

学術論文

VC モータを用いた力覚ハプティックデバイスの開発

Development of Haptic Device using VC Motor

林 英治^{*1}(正員), 野田 純平^{*1}, 上原 亮^{*2}

Eiji HAYASHI (Mem.), Jyunpei NODA, Ryo UEHARA

The purpose of this research has been to develop a combined sense system that uses both force feedback and visual feedback to find out the microscopic features of a microsample. It is thought that the efficiency of minute procedures would be improved if the operator were able to have a sense of force while using a manipulator. A cantilever is used to touch a minute object, and a reaction force is obtained from the degree of bending. A haptic device is structured to give a sense of that force to a user, who can feel the force as if he/she touched the sample with a cantilever. Therefore, the haptic device using a VC motor was developed so that the user can feel a force as if he/she had touched the microsample. This paper described the developed haptic device in our combined sense system.

Keywords: VCMotor, Haptic device, micro-nano, force & visual feedback.

1 緒言

近年、マイクロ・ナノレベルの物体の力学特性や力覚的な感覚量を提示や、場の臨場感や映像からの表情だけでなく、触れたような感覚を伝えることができるシステムの要望は高い。この触れたような感覚量を確認な感覚として享受できることは、力覚提示装置（以下、ハプティック）として重要な役割をもつ。

ハプティックは、手や指の力覚提示デバイスとして開発が行われ、ヴァーチャルな環境下での形状、組立て、そして、指示・提示などに活用されている。人間は視覚とともに物体からの抗力を感じることで物体の特性を的確に認識しながら作業を行い、その抗力を位置（変位）とともに敏感に察知することで作業の正確さを増しているものと考えられる。このような作業を行わせるために、ハプティックは操作者に位置とともに反力を伝え、ある種の拘束力、抵抗感を発生させている。ハプティックによる操作対象は、マクロからマイクロの物体を扱うようになり、細胞などの動的特性や静的特性などを知る手段として医療操作に関わる教育実習などでの実用化も期待されている[1-3]。

ハプティックには、PHANTom (Sensable Technologies 社)、多指ハプティックなどが開発されているが、多自由度構造の影響により、ハプティックを動かす際の違和感は小さくなるが、指先などの局所の力覚が他の

自由度に影響することが指摘されている[4, 5]。一方で、穿刺や触診などでは微妙な感覚が必要となり、その習得には言葉の比喻で表される[1]。そのため、マクロからマイクロ・ナノまでの物体の反力や微細な動作を仮想的に提示できることや、物体の仮想力覚や変形は、質量、バネ定数、粘弾性で演算されるのが一般的であるため、微細な物体などの動的特性を計測できることが望まれている。

ハプティックの制御系に関しては位置制御や力制御が使われるが[11]、位置と力の関係を計算で導く過程の収束性（位置制御）や、操作部の慣性に変動があった場合の不安定現象（力制御）の問題などが指摘されている。このような収束性や不安定現象の問題は、PC の演算能力に依存するため、ハプティック自体に制御機能を分散した組込み型 CPU を用い、ハプティック単体のソフトウェアサーボを構成できれば、解決できると考えられる。人間の動作は筋活動によって決まるが、この筋活動は反射の時間遅れと筋の収縮時間で決定され、それぞれ 25 ms, 55 ms が解析上用いられている[7]。この筋の収縮時間に着目すると、人の応答（筋の収縮から元の状態まで）は 110 ms（約 9 Hz）と仮定することができる。また、発生力に関しては、楽器に着目すると[7, 8]、ピアノの鍵は 2.3 N から 40 N 程度の力があれば十分に操作することができる。加えて、ハプティックを操作する際の位置、力の入出力の高速制御を可能とするためには、1000 Hz 以上の演算サイクルが必須[9, 10]であると言われている。

連絡先： 林 英治, 〒820-8502 福岡県飯塚市川津 680-4, 九州工業大学大学院情報工学研究院機械情報工学研究系, e-mail: haya@mse.kyutech.ac.jp

^{*1}九州工業大学 ^{*2}テルモ(株)

本研究は、顕微鏡による極小物体操作支援システムの開発を進めており、物理モデルによる力学シミュレータ、顕微操作システム、そして、ハプティックの構築を行っている。本研究では、ハプティックに高い周波数応答と幅広いバネ定数換算の剛性を与えることで力覚を表現し、様々な物体の弾性感や、微細・極小物体操作時の熟練者の力加減といわれる感覚の仮想提示の実現を目指している。そこで、微小物体の力覚や局所的な力覚を再現するために、物体の触診時に作用する力覚・触覚を対象として、1 自由度のハプティックを開発した。ハプティックの性能は、10 Hz 以上の高速応答性と 30 N 程度の発生力および 1000 Hz 以上の演算サイクルを可能とするハプティック専用の組込み型 CPU を用いた制御機能分散によるサーボシステムとした可動線輪型ハプティックを提案した。この形式のアクチュエータ[12, 13]は、慣性モーメントを小さく、高い発生力を有することができ、幅広いバンド幅が得られるため、反力や弾性に関わる幅広いバネ定数換算の剛性を実現できると考え、また、制御機能を分散することで、1000 Hz 以上の計算サイクルの達成を目指す。

本論文では、このハプティックデバイスの設計と基本性能評価について述べる。

2 システム構成

Fig. 1 に本研究のシステム構成図を示す。本システムは、視覚提示部と力覚提示部で構成されている。視覚提示部は、試料変形シミュレータとともに、正立顕微鏡、顕微鏡用自動 x-y ステージ、フィードバックステージコントローラ、デジタルカメラ、顕微鏡画像処理インターフェイスで構成する。力覚提示部は、ハプティック、制御用マイコンがある。メインコンピュータは、顕微鏡画像処理インターフェイス、試料変形シ

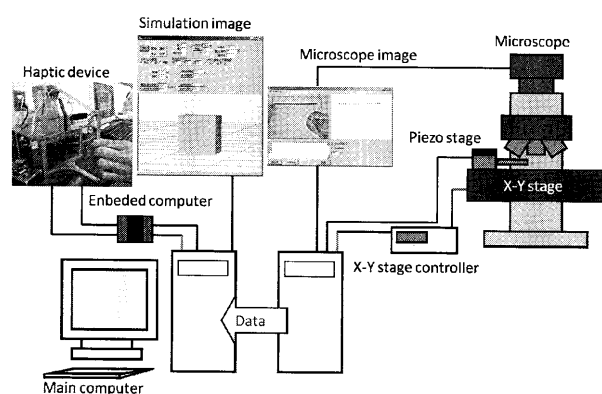


Fig. 1 System structure with haptic device.

ミュレーション、ハプティックへの動作パラメータの送受信を行っている。カンチレバーとハプティックデバイス間の制御や操作はオフラインで顕微画像を解析し、その解析結果をデータとして、図中、右から左の PC へ送っている。顕微鏡下の試料に接触させる器具としては、カンチレバー(オリンパス社 OMCL-RC800PB)を用い、カンチレバーの位置決め・接触はピエゾステージ(シグマ社製 SFS-60XY)を用いて行う。また、細胞のホールドにはホールディングピペットを用い、顕微鏡用自動 x-y ステージと手動の x-z ステージで位置決めを行う。

3 ハプティック

Fig. 2 にハプティックデバイスの概要および概観図を示す。指への反力と位置を提示できるようにするために、4 指の間隔を 23.5 mm、回転軸の中心から指先までの長さを 100 mm とし、指部の可動範囲は中心より ± 0.6 rad 程度可動できるようにした。人さし指と親指の開き角は人により異なるため、およそ $0 \sim 20^\circ$ で配置できるようにもしている。現在は、ツール作業中の指先の感覚を想定して、Fig. 3 のように、指先部にペン型の直動スライド機構を取り付けている。

力覚デバイスでは幅広い抗力や抵抗感を実現することが望まれる。自動ピアノの開発において、5~40 N 程度の力を鍵に伝えることで音の強さをコントロールすることができていることを考えると、人間の指や手の力覚はその範囲を中心として反力を知覚しているものとする。そしてまた、指の反射運動を模擬するには高い応答性が望まれる。そのため、開発するハプティックにおいては、幅広い剛性と高い応答性を得られ

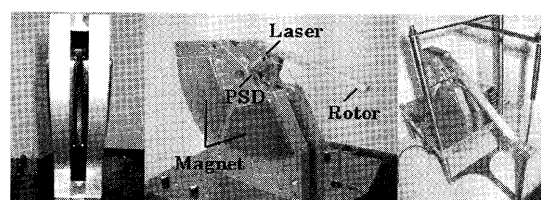


Fig. 2 View of haptic. Right haptic equipped with a pen-type slider.

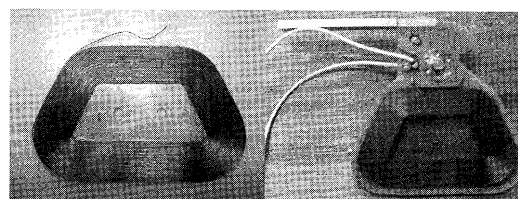


Fig. 3 Coil and rotor.

るように、できるだけ軽量化を図った。ハプティックデバイスは可動線輪型とし、Fig. 3 に示すようにロータにはガラスエポキシ積層板、コイルは皮膜付アルミニウムリボン（幅 0.8 mm × 厚さ 0.25 mm）を用いて製作し、直列に 3 枚をつないでロータに埋め込み、エポキシで接着している。コイルの間には絶縁シート（マイラ厚さ 0.1 mm）を入れている。

ハプティックは、反力や抵抗感を高い精度で実現することが重要である。物体の触覚は反力のほか、抵抗感を実現するには、高い位置制御を必要とするからである。そのため、指部の高い位置精度を実現するために、Fig. 4 のように、PSD センサ（Position Sensitive Detector : 浜松フォトニクス社 S3932）と 12 mW のレーザーダイオードを用いた。また、PSD センサとレーザーダイオードは、慣性モーメントの影響をできるだけ小さくするため、レーザーダイオードをロータ上のできるだけ回転中心に近い位置に取付けた。PSD センサは磁気回路のヨーク側面に埋め込み、外光の影響を受けないように考慮した。このセンサは入射した光量に比例して電荷を発生し、電流が出力される。使用したセンサの位置分解能は $0.3 \mu\text{m}$ 、受光範囲 $12 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ （たて×幅）、出力電圧 $\pm 10 \text{ V}$ である。

PSD センサは縦 12 mm の 1 軸方向を $0.3 \mu\text{m}$ の分解能を有しているが、その分解能はレーザーダイオードからの照射スポット径やノイズを小さくする必要がある。レーザーダイオードから照射スポットや、焦点機構の部品点数を小さく、少なくするため、Fig. 5 に示すようなレーザー焦点機構とした。レーザーダイオードから発生する楕円状の光をできるだけ集約するために、焦点距離 1.14 mm の非球面レンズ（GELTECH 社製）を使用し、PSD センサの受光面への集光を高めた。そしてまた、PSD センサの受光面の横方向とレーザーの楕円状の発生光の長軸を一致させ、PSD センサの位置検出で重要な縦方向への影響を抑制した。

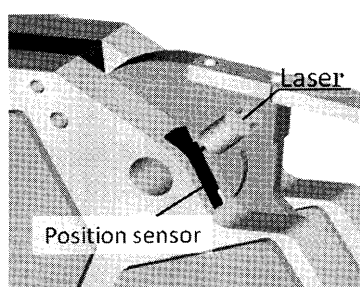


Fig. 4 PSD Sensor and Laser.

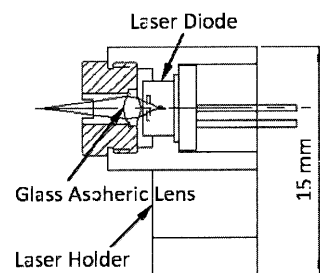


Fig. 5 Laser and Lens.

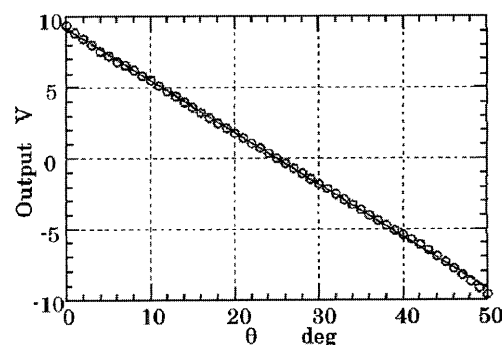


Fig. 6 Relationship between angle and output voltage.

PSD センサは電流を出力し、演算回路を通して電圧出力としているため、耐ノイズ性能を高めるために、カットオフ周波数 1 kHz の 1 次ローパスフィルタ、2 次ローパスフィルタ、1 次ローパスフィルタのデバイスネットワークを構成した。このときのロータ回転角と PSD センサの出力特性を Fig. 6 に示す。この関係から回転角と出力は十分な線形特性を有しており、高精度な位置制御を可能とすることが見出された。

3.1 磁気回路

磁気回路は、コイルの形状や可動範囲を考慮する必要がある。Fig. 3 に示したコイルの形状では、等脚台形の両脚部分が磁束を得ることになり、この形状を元に、ロータの可動範囲から、Fig. 7 に示すような磁石の形状に決定した。

磁石はネオジウム磁石を使用しており、この磁石は希土類コバルト磁石と比較し、高磁束、高保磁力を有する。この磁石を用いるにあたり、ANSYS によって磁気回路の解析を行った。解析では、ANSYS の接点数と要素数の制限から、磁石を置く解析の空間は空気とし、その大きさは縦 $120 \text{ mm} \times 80 \text{ mm}$ とした。さらに、2 指分の磁石（ネオジウム HS-40DH）を 5 mm の間隔で対向させ、磁石の厚さを 20 mm 、磁石の長さは 60 mm とし、磁気回路の素材には、鉄を用いるのが一般的

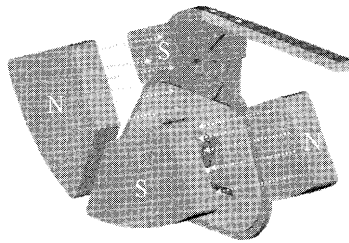


Fig. 7 Arrangement of magnets.

Table 1 Characteristics of materials.

Material	Characteristic
Magnet	magnetic permeability: 1.052 H/m Corecivity=941661 A/m
Body (steel)	magnetic permeability : 5000 H/m
Body (Aluminum)	magnetic permeability : 1 H/m
Air	magnetic permeability : 1 H/m

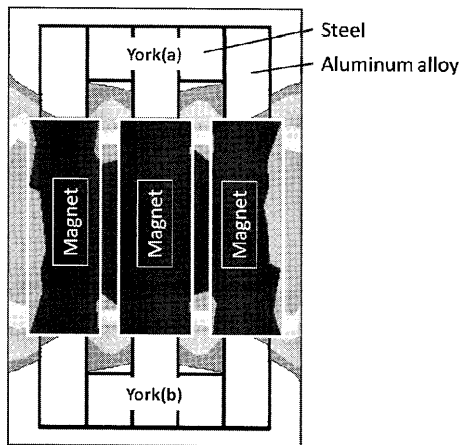


Fig. 8 Magnetic Field.

であるが、このネオジウム磁石は極めて高い磁束を持つため、着磁や組立てなどを考慮し、側板のスペーサには鉄、アルミニウムを使用した。解析で用いた材料特性を Table 1 に示す。

Fig. 8 に磁気回路を有した解析結果を示す。図から、磁石間で周辺でのヨーク上面(a), 下面(b)とも磁束の漏れを抑制している。実際に磁気回路を製作し、磁石間の磁束を計測した結果、ハプティックデバイスは 0.659 Nm/A のトルク定数を得て、600 W 程度の DC モータに相当する高出力を実現した。

4 ハプティックの制御システム

ハプティックデバイスは、オペアンプを用いた回路による性能評価を行うことを目的として、Fig. 9 に示すような制御システムを構成した。この制御システムは、ロータの位置を検出する PSD センサからの位置信

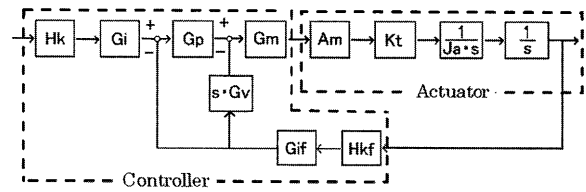


Fig. 9 Block diagram of servo system.

Tabel 2 Damping Factor of haptic device.

Spring constant N/mm	Gradient (tanθ)	Damping factor
0.093	1.0493	0.01334
0.16	1.0428	0.01532
0.28	1.0303	0.00950

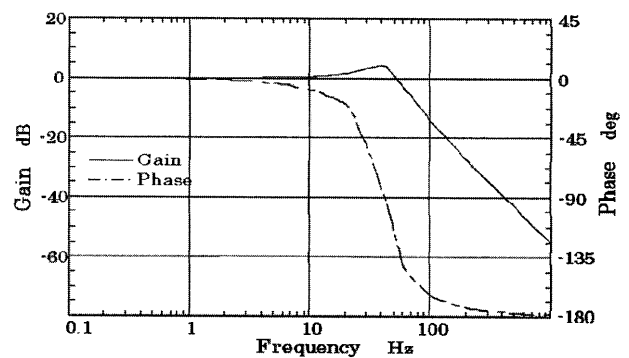


Fig. 10 Simulated frequency response.

号と、その位置信号の微分値を用いた速度信号によるフィードバック制御系である。そして、前述したローパスフィルタを PSD センサの信号出力に繋ぎ、微分時のノイズの抑制を図っている。

制御パラメータを設定するために、既知の 3 つのコイルバネを用い、慣性モーメントと粘性係数 ζ を計測した。その結果、ロータの慣性モーメントは、 $6.44 \times 10^{-5} \text{ kgm}^2$ となり、また、粘性係数 ζ を Table 2 に示す。

減衰固有角振動数 ω_d 、固有角振動数 ω_n とすると、以下の関係となるが、

$$\omega_d = \omega_n \sqrt{1 - \zeta^2} \quad (1)$$

上記の式に、計測した粘性係数の平均値 $\zeta_{\text{ave}} = 0.01272$ を代入すると $\omega_d = 0.999919 \omega_n$ となる。この結果より、減衰固有角振動数と固有角振動数はほぼ等しく扱うことができる。今回の制御部のロータの力学モデルでは、次章のデジタル制御での演算をできるだけ減らすために粘性なしのモデル式とし、制御系の粘性に関わる制動係数は、主としてブロック線図 Fig. 9 中の微分係数 G_v で調整を行うこととした。このような制御システムをシミュレーションした周波数応答を

Fig. 10 に示す。

4.1 性能評価

性能評価は前項で決定した制御パラメータにより、FFT アナライザを用いて周波数応答を計測した。振幅 70mv の入力信号を与えたときの周波数応答を Fig. 11 に示す。周波数応答はゲイン-3 dB, 約 130 Hz の応答を示し、100 Hz を超える応答性能を実現した。ただし、120 Hz の共振周波数付近で位相が不安定になり、ロータ全体に不安定な振動が発生した。その原因として、レーザーホルダのステーの構造とも共振している可能性があるため、それ以上の周波数設定を行わなかった。

シミュレーションでは、共振周波数 150 Hz での 2 次遅れ系を示していたが、実際には、共振点以降、-60 dB/dec で落ちている。これは、増幅器やロータのコイルのインピーダンスの影響ではないかと考える。

以上のようなことから、本アクチュエータは、高い周波数応答を実現し、幅広い剛性を可能とした。

5 サーボ機構のデジタル制御化

変形シミュレータからその試料の形状や反力の微細な変化をハプティックを通して操作者につたえるために、変形シミュレータとハプティックをインタラクティブシステムとする必要がある。そして、反力のみならず、粘弾性の変化を瞬時に変更できるように、Fig.

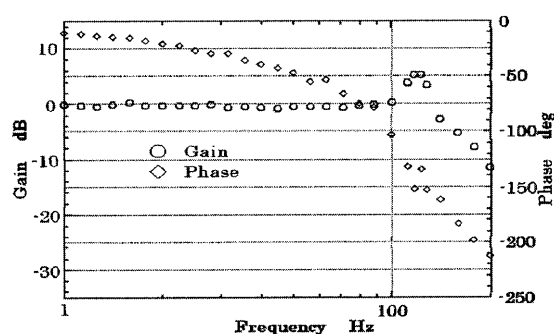


Fig. 11 Experimental frequency response.

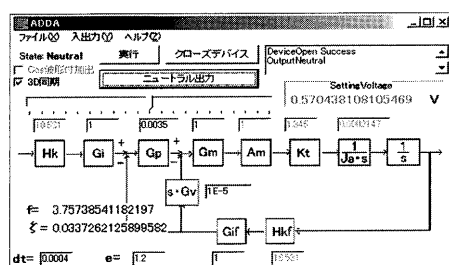


Fig. 12 Software servo system.

12 に示すようなデジタルサーボ化を実現するシステムを開発した。

このシステムでは、SH-3 マイコン (ルネサステクノロジ社製: 動作クロック 192 MHz) 上で計算した制御値である出力信号を、DA ポートを介して出力し、信号をアンプ増幅させアクチュエータを駆動する。SH-3 マイコンの DA 出力電圧は仕様上、正電圧のみであるため、正電圧・負電圧それぞれ専用のチャンネルを設け、オペアンプによる差動増幅させ、約±10 V の範囲で信号出力を行う。アクチュエータの駆動時、PSD から位置信号がフィードバックされる。このフィードバック信号をオペアンプによるレベルシフト反転増幅させ、AD ポートより読み取っている。そして、Fig. 9 に示したサーボシステムの制御部の演算は、入力を $R(s)$ 、出力を $Y(s)$ 、制御対象を $P(s)$ とすると、以下のように表される。

$$\frac{Y(s)}{R(s)} = \frac{P(s) \cdot H_k \cdot G_i \cdot G_p \cdot G_m}{1 + (G_i \cdot H_k \cdot G_v \cdot G_m)s + (G_i \cdot H_k \cdot G_p \cdot G_m)} \quad (2)$$

6 性能評価実験

Fig. 13 にデジタル制御化したハプティック動作時の 20 Hz の周波数での粘性パラメータの変化の一例を示す。各周波数での粘性パラメータは周波数 12 Hz 以下において、減衰比 0.05~1.0 まで再現できた。同様に、周波数 16~20 Hz では減衰比 0.05~0.75, 20 Hz 以上では 0.05~0.4 の範囲で確認できた。SH-3 マイコンでの制御可能な最大周波数は約 32 Hz (力覚提示を対象としない応答は 40 Hz 程度) とし、従来の H8 マイコン時の最大 20 Hz からの高性能化を確認した。

6.1 力覚制御手法

本システムでは位置制御系を構成している。物体の特性を得られれば、物体のバネ定数をもとに、ハプティックのバネ定数 (固有振動数) を与えることで力覚

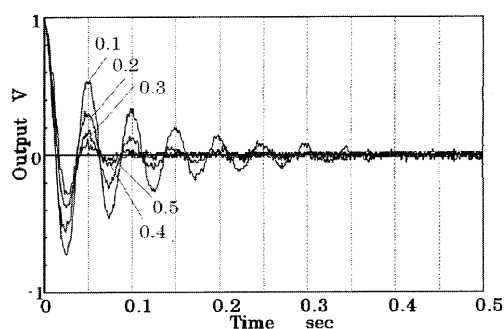


Fig. 13 Transient responses of Haptic device.

を表現できるようにした。また、物体の特性が連続して変化するばね定数を有する場合、曲線に応じた線形化を施し、可変ばね-ダンパを構成した。そして、制御機能を分離しているので、試料変形シミュレータの PC は位置センサの出力を読み込み、その読取り値から、描画を実行する。このような手法を用いることで、ハプティックとシミュレータのそれぞれの計算効率を高めた。

6.2 ハプティックの剛性（バネ定数）評価実験

開発したハプティックの固有振動を変化させ、対象とする物体の弾性をハプティックの剛性に置き換えて表現するために、固有振動における変位と操作部（指先）の発生力の関係を計測した。その結果を Fig. 17 に示す。操作部で、発生力 34 N 程度となっているが、固有振動とバネ定数の関係を Fig. 14 から求めると Fig. 15 に示すようになる。操作部でのバネ定数に換算すると、その剛性は 0.07 から 3.59 N/mm を実現した。

6.3 考察

Fig. 13 は 20 Hz の場合であるが、この周波数より大きくなるにつれて、再現できる粘性の範囲は小さくなっていくことを確認した。前章からの結果を基に考えると、

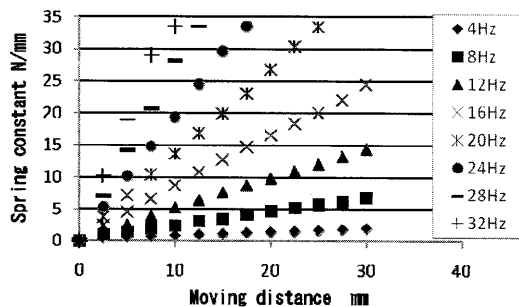


Fig. 14 Relationship between moving distance and producing force.

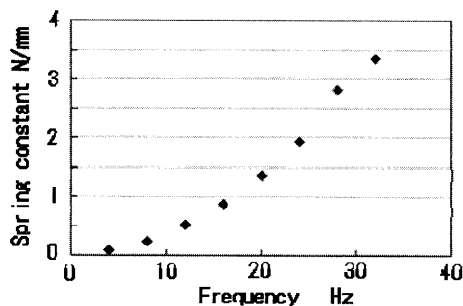


Fig. 15 Relationship between natural frequency and spring constant.

SH-3 マイコンの計算の処理速度（計算サイクル、あるいは、サンプリング周波数）や SH-3 マイコンの AD コンバータを用いた変換処理の限界であると考えられる。しかしながら、本研究で開発したハプティックは、計算サイクル約 5.5 kHz, 最大 35.9 N 程度, 連続 12 N 程度（アンプ出力定格）となり、Sensible Technologies 社製 PHANTOM1.5（発生力 37.5 N, 連続力は 6.2 N）や、川崎らの HIROII [15]（応答性遅れ無視 14 Hz 程度、ステップ応答 2 Hz 程度）と比較して、優位性が認められた。また、SH-3 マイコンによる PC との機能分散を図ることで、PC で制御を行わせた場合の平均計算サイクル 57 Hz 程度と比較しても、大幅な性能の向上を実現した。

7 力覚再現実験

ハプティックの動作検証として、Fig. 16 に示すような試料変形シミュレータ[14]とともに、ハプティックによる再現を行った。試料変形シミュレータは立体格子状に配置したばね-質量-ダンパ系を構成し、今回はハプティックの位置信号を基に並列演算して、物体の変形を模擬している。

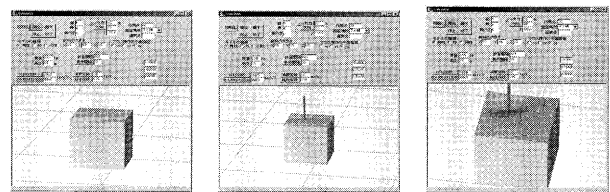


Fig. 16 Images of transformed microsample in simulator.

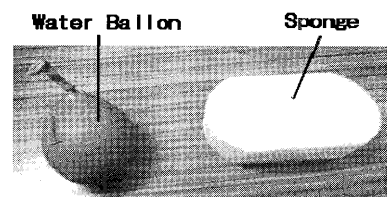


Fig. 17 Experimented materials.

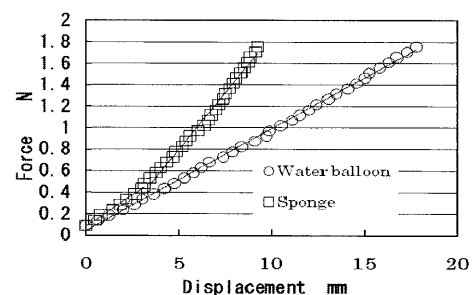


Fig. 18 Relationship between displacement and force.

Table 3 Characteristics of materials.

Material	Spring constant N/mm	Calculated natural frequency
Water balloon	0.0948	4.66 Hz
Sponge	0.1186 (0-3mm) 0.2112 (3-9mm)	4.85 Hz 7.91 Hz

Table 4 Evaluation of Subjects.

	Strongly disagree	disagree	Slightly disagree	Neither	Slightly agree	Agree	Strongly agree
Water balloon	0	0	1	1	1	1	4
Sponge	0	1	0	2	4	1	1

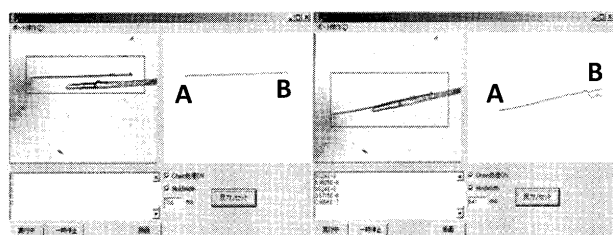


Fig. 19 Measurement of downy hair using image processing.

7.1 再現実験 1

実際の試料の特性を調査し、ハプティックで力覚の再現実験を行う。Fig. 17に示す水風船、スポンジを試料として用い、各試料の静的な特性を Fig. 18 に示す。試料のバネ定数と設定したバネ定数を Table 3 に示す。スポンジは2つのバネ定数を用いている。また、被験者8人に力覚が似ているかを Table 4 のように7段階で表してもらった。

7.2 再現実験 2

顕微鏡下の微小物体として、産毛(直径約 0.016 mm)を試料とし、カンチレバー長さ 100 μm 、バネ定数 0.82 N/m での反力を計測した。Fig. 19 に示すように、カンチレバー(図中□内)は移動分解能 1.3 $\mu\text{m}/3000$ pulse で 36 μm (図中 A) 動かし、顕微鏡画像処理によってカンチレバー(図中 A-B)をトラッキングすることで、カンチレバーのたわみを測定し、バネ定数約 0.33 $\mu\text{N}/\mu\text{m}$ 、変位 13 μm という値を得た。しかしながら、実際の力覚が想像しがたいために、被験者の評価に至らなかった。

7.3 考察

Table 4 の評価をみると、概ね力覚を表現していると思われる。しかしながら、判断できない、同意できないと答えた被験者らは押して、少し戻すなどの動作で

違和感を感じたようである。これは、静的特性から得たばね定数を基にパラメータを設定したため、押して少し戻すときの過渡特性が影響しているのではないかと考えられる。試料の変形量、動作の速さや動作方向に応じて静的な特性値と動的な特性値を使い分ける必要があることを示唆している。

実験 2 では、産毛の力覚は実際には感じるができない感覚量でありながらも、反力を拡大することで、擬似的な感覚提示を実現した。そして、カンチレバーによる pN の力計測を可能とした。しかしながら、実際の変化は 10^{-6} 倍小さくなるため、被験者はシミュレータのグラフィックスにリアリティがなく、産毛を触っているのか疑問である感じており、実際の画像を用いたグラフィックスを提供する必要が認められた。

8 結言

本論文では、顕微鏡による顕微物体操作支援システムの開発の一環として、ハプティックの開発を行い、デバイスの設計、および、性能評価について行い、以下のような結論を得た。

軽量なロータ、高い磁束密度の磁気回路、高精度な位置検出機構を組み合わせて開発したハプティックデバイスは、オペアンプ回路による制御システムで、バンド幅 130 Hz の高い周波数応答を得ることができ、ハプティックに望まれる幅広い弾性と高速な応答を実現できることを確認した。そしてまた、ハプティックとして仮想物体に触れたときの反力等を模擬できるようにするために、制御機能を分散するデジタルサーボ化を行い、40 Hz 程度の応答性、バネ定数換算で 3.59 N/mm までの剛性、減衰係数 0.05 までの粘性を可変にした。その結果、ハプティック単体でバネ-ダンパシステムを構成でき、コンピュータ上の仮想空間の計算の負担を大幅に減らせることを可能とした。

試料の特性をもとに擬似的に反力や位置変化をハプティックで再現を可能としたが、今後は、どの程度実際の反力や位置を拡大するのか、過渡応答(粘弾性)特性の考慮などを検討し検証を行っていく。

謝辞

本研究の一部は 2010 年度科研費基盤(C)の助成を受けて行った。

(2010 年 10 月 20 日受付, 2011 年 4 月 28 日再受付,
2011 年 10 月 2 日再々受付)

参考文献

- [1] 小森優, 触覚情報の医療応用～もう一つの 3 次元モデリング～, 医用画像情報処理学会誌, Vol. 23 No. 4, pp. 108-111, 2006.
- [2] 遠藤恒史, 中口俊哉, 津村徳道, 三宅洋一, "VR 穿刺トレーニングシステムのための方向依存性ハプティックテクスチャの提案" VR 医学, Vol. 4, No. 1, pp. 11-17, 2006.
- [3] 中口俊哉, 牧野治文, 五十嵐辰男, 上村健二, 津村徳道, 三宅洋一, "腹腔鏡下手術における自動拡大追尾システムの実装", 生体医工学, Vol. 43, No. 4, pp. 685-693, 2005.
- [4] Khan, Shahzad and Şabanoviç, Asif and Nergiz, Ahmet Özcan, "Scaled bilateral teleoperation using discrete-time sliding mode controller", *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 56, No. 9, pp. 3609-3618, 2009.
- [5] G.Hwang, H.Hashimoto, Developing Dexterous Bilateral Nanomanipulation System using Haptic Interface, *Int. Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science*, pp. 211-216, 2006.
- [6] M.J.van der Horst, J.G.M.Thunnissen, R.Happee et al, The influence of Muscle activity on Head-Neck Response During Impact, *Proc. of the 41th Stapp conf.*, pp. 487-493, 1997.
- [7] E.Hayashi, M.Yamane and H.Mori, Behavior of Piano-action in a Grand Piano for an Automatic Piano, *Proceedings of 1st. Pioneering International Symposium on Motion and Vibration Control in Mechatronics*, pp. 80-85, 1999.
- [8] E.Hayashi, M.Yamane and H.Mori, Behavior of Piano-Action in a Grand Piano. I : Analysis of the Motion of the Hammer Prior to String Contact, *Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 105, pp. 3534-3544, 2000.
- [9] 田村信彦, 津村徳道, 三宅洋一, 田辺政裕, 山浦晶, ハプティック・テクスチャを用いた医療トレーニングシステムの開発, VR 医学, 3(1)30-37, 2004.
- [10] Lonnie L., Wayne B.: Contact Stability Analysis of Virtual Walls. *Proc. of dynamic Systems and Control Division ASME* 1995, pp. 689-694, 1995.
- [11] 薮田哲郎, 豊島林太郎, 本間順平他, サーボ系の構成がハプティックデバイスに及ぼす影響, 日本機械学会論文集 C 編, 68 巻 671 号, pp. 119-126, 2002.
- [12] E.Hayashi, M.Yamane and H.Mori, Development of Moving Coil Actuator for an Automatic Piano, *International Journal of Japan Society for Precision Engineering*, Vol. 28 No. 2, pp. 164-169, 1994.
- [13] 林英治, 山根雅巳, ドラム自動演奏装置の開発-可動線輪型アクチュエータ-, 日本 AEM 学会誌 Vol. 7, No. 2, pp. 179-184, 1999.
- [14] Ryo Uehara, Eiji Hayashi Construction of super-micro sense of force feedback and visual for micro objects -Develop the haptic device-, *Journal of Artificial Life and Robotics*, Vol. 14, Springer, pp. 104-109, 2009.
- [15] Haruhisa Kawasaki et al., Finger Pad Force Display for Hand Haptic Interface, *6th annual IEEE Conference on Automation Science and Engineering*, pp. 374-379, 2010.