レーザガイダンスの特性解析と三次元位置センサ・一体型システムの開発 Characteristic Analysis of Laser Guidance and Development of its Monolithic Integrated System with a Three-dimensional Position Sensor

中島義和 (正会員)^{a,*}, 菅野伸彦^b, 桃井康行^d, 小山 毅^c, 山本宗主^{c,a}, 笹間俊彦^f,
田村裕一^g, 米延策雄^g, 佐藤嘉伸^{a,c}, 佐久間一郎^b, 吉川秀樹^b, 越智隆弘ⁱ, 田村進一^{a,c}
大阪大学大学院医学系研究科{^a 多元的画像解析分野, ^b 器官制御外科学, ^c ロボティックス治療分野}
^d 株式会社日立製作所, ^e 大阪大学大学院情報科学研究科, ^f 鳥取大学大学院工学系研究科
^g 大阪南医療センター, ^h 東京大学大学院新領域創成科学研究科, ⁱ 相模原病院

Yoshikazu Nakajima^{a,e}, Nobuhiko Sugano^b, Yasuyuki Momoi^d, Tsuyoshi Koyama^c, Hiroyuki Yamamoto^{e,a},
Toshihiko Sasama^f, Yuichi Tamura^g, Kazuo Yonenobu^g, Yoshinobu Sato^{a,e}, Ichiro Sakuma^h,
Hideki Yoshikawa^b, Tarahiro Ochiⁱ, Shinichi Tamura^{a,c}

Department of {^a Interdisciplinary Image Analysis, ^b Orthopaedic Surgery, ^c Robotic Surgery}, Graduate
School of Medicine, Osaka University

^d Hitachi, Ltd.

^e Graduate School of Information Science and Technology, Osaka University

^f Graduate School of Engineering, Tottori University

^g Osaka Minami Medical Center

^h Graduate School of Frontier Science, the University of Tokyo

ⁱ Sagamihara National Hospital

Abstract

We present a direct display method of surgical tool position and orientation in the surgical field by drawing two laser beam planes, which is called “laser guidance method”. In this paper, the characteristic analysis of laser guidance was also presented. The experimental results show the accuracy of laser guidance which the error was within 1.0 mm for position and within 1.0 degree for orientation. The theoretical analysis of laser guidance found out interesting behavior in the tool adjustment procedure. Further, a monolithic integration of two laser devices with a three-dimensional position sensor was designed using the result of workspace analysis. By the monolithic integration, feasibility of the system is expected to be greatly improved since the monolithic integrated laser device requires no calibration and can be intraoperatively relocated. The details of the monolithic integrated system design were reported.

Key words

Surgical navigation, Laser beam projection, Entry point and orientation guidance, Characteristic analysis, Workspace analysis.

* 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 D11

nakajima@image.med.osaka-u.ac.jp

受付 2004 年 11 月 4 日 ; 採択 2005 年 3 月 10 日

1. はじめに

術具およびインプラントの位置と姿勢（向き）は、整形外科領域において最も基本的な術中情報のひとつであり、多くのナビゲーションシステムで誘導の対象とされている。誘導情報はシステムのモニタ上に表示される場合が多いが、情報を正確に手術へ反映させるために術者が術野外のモニタへ視線を向けながら術操作を施すことは、術部への注意力低下の原因となるなどリスクを伴う。また、音による誘導は、修正の方向や量が把握しづらく、視覚情報による誘導と比べて一般にその精度は大きく劣る。

術野、あるいはその映像を視野に入れながらの術具の位置姿勢情報呈示を目的とした、術中における誘導情報の呈示方式に関する研究がなされている；(1) ディスプレイ上での Augmented Reality（以下、AR と表す）研究¹⁾、(2) ハーフミラーを使った AR 研究²⁾、(3) ヘッドマウントディスプレイによる AR 研究³⁾。しかしながら、これらのシステムには、それぞれ、(1) 術野外への視線の物理的移動を伴う、(2) 術野へデバイスが挿入されるため、術操作の妨げとなる可能性がある、(3) 術者頭部へデバイスを固定しなければならない、かつ術者の視野を制限する、などの欠点があった。また、近年では、ロボットアームの術具把持による誘導も試みられているが、術野へ挿入されるロボットアームが術操作の妨げとなる可能性や、危険時の回避法が完全には確立されていないという理由より、臨床適用の段階にまで至っているものはほとんどない。

これに対して、光により、術野へ直接、情報映像を投影する手法が提案されている。大城らは、ネットワークを介した遠隔超音波診断を目的とし、患者身体表面をスクリーンにして、画面プロジェクタを用いた超音波プローブの位置姿勢情報呈示システムを構築した⁴⁾。しかしながら、皮膚の光反射率はそれほど高くなく、かつ光の周波数で反射率が変化するなどの特性から、光を投影する面の状況によっては、情報を必ずしも鮮明に表示できるとは限らない。したがって、手術などの投影面となる部位表面の状況に変化が生じやすい場合でも安定に情報を投影するためには、投影光の強度を高くするか、あるいは周囲を暗くするなどの対策を施す必要があり、適用可能な症例に限られる。

術野に直接、かつ鮮鋭に、情報を描画する方法のひとつに、レーザ光による術野への情報描画がある。Glossop らは、1つのレーザデバイスを用い、術具刺

入位置をレーザ光が描く“点”として呈示した⁵⁾。対して、われわれは、2つのレーザデバイスを用いた2レーザ光平面描画による、術具の刺入位置と刺入姿勢の呈示手法を提案する。レーザ光による情報呈示は以下の特徴を有する。

- 誘導情報を術野へ直接、鮮明に表示。
- 術野へのデバイス挿入が不要。
- 術具への（トラッカなどの）デバイスの取付けが不要。

加えて、提案手法は以下の特徴を有する。

- 術具の位置に加え、姿勢も誘導。

われわれは、さらに、情報呈示デバイスを三次元位置センサと一体化したシステムを開発した。これによる特徴は以下である。

- キャリブレーション・フリー（術中に特別なキャリブレーション作業を必要としない）。
- 術中の情報呈示デバイス位置姿勢の変更を可能にし、実質的に作業空間が拡大。

2. 方法

2.1 システムの構成および動作

本システムの外観を Fig. 1 に示す。2機の緑色レーザデバイス (Fig. 1(b) の矢印) が光学式三次元位置センサの両端に配置され固定される。本試作では、三次元位置センサとして Polaris (Northern Digital Inc., Canada) を用いた。また、手術対象部位の位置姿勢トラッキングのために、ひとつあるいは複数のトラッカが使われ、各々の対象部位組織に固定される (Fig. 1(c))。各トラッカには複数個の赤外線 LED が固定されており、各トラッカの位置姿勢は、これら LED の位置を計測することで得られる。Polaris の場合、各 LED の位置は 0.35mm の RMS 誤差で計測される。また、手術情報の統合およびレーザデバイスの制御は、手術ナビゲーションシステムを使って行なう。

術具の目標位置姿勢が、空間内の1つの直線（以下、計画直線と表わす）として求められたとき、2つのレーザデバイスからレーザ光が照射され、計画直線が実空間内に描かれる。具体的には、各レーザデバイスは、それぞれのレーザ光照射の焦点と計画直線を含む平面をレーザ光で描く。計画直線は、2つのレーザデバイスが描く2つのレーザ光平面が交わる直線として術野に描かれる。

対象部位の位置姿勢は、ナビゲーションシステムによって、三次元位置センサ座標系内で把握される。提案システムでは、レーザデバイスを三次元位置セ

Fig. 1 System appearance and schematic diagram of laser guidance; (a) system appearance, (b) monolithic integrated devices, and (c) schematic diagram.

ンサに固定し、予めキャリブレーションする。これにより、情報呈示デバイスを実空間内で移動し再配置しても、常に、レーザデバイスに対する対象部位の位置姿勢を得ることが可能になる。

2. 2 誘導原理

提案手法は、直線刺入術具を対象として、刺入点（位置）と刺入姿勢を誘導する。直線刺入は、整形外科の基本動作であり、その誘導は応用範囲が広い。ここで、術具の形状に関する拘束条件は、術具基線と平行な側面を術具が有することのみである。

誘導原理を以下に示す。刺入点は、術野上に描かれる2つのレーザ光直線の“交点”として呈示される（Fig. 2 (a)）。まず最初に、呈示された刺入点に術具先端を位置合わせする（Fig. 2 (b)）。次に、術具姿勢を調整する（Fig. 2 (c) (d)）。術具姿勢の誘導は、レーザ光平面の交線である計画直線に、術具の基線を合わせることで行なう。ガイドワイヤーなど細い円柱形状術具の場合は、その側面に複数のレーザ光

Fig. 2 Procedure of laser guidance; (a) crosshair appearance, (b) adjustment of tool position, (c) (d) adjustment of tool orientation.

直線が表示されるとき、術具の位置姿勢と計画直線が一致することが直感的に理解できる。一般の円柱形状術具では、次の2つの条件を満たすように術具姿勢を更新することで、姿勢誘導を行なう；

〔条件1〕術具側面上に描かれる2本のレーザ光直線が平行である。

〔条件2〕術具側面上に描かれる2本のレーザ光直線の中央線と術具の基線が平行である。

実際には、術具側面が円筒など平面でないとき、術具姿勢に誤差を生じると、レーザ光が術具側面には直線でなくなる。しかしながら、術具姿勢誤差に対するこの条件の逸脱度の比は他の条件と比べて充分小さいという理由、および解析の簡便化の目的より、この条件は無視する。

2.3 誘導精度の理論解析

1) 術具位置の誘導誤差解析

手術ナビゲーションでは、除去していない軟部組織や骨膜などの影響により、CT画像から再構成したナビゲーションシステム内の対象臓器表面情報と実際の組織表面との差異、すなわち組織表面誤差を生じる。そこで、組織表面誤差が術具位置誘導に与える影響を解析する。術具位置の誘導原理の説明図をFig. 3に示す。Fig. 3 (a)は1つのレーザデバイスを使った“点”描画による刺入点呈示法（以下、従来手法と表わす）の説明図、Fig. 3 (b)は2つのレーザデバイスを使った2レーザ光直線の“交点”描画による刺入点呈示法（提案手法）の説明図である。従来手法において、システムが呈示しようとしている刺入点を点P、ナビゲーションシステムが把握してい

Fig. 3 Principle of the entry point guidance; (a) previous method and (b) proposed method.

る臓器表面を S ，実際の臓器表面を S' ，レーザ光照射直線を L_{laser} ，計画直線を L_{plan} ， L_{laser} と L_{plan} の成す角を θ_1 ， L_{laser} と S の成す角を θ_2 とする．術具姿勢誤差を生じないとき，すなわち術具の姿勢を表す刺入ベクトルが計画直線 L_{plan} と平行であるとき，実質的な術具の位置誤差は術具位置と計画直線との距離となるので，臓器表面 S' 上でのこれを術具の位置誤差と定義する．このとき，表面位置の誤差のうち S に垂直な成分を Δd とすると，レーザ光により実際に呈示される刺入点 P' と計画直線 L_{plan} の距離は， $\Delta d \sin \theta_1 / \sin \theta_2$ となる．対して，提案手法では，レーザ光が描く刺入点 P' は計画直線上に位置し，呈示位置誤差を生じない．姿勢誘導誤差を生じているときには，実際の臓器表面 S' 上での位置誤差とナビゲーションシステムが把握している臓器表面 S 上での位置誤差は異なる．位置誤差を S 上で考えた場合には提案手法においても組織表面誤差 Δd の影響を受けるが，その影響は従来手法と比べて相対的に極めて小さい．また，従来手法においてもレーザ光照射直線 L_{laser} と計画直線 L_{plan} が一致している特別な場合においては呈示位置誤差を生じないが，提案手法は任意の位置からのレーザ光照射においても呈示位置誤差を生じない点で異なる．組織表面誤差を生じた条件下でも，提案手法は，レーザ光照射デバイスを空間内の任意の位置に固定したまま，任意位置姿勢の計画直線の呈示を原理的に安定に行なえる．

2) 術具姿勢の誘導誤差解析

術具姿勢の誘導誤差は，術具形状，およびレーザデバイスと術具の配置に依存して変化する．レーザデバイスと術具の配置に依存する条件は，術具誘導条件という観点からは，最終的には術具表面上に描画される 2 レーザ光平面が成す交差角（以下，レーザ光平面交差角と表す）で表わすことができる．術具形状およびレーザ光平面交差角の説明図を Fig. 4

Fig. 4 Parameters in the theoretical analysis for orientation guidance; (a) parameters of tool shape and (b) intersection angle of two laser beam planes.

に示す．術具側面形状は，円筒とし，半径 r ，長さ l ，術具先端からの位置 d を変数として表わす．また，レーザ光平面交差角は θ とする．これらの変数を用い，誤差の理論解析を行なう．誘導時の状態に関する拘束として，術者は，術具側面をレーザ光直線が照射されている位置の正面から見ると仮定する．Fig. 5 に，認識・行動過程の概念図を示す．まず，2 直線の平行性認識においても Weber-Fechner の法則が成立すると仮定する．この法則は「知覚量の大きさ s は，刺激量の大きさ η の対数に比例する」，微分形式で言い換えれば「知覚変化量 Δs は，刺激量の大きさ η と検知できる最小の刺激量の大きさ $\Delta \eta$ の比に比例する」という法則である．厳密には，この法則は入力刺激量 (Fig. 5 の②) と知覚量 (Fig. 5 の③') の関係を表わす法則である．ここでは，レーザガイダンスにおける行動は知覚に対する単純な行動であり，知覚量と行動知覚量は比例すると仮定して，入力刺激量 (Fig. 5 の②) と行動知覚量 (Fig. 5 の④) の関係を Weber-Fechner の法則を用いて導く．また，直線平行性認識の刺激量は，2 直線間角度の信号量のパワーに比例すると仮定する．このとき，平行認

Fig. 5 Process of recognition and action.

識における知覚変化量 Δs は,

$$\Delta s = k_1 \frac{\Delta \eta}{\eta} \quad (1)$$

$$\eta = \mu^2 \quad (2)$$

で表わされる。ここで、 k_1 は任意の係数、 η と $\Delta \eta$ はそれぞれ直線平行認識の刺激量およびその変化量、 μ は 2 直線間角度の信号量である。 μ は、線分上の微小区間における 2 直線間角度の信号量 μ' を線に沿って積分した値で記述でき、

$$\mu = l \mu' \quad (3)$$

となる。さらに、 $\theta \ll 1$ のとき、 $\theta = \sin \theta$ であり、 μ' は 2 直線間距離の変化量 μ_{dist} で $\mu' = \mu_{dist}$ と近似できるので、

$$\mu = l \mu_{dist} \quad (4)$$

となる。知覚量の増加にともなう精度向上は、知覚量の減少にともなう誤差増加に言い換えることができる。よって、直線平行性認識の知覚減少量の変化量 Δs_- は、以下で表わされる。よって、姿勢誘導の知覚減少量 s_- は、式 (5) の両辺を積分して、

$$\Delta s_- = -\Delta s = -k_1 \frac{\Delta \eta}{\eta} \quad (5)$$

$$s_- = -k_1 \log \eta + c_1 \quad (6)$$

で記述できる。ここで、 c_1 は定数である。

解析は、(I) 前後姿勢誤差と (II) 左右姿勢誤差の 2 つに分けて行なう。また、さらに、[条件 1] と [条件 2] それぞれに対応させて (1) 術具側面に描かれた 2 本のレーザ光直線の平行性認識と (2) 2 本のレーザ光直線の中央線と術具基線の平行性認識に分けて解析する。詳細を以下に示す。術具姿勢に微小な角度誤差 δ が生じたとする。このとき、Fig. 6 (a) に示すように、姿勢誤差を術具位置の微小な平行移動として近似する。術具を Fig. 6 (a) の上から下に見たときの図を、Fig. 6 (b) に示す。術具の左右/前後それぞれの方向を x 軸、 y 軸とする座標系を設定し、各軸周りの角度誤差ベクトルを δ_x および δ_y で記述する。このとき、レーザ光平面が術具側面と交わる直線上の点を P_{x+} 、 P_{x-} とすると、 P_{x+} および P_{x-} は次の方程式で求めることができる。

$$\begin{cases} (x - d'\delta_y)^2 + (y - d'\delta_x)^2 = r^2 \\ y \tan \frac{\theta}{2} = x \end{cases} \quad (7)$$

ここで、 d' は角度誤差を平行移動で近似している平面の術具先端からの距離である。さらに、 P_{x+} と P_{x-} の x 成分の差より、術具を正面から見た二次元平面上における P_{x+} と P_{x-} の間の見かけの距離 w が求まる。

これより、前後姿勢認識における 2 レーザ光直線間の見かけの距離 w_1 の変化量は、

$$\mu_{dist,11} = d\delta_x \sin \theta \quad (8)$$

となる。ここで、 $\Delta \delta_x \ll 1$ のとき、 $\sin \delta_x = \delta_x$ 、 $\delta_x^2 = 0$ とする。式 (4) と式 (8) より、前後姿勢認識における 2 レーザ光直線間の角度の信号量は、

$$\mu_{11} = ld\delta_x \sin \theta \quad (9)$$

となる。また、レーザ光直線中央線と術具基線の間の見かけの距離 w_2 の変化量は、

$$\mu_{dist,12} = 0 \quad (10)$$

となり、レーザ光直線中央線と術具基線の間角度の信号量は、

$$\mu_{12} = 0 \quad (11)$$

となる。同様に、左右姿勢誤差における 2 レーザ光直線間の角度の信号量は、

$$\mu_{11} = 0 \quad (12)$$

となり、そのときのレーザ光直線中央線と術具基線の間角度の信号量は、

$$\mu_{12} = \frac{ld\delta_y}{2} (\cos \theta + 1) \quad (13)$$

となる。式 (9)、(11)、(12)、(13) より、前後姿勢誘導は、2 レーザ光直線の平行性認識で行なわれ、また、

Fig. 6 Schematic diagrams of the theoretical analysis for orientation guidance; (a) error approximation, (b) intersection points on the tool side, (c) apparent error by forward-backward motion, and (d) apparent error by left-right motion.

左右姿勢誘導は、レーザ光直線中央線の術具基線からの平行性認識で行なわれることが分かる。

術具姿勢誘導誤差の分散が姿勢誘導の知覚減少量に比例すると仮定すると、[条件 1], [条件 2] 各々に対する術具姿勢誘導誤差の分散 σ_i^2 は、その知覚減少量 s_i から、

$$\sigma_i^2 = k_2 \Delta s_i \quad (14)$$

$$= -k \log \mu_i + c$$

と導ける。ここで、 k_2 は任意の係数、 k , c は係数および定数で、 $k = 2k_1 k_2$, $c = k_2 c_1$ である。このとき、全体の感度は、

$$\eta = e^{-\frac{c}{k}} \mu_{i1} \mu_{i2} \quad (15)$$

となり、姿勢誘導の RMS 誤差は、

$$\sigma = \sqrt{-k \log \mu_{i1} \mu_{i2} + 2c} \quad (16)$$

で推定できる。

なお、術具姿勢誘導における、2 レーザ光直線の平行性と、術具基線とレーザ光直線の平行性は、両方とも術具先端位置に依存しない特性であるため、姿勢誘導は位置誘導とは独立であり、その精度は位置誘導誤差の影響を受けない。

3) システム動作空間の推定法

術具形状は、術中において変化しない。対して、レーザ光平面交差角は術具位置姿勢に依存し術中においても変化するため、実稼動のためには、システム座標系内空間においてレーザガイダンスの動作精度が保証される術具位置の領域、および姿勢の拘束条件を求めておく必要がある。

まず、レーザガイダンスの精度保証条件を、レーザ光平面交差角が $\theta_1 \leq \theta \leq \theta_2$ であることとする。このとき、レーザガイダンスにおける術具の最適姿勢が、情報呈示デバイスの視線に対して (α_0, β_0) degree の角度を成すとする。ここで、 α_0 , β_0 は、それぞれ術具最適姿勢の前後回転成分および左右回転成分であり、術具の基線と情報呈示デバイスの視線が一致するとき $\alpha_0 = 0$, $\beta_0 = 0$ である。ある位置において、術具姿勢が $(\alpha_0 \pm 30, \beta_0 \pm 30)$ degree の範囲の全てでレーザガイダンスの精度保証条件を満たしているとき、その術具位置はレーザガイダンスが可能であると定義する。このとき、レーザガイダンスデバイス座標系空間において、レーザガイダンスの精度を保証する術具位置空間の集合を求め、システムの動作空間とする。

3. 実験

3.1 刺入点誘導の精度検証

レーザ光を用いた術具刺入点誘導に関して、レーザ光“点”表示による計画呈示手法（従来手法）と提案手法の精度を検証した。術具位置は、術具にトラッカを固定し、予め術具先端位置のキャリブレーションを行なって計測した。実験においては、モデル骨を用い、異なる刺入計画に対する刺入点誘導を、合計で 20 回行なった。それぞれにおいて、従来手法による誘導誤差、および提案手法による誘導誤差を計測した。ここで、誘導誤差は、刺入点と計画直線との距離の平均誤差と標準偏差、および RMS 誤差として計算した。さらに、実際の組織表面位置と、ナビゲーションシステムが認識している組織表面位置に差異（組織表面誤差）が生じた場合における、従来手法と提案手法の誘導誤差を計測した。ここで、組織表面誤差は刺入計画点におけるモデル骨表面の法線ベクトルの向きに与え、その大きさは 1 mm とした。計測結果の有意差は、有意水準 0.01 の t-検定で確認した。

誘導誤差の平均誤差および標準偏差は、従来手法では 1.17 ± 0.98 mm（平均±標準偏差）、提案手法では 0.45 ± 0.63 mm であり、これらの差は有意であった。また、このときの RMS 誤差は、それぞれ 1.52 mm および 0.78 mm であり、これらの差は有意であった。従来手法に比べ提案手法は高い精度で誘導できることが確かめられた。従来手法の誤差が大きくなった要因として、従来手法は点による刺入点表示であるため、術具先端をレーザ光位置付近にあわせたときに、術具先端の重なりによって刺入点を確認しづらくなり、刺入位置の微調整が困難になったことが考えられる。対して、提案手法では、術具が刺入点付近に位置した場合においても、レーザ光直線の延長として交点位置を把握できるため、安定して術具誘導が行なえた。組織表面誤差が生じた場合においては、誘導誤差の平均誤差および標準偏差は、従来手法では 2.97 ± 0.66 mm、提案手法では 0.72 ± 0.36 mm であり、これらの差は有意であった。また、このときの RMS 誤差は、それぞれ 3.04 mm および 0.80 mm であり、これらの差は有意であった。結果より、従来手法は組織表面誤差の影響を受けやすいが、提案手法は組織表面誤差に依らず安定に刺入点の誘導ができることが確かめられた。

3.2 姿勢誘導の精度検証

姿勢誘導におけるレーザガイダンスの特性を、理

論解析および実験で検証した。実験において、レーザガイダンスシステムは、三次元位置センサと一体化を行っていない状態のプロトタイプシステムを用いた。実験に用いた術具（ガイドワイヤーとスリーブ），および実験の様子を Fig. 7 に示す。実験では，対象組織表面として白色プラスチック板を用い，計画直線を表示して術具を誘導した。術具位置姿勢は，刺入点誘導の精度検証と同様に，術具にトラックを固定し，術具先端位置および術具基線のキャリブレーションを行なって計測した。理論解析および実験の結果を Fig. 8 に示す。図において，横軸は各変数，縦軸は姿勢誤差，実線は理論解析に基づく誤差推定値，点群は実験により計測した誤差である。ここで，理論式における k , c は，理論関数と実験結果ができるだけ整合するように推定し，それぞれ $k = 8.39 \times 10^{-4}$, $c = 6.47 \times 10^{-3}$ とした。術具側面の半径，長さ，位置，およびレーザ光平面交差角に対する誤差解析結果のすべてにおいて，理論解析結果と実験結果でその傾向がほぼ一致した。理論および実験の結果より，姿勢誘導精度は術具側面の半径に依存しないという結果が得られた。また，実験結果におけるレーザ光平面交差角に対する姿勢誘導誤差は， $l = 50$, $d = 50$, $r = 10$ のとき，レーザ光平面交差角が 60 degree 付近で最小値を取り，おおむね 30 ~ 100 degree の範囲で誘導誤差が 1 degree 以下という結果が得られた。また，理論解析により，誤差の値そのものは術具側面形状（長さ）に依存して変化するが，その傾向，例えば最適レーザ光平面交差角や誤差の比率は，術具形状に依存しないことを確か

Fig. 7 Experiment of tool orientation guidance; (a) tools (guide wires and sleeves), (b) scene of the experiment.

Fig. 8 Experiment results of tool orientation guidance; (a) diameter, (b) length, (c) position of the surgical tool, and (d) intersection angle of two laser beam planes.

Fig. 9 Workspace of laser guidance.

めた。

3.3 システム動作空間の推定と三次元位置センサ・一体型システム設計への応用

3.2 節の実測による実験結果に基づいて、レーザガイダンスの動作条件を、術具最適位置姿勢が $\alpha_0 = 60$ degree, $\beta_0 = 0$ degree, レーザ光平面交差角が $30 \leq \theta \leq 100$ degree であることとし、システム動作空間を計算した。レーザデバイス間の基線長が 650 mm のときのシステム動作空間を Fig. 9 に示す。図は、情報呈示デバイスの座標系空間において、レーザデバイス間を結ぶ直線 (x 軸) と情報呈示デバイスの視線軸 (z 軸) を含む平面を、上から下に見た図である。図において、レーザデバイスは点 P_{laser1} および点 P_{laser2} に配置される。また、図において、白色で示された領域はシステムの動作空間、灰色で示されたピラミッド型の領域は三次元位置センサ Polaris の動作空間である。複数のレーザデバイス配置に対して、レーザガイダンスのシステム動作空間を計算し、Polaris の動作空間と整合するレーザデバイス位置を求めた。結果に基づき、三次元位置センサ・一体型システムを設計した (Fig. 1)。ここで、レーザガイダンスの動作空間を Polaris の動作空間のセンサ寄りに設定しているのは、実際の手術では、レーザ光を術野の深部に到達させるためレーザデバイスは術野の上方付近に位置させねばならず、かつ手術室内高さの制限から、システム稼動時におけるレーザデバイスと術野の距離の最大値が 900 ~ 1000 mm であることによる。また、レーザガイダンスの精度保証条件の応用として、術中におけるレーザガイダンス状態のモニタリング機能を手術ナビゲーションシステ

Fig. 10 Procedure of reaming.

Fig. 11 Scene of clinical application.

ムに実装した。

3.4 臨床適用

人工股関節全置換術 13 例, 骨盤良性骨腫瘍摘出術 1 例, および脊椎インストゥルメンテーション手術 2 例に、三次元位置センサ・一体型レーザガイダンスシステムを適用した。人工股関節全置換術の一部であり、人工関節を固定するために骨盤臼蓋の形状を半球面状のくぼみに整えるための手技であるリーミングの手順と様子をそれぞれ Fig. 10, Fig. 11 に示す。リーミングのため、まず、レーザ光の位置姿勢誘導に従って、ガイドワイヤを骨盤臼蓋中心に固定した。ガイドワイヤ固定時には、レーザ光を側面に照射するためのスリーブを装着した。われわれの臨床例において、スリーブの装着はワイヤ刺入操作にほとんど影響を及ぼさなかった。次に、Fig. 11 に示すように、リーマと呼ばれるリーミングのための術具を用いて骨盤臼蓋部を掘削し、形状を整えた。ここで使用したリーマは、カニューレテッド・リーマと呼ばれるもので、われわれのグループで考案したものである*。カニューレテッド・リーマの中心軸は円筒状に中空になっており、そこに最初に刺入したガイド

*術具の位置姿勢の安定による手術成績の向上が目的であり、レーザガイダンスの適用を目的とした改良ではない。

ワイヤを通してリーマを支持する．これによりガイドワイヤに沿ってリーミングの中心軸がずれずに骨掘削が行なえる．しかしながら，厳密には，位置は安定するが，姿勢については掘削時に術具が受ける外力の影響によってガイドワイヤがわずかに曲がって変化する可能性が残る．そこで，掘削は，レーザー光で術具姿勢を確認しながら行なった．リーマは，先端に半球状の切削部を，その手前（スクリー本体側）に円筒状の保持部を有する．保持部の円筒側面をレーザー光照射面に利用することで，術具に加工を施すことなく，姿勢を誘導できた．本手法の適用により，術野を視認しながら術具位置姿勢を確認し，術操作を行なえたため，従来のディスプレイ情報表示によるナビゲーションと比べて，安全性が向上した．加えて，視線移動が生じず，術具把持が安定して行なえた．また，計画直線が患者身体の深部に位置する症例において，レーザーを照射する組織表面が皮膚や軟部組織の陰に隠れる場合があったが，情報呈示デバイス位置姿勢の調整により，術具誘導を行なうことができ，非常に有用であった．今回の臨床適用例では，レーザー光誘導に起因する不具合は見られず，また大きな術式変更の必要性も生じなかった．

4. まとめ

2 レーザ光平面描画による術具位置姿勢情報の呈示手法を提案し，その特性を，理論および実験により解析した．特性解析結果に基づき，三次元位置センサ・一体型システムを開発した．人工股関節全置換術，骨盤良性骨腫瘍摘出術，および脊椎インストゥルメンテーション手術に適用し，動作を確認した．

本稿で行なった理論解析と実験室環境での条件変化による実験は，システムの特性解析を目的としており，これら変化要因を制御した条件下での実験により，特性を効果的に解析できた．結果より，1 mm, 1 degree 以下の誤差で術具を誘導する性能を持つことを確認した．また，臨床適用時においても性能の大きな低下は見られず，安定であった．しかしながら，実験室環境下で行なった精度検証実験はあくまで情報呈示デバイスの性能評価であり，臨床適用条件下におけるナビゲーションシステム全体の精度評価は行えていない．ナビゲーションシステムとしての評価は，術後 CT 画像などを用いて実際の臨

床使用条件下での精度を検証する必要がある．臨床使用条件下での評価には，更なる臨床適用数が必要であるため今後の課題としたい．

今後，様々な症例への適用において，考慮すべき点を以下にまとめる．まず，レーザー光の出力パワーは IEC 規格のクラス 2 の基準内に設定している．われわれの臨床適用では十分に許容範囲内であったが，さらなる視認性向上のためには，適用症例の環境ごとに視認性と安全性の両面から最適化を行なう必要がある．また，レーザー光照射面を確保するため，長さや半径など術具形状を変更した場合には，術具の使用方法や術式の変更を必要とする可能性がある．それらを考慮した上で本手法の適用が有効であるか否かを検討しなければならない．

本手法は，レーザー光投影面の位置に依存せずに直線刺入術具を誘導できる．今後，2D/3D レジストレーションなど生体内組織の非切開位置計測機能を手術ナビゲーションシステムに実装し，経皮的骨穿刺など低侵襲手術への適用を目指したい．

文献

- 1) Nakajima Y, Oyama H, Sawada A, Muroi K. Enhanced Video Image Guidance for Biopsy Using the Safety Map. In: Westwood D J, Hoffman M H, Mogel T G, Robb A R and Stredney D eds. IOS Press and Ohmsha. California: Medicine Meets Virtual Reality 2000: 230-232.
- 2) Masamune K, Fichtinger G, Deguet A, Matsuka D, Taylor R. An Image Overlay System with Enhanced Reality for Percutaneous Therapy Performed Inside CT Scanner. In: Delp L S, Digioia M A, Jaramaz D eds. Springer LNCS 2489. Tokyo: MICCAI 2000: 77-84.
- 3) Fuchs H, State A, Pisano D E, Garrett F W, Hirota G, Livingston Whitton C M, Pizer M S. Toward Performing Ultrasound-Guided Needle Biopsies from within a Head-Mounted Display. In: Hohne H K (Karl Heinz) and Kikinis R eds. Springer LNCS 1331. Hamburg: Visualization in Biomedical Computing 1996: 591-600.
- 4) 大城理，井村誠孝，安室喜弘，眞鍋佳嗣，湊小太郎，千原國宏．AR 技術を用いた遠隔超音波診断のための患部情報共有．日本バーチャルリアリティ学会論文誌 2003; 8: 2: 131-136.
- 5) Glossop N, Wedlake C, Moore J, Peters T, Wang Z. Laser Projection Augmented Reality System for Computer Assisted Surgery. In: Ellis E R and Peters M T eds. Springer LNCS 2879. Montréal: MICCAI 2003: 239-246.