

Fig. 8 Appearance of the end-effector. All of the electric cables and wire-ropes are built in the Frames.

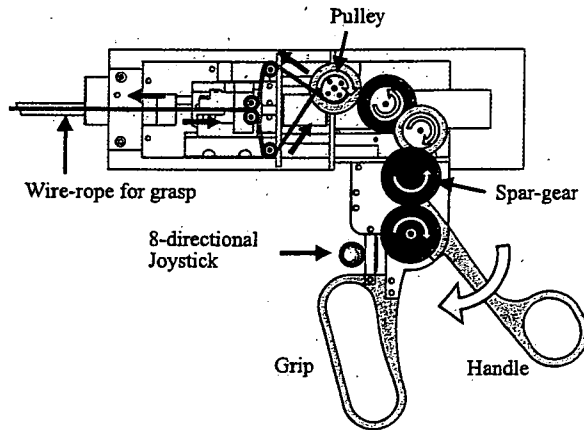


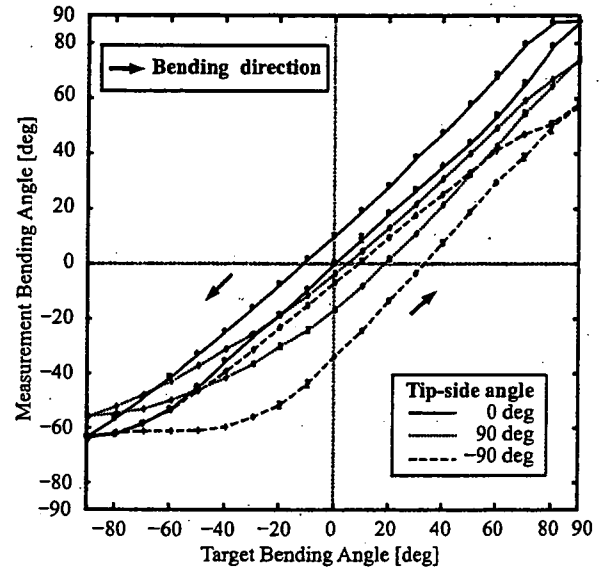
Fig. 9 The grip-type interface with a handle and an 8-directional joystick. Fixed handle for thumb is movable fixed on a gear. When the handle is closed, the wire-ropes for grasp is driven by the gears.

ねじ、カップリングで構成した。2自由度屈曲用のリンクはカップリングと連結され、位置フィードバック制御により駆動される。

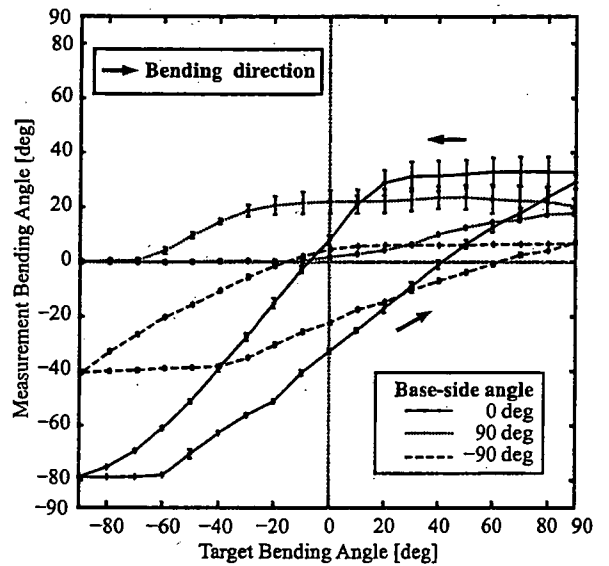
また、2自由度屈曲部分と直動ユニットの間には、特殊な工具なしで着脱可能な機構を搭載した。直動ユニットを取り外すと2自由度屈曲部分は完全にフリーの状態になる。そのため、手術中にマニピュレータが故障し、大きく曲がった状態で動かなくなったとしても、安全に抜去することが可能である。

3.3 操作インタフェース

マニピュレータの操作には、従来の腹腔鏡下手術器具と同様のグリップ型を用いた。2自由度の屈曲操作には、人差し指で操作可能な押しボタン付き8方向スティック (Alps Electric Co., Ltd., Tokyo, Japan, 8-directional Switch RKJXL) を用いた。また、親指で操



(A)



(B)

Fig. 10 Results of the bending characteristic measurements without loads as a relationship between target bending angle and the actual bending angle measured by an optical position sensor. (A): Hysteresis curves in the base-side bending, when the tip-side bending angle is set to 0, -90 and 90 degrees ($N = 5$). (B): Hysteresis curves in the tip-side bending, when the base-side bending angle is set to 0, -90 and 90 degrees ($N = 5$).

作可能なハンドルには平ギヤが固定されている。ハンドルの開閉と共に、多段のギヤを介してBipolar-blade開閉用のワイヤロープに動力が伝達される (Fig. 9).

3.4 バイポーラ用高周波ジェネレータ

バイポーラ電極間の通電にはMICRO-3Plus (Mizuho Co., Ltd., Tokyo, Japan) を使用した。周波数は1MHz (非

Table 1 Characteristics of 2-DOFs bending motion measured by an optical position sensor ($N = 5$).

Base-side bending motion:			
Tip-side bending angle set to	0°	-90°	90°
Bending range	-71.6 ~ 82.3°	-61.4 ~ 69.9°	-63.7 ~ 68.6°
Bending repeatability error	0.4 ± 0.4°	0.4 ± 0.3°	1.0 ± 0.6°
Tip's part positioning deviation	0.2 ± 0.2 mm	0.2 ± 0.2 mm	0.7 ± 0.4 mm
Hysteresis error	less than 8.8°	less than 17.4°	less than 14.9°
Tip-side bending motion:			
Base-side bending angle set to	0°	-90°	90°
Bending range	-62.9 ~ 45.9°	-51.1 ~ 48.6°	-27.7 ~ 36.3°
Bending repeatability error	1.1 ± 0.8°	1.0 ± 0.5°	1.8 ± 1.1°
Tip's part positioning deviation	0.3 ± 0.2 mm	0.4 ± 0.2 mm	0.7 ± 0.4 mm
Hysteresis error	less than 18.8°	less than 32.3°	less than 25.7°

周期的正弦波), 出力レンジは0.1~25 Wであり, 通電時間は0.1秒単位で調節が可能である. なお通電のON/OFFにはフットスイッチを用いた.

4. 評価実験

4.1 2自由度屈曲機構特性評価

実験目的: 本研究で考案した屈曲機構が実用的な性能を有するかどうかを検証する.

実験方法: 屈曲部ごと, 目標角度を90° → 0° → -90° → 0° → 90°の順番で, 10°刻みで変化させながら, 屈曲・伸展動作を5回ずつ繰り返した. 最も根元側のフレーム (Frame5) に対する先端側のフレーム (Frame1) の屈曲角度を測定した. 一方の屈曲自由度における測定は, 他方の屈曲自由度における屈曲角度を0°, -90°, 90°と変えながら行なった. なお屈曲角度の測定には分解能0.07 mmの光学計測装置 (Fujifilm Corp., Tokyo, Japan, FinePix F11) を用いた.

実験結果: 各測定条件における5回の繰り返しの結果は Mean ± SD の形で表わし, ヒステリシス曲線として屈曲自由度ごと Fig. 10 にまとめた. また, 最大屈曲範囲, 屈曲角度再現性, マニピュレータ先端位置におけるばらつき, ヒステリシス曲線における90° → -90°方向と -90° → 90°方向のヒステリシス誤差 (hysteresis error: それぞれの方向に動かしたとき, 同一の Target Bending Angle における Measurement Bending Angle の差) を Table 1 にまとめた.

4.2 Bipolar-bladeの把持動作評価

実験目的: Bipolar-bladeの把持動作が2自由度の屈曲姿勢により影響を受けるかどうかを検証する.

実験方法: 各屈曲自由度における屈曲角度を0°, -90°, 90°とした状態 (3×3通り) で, Bipolar-blade操作用の

Table 2 Generated force and torque at the manipulator's tip part measured by a digital force gauge ($N = 10$).

DOF	Direction	Force measured at tip part [N]	Torque [Nmm]
Base-side bending	0 to +90°	6.61 ± 0.35	253.5 ± 13.4
	0 to -90°	6.28 ± 0.35	240.8 ± 13.7
Tip-side bending	0 to +90°	1.82 ± 0.04	41.50 ± 0.96
	0 to -90°	1.89 ± 0.14	43.19 ± 3.18
Bipolar blade	Close	3.70 ± 0.19	29.54 ± 1.50

ワイヤロープを巻き取り, Bipolar-bladeの開閉の成否を確認した.

実験結果: 2自由度の屈曲角度の組み合わせに依らず, 2自由度の屈曲角度を (0°, 0°) にし Bipolar-blade を閉じ Bipolar-bladeの開閉操作を行なうことができた. しかし2自由度の屈曲角度を (0°, 0°) にし Bipolar-blade を閉じた状態で, 屈曲角度を90°に変化させると, 2枚の Bipolar-blade の間に隙間が生じた. 先端側の屈曲自由度を90°曲げた場合は $4.8 \pm 1.6^\circ$ ($N = 5$), 根元側の屈曲自由度を90°曲げた場合は $4.6 \pm 2.3^\circ$ ($N = 5$) の隙間が生じた.

4.3 発生力評価

実験目的: 屈曲機構における屈曲発生力と, 2枚の Bipolar-blade による把持発生力を測定した.

実験方法: 発生力の測定には分解能0.01 Nのデジタルフォースゲージ (Nidec-Shimpo Corp., Kyoto, Japan, Digital force gauge FGP-2) を用いた. 屈曲発生力については, 屈曲動作によってマニピュレータ先端部分 (Frame1) をフォースゲージの測定軸に押し付ける形で測定した. 各屈曲自由度において, 0° → 90°方向と 0° → -90°方向の2方向について, 10回ずつ測定した.

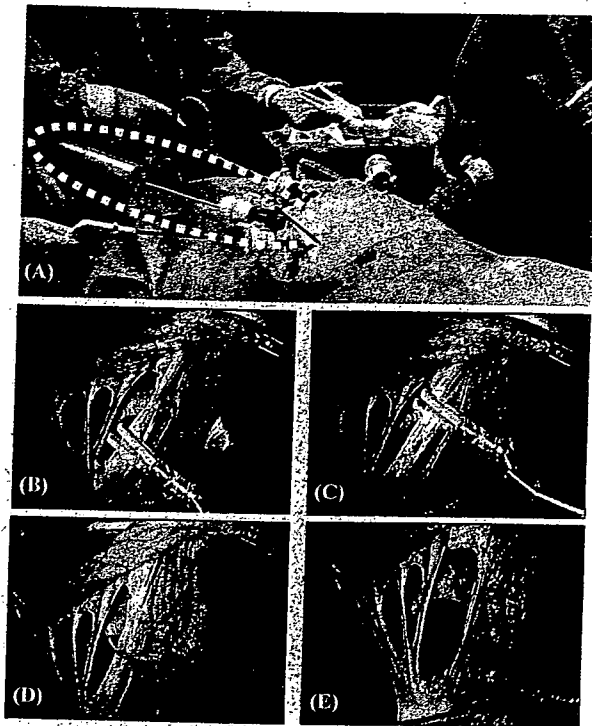


Fig. 11 (A): In vivo experiments scene using a pig (38 kg, male) under pneumoperitoneum for evaluation of sealing mesenteric blood vessels with 2-DOFs bending motion. A laparoscope, the manipulator and three forceps are inserted in the abdominal wall with a general laparoscopic surgical setting to approach to the mesenteric tissue near the liver. (B) and (C): Coagulating both ends of the targeted blood vessel surrounded mesenteric tissue. (D) and (E): Confirming occlusion of the vessels with cutting middle part between both coagulated parts by endoscopic shear.

Bipolar-bladeによる把持力については、Bipolar-bladeの片側を外した状態で、フォースゲージの測定軸に押し付ける形で測定した。

実験結果：各測定における最大値をMean ± SD [N]の形で表わし、また各発生力からトルクを算出した (Table 2)。

4.4. in vivo実験

実験目的：開発したバイポーラコアギュレータが腹腔鏡下で生体組織の凝固・血管閉塞を完全に行なえる能力を有することを検証する。

実験方法：腹腔鏡下手術の経験が豊富な外科医1名に本マニピュレータの操作方法を説明し、腹腔外で練習を行なった。ペントバルビタールをブタ (38kg, オス) の耳静脈より投与し、術中はイソフルラン吸入により麻酔を維持した。開創後は、気腹法により腹腔内に作業空間を確保した後、腹腔鏡・マニピュレータ・サポート用鉗子を、肝臓近傍の腸間膜組織にアプローチできるよう挿入した (Fig. 11 (A))。外科医はマニピュレ

ータを屈曲させ、血管を含む腸間膜組織へと Bipolar-blade を到達させた。血管の走行方向に対して可能な限り垂直の方向から接近させ、Bipolar-blade による把持を行ない、通電を行なった。バイポーラコアギュレータ用ジェネレータの出力は 20 W とし、フットスイッチ1回の入力による通電時間は1秒とした。

組織凝固・血管閉塞の評価は、(1) 閉塞対象の血管を含む組織に対し、血管走行に沿って両端2箇所を把持し、通電する、(2) 凝固を目視にて確認した後、凝固した2箇所の中間部分(未凝固部)を剪刀で切断し、血液の漏れがあるかどうかを確認する、(3) 凝固箇所の断面を顕微鏡で観察し、血管閉塞の様子を確認する、という手順に沿って行なった。

なお、実験終了後には開創部の縫合、麻酔薬の投与の後、適切な安楽死措置を行なった。

実験結果：Fig. 11 (B) - (E)に、腸間膜の一部における、手順 (1) ~ (2) の内視鏡画像を示す。2本の血管を含む腸間膜組織に対して、紙面右側から2箇所を凝固した後に剪刀で中間部分を切断した。血管からの血液の漏れは見られず、組織内部の血管閉塞が完全に行なわれたことを確認した。以上のような血管閉塞評価を、17本の血管を含む9箇所を試みた。このうち12本の血管では完全に閉塞でき、残り5本の血管は閉塞が不完全であった。なお血管径はすべて1mm前後であり、並行した血管を2本含む部分が2箇所、3本含む部分が1箇所あった。

Fig. 12 (A)は凝固した腸間膜の一部である。Fig. 12 (B)は1本の血管を含む箇所の縦断面写真である。血管は完全に閉塞されており、閉塞部と未閉塞部の境界が明確に分かれている。Fig. 12 (C)は2本の血管を含む箇所の横断面写真であり、完全に閉塞された2本の血管うち、凝固血液により閉塞された1本を示している。Fig. 12 (D)は3本の血管を含む箇所の横断面写真である。紙面右側から把持し、通電を行なったこの部分は、Bipolar-blade 先端側 (左側) に近づくほど凝固が不完全であった。

屈曲角度を大きくした場合、前々項の4.2で示したように Bipolar-blade 間に隙間が生じるが、この場合、腸間膜組織を把持し通電しても凝固は不完全となった。

また、腸間膜組織の凝固を繰り返しているうちに、組織を凝固しようとしてもできなくなることがあった。この場合は、マニピュレータを腹腔内から抜去した後、エタノールを染み込ませたガーゼで Bipolar-blade の電極表面を拭くと、再び組織の凝固を行なうことができた。

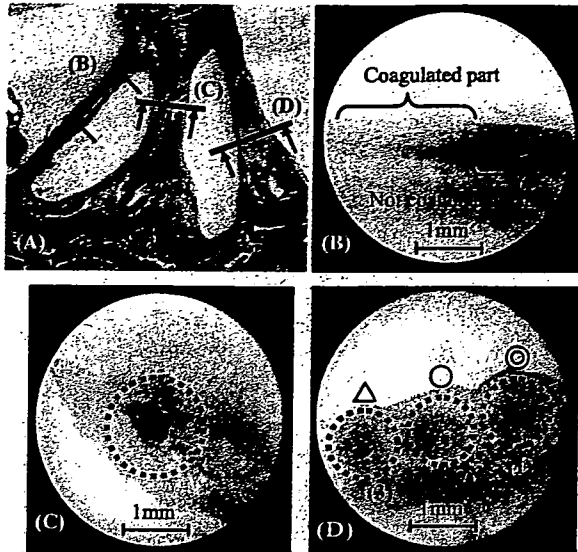


Fig. 12 (A): Three positions of coagulation (B), (C) and (D) on the mesenteric tissue. (B): An axial cross section of a vessel which is on the boundary between the coagulated part and not-coagulated part. (C): A Cross section of a tissue including a vessel shows the vessel is completely occluded. (D) A cross section of tissue including three vessels, which was grasped and coagulated from the right. At bipolar-blade's base-side vessel (D)-(1), coagulation was completed, however at bipolar tip-side vessel (D)-(3), coagulation was not completed.

5. 考察

5.1 2自由度屈曲機構特性

2自由度屈曲機構の特性評価では、根元側の屈曲自由度と先端側の屈曲自由度で、ヒステリシス曲線形状 (Fig. 10) と屈曲可能な角度 (Table 1内のBending range) が大きく異なった。根元側の屈曲自由度では、先端側の屈曲角度が 0° の場合、屈曲可能な角度は $-71.6 \sim -82.3^\circ$ であり、設計値の $\pm 90^\circ$ を下回った。

マイナス側の屈曲可能な角度が約 10° 小さいのは、Link-barを動かす方向の違いが影響したと考えられる。マイナス側へ屈曲させる場合は駆動用のリンクをマニピュレータ根元側へ引く必要があるが、この場合、Fig. 4 (C)・(D)を見ると、Frame4の内部で2本のリンクが非常に接近していることがわかる。そのため、2本のリンクとFrame4の内壁が、屈曲駆動の際に何らかの干渉を起している可能性がある。また、先端側の屈曲角度を $\pm 90^\circ$ に固定した場合には、屈曲可能な角度はプラスマイナス両方向で 10° 程度狭くなるものの、ヒステリシス曲線形状はほぼ同じであった。これは、根元側の屈曲自由度は先端側の屈曲自由度に影響を受けにくく、独立した制御が可能であることを示している。一方で、先端側の屈曲自由度については、根元側の屈曲自由度

に比べて屈曲可能な角度が大幅に小さかった (Table 1)。特に、根元側の屈曲自由度を 90° に固定した場合、マイナス側では -30° を下回るといふ、屈曲特性の大きな低下が見られた。また、根元側の屈曲角度に依らず、先端側の目標角度を $+90^\circ$ からマイナス側へ変化させる場合には、目標角度を $20 \sim 40^\circ$ 程度まで小さくしないと、実際に動作が始まらないという不具合が生じた (Fig. 10 (B))。屈曲可能な角度が大幅に小さくなる原因としては、(1) 駆動用リンクを構成する関節が多いこと、(2) Frame3内部でTwo-axes rotational joint (Fig. 3) を用いて駆動用リンクの回転方向を 90° 変えていること、(3) 駆動用リンクがフレームの内部で摩擦を受けること、などが影響していると考えられる。(1) は、リンク機構を用いている以上避けられない、関節部での遊びの蓄積につながる。先端側の屈曲自由度においては、根元側の屈曲自由度を越えて駆動力を伝達する必要があるため、リンクを構成する関節数が多い。そのため蓄積される遊びも大きくなり、±いずれの方向にも最後まで ($\pm 90^\circ$ まで) 達することができないと考えられる。また、これは屈曲方向を反転させた場合に、屈曲動作がなかなか始まらない原因にもなっていると考えられる。(2) については、先端側の屈曲自由度における機構上の特徴と言える。Two-axes rotational joint前後で2つの回転軸がねじれの位置関係にあるため、Link-barを動かす際に、Link-bar自身にしなりが生じやすい構造にある。このジョイントの動作はFrame3の内壁で制限しており、ねじれが生じるとFrame3内部で引っかかりが生じてしまうと考えられる。(3) については、(1) と (2) が複合し、その結果摩擦が生じていると考えられる。

(1) に対する解決策としては、遊びが存在することを考慮し、リンクの変位量に補正を加えることが有効と考えられる。(2) については、2本の回転軸の位置を調整し、駆動力の伝達とともにねじれが生じない構造に変更することで、改善が可能と考えられる。(3) については、リンクとフレームの間に生じる摩擦を小さくする改善が有効と考えられる。リンクとフレームを構成する材料はいずれもステンレス (SUS304) であるが、マニピュレータ先端の屈曲機構は腹腔内に挿入する部分であり、潤滑油などの使用は認められない。そのため、接触部分の表面加工により、自己潤滑性を高めることが必要である。

屈曲動作における再現性については、最小で平均 0.4° であった。対して従来研究によるマニピュレータでは、例えばワイヤ駆動によるマニピュレータ⁷⁾では 1.1° 、リンク駆動によるマニピュレータ¹³⁾では、 0.9° で

あり、本研究による屈曲機構の導入により、従来研究と比較して高い再現性を得られる可能性を有することがわかる。ただし2自由度の屈曲姿勢によっては再現性が落ちることがあるため、上記の解決策などの導入により、再現性を含む屈曲特性全体を向上させる必要がある。

5.2 Bipolar-bladeによる把持動作

マニピュレータを屈曲させた状態、特に90°まで曲げた場合に閉じていたBipolar-bladeが開いてしまう原因としては、開閉操作用のワイヤロープが屈曲動作とともに緩んでしまうことが考えられる。このワイヤロープの外径はフレームのセンタチャンネル内径に対して小さいため、屈曲動作とともにワイヤロープの経路が短くなり、緩みが生じてしまう。

解決策としては、インタフェース部におけるギヤ比を変更し、ハンドルの開閉とBipolar-bladeの開閉のスケールを調節することで対応可能と考えられる。また、ワイヤロープの張力低下を防ぐため、テンションを挿入することが考えられる。しかし過度の張力は、屈曲機構の内部に余計なテンションを生じさせ、屈曲動作に影響を与える可能性がある。

5.3 発生力

発生力評価においては、同じアクチュエータを用いたにも関わらず、根元側の屈曲自由度と先端側の屈曲自由度で大きな差が生じた (Table 2)。先端側の屈曲発生力は、根元側の屈曲発生力に比べ、トルク換算で1/6程度と小さい。原因としては、5.1節で述べた屈曲特性低下の原因のうち、(2)のTwo-axes rotational jointを介して駆動力を伝達していること、(3)の内部摩擦力による駆動力伝達効率の低下が考えられる。

従来のマニピュレータにおける屈曲発生力と比較すると、例えばリンク機構を用いたマニピュレータ¹⁰⁾では0.8 N程度である。対して本マニピュレータにおける屈曲発生力は1.82 N以上であり、より大きな屈曲発生力の実現が可能であると考えられる。

5.4 *in vivo*実験

文献¹⁸⁾によれば、3.3 N程度で生体組織の把持を滑り無く行なうことができるとされる。把持発生力の測定では、本マニピュレータのBipolar-bladeにおいては最大3.70 Nの把持力が得られることを確認しており、大きく屈曲させない状態では、腸間膜組織の確実な把持が可能であった。コアギューレタでは電極を凝固対象に強く押し付けることが重要であるため、どのような屈曲角度であっても確実に把持力を伝達できるよう、前々項で述べたような改善を加える必要がある。

マニピュレータを使用した外科医からは、マニピュ

レータの軽量化が求められた。本マニピュレータにおいて、全重量のうち大きな部分を占めているのはアクチュエータを搭載した直動ユニットである。直動ユニットは、構成部品の多くにアルミニウムを用いているが、ほとんどの部品には大きな強度は必要としない。そのため樹脂材料等に置換することで、数百gの軽量化が可能になり、使用感の向上につながると考えられる。

マニピュレータの自由度については、マニピュレータの先端(把持部)に回転自由度を追加することを求められた。これにより各関節の屈曲角度を変えることなく、ブレードの向きだけを調節できるようになる。手元のグリップの向きをねじる必要がなくなるため、実用性の高い操作性が得られることになる。回転自由度の追加は、ブレードの開閉機構と同様のセンタチャンネルを通したワイヤ駆動により実現可能と考えられる。

バイポーラコアギューレタ機能については、凝固した組織が電極表面に付着してしまう問題があった。この問題については、電極間の抵抗値をフィードバックしながら出力を自動調整可能な、LigaSure™ (Tyco Healthcare Japan Co., Ltd., Tokyo, Japan) や、CelonENT (Celon AG, Teltow, Germany) などのジェネレータを使用することで組織の炭化を防げると考えられる。また、電極表面にコーティングを加えることで、組織を付着しにくいものに変更することも有効と考えられる。

6. 結論

ワイヤ機構とリンク機構の融合による新たな駆動方式を導入した屈曲機構は、5 mmトロッカーに挿入可能な細径化、2方向に屈曲可能な自由度の搭載、そしてエンドエフェクタ機能に充分なセンタチャンネルの確保に有用な機構といえる。ギヤ機構の代わりにワイヤロープによる多関節間の動作拘束を実現し、多関節機構の細径化の可能性を示した。本マニピュレータはリンク機構における駆動力の伝達に改善の余地を残しているが、従来のリンク駆動式やワイヤ駆動式などのマニピュレータとは異なり、また、広い屈曲範囲・高い再現性・大きな発生力など、従来研究と比較しても高い機械的性能を発揮できる。なお本研究ではアプリケーションとしてバイポーラコアギューレタを搭載したが、センタチャンネルのスペースが許す限り様々な機能の搭載が可能である。

今後は、さらなる小型化やインタフェースの操作性、メンテナンス性について検討を進め、臨床応用に適したマニピュレータの完成度向上に取り組んでいく。

謝辞: 本研究の一部は、厚生労働省 労働科学研究費

補助金(身体機能解析・補助・代替機器開発研究事業)
「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究
(H15-フィジ-002)」,平成17年度科学研究費補助金(基
盤研究(S))「コンピュータ外科における次世代エン
ドエフェクタ及びナビゲーションシステムの開発」な
らびに日本学術振興会特別研究員制度の支援による。

爪賊,佐久間一郎.胆管自動処理用電気メス開発のための
基礎検討. JJSCAS 2003: 5(3) 197-198.

17) Hasegawa H, Watanabe M, Nishibori H, Ishii Y, Kitajima M.
Clipless laparoscopic restorative proctocolectomy using an
electrothermal bipolar vessel sealer. *Digestive Endoscopy*. 2003;
15: 320-322.

18) Heijnsdijk E A M, Padeloup A, Danekman J, Gouma D J.
The optimal mechanical efficiency of laparoscopic forceps.
Surgical Endoscopy. 2004; 18: 1766-1770.

文献

- 1) Reynaerts D, Peris J, Van Brussel H. Shape memory micro-actuation for a gastro-intestinal intervention system. *Sensors and Actuators* 1999; 77: 157-166.
- 2) Nakamura Y, Matsui A, Saito T. SHAPE-MEMORY-ALLOY ACTIVE FORCEPS FOR LAPAROSCOPIC SURGERY. ICRA 1995. Nagoya, 1995: 2320-2327.
- 3) Ikuta K, Ichikawa H, Suzuki K. Safety-Active Catheter with Multiple-Segments Driven by Micro-hydraulic Actuators. MICCAI 2002, Tokyo, 2002: 182-191.
- 4) Okamoto J, Iida M, Nambu K. Development of Multi-DOF Brain Retractor Manipulator with Safety Method. IROS 2003. Las Vegas, 2003: 2594-2599.
- 5) 只野耕太郎, 川嶋健嗣. 空気圧サーボを用いたカセンシグ機能を有する多自由度鉗子システムのバイラテラル制御. JJCAS 2005; 7(1): 25-31.
- 6) Abbou CC, Hoznek A, Salomon L, Olsson LE, Lobontiu A, Saint F, Cicco A, Antiphon P, Chopin D. Laparoscopic radical prostatectomy with a remote controlled robot. *Urology* 2001; 165: 1964-1966.
- 7) Dario P, Carrozza M. C, Marcacci M, Attanasio S. D', Magnani B, Tonet O, Megali G. A novel mechatronic tool for computer-assisted arthroscopy. *IEEE Trans Inform Technol Biomed* 2000; 4(1): 15-28.
- 8) Ikuta K, Sasaki K, Yamamoto K, Shimada T. Remote microsurgery system for deep and narrow space - Development of new surgical procedure and micro-robotic tool, MICCAI 2002. Tokyo, 2002: 163-172.
- 9) 西澤幸司, 岸宏亮, 田島不二夫, 須藤憲一, 藤江正克, 高木眞一, 土肥健純. 手術用マニピュレータのための駆動ワイヤ非干渉型関節の開発. ロボティクス・メカトロニクス講演会'03 講演論文集, 2003: 1P1-2F-D2(1).
- 10) Peirs J, Reynaerts D, Van Brussel H. A miniature manipulator for integration in a self-propelling endoscope. *Sens. Actuators A*. 2001: 343-349.
- 11) Arata J, Mitsuishi M, Warisawa S, Tanaka K, Yoshizawa T, Hashizume M. Development of a dexterous minimally-invasive surgical system with augmented force feedback capability. IROS 2005. Edmonton, 2005: 3207-3212.
- 12) Yamashita H, Kim D, Hata N, Dohi T. Multi-slider linkage mechanism for endoscopic forceps manipulator. IROS 2003. Las Vegas, 2003: 2577-2582.
- 13) Yamashita H, Hata N, Hashizume M, Dohi T. Handheld laparoscopic forceps manipulator using multi-slider linkage mechanisms. MICCAI 2004. Saint-Malo, Lecture Notes in Computer Science (LNCS) 3217 Springer. 2004: 121-128.
- 14) 山下紘正, 松宮潔, 正宗賢, 小林英津子, 佐久間一郎, 藤洪恩, 橋爪賊, 土肥健純. 多自由度屈曲型バイポーラ電気メスマニピュレータの開発. JJSCAS 2005; 7(3): 411-412.
- 15) Kim Y, Oura T, Kim D, Kobayashi E, Tsuji T, Inada H, Dohi T, Sakuma I. Study on bending forceps manipulator with electric-cautery function for laparoscopic surgery. CARS 2002. Paris, 2002: 1089.
- 16) 鈴木孝司, 野口雅史, 小林英津子, 辻隆之, 小西晃造, 橋

Design of a Surgical Robot Device for Non-Metastasis Mechanical Transurethral Resection of the Prostate by Repetitive Minute Cauterization and Milling

Kiyoshi Matsumiya¹, Satoshi Nishizawa¹, Ken Masamune¹,
Hongen Liao², Takeyoshi Dohi¹

Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo¹
Graduate School of Engineering, The University of Tokyo²

1. Introduction

Transurethral resection of the prostate (TUR-P) is one of the most effective treatment for benign prostate hyperplasia. TUR-P is a kind of mechanical resection technique using loop wire carrying electric current for dissection and it is possible to ablate only the tissue adjacent to the cutter selectively without serious damage of the surrounding healthy tissue. In the therapy for prostatic cancer, however, conventional TUR-P is not a therapeutic option because such a technique with repetitive minute mechanical cutting involves a high risk of metastasis by scattering of cancerous tissue. It is considered that reduction of this risk makes it possible to remove the cancerous prostatic tissue mechanically and therefore accurately as in conventional TUR-P, and moreover without scattering cancer.

In this paper, design of a surgical robot device for non-metastasis transurethral resection of the cancerous prostatic by repetitive cauterization and milling is illustrated. Fundamental specification of the device is discussed based on the experiments with a prototype developed.

2. Materials and methods

2.1 Designed procedure and the prototype

In the designed procedure, all the process is performed by a surgical device, which is inserted into the urethra and robotically controlled, until the target tumor is fully ablated. The developed prototype consists of an ablator and a manipulator to position it. The ablator is a hybrid of a bipolar electrocoagulator and a milling drill. The ablator is 4mm in diameter and is composed with a needle-like electrode at the tip, a milling drill which is also the other electrode, and with two ducts beside the drill for saline perfusion. The manipulator has a cylindrical outline and the maximum diameter of the part which is inserted into the urethra is 10mm. The manipulator incorporates the ablator and positions it by 3 DOF motion: A rotation around the axis, a bending at a

joint, a translation of the ablator.

In the procedure, repetitive tunnel-like ablations of the prostatic tissue are performed. The direction of the ablation tunnel is changed by the rotation and the bending of the manipulator. The bending angle changes after each tunnel-like ablation. The bending motion deforms the prostate to change the direction the ablator travels in relatively to the urethra near the ablation tunnel. This mechanism contributes to reduction of the manipulator diameter because no mechanism to change the direction is required which has a complex structure in general. In each tunnel-like ablation, repetitive minute ablations are performed. In each minute ablation, the tissue between the electrodes is electrically coagulated and subsequently milled into chips by the drill, while the chips are removed by saline perfusion through inside the ablator. A translation of the ablator is performed during the milling up to a certain step. The tissue is denaturalized by the electrocoagulation when milled and therefore the risk of metastasis by scattering of cancerous tissue is expected to be reduced.

2.2 Validation

In order to validate the device design, the ablator and the manipulator of the developed prototype were validated.

In order to validate the ability of the ablator for resection the cancerous tissues without leaving them natured, a tunnel-like ablation of chicken muscle phantom was done by a cyclic process decided on the basis of preliminary tests. The cycle of 2 steps as follows started while the ablator tip was at the phantom surface, and was repeated until the tip reached the depth of 16mm: (Step 1) Cauterization for 60s at 25W with drops of saline, and (Step 2) milling at 1200rpm simultaneously translating the ablator up to 4mm at 2.5mm/s, and aspirating the milled chips. After the ablation the tunnel was dissected along the long axis and examined by eye observation.

In order to validate the positioning accuracy of the manipulator, positioning error in motion along each of the 3 DOF was independently measured. In the measurement the manipulator moved along each DOF by a step of 10deg in the rotation, 5deg in the bending, and 5mm in the translation, from a reference position to one end of the range, to the other and finally back to the reference position. This motion pattern was repeated 3 to 5 times. The error was acquired at each stop by subtraction of the position of a fiducial point on the device measured by a digital still camera of 8 mega pixels and the one theoretically calculated.

3. Results

3.1 Tunnel-like ablation of the phantom

In the cross section along the long axis of the resulting tunnel, change in color of the tissue was observed at 1 to 3mm from the tunnel surface.

3.2 Positioning error in the 3 DOF motions

The positioning error in the rotation was 1.1deg (S.D. \pm 0.8deg, n=216), from which the error in positioning the ablator tip by the rotation is calculated to have been 0.5mm (S.D.0.4mm, n=216). The positioning error in the bending was 0.6deg (S.D. \pm 0.3deg, n=90), from which the error in positioning the ablator tip by the bending is calculated to have been 0.4mm (S.D.0.2mm, n=90). The positioning error in the translation was 0.1mm (S.D. \pm 0.2mm, n=80), which is the error in positioning the ablator tip by the translation.

4. Discussion

4.1 Ability of the ablator

The result indicates that tissue of the tunnel surface was well denaturalized. On the other hand it is considered that denaturalization spread from the ablator to the outside. Therefore it is estimated that the tissue removed by milling had been already denaturalized by cauterization when milled, though it was not pathologically examined if the tissue was denaturalized or not. The result also indicates that tissue at more than 2 to 3mm far was not denaturalized. According to these indications it is suggested that the designed ablator, when appropriately operated, makes it possible to remove the tissue on the path, denaturalizing it in advance and avoiding widespread heat damage of the surrounding tissue by over cauterization.

4.2 Positioning accuracy of the manipulator

The results indicate that the positioning error in

manipulation of the ablator was sufficiently small to be simply calibrated. The results indicate also that the backrush in manipulation of the ablator was sufficiently small to avoid serious damage of the surrounding tissue, and to fully remove tissue in the target area, considering that the diameter of the ablator is 4mm and that the 2 neighboring ablation tunnels are overlaid each other by approximately 1mm at the maximum in the designed procedure. According to these indications it is suggested that the designed manipulator itself has sufficiently high positioning accuracy and that makes it possible to remove the tissue accurately, though it should be followed by phantom experiments in the future.

4.3 Possibility of non-metastasis mechanical transurethral resection of the prostate

The device designed in this study consists of an ablator and a manipulator to position it. As discussed above, the ablator is able to remove the cancerous prostatic tissue on the path without scattering it before denaturalized and without serious damage in surrounding area, and the manipulator is able to position the ablator accurately. Therefore, the designed device itself is safe and accurate, and if the target volume planned in pre- or intraoperative medical images and the manipulator are accurately registered to the prostate it is possible to accurately remove the cancerous prostatic tissue as planned without risk of metastasis by the designed device.

5. Conclusion

A surgical device for non-metastasis mechanical transurethral resection of the prostate by repetition of minute milling after minute coagulation was designed and the design was validated with a developed prototype which consists of an ablator and a manipulator to position it. The ablator milled out the chicken phantom to make a tunnel-like hole while the milled chips was estimated to be sufficiently denaturalized. The manipulator positioned the ablator with sufficiently high accuracy. In combination with a registration technique it is possible to accurately remove the cancerous prostatic tissue as planned without risk of metastasis by the developed device.

Acknowledgements

This work is partly supported by a Health and Labour Sciences Research Grant from the Ministry of Health Labour, and Welfare of Japan.

ACCAS 2007 - Abstracts

Program Co-chairs

SAKUMA I, The University of Tokyo (Japan)

KIM YS, Hanyang University (South Korea)

CHUI CK, National University of Singapore (Singapore)

Program Committee

ANG Jr M, PhD, National University of Singapore (Singapore)

CHINZEI Kiyoyuki, PhD, Nat'l Institute of Advanced Industrial Science and Technology (Japan)

CHUI CK, PhD, National University of Singapore (Singapore)

DUAN HL, PhD, Zhejiang University (China)

FANG SF, PhD, Indiana University - Purdue University (USA)

HENG Pheng-Ann, Ph D, Chinese University of HK (HK)

ISEKI Hiroshi, MD, PhD, FATS, Inst. of ABME&S, TWMU (Japan)

KIM MH, PhD, Ewha Women's University (Korea)

KOBAYASHI Etsuko, PhD, University of Tokyo (Japan)

LEE Kyung Jin, MD, PhD, Catholic University (Korea)

LIN Feng, PhD, Nanyang Technological University (Singapore)

MASAMUNE Ken, PhD, The University of Tokyo (Japan)

NG WS, PhD, Nanyang Technological University (Singapore)

SAKUMA I, PhD, The University of Tokyo (Japan)

TAYLOR RH, PhD, John Hopkins University (USA)

TEO CL, PhD, National University of Singapore (Singapore)

WONG YS, PhD, National University of Singapore (Singapore)

YE XZ, Ph D, Zhejiang University (China)

ZHENG JM, PhD, Nanyang Technological University (Singapore)

CHANG Stephen, MD, National University Hospital (Singapore)

CHOU SM, PhD, Nanyang Technological University (Singapore)

DORI I, PhD, The University of Tokyo (Japan)

FANG Jing, PhD, Beijing University (China)

FUJIE Msakatsu, PhD, Waseda University (Japan)

IKUTA Koji, PhD, Nagoya University (Japan)

JO Yung Ho, PhD, National Cancer Center (Korea)

KIM Young Soo, MD, PhD, Hanyang University (Korea)

KWON Dong Soo, PhD, KAIST (Korea)

LEE Woo Jung, MD, PhD, Yonsei University (Korea)

MAK KH, MD, MBBS, Gleneagle Hospital (Singapore)

MUELLER-WITTIG Wolfgang, PhD, Nanyang Technological University (Singapore)

ONG SH, PhD, National University of Singapore (Singapore)

SATO Yoshinobu, PhD, Osaka University (Japan)

TEOH SH, PhD, National University of Singapore (Singapore)

TIAN Qi, Ph D, Institute of Information Research (Singapore)

YAN Chye-Hwang, PhD, DSO National Laboratories & National University of Singapore (Singapore)

YI Byung Joo, PhD, Hanyang University (Korea)

display device, image communication and visualization software, which is adopted to clinical 0.2T Open MRI. The device and system development and their evaluations are presented.

Keywords : Augmented Reality, MRI Compatible, Image Overlay

Paper Id : 110090

Paper Title : CLUT Techniques for Volumetric Image Interpolation

Author : YQ Guan

Co-Authors : YY Cai , YT Lee , M Opas

Abstract : CT, MRI, or confocal microscopes are widely used to generate volumetric images in Medical Science. Due to various reasons such as X-ray limited exposure and laser penetration power, volume image stacks created are often anisotropic in terms of scan intervals compared to the image resolution. In other words, the voxels of such volumetric images have three unequal sizes in the three coordinate directions. This can cause distortions in the original volume for applications, such as image processing, visualization, reconstruction and quantification. Interpolation techniques are usually applied to rectify the problem for formation of isotropic volumes (Lehmann et al. 1999). Typically, an interpolation kernel with finite width is convolved with the original sampled voxels to generate the voxels located between existing voxels under the assumption that the sampling frequency is higher than the Nyquist frequency (Oppenheim et al., 1999). Adiga and Chaudhuri (2001) used XOR contouring and morphing to insert new slices to the original image stack to obtain a cubic volume. Existing interpolation algorithms are computationally intensive and thus very time-consuming. We develop a new technique using a look up table (LUT) to shorten the computation time dramatically without accuracy degradation.

Keywords : volume, interpolation, image processing, visualization

Paper Id : 110091

Paper Title : Design of a Surgical Robot Device for Non-Metastasis Mechanical Transurethral Resection of the Prostate by

Repetitive Minute Cauterization and Milling

Author : Kiyoshi Matsumiya

Co-Authors : Satoshi Nishizawa , Ken Masamune , Hongen Liao ,
Takeyoshi Dohi

Abstract : A surgical robot device was designed for non-metastasis transurethral resection of the prostate in cancer by repetition of minute coagulation and milling, and the design was validated with a developed prototype. The prototype consists of an ablator which is a hybrid of an electrocoagulator and a milling drill, and of a manipulator which position the ablator in 3DOF in the prostate. The ablator removed out the chicken phantom to make a tunnel-like hole while the milled chips were sufficiently denaturalized. The manipulator positioned the ablator with sufficiently high accuracy. These results suggest that, combined with a registration technique, it is possible to remove the cancerous prostatic tissue as accurately as planned without high risk of metastasis by the designed device.

Keywords : Prostatic cancer, transurethral resection of the prostate, metastasis, surgical robot

Paper Id : 110092

Paper Title : 6-DOF tracking method for an intra-operative MRI

Author : Shinya Onogi

Co-Authors : Etsuko Kobayashi , Ichiro Sakuma

Abstract : We have proposed 6-DOF tracking method for an intra-operative MRI. Proposed method can be measured the tip position and orientation directly. In this paper, position and orientation measurement accuracy of the proposed extended active tracking (EAT) method for MR guidance is reported. The 6-DOF tracking device consists of three serial inductance located scalene triangle, tuning capacitor, and matching capacitor. The coil was tuned to 8.5 MHz corresponding to 0.2 tesla of the magnet field intensity of the MRI used. The projection data obtained by the tracking coil have three peaks indicating the positions of each inductance along a specific axis. Projection data along three different axes provide a set of 3-D positions of the three inductances. The orientation of the tracking device can be calculated from geometrical arrangement of

再帰性投影技術を用いた デスクトップ型バーチャル作業環境の研究

Study of virtual desktop working environment using retro-reflective projection technology

鈴木優介¹⁾, 坂部啓¹⁾, 園田哲理²⁾, 圓道知博³⁾, 川上直樹¹⁾, 館暲¹⁾

Yusuke SUZUKI, Kei SAKABE, Tetsuri SONODA,

Tomohiro ENDO, Naoki KAWAKAMI and Susumu TACHI

1) 東京大学 大学院 情報理工学系研究科

(〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1, {yusuke, kawakami, tachi}@star.t.u-tokyo.ac.jp, Kei_Sakabe@ipc.i.u-tokyo.ac.jp)

2) 東京大学 大学院 工学系研究科

(〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1, tetsuri@star.t.u-tokyo.ac.jp)

3) 独立行政法人 科学技術振興機構

(〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1, yendo@star.t.u-tokyo.ac.jp)

Abstract : We propose a new-type virtual workbench named *X'tal Desk*, which is an integrated system of object-oriented display and retro-reflective projection technology(RPT) on the desk. The system enables the user to handle quite natural 3D objects without occlusion problem or contradiction between convergence and accommodation. We also propose an approach to measure location and orientation of the objects on the workbench by using a couple of cameras and IR light sources.

Key Words: *virtual reality, retro-reflective projection technology, object-oriented display.*

1. はじめに

人間は手先の作業をするとき、しばしば机に向かって行う。種類の作業に限らず、書類の読み書きであったり、PCの操作であったりと、机に向かって行う作業は多種多様である。これは、机という形状が汎用的であり、様々な作業に適しているからである。

一方で近年、様々なバーチャル作業環境が提案されている。遠隔会議支援システムである *The Office of the Future*[1] は、バーチャル会議室の映像を室内の机や壁に投影することでコミュニケーションを支援する。*TouchDrum*[2] は、両手で行う様々な作業を、実世界で行うのと同様の感覚でユーザにバーチャル体験させることができる。*ImmersaDESK*[3] は、ユーザの正面に大きな一枚のスクリーンを斜めに置いた、机に似た形状のデバイスであり、ユーザにバーチャル空間への没入感を与えることができる。

しかしこれまで、人間の作業に適した環境である机上で、かつ実世界での作業と同じ感覚でバーチャル作業を行える汎用的な環境と呼べるものはなかなか提案されてこなかった。

そこで我々は、本稿において、デスクトップ型の汎用バーチャル作業環境として、*X'tal Desk* と称するディスプレイシステムを考案した(図1)。

X'tal Desk では、再帰性投影技術[4] (*Retro-reflective Pro-*

jection Technology、以下 RPT と記す) と呼ばれる手法を用いてオブジェクト指向型ディスプレイ [5] を実現する。さらに、デスク面への映像提示などを組み合わせることにより、従来より研究されているバーチャル物体の提示にとどまらない、机という形状を生かした新しい形態の作業環境を提案する。

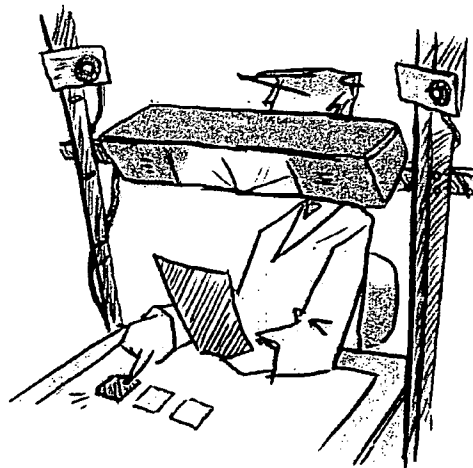


図1: *X'tal Desk* 外観

2. 背景

2.1 オブジェクト指向型ディスプレイ

オブジェクト指向型ディスプレイは、川上らによって1999年に提案されたディスプレイ方式である[5]。それまで主に使われていたHMDやCABINのような没入型ディスプレイがバーチャル空間そのものを提示することを目的としていたのに対し、オブジェクト指向型ディスプレイは実空間内にバーチャル物体を提示することを主眼に置いている。川上らの手法では、バーチャル物体を提示したい位置の近傍に実物体のスクリーンを配置し、そこにバーチャル物体を表示することでユーザに向けて提示する。また、実物体であるスクリーンの位置にバーチャル物体の投影位置を追従させておく。この状態で、ユーザは実物体のスクリーンを動かすことであたかもバーチャル物体を動かしているかのように操作することができる(図2)。オブジェクト指向型ディスプレイを実現するにはいくつかの問題があるが、川上らはRPTを導入することでそれらを解決した。

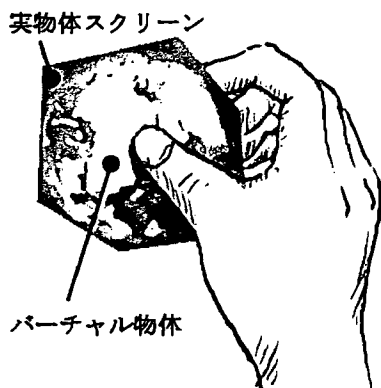


図2: オブジェクト指向型ディスプレイ

2.2 RPT

RPT投影系は、バーチャル物体を投影するためのプロジェクタおよびハーフミラーからなる。それらを図3のように組み合わせ、スクリーンとなる再帰性反射材に向けバーチャル物体を投影する。再帰性反射材は入射光を来た方向へと反射する特性をもつ(再帰性反射特性)ので、投影された映像はハーフミラーを透過してユーザの視点へと戻ることになる。したがって、ユーザに対して再帰性反射スクリーンの位置にバーチャル映像を提示することができる。

RPTの特長として、次のような点が挙げられる。

- 立体形状のスクリーンに対して、歪みのないバーチャル映像を投影・提示できる
- バーチャル物体の提示位置に実物体のスクリーンが存在するため、輻輳や調節の矛盾が抑えられる
- ユーザの視点と光学的に共役な位置から投影した映像は、ユーザの視点にのみ返るため、多視点からの投影や立体視が容易である
- 光が来た方向へ選択的に強い光が返るため、非常に高輝度なバーチャル映像を提示できる

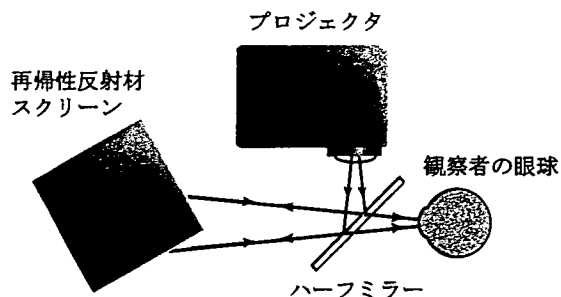


図3: RPT投影系と再帰性反射スクリーン

- 再帰性反射材部分とそうでない部分の輝度差が大きいため、ビデオ撮影した映像上で再帰性反射材部分の切り出しが容易に行える
- 遮蔽問題が生じない

この中で最も大きな特長は、最後に挙げた遮蔽問題が生じない点である。次節ではその点を詳説する。

2.3 遮蔽問題

オブジェクト指向型ディスプレイを構成するとき、最も問題になるのは遮蔽問題である(図4)。遮蔽問題は、実物体がバーチャル物体と重畳したときに、お互いの前後関係に矛盾が生じることであるから、ユーザがバーチャル物体に触れることができるオブジェクト指向型ディスプレイでは特に大きな影響を受ける。人間の視覚は遮蔽の矛盾に非常に敏感なので、リアリスティックなバーチャル映像の提示のために遮蔽問題の解決は必須である。

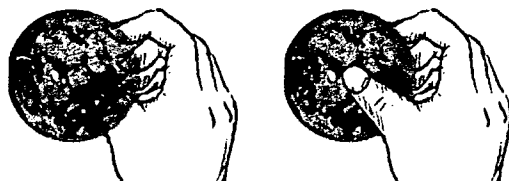


図4: 遮蔽問題 (左) 遮断矛盾あり (右) 遮断矛盾なし

RPTは、遮蔽問題を解決することができる映像提示手法の一つである。前節で紹介した通り、RPTでスクリーンに用いられる再帰性反射材は視点方向に強く光を返す。したがって、投影映像の光量を減らしてもユーザに対して明るい像を提示することができる。一方、通常の物体の表面では光が拡散反射してしまうために、光量を減らした投影映像はほとんど観察できない。したがって、RPT投影系を用いれば、バーチャル物体の手前に実物体が存在した場合でも、実物体の表面にはバーチャル物体が提示されないため、遮蔽の矛盾は起こらない。

2.4 再帰性反射材スクリーン領域の取得

RPTを用いたオブジェクト指向型ディスプレイでは、スクリーンとなる再帰性反射材の領域を追従してバーチャル物体を投影しなければならないため、何らかの方法で視点とバーチャル物体の相対位置関係を取得する必要がある。

過去の研究においては、川上らが再帰性反射材のスクリーン位置の取得に Polhemus 社の磁気センサを使用した [5]。また、多田らは再帰性反射材の特性である高輝度反射を用いてスクリーン位置の切り出しを行っている [6]。

3. X'tal Desk

3.1 X'tal Desk とは

我々は、前章で述べた RPT の特長を生かした作業環境として、X'tal Desk と称するデスクトップ型バーチャル作業環境を提案する。X'tal Desk は、オブジェクト指向型ディスプレイをデスクトップ型作業環境に取り入れたものであり、次のような機能を提供する。

- 実物体のスクリーンにバーチャル物体を投影し、ユーザに提示できる
- 手やペンなどの実物体の位置を取得できる
- デスク面にも映像を表示できる

3.2 X'tal Desk の構成

X'tal Desk は、着座したユーザの前方に水平なデスク面を持つ机型である (図 5)。デスク面はリアプロジェクション用のスクリーンとなっており、デスク面下部のプロジェクタによって映像を投影することができる。

一方、デスクには、着座したユーザが覗き込みやすい位置に RPT 投影系が固定されている。RPT 投影系はデスク面全体を見渡せるような向きにあらかじめ調節しておく。ユーザは RPT 投影系の光学系を通してデスク面を観察する。

ユーザの視点近傍には、複数台の赤外ビデオカメラが設置され、デスク面上を撮影する。取得した映像は画像処理用の PC に送られ、PC はそれらの情報を用いてデスク面の映像および RPT 投影系が提示する映像を生成する。また、PC は赤外ビデオカメラが映像を取得する際に必要な赤外光を与える赤外光源 (ビデオカメラ付近およびデスク面下部のプロジェクタ付近に設置) も制御する。

次節以降では、これらの構成と機能について詳説する。

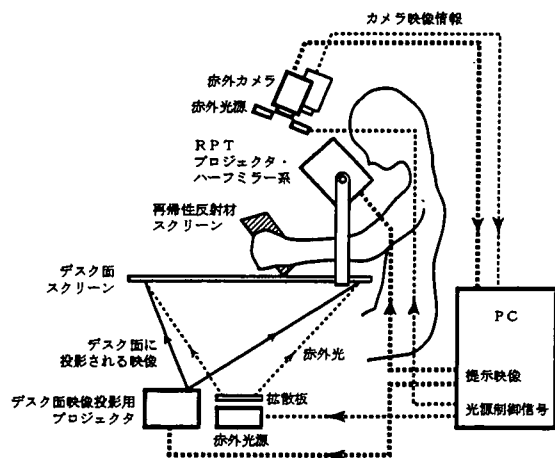


図 5: X'tal Desk システム概要

3.3 デスク面への映像提示

RPT 投影系により、再帰性反射材スクリーン上にはバーチャル物体を提示することができるが、このままでは再帰性反射材以外の部分、とくにデスク面に映像を提示することはできない。しかし、過去にも metaDESK [7] などの研究例があるように、デスクトップ型の作業環境ではデスク面も映像情報を提示できる重要な空間であると考えられる。そこで我々は、X'tal Desk のデスク面に映像を提示する手法についても検討した。

以下に候補となった手法を挙げる。

1. デスク面に低輝度の再帰性反射材を使用し、バーチャル物体提示用の RPT 投影系で映像を提示する
2. デスク面にプラズマディスプレイや液晶ディスプレイを用いる
3. デスク面をスクリーンとし、プロジェクタで映像を投影する

手法 1 では、デスク面にバーチャル物体提示用の再帰性反射スクリーンとは反射輝度の異なる再帰性反射材を使用し、バーチャル物体提示スクリーン・デスク面映像提示スクリーン・実物体 (ユーザの手など) の三領域を反射輝度の違いで識別する。しかし、デスク面に提示する映像の視認性を上げるためにはそれなりの輝度を確保しなければならず、結果として各スクリーン領域の切り出し性能が著しく低下するために、この手法は現実的でない。

さらに手法 2 と手法 3 を比較した結果、後述するデスク面上の実物体領域の切り出しが容易である手法 3 が優れていると判断し、デスク面に対してリアプロジェクションによる映像投影を行うことにした。

3.4 再帰性反射材スクリーン領域の切り出し

RPT を用いると、再帰性反射材部分とそうでない部分の切り分けが非常に容易になることは前に触れた。

X'tal Desk は、バーチャル物体を提示するスクリーン部分がすでに再帰性反射材である。したがって、レンズ近傍に照明を設置したビデオカメラでデスク面を撮影すれば、撮影された映像上でバーチャル物体提示用スクリーン領域が非常に明るくなるため、複雑な画像処理なしでスクリーンの切り出しを行うことができる。

ビデオカメラを設置する位置については次節で検討する。

3.5 再帰性反射材スクリーン上の実物体領域の切り出し

前節では、再帰性反射材スクリーンそのものの位置を切り出す手法について述べたが、再帰性反射材スクリーン上に手など実物体の遮蔽物が存在する場合、遮蔽物の領域も同様の原理で切り出すことができる。

多田らは、再帰性反射材スクリーン位置の取得に、視点と共役な点に設置したビデオカメラの映像を使用した [6]。スクリーンの形状が既知であれば、一視点の映像からスクリーンの位置姿勢を得ることが可能である。また、多田らは再帰性反射材上の指先位置の検出も行っている。

しかし、一視点の映像からは、再帰性反射材スクリーン上に射影された指先の二次元位置しか取得できず、指先の三次元位置を求めることは不可能である。オブジェクト指向型ディスプレイでは、ユーザとバーチャル物体の接触判定も重要であると考えられるので、一視点映像のみからスクリーンや実物体の位置姿勢を得るだけでは不十分である。

また、別の問題として、視点と共役な点はすでにバーチャル物体提示用 RPT 投影系のプロジェクタが占有しているため、さらにハーフミラーを追加するなどしてビデオカメラのために共役点を増やしてやる必要が出てくる。これにより、ハーフミラーへに写り込む環境光の増加や透明度の低下を招いてしまう恐れがある。

我々は、ユーザの視点近傍から 2 台のビデオカメラで撮影することでこの問題が解決できると考える。2 台のビデオカメラで得た映像を解析することで、指先の三次元位置を求めることができ、既知の再帰性反射材スクリーン位置との距離が明らかになるため、接触判定が可能となる。また、2 台のビデオカメラで得られた情報を統合することで、再帰性反射材スクリーン位置の精度も向上することが期待できる。

3.6 デスク面上の実物体領域の切り出し

我々は、指さし行為に代表される、バーチャル物体とリアル物体の相互作用の有用性に着目し、再帰性反射材以外の部分（デスク面上など）においてもそれらの相互作用が検出できるようにする手法についても検討した。

デスク面がリアプロジェクション用スクリーンであれば、デスク面下部から拡散板を通して赤外光を照射し、デスク面スクリーン全体を赤外光源とすることで、デスク面上方のビデオカメラで実物体の領域を影として取得することが可能である。この場合、再帰性反射材スクリーンの位置と実物体領域は、赤外光源を時分割制御することで同一のビデオカメラを併用することができる。

整理すると、X'tal Desk では光源の切り替えにより、次のような領域情報を取得することができる。

- バーチャル物体提示再帰性反射スクリーン領域
- バーチャル物体提示再帰性反射スクリーン上の実物体領域
- デスク面映像提示スクリーン上の実物体領域

とくに最後の領域情報を用いることで、デスク面上に提示されたバーチャルなボタンを指で押すようなインタフェースを容易に作る事が可能になる。

図 6 に、取得できる領域情報を用いて指先位置を検出する例を示す。

4. おわりに

我々は本稿で、デスクトップ型バーチャル作業環境である X'tal Desk について、その原理とシステム構成について

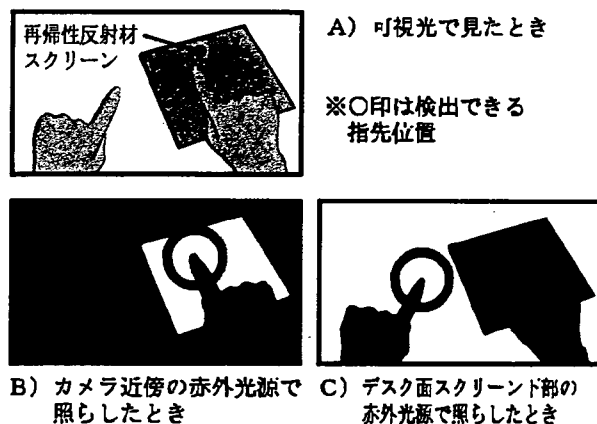


図 6: 指先位置検出の例

提案した。

今後は実機を用いて、X'tal Desk の特長である「バーチャルとリアルの相互作用」を生かしたアプリケーションを作成していく予定である。

参考文献

- [1] Henry Fuchs, Ramesh Raskar, Greg Welch, Matt Cutts, Adam Lake and Lev Stesin: *The Office of the Future: A Unified Approach to Image-Based Modeling and Spatially Immersive Displays*, ACM SIGGRAPH 98, Proceedings, pp.179-188, 1998.
- [2] 村元厚之, 稲見昌彦, 川上直樹, 館暉: 保持力覚提示デバイスの研究, 日本バーチャルリアリティ学会第 7 回大会論文集, pp.451-452, 2002.
- [3] M. Czernuszenko et al.: *The ImmersaDesk and Infinity Wall Projection-Based Virtual Reality Displays*, Computer Graphics, Vol.31, No.2, 05/01/1997, pp.46-49.
- [4] 稲見昌彦, 川上直樹, 柳田康幸, 前田太郎, 館暉: オブジェクト指向型ディスプレイの研究 (第二報), 計測自動制御学会 Human Interface N&R, Vol.13, No.2, pp.219-222, 1998.
- [5] 川上直樹, 稲見昌彦, 柳田康幸, 前田太郎, 館暉: オブジェクト指向型ディスプレイの研究, 情報処理学会論文誌, Vol.40, No.6, pp.2725-2733, 1999.
- [6] 多田嘉宏, 羽座健二, 木島竜吾, 小鹿丈夫: 投影式頭部搭載型ディスプレイのためのスクリーン位置算出, 日本バーチャルリアリティ学会第 5 回大会論文集, pp.37-40, 2000.
- [7] Brygg Ullmer and Hiroshi Ishii: *The metaDESK: Models and Prototypes for Tangible User Interfaces*, Proceedings of the 10th annual ACM symposium on User interface software and technology, pp.223-232.

再帰性投影技術における入力用デバイスの研究

Research of Input Devices for Retro-reflective Projection Technology
for Proceedings of the Virtual Reality Society of Japan

坂部啓, 園田哲理, 川上直樹, 館暁

Kei SAKABE, Tetsuri SONODA, Naoki KAWAKAMI, and Susumu TACHI

東京大学 情報理工学系研究科 システム情報学専攻

(〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1 東京大学工学部 1号館, Kei.Sakabe@ipc.i.u-tokyo.ac.jp)

Abstract : This paper introduces a pointing device for Augmented Reality. When the user uses the real-world object as the pointing device at Augmented Reality, a conflict occurs when the user tries to point at the virtual-world object inside the real-world object. Our solution to this problem is to develop a stick which automatically shrinks to avoid conflict, while the AR system shows the virtual pointer at the position where the stick's tip was supposed to be. By this, smooth shift from real world to virtual world and a shift from virtual world to real world are realized.

Key Words: Augmented Reality, RPT, Input device, Pointer

1. 序論

本研究は、複合現実感、特に再帰性投影技術用の入力デバイスとして能動的に伸縮するポインタを開発、評価するものである。

現在本研究室において研究されている、再帰性投影技術(Retro-reflective Projection Technology、以下RPT)[1]という映像提示技術では再帰性反射材と呼ばれる、散乱や正反射ではなく再帰性反射を行う素材を用いている。この技術の特徴を要約すると、再帰性反射材が塗布された任意形状の表面に立体視可能な映像を投影することにより、映像の投影位置と眼の実物体に対する焦点位置を一致させ、自然な立体視ができることである。

RPT に対する研究はいくつも行われているが、しかしRPTにて提示された映像とやりとりしながら人間が何かする、というようなものはあまりされていない。たとえば、三次元空間上でのカーソル等ポインタ位置情報入力方法についてどの程度研究されているかという、力覚提示装置と組み合わせた Touch Drum[2] などしかない状態である。これは、RPTにおいて頻繁に実物体内部に仮想物体が提示されることに起因していると考えられる。すなわち、実物体(指し棒など)を用いたポインタでは、実物体の内部に配置された仮想物体を指そうとしてもポインタが実物体内部に入り込めないため、仮想空間上のポインタを常時利用するような仕様にせざるを得なかったためである。この問題は、人間が完全に仮想世界に没入する型の提示を行うものでは発生しない。なぜならば、すべての物体は仮想空間上のみであるため、ポインタ部と提示物体との干渉が発生しないか

らである。また、Mixed Reality の場合でもポインタ位置を間接的に(ボタンなどによって)操作するものでもこの問題は発生しない。発生するのは、ポインタ位置を実空間上で直接操作する場合のみであるが、これは自然にポインタを操作することができる方法であるためこの問題を解決することは重要であると考えられる。

この問題に対して、本研究ではポインタ把持部とポインタ部との間に距離が存在する場合の解決方法を提案する(Fig. 1)。

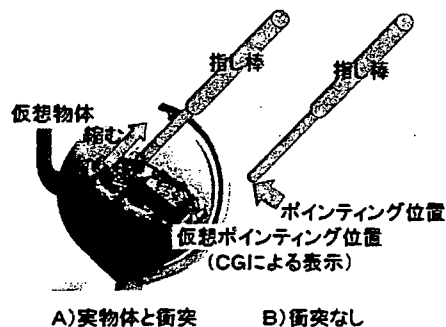


図1: 問題解決方法。ポインタが実物体と干渉しそうになったら何らかの衝突回避行動を自動的に行い、かつ本来ポインタがあるべき場所には仮想ポインタを表示する(図中A)。干渉が発生しない状況では、実空間上のポインタ位置と仮想空間上のポインタ位置は一致している(図中B)。

この方法では、ポインタ把持部と仮想空間上でのポイン

タの相対位置を常に一定になるようにした上で、平常時（無干渉時）の仮想空間上のポインタ位置と実空間でのポインタ位置とが一致するようにし、衝突（干渉）が発生しそうな場合は実空間上でのポインタ把持部とポインタとの距離が小さくなるようにする。

このとき、ポインタ把持部と仮想空間上のポインタ位置の相対関係は無干渉時と変わらないため、使用者は実物体がそこに存在しないかのようにポインタを動かすことができる。

この方法を実証するため、本研究ではトルソー内部に物体の投影を行う RPT システムと、このための指し棒型ポインタを製作している。このポインタにおいて、実物体との干渉を防ぐためには測距等によるポインタ先端と障害物との衝突予測を行う必要がある。しかし、超音波センサなどは指し棒先端に搭載するには大きすぎ、小型なものが存在する、一般的によく用いられる光学的な小型センサは後述される再帰性反射材の反射特性上ほとんどのものが使用不可能となる。そのため、本研究では再帰性反射材の下に金属箔を敷き、これをサーチコイルにより検知する方法を提案する。今回の利用目的が衝突回避であるため、この方法は距離の精度は出ないがこのことは問題にならないと考える。

2. 使用されている技術について

2.1 再帰性投影技術 (RPT) について

RPT とは、再帰性反射材を用いることにより特定の観察者にのみ画像が見えるという技術である。スクリーンに用いられる再帰性反射材は、反射光がほぼすべて入射方向へ反射（再帰性反射）するという特性をもっている。具体的には、反射光は入射方向から一度ずれると強度が 1% 以下になる。基本構成を Fig. 2 に示す。

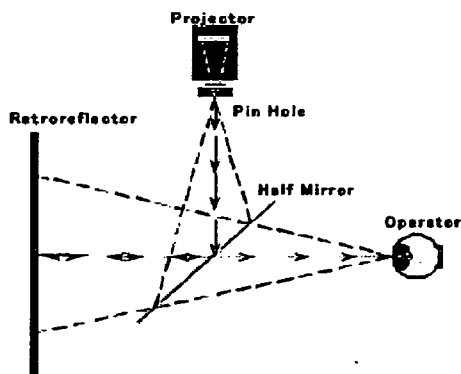


図 2: RPT システム構成 (館ら、Teleexistence and Retro-reflective Projection Technology (RPT)[1] より)

この再帰性反射材の特性ゆえに、映像を視点位置より投影した場合、再帰性反射材スクリーンにより反射された映像の光は視点位置へ向かう。現実には視点位置から投影することは困難であるので、本システムではハーフミラーを用いて視点と光学的に等価な位置からピンホールを介して

映像を投影した。なお、投影光が投影位置へと再帰性反射する特性をもった技術であるため複数の光源から別々の映像を投影しても、それらは混ざることなくそれぞれの投影位置へと反射される。このため、立体視のためのシステムを組むことや、多人数のためのシステムを組むことが容易である。

2.2 サーチコイルについて

サーチコイルは、磁束センサであるフラックスメータに用いられている。また、これに交流電流を印加し、金属探知機として利用している製品もある。本研究では、サーチコイルを金属探知機として利用している。図 3 に金属探知機の原理図を示す。

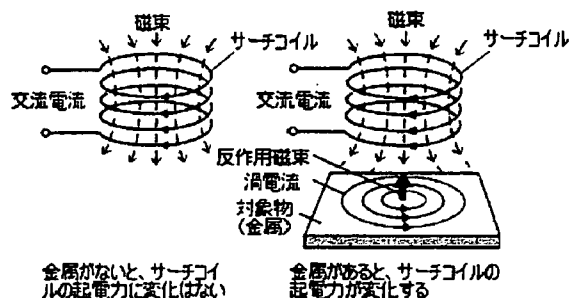


図 3: 金属探知機原理図。交流電流の流されたサーチコイル付近に金属が存在すると、金属上に発生した渦電流による反作用磁束によりコイル自身の起電力が変化し、金属が検出できる。TDK Techno Magazine[3] より改変

サーチコイルに交流電流を流すと、近傍にある金属に渦電流が流れる。このとき、この渦電流は反作用磁束を発生する方向に流れるため、サーチコイルの起電力を変化させる。この起電力は近傍の金属の種類・距離・面積・体積のそれぞれに依存するため、これを検知することによりセンサから金属までのおおまかな距離を測定することが可能となる。

3. 提案するシステムについて

本研究にて製作している装置は、映像投影部、トルソー部、指し棒部から成る。映像投影部は懸架装置により支持されている。映像投影部はトルソー部へと映像を投影する。また、反射光の返ってくる位置に視点が自然にくるように設計されている。トルソー部はトルソーの上にアルミ箔、再帰性反射材の 2 層の膜が作られている。指し棒部は、トルソーに衝突しそうなになるとこのアルミ箔を検知し、伸縮する。Fig. 4 に装置の概要を示す。

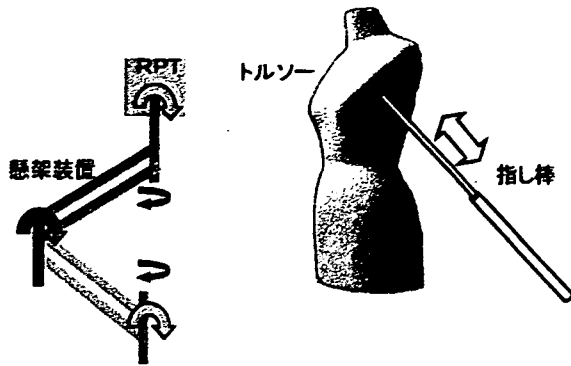


図 4: 装置概要。大きく分けて、映像投影部とトルソー部、指し棒部から成る。投影部は 5 自由度を持つ懸架装置により支持されている。トルソーにはアルミ箔が張られ、さらにその上に再帰性反射材が張られている。指し棒部には測距センサと伸縮用アクチュエータが組み込まれており、トルソー内部に表示させた物体やトルソー外部の実物体を指し示すことができる。

映像投影部は RPT システムのプロジェクタとハーフミラーにより構成される。プロジェクター、ハーフミラーはそれぞれ 2 セット設置されており、立体視が可能となっている。この映像投影部は x 軸、y 軸、z 軸の計 3 自由度とピッチ軸、ヨー軸の計 2 自由度、あわせて 5 自由度を持つ懸架装置により支持されている (Fig. 5)。各自由度は 40 パルス/度の精度をもつエンコーダにより計測されており、視点位置および姿勢を計測することが可能となっている。



図 5: RPT 懸架装置。x 軸、y 軸、z 軸、ピッチ軸、ヨー軸の計 5 自由度を持つ。各軸の計測可能。

トルソー部は、アルミ箔及び再帰性反射材により覆われたトルソーにより構成される。すなわち、トルソー表面にアルミ箔が張られ (Fig. 6)、さらにその上に再帰性反射シートが張られている (Fig. 7)。



図 6: トルソー表面に張られたアルミ箔。この上に再帰性反射シートが張られる。

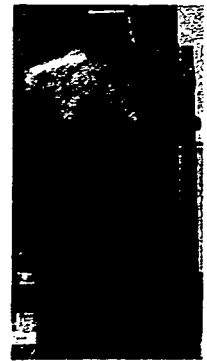


図 7: トルソー表面に張られた再帰性反射シート。この下にはアルミ箔が張られている。

指し棒部 (Fig. 8) は、棒部 (図中における伸縮部と固定部) とアクチュエータ部 (Fig. 9)、棒部先端に設置されるサーチコイルから構成される。棒部は、500(mm) から 950(mm) の間で伸縮可能である。アクチュエータ部にはロータリーエンコーダも組み込まれており、伸縮量を計測することが可能となっている。アクチュエータ部の寸法は、35×187×35(mm) となっている。

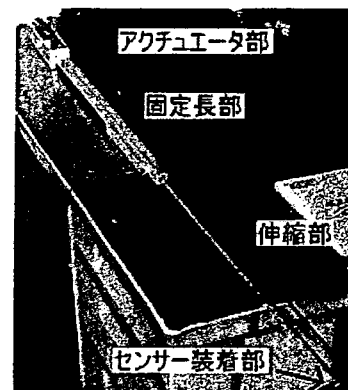


図 8: 伸縮可能な指し棒部全体像。



図 9: アクチュエータ部。棒を伸縮させるメカ部、それを制御する制御部、そして電源 (006P 電池) から成る。

次に、Fig. 10 に本装置のシステム構成を示す。

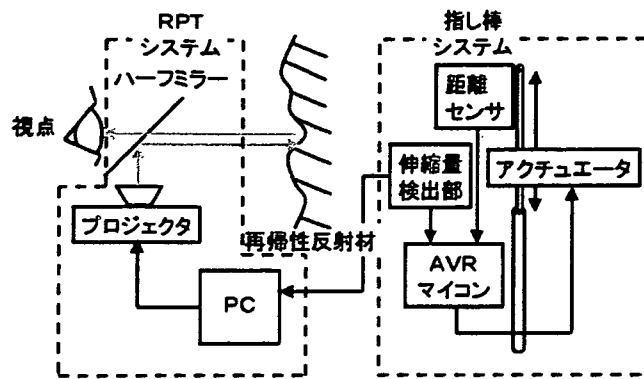


図 10: システム概要。大きく分けて、RPT 部と指し棒部から成る。指し棒部では指し棒と再帰性反射材までの距離計測と、指し棒の長さ制御を行う。RPT 部の PC は、プロジェクタにより投影される画像を生成する。このとき、必要に応じ指し棒部からの情報に基づき指し棒を描画する。

システムは、大きく分けて RPT 部と指し棒部から構成される。指し棒部では、指し棒の長さや再帰性反射材までの距離を計測する。指し棒部の長さはロータリーエンコーダを用いて、再帰性反射材までの距離はサーチコイルを用いて計測する。そしてこれらの情報を用いて指し棒の長さを制御する (Fig. 11)。制御は AVR マイコン (Atmel 社の ATTiny26L) を用いている。駆動周波数は 8MHz である。なお、金属探知機からの出力は周波数情報であるため、周波数/電圧変換回路を通して制御用マイコンに渡している。

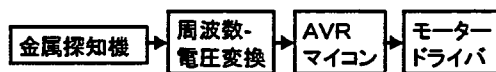


図 11: 指し棒制御回路概要。金属探知部からの出力は周波数変化であるため、電圧に変換している。制御は AVR マイコンにより行われる。

指し棒部で得られた情報のうち、指し棒の長さの情報は RPT 部に送られ、描画に利用される。RPT 部は、提示すべき画像を生成し投影する (Fig. 12)。このとき、画像を立体視することができるように投影が行われる。画像の生成は RPT 部の PC により行われる。このとき、必要に応じて指し棒の映像が生成される。この画像は、右目用プロジェクタ及び左目用プロジェクタにより投影される。

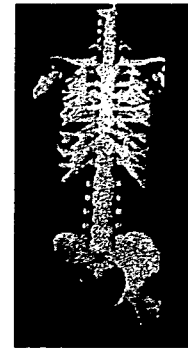


図 12: 観察位置において見える映像の例。実際には立体視できる。

4. まとめ

本研究では、複合現実感、特に RPT システムにおいて顕著となる入力デバイスにおける問題点の解決方法を提案した。すなわち、RPT での複合現実感の提示において実空間上のポインタが実物体内部にある仮想物体を指し示す際に起きる衝突を回避する機構とそのためのセンサを提案した。現在、今回提案した方法の実証のためのシステムを構築中である。

参考文献

- [1] Susumu Tachi, "Telexistence and Retro-reflective Projection," Proceedings of the 5th Virtual Reality International Conference (VRIC2003) pp.69/1-69/9, Laval Virtual, France, May 13-18, 2003 Technology (RPT)
- [2] 村元, 稲見, 川上, 館 "把持型力覚提示デバイスの研究," 日本バーチャルリアリティ学会第 7 回論文集, pp. 451-452, 2002.
- [3] TDK Techno Magazine, "第 73 回「磁気による非破壊検査」の巻," <http://www.tdk.co.jp/techmag/ninja/daa00651.htm>

頭部搭載型プロジェクタ第9報

—フルオープン型HMP「X'talVisorの光学的特性」—

Head Mounted Projector (IX)
The optical properties of full-open type HMP "X'talVisor"

園田哲理¹⁾, 吉田匠¹⁾, 川上直樹¹⁾, 館暁¹⁾
Tetsuri SONODA, Takumi YOSHIDA, Naoki KAWAKAMI and Susumu TACHI

1) 東京大学

(〒113 東京都文京区本郷7-3-1, {tetsuri, kawakami, tachi}@star.t.u-tokyo.ac.jp)

Abstract: Head-mounted projector "X'talVisor" can display stereoscopic image without covering wearer's face. This system uses improved retro-reflective projection technology (RPT) consisting of an image projector that is placed on conjugate eye-point and retro-reflector as a projection screen. In comparison with conventional RPT, improved system replaces half-mirror for projection image reflection in conventional system by micro full-reflection mirror. We analyzed this projective system's optical property that is changed by improvement and demonstrated by experiment.

Key Words: Augmented Reality, head-mounted projector, retro-reflector

1. はじめに

現実世界とバーチャルな世界をシームレスに融合するオーグメンテッドリアリティ (AR) の分野において、視覚的な融合を担う視覚ディスプレイは非常に重要である。我々はこれまでに、AR 向け視覚ディスプレイとして、再帰性投影技術を用いた頭部搭載型プロジェクタ (Head Mounted Projector: HMP) を開発してきた [1]。HMP では、再帰性反射材のみに選択的に立体画像を表示させることができ、実物体との遮蔽関係を維持したままバーチャルな画像の提示が可能となっている。また、プロジェクタに絞りを設けることでパンフォーカス化し、スクリーンの距離が大きく変化しても鮮明な画像を投影することが可能である。

我々は、この再帰性投影技術を拡張し、新たに頭部搭載型プロジェクタ「X'talVisor」を開発した (Fig. 1) [2]。X'talVisor では、これまで大きく顔を覆うことで快適さを損ない、映り込みによって画質の低下の原因となっていたハーフミラーを、小型の全反射ミラーに置き換える改良を行った。それに伴った光学系の大幅な変更により、これまでの再帰性投影技術と比較して焦点深度も含めた結像特性が大きく変化している。本稿では、改良された X'talVisor の光学系に関して、主に焦点深度に大きく影響を及ぼしている回折光の影響を考慮した解析を行う。

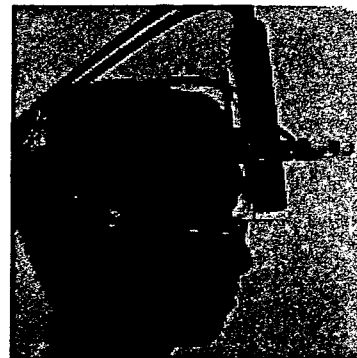


Fig.1 X'talVisor

2. X'talVisor の光学系

X'talVisor の光学系を Fig. 2 に示す。光ファイバーによって誘導されたメタルハライドランプを光源として、 $f=50\text{mm}$ のコリメータレンズによって光束を平行化し、液晶へ入射させる。画像素子は 0.7 型で 800×600 の解像度を持ち、ドットピッチ $1.778 \times 10^{-2} \text{mm}$ の透過型カラー液晶パネルを使用している。液晶を通った光を $f=30\text{mm}$ の投影レンズによって一点に集中させ、集中する点に光軸を 90° 変換する $\phi 2\text{mm}$ の微小ミラーを配置している。ミラーによってスクリーンへ向けて投影された光は、再帰性反射によってミラーの位置に大部分が戻ってきて、ミラー付近にあ