頸部血流計測ロボットシステムの開発

—画像情報を用いた超音波プローブの自動位置決め・追従—

中 楯 龍^{*1} ソリス ホルヘ^{*2} 小 川 宏 治^{*3}
菅 原 基 晃^{*4} 仁 木 清 美^{*5} 高 西 淳 夫^{*2}

Development of a Robotic Carotid Blood Flow Measurement System —Automated Positioning and Visual Servoing of the Ultrasound Probe by Ultrasound Image Feedback—

Ryu Nakadate^{*1}, Jorge Solis^{*2}, Kouji Ogawa^{*3},
Motoaki Sugawara^{*4}, Kiyomi Niki^{*5} and Atsuo Takanishi^{*2}

One of the important tasks required for sonographers is an accurate positioning of ultrasound probe. Especially, the measurement of the diameter of the blood vessel is affected by the positioning error of the probe. For this purpose, we have been developing a robot system for the medical ultrasound diagnosis, which composed of a 6-DOFs probe manipulator and supporting arm. In this paper, we present an implementation of fully automated positioning algorithm of the ultrasound probe on the carotid artery, by means of image feedback. A probe holding robot firstly detects the patient skin, then scans and detects the longitudinal section of the carotid artery, guide the probe towards the position where the tissue layers of the artery walls are most clearly observed. Furthermore, a new method of the visual servoing for tracking the out-of-plane motion for the medical ultrasound is presented. Automated positioning algorithm is tested in eleven volunteers and the results show that the system successfully completed the task in 91% of the trials. Visual servoing algorithm is also tested and the experimental results show its effectiveness.

Key Words: Medical Robotics, Visual Servoing, Medical Ultrasound, Carotid Artery, Wave Intensity

1. は じ め に

現在、日本人の死因の約3割は心疾患、脳血管疾患などの循環器系の疾患であり[1]、今後超高齢社会を迎えるに際し、これら疾患の原因である動脈硬化、心筋虚血などの病気を早期に発見し治療することは重要である。動脈硬化などの循環器系疾患を診断するための指標として Wave Intensity (WI) が提唱されている[2]。WIの計測は、超音波診断装置を用い非侵襲的に頸動脈上で行われる。具体的には頸動脈の明瞭な長軸断面画像を得て、血管径の拍動変化と血流速度を同時に計測し、約5心

拍の連続データを取り、重ね合わせ平均化処理を施して式(1)により WI 値が計算される (P: 血管径の拍動変化から求まる血圧, U: 血流速) [3]。

$$WI = \frac{dP}{dt} \cdot \frac{dU}{dt} \quad (1)$$

主に静止画像に基づくこれまでの血管超音波診断と異なり、WIは血圧と血流速の時間微分からなる。心臓から抹消に向かう前身波と抹消から心臓に向かう反射波のどちらの効果が優勢であるかを定量的に求めることにより、心臓と血管の干渉系の状態を評価することが可能である。現在その生理学的性質の解明が進められており[2][4]、今後臨床応用が期待されている。WIは単一の静止画像からオフラインで計測することはできないため、超音波プローブを計測点に一定時間保持し続ける必要がある。記録するデータは約10秒間程度の連続データであるが、プローブで頸動脈の長軸断面を得てからデータ記録までの間、血管径測定ゲートの設定、ドプラの入射角、レンジやサンプルボリュームなどの設定を超音波診断装置のコンソールパネル上で行う必要がある。この設定に3~5分程度を要する。その間プローブがずれるとやり直しとなるため、プローブを計測点に正確に保持し続ける必要がある。さらにデータ記録中にプローブが血管

原稿受付 2010年12月20日

^{*1}早稲田大学大学院先進理工学研究科

^{*2}早稲田大学理工学術院、早稲田大学ヒューマノイド研究所

^{*3}アロカ株式会社研究所

^{*4}姫路獨協大学医療保健学部

^{*5}東京都市大学工学部

^{*1}Graduate School of Advanced Science and Engineering, Waseda University

^{*2}Faculty of Science and Engineering/HRI, Waseda University

^{*3}Research Laboratory, ALOKA CO., LTD.

^{*4}Department of Medical Engineering, Himeji Dokkyo University

^{*5}Department of Biomedical Engineering, Tokyo City University

■ 本論文は有用性で評価されました。

中心からわずかもずれると観測される血管径に影響し計測精度や再現性に問題が生じるため、プローブの位置決め精度を高めることが課題であった。フリーハンドでは検査者の手ぶれが問題となり、一方でパッシブなプローブ保持器を使用する場合は、患者が動く都度固定作業をやり直す必要があることが問題となる。

これらを解決するため、筆者らはプローブの保持、位置の微調整を行うロボットシステム WTA-1RII (Waseda-Tokyo Women's Medical-Aloka Blood Flow Measurement Robot System No. 1 Refined II) [5], およびその改良機 WTA-2R [6] を開発してきた。Fig. 1 にシステム全体外観を示す。6 自由度パラレルリンク型マニピュレータの先端にプローブが取り付けられており、マニピュレータは自重補償された 6 自由度パッシブアームの先端に取り付けられている。アームの各関節には電磁ブレーキが装備されており、マニピュレータを患者の近くの任意の位置で保持する。6 自由度の入力が可能なジョイスティックコントローラにより、マスタスレーブ式で診断者がマニピュレータを操作し、プローブの微小な位置決めをすることができる。マニピュレータの可動範囲、位置決め精度などの諸元については [6] に示した。

Fig. 1 The WTA-2R is composed of an ultrasound diagnosis system, a probe manipulator, a supporting arm

Fig. 2 a) Measurement of the carotid artery (CCA) by the robot
b) Ultrasound image of the carotid artery

しかし、WI 計測中、診断者は超音波診断装置のコンソールパネルの操作で忙しく、プローブの位置決めはロボットが自動で、できれば人手の介在を要せずに行うことが望ましい。Fig. 2 a に頸動脈の超音波診断の様子を、Fig. 2 b に診断中の頸動脈長軸超音波画像の例を示した。なお長軸とは輪切りではなく短冊切りの断面を言う。頸動脈径は約 5~7 [mm] であるが、その中心断面を正確に得ることが必要である。短軸画像であれば血管中心がどこであるかは画像から容易に判別がつくが、長軸断面画像の場合はそれが分からない。臨床では内膜 (intima, Fig. 2 b) の観測をもってプローブが径の中心を正確に捉えていることの確認としている。血管壁に垂直に超音波ビームが当たっていないと内膜は描出されにくいためである。本研究では臨床で採用されている手法を踏襲し、内膜が最も明瞭に描出される断面までプローブを自動で誘導することを目指した。

超音波プローブを把持するロボットは、主に遠隔診療を目的として多数提案されてきた [7]~[13]。文献 [8] [12] は、超音波画像情報を用いた対象物追従の手法を提案しているが、いずれも対象臓器があらかじめ画像中に現れていることが前提で、さらに追従対象領域を画面上で操作者が指定する手間を要する。このようにこれまでロボットが超音波画像情報を頼りに対象臓器を能動的に探しに行くシステムは存在しなかった。一方、頸動脈長軸断面および内膜を超音波画像から抽出する画像処理技術は、血管壁厚の測定を目的として提案されている文献 [14] [15] が、いずれも静止画像の解析を前提としており、ロボット制御に必要なリアルタイム処理には適さない。

プローブの位置決めを完了し、所望の超音波断面画像を得たあとは、患者の動きに対する追従が必要となる。患者はベッド上で仰臥位を取っているため、患者の頭部は Fig. 2 a 中の並進 x, y 軸方向に拘束されている一方で、頭部が x 軸周りに回転することにより頸動脈の位置は並進 z 軸方向にずれることがある。計測中に患者が意図的に動くことはないが、無意識のうちにずれてしまう 1 [mm] 以下のわずかな動きが問題となる。過去の予備実験から、内膜が明瞭に観察される z 軸方向の許容幅は ± 0.5 [mm] 程度であることが分かっている。また、患者の首を目に見える程度に左右に振ったときでも頸動脈の位置のずれは 2 [mm] 程度である。そこで本システムでの追従機能の要求仕様を並進 z 軸 1 軸で、最大振幅 2 [mm] 程度、解像度 0.5 [mm] 以下で追従できることとした。一般的な超音波プローブで得られる画像は体内の断面、すなわち二次元画像であるため、その断面に平行な方向への目標追従は比較的容易に実装できる [8] [12] が、断面の法線方向 (Out-of-plane motion とよぶ) への目標追従は難しい。本研究で対象とする血管中心への追従は、Out-of-plane motion である。垂直に交わる 2 本のプローブによる三次元追従 [16] が提案されているが、一般的な超音波診断装置は 2 本のプローブを同時に扱えない。また、ボリウムデータを直接取得可能な 3D プローブによって取得した時系列データを事後解析する方法が考えられるが、頸動脈検査に用いられるリニアタイプの 3D プローブは執筆時点で存在しない。フレーム間のスペックルパターンの相関よりプローブ移動距離を求める手法が、主にフリーハンド 3D スキャンを目的に提案されている [17]。しかしこの方法は、プローブの移動方向が特定

できない。文献[18]は同様の画像間相関を用い、2枚の参照面からの距離を比べることで、移動方向を特定する方法を提案し、ロボットを用いたビジュアルサーボをファントム上で実証したが、実際の生体組織に適用した実験結果が示されていない。

そこで本稿では、超音波画像から頸動脈および内膜をリアルタイムで抽出する画像処理、およびその画像情報を用いて自動的に計測点にプローブを誘導するアルゴリズム群、さらに位置決め後は患者の動きに追従する Out-of-plane ビジュアルサーボの新しい方法を提案し、WI 計測におけるプローブ位置決めの完全自動化を図り、実際の生体組織上での実験によりその有効性を実証する。以下に要求仕様を列挙する。

- (a) プローブと皮膚の接触を保ちながら頸部の一定範囲をスキャンすることが可能である。
- (b) スキャン中に頸動脈を検出することが可能である。
- (c) 血管中央にプローブを正確に誘導することが可能である。これには臨床での手技を踏襲する。すなわち、頸動脈上にて内膜が最も明瞭に見える位置にプローブを誘導する。
- (d) 位置決め後は、患者の動きに追従して同一断面上にプローブを維持することが可能である。

2. 頸動脈認識の画像処理

スキャン中に超音波画像から頸動脈を検出する画像処理、および内膜の明瞭度を評価する画像処理について述べる。Fig. 3 にそれぞれのアルゴリズムの概要を示す。

2.1 頸動脈長軸断面の検出

頸動脈長軸断面は、低輝度に描出される血管内腔が高輝度に描出される2本の血管壁に挟まれた形で描出される (Fig. 2b)。高輝度領域を例えば輝度に閾値を適用して抜き出そうとすると、血管壁以外の高輝度領域をしばしば検出してしまう。一方、事前実験の結果ではフラットな低輝度の領域は血管内腔以外には現れなかった。そこで、低輝度領域を検出する方針でアルゴリズムを構築した。画面サイズを $m \times n$ 、横軸を x 、縦軸を y とする。

まずスペckルノイズを低減するため、平滑化フィルタを適用する (Gaussian, $\sigma = 3.7$ pixels)。画面を縦にスキャンすれば必ず頸動脈につきあたるはずであるから、画面に鉛直なライン (走査線) を上端から下端まで調べ、輝度が閾値以下となる区間を抽出する。閾値には各走査線上のピクセルの平均輝度を

用いた。抽出された区間のうち、一般的な頸動脈直径に比べ短すぎる線分 (ノイズによるもの)、および画面の下端に接するもの (甲状軟骨下で超音波の届かない領域など) を除外する。計算コスト削減のため走査線は 10 ピクセル間隔で設けた。この結果、線分の集合 B (式 (2)) が抽出される。

$$B = \left\{ (x, y) : \begin{cases} I(x, y) < T_f(x), T_f(x) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n I(x, j) \\ x = 10i, i = 1, 2, \dots, \frac{m}{10} \\ y_1 - y_0 > \min L, y_0 < y < y_1, y_1 \neq n \end{cases} \right\} \quad (2)$$

ただし、 $I(x, y)$ はピクセル (x, y) の輝度 ($0 \sim 255$)、 y_0, y_1 はそれぞれ抽出した線分の上端、下端の y 座標、 $\min L$ は血管径の下限值より小さい閾値である。

次に、抽出された線分の横方向の連続性を調べる。隣り合う走査線に属する抽出線分の下端の y 座標の差が閾値以下であれば、連続しているとみなす。下端とするのは超音波画像の性質上、下側の血管壁 (後壁という) のほうが明瞭であるためである。閾値は血管走行の水平からの角度が約 60° までを許容する値とした。連続している線分を同一グループに入れ、複数のグループを作成する。このとき、欠けている区間を式 (3) によりペナルティーとしてカウントする。

$$Penalty = \sum_{i=1}^{\frac{m}{10}-1} p_i, \begin{cases} p_i = 1 : |y_1(i+1) - y_1(i)| \geq gap \\ p_i = 0 : |y_1(i+1) - y_1(i)| < gap \\ \text{or if there is no } y_1(i+1) \end{cases} \quad (3)$$

ただし、 $y_1(i)$ は抽出した i 番目の線分の下端の y 座標、 gap は隣り合う線分の下端の y 座標の差の閾値である。ペナルティーが最小となるグループを選び、各線分の上端、下端同士を結び、スムーズ化することで、血管壁が抽出される。抽出された線分 B および血管壁抽出結果を Fig. 4a に示す。

2.2 内膜の検出

内膜の検出は頸動脈の中心をプローブが捉えているかを判定するために必要である。ここでは内膜輪郭の正確な検出は不要である代わりに、内膜の明瞭度が評価できるリアルタイムアルゴリズムが必要である。動脈壁は内側から内膜 (高輝度域)-中膜 (低輝度域)-外膜 (高輝度域) の薄い層状をなし、超音波画像中では2重の白いラインとして描出される。よって、縦方向に走査して高輝度-低輝度-高輝度のパターンを探索すれば良い。しかし、ノイズを含めこのパターンは画像中の至るところに存在する。

Fig. 3 Flow chart of the proposed image processing algorithm

Fig. 4 a) Extraction of the CCA; b) Candidate pixels of the intima; c) Extraction of the intima

内膜をつぶしてしまわない程度の軽い平滑化フィルタ (Gaussian, $\sigma = 1.3$ pixels) をかけてノイズを減らし, さらに探索する ROI (region of interest) を血管壁周辺に絞り込むこととした. 前節の方法にて検出した血管壁のうち, 後壁はほぼ血管壁に沿った輪郭が検出されるが, 前壁 (画像中, 上側の壁) は血管壁からやや内腔に入った輪郭となってしまうことが観測された. これは超音波画像の特性で, 高輝度の物体の下方に高輝度の影が現れるためである (多重反射と呼ばれる). 前壁の輪郭抽出結果を実際の血管壁に近づけるため, 前節で用いた閾値 T_f を一ずつ増加させながら前節のアルゴリズムを繰り返す. すると輪郭抽出結果が血管壁に近づいていくが, 閾値が大きすぎると血管外に突き抜けてしまい, ペナルティー値が増大する. 30 回繰り返し, ペナルティー値が増加する直前の輪郭を採用する. 抽出された血管壁輪郭の上下 10 ピクセルを ROI とした (Fig. 4b 中の細線). ROI 中ですべての x について血管内部から外側に向って鉛直方向に, 輝度勾配のうち正の値を式 (4) により探索してゆく.

$$\begin{aligned}
 g_{NW} &= \begin{cases} I(x, y+1) - I(x, y) : I(x, y+1) - I(x, y) \geq 0 \\ 0 : I(x, y+1) - I(x, y) < 0 \end{cases} \\
 g_{FW} &= \begin{cases} I(x, y-1) - I(x, y) : I(x, y-1) - I(x, y) \geq 0 \\ 0 : I(x, y-1) - I(x, y) < 0 \end{cases}
 \end{aligned} \quad (4)$$

ただし g_{NW} , g_{FW} は勾配, 添字の NW は前壁 (Near Wall), FW は後壁 (Far Wall) を指す. 前後壁それぞれ, すべての x について勾配の極大値のうち上位 2 点をプロットする. この 2 点は, 内膜が明瞭に見えている区間では 2 本の明瞭なライン, 内膜が不明瞭な区間では外膜に相当する 1 本の明瞭なラインと, 散乱した点をなす (Fig. 4b). 抽出した 2 点を内側と外側に並べ替え, 横方向への連続性を調べる. 8 近傍連結していれば連続とみなし, 連続である区間の長さに閾値 (30 ピクセルとした) を設けて内膜を抽出し, 抽出された区間の長さの合計を画面幅で割って内膜明瞭度のスコア%とした. 内膜抽出結果を Fig. 4c に示す. 図中, 実際の内膜と対比できるように内膜抽出結果は内腔寄りにずらして示している.

3. 自動スキャン

ロボットに自動スキャンを行わせるには, 超音波プローブを体表に常に密着させる必要がある. プローブを患者の頸動脈付近に位置するようにロボットを固定したあとは完全自動で頸動脈を発見し, 内膜を明瞭に描出する位置までプローブを誘導するシーケンシャルな動作を構築した. なお本研究では力センサは使用していない. 腹部超音波診断と異なり, 頸部超音波診断ではプローブが皮膚に密着していさえすれば明瞭な画像が得られるため, 本研究ではプローブ押圧をコントロールする代わりに画像情報を用いてプローブ端面を皮膚に密着させる. この手法によれば, プローブは頸部にほとんど圧力を加えない. フローチャートを Fig. 5 に示す.

まず頸部表皮を検出するまでプローブを下方に移動する. 表皮とプローブとの接触検出は, 皮膚に接触しているときは画像が必ず動くことを利用し, フレーム間輝度差分の全画面合計 M

Fig. 5 Flow chart of the proposed probe path planning

Fig. 6 Probe orientation adjustment a) around z axis by using information from the image detecting vertical dark gap, b) around x axis by using contact information

に閾値を適用した.

$$M = \sum_{x,y} |I(x, y, t) - I(x, y, t-1)| \quad (5)$$

ただし t はフレーム番号である. また, 接触していても, プローブが完全に皮膚に密着していないと画面の左右端が欠ける (黒くなる) ことがある. 画面の左右端領域の輝度値合計に閾値を適用し, これを検出した. 画面欠けのある方向にプローブを回転させることで, 皮膚との密着を維持する (Fig. 6a). 最初の接触検知後, プローブを上方に b [mm] 持ち上げ, 前方に c [mm] 移動し, 再度接触するまで下方に d [mm] 移動させる. プローブを皮膚から引き離す際, プローブと皮膚の間に塗布されているジェルの影響が完全に無くなるまで引き離さないと, 次の接触検知の際, ジェルの動きを誤検知してしまうため b は十分な高さとする必要がある. また c は小さいほど表皮の凹凸を正確に検出できるが, 時間を浪費する. ここでは経験的に $b = 10$, $c = 7.5$ とした. このとき, $b \neq d$ であれば, プローブが皮膚に対し x 軸周りに傾いていることになるので, 皮膚の法線方向に向かって姿勢を修正する (Fig. 6b). これを 3 回繰り返し, 7.5 [mm] 間隔の計 4 点の皮膚上の 6 軸座標を記録する. 4 点を線形補間した軌道に沿ってスキャンを行う.

スキャン中に頸動脈を検出したところで停止する (Fig. 7a). 2.1 節のペナルティー値が画面幅の 20% 以下であることをもって, 頸動脈と判定した. これはプローブが頸動脈とほぼ平行であることが前提であるが, 平行でないときは, 血管の断面は楕円状上の低輝度領域となり, スキャン中に画面を左右に横断す

Fig. 7 a) Scanning pattern to search the CCA; b) Scanning pattern to search the intima

る。この特徴を用い、画面中の低輝度領域を 2.1 節のアルゴリズムを応用してすべて検出し、その軌跡を追い、軌跡の長さが閾値（画面幅の半分とした）以上となったところで、頸動脈として判定し、プローブを y 軸周りに回転させて頸動脈全体を描出する。このときの回転方向は軌跡の移動方向とプローブの進行方向から一意に定まる。最初のスキャンで頸動脈が見つからない場合、プローブの y 軸回転角度を変えてスキャンを繰り返す。

頸動脈のすぐ隣に頸静脈 (IJV) が走っており、超音波画像中、似た外観で描出されるため、誤検知してしまうことがある。静脈の内圧は動脈に比べて低く、経皮的に圧迫すると静脈はつぶれて径が変化する。そこで、血管を発見してプローブを止めた直後、プローブで血管を一時的に圧迫し、圧迫前後で血管径（検出した前後壁の間隔平均）の変化が閾値以上あれば静脈とみなして再スキャンを開始することとした。

内膜が明瞭に見える位置へのプローブ位置の調整は次の通りに行う (Fig. 7b)。

- 1) 頸動脈を横断する小領域をスキャンする。
- 2) 往路中の内膜明瞭度スコアの最大値を記録しておく。
- 3) 復路中、記録したスコアの 80% が再現されたところで停止
- 4) 以上の動作を並進 z 軸、回転 y 軸について、2 回繰り返す。内膜明瞭度スコアの最大値は全体をスキャンするまで不明であること、また、皮膚をプローブが引きずることにより往路と復路で位置の再現性が得られないことから、上記の手順が効果的であった。

4. ブロックマッチングを用いた Out-of-Plane 追従

前章のアルゴリズムを用いて内膜が明瞭に描出される位置にプローブを誘導した後は、ビジュアルサーボによる同一断面保持が必要となる。WI 計測には数分間かかる一方、わずかな患者の動きで内膜は消失してしまう（すなわち血管中心からプローブがずれる）ためである。前章の手法は最適点を見つけるために一度スキャンを行う必要があり、追従には適さない。ここで要求される追従動作は、2 次元画像である超音波画面の法線方向 (Out-of-plane) に対する追従である。本稿では、追従目標点周辺の 3D 画像データをあらかじめ記録しておき、現在プローブが得ている画像と記録済みの 3D 画像データ間にてブロックマッチングを行い、プローブの位置を検出する手法を提案する。以下、そのアルゴリズムを示す。Fig. 8 にその概要を図示した。

Fig. 8 Proposed method of out-of-plane motion detection

1. 追従目標点（前章のアルゴリズムによって位置決めされた点）を中心とする微小範囲をロボットによりスキャンし、一定間隔 L で平行な断面画像を N フレーム分記録する。
2. (ビジュアルサーボ開始) 現在プローブが得ている画像と、記録したすべての画像との間のフレーム間差分二乗を式 (6) により求める。

$$D(k) = \sum_{x,y \in ROI} \{I_k(x,y) - I_c(x,y)\}^2, k = 1 \dots N \quad (6)$$

ただし $I_k(x,y)$ は Fig. 8 において左から k 番目のフレーム中の、 $I_c(x,y)$ は現フレーム中のピクセル (x,y) の輝度、 ROI は計算対象とする関心領域である。 $D(k)$ を最小とするフレーム番号を k_{match} とすると、追従目標点からの相対的な現プローブ位置 P は式 (7) で求められる。

$$P = \left(k_{match} - \frac{N}{2}\right) L \quad (7)$$

3. 位置制御は 1 軸（並進 z 軸）で構成し、比例制御、および画像転送による時間遅れの影響を軽減するためスミス補償にて構成した。プローブに与えるべき速度指令値 $v(t)$ は式 (8) により求める。

$$v(t) = \alpha \left\{ (0 - P) - \sum_{\tau=t-\beta/T}^{t-1} v(\tau) T \right\} \quad (8)$$

t は（離散）現在時刻、 α はフィードバックゲイン、 β はむだ時間、 $(0 - P)$ は位置誤差（目標値ゼロ）、 T はサンプリングタイムである。

超音波画像にはスペckルと呼ばれる斑点状のノイズが広がっている。スペckルは完全にランダムなノイズではなく断面に固有のパターンを持ち、プローブの移動とともに変化する。スペckルの粒径 (1~2 [mm]) より小さなフレーム間距離は、主にこのスペckルパターンの変化により検出される。一方フレーム間距離がスペckルの粒径より大きくなると、スペckルパターン同士の相関はなくなるが、組織形状の相関は残るため、プローブの大きな動きに対しても検知は可能である。

一般に、ブロックマッチに基づく手法は対象物形状が変化しないことが前提となる。したがって、例えば腹部超音波画像のように、プローブから皮膚へ加わる押圧や患者の呼吸によって

臓器形状が大きく変化する場合は本手法をそのまま適用することは難しいと考えられる。しかし、本研究では呼吸の影響の少ない頸部が対象であり、さらにプローブは皮膚に圧力を殆ど加えないため、組織の変形は非常に限られたものとなる。多少の組織変形はあるが、それでも生体組織に適用可能であることを次章の実験にて示す。

5. 実験

超音波画像から頸動脈を抽出するアルゴリズムおよび内膜明瞭度を評価するアルゴリズムのサンプル画像による評価（実験1）、一連の自動位置決めアルゴリズムの被験者試験（実験2）、Out-of-plane 追従アルゴリズムのテーブル上評価試験（実験3）、同頸動脈追従試験（実験4）を行った。13MHz リニアプローブを使用し、超音波診断装置（Pro Sound II SSD-6500SV、アロカ株式会社）から、NTSC 信号で出力される超音波（B モード）画像をビデオキャプチャでPCに取り込む。画像処理にはOpenCVを用いた。キャプチャ画像サイズはグレースケール640×480ピクセル、そのうち超音波画像領域は322×377ピクセルである。ピクセルサイズは約0.1×0.1[mm/pixel]。実験1、2に用いたPCはPentium 4 3.2 GHz、ビデオキャプチャはPicolo Pro 2（Euresys）、実験3に用いたPCはCore i7, 3.3 GHz、ビデオキャプチャはPicPort Color（Leutron Vision）である。

PCはロボット制御を兼ね、ロボット制御周期は5[ms]である。PC内ではプローブ端面座標系での軌道生成、逆運動学計算によるモータ位置指令値生成までを行い、USB 経由にコンピュータにモータ位置指令が送られる。コンピュータ側ではマイコンが指令値の受信とモータの位置制御を担当する。

5.1 実験1：画像処理

頸動脈壁輪郭抽出アルゴリズムの性能を評価するため、15名の健康被験者（20～60代、男13女2）より取得した57枚の頸動脈超音波画像に対し2.1節のアルゴリズムを適用した。画面幅に対する頸動脈壁を正確に抽出できている部分の長さの割合を計測したところ、前壁で93%、後壁で100%となった。誤検出の例をFig. 9 a)に示す。画面左側の前壁の輝度がやや低くなっているため、その外側の高輝度領域を血管壁として誤認識したのが原因である。前後壁が平行などの拘束条件を追加するなどの改良が考えられる。次に同サンプルセットに対し2.2節のアルゴリズムを適用し、内膜の見えている部分の長さを、マニュアル検出と自動検出の両方で計測し、Fig. 10にプロットした。両者の相関係数は前壁で89%、後壁で93%となった。マニュアル検出では著者が画像上に線を引き医師の確認を受けた。

5.2 実験2：自動位置決め

3章の自動位置決めアルゴリズムをロボットWTA-1RIIに実装し、ボランティア（20～30代、健康者、11名、男10女1）に対し5回ずつ動作試験を行った。被験者をベッドに仰向けに寝かせ、被験者の頸部付近にプローブが位置するようにコンピュータを固定し、スタートボタンを押したあとは、緊急停止以外の人手の介入は行わない。頸部をスキャンし、頸動脈を発見し、内膜を明瞭に描出するところまでたどり着いたケースを“成功”、それ以外を“失敗”とした。結果、全55回の試行のうち、91%が成功となった。失敗ケースの原因として観測されたもの

Fig. 9 a) Example of the image containing detection error of the CCA walls ; b) Example when the transversal dark gap is appeared (other than CCA or IJV)

Fig. 10 Correlation between manual and automated detection of the intima length

としては、頸静脈から抜け出せなかったもの、画面に横たわる低輝度領域が、血管以外に現れたもの（Fig. 9 b)）などがあった。

5.3 実験3：前腕追従実験

Out-of-plane 追従アルゴリズムの性能検証のため、既知の運動をする生体組織に対する追従実験を行った。頸部に既知の運動を与えることが難しいため、本実験では可動テーブルに乗せやすい前腕を追従の対象として選定した。モータ駆動の1軸テーブルに健康者1名（20代、男）の前腕を固定し、長手方向に平行にプローブを当て、テーブルに z 軸方向0.2[Hz]、振幅5[mm]のサイン波を与えた。ロボットWTA-2Rに4章の追従アルゴリズムを実装し、ROIは200×100ピクセル、追従前にスキャンするフレームは $N = 20$ 、 $L = 0.2$ [mm]とした。テーブルの位置はモータのエンコーダより、プローブの位置はコンピュータのエンコーダより取得した。Fig. 11に結果を示す。追従誤差は約1[mm]となった。安定した追従性能が示された。

5.4 実験4：頸動脈追従実験

Out-of-plane 追従アルゴリズムを頸動脈に対して適用した。提案手法をロボットWTA-2Rに実装し、健康者1名（20代、男）の頸部に対して追従実験を行った。ROIは同じく200×100ピクセルとした。頸動脈の場合、拍動に伴い画面全体が血管を中心として上下対称にシフトする（Fig. 12）ため、テンプレートの位置は血管を跨がないようにFig. 12のように設定した。この上下運動がOut-of-plane 追従アルゴリズムに与える影響を排除するため、まず各フレーム内にてIn-planeのブロックマッチングを行う。すなわち、記録した各フレームのROIを上下10ピク

Fig. 11 Comparison of the position of the table and probe and the error during the visual servoing on the upper extremity

Fig. 12 Vertical movement of the tissue by heart beat; The template and searching area in each frame

セル分拡大した領域を探索領域とするテンプレートマッチングを行い、最も一致した位置のフレーム間差分二乗を Out-of-plane 追従アルゴリズム中の $D(k)$ として用いた。

実験手順は、まず内膜の明瞭な頸動脈長軸断面が得られる位置にプローブを移動させる。その後 70 秒間の内膜の明瞭度スコア (2.2 節, Fig. 13 中, “Intima score”) およびマニピュレータの移動量を記録する。これをビジュアルサーボを入れた場合と入れない場合の両方で行った。ビジュアルサーボを入れた場合の開始から 60 秒後に患者頭部に外力を加えて左右に振った。

結果を Fig. 13 に示す。ビジュアルサーボなし (without VS) のとき (ロボットは不動) は患者のわずかな動きにより明瞭度が徐々に下降しているのに対し、ビジュアルサーボ有り (with VS) では開始時の明瞭度が約 1 分間維持されており、さらに 60~70 [s] 付近で約 2 [mm] の外乱を頭部に加えても明瞭度が維持された。Fig. 13 において、マニピュレータ位置 (ビジュアルサーボあり) が 0~60 [s] の間、わずかにシフトしている (58 秒間で 0.6 [mm]) のは患者の微動に追従している様子、60~70 [s] の間、約 2 [mm] 往復しているのは患者頭部に加えた外乱に追従している様子を示している。Fig. 13 下段左に実験開始時の内膜明瞭な超音波画像、下段右にビジュアルサーボ無しの場合の実験終了時の超音波画像 (内膜が消え血管壁が滲んでいる) を示した。なお、ロボット制御、頸動脈・内膜検出アルゴリズム、Out-of-plane 追従アルゴリズムをすべて 1 台の PC で同時に行っている状態で、PC 内での画像処理の更新レートは 28 [fps] となった。

Fig. 13 (Top) Score of the intima detection with and without visual servoing (VS), and manipulator movement during VS; (Bottom left) Ultrasound image at the beginning of the experiment; (Bottom right) Ultrasound image at the end of the experiment without visual servoing

6. おわりに

画像情報を利用した頸動脈超音波診断のためのプローブ自動位置決めシステムを提案した。頸動脈付近にプローブをセットすると頸動脈を発見し、静脈を見分け、内膜が最も明瞭に描出される位置までプローブを完全自動で誘導する動作をロボットに実装し、11 名のボランティアに対する試験の結果 91% の割合で正常動作を確認した。また、プローブを測定点に保持することを目的とした、Out-of-plane ビジュアルサーボの新たな手法を提案した。生体に対する実験の結果、内膜が明瞭に観察される断面を持続的に保持する追従性能が確認され、本研究の対象である WI 計測への有効性が示された。しかし生体に対する計測には例外が常に発生するため、試験を重ねて誤動作の原因を解明し、改善を行っていく必要がある。特に Out-of-plane 追従アルゴリズムの評価試験は被験者 1 名と限定的なものであるため、臨床応用を目指し被験者試験を積み重ねていく予定である。本稿で提案した Out-of-plane ビジュアルサーボの手法を含む、画像間相関を用いる位置検出手法には、対象物の大きな変形に対応できないという問題がある。今後は腹部臓器など組織の大きな変形に対応できるアルゴリズムの構築を目指したい。

謝辞 本研究は早稲田大学ヒューマノイド研究所で行われた。本研究の一部は文部科学省グローバル COE プログラム「グローバルロボットアカデミア」の支援を受けた。本研究で用いられた 3D-CAD ソフトウェアはソリッドワークス・ジャパン株式会社より提供された。本研究で使用したデバイスの一部は STMicroelectronics から提供された。ここに感謝の意を表す。

参考文献

- [1] 厚生労働省：平成 21 年人口動態統計月報年計 (概数) の概況, 2010.
- [2] M. Sugawara, K. Niki, N. Ohte, T. Okada and A. Harada: “Clinical usefulness of wave intensity analysis,” Medical and Biological Engineering and Computing, 2008, vol.47, pp.197–206, doi: 10.1007/s11517-008-0388-x, 2008.

- [3] A. Harada, T. Okada, M. Sugawara and K. Niki: "Development of a Non-invasive Real-time Measurement System of Wave Intensity," Proc. of IEEE Ultrasonics Symposium, pp.1517-1520, 2000.
- [4] 仁木, 菅原: "最新の循環器画像診断 心臓と血管の干渉-Wave Intensity による評価", 成人病と生活習慣病, vol.38, no.1, pp.65-74, 2008.
- [5] 中橋, 宇田, 平野, 皆川, 菅原, 仁木, 高西: "頸部血流計測ロボットシステム WTA-1RII の開発—自重補償機構と GA を用いた最適リンク配置—", 第 26 回日本ロボット学会学術講演会予稿集 CD-ROM, 1K1-02, 2008.
- [6] 松永, 大信田, 中橋, ソリス, 小川, 菅原, 仁木, 斎藤, 高西: "頸部血流計測ロボットシステム WTA-2R の開発 直動パラレルリンクマニピュレータの小型化と位置決め精度向上", 第 28 回日本ロボット学会学術講演会予稿集 DVD-ROM, 3K1-7, 2010.
- [7] F. Pierrot, E. Dombre, E. Degoulange, L. Urbain, P. Caron, S. Boudet, J. Gariepy and J.-L. Megnien: "Hippocrate: a Safe Robot Arm for Medical Applications with Force Feedback," Medical Image Analysis, Special Issue on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, vol.3, no. 3, pp. 285-300, 1999.
- [8] P. Abolmaesumi, S.E. Salcudean, W.-H. Zhu, M.R. Sirouspour and S.P. DiMaio: "Image-Guided Control of a Robot for Medical Ultrasound," IEEE T. on Robotics and Automation, vol.18, no.1, pp.11-23, 2002.
- [9] A. Vilchis, J. Troccaz, P. Cinquin, K. Masuda and F. Pellissier: "A New Robot Architecture for Tele-Echography," IEEE T. on Robotics and Automation, vol.19, no.5, pp.922-926, 2003.
- [10] C. Delgorge, F. Courreges, L.A. Bassit, C. Novales, C. Rosenberger, N. Smith-Guerin, C. Bru, R. Gilabert, M. Vannoni, G. Poisson and P. Vieyres: "A Tele-Operated Mobile Ultrasound Scanner Using a Light-Weight Robot," IEEE T. on Information Technology in Biomedicine, vol.9, no.1, pp.50-58, 2005.
- [11] N. Koizumi, S. Warisawa, M. Nagoshi, H. Hashizume and M. Mitsuishi: "Construction Methodology for Remote Ultrasound Diagnostic System," IEEE T. on Robotics, vol.25, no.3, pp.522-538, 2009.
- [12] 青木, 金子, 小山田, 高地, 榊田: "パラレルリンク型超音波検査ロボットによるブロープ走査支援システムの開発", 電気学会論文誌 C, vol.130, no.3, pp.433-441, 2010.
- [13] K. Ito, S. Sugano and H. Iwata: "Wearable Echography Robot for Trauma Patient," Proc. of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.4794-4799, 2010.
- [14] Q. Liang, I. Wendelhag, J. Wikstrand and T. Gustavsson: "A Multiscale Dynamic Programming Procedure for Boundary Detection in Ultrasonic Artery Images," IEEE T. on Medical Imaging, vol.19, no.2, pp.127-142, 2000.
- [15] C.P. Loizou, C.S. Pattichis, M. Pantziaris, T. Tyllis and A. Nicolaides: "Snakes based segmentation of the common carotid artery intima media," Medical and Biological Engineering and Computing, vol.45, pp.35-49, 2007.
- [16] N. Koizumi, D. Lee, K. Ota, S. Yoshizawa, K. Yoshinaka, Y. Matsumoto and M. Mitsuishi: "A Framework of the Non-invasive Ultrasound Theragnostic System," Lecture Notes in Computer Science, 5128, pp.231-240, 2008.
- [17] R.W. Prager, A.H. Gee, G.M. Treece, C.J.C. Cash and L.H. Berman: "Sensorless freehand 3-D ultrasound using regression of the echo intensity," Ultrasound in Medicine and Biology, vol.29, no.3, pp.437-446, 2003.
- [18] A. Krupa, G. Fichtinger and G.D. Hager: "Real-time motion stabilization with B-mode ultrasound using image speckle information and visual servoing," the Int. J. of Robotics Research, special issue on Medical Robotics, vol.28, no.10, pp.1334-1354, 2009.

中橋 龍 (Ryu Nakadate)

2009 年 9 月早稲田大学先進理工学研究科修士課程修了。現在早稲田大学大学院博士後期課程に在学し、文科省 GCOE プログラム「グローバルロボットアカデミア」にて研究助手。医療ロボットの研究開発に従事。日本コンピュータ外科学会、IEEE などの会員。修士 (工学)。(日本ロボット学会学生会員)

ソリス ホルヘ (Jorge Solis)

2004 年聖アンナ大学院大学 (イタリア) 産業情報研究科博士課程単位取得退学。2004 年 1 月～2004 年 5 月 同大学産業情報研究科 Perceptual Robotics Laboratory 助手。2004 年から 2006 年まで早稲田大学ヒューマノイド研究所特別研究員。2006 年より早稲田大学創造理工学部総合機械工学科助手、2009 年より同大学理工学術院研究員。人間形演奏ロボット・教育用ロボット・医療訓練用ロボットなどの研究開発に従事する。Entertainment Robots and Systems Finalist Award, IEEE IROS2007/IROS2009。IEEE, 日本 IFToMM 会議, 日本機械学会などの会員。工学博士。(日本ロボット学会正会員)

小川宏治 (Kouji Ogawa)

1992 年東京電機大学大学院理工学研究科機械工学専攻修士課程修了。同年東芝機械株式会社入社。サーボシステムの設計開発の業務に従事。2003 年アロカ株式会社入社。バイオ関連機器の設計業務に従事。2006 年より同社研究所にて検体検査装置、超音波診断応用機器の研究開発業務に従事。修士 (工学)。(日本ロボット学会正会員)

菅原基晃 (Motoaki Sugawara)

1968 年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了。1975 年東京女子医科大学附属日本心臓血圧研究所助教授, 1993 年同教授。2006 年より姫路獨協大学臨床工学科教授, 東京女子医科大学名誉教授, 早稲田大学客員教授。日本超音波医学会名誉会員, 日本バイオレオロジー学会理事, 日本 ME 学会評議員, 日本脈管学会評議員。専門分野は心臓と血管の生理学, 基礎循環器病学, 超音波医学など。工学博士。

仁木清美 (Kiyomi Niki)

1985 年佐賀医科大学卒業, 同年東京女子医科大学循環器内科入局。助手, 講師を経て 2005 年東京女子医科大学基礎循環器科准教授。2007 年より東京都市大学工学部教授。2009 年早稲田大学客員教授。2006 年日本超音波医学会伊東賞受賞。専門分野は循環器超音波診断・計測, 心血管機能解析, 血流測定など。日本超音波医学会代議員。日本循環器学会などの会員。博士 (医学)。

高西淳夫 (Atsuo Takanishi)

1985 年早稲田大学大学院理工学研究科博士後期課程単位取得退学。同大学理工学部助手, 助教授を経て 1997 年より同教授。中国北京理工大学名誉客員教授, イタリア聖アンナ大学院大学学外理事, ロボット産業振興会議副会長。2 足歩行ロボット, 人間搬送 2 足ロボット, 咀嚼ロボット, 情動表出ヒューマノイド, 発話ロボット, 医療訓練用ロボットなどヒューマノイドロボットの研究に従事。日本咀嚼学会常任理事, 日本機械学会, 計測自動制御学会等の会員。工学博士。(日本ロボット学会正会員)