技を模したなで操作を実施してもらい、そのときの操作を時系列に記録した。弾性体は頂点数 300、四面体数 869 の四面体メッシュで構成し、メッシュは Mercury Computer Systems 社の Amira3.1 で作成した。実験には触診経験のない 22 ~ 25 歳の健常者 18 名に参加してもらった。(a) 従来手法、(b) 拡張遠近法、(c) 距離提示付拡張遠近法それぞれの手法を検証するために被験者を 3 グループに分け、10mm/s、50mm/s、100mm/s の 3 つの速度別になで操作を 3 回ずつ体験してもらった。

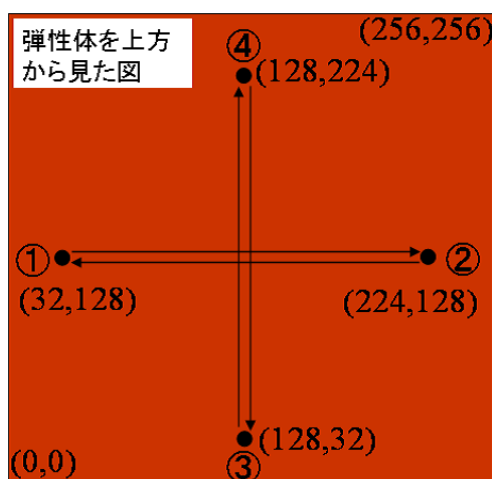


図 30 なで操作の軌跡

実験では、弾性体を図 27 の状態から水平軸を中心に 30 度手前に傾けて行った。測定条件を一定にするために、利き手で力提示デバイスの操作部を握り、ひじを着かないよう操作してもらった。また、開始時には画面の中央に操作球を移動してもらい、そこから指示球を追跡してもらった。追跡してもらった軌跡を図 30 に示す。評価実験では水平方向の往復なで操作 (図 30 の ① - ②)、および奥行方向の往復なで操作 (図 30 の ③ - ④) をしてもらったときの時のログを解析

した。

4.3.1 操作ごとの結果比較

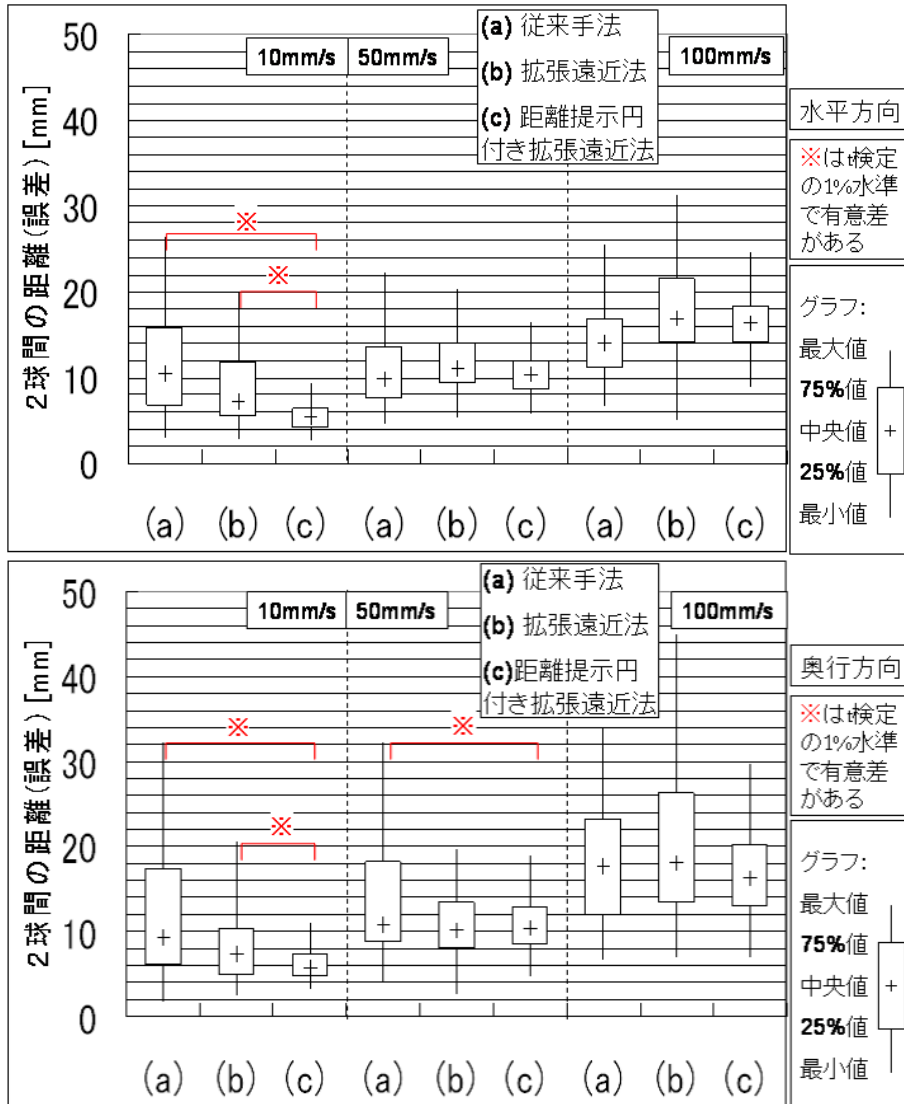


図 31 方向・操作別解析結果 (上：水平方向、下：奥行方向)

解析では、ログに記録された2球の中心間距離の平均を算出し水平・奥行方向別に各速度ごとの3つの手法の追跡誤差を調べた。そして、各方向・速度別に(c)距離提示付拡張遠近法と(a)従来手法または(b)拡張遠近法のペアに対してt検定を行った結果を図31に示す。水平方向の往復なで操作では、10mm/sのとき、(c)

距離提示付拡張遠近法 (平均: 5.5) が (a) 従来手法 (平均: 12.7) より 1%水準で有意に高かった (T 値: 7.2, 自由度: 70, $p < .01$)、(c) 距離提示付拡張遠近法 (平均: 5.5) が (b) 従来手法 (平均: 9.0) より 1%水準で有意に高かった (T 値: 5.6, 自由度: 70, $p < .01$)。また、奥行方向の往復なで操作では 10mm/s のとき、(c) 距離提示付拡張遠近法 (平均: 12.9) が (a) 従来手法 (平均: 6.2) より 1%水準で有意に高かった (T 値: 5.6, 自由度: 70, $p < .01$)、かつ (c) 距離提示付拡張遠近法 (平均: 6.2) が (b) 拡張円法 (平均: 9.0) より 1%水準で優位に高かった (T 値: 3.5, 自由度: 70, $p < .01$)、また、50mm/s のとき、(c) 距離提示付拡張遠近法 (平均: 11.4) が (a) 従来手法 (平均: 15.1) より 1%水準で有意に高かった (T 値: 2.7, 自由度: 70, $p < .01$)。

4.4 考察

(c) 距離提示円付き拡張遠近法では、(a) 従来手法および (b) 拡張遠近法よりも、追跡精度が向上していることがわかる。(b) 拡張遠近法では、2 球間の奥行方向の相対的距離が明らかになったが、近接したときには球は重なり、2 球間の距離はわかりにくかった。(c) 距離提示円付き拡張遠近法では、近接した時でも距離の大きさを伝えることができるため、体験者は前後の操作と合わせて指示球への方向と距離を直感的に認識することができ、追跡精度が向上したと考える。

速度別に水平・奥行方向の追跡結果を比較する。従来方法では、水平方向に比べ、奥行き方向はばらつきが大きいですが、本手法では水平・奥行方向共に同じくらい正確に追跡できることを確認できた。これは本手法で方向と距離を認識できるためと考える。一般的な触診の速度は 10mm/s 程度と考えられ、本結果は触診などの弾性体操作において力覚の追体験の精度を向上させることが可能と考えられる。

4.5 結論

本研究では、奥行き方向における距離を体験者が視認するための視覚提示手法を提案し、3次元VR空間上で球を正確に追跡したとき、記録された弾性体からの反力と同等の力を体験者へ提示できるシステムを開発した。

提示速度の調整を合わせることで、触診における指の移動速度において、奥行き方向の正確な追跡が可能であることを確認した。

今後は、本実験で得られた結果や意見を踏まえて、実際の触診操作を対象とした軌跡と力の追体験環境開発に取り組む予定である。

5. おわりに

本研究では空間と時間を越えた2つの力提示手法の開発を行った。

空間を越えた力覚提示手法の開発では、直接計測できない微小な反力を物理的な理論に基づいて計測する手法を提案した。本研究では算出した力をスケーリングによって任意の大きさにし、空間を越えて操作者へ提示した。評価実験の結果から、レーザ焦点速度とレーザ焦点と粒子の重心間距離の相関が高いことを確認し、本システムは正確な粒子の位置計測が出来ていることを確認した。

本研究におけるシステムは、顕微鏡下の画像取得・解析から操作者への力提示までをPC 1台で行うスタンドアロン方式である。一方、オープンキャンパスでは、本システムを基に開発されたネットワーク経由で力提示できるシステムを用い、本学ベンチャー・ビジネス・ラボラトリ (VBL) から本学情報科学研究棟 玄関までを高速なLAN ネットワークで結び、空間を越えて光ピンセットで発生した反力を本学訪問者に体感してもらうことができた。また、本システムは粒子の重心算出に画像処理を用いることで特別な装置を必要とせず、システムを簡単にできるメリットがある。

空間を越えた力提示手法の開発では、ある人が3次元弾性体の操作で体感した力を別の操作者が主体的に体感するために、従来手法では困難だった3次元弾性体上の奥行距離の認識を補助する視覚提示手法を提案した。評価実験により、2点間の奥行方向のわずかな距離の差でも知覚することができることを確認した。

本研究において2つの球が近接したとき、オクルージョンのため奥行方向の遠近がわかりづらい問題があった。本手法により、奥行方向の追跡において効果があったことを確認した。評価実験において本手法の結果が従来方法に比べよかったのは、操作者自身の前後の操作から、2球間の方向と距離を認識できたため、球の正確な追跡ができたと考える。

本研究により、ある人が3次元弾性体操作において感じた力を別の操作者が主体的に体感できることを確認した。記録された力を操作者が体験するための別アプローチとしてVR空間上でシステムが提示する記録された軌跡を見ながら、一定の位置に手を固定することで、記録された力を提示するPassive手法が存在する。Passive手法は本Active手法より力の体験は容易であるメリットがある。し

かし、弾性体の操作は自由度が高く、力を体験しただけでは軌跡の追従は困難である。そのため、軌跡を確認しながら追体験できる本手法は、記録された軌跡の追跡を繰り返し行う過程で押し込む力の強さを知ることができるのではないかと考える。また、本 Active 手法と Passive 手法の両方を組み合わせることで、力と軌跡の両方をより正確に学ぶことができるのではないかと考え、歯茎の触診の際の力の追体験手法の開発に役立てればと期待する。

本研究では空間と時間それぞれを越えた力伝達のための手法を開発した。空間を越えた力覚伝達では、直接知覚できない微小な力を伝達するための手法を提案し、時間を越えた力覚伝達では、奥行方向の認識が困難な 3 次元空間追跡の視覚提示手法を提案した。力覚情報を空間と時間を越えて伝えることが出来れば、今まで伝えることが困難だった情報の伝達が容易になると考えられる。例えば、現在使われているテレビ電話や Net Meeting といった通信では映像・音・文字を送ることが出来るが、映像や文字といった通信手段では、人によって感じ方が異なる触感の情報を伝えることは難しい。対象の硬さといった力の情報は数値より体感する方が感覚としてとらえやすい。力覚情報の空間・時間を越えた伝達手法が発達すれば、患者の患部の硬さを医師へ伝えることができ、遠隔診断の一つの手段となるだろう。

謝辞

本研究を進めるにあたり、主指導教官である情報科学研究科 湊小太郎教授には、本研究の直接的な指導だけでなく、研究に取り組む上での心構え、研究者としてのあり方から私生活に至るまで、ありとあらゆる面で有益な御指導をいただきました。ここに心から厚く御礼申し上げます。博士論文審査委員として論文構成に御指導いただきました情報科学研究科金谷重彦教授、入学当初から、お忙しい中日頃から実験や発表資料の構成、私生活の上での相談に夜遅くまでご助力いただきました情報科学研究科 杉浦忠男助教授には心から感謝いたします。入学当初わからないことが多い中さまざまなアドバイスをしてくださった千葉大学助教授 菅幹生助手、研究方針において様々なアイデアやヒントを与えてくださり、筆者を少し離れた場所でずっと見守り、研究を支えてくださった情報科学研究科 中尾恵 助手、ミーティングや日々の研究生活の中で数々の有益な御助言を通じて筆者を導いて下さいました情報科学研究科 佐藤哲大助手、研究活動においていくつもの御助言をいただきました 姫路獨協大学教授 片山俊郎先生、京都医療技術短期大学講師 田畑慶人氏に心より感謝致します。同じ研究室の博士課程で共に学び切磋琢磨する中で様々な御助言をいただきました赤澤淳氏、大阪電気通信大学助教授 田中則子氏、旭化成メディカル 小野寺博和氏 に深く感謝します。また、評価実験などで多くの御協力といつも暖かい心配りをいただきました生命機能計測学分野研究室のみなさんをはじめ、誠にありがとうございました。最後に、筆者を暖かく見守り続けてくれた家族に深く感謝します。

参考文献

- [1] W. Mark, Rand Mark, W. R. et al. " Adding Force Feedback to Graphics Systems: Issues and Solutions, " in Proc. of ACM SIGGRAPH96, 1996.
- [2] 赤羽克仁, 長谷川晶一, 小池康晴, 佐藤 誠, " 10kHz の更新周波数による高解像度ハプティックレンダリング, " 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.9, No.3, 2004
- [3] Shimoga,K., " Finger Force and Touch Feedback Issues in Dextrous Telemanipulation, " Proceedings of NASA-CIRSSE International Conference on Intelligent Robotics System for Space Exploration, NASA, Greenbelt, MD, September.
- [4] L. Jones, I. Hunter, " Human Operator Perception of Mechanical Variables and Their Effects on Tracking Performance, " Advances in Robotics, DSC-Vol. 42, ASME WAM, ASME, New York, pp.49-53. 1992.
- [5] Y. Kuroda, M. Nakao, T. Kuroda, H. Oyama and H. Yoshihara, " MVL: Medical VR Simulation Library ", Proc. Medicine Meets Virtual Reality 13 (MMVR13), pp. 273-276, 2005.
- [6] Salisbury, J.and M. Srinivasan, " Virtual Environment Technology for Training (VETT), " BBN Report No. 7661, VETREC, MIT, Cambridge, MA.1992.
- [7] M. Sato, "Development of Haptic Interface SPIDAR" , The Third Symposium on Virtual Reality and its Application, 2004
- [8] J. Murayama, Y. Luo, K. Akahane, S. Hasegawa, and M. Sato, "A Haptic Interface for Two-Handed 6DOF Manipulation SPIDAR-G&G System" , IEICE TRANSACTIONS on Information and Systems, E87-D, 6, pp.1415-1421, 2004

- [9] Andrenucci, M., M. Bergamasco and P. Dario, “ Sensor-based Fine Telemanipulation for Space Robotics, ” NASA Conference on Space Telerobotics, Vol. , NASA, Greenbelt, MD, pp.101-107, 1989.
- [10] Kramer, J., “ Force Feedback and Texture Simulating Interface Device, ” U.S. Patent 5,184,319, 1993.
- [11] K Urs, R Christoph,“ Kinesthetic Haptics Integration into Large-Scale Virtual Environments, ” Proceedings of the First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Vol.00, pp.551-556, 2005.
- [12] J. Yamashita, Y Fukui, O Morikawa, “ 力覚呈示付情景記述補助ライブラリ HSLib の設計, ” 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集 Vol. 5 (2000).
- [13] 林幸一, 小森優, 小山博史, 高橋隆,“ Haptics を伴う穿刺シミュレーションシステムの構築, ” 電子情報通信学会技術者報告, Vol.100(350),pp.2936(2000).
- [14] P. Gorman, T. Krummel, R.Webster, M.Smith, D.Hutchens, “ A Prototype Haptic Lumber Puncture Simulator, ” Proceedings of the Medicine Meets Virtual Reality 2000, Vol.70, pp.106-109(2000).
- [15] C.Bruns, K. Montgomery, S.Wildermuth, “ A Virtual Environment for Simulated Rat Dissection, ” Medicine Meets Virtual Reality 2001, pp.75-81(2001).
- [16] J. Berkley, S.Wdghorst, H.Gladstone, G.Raugi, D. Berg, M. Genter, “ Banded Matrix Approach to Finite Element Modelling for Soft Tissue Simulation, ” Virtual Reality Research Development and Application, Vol.4, pp.203-212(1999).
- [17] S. Prasad, M. Kitagawa, G. S. Fischer, J. Zand, M. A. Talamini, R. H. Taylor, and A. M. Okamura, ”A Modular 2-DOF Force-Sensing Instrument for Laparoscopic Surgery,” Proceedings of the Sixth International Conference on

Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention – MICCAI 2003, Lecture Notes in Computer Science (Vol. 2878), 2003, pp. 279-286.

- [18] H.Takahashi, J.Matsui, N.Hatakeyama and K.Tsuchiya,“ Automatic Discharge System of Excavated Soils in a Vertical Sheild Machine. ”, Proc. of 5th International Conference on Automation Technology (CD-ROM),1,(1998)
- [19] 澤山一博, 高橋裕之, 鈴木慎一, 堀武司, 澤山一博, 高橋裕之, 鈴木慎一, 堀武司,“ 複雑形状物のハンドリング作業支援システムの開発 ”, 北海道立工業試験場報告 No.298.
- [20] Y.Nakamura, K.Kishi and M.Okada,“ Motion-Cancelling Robot System for Minimally Invasive Cardiac Surgery, Journal of Robotics Society of Japan ”, Vol.21, No.4, pp.451-459, 2003.
- [21] 吉田明, 山本佳男,“ ハプティックデバイスを用いた微小物体の操作性向上 ”, 修士論文, 東海大学, 2001.
- [22] C.R. Wagner, N. Stylopoulos*, R. Howe,“ Force Feedback in Surgery: Analysis of Blunt Dissection ”,The Tenth Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, March 24-25, 2002, Orlando.
- [23] H. Mayer, I. Nagy, A. Knoll, E. U. Schirmbeck und R. Bauernschmitt “ Integration of Force Feedback in an Open Robot Platform for Robotic Surgery ”10th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering (MEDICON), Ischia, Italy, Juli 2004
- [24] Moody, L., Baber, C. and Arvanitis, T.N., “ The Role of Haptic Feedback in the Training and Assessment of Surgeons using a Virtual Environment ”,EuroHaptics 2001
- [25] M. Polanyi, The Tacit Dimension, Routledge and Kegan Paul, pp.3-25, 1966

- [26] K. WATANUKI, K. KOJIMA, “ 没入型仮想共有環境システムにおける熟練技能伝承用 力覚および触覚提示装置の開発 ”, 埼玉大学紀要 工学部 第38号 2005
- [27] 稲見望, 富永浩之, 松原行宏, 山崎敏範, “ 筆記具の動きを学ぶ体感型書き方学習システム ”, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J87-D-I, No.12, pp.1128 - 1135, 2004
- [28] 山崎敏範, 井口征士, 桜井良文, “ オンライン文字認識手法を用いた書写学習システム, ” 信学論 (D), vol.J65-D, no.10, pp.1211-1218, Oct. 1982.
- [29] A.Ashkin, J.M.Dziedzic, J.E.Bjorkholm and Steven Chn. : Observation of a single-beam gradient force optical trap for dielectric particles ; *Optics Letters*, Vol. 11, No. 5, pp. 288-290 (1986)
- [30] T.Ota, T.Sugiura and S.Kawata : Rupture force measurement of biotin-streptavidin bonds using optical trapping ; *Applied Physics Letters*, Vol. 87, No. 5, pp. 43901-43903 (2005)
- [31] G. V. Shivashankara and A. Libchaber : Single DNA molecule grafting and manipulation using a combined atomic force microscope and an optical tweezer ; *Applied Physics Letters*, Vol. 71, No. 25, pp. 3726-3729 (1997)
- [32] M. Nakao, T. Kuroda, M. Komori and H. Oyama : evaluation and user study of haptic simulator for learning palpation in cardiovascular surgery ; *International Conference of Artificial Reality and Tele-Existence (ICAT)*, pp. 203-208 (2003)
- [33] A.H.Meier, C.L.Rawn, T.M.Krummel : Virtual reality: “ Surgical application? Challenge for the new millennium ; *American College of Surgeons*, Vol. 192, No. 3, (2001)
- [34] J.Mayrose and T.Kesavadas : Utilization of virtual reality for endotracheal intubation training ; *Resuscitation*, No. 59, pp. 133-138 (2003)

- [35] 中野鉄矢, “ 触感覚提示機構を有する微小粒子遠隔操作システムの開発, ” 奈良先端科学技術大学院大学, 修士学位論文 (2003)
- [36] 高木, 下田 : 画像解析ハンドブック、東京大学出版会, p. 581 (1991)
- [37] W.Zhongquan, W.Lide and W.Aicheng : The robust algorithms for finding the center of an arc ; *Computer Vision and Image Understanding*, Vol. 62, No. 3, pp. 269-278 (1995)
- [38] 中野, 杉浦, 湊 : 力覚デバイスによる光トラップしたマイクロメートル粒子の遠隔操作 ; 計測自動制御学会関西支部シンポジウム「計測と制御の新たな発展」講演論文集, pp. 39-42 (2002)
- [39] 西山, 小谷, 大塚, 山田 : 物理学への道, 学術図書出版社, p.273 (1978)
- [40] J. Mayrose, T. Kesavadas, K. Chugh, D. Joshi, and D. G. Ellis, “ Utilization of virtual reality for endotracheal intubation training, ” *Resuscitation* Vol.59, No.1, pp. 133-138, 2003.
- [41] M. Nakao, K. Minato, T. Kuroda, M. Komori, H. Oyama, and T. Takahashi, “ Transferring Bioelasticity Knowledge through Haptic Interaction, ” *IEEE Multimedia*, Vol. 13, No. 6, pp. 50-60, 2006.
- [42] R. L. Williams, J. N. Howell, and D. C. Eland, “ The Virtual Haptic Back for Palpatory Training, ” *International Conference on Multimodal Interfaces*, pp. 191-197, 2004.
- [43] M. Rissanen, N. Kume, Y. Kuroda, M. Nakao, T. Kuroda, and H. Yoshihara, “ Framework for Annotation of Haptic Data in Simulated Surgical Procedures, ” *International Conference on Virtual Systems and MultiMedia*, pp. 647-656, 2005.
- [44] S. Saga, N. Kawakami, and S. Tachi, “ Haptic Teaching Using Opposite Force ”, *Proc. World Haptics Conference*, DVD-ROM, 2005.

- [45] L. Rosenberg. " Virtual fixtures: Perceptual tools for telerobotic manipulation, " In Proc. Of IEEE Virtual Reality Int'l. Symposium, pp. 76-82, 1993.
- [46] C. Muller-Tomfelde, " Interaction Sound Feedback in a Haptic Virtual Environment to Improve Motor Skill Acquisition, " Proceedings of ICAD '04, Sydney, Australia, 2004.
- [47] 田崎京二, 大山正, 樋渡涓二, " 視覚情報処理・生理学・心理学・生体工学-, " 朝倉書店, 1979.
- [48] 山内康司, 篠原一彦, " 立体内視鏡下手術操作時の疲労に対する両眼立体視の影響, " 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.7, No.2, pp.115-125, 2005.
- [49] Y. Kuroda, M. Nakao, T. Kuroda, H. Oyama, M. Komori, and T. Matsuda, " FEM-based Interaction Model between Elastic Objects for Indirect Palpation Simulator, " Proc. Medicine Meets Virtual Reality (MMVR), pp. 183-189, 2004.

研究業績

学術論文誌

1. 箕輪弘嗣, 中尾恵, 佐藤哲大, 杉浦忠男, 湊小太郎, “ 光ピンセット操作における反力提示システムの開発, ” システム制御情報学会誌, 第 19 巻, 第 1 号, pp.40-42, 2006. (本論文 3 章)
2. 箕輪弘嗣, 中尾恵, 湊小太郎, “ 弾性体の三次元操作における力覚情報の追体験方法に関する研究, ” 日本 VR 医学会, Vol.5, No.1 pp.25-31 2007. (本論文 4 章)

国際会議 (査読あり)

1. Hirotsugu Minowa, Megumi Nakao, Testuo Sato, Tadao Sugiura, Kotaro Minato, “ Haptic Feedback of Trapping Force in Manipulating Optical Tweezers ”, WC2006(World Congress 2006), Vol.14, pp.1200-1204, 2006.

国内発表

1. 箕輪弘嗣, 佐藤哲大, 菅幹生, 杉浦忠男, 湊小太郎, 黒田知宏, “ 光ピンセットを用いた遠隔細胞操作システム ”, 第 43 回 ME 学会, p.286, 2004.
2. 箕輪弘嗣, 杉浦忠男, 湊小太郎, “ 極短パルスレーザー光による第二次高調波発生を用いた局所静電場計測 ”, 第 65 回応用物理学会学術講演会, p.1023,2004.
3. 箕輪 弘嗣, 中尾 恵, 佐藤 哲大, 杉浦 忠男, 湊 小太郎, “ 実時間画像処理による光ピンセット捕捉力提示システムの開発 ”, 第 44 回日本生体医工学会大会論文集, Vol. 43, p 286, 2005.
4. 箕輪 弘嗣, 中尾 恵, 佐藤 哲大, 杉浦 忠男, 湊 小太郎, “ 光ピンセット操作における捕捉力提示に関する研究, ” 第 49 回システム制御情報学会研究発表講演会 講演論文集, pp. 229-230, 2005.

5. 箕輪 弘嗣, 中尾 恵, 湊 小太郎, “ 弾性体操作における力覚追体験環境に関する研究, ” 第 6 回日本 VR 医学会学術大会, p.43, 2006.

その他 (査読なし)

1. Hirotsugu Minowa, Tadao Sugiura, Kotaro Minato, “ Local measurement of electric field by second harmonic generation stimulated with femtosecond-pulse laser light ”, Bio COE Summer Meeting, 2004.

受賞他

1. BioCOE リサーチアシスタント採用 (2003-2004)
2. YIC(Young Investigator’s Competition) finalist 2006(World Congress 2006).