患者体表面へのプローブ接触力を考慮した遠隔超音波診断システムのための インターフェースの開発

堀 口 智 洋*・大 籠 研 介*・渡 辺 弘 樹*・榎 田 晃 司*

Development of Tele-echography Interface Considering Contact Force of Ultrasound Probe to Body Surface

Tomohiro HORIGUCHI*, Kensuke OOKOMORI*, Hiroki WATANABE* and Kohji MASUDA

We have developed a human interface for medical doctor to control a remote diagnosis robot by a controller in tele-echography. We have completed signal and image communication between the robot and controller. The remote doctor was able to sense restitution force on patient's body surface by introducing bilateral control method. However, not only the position of the ultrasound probe but also the positional relationship between the probe and body surface were difficult to understand because all information for the doctor was on the remote monitor. Therefore we have reconstructed all the environment of the patient's body shape and the probe to be visualized as computer graphics (CG) using OpenGL. To evaluate delay time, the both positions of the probe and the actual handle were visualized on the same GUI window. To calculate the distance between the probe and the patient for safe control of the robot, precise shape of body surface was measured by detecting contact force on body and was reconstructed by introducing Delaunay triangulation method. We have also designed the console window including echogram, patient scene and CG with automatic control of image quality by considering contact force. We have confirmed operativity of the interface through actual remote diagnosis of tele-echography.

Key Words: tele-echography, interface, contact force

1. ま え が き

超音波診断は、医師が超音波プローブを手にもち、患者の体表に押し当てただけで生体内部の断層像や血流の情報が得られる診断法で、その便利性及び非侵襲性(体に傷をつけない)によって幅広く用いられている。最近ノート PC タイプのポータブル超音波診断装置も普及しており、診断する場所を選ばない画像診断法として認知されつつある。一方、高齢化社会に伴う在宅医療に対する関心の高まり、医療機関の都市部集中による過疎地域、離島での医師不足などから遠隔医療の必要性が叫ばれ、実施例も多数報告されている。X 線 CT や MRI といった他の画像診断法と比較するまでもなく、携帯性、安全性という点において、遠隔医療に導入できる画像診断法は現状では超音波以外に考えられない。そのため、医師と患者が離れた状態でネットワークを介して診断を行なう遠隔超音波診断(テレエコー)システムについて、さまざまな

研究が行われてきた。Blaivas ら¹⁾は救急時の超音波画像の伝送、末永ら²⁾は医師からの指示を映像化した遠隔診断環境を構築した。特に後者のシステムでは、医師が患者側の映像を見ながらプローブ操作の指示を出し、患者側の技師が患者体表面にプロジェクタで投影された CG マーカーと音声に従いプローブ操作を行なうものである。しかし遠隔地の医師の指示を技師が忠実に再現するには限界があり、また医師は体表面への接触力を感じ取れないため、プローブを押し当てて画像を得た経験を活かせず、思いどおりの画像を取得することができなかった。

一方、患者側にプローブを把持したロボットを設置する遠隔診断システムも考案され、われわれが開発してきた臥位の患者をまたぐような形状の小型軽量パラレルリンク型ロボット^{3),4)}だけでなく、小泉らの透析肩の診断のための大型ロボット^{5),6)}、また Vilchis らの 4 方向からのベルト伸縮による腹部搭載型ロボット⁷⁾、Abolmaesumi らのシリアルリンクによる頸部診断ロボット⁸⁾などが開発された。遠隔診断にロボットを導入することによって、プローブ位置制御の点では向上が見られた。しかし遠隔地の患者状況の把握には限界があり、患者への安全面での配慮や、特に患者体表面への急激な接触を避けるような補助機能が不足していた。

前述した多くの研究では、患者体表面での接触を感知する

* 東京農工大学大学院生物システム応用科学府 小金井市中町 2 丁目 24 番

* Graduate School of Bio-Applications and Systems Engineering, Tokyo University of Agriculture and Technology, 2-24 Naka-cho, Koganei

(Received February 1, 2008)

(Revised June 2, 2008)

ために市販の力覚呈示デバイスなどを導入している。われわれは、遠隔超音波診断専用のパラレルワイヤ駆動を用いた医師側操作コントローラ⁹⁾を開発し、遠隔操作を含めた通信実験¹⁰⁾を行ってきた。力覚フィードバックについては成果が得られた¹¹⁾ものの、視覚情報についてはカメラで捉えた患者側の映像を参照していたため、患者とプローブとの位置関係の把握は不十分であり、ネットワークの遅延に起因する位置ずれがある状況では実際の運用は困難であった。よって、コントローラの指令に対するロボットの状況を正確にモニタリングし、視覚的に遠隔操作を支援するシステムの開発が必要とされた。

以上のような背景をもとに、われわれはバーチャルリアリティで用いられる手法を導入して患者側の環境を医師側に再現することにより、操作者が視覚的に遅延、位置追従誤差を確認でき、また患者体表面とプローブの位置関係の把握が容易となる環境を設計・開発した。さらに追加機能として、ロボットとコントローラの状態を自動的に判断し、超音波画像と患者が映った画像との間で転送速度を考慮し、診断状況に応じて映像間の相対的品質を制御する遠隔超音波診断のためのインターフェースを構築した。以下に詳細を述べる。

2. 遠隔超音波診断システムの構成要素

2.1 操作コントローラと力呈示

Fig. 1 は操作コントローラ⁹⁾の外観で、パラレルワイヤ駆動機構を用いて操作時の空間を確保し、通常の診断と同様のプローブ操作を可能にした。ワイヤ駆動機構とは制御対象物につながれたワイヤの他端と固定されたアクチュエータ部をつなぎ、ワイヤ長をモータで調節することにより対象物の位置を制御するものである。医師が操作するハンドルの上下にそれぞれ3本ずつワイヤを取り付け、周囲の6個のアクチュエータ部と接続される。アクチュエータ部はモータ、センサなどから構成され、ワイヤ張力が指定の値に落ち着くようにワイヤ長を制御する。計測されたワイヤ長から、ハンドルの3次元位置と2次元回転角の計5自由度の情報を取得し、これをリアルタイムで患者側ロボットに送信する。ハンドルの軸回転角については、ハンドルそのものに取り付けられた角度センサで独自に検出している。各ワイヤ張力は Force

Closure 理論¹²⁾により制御され、操作者は体表に押し当てた接触力を数10-2000 gf 程度の範囲で感知することができる。ハンドルの可動範囲は、直径200 mm、高さ150 mm 程度の円筒内である。

2.2 患者側検査ロボットと力検出

Fig. 2 に患者側検査ロボット^{3),4)}の外観を示す。本ロボットはプローブ保持部を3本の脚の先端で支える構造で、脚1本につき3個のアクチュエータが取り付けられており、全体で9自由度の複雑な3次元運動を可能とした。脚の基部はベッドの端に自由に配置することが可能で、心臓の場合は左寄りに脚を2本、というように観察する対象によって構造を変化させることができる。各脚の関節には角度センサが付いているため、ロボットの構造と運動学からプローブ先端の現在位置を計算している。さらに患者体表面への接触力を検知するため、図中に示すプローブ保持部に3軸力覚センサを取り付けており、プローブの先端にかかる5 kgf までの力とその方向を算出することができる。実際に、医師が患者の体表にプローブを押し付ける力を計測したところ、胸部では数100 gf、腹部では肋骨がないため最大2-3 kgf であった³⁾。

2.3 位置指令値と接触力の通信手法

遠隔操作の指令値信号は不測のデータ欠損が起こりにくい通信システムを構築する必要があるため、信頼性の高いTCP/IPの通信プロトコルでWinsockというAPIを使用して、両ハードウェア間のデータを送受信する通信プログラムを開発した¹³⁾。Winsockは通常、ブロッキングモードに設定されており、データの受信を待機している側が、受信の完了まで他の処理を行なえないため、ロボット側の更新周期が低下し、ロボットの動作が鈍って安全性が損なわれる問題が生じた。そこでデータが届かなくてもフリーズせず、それ以降の処理も行なえるノンブロッキングモードを用いることにより、通信が途絶えた場合でも途切れる寸前の位置指令を保つ処理プログラムを構築し、患者への安全性を高めることに成功した。また受信側で処理が追いつかず、データがたまっていくことにより動作遅延が起きる場合には、データの蓄積を判定し、最新データのみを抽出することにより受信側にたまった遅延を解消するプログラムを作成した。これによりどんな送受信状態であっても、ネットワークによる動作遅延を

Fig. 1 Outlook of the controller

Fig. 2 Outlook of the robot and the probe gripper part

最小限に抑えた遠隔操作を可能とした。一方、その場合は不連続な指令値をロボットに与えることを防ぐため、データを補間する機能が必要となる。

3. ユーザインターフェースの設計

本研究における診断システムの構成を Fig. 3 に示す。前述のコントローラと検査ロボットはそれぞれ制御用 PC 1 と PC 2 に接続されており、基本的な制御信号の流れとして、PC 1 からはハンドルの 3 次元位置および角度である指令値を、PC 2 からはプローブ保持部の力センサ出力を変換したプローブ先端の接触力を互いにやり取りする。これとは別に、患者側の診断画像を医師側に伝送する必要があるが、本稿では映像通信用 PC を医師側、患者側に設定し、それぞれ PC 3, PC 4 として制御用 PC から独立させて記述した。また診断画像には患者のようすが映った映像(以下、患者映像)と超音波画像の計 2 系統がある。このうち患者映像は患者の急激な容態変化などに対応するため、省略することはできないが、1 台のカメラではプローブと体表面の位置関係、特に奥行き方向が十分につかめず、また複数のカメラを設置すると切り替え操作が必要となり、伝送量が増大するという問題が生じる。複数映像を受信側で効率よく切り替える研究¹⁴⁾も行なわれているが、ここでは患者体表面へのプローブ先端の接触から得られる情報をもとに、患者側の環境を医師側に CG(コンピュータグラフィックス)として再構成することを目指した。これにより、プローブと体表面の詳細な位置関係は通信帯域が少ない CG から得られることとなり、患者映像は固定カメラからの 1 系統ですむ。

ここで CG に反映させる情報として、以下の 2 つの機能を設計し、信号の流れを Fig. 3 中に示す。

①医師側のハンドルおよび患者側のプローブ位置の同時表示による遅延時間の可視化

②プローブ先端の接触力とその分布計測による患者体表面形状の再構成

前者はコントローラとロボットの位置情報を、後者はロボットから得られた接触力を映像化するもので、両方とも PC 3 に統合される。PC 3 には 2 系統の映像と CG の情報が

集中するため、処理能力の高い PC を用いる必要がある。一方、2 系統の映像は一連の診断過程において常時必要なわけではない。つまりプローブが体表面に接触するまでは患者映像が重要であり、接触後は超音波画像の変化を観察しながらプローブを操作することが主要なタスクとなる。よって、プローブの接触状態に応じて PC 4 から PC 3 に伝送する映像の品質を制御することによって、状況によって医師に必要な情報を提供すると共に、PC 3 で処理すべき情報量を削減できる。これは Fig. 3 中で示したように、

③プローブ先端の接触力検出による診断状況に応じた映像品質制御

として機能する。以下、それぞれの機能とその詳細について述べる。

4. 遅延時間の可視化

ロボットを遠隔操作する場合は、ネットワークに起因する遅延とロボットの動作遅延が必ず存在し、この 2 つを考慮に入れて操作することが必須となる。しかも、操作中に遅延時間が変動することもあり得るため、連続的な遅延状況の把握が必要である。そこで Fig. 3 の①に示したように、コントローラのハンドルと、ロボットに把持されたプローブの両方の相対的な位置関係を、PC 3 の同一の画面上に OpenGL と呼ばれるグラフィックライブラリを用いて描画し、任意の視点から位置追従を確認できるアプリケーションを開発した¹⁰⁾。PC 3 では、PC 1, PC 2 からの受信データを識別し、受信と描画の 2 つの処理はマルチスレッドを用いてプログラムを作成することにより、並列処理を行なわせた。Fig. 4 に示すように、コントローラからの指令値をプローブの外枠(wire probe)、ロボット側から得られる実際のプローブの位置を実体(solid probe)として表示し、遅延の度合を両者間の距離として視覚的に評価できるようにした。solid probe の座標は最新のプローブ位置座標を反映しており、solid probe と wire probe の差がそのままネットワークとロボット駆動時間を含めた遅延時間となるため、医師はロボットの追従を確認しながら操作できる。

ところで、この実験系では solid probe と wire probe の差はネットワークを往復した、つまり本来把握したい遅延時間の 2 倍表現していることになる。これについては、現状のロボットは 100 mm 駆動させるために 500 ms 程度要しているのに対し、ネットワークの遅延は数 ms 程度であり、ネット

Fig. 3 System configuration of tele-echography

Fig. 4 Visualization of position delay of the probe

ワークに対してロボット駆動に起因する遅延のほうが大きい。また、超音波診断の性格上、プローブを急激に動作させることは考えられないため、安全性を高める一方問題とはならない。

5. プローブ接触力による患者体表面再構成

5.1 Delaunay 三角形分割による体表面再構成

Fig. 3 の②に示した患者体表面構成については、プローブ先端の体表面接触力が指定された閾値を超えたときのプローブ位置座標を検出し、Delaunay (ドロネー) 三角形分割^{15)~17)}の手法を応用してグラフィックを表示した。これは与えられた複数の点を頂点とする三角形のうち、その三角形の外接円に頂点以外のどの点も含まずに三角形を分割する手法であり、3次元モデルを生成する際にバーチャルリアリティの分野で利用される。この Delaunay 三角形分割の中でも、サンプル点が増えるに従い、新たな三角形を生成して全体を再構築していく逐次添加法¹⁸⁾を採用した。逐次添加法では、三角形を3つの新たな三角形に分割して対角線の入れ換え操作を行なうことで、最適な三角形のメッシュ構造を構築できるため、この手法を x, y, z の3次元空間に拡張し体表面を表現することとした¹⁹⁾。

グラフィックを構成するための体表面座標は、プローブ先端の体表面接触力に複数の閾値を設定し、それらが検出された空間の分布から算出した。まず、体表面位置座標とプローブ接触力は線形性があると仮定した上で、1回の押し込みにより各接触力が検出されたそれぞれの体表面座標を計測し、それらから体表の弾性係数(バネ定数)を最小二乗法により算出した。そして、弾性係数から接触前の体表面座標を推定した。ここで、超音波検査などの実験で用いられる胴体ファントム(CIRS 057: 以下ファントム)について接触力の閾値を100, 300, 500 gfの三段階に設定して計測し、接触前の表面を推定した。これを、前節と同様に OpenGL により3次元再構成したグラフィックを Fig. 5 に示す。

実際にベッドに臥位の患者の体表面形状を再構成する際、取得点が多いほど精細な体表の形状を描画することができるが、診断時以外のプローブとの接触は患者に対して心理的なストレスを余計に与えてしまう可能性がある。そのためできるだけ少ない取得点で体表面を作成することが望ましい。そこで体表の基準点として、患者の鳩尾部分に磁気式の3次元位置および姿勢センサ(microBIRD, Ascension Tech. Corp.)を貼り付ける。そしてベッド面に平行な平面上で、基準点を対角線の中心とした四角形の4つの頂点にロボットを自動的に移動させて、各点での接触力と座標を計測し、大まかな体表面を形成して診断の準備段階とした。診断開始後、体表との接触を検出するたびに点を取得、随時体表データに追加し、検査の進行に伴い精細な体表を作成していく手法を取った。鳩尾部の基準点座標は位置センサによってリアルタイムに検出できるため、微妙な体動があっても補正ができ、またロボットが不用意に鳩尾部を圧迫してしまうことを防ぐ

Fig. 5 Reconstructed shape of body phantom

Fig. 6 Reconstruction steps of human body surface

ことができる。

Fig. 6 に実際に人間に適用した体表面形状の再構成の結果を示す。被験者は20代、痩せ型の男性である。基準点を含む5点程度で大まかな体表が描けており、計測点の増加に伴い、体表面が形成されていくようすがわかる。ここでは基準点以外の4点はベッド面上で1辺30 cmの正方形としたが、実際の遠隔診断では観察対象となる臓器の位置や患者の体型などに合わせる必要がある。

5.2 プローブと体表面距離の算出

遠隔診断において患者の安全を確保するためには、プローブと体表面の相対的位置関係を表現する指標が必要である。そこで上記の手法で生成した体表面と、プローブ先端座標との距離を算出するアルゴリズムを確立した²⁰⁾。これは生成された体表面に含まれる1つの三角形とプローブ先端座標との最短距離を算出し、同様の処理をすべての三角形に実行することで最終的な体表面距離を算出する手法を取る。このようすを Fig. 7 に示す。点と三角形の距離は、(i)三角形から点を通る法線が存在する場合、(ii)(i)を満たさず3辺のいずれから点を通る法線が存在する場合、(iii)前者のいずれにも当てはまらない場合、の3つに分類できる。そして(i)、(ii)の場合はその法線が体表面距離となり、(iii)の場合は3つの頂点と点との距離の中で最短の頂点との距離を体表面との距離とする。これによりモニタ上では不明確な両者の相対的な距離を評価でき、プローブの体表面への接近方法を制御できることになる。

5.3 体動に応じた体表点分布の再計算

長時間の診断の間患者の体は呼吸などによって動き、また医師の指示によっては超音波画像を取得しやすい角度に体を傾けることもある。よって患者の体動が生じた場合に体表面

Fig. 7 Calculation of distance between the probe and body surface

Fig. 8 Reconstructed body surface before and after body motion

の形状を更新し、プローブと患者の位置関係を常に把握することが必要となる。ここで鳩尾の基準点を O 点とし、患者の呼吸や体動による O 点の変化に応じて、それまでに得られたすべての体表点 P_i を更新する。具体的には O 点の平行移動と回転から並進行列 T 、回転行列 R を求め、(1)式に示す演算によって得られた座標 P'_i を、体動を反映させた体表点とする。

$$P'_i = R(P_i - O) + T \quad (1)$$

実際に被験者の体動に応じた体表面の変化を検証した^{19),20)}。被験者に体軸中心に約 20 度回転してもらい、そのときの体表面形状を再計算させた結果を Fig. 8 に示す。これより患者の体動を反映した体表が描けており、さらに体動を反映した後の体表とプローブの位置関係が対応していることも確認できた。

6. プローブ接触力に応じた映像品質制御

6.1 複数映像の優先度に対する検討

患者映像と超音波画像の 2 系統の映像のうち、プローブと体表が離れた状態では超音波画像には何も映らず、プローブが体表に接触中は、患者映像は静止画もしくはフレームレートの遅い映像で十分である。そこで、Fig. 3 の③に示したプローブ先端の体表面接触力を PC 4 にも反映させ、必要な映像の優先度を自動的に判断する映像品質制御¹⁹⁾を実現した。

Fig. 3 の PC 3 におけるインターフェース画面を Fig. 9 のように構築した。(a)が優先度の高い映像(main image)、(b)が優先度の低い映像(sub image)であり、患者映像およ

Fig. 9 The whole view of the interface

Fig. 10 Flowchart of image communication

び超音波画像のいずれかが映し出される。(c)はプローブと体表面を再構成した CG 映像である。(c)はコントローラ側からの位置指令、ロボット側で得られたプローブ位置、接触力、体表点などのすべてのデータの集大成である。また(c)は(a)の患者映像に合わせて視点や光源の切り替えが可能である。さらに作成した体表面の保存・読み込みにより、診断中に突然プログラムが落ちた、ロボットが誤作動を起こしたなど、何らかのアクシデントによりシステムの再接続が求められたときでも、再び体表面再構成のための操作を行なう手間を省き、即座に通常の診断操作に戻ることができる。

6.2 映像通信の流れ

映像通信のプログラムには DirectShow を用いた。DirectShow は、Microsoft 社の Windows 用マルチメディア拡張 API 群である DirectX に含まれる API の 1 つであり、動画や音声などの大容量のマルチメディアデータをストリーミング再生(データを読み込みと同時に再生)することができる。

Fig. 10 に通信を組み合わせたビデオキャプチャの流れを示す。キャプチャデバイスで入力された映像は DirectShow により BYTE 型の画像データに外部出力し、Bitmap に変換して表示した。Bitmap 表示を行なうためには、BYTE 型の画像データのほかに、Bitmap の情報を示す BITMAPINFO 構造体が必要となるが、ビデオヘッダに Bitmap 情報が含まれるので、ビデオヘッダより BITMAPINFO を取得することで描画が可能となる。映像通信を行なう際にも、BITMAPINFO と画像データの二種類を送信して受信先で描画を実行する。その場合、使用できる通信帯域を設定し、その上で画像サイズ、フレームレート、圧縮率により算出されたデータレートが通信帯域を越えないように制御を行なう。

6.3 2系統の映像間の品質制御

実際の遠隔診断において考えられる状況を以下の3パターンに分類して定義し、それぞれの状況において2系統の映像の相対的な品質を Table 1 に示すように制御した。

Situation 1: 患者映像と CG を観察しながら、プローブを当てる位置を探索

Situation 2: プローブを体表面に接触させ、超音波画像と患者映像の両方を観察しながらの微調整

Situation 3: 超音波画像のみを観察しながら、医師の経験に基づくプローブ操作と診断

これらの状況間の遷移を表わすフローチャートを Fig. 11 に示す。まず診断開始から初期の状態では Situation 1 に設定されており、プローブが距離 L より体表に近づき、かつ軽度の接触力の絶対値 $F1$ が加わると Situation 2 に移行し、さらに診断に必要な接触力 $F2$ が加わると、Situation 3 に移行する。また、どの診断状況においてもプローブが L 以上体表から離れると Situation 1 に戻るように設計した。5.2 節で述べた体表面距離を考慮する理由は、接触力のみではたとえば患者の腕など、体表面以外の部位がプローブに当たった場合に状況を誤認識する恐れがあるため、状況判断に組み入れた。

ここで、実際に診断し診断状況が移行することによる映像品質の変化を観測するため、2系統の映像の転送速度を計測した。遠隔超音波診断で必要なリアルタイム映像の通信手法に関してさまざまな検討^{21)~23)}がされているが、ここでは通信帯域幅を 5 Mbps に設定し、患者映像はフルカラー、超音波画像はグレースケールで両者とも 320×240 pixel の非圧縮の映像のフレームレートを変化させた。前述した各パラメータを $F1=100$ gf, $F2=200$ gf, $L=40$ mm とし、まずプローブを体表面から離れた空中で操作、30 秒経過後プローブを体表に軽く接触させ、さらに 30 秒経過後診断に必要な状態までプローブを押し込み転送速度の変化を計測した。この測定結果を Fig. 12 に示す。これより接触力と体表面距離から診断状況が自動的に認識され、各映像の品質制御が行なえていることが確認できた。

Table 1 Situations and settings

	Situation1	Situation2	Situation3
main image	patient scene	echogram	echogram
sub image	echogram	patient scene	patient scene
main : sub	10 : 1	1 : 1	10 : 1

Fig. 11 Flowchart through situations

Fig. 12 Transfer rate based on situation change between echogram and patient scene

7. インターフェースの機能評価

7.1 体表面グラフィックの精度検証

5.1 節で述べたようにプローブの接触によって形状が変化した体表面形状から、接触前の体表面の再現性について精度検証を行なった。検証には Fig. 5 に示したファントムを用いて、接触力の閾値は 5.1 節と同様に 100, 300, 500 gf に設定した。まず前述した磁気式 3 次元位置センサを用いて、ファントムを変形させないように外周をなぞり、その形状の基準値とした。つぎに患者側の検査ロボットを用いた遠隔診断時の計測系により、ファントム表面の計 12 点のサンプル

Fig. 13 Distribution of sample points on surface of the body phantom

点を取得した。ファントムは円筒形で、体軸方向に約 150 mm の幅があるため、サンプル点の取得位置はベッド平面上方から見て四角形を描かせた。Fig. 13 に各閾値を超えた接触力が検出された座標と再構成された体表面形状の体周方向の断面を示す。これにより、再構成された体表面と基準値との誤差は z 軸方向に平均 1.1 mm, 最大 3.4 mm となり、少ない接触点でなぞり走査時と同様の体表面形状の構築が可能となった。この誤差は患者の呼吸や体動による変動よりも十分に小さいと考えられ、遠隔操作の視覚的操作支援インターフェースとして信頼可能な値を満たしている。

7.2 本インターフェースの操作性の検証

本インターフェースの操作性を検証するため通常の超音波検者が行なう方法で超音波画像を取得した経験のある検者を対象とし、インターフェースを用いた遠隔操作実験を行なった。実験条件はまず、研究室の同一の部屋内に操作コントローラと検査ロボットを設置し、仰臥位の患者役のボランティアを用意して医師側から患者側が見えないように衝立て遮った。つぎに LAN で両者を接続し、5 名の検者について本稿で述べたインターフェースの機能、つまり Fig. 3 の①-③がある場合とない場合について、患者の心臓の断層像を取得できるまでの所用時間を比較した。プローブの初期位置は患者の鳩尾部とし、それぞれの条件で 2 回ずつ操作を行なったときの所要時間の平均結果を Fig. 14 に示す。

Fig. 14 より、インターフェースを用いた場合のほうが所要時間の減少が見られた。特にグラフィック環境を使用し、ある程度の位置を把握することで、目的の位置に操作することが容易であるため、1 回目より 2 回目全員所要時間の減少が見られた。また、患者映像だけではプローブの体表への接触判定があいまいであったが、インターフェース導入時では Situation 1 から自動的に Situation 2 に移行することにより、映像が切り替わるため接触状態が明確となった。それぞれの平均値の差について検証を行なうため有意差検定を実施し、両側検定の危険率 1%未満を有意差ありと判定した。その結果、1 回目は $p < 0.005$, 2 回目は $p < 0.001$ となり、共にインターフェースの有無による心臓の断層像取得時間に統計学的有意差が認められた。この結果より本インターフェー

Fig. 14 Time required for examiner to acquire echocardiogram with and without interface

スによる操作性の向上が見られ、遠隔超音波診断システムにおける有効性が示された。

8. む す び

遠隔超音波診断において、患者側から得られる遅延時間と体表面接触力の情報をもとに、グラフィックを駆使したインターフェースを医師側に構築した。これにより、個々の患者の体型を反映し、プローブと患者の位置関係を常に確認しながらの操作が可能となり、操作性が大幅に向上した。また診断状況の認識による映像の品質制御により、その状況で重要度の高い映像を精細に表示することができた。今後は、ネットワークの遅延が大きく生じる実験系に対しても検討を行なった上で、実際に医師の操作実験を経てさらに性能を向上させる。

参 考 文 献

- 1) M. Blaivas, M. Lyon and S. Duggal: Ultrasound image transmission via camera phones for overreading, *Am. J. Emerg. Med.*, **23**, 433/438 (2005)
- 2) 末永, 飯野, 黒田, 大城, 千原: 遠隔超音波画像診断におけるプローブ操作指示システム, 電子情報通信学会論文誌, **J83-D2-1**, 324/332 (2000)
- 3) 青木, 大籠, 小山田, 金子, 榊田: 超音波検査ロボットによるプローブのなぞり走査のための体表面粘弾性特性解析法, 第 25 回日本ロボット学会学術講演会論文集, CD-ROM (2007)
- 4) K. Masuda and H. Kato: Development of a Twist Pantograph Mechanism for Robotic Tele-echography, *Proc. of 3rd European Medical & Biological Engineering Conference*, 1661/1664 (2005)
- 5) N. Koizumi, S. Warisawa, H. Hashizume and M. Mitsuishi: Dynamic switching capability of the controller according to diagnostic tasks in the remote ultrasound diagnostic system, in *Journal of Robotics and Mechatronics*, **16-2**, 146/154 (2004)
- 6) 小泉, 割澤, 橋詰, 光石: 遠隔超音波診断システムにおけるスレーブ姿勢の Continuous Path 制御系, 日本ロボット学会誌, **23-5**, 619/628 (2005)
- 7) A. Vilchis, J. Troccaz, P. Cinquin, K. Masuda and F. Pellissier: A New Robot Architecture for Tele-Echography, *IEEE Transaction on Robotics and Automation*,

- 19-5, 922/927 (2003)
- 8) P. Abolmaesumi, S. E. Salcudean, W-H. Zhu, S. P. DiMaio and M. R. Sirouspour: A User Interface for Robot-Assisted Diagnostic Ultrasound, IEEE Proc. ICRA, 1549/1554 (2001)
 - 9) 野本, 榎田: 3次元ワイヤ駆動による遠隔超音波診断のための力覚付き操作ハンドルの開発, 生体医工学, 44-1, 213/220 (2006)
 - 10) 渡辺, 榎田, 木村: 遠隔超音波診断システムのための遅延時間可視化インターフェースとその評価, 第26回医療情報学連合大会講演論文集, CD-ROM (2006)
 - 11) 大籠, 小澤, 野本, 榎田: パラレルワイヤ駆動コントローラによる遠隔操作の安全性向上のための仮想反力生成制御, 第17回日本機械学会バイオフロンティア講演会論文集, 15/16 (2006)
 - 12) 川村, 木野, 崔, 勝田: パラレルワイヤ駆動システムにおけるワイヤ座標系制御法, 日本ロボット学会誌, 16-4, 546/552 (1998)
 - 13) 榎田, 加藤, 野本, 渡辺, 原田, 竹内: パンタグラフ型超音波診断ロボットの軽量化と走行する救急車-病院間での遠隔診断実験, 第23回日本ロボット学会学術講演会論文集, CD-ROM (2005)
 - 14) 森, 司, 堀, 黒田, 吉原: 遠隔医療のためのアプリケーションレベルのネットワーク QoS 制御システム, 生体医工学, 42-4, 340/346 (2004)
 - 15) 山本, 内山, 田村: 3次元形状モデリングのためのドロネー網生成法, 電子情報通信学会論文誌, J78-D-II-5, 745/753 (1995)
 - 16) N. Amenta, M. W. Bern and M. Kamvysselis: A new voronoi-based surface reconstruction algorithm, In SIGGRAPH, 415/421 (1998)
 - 17) Z. B. Azouz, M. Rioux and R. Lepage: 3d description of the human body shape using karhunen-loeve expansion, Int'l J. Information Technology, 8-2, 26/35 (2002)
 - 18) 淵田, 鹿嶋, 中村, 森, 村島: 逐次添加法による3次元離散ポロノイ図の作成と自己組織化特徴画像への応用, 電子情報通信学会論文誌, J87-D-II-2, 387/398 (2004)
 - 19) 堀口, 大籠, 青木, 金子, 榎田: 複数映像間の相対的品質を考慮した遠隔超音波診断インターフェースの開発, 日本超音波医学会基礎技術研究会資料, 2007-4, 39/42 (2007)
 - 20) 大籠, 堀口, 榎田: 体表面接触力を考慮した遠隔超音波診断インターフェースの開発, 第50回自動制御連合講演会論文集, 511/513 (2007)
 - 21) 榎田, 黒田, 大城, 千原: 実時間医用超音波動画伝送システムの提案, 電子情報通信学会技術研究報告, 99-392, 1/6 (1999)
 - 22) J. Pyke, M. Hart, V. Popov, R. D. Harris and S. McGrath: A Tele-ultrasound System for Real-time Medical Imaging in Resource-limited Settings, Proc. of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 3094/3097 (2007)
 - 23) M. G. Martini, R. S. H. Istepanian, M. Mazzotti and N. Philip: A Cross-Layer Approach for Wireless Medical Video Streaming in Robotic Teleultrasonography, Proc. of

the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 3082/3085 (2007)

[著者紹介]

堀口 智 洋 (学生会員)

1985年2月16日生。2007年東京農工大学工学部電気電子工学科卒業。同年同大学大学院生物システム応用科学府博士前期課程入学。現在に至る。遠隔超音波診断システムのインターフェースに関する研究に従事。

大 籠 研 介

1983年3月24日生。2006年東京農工大学工学部電気電子工学科卒業。2008年同大学大学院生物システム応用科学府博士前期課程修了, 修士(工学)。同年日本光電工業(株)入社。在学中は遠隔超音波診断システムのインターフェースに関する研究に従事。

渡 辺 弘 樹

1981年4月25日生。2005年東京農工大学工学部電気電子工学科卒業。2007年同大学大学院生物システム応用科学府博士前期課程修了, 修士(工学)。同年(株)三菱電機エンジニアリング入社。在学中は遠隔超音波診断システムの通信手法に関する研究に従事。

榎 田 晃 司

1989年国立明石工業高専卒業, 91年大阪大学工学部卒業, 96年大阪大学大学院工学研究科博士課程修了, 博士(工学)。96年日本学術振興会特別研究員(国立大阪病院), 同年名古屋大学工学部助手, 99年愛媛大学医学部助手。2002年より1年間, フランスグルノーブル第一大学医学部研究員。2003年東京農工大学大学院生物システム応用科学府助教授, 2007年より准教授。この間, 生体内薬物伝送, 超音波医用画像処理, 医療ロボティクスに関する研究に従事。1999年日本エムイー学会論文賞・阪本賞受賞, 2000年日本エムイー学会秋季大会にて若手研究者最優秀賞受賞。2002年日本超音波医学会より超音波工学フェロー授与。IEEE EMBS, 日本生体医工学学会, 日本超音波医学会, 電子情報通信学会, 日本ロボット学会などの会員。