

レーザー光2平面交差による直線刺入術具誘導方式の理論的有効範囲解析と検証実験

○山本宗主^{†,††} 中島 義和^{††,†} 佐藤 嘉伸^{††,†} 笹間 俊彦^{†††} 小山 毅^{††††}
田村 裕一^{†††††} 桃井 康行^{††††††} 菅野 伸彦^{†††††} 米延 策雄^{†††††} 吉川 秀樹^{††††}
佐久間一郎^{†††††††} 越智 隆弘^{†††††††,††††††††} 田村 進一^{††,†}

† 大阪大学基礎工学部情報科学科 〒560-8531 大阪府豊中市待兼山町 1-3

†† 大阪大学大学院医学系研究科 多元的画像解析分野 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-2,D-11

††† 鳥取大学工学部 知能情報工学科

†††† 大阪大学大学院 医学系研究科 器官制御外科学講座

††††† 国立大阪南病院

†††††† 株式会社日立製作所 機械研究所

††††††† 東京大学大学院新領域創成科学研究科

†††††††† 国立相模原病院

††††††††† 大阪大学大学院医学系研究科 ロボティクス治療学分野

E-mail: †{hiroymmmt,nakajima,yoshi,tamuras}@image.med.osaka-u.ac.jp

あらまし 我々が開発したレーザー光2平面の交差を用いた術野への術具位置姿勢情報提示手段は、実際に股関節手術に応用され、その有用性を示している。しかし本システムの精度検証は実験的手法によってしか行われておらず、またレーザー装置の配置についても術者の経験的なものによって行われており、正確なシステムの動作領域の解析が行われていなかった。今回我々はシステムの精度を理論的に解析し以前に行われた精度検証実験結果の妥当性を示し、術者が許容範囲内の精度で術具の位置姿勢の調整を行う事の出来るレーザー光照射範囲を理論的に解析し、コンピュータシミュレーションによりシステム動作領域を求めた。またシミュレーション結果を用いて本システムの精度検証実験を行ったので報告する。

キーワード 拡張現実感, レーザ装置, 術具誘導, 位置姿勢ガイド, 精度検証

Theoretical analysis of available range in alignment procedure for linear surgical tools using projection of intersecting two laser planes and accuracy validation

H. YAMAMOTO^{†,††}, Y. NAKAJIMA^{††,†}, Y. SATO^{††,†}, T. SASAMA^{†††}, T. KOYAMA^{††††}, Y. TAMURA^{†††††}, Y. MOMOI^{††††††}, N. SUGANO^{†††††}, K. YONENOBU^{†††††}, H. YOSHIKAWA^{††††}, I. SAKUMA^{†††††††}, T. OCHI^{††††††††,†††††††††}, and S. TAMURA^{††,†}

† Department of Information Science, Osaka University

Machikaneyama-cho 1-3, Toyonaka-shi, Osaka, 560-8531 Japan

†† Division of Interdisciplinary Image Analysis, Osaka University Graduate School of Medicine

Yamadaoka 2-2-D11, Suita-shi, Osaka, 565-0871 Japan

††† Dept. of Information and Knowledge Engineering Faculty of Engineering, Tottori University

†††† Dept. of Orthopaedic Surgery, Osaka University Graduate School of Medicine

††††† Osaka Minami National Hospital

†††††† Hitachi, Ltd. Mechanical Engineering Research Laboratory

††††††† Department of Integrated Biosciences Graduate School of Frontier Sciences, University of Tokyo

†††††††† National Sagami Hospital

††††††††† Division of Robotic Therapy, Osaka University Graduate School of Medicine

E-mail: †{hiroymmmt,nakajima,yoshi,tamuras}@image.med.osaka-u.ac.jp

Abstract A direct indication device of the navigation information for surgical tool position and orientation by using an intersection line of dual laser beam plane which we developed was actually applied to an operation for hip joint, and it shows that utility. However, accuracy validation of this system is only proceeded tentative means, and distribution of the laser devices depends on surgeon's experience since accurate analysis on available range of this system is not proceeded.

Therefore we analyzed the accuracy of the system theoretically this time, and showed the validity of the result of a precision validation experiment done before, and analyzed the laser optical irradiation range that surgeon can adjust the position of surgical tool in allowable accuracy theoretically and calculate available range of the system by computer simulation. we also report about the precision validation experiment of this system by using the result of the simulation

Key words augmented reality, laser projection, surgical navigation, orientation guidance, accuracy validation

1. はじめに

従来の手術ナビゲーションシステムでは、術部と術具の位置情報はコンピュータ画面上に表示される。術者は直接モニタ画面を見ながら術具の位置合わせを行うが、視線を動かす事は、手ブレや術部への注意力低下の原因になり得るため、術野を視認したままの情報提示手段が切望されている。この方法として、拡張現実感 (Augmented Reality) があるが、デバイスによる術野と術者の間の空間的な遮断があるため、シンプルな情報の場合は、レーザなどで術野へ直接表示する手法が研究されている [1]~[4]。我々のグループは、直線刺入術具を対象として、2 台のレーザ照射デバイスを用いた術具の位置および姿勢を誘導するシステムを開発した [2]~[4]。術具の直線刺入は整形手術の基本動作であり、応用範囲が広い。

しかしながら、これまで本システムの精度検証は実験的な手法でしか行われておらず、レーザ装置の配置位置に関しても、術者の経験的なものに頼って行われており、最適なレーザ装置配置位置の理論的解析も行われていなかった。今回我々は、(1) 本システムの誘導精度に関して理論的解析をし、実験的手法によって行われた精度検証結果 [3] との比較を行い、(2) レーザ配置位置と、許容範囲内の精度で位置姿勢の調整を行う事の出来るレーザ光照射範囲との関係を理論的に解析し、コンピュータシミュレーションによってシステム動作領域を求めた。さらに、(3) シミュレーション結果をもとに本システムの精度検証実験を行ったので報告する。

2. レーザ誘導の動作原理

2.1 2 平面光交差による術具誘導方法

レーザ光 2 平面の交差による術具の位置姿勢誘導では、レーザ光が描く 2 平面の交線が、目標となる術具の軸がなす直線と一致するようにレーザが照射される (図 1)。レーザ光は物体表面上で 2 本の線として認識される。術具側面が術具の軸と平行であると仮定すると (図 2 参照)、レーザ光によって誘導する直線と、術具の軸が一致した時、術具側面にレーザ光によって描かれる 2 本の線は、平行な直線対となる。術者は始めに術野に描かれた 2 線の交点に術具先端位置を合わせ、次にレーザ光が術具側面に描く線と術具の軸が一致する、あるいは 2 本の線が平行直線対となるように、術具の位置姿勢の調整を行う (図 3)。

2.2 レーザ誘導システムの精度

術具が目標位置姿勢から外れれば、術具側面に描かれる 2 本の線は平行な状態から逸脱する。目標位置姿勢からの誤差に対する、2 本の線の平行性逸脱度の感度が大きいほど術者は正確な位置合わせが可能となる。術具の角度誤差を、レーザ装置に対し前後への誤差と左右への誤差に分けて考える。前後への角度誤差に対しては、側面に描かれている 2 本の線の間隔が変化する (図 4(a))。また左右への角度誤差に対しては、2 本の線は側面の術具軸方向に対して傾いて照射される (図 4(b))。

2.3 レーザ誘導システム精度解析

術具の角度誤差に対する、術具側面に照射される 2 本の線の平行性逸脱の変化量を評価値として、本システムの誘導精度の

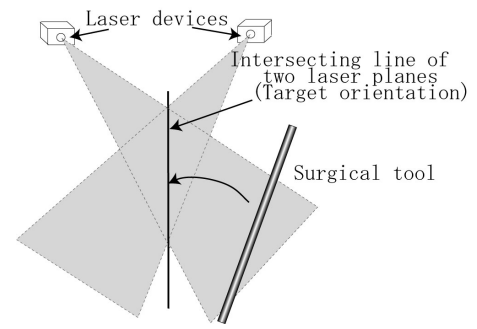


図 1 レーザ 2 平面交差を用いた術具位置姿勢誘導方式

Fig. 1 Alignment method for linear surgical tools using projection of intersecting two laser planes.

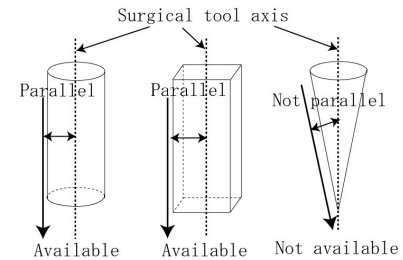


図 2 レーザ誘導可能な術具側面の形状

Fig. 2 Available surgical Tools and not available surgical tools.

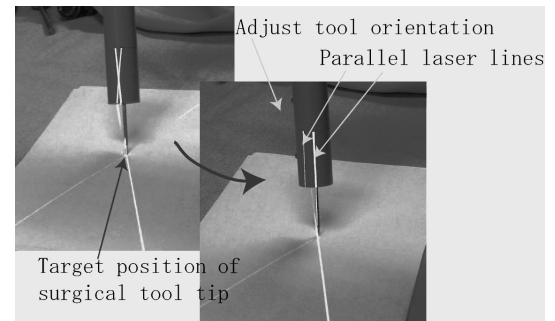


図 3 術具誘導の手順図

Fig. 3 Guidance procedure surgical Tool.

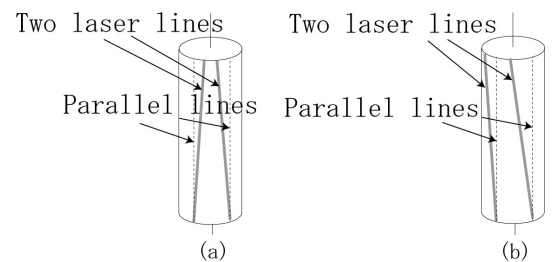


図 4 角度誤差の方向による平行性逸脱の傾向 (a) 前後方向 (b) 左右方向

Fig. 4 Appearance of deviation from parallel state depending on direction of angular error (a) front and rear (b) right and left

定式化を行う。術具の角度誤差に対する平行性逸脱度が大きいほど、術者はより正確な術具の位置合わせが可能となる。この評価値として、術具半径、角度誤差を既知とし、術具先端位置から一定距離の側面上に投影されたレーザ光線の、平行状態からの

変化量を用いることにした。前後方向の角度誤差に対しては、目標姿勢と一致時に照射されている平行な2直線間の距離と、角度誤差を持つ時に照射される2直線間の距離との差 E_{fr} (図5(a)中の $|w - w'|$)、左右方向の角度誤差に対しては、2線の移動距離 E_{rl} (図5(b)中の $s1, s2$ の和) を変化量として求めた。

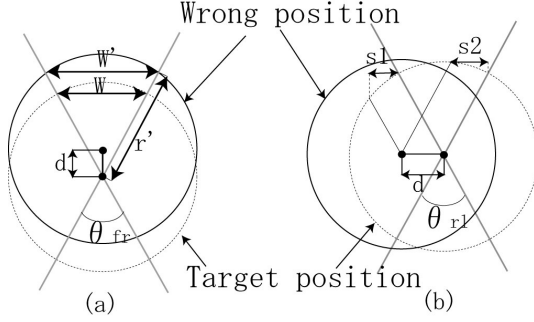


図5 目標術具姿勢からの角度誤差の方向に対する平行性逸脱度違い
(a):前後方向 (b):左右方向
Fig.5 Distance of laser lines depending on angular error.
(a)front-rear (b)right-left

術具の軸半径を r 、2線の評価値を得る術具側面の、術具先端位置からの距離を l 、角度誤差を Δ とすれば、それぞれの変化量 E_{fr}, E_{rl} は次のような式で求められる。

$$E_{fr} = |w' - w| \quad (1)$$

$$E_{rl} = s1 + s2 \quad (2)$$

ここで、

$$w = r\sqrt{2(1 - \cos \theta)} \quad (3)$$

$$w' = r'\sqrt{2(1 - \cos \theta_{fr})} \quad (4)$$

$$r' = d \cos \frac{\theta_{fr}}{2} + \sqrt{r^2 - d^2 \sin^2 \frac{\theta_{fr}}{2}} \quad (5)$$

$$s1 = s2 = d \cos^2 \frac{\theta_{rl}}{2} \quad (6)$$

$$d = l\sqrt{2(1 - \cos \Delta)} \quad (7)$$

$$\cos \theta_{fr} = \frac{\cos \theta + \cos^2 \frac{\theta}{2} \tan^2 \Delta}{1 + \cos^2 \frac{\theta}{2} \tan^2 \Delta} \quad (8)$$

$$\cos \theta_{rl} = \frac{\cos \theta + \sin^2 \frac{\theta}{2} \tan^2 \Delta}{1 + \sin^2 \frac{\theta}{2} \tan^2 \Delta} \quad (9)$$

とする。

2.4 術具の角度誤差に対する平行性逸脱度の感度解析

2.3節における $r = 10[mm]$ 、 $\Delta = 1, 2, 3[deg]$ 、 $l = 100[mm]$ とし、照射されている平面光の交差角 θ を変化させた時の E_{fr}, E_{rl} を求めグラフに示した (図2.4)。図2.4(a)より、前後への角度誤差に対しては交差角が $90[deg]$ で最も変化量が大きい。図2.4(b)より、左右の角度誤差に対しては交差角が小さいほど変化量が多い。これら二つの変化量をかけ合わせ、全体の評価値として見た場合、交差角 $60[deg]$ 付近が最も評価値が大きいという結果が得られた (図2.4(c))。このグラフと、実験によって得られている交差角による術具姿勢誘導の誤差を示したグラフ (図7、横軸が交差角、縦軸が目標姿勢との角度誤差)

とを比較すれば、交差角による評価値が大きい範囲と、実験により得られた誘導誤差の小さい範囲が一致することが確認できた。

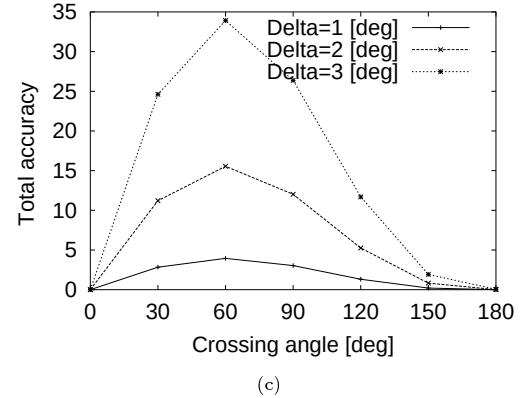
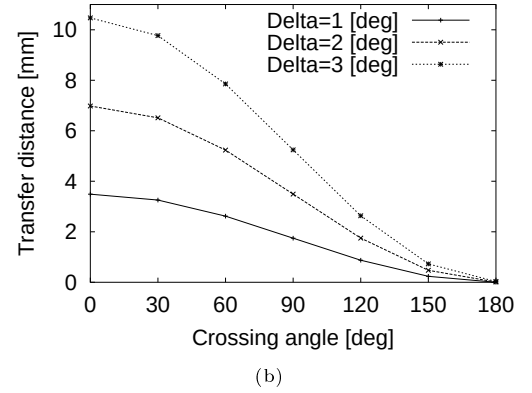
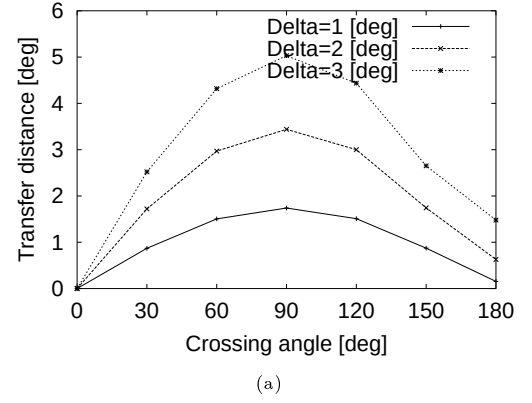


図6 交差角に対する平行性逸脱度の認知感度グラフ (a) 前後への角度誤差 (b) 左右への角度誤差 (c) 全体
Fig.6 Graph of parallel deviation to crossing angle. (a) front and rear angular error (b) right and left angular error (c) total angular error

2.5 レーザ装置、術具位置姿勢とレーザ平面のなす交差角の解析

2平面光のなす交差角 (図8) は、レーザ装置位置及び術具位置姿勢によって一意に定まる。図9に示すように、2つのレーザ発生源の位置を L_1, L_2 とし、 $L_1 L_2$ 間距離を L 、術具先端位置を P 、軸をなす直線を l とする。直線 l と、直線 PL_1 とのなす角を α_1 、同様に直線 PL_2 と直線 l のなす角を α_2 とすると、 α_1, α_2 によって術具の姿勢が与えられる。直線 PL_1 と PL_2 のなす角を θ' と定義すると、交差角 θ について次式が成り立つ。

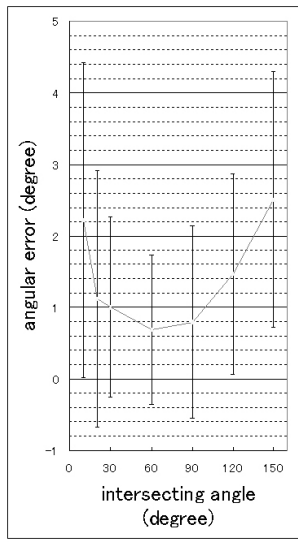


図 7 実験的手法によって行われた交差角に対する術具姿勢誘導誤差の評価グラフ
Fig.7 Evaluations for effect of crossing angle of laser plane on angular accuracy.

$$\cos \theta' = \cos \alpha_1 \cos \alpha_2 \cos \theta + \sin \alpha_1 \sin \alpha_2 \quad (10)$$

2つのレーザー発生源 L_1, L_2 , 術具先端位置 P をあらわす3点を, これら3点を含むような平面上で考える (図10). 原点を L_1, L_2 の中心, X 軸を直線を L_1L_2 に一致するように取り, これに垂直に Z 軸を取れば, 点 P は $X-Z$ 平面上で (x, z) という座標として記述出来る. これに L_1, L_2 間距離 L を加えた3つのパラメータによってレーザー装置と術具の位置関係を表す事が出来る. 術具先端位置 P を原点とし, X 軸, Z 軸を図10の座標と同じ方向に, さらに右手系となるように Y 軸を加えた3次元空間座標系 (図11) における $X-Y$ 平面に対する Y 軸を基準とした方位角を γ_1 , $X-Y$ 平面からの仰角を γ_2 とすれば, 術具の姿勢が表せる. この時, 式 (10) における α_1, α_2 はこれら5つのパラメータを用いて

$$\cos \alpha_1 = \sin \gamma_1 \cos \gamma_2 \sin \beta_1 - \sin \gamma_2 \cos \beta_1 \quad (11)$$

$$\cos \alpha_2 = \sin \gamma_1 \cos \gamma_2 \sin \beta_2 - \sin \gamma_2 \cos \beta_2 \quad (12)$$

$$\cos \beta_1 = \frac{z}{\sqrt{(L/2 + x)^2 + z^2}} \quad (13)$$

$$\cos \beta_2 = \frac{z}{\sqrt{(L/2 - x)^2 + z^2}} \quad (14)$$

と求める事が出来る.

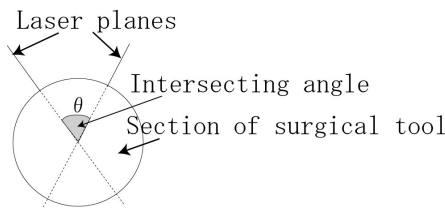


図 8 術具断面図を用いた交差角図
Fig. 8 Crossing Angle

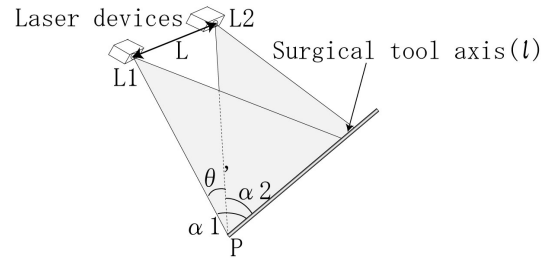


図 9 レーザ装置と術具位置姿勢

Fig. 9 Relation between laser devices and tool pose in the reference frame

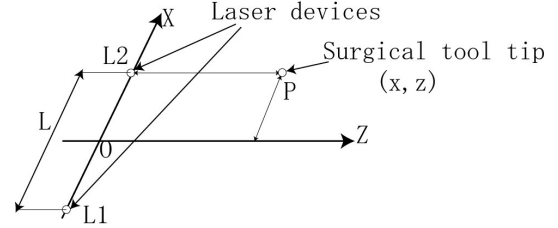


図 10 レーザ装置に対する術具位置

Fig. 10 Coordinates for defining positional relation between Laser Devices and Surgical Tool

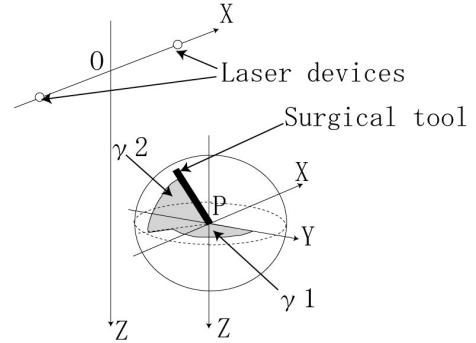


図 11 レーザ装置に対する術具姿勢

Fig. 11 Coordinates for defining orientational relation of Surgical Tool

3. 実 験

3.1 シミュレーション実験

レーザー装置から照射される2平面の交差角 θ [deg] が $30 \leq \theta \leq 100$ [deg] となる領域をシステムの動作空間領域とする (以下, 動作領域と記述する). 実験的手法により, 交差角がこの範囲内で照射されている時, 術者は1[deg]以内の角度誤差で術具の位置合わせが可能との結果が得られている (図7). 術者はレーザー装置の配置を, 事前にわかる大局的な術具位置姿勢をもとに目測で行うため, 術者が行った配置位置が動作領域内かどうかは非常に重要な問題である. レーザ装置配置条件の最適化および動作領域の確認を目的として, コンピュータシミュレーションによる検証を行った. シミュレーションに際してのレーザー装置位置, 術具位置姿勢を表すパラメータは全て2.5節で定義されたものを用いる.

3.1.1 シミュレーション実験 1

レーザ装置および術具の位置 (L, x, z) を既知とし、術具姿勢を表す γ_1, γ_2 を変化させた時の、平面交差角 θ を計算した。シミュレーションにおいてレーザ装置間の距離 L は 700 [mm] に決定し、術具先端位置座標 (x, z) について x の値を変化させた時、 z の値を変化させた時について計算を行った。

3.1.2 シミュレーション実験 2

γ_1, γ_2 の値を既知とし、レーザ間の基線長 L および術具先端位置 (x, z) を変化させた時のシステム動作領域を計算した。ここで動作領域は、術具の姿勢が $(\gamma_1, \gamma_2) = (0, 30)$ を中心として、 $-30 \leq \gamma_1 \leq 30, 0 \leq \gamma_2 \leq 60$ [deg] の全ての条件において、平面交差角 θ が許容範囲内 ($30 \leq \theta \leq 100$ [deg]) である領域とする。術具先端位置座標 (x, z) が $-800 \leq x \leq 800, 0 \leq z \leq 2400$ [mm] の範囲について行った。

3.2 システム精度検証実験

3.2.1 実験準備

シミュレーションで得られた交差角 θ の値をもとに本システムの精度検証実験を行った。光学式 3 次元位置計測装置 Polaris(Northern Digital Inc., Canada) を用いてレーザ装置のキャリブレーションを行い、図 12 に示すような平板上に位置計測マーカを装着したトラッカーを用意した。位置計測によって得られるトラッカーの座標系は原点が平板上に、X 軸が平面に垂直な方向に、残り 2 軸は平面上となっている (図 12(a))。レーザ装置がトラッカーの X 軸を術具目標位置姿勢としてレーザを照射した時、平面に照射される 2 直線のなす角 θ が交差角となる (図 12(b))。

3.2.2 実験方法

作成したトラッカーを位置計測して得られた仮想的な術具位置姿勢と、キャリブレーションによって求めておいたレーザ装置配置位置から 2.5 節によって定めた 5 つのパラメータ $(L, x, z, \gamma_1, \gamma_2)$ を算出し、シミュレーションと同じ方法によって交差角を算出する。同時にこの時トラッカーにレーザを照射し、平板上に現れる交線から交差角を実測し、シミュレーション値との誤差を計測する。

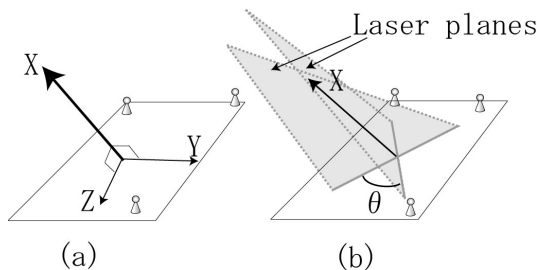


図 12 精度検証実験で用いた仮想術具トラッカー

Fig. 12 Tracker for experiment of accuracy validation.

4. 結 果

4.1 シミュレーション実験

4.1.1 シミュレーション実験 1

図 13 に術具姿勢変化 (γ_1, γ_2) に対する交差角の変化を示し

た。グラフは γ_1, γ_2 による極座標で表され、縦軸からの傾きを γ_1 、グラフ中心からの距離が $(90 - \gamma_2)$ となっている。またこのグラフから許容範囲の精度で術具誘導を行える交差角の範囲 ($30 \leq \theta \leq 100$ [deg]) を抽出すると図 13 の右図のようになる。グラフ中心の黒い部分は交差角が許容範囲より大きい値を取っている領域、それ以外の黒い領域は許容範囲より小さい値を取っている領域になっている。この図を用いて術具先端位置の変化に伴う術具姿勢の動作領域を求めると図 14 のようになる。図 14(a) はレーザ装置からの距離 z を変化させた場合、図 14(b) はレーザ装置中心からの水平距離 x の値を変化させた場合のグラフを示している。レーザからの奥行き距離 z が大きくなると動作領域は狭くなる。 x の値の変化に伴い、動作領域は移動した方向へと歪みを生じる。

4.1.2 シミュレーション実験 2

結果を図 15 に示す。グラフの X, Z 軸は図 11 で示した軸に一致する。白い領域を動作領域、黒い領域を動作領域外とした。基線長の増加とともに動作領域は拡大するが、動作領域そのものがレーザ装置から遠ざかっていくことがわかった。 $-250 \leq x \leq 250$ の範囲が動作領域となる z の値域幅を求めると、 $L = 700$ [mm] (図 15(a)) で 420 [mm]、 $L = 800$ [mm] (図 15(b)) で 500 [mm]、 $L = 900$ [mm] (図 15(c)) で 580 [mm] となった。

4.2 精度検証実験

平均誤差 0.13 [deg]、最大誤差 0.54 [deg] との結果が得られた。誤差の要因としては、3 次元位置計測装置の計測誤差、レーザ装置のキャリブレーション誤差、実測時の誤差などが考えられるが、レーザ装置の照射精度に関しては十分な精度を保証することがわかった。またこの結果より、最適なレーザ配置位置と動作領域についても、今回のシミュレーション方法によって十分に求められることがわかった。

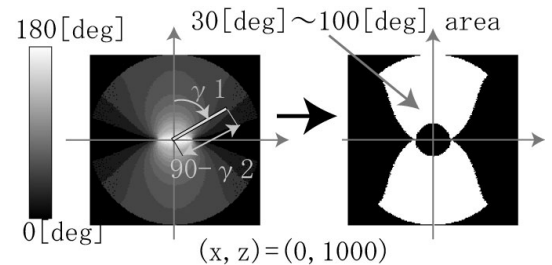


図 13 γ_1, γ_2 によって変化する交差角

Fig. 13 Variations in crossing angle of laser planes, θ , depending on tool tilt, γ_1 and γ_2

5. 考察, むすび

2.4 節の結果より、以前行われた。実験的手法による交差角に対するレーザ誘導誤差の評価 [3] を、術具に投影されるレーザ線の平行性逸脱度を評価値として定式化出来た。今回の理論的検証では、平行性逸脱度を、術具の前後、左右の角度誤差に対する 2 種類の変化として捉え、それら 2 つの術者による認知感度が等しいという仮定のもとで 2 つの変化量の積を全体の評価値と

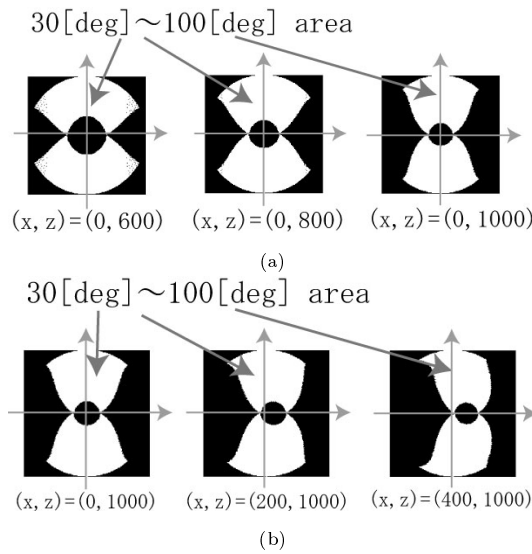


図 14 術具先端位置 (x, z) によって変化する動作領域 (a) z の値変化 (b) x の値変化

Fig. 14 Positional range where acceptable accuracy (1 degree) is attainable, depending on tool position. (a) Variations of z (b) Variations of x

した。しかし実際には、人間にとって、2 線間の距離が変化する前後の角度誤差による認知感度よりも、2 線間の距離がほとんど変化せずに 2 線が同じ方向に移動する左右の角度誤差による認知感度の方が悪いと考えられる。全体認知感度の算出方法についてはこれからさらに検討を進めていく。

4. 1. 1 節の実験結果から術具位置姿勢の変化に対して最も安定に動作領域に含まれる術具姿勢を $(\gamma_1, \gamma_2) = (0, 30)$ と考えた。4. 1. 2 節で得られた動作領域内であれば、この姿勢から γ_1, γ_2 ともに 30[deg] ずつの範囲内でも 1[deg] の誤差内の術具誘導が可能である。この動作領域が奥行き、幅ともに 300 [mm] 程度取れる位置をレーザ装置と術野の最適距離とすれば、術者は目測によって動作領域内への配置が可能と考えられる。

今回のシミュレーション結果は、現在 Polaris とレーザ装置を一体化したシステム的设计に应用されている。(図 16)

謝辞：本研究の一部は、日本学術振興会未来開拓推進事業「外科領域を中心とするロボティクシステムの開発」(JSPS-RFTF99I00903)、日本学術振興会科研費補助金(若手研究(B)14780281)より援助を受けている。

文 献

- [1] Neil D. Glossop, *et al.*, "Laser projection augmented reality system for computer-assisted surgery", Proc. CARS' 2003, pp. 65-71, London, June 25-28, 2003.
- [2] N. Sugano, *et al.*, "Clinical applications of a laser guidance system with dual laser beam rays as a augmented reality of surgical navigation", Proc. CARS' 2002, pp. 281-284, 2002.
- [3] T. Sasama, *et al.*, "A Novel Laser Guidance System for Alignment of Linear Surgical Tools: Its Principles and Performance Evaluation as a Man-Machine System" Proc. MICCAI' 2002, Lecture Notes in Computer Science, 2489, pp. 125-132, 2002.
- [4] 桃井 康行, *et al.*, "2 レーザ光面の交線を利用したレーザガイダンスシステムの開発", 第 12 回日本コンピュータ外科学会, pp. 103-104, 2002.

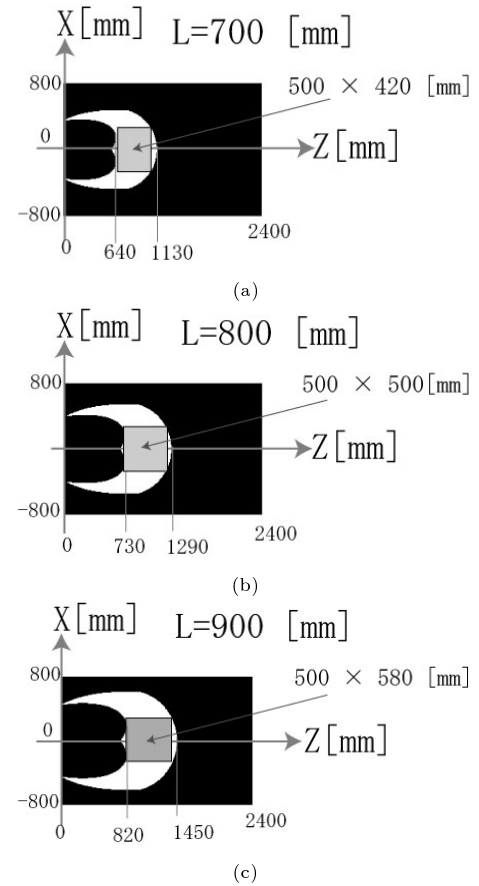


図 15 $-30 \leq \gamma_1 \leq 30, 0 \leq \gamma_2 \leq 60$ [deg] の術具姿勢範囲内で 1 度以内のレーザ誘導精度が保証できる動作領域の基線長による変化。 (a) $L = 700$. (b) $L = 800$. (c) $L = 900$ [mm].

Fig. 15 Positional range where acceptable accuracy (1 degree) is attainable when angular range is $-30 \leq \gamma_1 \leq 30$ and $0 \leq \gamma_2 \leq 60$ [deg] for different baseline lengths, L . (a) $L = 700$. (b) $L = 800$. (c) $L = 900$ [mm].

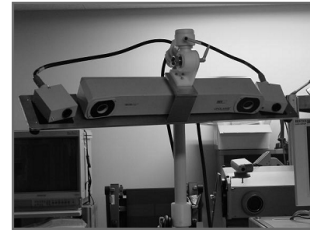


図 16 Polaris 一体型レーザガイダンスシステム (試作)

Fig. 16 Laser guidance systems rigidly equipped with a three-dimensional(3-D) localizer Polaris.