

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

中村 仁彦^{*1*2} 川上 洋生^{*1} 岡田 昌史^{*1}

Motion-Cancelling Robot System for Minimally Invasive Cardiac Surgery

Yoshihiko Nakamura^{*1*2}, Hiro Kawakami^{*1} and Masafumi Okada^{*1}

Minimally invasive cardiac surgery is getting strong recent attentions in medical robotics. In particular, 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. In this paper, we propose a surgical robot system that compensates motions of organs during operations. The motion canceling robot system includes two technologies; visual stabilization and motion stabilization. The visual stabilization provides the surgeon with the image of stabilized target point on the monitor. The surgeon operates the master robot referring to the stabilized image. The motion stabilization, on the other hand, transforms the master motion and controls the slave robot being synchronized with the heart beat. The concept of system is proposed and its prototype is designed and developed based on the frequency analysis of the heart beat. The *in-vivo* experiments verify the effectiveness of the technologies.

Key Words: Medical Robotics, Minimally Invasive Surgery, Cardiac Surgery, Visual Stabilization, H_{∞} Control Theory

1. はじめに

心臓血管外科領域の低侵襲外科手術法として小切開冠動脈バイパス手術 (MIDCAB: Minimally Invasive Direct Coronary Artery Bypass) が近年注目を集めている。これは 1994 年アルゼンチンの Benetti により紹介され、日本では 1996 年 3 月に初めて行われ 1997 年 8 月までに 45 例施行され、ほとんどの症例で 1 週間以内に退院が可能であった。従来の冠動脈バイパス手術は胸部の大部分を胸骨切開し人工心肺を用いて行っていた。MIDCAB においては Fig. 1 のように切開を最小限に抑えることができ、呼吸機能に悪影響を与えない。さらに、人工心肺を用いた体外循環を行わないため、従来誘発していた脳硬塞や大動脈解離などの合併症の恐れが少なくなり、体外循環による赤血球の破壊がなくなるなどの利点がある [1] [2]。

内視鏡下外科手術においては直視下ではなくモニタを通じて行う鏡視下手術であるという特性と、長尺の鉗子を用いて手で直接臓器に触れずに行う手術であるという特性を持っており、様々な不自由を免れえない。また MIDCAB においては、心臓

が拍動する状態で手術を行うため、2 [mm] 径以下の血管の吻合などの微細作業は非常に困難である [3]。

本研究では、拍動する心臓の冠動脈バイパス手術などの運動する臓器上の外科手術を低侵襲化する基礎技術として、以下の技術を提案する [4] [5]。

- (1) 内視鏡画像の手術目標位置をモニタ上で安定化する。
- (2) 安定化画像に対して外科医が施した手技を手術用ロボットに指令値として与え臓器運動に同期した動きを生成させる。

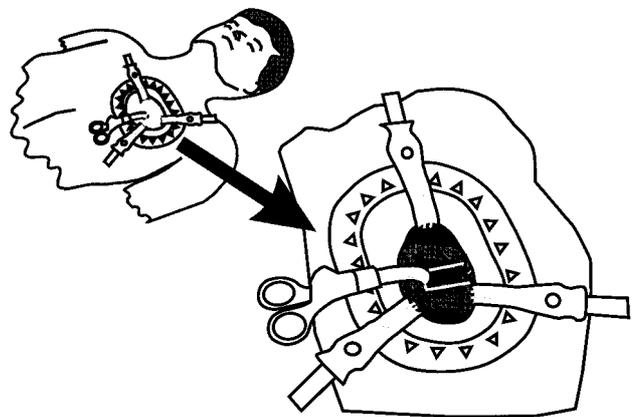


Fig. 1 Minimally invasive direct coronary artery bypass (MIDCAB)

原稿受付 1999 年 7 月 30 日

^{*1} 東京大学大学院工学系研究科機械情報工学専攻

^{*2} 科学技術振興事業団戦略的基礎研究推進事業

^{*1} Department of Mechano-Informatics, Graduate School of Engineering, Univ. of Tokyo

^{*2} CREST Program, The Japan Science and Technology Corporation

さらにこれらを組み合わせたモーション・キャンセラー・システムを試作し、最後に *in-vivo* 実験によりその機能を検証する。

2. モーション・キャンセラー・システム

内視鏡下外科手術において手術の妨げになる要因の一つとして、患者の肺の呼吸運動などの臓器の動きがある。手術者は腹壁穴に拘束された鉗子を用いた手術というハンディキャップの上に、臓器の動きに対応して手術を行う困難を克服することが求められる。

心臓外科手術 (MIDCAB) においては臓器の動きはさらに深刻である。心臓は呼吸よりも動きが速いうえに、単純に手術器具でその動きを固定するわけにもいかない。現在 MIDCAB において行われている心臓の動き補償には以下のようなものがある [1]。

- (1) 短時間動作型の薬品 β -blocker を用い数秒の間心拍数を減少させる。
- (2) アデノシン注射により短時間の心停止を誘導する。
- (3) 迷走神経刺激法による心拍動低下法を用いる。
- (4) 冠動脈吻合部の心拍動による動きを機械的に拘束を与えて抑制する stabilizer と呼ばれる心臓固定装置を使用する。

しかし (1)(2)(3) では一定期間ごとに薬品を投与しなければならず、長時間の手術には不向きであり (4) では鉗子などの器具の動く範囲や数は限られているため固定された器具があると他の器具の自由度が少なくなり、手術者への負担が大きくなる。また (2) 以外においては心臓は完全に静止しておらず、そのため血管の吻合などの微細手術においては依然として拍動に伴う困難が付きまとう。このような問題点を解決する臓器の動き補償システムが必要となる。

臓器の動き補償を行うには、大きく分けて二つのことを行う必要がある。一つはビデオカメラからの臓器の目標とする位置の周辺画像を手術者が見るモニタ上で静止させることである。つまり、動いている臓器をモニタを通してあたかも静止しているかのように見せることである。これを「ビジュアル・スタビライゼーション」と名付ける。もう一つは、鉗子などの手術器

具をモニタ上で術者の意図するように動かすことである。つまり、モニタ上で静止化された画像を見ながら、手術者が鉗子などの動きを入力装置を用いて指示したときに、ロボットは臓器の運動に同期しながら、手術者の指示通り鉗子进行操作するという仕組みである。これを「モーション・スタビライゼーション」と名付ける。

モーション・キャンセラー・システムは、以上のビジュアル・スタビライゼーションとモーション・スタビライゼーションを組み合わせることで手術者が臓器の運動を意識せずに、臓器上の血管などの部位の手術を行うことができる環境を目指したものである。全体の概念図を Fig. 2 に示す。

3. 拍動する心臓の動きの解析

ビジュアル・スタビライゼーションに求められる画像安定化の性能を調べるために、*in-vivo* 実験において豚の心臓に直接マーカ (黄色のビーズ球) を置き、その動きを実時間画像処理装置を用いてフィールドレート (60 [Hz]) で測定をした。今回は心臓の動きの基本的な解析のため、マーカの動きの測定は画面の左右方向 (X 軸方向) と上下方向 (Y 軸方向) にとどめる。その結果を Fig. 3 に示す。マーカの動きはおよそ 2 種類の振動モードを持っていることが分かる。純粋な心臓の動きだけでなく、呼吸による肺の動きに伴う心臓の動きも観測されている。呼吸による振動の方は比較的正弦波に近い動きをしているが、心臓の振動の方は複雑な動きをしていることが分かる。

フーリエ変換などのノンパラメトリックな手法では、雑音などの影響により非定常なマーカの動きの時系列データに含まれる 2 種類の振動を明確に特定することは難しい。そこで、マーカの動きの解析を自己回帰モデル (AR モデル) [6] を用いて行う。この手法は、少ないデータ数で解析ができ、パラメータを適切に選ぶことで呼吸と心臓の振動の周波数のピークを推定することができると思われる。

時系列データを $x[k]$ 、予測誤差を $e[k]$ 、係数を a_k とすると

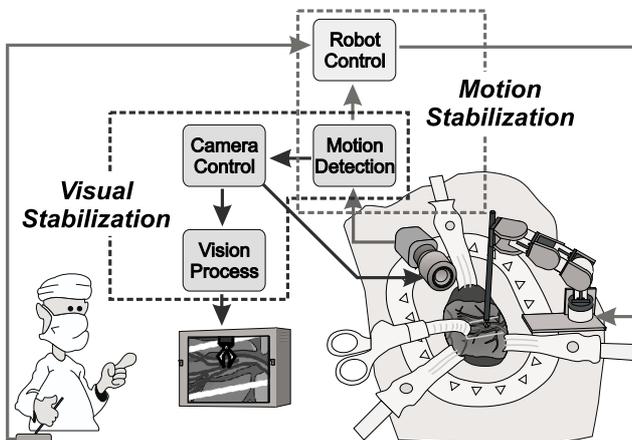


Fig. 2 Motion canceller system

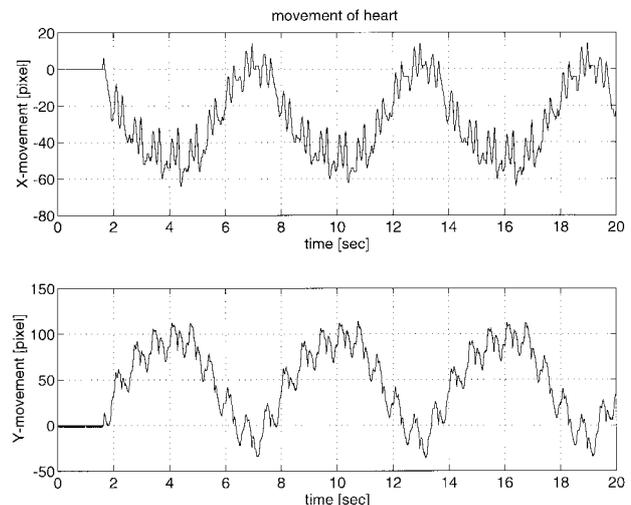


Fig. 3 Measured heart motion

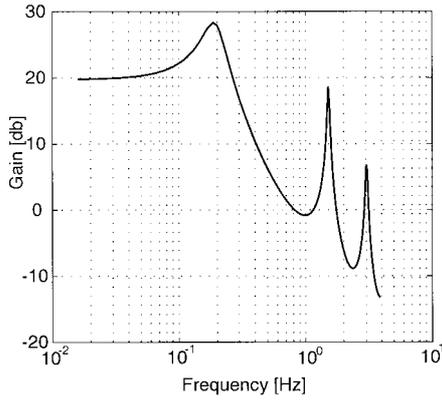


Fig. 4 Spectrum analysis (AR model)

p 次の AR モデルは式 (1) で表される .

$$x[n] = - \sum_{k=1}^p a_k x[n-k] + e[n] \quad (1)$$

係数 a_k は、予測誤差 $e[k]$ の分散を最小にするように最小 2 乗法で求められる . 4,096 個の心臓の時系列データを 8 点おきに間引いた 512 個のデータを用い、AR モデルの次数を六次として解析した . この結果のスペクトル密度を Fig. 4 に示す . 心臓の主周波数の約 0.18 [Hz] の振動の他に、約 1.5 [Hz] と 3.0 [Hz] の振動も得ることができた . Fig. 4 において主周波数は呼吸運動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数、二次振動数に相当する振動と考えられる .

4. ビジュアル・スタビライゼーション

4.1 ハイブリッド・ビジュアル・スタビライゼーション

手術部を撮影するカメラ部分と手術者とのインターフェースであるモニタとの間に介在するビジュアル・スタビライゼーション・システムを実現するには以下の方法が考えられる .

- (1) カメラやレンズを同期させて動かすことにより画像を静止させる .
- (2) カメラからの画像にデジタル処理を施して画像を静止させる .

(1) は補正範囲を大きくとることが可能だが、速い応答性を与えるのが困難である (2) はメモリ上の画像情報の再配置により補正を行うので検出され得る動きはすべて補正ができるが、補正の幅を大きくできないことが欠点である .

そこで (1)(2) を使ったハイブリッド・ビジュアル・スタビライゼーションを提案する . 両方を使うことにより (1) の欠点である非正常な動きや高速な動きを補償できないという特性を (2) が補い (2) の画面上での有効視野が狭いという欠点を (1) が補償することができる . このシステムの模式図を Fig. 5 に示す . 4.3 節で (1) を実現するための特性解析と制御系の設計を行う .

4.2 デジタル画像処理

4.1 節の (2) のためにデジタル画像処理ボード (日立 : IP5000) を用いた . 取り込んだ映像を一度専用の画像メモリ上

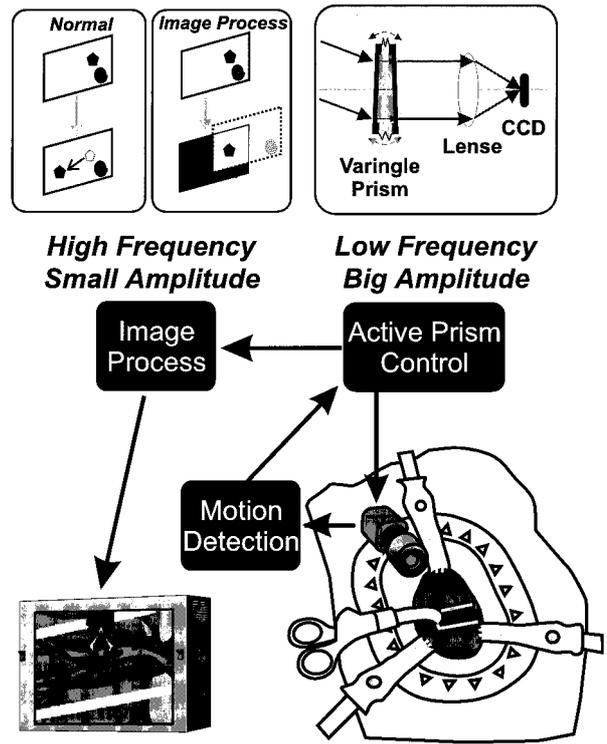


Fig. 5 Hybrid visual stabilization system

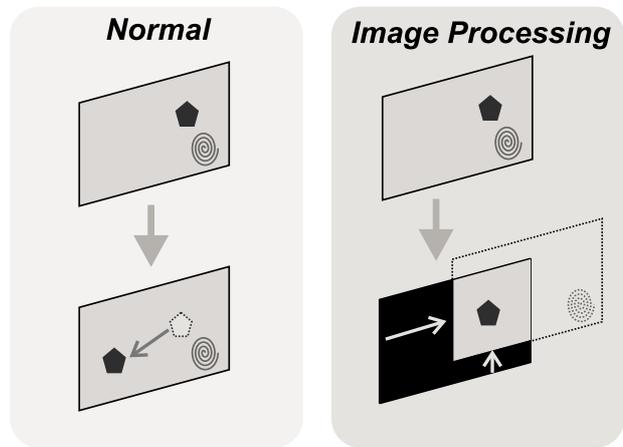


Fig. 6 Image processing for digital stabilization

に展開し、そこで前画面と相関演算を行い動きの検出を行う . その動きに応じて画像メモリ上の画面を再配置し出力する . その模式図を Fig. 6 に示す . この方法では処理を電気的に行うため、動きが検出される限りどのような速い動きでも補正は可能である . とところが、Fig. 6 の右図に示すように、補正を行うことによって画面上に画像がマッピングされない部分が生じ、結果として有効視野が減少するという問題がある .

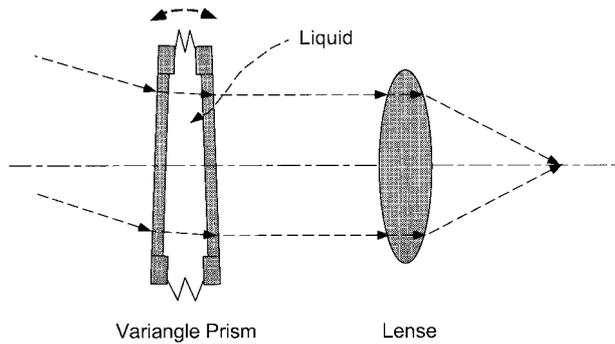


Fig. 7 Structure of active prism

4.3 アクティブプリズムの特性解析

4.3.1 システム構成

4.1 節の(1)を実現するために小型軽量で応答性の速いアクティブプリズムを用いる。アクティブプリズムとは、ビデオカメラなどの撮影時に発生する画像のブレを光学的に補正することを目的に開発され、現在では市販のビデオカメラなどにも搭載されている技術である。Fig. 7 のように、バリエーションプリズムには高屈折率の液体が注入されており、プリズムの頂角を変化させることにより、光軸を曲げることができる。

本研究では、ビデオカメラ(ソニー: CCD-TR3300)に搭載されているアクティブプリズムを使用した。外から入力信号を加えることができるように、ビデオカメラからアクティブプリズムの制御部への入力を取り出して PC につなぎ、PC からアクティブプリズムが制御できるようにした。物体の動き検出には実時間画像処理装置(富士通: カラートラッキングビジョン)を用いた。

4.3.2 システム同定

アクティブプリズムの特性を明らかにするためシステム同定 [7] [8] を行う。アクティブプリズムではローカルな制御が組み込まれており、これらの特性を知ることは困難であるが、システムの入出力信号からシステム同定を行うことで全システムあわせたものとして、その特性を理解することができる。アクティブプリズムの光軸の変化を角度として直接測定することは不可能であるため、アクティブプリズムと実時間画像処理装置をまとめて一つのシステムとみなし、出力値は実時間画像処理装置における画面上でのマーカの変化量として同定を行った。

本研究では 1,024 個の M 系列信号にフィルタを施したものを入力信号とした。M 系列信号をアクティブプリズムに入力し、実時間画像処理装置でトラッキングすることで出力信号を得た。その結果を Fig. 8 に示す。

このシステムを表現するモデルとしては、式(2)で表される ARX モデルを採用し、 $A(z)$ と $B(z)$ の次数を三次、遅れを一次遅れとしてシステム同定を行った。ここで、 $y(t)$ は出力、 $u(t)$ は入力、 $e(t)$ はノイズ、 nk は遅れである。

$$A(z)y(t) = B(z)u(t - nk) + e(t) \quad (2)$$

同定されたモデルをサンプリングタイムで連続時間に変換したシステムの伝達関数を式(3)に示し、このモデルのボード

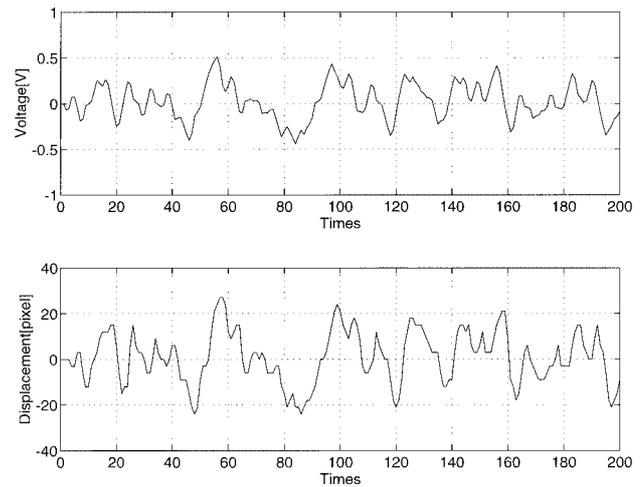


Fig. 8 Input and output data of system identification

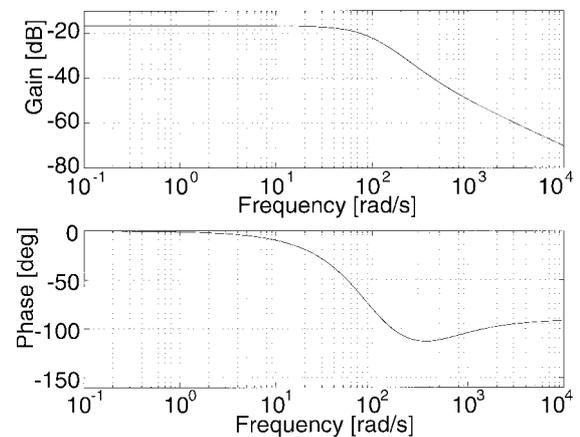


Fig. 9 Bode chart of the plant model

線図を Fig. 9 に示す。

$$P(s) = \frac{-3.10(s + 90.7)(s + 458)}{(s + 82.2 - 32.3i)(s + 82.2 + 32.3i)(s + 248)} \quad (3)$$

4.4 アクティブプリズムのコントローラ的设计

4.4.1 H_∞ 制御

アクティブプリズムのコントローラに求められる条件は以下の二つである。

条件 1 デジタル画像処理の補償範囲の狭さを補うため、呼吸などの振幅が大きく低い周波数の動きを補償する。

条件 2 システムのむだ時間、時変性、雑音の大きさから、高周波帯域での動きは補償しない。

このような周波数領域で表された条件を満足するために H_∞ 制御則 [9] でコントローラを設計する。

H_∞ 制御は、次式で表されるシステム G

$$\begin{bmatrix} z \\ y \end{bmatrix} = G \begin{bmatrix} w \\ u \end{bmatrix} \quad (4)$$

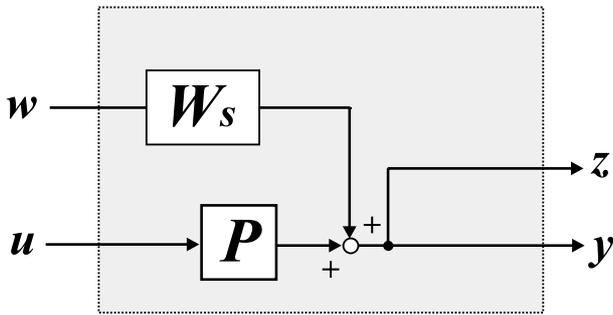


Fig. 10 Criterion for condition 1

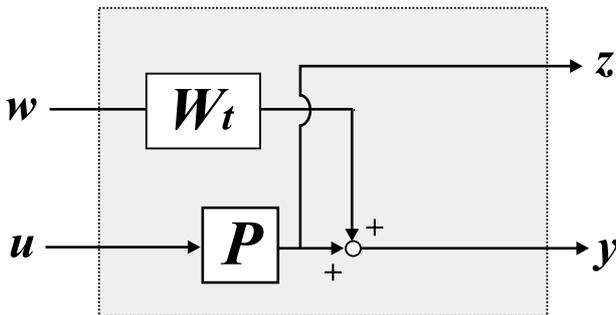


Fig. 11 Criterion for condition 2

$$G := \begin{bmatrix} G_{11} & G_{12} \\ G_{21} & G_{22} \end{bmatrix} \quad (5)$$

で, w から z への伝達関数 G_{wz}

$$G_{wz} = G_{11} + (I - KG_{22})^{-1}KG_{21} \quad (6)$$

に対して,

$$\|G_{wz}\|_{\infty} < \gamma \quad (7)$$

を満たす補償器 K を求める問題である [9]。ただし, γ はある定数である。この制御則は周波数領域での補償器設計が可能であり, ここで要求された条件 1, 2 の解を与える補償器の設計が容易である。

4.4.2 一般化制御対象

条件 1 を満たすため Fig. 10 のような評価を行う。重み関数 W_s は呼吸の周波数のピークに重点をおいたものとする。この評価により呼吸の振動特性についてより高い追従特性が得られる。これは低感度化問題と等しい。

また, 条件 2 を満たすため Fig. 11 のような評価を行う。重み関数 W_t はハイパスな関数とする。この評価により高周波数帯域ではコントローラのゲインは下がる方向にあるため, 高周波の振動は補償しないようになる。これはロバスト安定化問題と等しい。

このシステムは 1 入力 1 出力なので重み関数の順序を変えることができる。そこで, 上記の二つの評価を一つにまとめると Fig. 12 のような一般化制御対象になり, 混合感度問題に帰着できる。

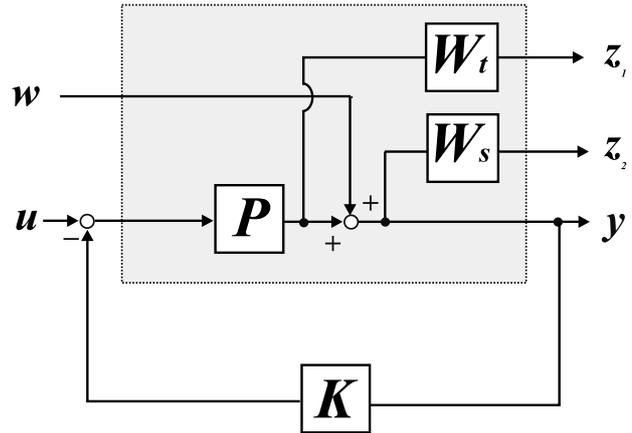


Fig. 12 Generalized control system

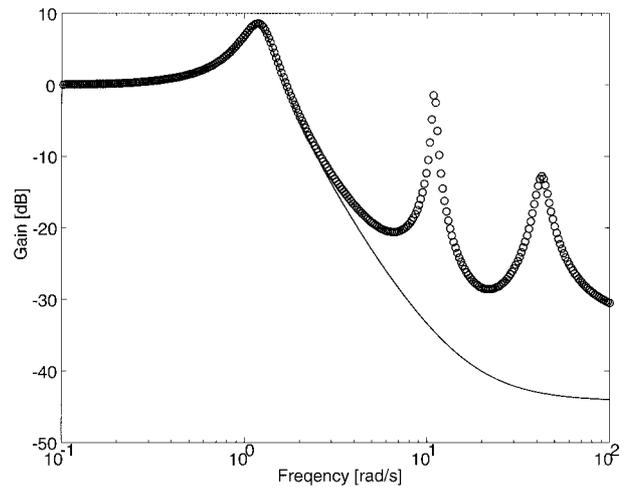


Fig. 13 Weighting function W_s

4.4.3 シミュレーション

コントローラ設計のため, 重み関数 W_s, W_t を決定する。 W_s は心臓の動きのスペクトル解析の結果をもとに呼吸の振動のピークに重みをおくため Fig. 13 のように決める。実線が重み関数で丸印が心臓の動きのスペクトル解析の結果である。一方, 重み関数 W_t は心臓の振動の領域を覆うように Fig. 14 のように決める。実線が重み関数で丸印が心臓の動きのスペクトル解析の結果である。これにより呼吸の動きだけを補償する補償器が設計できる。

以上のように重み関数を決定し, H_{∞} 制御則によってコントローラを設計した。このときの閉ループ系のボード線図を Fig. 15 に示す。ただし, T, S は, それぞれ相補感度関数, 感度関数で,

$$T = PK(I + PK)^{-1} \quad (8)$$

$$S = (I + PK)^{-1} \quad (9)$$

で表される。このとき, w から z_1 への伝達関数は $W_t T$ で, w から z_2 への伝達関数は $W_s S$ である。 W_s が心臓の拍動の周

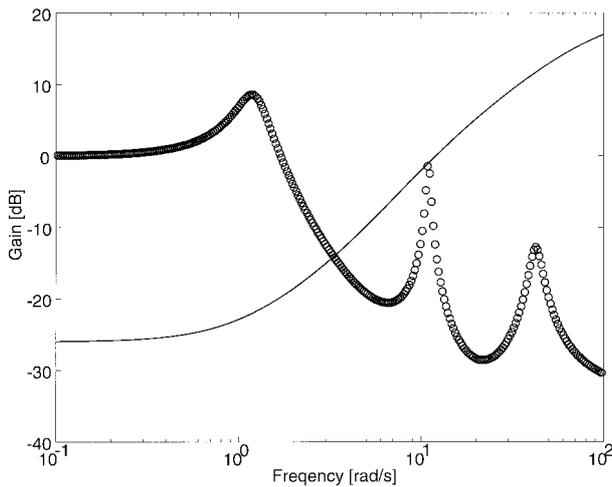
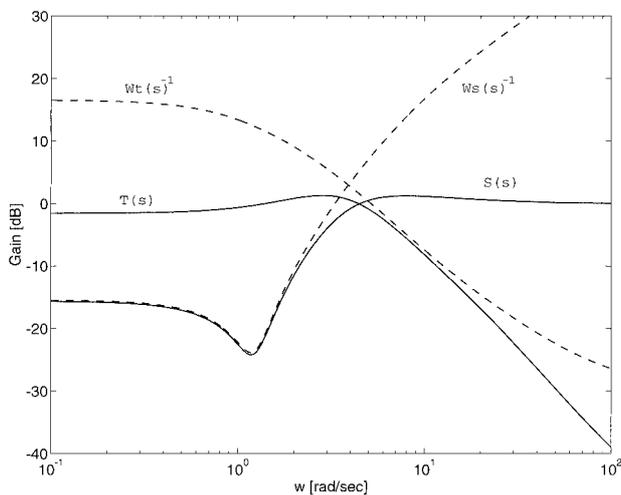
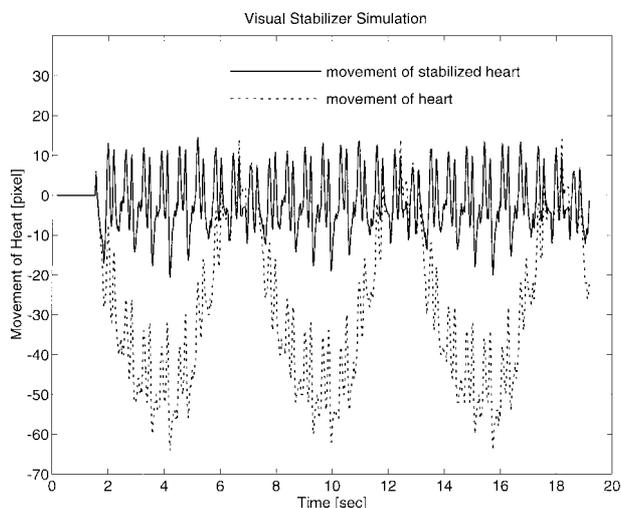
Fig. 14 Function W_t Fig. 15 Estimation of H_∞ 

Fig. 16 Simulated result of hybrid visual stabilization system

波数帯域の拘束条件, W_t が高周波帯域の拘束条件になっていることが分かる.

このコントローラを用い, 心臓の動きの補償を 3 章で測定した画像データを用いたシミュレーションで検証した. サンプル時間は $1/60$ [sec] とした. この結果を Fig. 16 に示す. 低周波で振幅の大きい呼吸の振動のみを補償し高周波で不規則な心臓の振動は補償していないことが分かる.

5. モーション・スタビライゼーション

動いている心臓に同期させながら手術者の意図するように手術器具を動かすためには手術器具を把持して動くスレーブロボットと手術者が操作するマスタが必要である. マスタスレーブ型手術支援システム構築のためのモーション・スタビライゼーション機能の基礎実験用としてプロトタイプシステムを開発した.

3 章で解析したように心臓の動きは非常に複雑かつ非定常である. Fig. 1 に見える楕円形のもが MIDCAB で用いられる固定用枠である. 胸部の小切開窓をこの枠に固定した 3 本の爪状のもで引張り広げることで切開窓と枠の位置が固定される. 心臓固定用の器具は Fig. 1 ではさみの握り状のもが付いた器具である. この器具を枠に固定した上で, 手術部位を 2 本に分かれた先端部分の間に入れる形で押しつける. これによって手術部位の運動が比較的単純な通常数 mm 程度の運動に押さえられる. 微細血管の吻合時にはこの程度の動きですら手術者の負担を増大させる. これを補償するための小型スレーブロボットを上述の固定用枠に取り付けるように設計した.

5.1 小型スレーブロボット

本研究で開発する小型スレーブロボットは, MIDCAB で用いられている大きさが約 20 [cm] \times 15 [cm] の心臓固定装置を取り付けるための枠 (Fig. 1 参照) に固定できるようなものにする. 小型スレーブロボットをこの枠に取り付けることにより患者の動きや呼吸運動による胸部の動きが構造的に相殺され, また, 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簡単になる.

限られた大きさの中で位置・姿勢の 6 自由度を実装することは困難であるため, 吻合に最低限必要と考えられる位置の 3 自由度と姿勢の 1 自由度の合計 4 自由度を持つロボットとした. 小型スレーブロボットの概略図を Fig. 17 に示す. このスレーブロボットでは第 1~3 関節により先端部のはさみの位置を制御することができる. また, 第 4 関節によりはさみの軸方向の回転を制御することが可能である. Denavit Hartenberg 法に基づくリンクパラメータは Table 1 のようになる. これをもとに各フレームに対する 4 行 4 列の座標変換行列が計算できる.

ロボットの出力変数として先端の位置の 3 自由度の他にもう一つ姿勢の自由度を選択する. Fig. 18 のように, フレーム 4 の X_4 軸 Y_4 軸をフレーム 0 の $X-Y$ 平面に投影しそれらをそれぞれ X'_4, Y'_4 とする. その Y'_4 と X_0 のなす角を 4 番目の自由度 ϕ と定める. Y_4 が Z_0 と平行なとき特異点となり ϕ が不定となるが, 実際の手術においてそのような姿勢をとることはない.

先端の位置 (x, y, z) と ϕ に関するヤコビアン $J^{4 \times 4}$ は先端

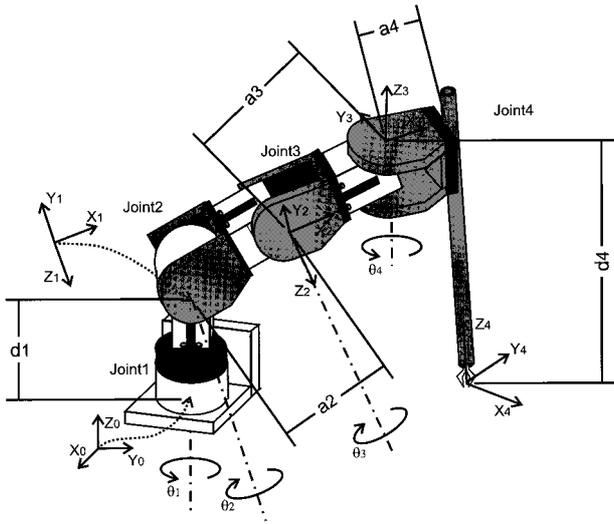


Fig. 17 Frames of mini slave robot

Table 1 Link parameters of mini slave robot

Link	Variable	α	a	d
1	θ_1	$\frac{\pi}{2}$	0	$d_1 (= 62 \text{ [mm]})$
2	θ_2	0	$a_2 (= 46 \text{ [mm]})$	0
3	θ_3	$-\frac{\pi}{2}$	$a_3 (= 46 \text{ [mm]})$	0
4	θ_4	0	$a_4 (= 30 \text{ [mm]})$	$d_4 (= -150 \text{ [mm]})$

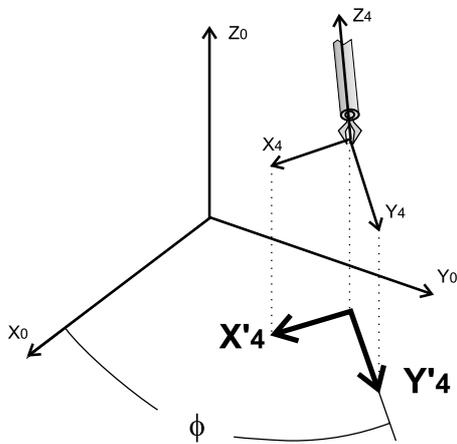


Fig. 18 4th DOF of mini slave robot

の全位置・姿勢に対するヤコビアン $J^{6 \times 4}$ の成分の 4, 5 行を除いて求めることができる。 $J^{4 \times 4}$ の逆行列を求めて収束計算を行うことで数値的に逆運動学を計算した。

5.2 小型スレーブロボットの応答性

小型スレーブロボットに指令値を与えて、応答性を実験的に調べた。ロボットの制御には各軸 PD 制御則を用いた。その結果を Fig. 19 に示す。

X 軸と Z 軸方向の約 1 [mm] の位置偏差はコントローラに重力補償を含めていないためである。応答性は重力の影響の少な

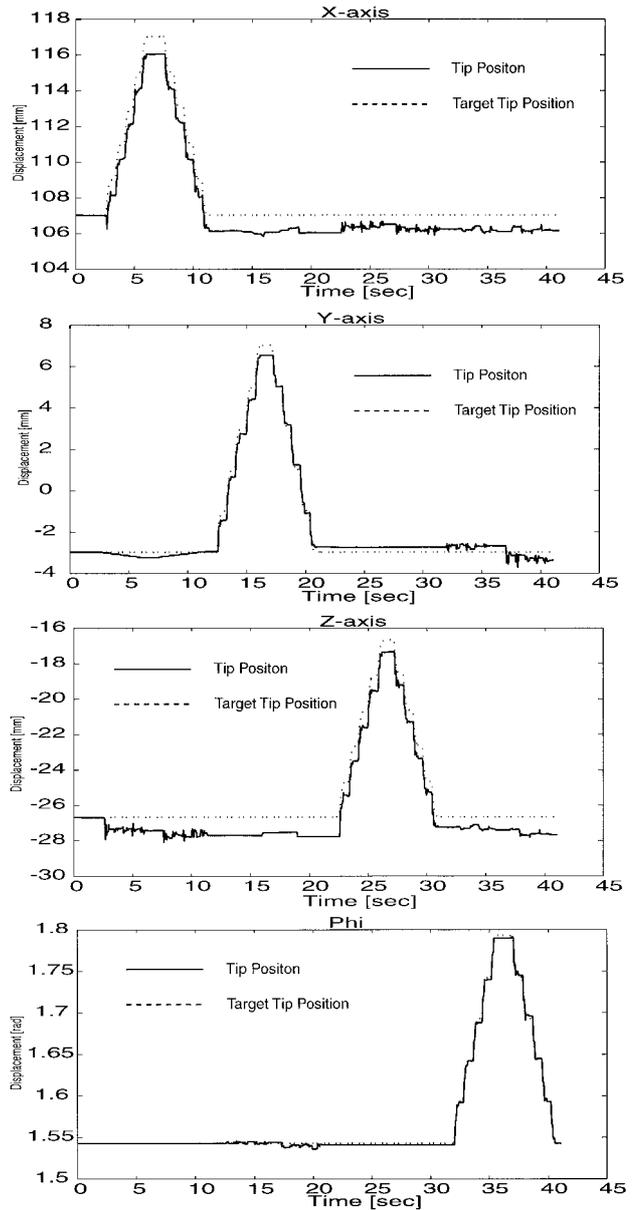


Fig. 19 Mini slave robot response [xyzphi]

い ϕ 方向に比べると X, Y, Z 軸方向はそれほど良くないが、手術者の手の動きに追従する分には問題ない動作が可能である。動作装置全体の質量分布が定まった段階で重力補償を含めることでこの偏差と応答を改善することができる。

6. in-vivo 実験による検証

ビジュアル・スタビライゼーションとモーション・スタビライゼーションの有効性を in-vivo 実験を通して検証する。

6.1 ビジュアル・スタビライゼーション・システム

ハイブリッド型ビジュアル・スタビライゼーション・システムの実現では、4.3 節で用いたカラートラッキングビジョンと 4.2 節で用いた IP5000 を同時に動作させる必要がある。これらを 1 台の PC に実装する方向で開発したが、PC への負荷と

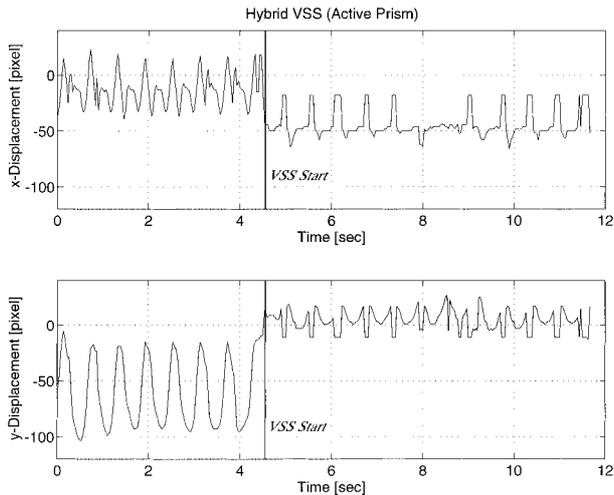


Fig. 20 Hybrid visual stabilization system (Active prism)

Linux のタスクの切替え時間の問題が生じた．このためアクティブプリズムによるビジュアル・スタビライゼーション・システムを実時間で実験することにし，その映像をもとにオフラインで IP5000 を動かしてハイブリッド型ビジュアル・スタビライゼーション・システムを実現することにした．これは，2 台の PC を用いて実時間で実験するのと同じ環境である．

測定開始から約 4.5 秒後に，4 章で設計したコントローラでアクティブプリズムを制御してスタビライズさせた結果を Fig. 20 に示す．*in-vivo* 実験での個体差や実験中の体位の差によって心臓の動きは変化する．今回の実験では心臓の動き解析時のような呼吸運動の影響ははっきりと現れなかった．心臓の動きの中でも Y 軸方向に現れている比較的低周波の動きの振幅はアクティブプリズムによって約 1/3 に安定化されている．これはすなわち，デジタル画像処理の問題である有効視野の縮小を約 1/3 に抑えたということでもある．この画像に IP5000 によるデジタル画像処理を加えることで，広範囲の視野を確保しつつ心臓の目標点の動きをほぼ完全に動き補償することができた．

6.2 モーション・スタビライゼーション

実験は MIDCAB 用の心臓固定装置を併用し，心臓の動きをある程度拘束しながら行った．Fig. 21 に示されるように，心臓固定装置の枠は 3 本の固定装置と縫合により胸部に固定されており，小型スレーブロボットもまた心臓固定装置の枠に固定されている．今回の実験では，心臓の動きの計測はカラートラッキングビジョンを用いた二次元計測とし，モーション・スタビライゼーションも二次元で行う．その結果を Fig. 22 に示す．点線が計測された心臓の動きで，実線が小型スレーブロボットの先端の動きである．

心臓の動きは心臓固定装置を用いても 5 [mm] ほどの振幅があるが，モーション・スタビライゼーションにより約 1 [mm] の定常偏差を除いて誤差が 2 [mm] 以内に安定化された．一方，Y 軸方向に残っている低周波の呼吸運動はモーション・スタビライゼーションにより安定化されている．サンプリング時間が 1/60 秒ということもあり，心臓の不規則かつ高速な動きにはま

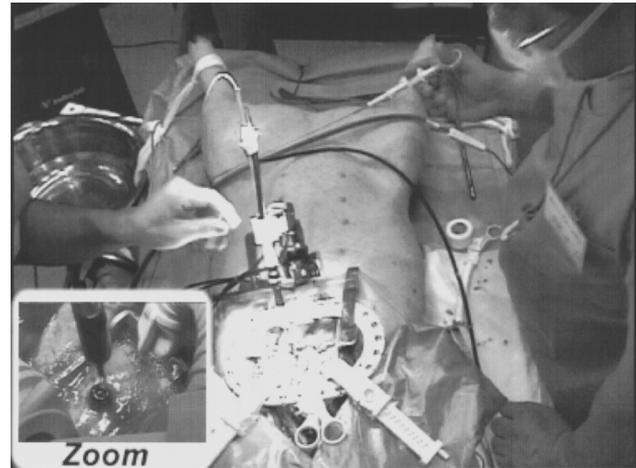


Fig. 21 MIDCAB motion stabilization system

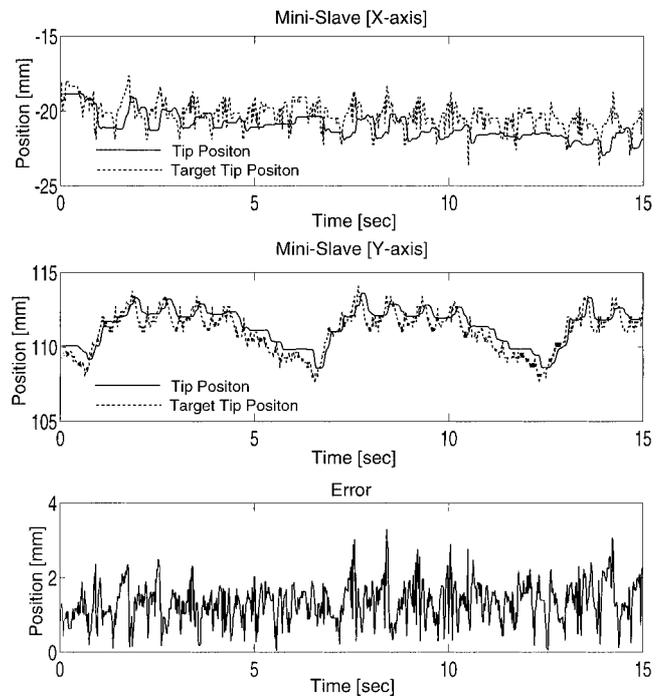


Fig. 22 MIDCAB motion stabilization system

だ完全には追従できていないが，呼吸運動のような比較的小振りした動きに関しては十分に有効であることが確認された．

冠動脈バイパス術における血管の吻合などのように高い周波数帯域の運動を補償する必要がある場合には，NTSC の標準的なカメラ以上のフレームレートを持つカメラ，画像処理装置の利用が不可欠であると考えられる．これによってフィードバックゲインを高めることで誤差を抜本的に改善することが必要であろう．

7. おわりに

本研究で得られた結論は以下の 4 点にまとめられる．

- 1 低侵襲化を支援する外科手術支援用ロボット技術として臓

器の動き補償という概念を導入し、それをういたモーション・キャンセラー・システムを提案した。

- 2 補償範囲が大きいアクティブプリズムと高速な動きを補償可能なデジタル画像処理の二つを用いたハイブリッド型ビジュアル・スタビライゼーション・システムを提案した。まず心臓の拍動の解析を行い、それをもとに混合感度問題による H_∞ 制御則でアクティブプリズムのコントローラを設計した。in-vivo 実験により拍動する心臓の動きを安定化させることができた。
- 3 MIDCAB 支援ロボットとして、心臓の微細血管吻合に用途を絞る、モーション・スタビライゼーション・システム機能をもった小型スレーブロボットを製作した。in-vivo 実験では心臓の動きに関しては約 2 [mm] の誤差以内に、呼吸の動きに関してはほぼ完全に動き補償を行うことができた。
- 4 本研究では、ビジュアル・スタビライゼーションとモーション・スタビライゼーションの各要素機能の実験的検証を行った。今後はこれらを組み合わせた総合的なモーション・キャンセラー・システムとして完成させ、医師による操作性の評価を行いたい。このためには、動き検出部の画像処理の高速化が重要な課題の一つである。

モーションスタビライゼーションでは三次元の補償が必要であり、このための深さ方向の位置検出が本論文では検討しなかった重要課題である。これに対しては、ステレオビジョン、ストラクチャードライト法などいくつかの標準的なアプローチが選択肢としてある。しかし、低侵襲外科手術ではシステムの小型化、インテグレーションが重要であり、術式の特異性を十分に考慮した答を求めると考える。この点について筆者らは検討を重ねている。なお、本論文で提案したシステム概念、

構成法は標準的なアプローチやその他の計測法と矛盾するものではない。

謝辞 心臓外科手術の現状について詳しくご教示いただいた東京大学医学部付属病院胸部外科大塚俊哉講師、アクティブプリズムに関して協力を頂いたソニー(株)の松井啓氏に感謝します。また、大学院生岸宏亮氏には原稿のとりまとめに御協力いただいた。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」による「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),ならびに、日本学術振興会の未来開拓推進事業(99I00904)「手術ロボティクスシステム開発プロジェクト」(代表:東京大学 辻隆之)の支援を受けた。

参考文献

- [1] 北村惣一郎: “冠動脈再建術”, 心臓, vol.30, no.8, pp.539-540, 1998.
- [2] 須藤久善: “低侵襲冠動脈バイパス術”, 医学のあゆみ メディカル・トピックス 32, pp.58-59, 1998.
- [3] 大上, 北島: “21世紀における内視鏡下手術の可能性”, 医学のあゆみ, vol.179, no.9, pp.729-730, 1996.
- [4] 川上洋生, 岡田昌史, 中村仁彦: “画像処理を用いて拍動する心臓のバイパス手術を支援するロボットシステム”, 第16回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.1007-1008, 1998.
- [5] 川上洋生, 中村仁彦: “小切開冠動脈バイパス手術支援ロボティクス”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス'99 講演会講演論文集, 1P2-10-013, 1999.
- [6] 白井, 伊藤, 三田: 生体信号処理の基礎. オーム社, 1985.
- [7] 足立修一: ユーザのためのシステム同定理論. 計測自動制御学会, 1993.
- [8] 片山徹: システム同定入門. 朝倉書店, 1994.
- [9] 美多勉: H_∞ 制御. 昭晃堂, 1994.



中村仁彦 (Yoshihiko Nakamura)

1954年9月22日生。1977年京大工学部精密工学科卒業。1982年同大学大学院博士課程退学。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、準教授。同年4月より東京大学工学部機械情報工学科に勤務。1997年より教授。工学博士。運動

学的冗長性、閉リンク機構の駆動冗長性、複数のロボット機構の協調、宇宙ロボットの制御、非ホロノミックな拘束を受ける機械の運動制御、脳型情報処理外科手術ロボティクスなどに興味をもつ。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)



川上洋生 (Hiro Kawakami)

1974年4月14日生。1997年3月東京大学工学部機械情報工学科卒業。1999年3月同大学大学院修士課程機械情報工学専攻修了。現在、ソニー(株)に勤務。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。

(日本ロボット学会学生会員)



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。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)。2000年4月同大学講師となり現在に至る。ヒューマノイドロボット、ロボ制御の研究に従事。博士(工学)。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)