

高速度カメラを用いた心拍動同期と それを用いた心臓外科手術支援ロボットシステム

中村 仁彦^{*1} 岸 宏亮^{*2} 岡田 昌史^{*1}

Motion-Cancelling Robot System for Minimally Invasive Cardiac Surgery

Yoshihiko Nakamura^{*1}, Kousuke Kishi^{*2} and Masafumi Okada^{*1}

Minimally Invasive Direct Coronary Artery Bypass (MIDCAB) requires surgeons the precision of hand skill and the mental concentration, since it needs to work on beating hearts. We propose a surgical robot system that compensates motions of organs during operations. The motion canceling robot system consists of three technologies; visual stabilization, motion stabilization and master-slave control. The visual stabilization provides the surgeon with the image of stabilized target point on the video monitor. The surgeon operates the master robot referring to the stabilized image. The motion stabilization, on the other hand, controls the slave robot being synchronized with the heart beat, which has the function of the master-slave control. In this paper, we verify the effectiveness of the prototype system by in-vivo experiment.

Key Words: Medical Robotics, Minimally Invasive Surgery, High Speed Camera, Heart Beat Synchronization, Virtual Stillness

1. はじめに

患者の体の負担を軽減するために、できるだけ小さな切開（侵襲）で手術を行う低侵襲手術は、高齢者のような回復力の弱い患者にとって効果的な外科医療である。一方で、限られた視野、限られた術具などにより低侵襲手術の術者への負担は精神的にも技術的にも大きい。この問題を解決するために、これまでに多関節術具によるマスタスレーブロボットシステム [1] や多自由度能動鉗子 [2] などの研究開発がなされてきた。また、限られた視野の問題への取り組みとしては、レーザスキャナによる術中幾何情報の獲得システム [3] がある。統合システムとしては、3D 立体視モニタを見ながら双腕スレーブを操作する内視鏡用マスタスレーブシステム Da Vinci [4] や 2 台の AESOP [5] を用いた双腕マスタスレーブシステムの Zeus [6]、内視鏡と微細鉗子 3 本を外形 10 [mm] の管内に収めた脳外科用マスタスレーブシステム [7] などが開発されている。

心臓外科領域では、必要に応じて胸部の大切開手術から小切開手術、内視鏡下手術などが選択されて行われる。心臓血管外科領

域の小切開冠動脈バイパス手術（MIDCAB: Minimally Invasive Direct Coronary Artery Bypass）はこのような術式の一つである。いずれの場合でも近年の動向としては、人工心肺の外部循環を用いて心拍停止状態で行う（on-pump）手術から、人工心肺を用いない（off-pump）手術へ移行しつつある。off-pump で手術を行うことにより、on-pump で生じる可能性のあった脳梗塞や大動脈解離といった合併症や人工心肺導入時の強い炎症反応、輸血機会の増加の回避が可能となる [8]。また切開創が小さく早期退院が可能となる。拍動する心臓上の手術という、術者にとっては技術が要求される術式ではあるが、患者の体力や術後の回復を考慮して選択されることが多くなりつつある。

off-pump 手術を行う術者にとって、技術的な困難さの要因の一つとして、患者の呼吸運動などによる臓器の動きがある。マイクロサージェリでは、小さくゆっくりな動きも内視鏡を通して拡大されて見えるため術部の動きは大きな動きとなる。

拍動を小さくして手術の困難さを低減させるためにスタビライザが開発され利用されている [9]。これは V 字あるいは U 字状の手端部をもつ鉗子で、心臓の術部を機械的に押さえて拍動を数 [mm] 程度の単純な上下動に拘束するものである。また手端部に小さな吸盤を設け心臓を押さえるのではなく吸引して拘束する Octopus も利用されている [10]。しかし、心臓の動きを物理的におさえつけて安定化する従来のスタビライザでは、上下（腹部から背部）方向の動きを完全に止めることができず、術者への負担が強い。また、スタビライザ自身が術部へのアプ

原稿受付 2002 年 5 月 6 日

^{*1}東京大学 大学院 情報理工学系研究科 知能機械情報学専攻

^{*2}(株)日立製作所 機械研究所

^{*1}Department of Mechano-Informatics, Graduate School of Information Science and Technology, Univ. of Tokyo

^{*2}Mechanical Engineering Research Laboratory, Hitachi, Ltd.

ローチを制限する結果となっている。

筆者らはこれまでに、マスタスレーブ手術ロボットシステムに臓器運動補償技術を提案し、NTSCカメラを用いた実装と、in-vivo実験を行ってきた[11]。臓器運動補償とは、機械的拘束ではなく、画像処理とロボット制御技術を用いて仮想的に臓器運動を取り除き、心拍動など運動する臓器上の手術を術者にとって負担の重大でないものにしようとするものである。

本報では新たに、955 [fps] 高速カメラ、力覚提示機能付きマスタ装置、および小型ロボットアームを用いて三次元的に臓器運動補償する手術支援システムを開発した[12][13]。MIDCABを採用した豚の心臓での in-vivo 実験および実験室環境での実験によって有効性を検証したのでその結果を報告する。

2. モーション・キャンセラ・システム

臓器運動補償には以下の三つの機能が必要となる[11]。

ビジュアル・スタビライゼーション 術者に提示するモニタ映像上で、動いている臓器の注視点をあたかも静止しているかのように見せること。

モーション・スタビライゼーション 鉗子などの手術器具を把持しているロボットが、臓器の動きにあわせて常に同期、追従して動くこと。

マスタスレーブロボット ビジュアル・スタビライズされた映像を見ながら、モーション・スタビライズされたスレーブロボットと注視点との相対位置をマスタデバイスの操作によって術者が自由に操作するシステム。

上記の三つの機能を統合することにより、術者は臓器の動きを気にすることなくあたかも術部が静止した臓器を扱うかのように手術が行える。この統合システムをモーション・キャンセラ・システムと呼ぶ。

このシステムを実際に成り立たせるためには心臓の複雑で早い動きを正確に計測し、スレーブロボットが臓器の動きに遅れずに追従しなければならない。川上らは、心臓の拍動を NTSC ビデオカメラで撮影し、得られた心臓の二次元位置情報をスレーブロボットへの入力として臓器追従実験を行ったが、NTSC ビデオカメラのフレームレート (30 [Hz]) あるいはフィールドレート (60 [Hz]) では安定で追従誤差の少ないフィードバックコントローラを作ることは困難であった[11]。

一般に動的に運動するロボットの運動制御には、サンプリングレート 1 [kHz] 程度が必要であると言われる。本報では、ビジュアルフィードバックコントローラをこのサンプリングレートで構成するために、最大 955 [fps] の取り込みが行える高速モノクロカメラ (DALSA : CA-D6) と高速画像処理ボード (Coreco : Viper-Digital) を注視点のトラッキングデータを取得するためのセンサとして採用した。このカメラを 2 台用いて三次元位置情報を獲得し、スレーブロボットへの入力とすることにより、サンプリングタイム 1 [ms] でのビジュアルフィードバック系を構築した。

開発したモーション・キャンセラ・システムの構成を Fig. 1 に示す。

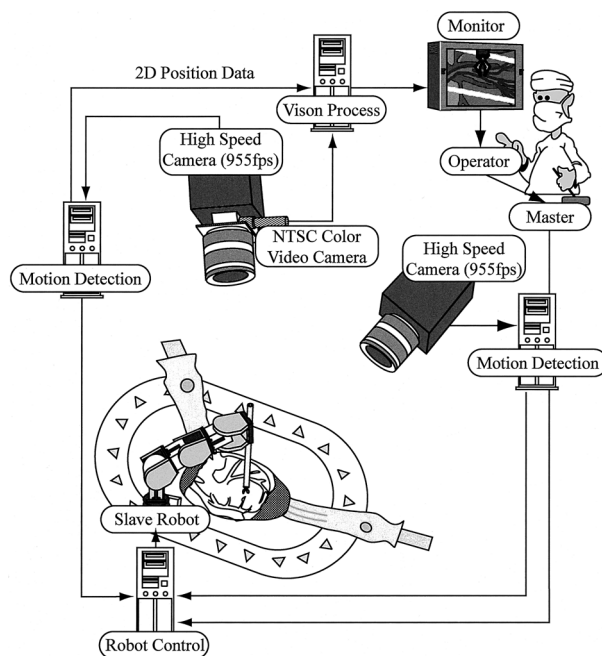


Fig. 1 MIDCAB robot system

3. 心拍動の周波数解析

開胸された豚の心拍動をカメラで撮影することにより拍動周波数解析を行った文献[11]では、NTSCカメラ1台により二次元的に心臓の動きの解析を行ったが、本報では高速度カメラ2台を用い三次元運動の再構成を行った。計測方法としては、マーカ(直径2 [mm]の黄色いビーズ玉)を豚の心臓上に配置し、その動きを心臓表面の動きとみなして955 [fps]高速度カメラ2台によってトラッキングしそのデータから5.3節に述べる方法で三次元位置情報を求めた。

Fig. 2は、 x, y, z 軸方向それぞれについて10 [s]間の心臓の動きを示している。 x 方向が頭部から足部方向、 z 方向が腹部から背部方向を示す。これらのグラフから、心臓は、周期約4 [s]の呼吸運動と心臓自身の拍動が組みあわさっていることが分かる。呼吸運動は z 軸方向に特に大きい。Fig. 2は、次式のローパスフィルタ

$$G_{LF}(s) = \frac{3200}{(s + 40 + 40i)(s + 40 - 40i)} \quad (1)$$

を通して得たものである。

さらに、心臓の三次元データ30 [s]間分を用い x, y, z 各軸方向のスペクトル解析を行った。サンプリングタイム2 [ms]で得られた15,000個の心臓の時系列データを100点おきに間引いた150個のデータに $20/(s+20)$ のゼロ位相デジタルフィルタリングを行い高周波をカットした。このデータを用いてFFTによるスペクトル解析を行った結果がFig. 3左側であり、六次のARモデルでパラメトリックなスペクトル解析を施した結果がFig. 3右側のグラフである。グラフから約0.25 [Hz], 1 [Hz], 2 [Hz]の3種類の振動が読みとれる。0.25 [Hz]が呼吸による振動に対応しており残りの二つの周波数が心臓の動きの一次振動、二次振動に相当する振動と考えられる。 z 軸方向では呼吸運動

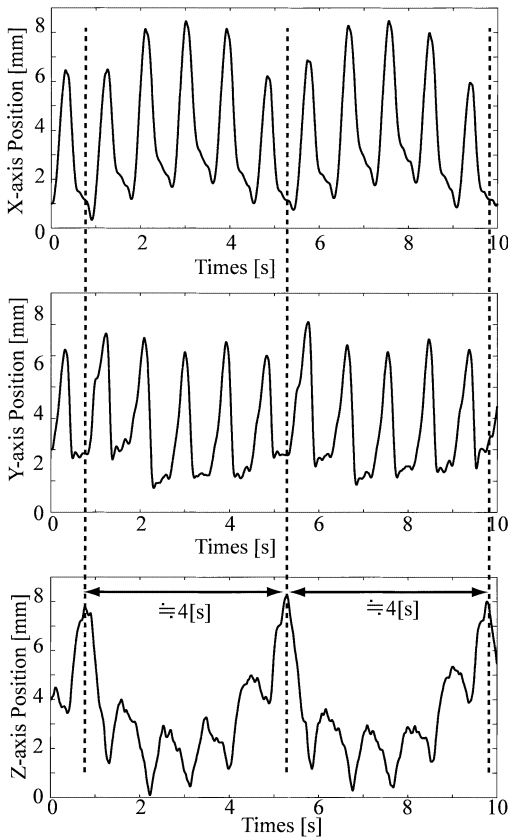


Fig. 2 Movement of heart (x,y,z-axis)

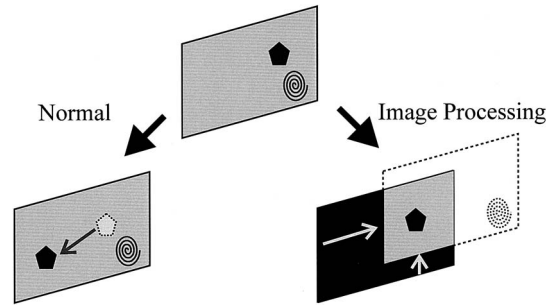


Fig. 4 Visual stabilization method

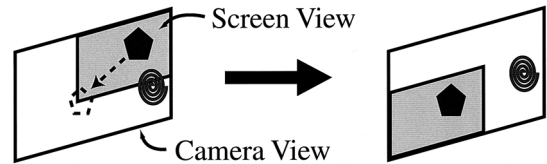


Fig. 5 Another visual stabilization method

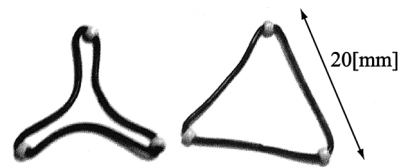


Fig. 6 Three-point markers for tracking

による 0.25 [Hz] の振動が一番強く現れていることが分かる．
 これらの結果に基づいて，研究室での模擬実験用の対象物の運動を生成し，コントローラ的设计チューニングを行った．

4. ビジュアル・スタビライゼーション

4.1 画像安定化法

Fig. 4 に示すように，注視点が動くたびに画像処理によってその注視点がモニタ上の同じ位置に来るように画像の切り出しを行い，注視点が静止しているかのような映像を医師に提示する．この方法により，時々刻々の臓器の変化を見ながら，動きの少ない注視点周辺を手術することができる．

この場合，カメラの視野外の Fig. 4 右下図の背景が黒い部分をモニタ上に表示する必要が生じ，術者に不自然感を与える．Fig. 5 のようにカメラ画像よりモニタの表示領域を狭くとり，これを適宜拡大して表示することによりこの問題は解決できる．

4.2 多点トラッキング

実際には手術部位（注視点）にマーカを配置することはできない．そこで，注視点の周りにいくつかマーカを配置し，それらのマーカをトラッキングすることによって注視点の位置を推定する．多点トラッキングは注視点以外にマーカの配置を許すことに加え，冗長な計測によってトラッキングの信頼性を高め，手術支援ロボットシステムの安全性を高める長所がある．鉗子の陰にマーカが隠れ，マーカのトラッキングが外れたときは，他のマーカの位置情報および前フレームでのマーカの位置情報などから，外れたマーカの位置を推定し，次フレームでの探索領域を移動することによりマーカが現れたときのトラッキングの復帰を促すことができる．

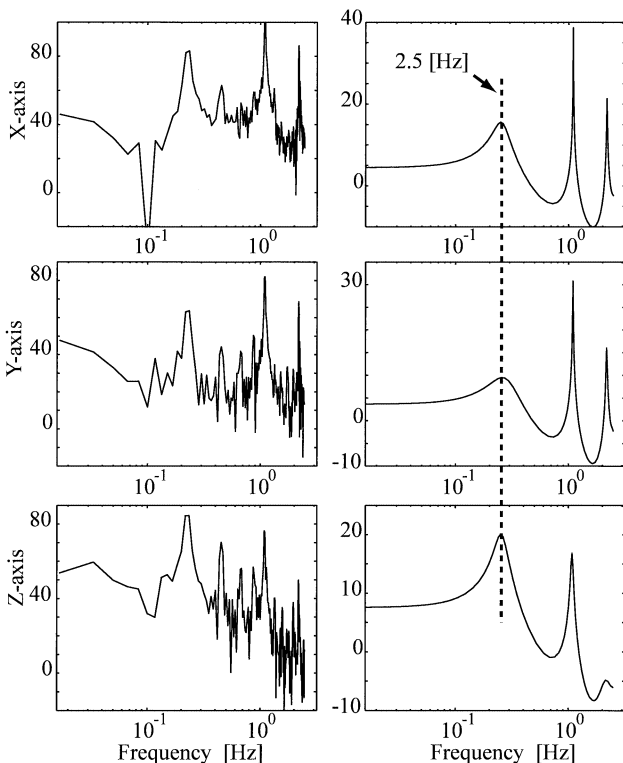


Fig. 3 Spectrum analysis (Left: FFT, Right: AR-model)

多点マーカの例として Fig. 6 のように、黒色の針金を三角形に型どり、頂点に黄色のマーカ ($\phi 2$ [mm]) を取り付けただものを用いた。三角形の重心が注視点部に位置するように臓器に配置する。術中には各頂点をトラッキングすることにより重心を計算し注視点位置を求める。心臓表面のぬめりによって、マーカをおくだけで心臓上で動かず固定された。そのため、注視点の位置を変えたいときもマーカの移動は容易に可能であった。

何度かの in-vivo 実験から拍動する心臓上の注視点は 1 [ms] 以内に 2 [pixel] 以上移動しないことを確認したため、テンプレートとの一致箇所を探すための探索領域はテンプレート位置付近 2 [pixel] 以内と狭め、高速トラッキングを実現した。本システムでは、隠れマーカの推定計算を含めてサンプリングタイム 1 [ms] では 3 点まで、サンプリングタイム 2 [ms] では 5 点までのトラッキングが可能である。すべてのマーカトラッキングが外れない限り、システムが停止することがなく、安全性が向上した。なお、カメラの撮像時間を含めた遅延時間 (latency) は約 2 [ms] である。

4.3 テンプレートセッティング

多点トラッキングのためには、多角形の頂点のマーカの局所的なパターンと頂点間の位置関係をあらかじめ計測し、テンプレートとして登録する必要がある。in-vivo 実験において、心臓のような不規則な動きをするものに対して、多数の点を参照テンプレートとして正確に指定することは困難である。しかし、3 章で述べたようにマクロに見ると不整脈を持った動きでも非周期的ではあるが、心臓はほぼ同じ所を動く。この空間的な軌道不変性を用いてテンプレートセッティングの問題を解決した。まず、静止画像を取り込み、その画像上のマーカをマウスを用いてテンプレートとして登録する。あとは、マーカがほぼ同じ位置に戻ってくるのをパターンマッチングを繰り返しながら待ち、閾値内に収まったときに、マーカが復帰したことを認識し自動的にトラッキングを開始する。この様子を Fig. 7 に示す。4.2 節でも述べたように、通常参照テンプレートから 2 [pixel] 以内を探索エリアとして設定しているが、倍の 4 [pixel] 程度の探索エリアを設定することで、マーカが完全に同じ場所に戻ってこなくても対応できる。多角形マーカ頂点の相対位置関係は変化しないので、多点マーカすべてが同時にマッチしなければならぬという条件を用いることによりこの参照点探索の精度を上げている。

4.4 カメラ系ハードウェア

本節では、上述のような高速の画像処理に用いたカメラ系ハードウェアについて述べる。955 [fps] 高速度モノクロカメラ (Dalsa: CA-D6-0256W) および高速画像処理ボード (Coreco: Viper-Digital) を用いてテンプレートマッチングによるトラッキングを行った。Table 1, Table 2 に仕様をまとめる。

上記の高速度カメラは、約 1 [ms] の短い撮像時間により暗いモノクロ映像となるため、医師に提示する映像としては利用できない。そこで、高速度カメラによって得られた画像位置情報を用いて NTSC カラービデオカメラ (Sony: XC-777A) の画像を画像処理ボード (日立製作所: IP5005) によって切り出す。カラービデオカメラと高速ビデオカメラをハーフミラープリズムでつなぎ、共通の視点を持つデュアルヘッドカメラを開発し

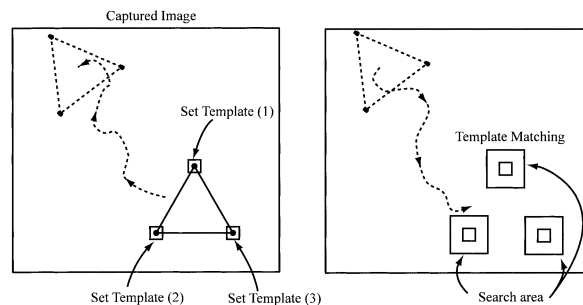


Fig. 7 Template setting

Table 1 High-speed camera (DALSA: CA-D6-0256W) specifications

Pixel Pitch	Array	Date Rate	Max.Frame Rate
10[μ m]	256 \times 256	4 \times 25 [MHz]	955 [fps]

Table 2 High performance frame grabber (CORECO: Viper-Digital) specifications

Acquisition rates	Pixel depth(mono)	On-board Processor
Max 200 [Mbytes/s]	8,10,12,16 or 32	Dedicated i960

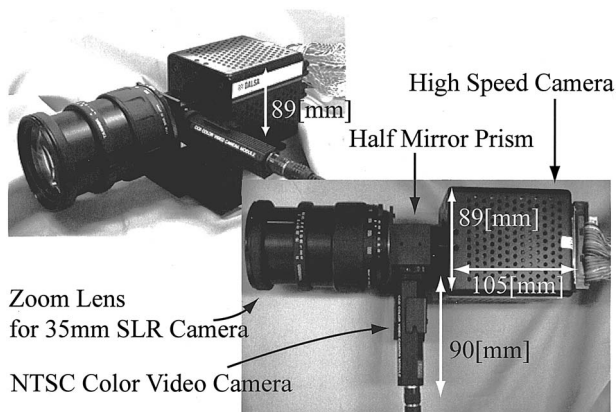


Fig. 8 Dual-head camera with a halfmirror prism

た。Fig. 8 に本デュアルヘッドカメラの写真を示す。ハーフミラープリズムを通すとカラービデオカメラの左右が反転するが、ソフト的に再反転させ提示した。

4.5 検証実験

上記のソフト・ハードを組み合わせ、さらにモニタ上に注視点間距離の表示機能とキーボード入力による任意倍率拡大縮小機能を実装したシステムを開発した。拡大縮小機能として、画像処理によるデジタルズームを用いた。IP5005 を用いることによりハーフミラープリズムによる画像反転に対する再反転、画像拡大縮小、安定化のための画像シフト、距離情報提示、出力までのビジュアル・スタビライゼーションすべての処理を 16 [ms] 以内 (フィールドレート 60 [Hz]) で実現した (実験環境: Pentium III 550 [MHz], メモリ 128 [MB], 画面解像度 256 \times 256)。Fig. 9 は in-vivo 実験で豚の心臓に本システムを適用し、注視点 (3 点のマーカの重心周辺) をモニタ上で安定化し 1.5 倍に拡大した 0.5 [s] ごとの映像を示したものである。周辺の像は運動しているものの破線が交わる注視点の位置はすべての画像上で静止し

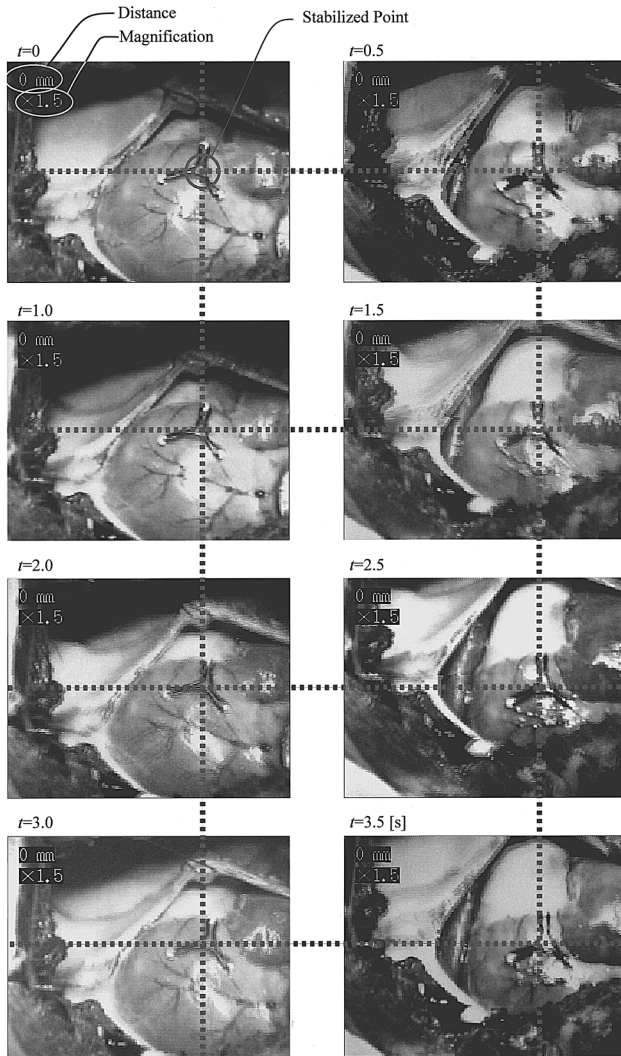


Fig. 9 Visual stabilize (in-vivo experiment)

ていることが分かる。

5. モーション・スタビライゼーション

5.1 ビジュアルフィードバック

臓器の動き計測データを用いて、臓器とスレーブロボットの動きを同期させる。これにより、スレーブロボットと臓器の注視点は相対速度零を保つことになり、スレーブロボットが持っている手術器具先端は臓器の注視点に対して静止する。

本研究では、4.4節の高速度カメラと高速画像処理ボードを用いて、注視点のトラッキングデータを取得した。このデータをサンプリングタイム 1 [ms] のサブフレームへの指令値として入力することによりビジュアルフィードバック系を実現した。

5.2 NTSC カメラと高速度カメラの比較

60 [fps] と 955 [fps] のカメラの比較のため以下のような実験を行った。平面上を振動して動くレーザポインタのマーカを 955 [fps] 高速度カメラで 1 台でトラッキングし、サンプリングタイム約 1 [ms] で 6.1 節で説明するスレーブロボットの指令値とした。一方 955 [fps] によって得られたデータを 17 個ごとに

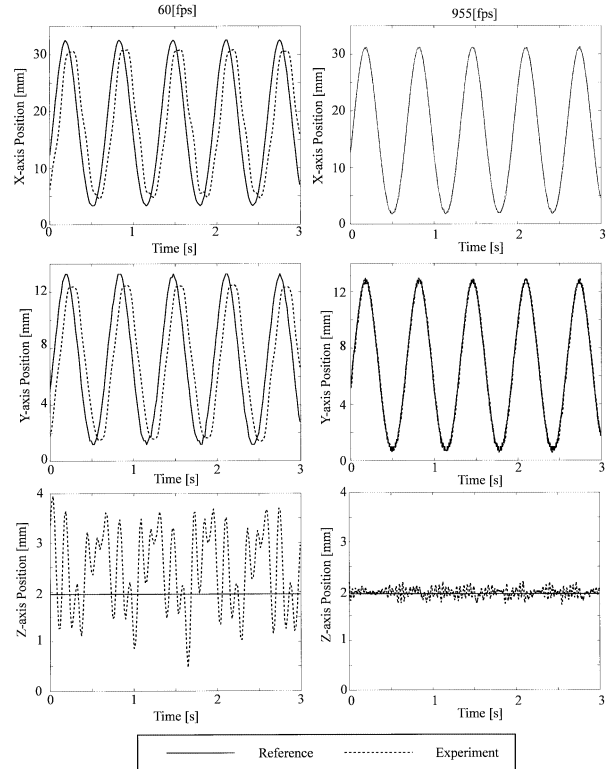


Fig. 10 Comparison of responses of 60 [Hz] (left) & 955 [Hz] (right)

抽出し、疑似的に 60 [fps] カメラによって得られたデータを作り同じスレーブロボットへの指令値とした。指令値とエンコーダから読みとれる実際のスレーブロボットの位置を x, y, z 各軸でプロットしたものが Fig. 10 である。左側が疑似 60 [fps] カメラ、右側が 955 [fps] での追従実験の結果である。コントローラは PD 制御とした。955 [fps] では 60 [fps] に比べコントローラのフィードバックゲインを約 5 倍に上げることができた。グラフから分かるように約 1.5 [Hz] 程度の運動に対して追従性の大幅な向上が達成された

5.3 三次元カメラキャリブレーション

カメラ固有の焦点距離や画素の大きさ、レンズ収差や画像中心といった内部パラメータ、および、カメラの位置や姿勢といった外部パラメータを求めるカメラキャリブレーションは、カメラ 2 台を用いて三次元位置情報を取得する本システムにおいて計測精度を左右する。一般に、カメラの内部パラメータはカメラ固有のものであるから、使用前に 1 回精密に測定しておき、現場では外部パラメータを測定するだけでよい。本システムで用いるカメラは、ズームレンズで視野の調整を行うため、外部パラメータのほかに焦点距離もキャリブレーションに含まれる。また、NTSC カメラと高速度カメラのデュアルヘッド構成として特殊な設計となっているため、「画像中心を光軸が交わる」、「画像面座標軸が直行する」といった仮定を必ずしも満たしていない。本システムでは、カメラパラメータを一つ一つキャリブレーションによって求めるのではなく、カメラパラメータをまとめて同定するキャリブレーション方法を採用 [14] した。この

同定法は、空間上の点と画像面上の点の幾何学的な関係を表す変換係数を求め、その中の焦点距離などの物理量として陽に表すことはしない。なお、本手法を用いたキャリブレーションの精度評価については、文献[15]を参照されたい。

スレーブロボットを固定する MIDCAB 枠にキャリブレーションパターンを描いた板をセットし、スレーブロボット座標系での既知マーカ位置情報と高速度カメラの画面座標系との対応をとってキャリブレーションを行った。同一平面上にない 6 点以上の点を同定させる必要があるため、25 点の既知位置マーカが描かれた奥行き異なるキャリブレーションパターン板を 2 枚用意し、それぞれのパターンを 2 台のカメラで撮像、ラベリングし 50 点の位置情報を得た。MIDCAB 枠上にパターン板を配置することにより、画面上での点のスレーブロボット座標系変換が容易となり、手術室での素早いキャリブレーションが可能となった。

6. マスタスレーブロボット

6.1 スレーブロボット

スレーブロボットは、MIDCAB 時に通常用いられる大きさ約 20 [cm] × 15 [cm] の楕円形の枠 (United States Surgical : Mini-CABG ユニバーサルリングベース 15 [cm] : 以下 MIDCAB 枠) に固定する。枠に固定することにより、枠を基準とした相対座標系に各手術器具を配置できるためキャリブレーションが容易となる。

4 自由度を持つロボットを、安川電機製のロボットハンド用 AC サーボモータを用いて製作した (Fig. 11 左)。第 1 関節は地面垂直方向に回転軸を持ち、第 2、第 3 関節は第 1 関節に垂直で互いに平行な軸、第 4 関節は第 1~3 関節に垂直な回転関節を持つ。なお、このロボットの仕様については、文献[11]に詳しい。

6.2 マスタロボット

PHANToM DESKTOP (SensAble Technologies, Inc : Fig. 11 右) をマスタロボットとして利用した。

PHANToM は DC モータを使ってトルク制御され、位置指令 6 自由度、力覚フィードバック 3 自由度を持ち、最大提示力 6.4 [N] という性能を持つ。本研究中の実験においてはマニピュレータ操作に力覚フィードバックは使わず、位置入力装置とし

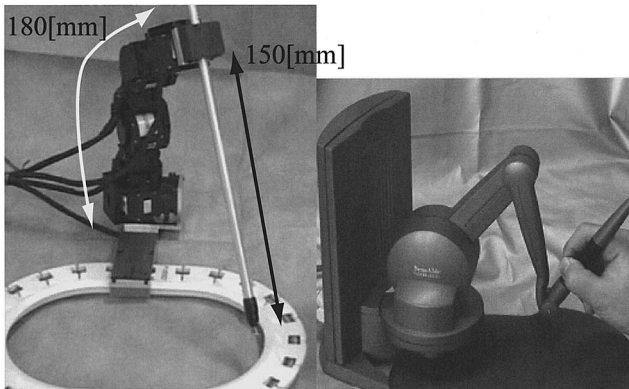


Fig. 11 Slave device (left) and master device (right)

てのみ使用した。

6.3 フェイルセーフティ

高速度カメラがマーカのテンプレートマッチングに失敗した際のシステム全体の処理について以下にまとめる。

4.2 節で述べたように、マーカの冗長性を利用して、テンプレートマッチングが外れたマーカ位置は、外れていないマーカ位置から推定される。また、これを用いて、外れたマーカに対するテンプレートマッチングの探索領域を刻々と移動させる。これにより一瞬のノイズや鉗子の横切りによるマーカの消失にある程度対応することができた。

また、各マーカの初期位置周辺に二つ以上のマーカが存在し、さらにテンプレートマッチングが失敗しているマーカが存在すれば、そのマーカの探索領域を初期テンプレート設定位置に移動させる。

すべてのマーカトラッキングがはずれた場合は、スレーブロボットを静止させ、トラッキングがはずれた高速度カメラは 4.3 節のテンプレートセッティングに戻り、初期位置にすべてのマーカが復帰するのを待つ。一方、トラッキングがはずれていないカメラはそのままトラッキングを続ける。すべてのマーカの復帰が確認できれば、システム全体を回復させる。

7. 実験

7.1 2 [ms] in-vivo 実験

豚の心臓を使った in-vivo 環境下で、高速度カメラ 2 台を用

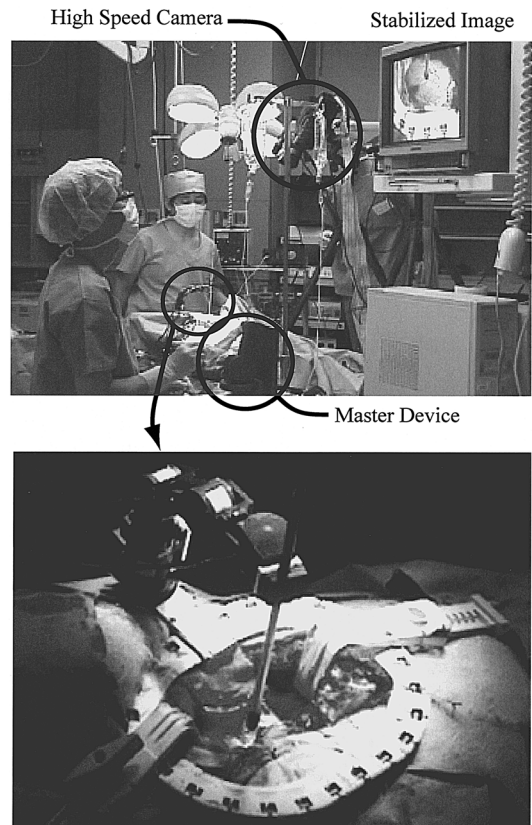


Fig. 12 In-vivo experiment

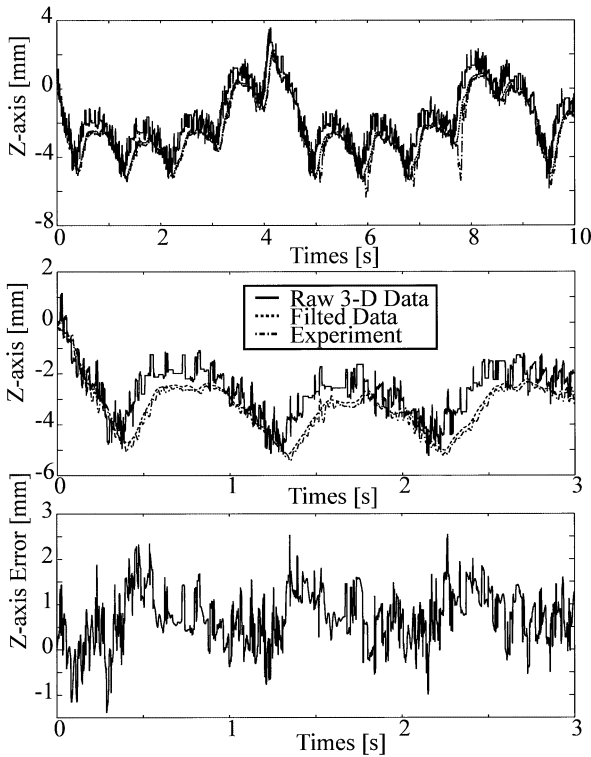


Fig. 13 In-vivo experiment of motion stabilize system (Z-axis)

いサンプリングタイム 2 [ms] で三次元での追従実験を行った。Fig. 12 は実験の様子である。追従実験において、誤差がもっとも大きく現れた z 方向（奥行き方向）のグラフを Fig. 13 に示す。グラフ上段が三次元位置計測データ、これをローパスフィルタを通して得たスレイブロボットへの指令値、およびスレイブロボットの追従値を 10 秒間にわたって記録したものである。中段のグラフが上段時の初めの 3 [ms] を拡大したものであり、下段は計測データとスレイブロボットの追従値の偏差を示している。三次元データの奥行き方向に混入したノイズをカットするためにローパスフィルタ

$$G_1(s) = \frac{1600}{(s + 40)^2} \quad (2)$$

を入たが、これによってスレイブロボットへの目標値の計算に約 50 [ms] の遅延が生じた。予想以上に大きなノイズであったため、in-vivo 実験環境下では適当なフィルタ設計が行えず、大きな遅延となった。三次元データにノイズが混入する原因としては、

- 高速度カメラの低解像度 (256 × 256) によって、ピクセル誤差の影響が大きい。この影響が特に深さ方向に現れやすい。
- 心臓表面のてかり（鏡面反射）がマーカを誤認させ、2 台のカメラが同じマーカを見ていない瞬間が生じる。

などという点が考えられる。

本研究で使用している高速度カメラは、現状では 256 × 256 の解像度しか持たず、ピクセル誤差の問題は避けられない。これよりも低速で高分解能なカメラの並用などが考えられる。

第二のてかりの問題は、術野の照明の問題でもあり解決は容易ではない。この問題を解決するには、特殊な反射材を用いた

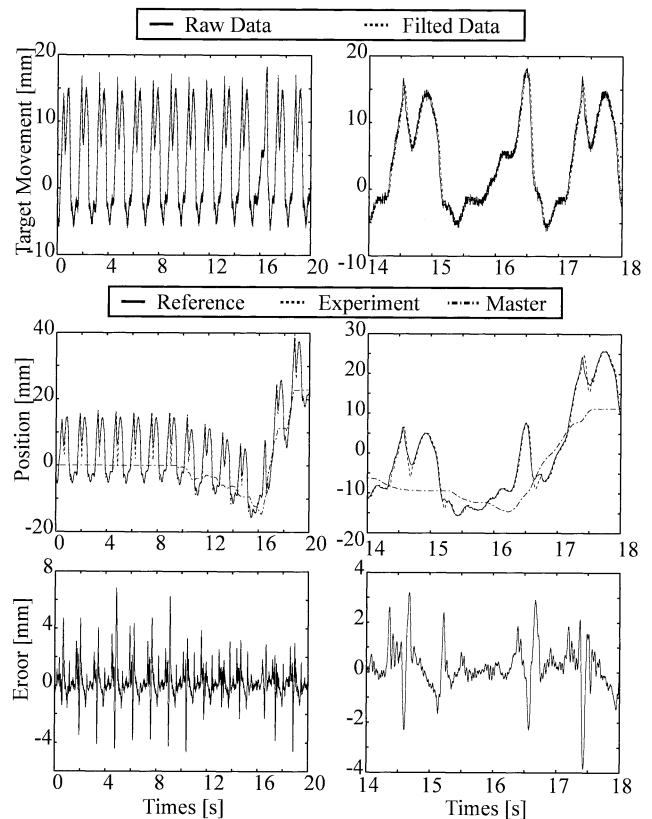


Fig. 14 Experiment of motion canceller system (Z-axis)

マーカを用いるか、マーカ自体を発光させるなどといったマーカについての工夫が必要である。

7.2 1 [ms] 模擬実験

in-vivo 実験後、ソフトウェアの改良によってサンプリングタイムを 1 [ms] とし、これを用いた三次元モーション・キャンセラ・システムを実験室環境下で検証した。凸凹した回転円盤の上に布をかぶせ、回転円盤をモータで駆動することにより周期的で複雑な三次元運動を生成した。布の上にマーカおよび注視点となるビーズ（直径 2 [mm]）を配置し、動いている注視点のビーズを、粘着性を持たせた鉗子先端で取り上げるというマスタスレーブ・タスクを、筆者の一人が被験者となりモーション・キャンセラ・システムを用いて実行した。なお、トラッキングは 2 点トラッキングとし、マスタ対スレーブロボットの動作比は 1 : 0.6 とした。

Fig. 14 は、実験結果のうちの z 軸についてのグラフである。上段がカメラ 2 台から得られた三次元位置データとそのデータをローパスフィルタ

$$G_2(s) = \frac{7200}{(s + 60 + 60i)(s + 60 - 60i)} \quad (3)$$

に通したものである。中段は三次元位置データとマスタロボットの操作量の和を目標値としてスレーブロボットに与えたときの追従結果とマスタロボットの操作量である。下段は、スレーブロボットへの指令値と実験値の偏差を示したグラフである。左側はタスクの開始からビーズを鉗子で取り上げるまでの 20 秒間のデータを記録したものである。約 16 秒後に注視点に配置

Table 3 The comparison between in-vivo (7.1) and in-vitro (7.2) experiment

	Sampling Time	Low-pass Filter	Latency 1	Latency 2	Total Latency
in-vivo	2[ms]	Eq.2	50[ms]	15[ms]	65[ms]
in-vitro	1[ms]	Eq.3	15[ms]	15[ms]	30[ms]

Latency 1 : Latency by Low-pass Filter

Latency 2 : Latency from Reference to Experiment Data

したマーカを取り上げ、その後スレープロボット先端を上昇させた。右側のグラフは 14 秒目から 18 秒目までのデータを拡大表示している。

ローパスフィルタの計算によって約 15 [ms] の遅延が生じた。Fig. 14 を拡大してみると応答の遅れは全体で約 30 [ms] であったが、これは被験者による操作においては特に問題とならなかった。Table 3 に、7.1 節と 7.2 節の実験条件および結果についてまとめる。

このように被験者によるタスク例の実行を通して本システムの基礎的な有効性が確認できた。重力および摩擦の影響があらわれる z 軸では 5 [mm] 程度の偏差が生じる瞬間があった。この偏差を低減させるためには、スレープロボットの機械設計と重力補償制御を含むサーボ系の調整が必要である。

8. おわりに

本研究で得られた結論は以下の 5 点にまとめられる。

1. 心臓冠動脈バイパス術の低侵襲化を目的として、心拍動を気にすることなく手術を行うことができる手術支援技術を開発した。この技術はモーション・キャンセラ・システムと呼ばれ、ビジュアル・スタビライゼーション、モーション・スタビライゼーション、マスタスレープロボットの三つの基礎要素技術からなる。
2. 955 [fps] 高速度カメラを用いることにより、スレープロボットを拍動に追従させるためのコントローラのフィードバックゲインを NTSC カメラに比べ約 5 倍に上げることができた。
3. ビジュアル・スタビライゼーションのために NTSC カメラと高速度カメラを用いたデュアルヘッドカメラを開発し、これを用いて時間遅れのない安定化画像を提供することができた。
4. サンプリングタイム 2 [ms]、遅延時間 65 [ms] の三次元モーション・キャンセラ・システムの基本性能を in-vivo 実験において検証した。
5. サンプリングタイム 1 [ms]、遅延時間 30 [ms] の三次元モーション・キャンセラ・システムを実現し、実験室における模擬実験によって、臓器三次元運動補償システムの有効性を示した。

なお本研究は (財) 通信・放送機構創造的情報通信技術研究開発推進制度「超環境における巧みな実作業のための知的情報伝達システムに関する研究」(代表: 東京大学 光石 衛), および未来開拓学術研究推進事業「手術とロボティックシステム開発プロジェクト」(代表: 東京大学佐久間一郎) の支援を受けた。

参考文献

- [1] 生田幸士, 題府慎一, 長谷川貴彦, 千田進幸: “遠隔腹腔内手術用ハイパーフィンガーの研究(第4報)回転・並進自由度の追加と着脱式エンドエフェクタ”, 第10回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.9-10, 2001.
- [2] 中村亮一, 小林英津子, 正宗賢, 佐久間一郎, 土肥建純, 辻隆之, 矢作直樹, 橋本大定, 島田光生, 橋爪誠: “腹部外科手術支援長鉗子マニピュレータの開発—第1次試作・評価及び腹腔胸下肝切除支援システムの開発—”, 第9回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.61-62, 2000.
- [3] Y. Nakamura and M. Hayashibe: “Laser-Pointing Endoscope System for Natural 3D Interface between Robotic Equipments and Surgeons,” Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2001, pp.348-354, 2001.
- [4] G. S. Guthart: “The Intuitive Telesurgery System,” Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.618-621, 2000.
- [5] D. R. Uecker, Y. F. Wang C. Lee and and Y. Wang: “A Speech-Directed Multi-Modal Man-Machine Interface for Robotically Enhanced Surgery,” Proceedings of the First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, pp.176-183, 1994.
- [6] H. Reichensperner, R. Damiano, M. Mack, D. Boehm, H. Gulbins, C. Detter, B. Meiser, R. Elgass and B. Reichart: “Use of the voice-controlled and computer-assisted surgical system ZEUS for endoscopic coronary artery bypass grafting,” J Thorac Cardiovasc Surg, vol.118, no.1, pp.11-16, 1999.
- [7] K. Kan et al.: “Development of HUMAN System with Three Micro Manipulators for Minimally Invasive neurosurgery,” Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp.144-149, 2001.
- [8] 塩野元美, 瀬在幸安: “Off-pump CABG と MIDCAB”, medicina, vol.37, no.1, p.1, 2000.
- [9] 大塚俊哉: “低侵襲外科手術: 歴史的背景, 現状, 将来とロボティクスの応用”, 日本ロボット学会誌, vol.18, no.1, pp.12-15, 2000.
- [10] C. Borst: “Operating on a Beating Heart,” Scientific American, pp.46-51, 2000.
- [11] 中村仁彦, 川上洋生, 岡田昌史: “低侵襲心臓外科手術を支援する臓器運動補償型手術ロボットシステム”, 日本ロボット学会誌, vol.18, no.6, pp.873-881, 2000.
- [12] Y. Nakamura and K. Kishi: “Robotic Stabilization that Assists Cardiac Surgery on Beating Hearts,” Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2001, pp.355-361, 2001.
- [13] Y. Nakamura, K. Kishi and H. Kawakami: “Heartbeat Synchronization for Robotic Cardiac Surgery,” Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics & Automation, pp.2014-2019, 2001.
- [14] 出口光一郎: ロボットビジョンの基礎. コロナ社, pp.17-24, 2000.
- [15] 岸宏亮: 臓器運動補償型低侵襲手術ロボットシステム, 東京大学工学系研究科機械情報工学専攻修士論文, 2001.



中村仁彦 (Yoshihiko Nakamura)

1954年9月22日生。1982年京都大学大学院工学研究科精密工学科博士課程退学。同年より1987年まで同大学助手。1987年より1991年3月までカリフォルニア大学サンタバーバラ校助教授、準教授。同年4月より東京大学に勤務。現在同大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻教授。工学博士。ロボットの運動学、動力学、制御、および知能の問題、特に非ホロノミックロボット、脳型情報処理、ヒューマノイドやCGの運動・力学計算、外科手術用ロボットなどの研究に従事。計測自動制御学会、システム制御情報学会、日本機械学会、日本コンピュータ外科学会、IEEE、ASMEなどの会員。(日本ロボット学会正会員)



岸 宏亮 (Kousuke Kishi)

1976年1月17日生。1999年3月東京大学工学部機械情報工学科卒業。2001年3月同大学大学院修士課程(機械情報工学専攻)修了。同年4月より日立製作所機械研究所勤務。医用工学、特に低侵襲外科手術を支援する技術に関連した研究に興味をもつ。(日本ロボット学会正会員)



岡田昌史 (Masafumi Okada)

1969年3月21日生。1992年3月京都大学工学部精密工学科卒業。1994年3月同大学大学院修士課程(応用システム科学専攻)修了。1996年9月同大学大学院博士課程修了、博士(工学)。1996年10月日本学術振興会特別研究員(PD)。1997年2月東京大学大学院工学系研究科リサーチ・アソシエイト(日本学術振興会未来開拓学術研究推進事業研究員)。2001年4月同大学大学院工学系研究科講師。現在、同大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻講師。ヒューマノイドロボット、知能の力学的情報処理、ロボット制御の研究に従事。システム制御情報学会、計測自動制御学会、IEEEの会員。(日本ロボット学会正会員)