

博士論文

医用超音波動画像を利用した
実時間遠隔医療システムに関する研究

榎田 敏之

2000年2月7日

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科 情報処理学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に
博士(工学) 授与の要件として提出した博士論文である。

論文番号： NAIST-IS-DT9861003

提出者： 榎田 敏之

審査委員： 千原 國宏 教授
山本 平一 教授
湊 小太郎 教授
山口 英 助教授
眞鍋 佳嗣 助教授

提出日： 2000 年 2 月 7 日

医用超音波動画像を利用した 実時間遠隔医療システムに関する研究*

楳田 敏之

内容梗概

家や診療所で遠隔地の専門医による医療を享受することを可能とする、医用超音波動画像を利用した実時間遠隔医療システムを提案する。

従来の遠隔医療システムでは、医用画像を撮影した後で遠隔地に伝送するため、医用超音波動画像診断装置の臓器を実時間で画像化できる利点を有効に活用できない。そこで、医用超音波動画像を実時間で圧縮し、デジタル回線を用いて遠隔地に伝送する「遠隔超音波診断システム」を提案する。また、提案システムでは、医用超音波動画像を利用した遠隔医療の特性を考慮し、医用超音波動画像と撮影風景画像を同時に伝送することで、遠隔地の専門医が適切な指示を出すことを可能とし、診断に必要な医用超音波動画像を容易に撮影することができる。その上、診断に必要な画像領域だけを伝送することで、低い伝送速度で高いフレームレートの画像伝送ができ、臓器の動態診断を可能とする。

医用超音波動画像の圧縮伝送後における画質評価実験の結果、1.5Mbps の医用超音波動画像伝送では、画像サイズ 352 × 240 ピクセル、29.98 fps (Frame Per Second) で、PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio) が平均 30dB、RMSE (Root Mean Square Error) が約 9 %、コントラスト誤差が 1% 以下であった。また、128kbps の医用超音波動画像伝送では、画像サイズ 320 × 240 ピクセルで約 2 fps、176 × 112 ピクセルで、約 7 fps の動画像伝送を可能とし、PSNR が平均 33dB、RMSE が平均 6%、コントラスト誤差が 0.1 %以下であった。また、医用

*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報処理学専攻 博士論文, NAIST-IS-DT9861003, 2000年2月7日.

超音波動画像伝送時におけるパケット損失率が、1.5Mbps では 10^{-3} 以下、128 kbps では 10^{-2} 以下で、実時間医用超音波動画像伝送が可能であることを示した。

さらに、ISDN(Integrated Service Digital Network) 回線や衛星回線を用いた遠隔医療実験の結果、遠隔地の専門医が適切な指示を行うことで、超音波動画像の撮影が初めてでも診断に必要な画像を撮影できることを示した。また、医用超音波動画像を用いた内科及び産科診断での有効性を明らかにした。したがって、提案システムは医用超音波動画像を用いた遠隔医療への利用が可能であるとの結論を得た。

キーワード

医用超音波動画像、遠隔医療、実時間、MPEG、JPEG

A study of real time ultrasound telemedicine system*

Toshiyuki Umeda

Abstract

This thesis proposes a new telemedicine system utilizing a medical ultrasound image sequence. The proposed system enables a medical treatment by a remote specialist in a house and a clinic.

The ordinary telemedicine system cannot effectively keep an advantage that a medical ultrasound diagnostic device obtain an image sequence of internal organs in real time. In order to maintain the advantage, the proposed system transmits an ultrasound image sequence in real time. Moreover, the proposed system transmits an image sequence that contains a surface image of a patient and a position of ultrasound probe in real time. As a result, a remote specialist can instruct a precise position of ultrasound probe to obtain an appropriate ultrasound image sequence. The proposed system transmits a region of ultrasound image sequence for diagnosis so that the specialist can see the image sequence in high frame rate on a low bit-rate network.

The experimental results show that the proposed system can transmit a medical ultrasound image sequence enough with at least 30dB PSNR, 9% RMS error and less than 1% of contrast error under the conditions that the size of image is 352×240 pixels and the frame rate is 29.98 fps and the band-width is 1.5Mbps. In addition, the proposed system can transmit ultrasound image sequence with at least 33dB PSNR, 6% RMS error and less than 0.1 % of contrast error under the

*Doctor's Thesis, Department of Information Processing, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-DT9861003, February 7, 2000.

condition that the size of image is 320×240 pixels and the frame rate is 2 fps or the size of image is 176×112 pixels and the frame rate is 7 fps. The proposed system transmits an ultrasound image sequence under the condition that a packet loss rate is under 10^{-3} and the band-width 1.5Mbps or a packet loss rate is under 10^{-2} and the band-width 128kbps.

Through telemedicine experiments utilizing a medical ultrasound image sequence consulting specialists over an ISDN(Integrated Service Digital Network), a domestic satellite network and an international satellite network, I can state with enough certainly that the proposed system can provide good reputations of specialists to enable a telemedicine by using a medical ultrasound image sequence.

Keywords:

Medial image sequence, Telemedicine, Real time, Medical Ultrasound, MPEG, JPEG

目次

1	序論	1
1.1.	21世紀のマルチメディア社会と医療	1
1.2.	遠隔医療の意義	2
1.3.	医用超音波動画像	3
1.4.	医用画像を用いた遠隔医療システム	5
1.5.	遠隔超音波診断システム	6
1.6.	本研究の意義	8
1.7.	本論文の構成	8
2	遠隔超音波診断システム	11
2.1.	医用画像を用いた遠隔医療システムに関する研究	11
2.1.1	Store and Forward 方式の遠隔医療システム	11
2.1.2	Real Time 方式の遠隔医療システム	13
2.2.	動画像圧縮手法	14
2.2.1	Motion JPEG	14
2.2.2	H.261	17
2.2.3	MPEG	18
2.2.4	MPEG2	24
2.3.	データ伝送手法	25
2.3.1	Transmission Control Protocol	25
2.3.2	User Datagram Protocol	25
2.4.	通信回線	27
2.5.	遠隔超音波診断システムの構成	29
2.6.	まとめ	31

目次

3	病院・診療所間遠隔医療システム	33
3.1.	はじめに	33
3.2.	システム構成	33
3.2.1	医用超音波動画像圧縮	34
3.2.2	伝送プロトコル	36
3.3.	医用超音波画像品質評価	36
3.3.1	画像品質特性評価実験	36
3.3.2	評価結果	38
3.3.3	考察	42
3.4.	パケット損失の影響評価	42
3.4.1	動画像品質評価実験	42
3.4.2	評価結果	43
3.4.3	考察	45
3.5.	医用超音波動画像遠隔医療実験	46
3.5.1	遠隔医療実験	46
3.5.2	結果	48
3.5.3	考察	49
3.6.	まとめ	50
4	在宅遠隔医療システム	53
4.1.	はじめに	53
4.2.	システム構成	53
4.2.1	実時間動画像圧縮	54
4.2.2	実時間伝送法	56
4.3.	伝送モード	56
4.4.	医用超音波画像品質評価	61
4.4.1	画像品質特性評価実験	61
4.4.2	評価結果	62
4.4.3	考察	64
4.5.	パケット損失の影響	64
4.6.	各伝送モードでの画像表示速度	66

4.7. 医用超音波動画像遠隔医療実験	67
4.7.1 遠隔医療実験	67
4.7.2 実験結果	69
4.7.3 考察	78
4.8. まとめ	80
5 結論	81
参考文献	85

目次

図目次

1.1	医用超音波動画像診断装置	3
1.2	超音波プローブ	4
1.3	Store and Forward 方式の遠隔医療システムの処理の流れ	5
1.4	Real Time 方式の遠隔医療システムの処理の流れ	6
1.5	遠隔超音波診断システム	7
2.1	JPEG 非可逆符号化方式の符号器ブロック図	15
2.2	JPEG 非可逆符号化方式の復号器ブロック図	17
2.3	H.261 符号器ブロック図	18
2.4	H.261 復号器ブロック図	18
2.5	MPEG 符号器ブロック図	22
2.6	MPEG のフレーム間予測	23
2.7	MPEG 復号器ブロック図	23
2.8	TCP における正常時のデータ送信処理の流れ	26
2.9	TCP における送信パケットが喪失した場合の再送処理の流れ	26
2.10	TCP における確認応答が喪失した場合の再送処理の流れ	27
3.1	MPEG を用いた遠隔超音波診断システム	34
3.2	原画像 (上) と I ピクチャ画像 (下)	39
3.3	原画像 (上) と P ピクチャ画像 (下)	40
3.4	原画像 (上) と B ピクチャ画像 (下)	41
3.5	通常フレーム (上) とブロックノイズが発生したフレーム (下)	44
3.6	衛星回線を用いた遠隔医療実験機器接続図	47
3.7	ISDN 回線を用いた遠隔医療実験機器接続図	48

図目次

4.1	128kbps 通信回線に適応した遠隔超音波診断システム	54
4.2	Instruction Mode	57
4.3	Diagnosis Mode	58
4.4	状態遷移図	60
4.5	原画像 (上) と JPEG 圧縮画像 (下)	63
4.6	通常フレーム (上) とブロックノイズが発生したフレーム (下)	65
4.7	国際遠隔医療実験ネットワーク図	68
4.8	タイ/日本医用超音波動画像遠隔医療実験 Meeting Mode の伝送画像: A は患者側で Rahavithi 病院の専門医。B は診断側の専門医の画像。	70
4.9	タイ/日本医用超音波動画像遠隔医療実験 Diagnosis Mode の伝送画像: C は心臓の弁の B-M モード画像。D は胎児の背骨の B モード画像。	71
4.10	タイ/日本医用超音波動画像遠隔医療実験 Diagnosis Mode の ROI 伝送画像: E は ROI を選択した部位。F は伝送された画像 (176 × 112 ピクセル)。	72
4.11	岡山/奈良医用超音波動画像遠隔医療実験 Meeting Mode 伝送画像: G は川崎医療短期大学の診断側。H は奈良先端科学技術大学院大学の患者側。	73
4.12	岡山/奈良医用超音波動画像遠隔医療実験 Instruction Mode の伝送画像: 患者側から診断側に伝送された画像	74
4.13	岡山/奈良医用超音波動画像遠隔医療実験 Diagnosis Mode の伝送画像: 心臓のカラードップラー画像	75
4.14	岡山/奈良医用超音波動画像遠隔医療実験 Diagnosis Mode の ROI 伝送画像: J は ROI を選択した部位。K は伝送された画像 (88 × 64 ピクセル)	76

表目次

2.1	DCT 係数の並び替え順序	16
2.2	H.261 と MPEG の主な違い	20
2.3	MPEG で利用するピクチャの種類	21
2.4	衛星回線及び ISDN 回線の主な特徴	28
3.1	I ピクチャに使用した量子化テーブル	35
3.2	P 及び B ピクチャに使用した量子化テーブル	35
3.3	MPEG で医用超音波動画像を圧縮した際の各ピクチャの画像品質	38
3.4	パケット損失率とノイズフレーム発生率	43
3.5	パケット損失率とノイズフレームの連続発生長分布 (1169 フレーム中)	45
4.1	輝度信号用量子化テーブル	55
4.2	色差信号用量子化テーブル	55
4.3	JPEG 圧縮超音波動画像品質	62
4.4	各 Mode の平均画像サイズと、128kbps 回線で医用超音波動画像遠隔医療を実施した際の画像表示速度	67
4.5	タイ/日本医用超音波動画像遠隔医療実験での 各モードの伝送速度と画像表示速度	78

表目次

第 1 章

序論

本章では、本研究の背景について述べ、本研究の意義と論文の構成を示す。

なお、本論文で扱う「遠隔医療」の定義および範囲は、「映像を含む患者情報の伝送に基づいて遠隔地から診断、指示などの医療行為及び医療に関連した行為を行うこと」とする [1]。また、遠隔医療を受けようとする患者のいる診療所や家を「患者側」、専門医のいる病院を「診断側」とする。

1.1. 21 世紀のマルチメディア社会と医療

コンピュータ技術、通信技術、信号処理技術などの進歩により、本格的なマルチメディア社会を迎え始めている。そして、マルチメディア社会における情報サービスと情報通信基盤の急速な普及は、個人の生活、産業構造、行政、社会システムなどのさまざまな面で、歴史的な変革を促しつつある。また、さまざまな社会問題や地球環境問題に対して、産業政策と並行してマルチメディアサービスを駆使した情報通信環境を構築することで克服する試みが提案されている [2][3][4]。

マルチメディア情報通信環境が整備される 21 世紀の社会では、時代の価値が「もの」から「情報」へと大きく変化し、個性化、グローバル化が一層進展する。そして、マルチメディアサービスには、パーソナル化への対応、安心・信頼性の確保、そして時間や空間を克服した新しいコミュニケーション環境の構築が求められる。その中で、医療とマルチメディア技術が融合することで、患者の病状の記録、病歴の保存・管理などを効率よく行うことを可能とした。さらに、マルチメディア情報通信環境が整備される中、病院や診療所で行われる医療をサポートするオンライン医療として遠隔医療技術の開発が期待されている。

1.2. 遠隔医療の意義

遠隔医療とは、2地点以上の患者と医師もしくは、医師と医師の間で行われる医療行為及び医療に関連した行為であり、現在の医療に対して以下の点について貢献することが可能である [5]。

第一に、高度な技術を要する医療を医師と患者の距離に関係なく提供することができるため、医療の地域間格差の解消が可能である。例えば、「医師不足のために、町村立の医療機関の医師数が一病院に二、三人というところが多く、このような状況では、公立病院でありながらそれに見合ったレベルの医療ができない」 [6] といわれる地域で遠隔医療が実施されれば、いつでも専門医による医療を提供することが可能となり、医療サービスの地域間格差を解消することができる [7] [8]。

第二に、患者が遠隔地の専門医の場所まで移動しなくても、地元の医療機関や家で、遠隔地の専門医の医療を受けることができるため、患者の負担を軽減することが可能である。一般診療所での患者を紹介・転送している割合は89.1%であり、多くの場合、患者は遠隔地の専門医のいる病院に通院や入院をする必要がある [8][9]。しかし、多くの医療機関で遠隔医療が実施されると、患者は遠隔地の病院まで移動することなく専門医の医療を受けることができる。その結果、患者の経済的、肉体的負担を軽減することが可能である [8]。

第三に、特殊な場所での専門医による医療が可能となることが挙げられる。例えば、救急車、宇宙ステーション、戦場など専門医を常時配置しておくことが困難な場所であっても、遠隔医療によって高度な医療を行うことができる [10][11][12][13]。具体的には、瞳孔映像、電子内視鏡、腹部の超音波画像、心臓の超音波動画像などの映像情報を救急車からリアルタイムで救急指令センターの救急医に伝送可能となれば、適切な指示を救急救命士に出すことができ、重度疾患患者の救命率は少なからず向上する [14]。

このように、遠隔医療は社会にさまざまな利益をもたらす可能性があり、X線写真、X線CT(Computed Tomography)、MRI(Magnetic Resonance Imaging)、医用超音波動画像などの医用画像を用いた遠隔医療技術の開発が期待されている [1][15][16][17][18]。

1.3. 医用超音波動画像

医療に利用される画像の一つに、実時間で臓器の動態を表示することができる医用超音波動画像がある [19][20][21]。医用超音波は、X線やMRIを利用した臓器の画像化手法に比較して人体に対する影響が小さいなどの特長を有する [19][22]。そのため、医用超音波動画像診断装置は、全国の36%以上の診療所に普及し、内科や産婦人科など、さまざまな医療分野で利用されている [9][19]。具体的には、腹部の超音波画像診断では胆石症、ひ臓癌、肝臓癌、胆嚢癌の診断、泌尿器科領域では腎結石、腎梗塞、慢性腎炎による石灰変性、腎臓癌の診断、産科領域では羊水の量や胎児の状態などの診断において用いられる [23] [24] [25]。また、心臓の超音波画像診断は心臓の肥大、肥厚を診断することができ、動態などを観察することで、心臓弁膜症、心筋症、先天性心疾患、心筋梗塞の診断ができる [26]。



図 1.1 医用超音波動画像診断装置

医用超音波動画像は、図 1.1に示す医用超音波動画像診断装置を用い、装置に付随する超音波プローブ (図 1.2) を体表上に接触させて撮影する。しかし、診断に必要な医用超音波動画像を撮影するには、超音波プローブの位置、角度、傾きなどが適切でなければならない [26]。また、患者が普通の呼吸状態では撮影す

ることが困難な臓器では、撮影しながら患者に適切な指示をだす必要がある [26]。この結果、超音波動画像は施行医によって鮮明度がかなり左右される [27]。その上、診断に必要な画像が撮影できたとしても、診断を行うには経験や知識を要する場合があります。心臓の超音波動画像診断において、研修医の 49% は難しい症例の時には専門医を呼ぶとのアンケート結果がある [27]。

そこで、医用超音波動画像を利用した遠隔医療システムを構築することで、医師はいつでも遠隔地の専門医の指導を受けることができるようになり、医用超音波動画像を用いた医療を発展させることが可能になると考える。また、訪問看護婦などがサポートすることで、在宅での医用超音波を用いた遠隔医療を受けることが可能となり、患者の移動の負担を減らすことができる。



図 1.2 超音波プローブ

1.4. 医用画像を用いた遠隔医療システム

医用画像を利用した遠隔医療システムには、Store and Forward 方式と Real Time 方式がある [28][29]。

- Store and Forward 方式

Store and Forward 方式は、患者側で医用画像を撮影し、まず一度全ての画像をファイルとして保存する。その後で診断側に伝送し、専門医が伝送された医用画像を用いて医療を実施する方式である。図 1.3に、Store and Forward 方式の医用画像用いた遠隔医療システムの処理の流れを示す。

本方式は、ネットワークの伝送速度に関係なく遠隔医療システムを構築することが可能である。また、患者側と診断側に同時に専門医及び患者がいる必要がなく、いつでも撮影及び診断が可能である。しかし、医用画像を撮影する時に、診断側の専門医による患者側の医師に対する指示が困難である。

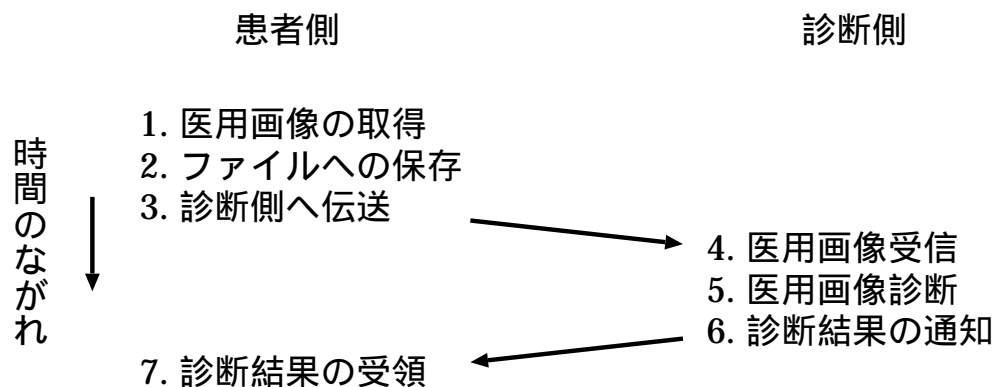


図 1.3 Store and Forward 方式の遠隔医療システムの処理の流れ

- Real Time 方式

Real Time 方式は、患者側での医用画像を撮影と同時に診断側に伝送し、専門医が診断する方式である。図 1.4に、Real Time 方式の医用画像を用いた遠隔医療システムの処理の流れを示す。

本方式による遠隔医療システムを構築するには、高速な回線と高速なコンピュータが必要である。しかし、実時間で医用画像を伝送するため、診断側の専門医が患者側に対して適切な指示をすることができ、診断に必要な画像を容易に撮影することができる [30]。

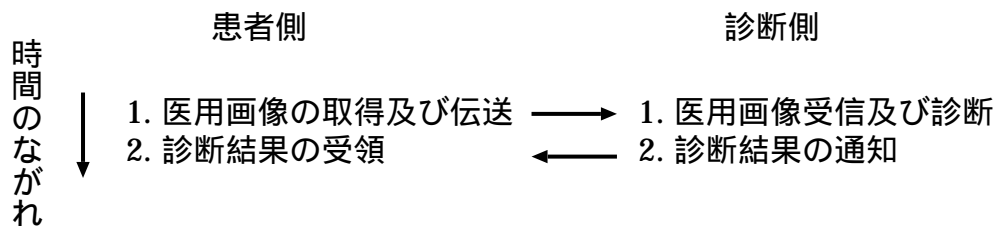


図 1.4 Real Time 方式の遠隔医療システムの処理の流れ

1.5. 遠隔超音波診断システム

本論文では、Real Time 方式の医用超音波動画をを用いた遠隔医療システム「遠隔超音波診断システム」を提案する。図 1.5 に、提案システムを示す。提案システムは、患者側で撮影された医用超音波動画を診断側に実時間で伝送し、専門医は伝送された画像を用いて診断を行う。また、患者側のカメラを利用して撮影風景画像を診断側に伝送し専門医による遠隔指示を容易にする。提案システムでは、家や診療所で利用可能な、医用超音波動画をを用いた遠隔医療を実現するため、以下の点について考慮する。

- 医用超音波動画の高画像品質伝送

遠隔地の専門医が正確な診断を行うには、患者側で撮影された医用超音波動画と同程度の画質を持った画像が必要である。

- 専門医による遠隔指示の容易性

診断に必要な医用超音波動画を撮影するには、超音波プローブを適切な位置、角度、傾きで患者にあてる必要がある。また、患者の普通の呼吸状

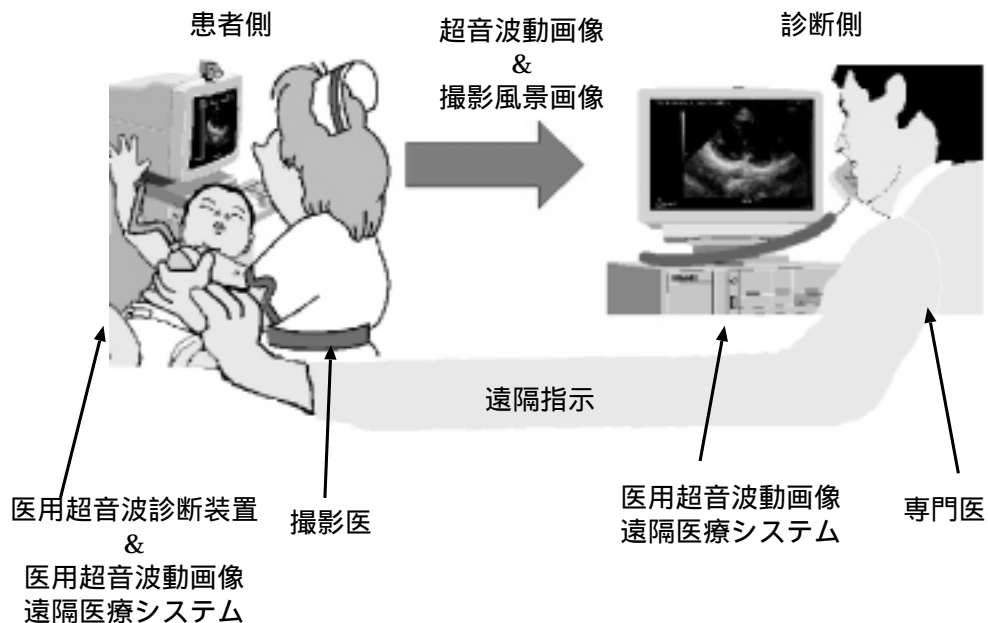


図 1.5 遠隔超音波診断システム

態では撮影することができない臓器では、撮影しながら患者に適切な指示を出す必要がある。そのため、遠隔地の専門医が患者側の撮影者及び患者に対して、撮影中に適切な指示を行う必要がある。

そこで、提案システムでは患者側で撮影された超音波動画を実時間で診断側に伝送する。この結果、専門医が患者側の撮影者に対して超音波プローブの操作方法の指示を容易に行えるようになる。また、専門医が患者に対しても呼吸方法などを指示することで、容易に医用超音波動画を撮影できるようになる。

- さまざまな回線速度に適応

すべての診療所及び家に、155Mbps や 600Mbps の高速な回線を敷設することは、困難である。そのため、光ファイバーによる PRI(Primary Rate Interface) 回線や衛星回線で構築可能な 1.5Mbps の回線速度や、一般家庭で利用できる BRI(Basic Rate Interface) 回線で構築可能な 128kbps の回線速度に適応できる必要がある。

1.6. 本研究の意義

本研究は、家や診療所で遠隔地の専門医による、医用超音波動画像を用いた遠隔医療を可能とする「遠隔超音波診断システム」の構築を目的とする。

従来の遠隔医療システムでは、撮影した画像を蓄積してから遠隔地に伝送するため、医用超音波動画像の撮影中に、遠隔地の専門医が適切な指示を出すことが困難である。そこで、提案システムでは、撮影中の医用超音波動画像と撮影風景画像を実時間で伝送することで、遠隔地の専門医が適切な指示を出すことを可能とする。また、診断に必要な医用超音波動画像領域だけを伝送することで、低い伝送速度で高いフレームレートの画像伝送を可能とする。

医用超音波動画像遠隔医療システムを構築し、国内衛星回線、ISDN(Integrated Service Digital Network) 回線及び国際衛星回線を用いて、専門医による医用超音波動画像遠隔医療実験を行なった。

これらの研究成果により、医用超音波動画像を用いた専門医による医療を、家や診療所で享受できる遠隔医療システムの指針を示すことができると考える。

1.7. 本論文の構成

本論文は、5章からなる。

第2章では、従来の医用画像を利用した遠隔医療システムについて解説する。また、現在利用されている動画像圧縮手法とデータ伝送手法及び通信回線について述べる。そして、医用超音波動画像遠隔医療システムに求められる条件を挙げ、提案するシステムの概要について述べる。

第3章では、医用超音波動画像を用いた遠隔医療システムとして、PRI回線や衛星回線で構築可能な1.5 Mbpsの通信回線を利用した遠隔医療システムについて提案する。提案システムは、光ファイバーや衛星回線を利用することで、病院と診療所の間での医用超音波動画像を用いた遠隔医療を可能とする。また、提案システムの評価実験として圧縮した医用画像品質の評価と、伝送時に発生するパケット損失の医用動画像に与える影響について述べる。そのうえ、構築したシステムを用いて、ISDN回線、国内衛星回線を利用して専門医による医用超音波動

画像遠隔医療実験を行い、提案システムの有効性について検証する。最後に、高速データ伝送可能なデジタル回線を利用した医用超音波動画像遠隔医療システムについてまとめる。

第4章では、医用超音波動画像を利用した在宅遠隔医療を可能とする、128kbpsの通信回線に適応した遠隔超音波診断システムについて提案する。また、提案システムの評価実験として圧縮した医用画像品質の評価と、伝送時のデータパケット損失が医用動画像に与える影響について述べる。そのうえ、構築したシステムで、専門医による国際医用超音波動画像遠隔医療実験及び国内医用超音波動画像遠隔医療実験を行い、提案システムの有効性について検証する。最後に、低速回線で、円滑な医用超音波動画像遠隔医療を可能とする医用超音波動画像遠隔医療システムについてまとめる。

第5章では結論として、医用超音波動画像を利用した遠隔医療システムに関する本研究の成果を総括する。

第 2 章

遠隔超音波診断システム

本章では、従来の医用画像を利用した遠隔医療システムについて紹介する。また、現在利用されている動画像圧縮手法とデータ伝送手法及び通信回線について述べ、医用超音波動画像を利用した遠隔医療システムについて検討する。

2.1. 医用画像を用いた遠隔医療システムに関する研究

2.1.1 Store and Forward 方式の遠隔医療システム

Store and Forward 方式の遠隔医療システムは、患者側で撮影した医用画像をファイルとして蓄積した後で診断側に伝送する。その後で、診断側の専門医が伝送された医用画像を診断する方式である。

なお、本論文では医用画像を伝送した後で、患者側の医師と診断側の専門医が遠隔会議システムを用いて、遠隔医療を実施する方式も Store and Forward 方式とした。

アジア、太平洋衛星医療ネットワーク

東海大学医学部、テレメディシン研究会では、アジア、太平洋地域を衛星回線を利用して接続し、X線写真、内視鏡画像、医用超音波画像などの静止画像を伝送して、遠隔医療を実施することが可能なシステムを構築した [31]。このシステムでは、医用画像を 512×480 ピクセルの静止画像として扱う。また、半二重、16KHz の周波数変調波を用い、アナログ音声、および 9600bps のモデムによるデータ伝送を行った。伝送回線にはアジア地域をカバーする衛星回線を利用した。

第2章 遠隔超音波診断システム

実験の結果、医用画像を利用した遠隔医療においては、重症肺炎、急性肝炎、重症熱症などの臨床分野で有用性が実証された。また、NTSC画質の静止画像であっても、臨床状況や付随する説明により、遠隔医療が可能であることが示された。診断に関して、医療機関によっては、得意な分野と不得意な分野があるので遠隔医療に供するネットワークを動的に変更して柔軟な医療ネットワークを構築する必要性が指摘された。

この遠隔医療システムは、衛星回線を利用しているため、1994年ラバウルの火山が爆発した際に公衆回線の途絶したノンガベール病院と唯一接続可能な回線を提供することができ、災害時医療において有効性を示すことができた。特に、衛星回線はパラボラアンテナの灰を除去するだけで利用することができ、衛星回線を利用した遠隔医療システムは、耐災害性に強いことが示された。

超高精細画像による遠隔医療カンファレンスシステム

通信・放送機構、奈良リサーチセンター等では、超高精細画像を利用した遠隔医療カンファレンスシステムを構築した [32] [33][34]。このシステムでは、静止医用画像として、 2048×2048 ピクセル、24bit の胸部単純 X 線写真、安静時心電図、エルゴ負荷心電図と、医用動画像として NTSC 画質の心臓の医用超音波動画像を用いた。伝送回線には高速 ISDN 回線を利用した。画像表示には SHD (Super High Definition image system) を利用して高品質画像での遠隔医療を可能とした。

この遠隔医療システムでは、最初に患者側で医用画像を撮影し、診断側に伝送する。その後、専門医の診断時に実時間伝送可能な会議システムを用いて遠隔医療を行った。

実験の結果、心臓の医用超音波画質について、NTSC 画質の医用超音波動画像を用いた遠隔医療は十分可能であるとの結果を得た。また、この遠隔医療システムは、2 地点間で同じ動画像を見ながら、遠隔医療を実施することができる点から簡単なアドバイスなどが可能であった。

京都府立医科大学における遠隔画像診断システム

京都府立医科大学では、ISDN 回線を用いて京都府立医科大学と関連診療所を接続し、X 線 CT や MR の医用画像を用いた遠隔医療システムを構築した [35]。

2.1. 医用画像を用いた遠隔医療システムに関する研究

このシステムでは、患者側で撮影した医用画像を 24bit カラー画像として扱い、JPEG 圧縮して診断側に伝送する。このシステムの伝送回線は 病院と診療所の間を 1.5Mbps の ISDN 回線、もしくは、128kbps の ISDN 回線を利用し、病院内では LAN(Local Area Network) を用いて接続する。

この遠隔医療システムでは、最初に患者側で医用画像を撮影し、ファイルとして保存する。遠隔医療を行う際に、診断側専門医を呼び出し、回線を接続し画像の伝送を行う。その後、専門医と患者側の医師とで実時間遠隔会議を行い医療に関するディスカッションを行う。

実験の結果、2点間の画像を共有することで対話型の医療指示が可能であり、JPEG の非可逆圧縮で圧縮された医用画像の遠隔医療に対する影響はほとんどないことが明らかになった。

2.1.2 Real Time 方式の遠隔医療システム

Real Time 方式の遠隔医療システムは、患者側で撮影中の医用画像を実時間で診断側に伝送すると同時に、診断側で専門医が診断する方式である。

旭川医科大学における遠隔医療システム

旭川医科大学眼科学教室では、眼球内にある液状の硝子体の動きや出血の模様などを詳細に映像化し、北海道内の関連病院と結び、手術現場の医師に的確な技術援助を与えたり遠隔診断が可能なシステムを構築した [8] [28]。この遠隔医療システムは、1.5Mbps の ISDN 回線を利用して、NTSC 画質の画像を 30 fps (frame per second) で実時間で伝送することが可能とする。このため、眼科医が診断に苦慮する患者、治療方針を決定しかねる患者に遭遇した場合、即座に遠隔医療を実施することで問題の解決することができる。また、手術の様子を伝送することができるため、手術中のいろいろな検討を即座に行うことが可能である。また、国際 ISDN 回線を用いて、旭川医科大学眼科とハーバード大学医学部スケペンス眼研究所と接続することで最新の治療技術の確認、習得、研究を行っている [8]。

2.2. 動画像圧縮手法

医用超音波動画像を圧縮するには、高い圧縮率で、遠隔医療に利用できる画質を保持する必要がある。ここでは、一般的な動画像圧縮手法である Motion JPEG(Joint Photographic Expert Group)、H.261、MPEG(Moving Picture Experts Group)、MPEG-2 について述べる。

2.2.1 Motion JPEG

JPEG にはいくつかの圧縮方式が規定されているが、一般には DCT(Discrete Cosine Transform) を用いた非可逆圧縮方式である。Motion JPEG は、JPEG を使って動画の各フレームを圧縮する方式の総称であり、Motion JPEG という標準規格は特に存在しない。そこで、ここでは JPEG 圧縮手法について解説する。また、以下では Motion JPEG も JPEG と呼ぶ。

JPEG の正式なタイトルは、“Digital Compression and Coding of Continuous-Tone Still Image” で、ITU-T 勧告では、T.81、T.83 がある [36]。

JPEG は、二つの方式に分類される。一つは可逆符号化方式 (Lossless) であり、もう一つは非可逆符号化方式 (Lossy) である。可逆符号化方式として、空間的 (画面内) 予測符号化方式が採用されている。この方式の圧縮率は、非可逆符号化方式に比べて小さいものの、もとの画像品質を保つことができる。後者は、DCT を基本としており、完全にもとの画像を再現できないものの、高い圧縮率においても十分実用的な復号画像品質を得ることができる。

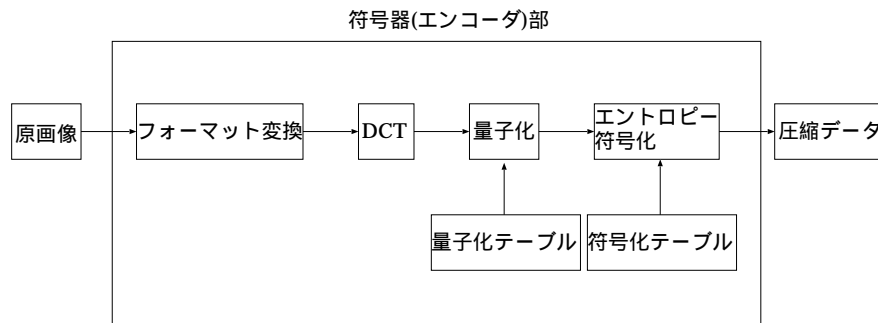


図 2.1 JPEG 非可逆符号化方式の符号器ブロック図

図 2.1に、非可逆符号化方式の符号器のブロック図を示す。以下に、JPEG の画像圧縮手順を示す。

1. SIF(Source Input Format) 変換

圧縮の前処理として、7.3 Mbyte 以上の原画像データに対して、フィールド間引き、輝度、色差信号の帯域制限処理として原画像を 4:2:0 画像フォーマットに変換し、1.4Mbyte 程度の SIF 信号 (320 × 240 ピクセル) に変換する。

2. DCT、離散コサイン変換

SIF 画像を、8 × 8 ピクセルのブロック・サイズで 2次元離散コサイン変換する。カラー画像の場合は、16 × 16 ピクセルの輝度信号を 8×8 画素の 4 個のブロックサイズに分割し DCT 変換を行い U/V 信号を 8 × 8 ピクセルに間引きして DCT 圧縮する。

3. 量子化

まず、得られた DCT 変換係数を DC(Direct Current) 成分、AC(Alternate Current) 成分で独立して量子化する。量子化に用いる量子化テーブルには既定値は存在せず、個別に設定される。量子化した DCT 係数のうち DC 係数は、直前のブロックの DC 係数を予測値として差分値を符号化し、残りの AC 成分は、ブロック内で表 2.1に示す順序で並び替える。

4. VLC(Variable Length Coding、可変調符号化)

量子化値を低周波成分から読みだし、ランレングス符号とハフマン符号との組合せによる可変調符号化によって圧縮する。

表 2.1 DCT 係数の並び替え順序

0	1	5	6	14	15	27	28
2	4	7	13	16	26	29	42
3	8	12	17	25	30	41	43
9	11	18	24	31	40	44	53
10	19	23	32	39	45	52	54
20	22	33	38	46	51	55	60
21	34	37	47	50	56	59	61
35	36	48	49	57	58	62	63

図 2.2に、非可逆符号化方式の復号器のブロック図を示す。圧縮データは、エントロピー復号器で量子化係数に復号され、別に復号した DC 係数とともに逆量子化 (IDCT:Inverse DCT) される。そして、画像フォーマット変換されて復号画像として再構成される。以下に、JPEG 画像の復号手順を示す。

1. VLD(Variable Length Decoding、可変調符号復号)

入力された可変調符号を復号して量子化係数を求める。

2. 逆量子化

量子化係数は、逆量子化器により DCT 係数に戻される。

3. IDCT、逆量子化

逆 DCT によって、 8×8 ピクセルブロック毎にそれぞれのピクセル値(輝度、色差)が算出される。

4. 後処理

計算によって得られた SIF 画像を、画像表示可能なフォーマットに変換する。

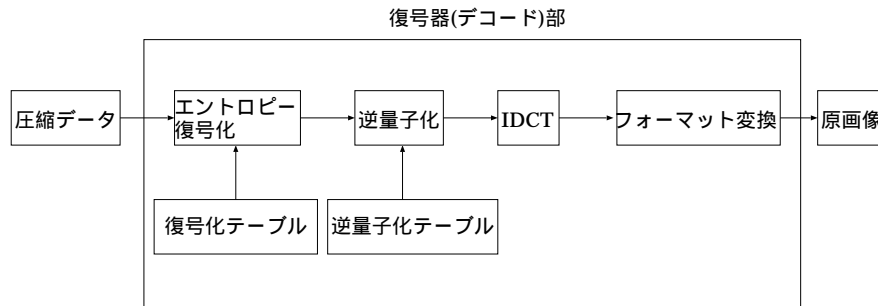


図 2.2 JPEG 非可逆符号化方式の復号器ブロック図

2.2.2 H.261

H.261 は、現行のテレビのカメラ入力信号を前提としており、伝送速度を約 40kbps ~ 約 2Mbps に限定している。また、動画画像フォーマットは CIF(Common Intermediate Format) と呼ばれる、 352×288 ピクセル、画像表示速度を最大 30 fps である。CIF 画像は、 16×16 の画素ブロックに分割して処理を行い、ヨコ 22 個、タテ 18 個の合計 396 個のマクロブロック (MB:Macroblock) 単位で符号化される。

図 2.3 に、H.261 符号器のブロック図を示す。まず、原画像を 4:2:0 画像フォーマットに変換し、DCT、量子化、動き補償を行う。得られた係数の可変調符号化を行い、送信バッファで送信データ速度を一定にし、誤り訂正符号を付加して送信する。

図 2.4 に、H.261 復号器のブロック図を示す。まず、受信したデータから誤り訂正を行い、可変調符号の復号を行う。そこで、得られた係数をもとに動き補償、逆量子化、IDCT を行いビデオ信号として出力する。

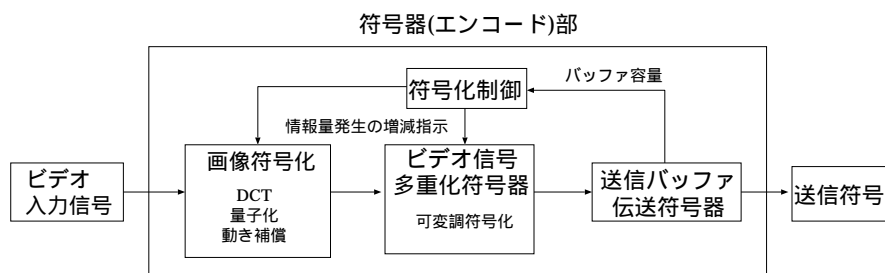


図 2.3 H.261 符号器ブロック図

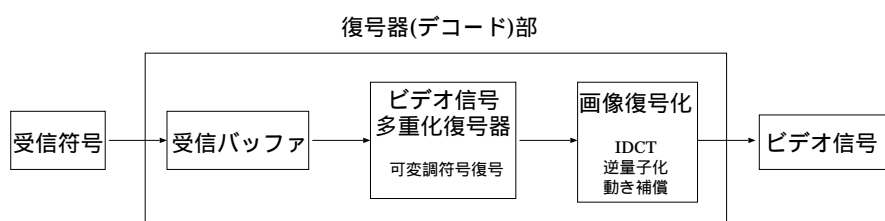


図 2.4 H.261 復号器ブロック図

2.2.3 MPEG

1992 年に ISO/IEC JTC1/SC29/WG11 が標準化した MPEG は、蓄積メディアを対象とし、約 1.0Mbps ~ 1.5Mbps 程度の符号化率で、 352×240 ピクセル、29.98 fps (NTSC 信号の場合) で動画像圧縮符号化を行い H.261 と、以下の点において共通性がある [37] [38] [39] [40]。

- 符号化単位をマクロブロック (MB) とし、各 MB について 16×16 ピクセルの輝度ブロックに対する動き補償を行う。動き補償方式は、MB 単位のフレーム間予測方式とし、時間的画面上に基づく情報圧縮を行う。
- 各 MB について、 8×8 ピクセルのサブブロックに細分し、DCT による空間的 (画面内) 情報圧縮を行う。
- 全体的に、動き補償フレーム間予測、DCT による符号化済情報の発生確率の偏りを利用して、ハフマン符号に基づくエントロピー符号化 (可変調符号

化)を行う。

- DCT 係数の量子化ステップ制御によって、全体の符号発生量制御を行う。

しかし、MPEG では、蓄積メディア特有の性質を考慮にいて、以下の特徴を有する。

- ランダムアクセスを可能とするために、画面内だけで閉じた情報による符号化画面を定期的に挿入し、このピクチャ内符号化画面が少なくとも一枚入った画面群構造を持つこととし、これを GOP (Groupe of Pictures) と呼ぶ。
- 復号処理にリアルタイム性を重視することから、一枚のピクチャ内符号化画面をもとにして予測画面を作る場合、2枚以上先の未来の画面を予測した後、間を双方向予測画面を作って埋めることを行う。この双方向予測によって、高画質化を実現している。

表 2.2 に、H.261 と MPEG の主な違いを示す。

GOP について、現在一般に利用されている MPEG 符号器は、約 0.5 秒 (15 フレーム) 程度をグループ化する。

次に、NTSC 信号を MPEG で圧縮する手順を以下に示す。

表 2.2 H.261 と MPEG の主な違い

	H.261	MPEG
主な対象	通信メディア	蓄積メディア
伝送速度	$p \times 64 \text{ kbps}$ ($p=1-30$)	1856kbps 以下
復号開始	通信開始	GOP とシーケンス・ヘッダ
画像タイプ	基本的に 1 種類	主要なものは 3 種類
画像欠落	あり	なし
予測構造	順方向予測	双方向予測
量子化	MQANT	MQANT と量子化マトリックス
動きベクトル	整数画素単位	半画素単位

GOP : Group Of Pictures

DCT : Discrete Cosine Transform

MQANT : Macroblock QUANT

1. SIF(Source Input Format、ソース入力フォーマット) 変換

圧縮の前処理として、100Mbps 以上の原画像データに対して、フィールド間引き、輝度・色差信号の帯域制限処理を行い、約 30Mbps の SIF 信号 (352 × 240 ピクセル、30 フレーム) に変換する。この SIF 信号をベースとしたマクロブロックの整数倍サイズが圧縮の入力画像となる。

2. ME(Motion Estimation、動き推定)

16 × 16 画素のマクロブロック単位で、入力の動きベクトル (参照画像内の比較対象ブロックとの移動量) を算出する。動きベクトルによる予測方法には図 2.6 に示すように、順方向予測 (過去の画像からの予測)、逆方向予測 (未来の画像からの予測)、双方向予測 (過去・未来の画像からの予測) の三つのタイプがある。ピクチャの種類には、予測なしの I ピクチャ (Intra-Picture)、順方向予測の P ピクチャ (Predictive-Picture)、双方向予測の B ピクチャ (Bidirectionally Predictive-Picture) がある。特に双方向予

表 2.3 MPEG で利用するピクチャの種類

ピクチャの種類	内容
Intra-Picture ピクチャ内符号化画像	I ピクチャは GOP の独立性を保つ。 画面の全てをイントラ符号化する。 原画像と同じ順序で符号化される。
Predictive-Picture ピクチャ間順方向予測 符号化画像	P ピクチャは、画面内の小ブロック単位 の部分ではピクチャ間順方向予測イント ラ符号化を含む場面もある。 原画面と同じ順序で符号化される。
Bidirectionally Predictive-Picture 双方向予測符号化画像	I, P ピクチャを先に処理した後で、 その間に挿入される B ピクチャを 符号化する。B ピクチャも画面内の 小ブロック単位の部分では、イントラ 符号化を含む場合もある。

測を用いることでわずかな符号量で符号化できる B ピクチャは、圧縮処理にともなう遅延時間が問題とならない蓄積メディアにおいて、その効果を最大限に発揮する。各ピクチャの種類についてまとめたものを表 2.3 に示す。

3. DCT (Discrete Cosine Transform、離散コサイン変換)

動き補償した画像と入力画像との差分を、 8×8 画素のブロック・サイズで 2 次元離散コサイン変換する。なお、I フレームについてはフレーム内符号化なので、フレーム時間差分を行わず入力画像に対して、そのまま DCT 演算を行う。

4. 量子化 (Quantization)

DCT 変換係数を、視覚特性を考慮したマトリックス・テーブルを用いて量子化する。

5. VLC (Variable Length Coding、可変調符号化)

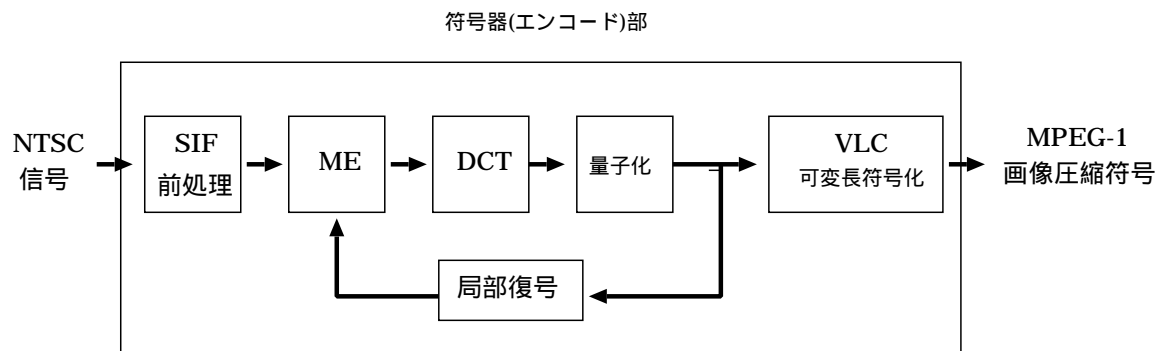


図 2.5 MPEG 符号器ブロック図

量子化値を低周波成分から読みだし、ランレングス符号とハフマン符号との組合せによる可変調符号化によって圧縮する。

MPEG で画像圧縮を行う手順を、図 2.5 に示す。なお、図 2.5 には詳細は記載していないが、エンコード側では局部復号を行っているので、次に説明するデコード側 (VLC 復号を除く) とほぼ同じ処理が同時に行われている。

MPEG 圧縮画像は、以下の手順で復号される。また、図 2.7 に復号器のブロック図を示す。

1. VLD(Variable Length Decoding、可変調符号復号)

入力された可変調符号を復号して量子化係数や動きベクトルを求める。

2. 逆量子化 (Inverse Quantization)

量子化係数は、逆量子化により DCT 係数に戻される。

3. IDCT(Inverse DCT、逆 DCT)

逆 DCT によって、 8×8 ピクセルブロック毎にそれぞれのピクセル値 (輝度、色差) が算出される。ただし、ここでの画素値は I ピクチャでは実際のピクセル値そのものの値となっているが、P ピクチャと B ピクチャでは対応するピクセル値間の差分値となっている。

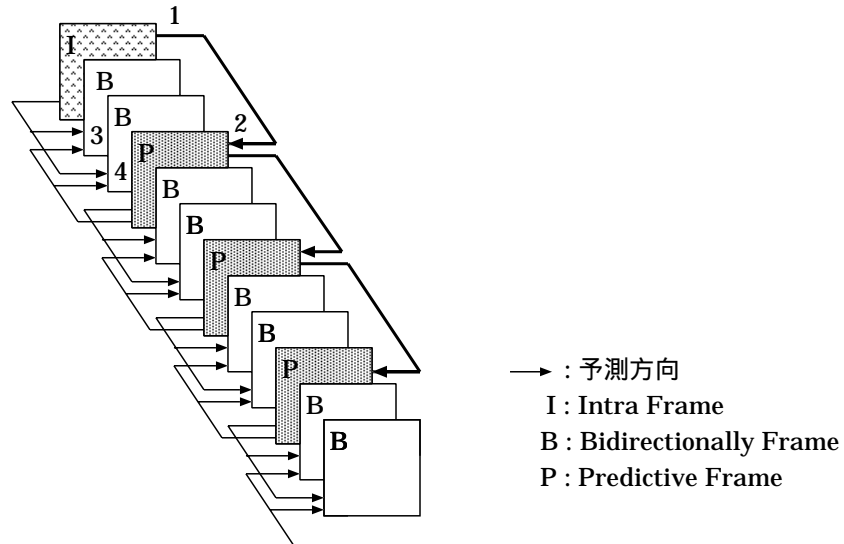


図 2.6 MPEG のフレーム間予測
 各フレームの予測順序は、まず I, P ピクチャを先に処理し、その次に、I, P ピクチャの間にある B ピクチャを処理する。図中の番号がその処理順序である。

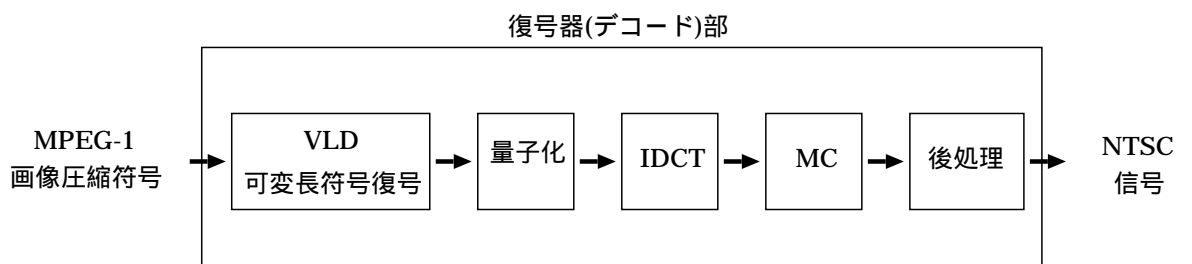


図 2.7 MPEG 復号器ブロック図

4. MC(Motion Compensation、動き補償)

この差分値と動きベクトルによって補償されたブロックを加算して、P フレームあるいはB フレームが復号される。

5. 後処理

MPEG で符号化される画像は片フィールド、すなわち水平線走査線の数が一般テレビの半分となっている。そこで、同じフィールド画面を繰り返し表示したり、あるいはノンインタレース方式で重ね書き表示することも可能であるが、通常はデコーダ側でライン補完の処理を行う。

2.2.4 MPEG2

MPEG2 は、MPEG と違い蓄積メディアだけでなく通信・放送メディアを対象とし、4 ~ 9Mbps 程度で現行テレビ品質、15 ~ 30Mbps で HDTV(High Definition Television) 品質の動画を圧縮符号化する方式である [41][42][43][44]。

MPEG2 は、MPEG と違い 4:2:0、4:2:2、4:4:4 の画像フォーマットを扱うことができ、順次走査だけでなくインタレース走査の画像を扱うことができる。また、MPEG にはなかった高品質の画像を提供することが可能である。動画の圧縮には、MPEG と同様に I フレーム、P フレーム、B フレームを用いる。

以下に、MPEG と MPEG2 の主な違いをあげる。

- インタレース画像への対応
- 高画質を実現するための新しい符号化方式
- エラー耐性の強化

などがあげられる。

この結果、NTSC 画質の動画を得るのに約 4Mbps 程度の符号圧縮率となる [41]。

2.3. データ伝送手法

現在、インターネットに接続されているホスト数は、全世界で 4,323 万台 (1999 年 1 月) であり、日本において企業普及率が 80.0%と、急速な勢いで普及している [45]。そこで、本研究では遠隔医療の普及を容易にするため、インターネット通信で用いる IP を利用して通信を行う。

IP で利用できる主なトランスポートプロトコルは、TCP (Transmission Control Protocol) と、UDP (User Datagram Protocol) である。そこで、TCP と UDP のデータ伝送に関する特徴について述べる。

2.3.1 Transmission Control Protocol

TCP はコネクション指向で、信頼性のあるストリーム型のプロトコルである [46]。そのため、TCP を使ってデータを送信すると、送信した順番通りに伝送することが可能である。これを実現するため、TCP では、順序制御や再送制御を行う。また、フロー制御や輻輳回避制御などの機能を持つ。

TCP では、送信したデータが受信ホストに到達した時、受信ホストは送信ホストにデータが到達したことを確認応答 (ACK) をして通知する。

そのため、通常のデータ伝送では 図 2.8 の順序でデータの伝送が行われるが、伝送途中でデータまたは、確認応答が喪失した場合は、図 2.9, 2.10 のように、もう一度同じデータを送信する。また、TCP を用いたデータ通信で確認応答を受信するまでの時間が長くなると高速な伝送回線を利用していても、高速な伝送速度を得られない場合がある [47]。

このため、TCP は信頼性を要求される広域インターネットで信頼性のある通信を実現する場合に利用される [48]。しかし、実時間性を要求されるデータ伝送には不適である。

2.3.2 User Datagram Protocol

UDP は、信頼性のないデータグラム型のプロトコルであり、送信したパケットが相手先まで到達しなかったり、順序通りに到達しない可能性がある [46]。しか

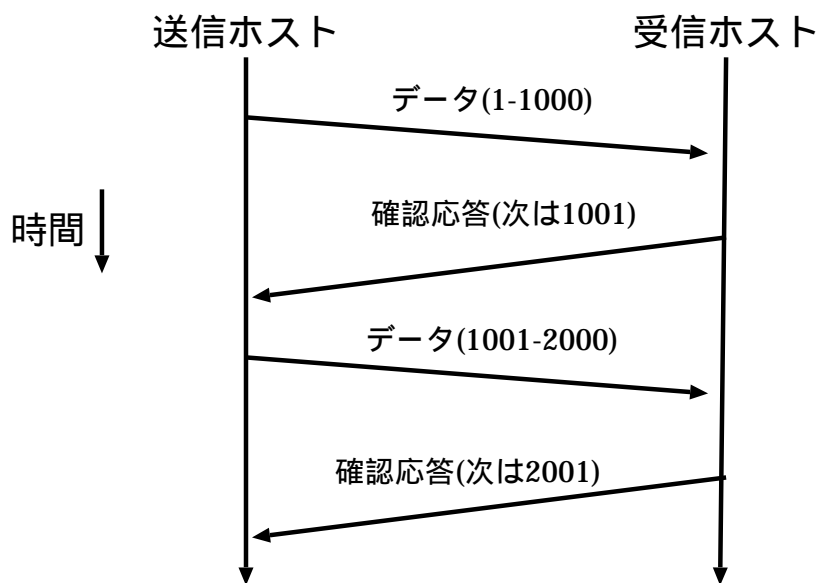


図 2.8 TCP における正常時のデータ送信処理の流れ

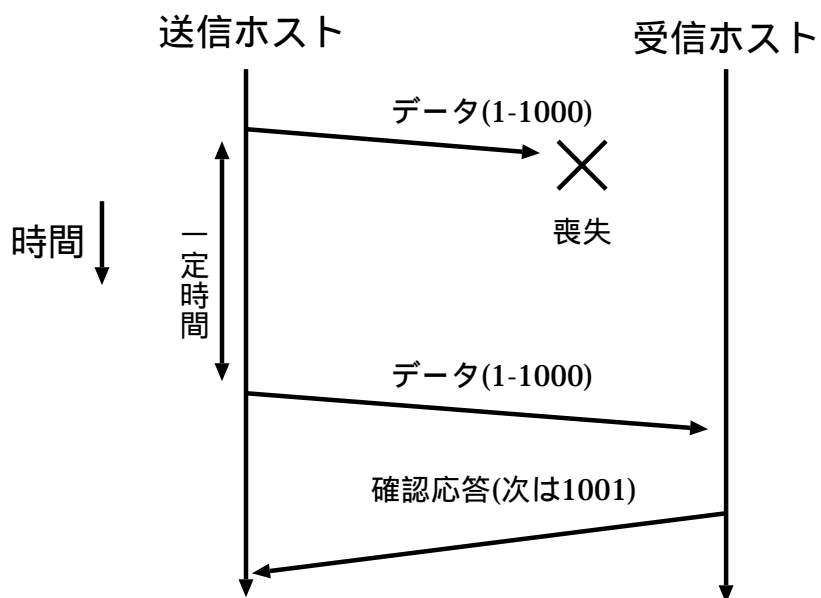


図 2.9 TCP における送信パッケージが喪失した場合の再送処理の流れ

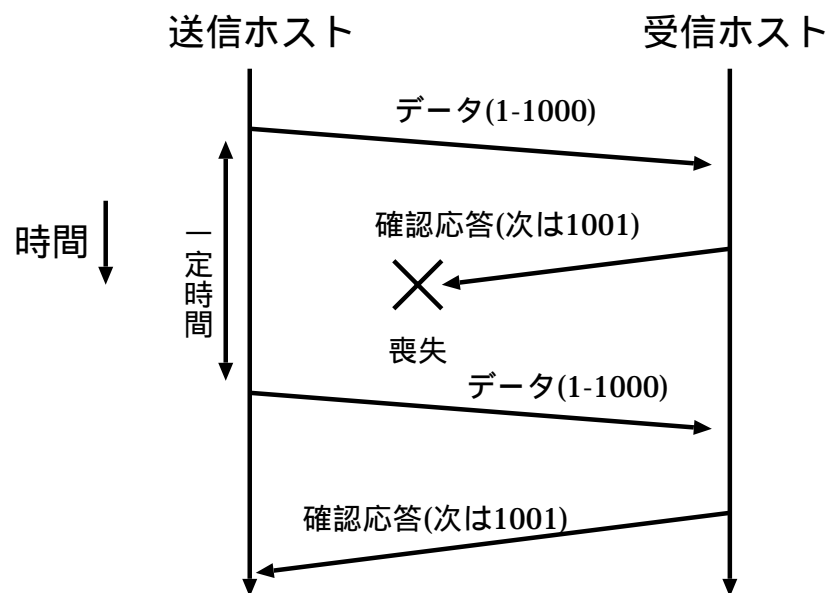


図 2.10 TCP における確認応答が喪失した場合の再送処理の流れ

し、いつでもデータを送信することが可能であり、処理も簡単なため高速に動作することが可能である。そのため、データ量が小さい場合や、ネットワーク上で高速な通信を実現するために利用される [48]。

2.4. 通信回線

2点間のデータ通信を行う場合には、物理的な回線接続を行う必要がある。そこで、静止衛星を利用した衛星回線と、光ファイバーやメタル回線などを利用した ISDN 回線について述べる。

衛星回線は、場所を限定されることなく通信回線を開設できる特徴を有する。例えば、山奥などの光ファイバーの敷設が困難な場所でも、衛星を利用することで任意の伝送速度の通信回線を開設することができる [49]。また、通信回線の開設に要する時間が、光ファイバーを敷設する時間に比べて短く、緊急の遠隔医療に利用する通信回線として適している [50]。その上、衛星回線は無線通信であり救急車など移動体での遠隔医療や、地球と宇宙ステーションを接続した遠隔医療

第2章 遠隔超音波診断システム

も可能となるなどの利点がある [12] [51]。しかし、天候によって回線の信頼性は低くなり、ビット誤り率が増加する [52][53]。また、静止衛星を利用した衛星回線は、回線遅延が大きいなどの問題がある [54]。

一方、ISDN 回線は天候に左右されることなく通信を行うことができる特徴を有する。また、衛星回線を利用した通信に比較して、通信に免許を必要とせず、通信機材が小さい、通信費が安価であるなどの利点がある。通信速度に関して、一般の家庭にある電話回線 (BRI 回線) を利用することで 128kbps の通信回線を構築することができる。また、光ファイバーを敷設することで、1.5Mbps の通信回線 (PRI 回線) を構築できる。

表 2.4に、衛星回線と ISDN 回線の主な特徴についてあげる。

表 2.4 衛星回線及び ISDN 回線の主な特徴

	衛星回線	ISDN 回線
ビット誤り率	10^{-3} 以下 (*1)	10^{-5} 以下 (*2)
回線接続可能地域	衛星が受信できる地域	回線が敷設されている地域
回線開設の困難度	容易	困難
機材の大きさ	大	小
免許	電波法に基づく免許が必要	不要
天候による影響	大雨・雪などに弱い	問題なし
回線遅延	約 250ms	約 20 - 50ms (国内)

(*1) 天候によって、これ以上劣化する場合がある

(*2) NTT INS ネットの通信品質基準 [55]

2.5. 遠隔超音波診断システムの構成

以上の考察に基づき、遠隔超音波診断システムの構成を以下のようにした。

- 実時間医用超音波動画像伝送

実時間で医用超音波動画像を伝送することで、診断に必要となる医用超音波動画像を撮影するための、超音波プローブの位置、角度や傾きを、診断側の専門医が指示できる。この結果、患者側の医師が医用超音波動画像の撮影に不得手であっても、診断側で必要とする医用超音波動画像を容易に得ることができる。また、患者の呼吸によって位置が移動する臓器を撮影する場合、実時間で伝送された医用超音波動画像を見ながら患者に対して指示をすることで、撮影を容易に行うことができる。その上、診断を行う際に、患者側で撮影している医師に対して超音波プローブを進める方向を指示することで、超音波動画像で見える現象が、病気なのかアーチファクトなのかを診断することができる。

また、診断結果をすぐに患者側に伝送することが可能となり、緊急時や手術中の診断などが可能となる。

- 1.5 Mbps と 128 kbps の回線速度に適応

一般に物理的および経済的理由で、データ伝送帯域を無限に利用することができないため、遠隔超音波診断システムの構築には、医用超音波動画像の圧縮が必要である。

現在、各家庭で利用されている電話回線を用いることで 128 kbps の通信回線を構築することができる。また、光ファイバーを敷設することで、約 1.5Mbps の通信回線を構築することができる。

そこで、専門医のいる病院と診療所を光ファイバーで接続する遠隔医療システムとして、通信帯域を 1.5Mbps とした遠隔超音波診断システムを提案する。また、家で医用超音波を用いた遠隔医療を受けることができる在宅遠隔医療システムとして、通信帯域を 128kbps とした遠隔超音波診断システムを提案する。

- NTSC 画質での動画像圧縮

従来の研究で指摘されているように、医用超音波動画像診断に十分利用できる程度の画質、NTSC の画質を保持可能な圧縮手法で、最もデータ伝送帯域の小さい手法を用いる。

1.5Mbps の通信帯域を確保できる場合には、医用動画像圧縮に MPEG を用いる。これにより、同じ伝送帯域で H.261 を用いて動画像を圧縮する方法と比較して高品質で、NTSC 画像と同じフレームレートの動画像を得ることができる。

128kbps の通信帯域を確保できる場合には、医用動画像圧縮に JPEG を用いる。これにより、医用動画像圧縮に MPEG を利用した遠隔医療システムと同程度の画像品質を得ることができる。また、JPEG を用いた動画像圧縮は画像サイズを自由に変更することができるので、診断側の専門医が診断に必要な領域を指定することで、伝送する画像サイズを縮小することができ、高いフレームレートでの伝送を可能とする。その上、通信途中でデータ損失が多く発生する場合は、医用動画像圧縮に MPEG を利用すると再生が困難となるが、JPEG を利用した場合は再生を継続することが可能である。

- 伝送プロトコルを IP と UDP にする

近年のインターネット技術の発展により、さまざまなデジタル回線、例えば ISDN 回線や、国内・国際衛星回線を用いた IP によるデジタルデータ伝送が可能となった。そこで本研究では、さまざまな回線で利用できるようにするため、IP を用いた医用超音波動画像伝送システムの構築を行う。

実時間医用超音波動画像伝送のトランスポートプロトコルに関して、TCP を利用するとデータが失われた場合に再送処理をするため、データの到達間隔が一定にならず、医用画像の再生が停止する可能性がある。一方、UDP は再送処理がなく、データ到着順序が補償されていないが実時間データ伝送が可能である。そこで、医用超音波動画像を用いた遠隔医療システムでは UDP を用いる。

2.6. まとめ

本章では、医用画像を利用した遠隔医療システムに関する研究について解説し、現在利用されている動画像圧縮手法、データ伝送手法、及び通信回線について述べ、医用超音波動画像遠隔医療に適したシステムの構成を策定した。

まず、Store and Forward 方式と、Real Time 方式の医用画像を利用した遠隔医療システムについて解説した。そこで、医用画像を用いた遠隔医療システムでは、患者側から診断側に実時間で医用画像を伝送することで、同じ医用画像を見ながら遠隔医療を行うことができ、遠隔医療を円滑に実施できることを示した。医用超音波動画像圧縮には、NTSC 画質を保持することで遠隔診断に利用可能となることを明らかにした。

また、現在利用されている動画像圧縮手法の Motion JPEG、H.261、MPEG、MPEG2 について解説し、データ伝送で用いる IP のトランスポートプロトコルである TCP と UDP について述べ、長距離通信に必要となる通信回線の特性について述べた。

そして、遠隔超音波診断システムでは、患者側から診断側に実時間で医用超音波動画像を伝送する必要性と、医用動画像圧縮に MPEG 及び JPEG を利用し、実時間伝送に IP と UDP 用いる妥当性を示した。また、通信速度に関して、病院と診療所の間で行う遠隔医療では、1.5Mbps、在宅遠隔医療では、128kbps とした。

第 3 章

病院・診療所間遠隔医療システム

3.1. はじめに

本章では、病院と診療所の間での医用超音波動画をを用いた遠隔医療を実現することが可能な、通信帯域が 1.5Mbps の遠隔超音波診断システムを提案する。

提案システムは、実時間で医用超音波動画を伝送することで、診断側の専門医が患者側の医師に対して超音波プローブの位置、角度や傾きなどの指示をすることが容易となり、患者側医師の撮影経験が少なくても、診断に必要な医用超音波動画の撮影を可能とする。また、医用動画圧縮に MPEG を用いることで、患者側で撮影した医用超音波動画と同程度の画質及びフレームレートの画像を診断側に伝送することができる。

提案システムの評価として、画像品質評価と、伝送途中に発生するパケット損失の影響評価を行った。最後に、衛星回線及び ISDN 回線を利用して遠隔医療システムを構築し、専門医による医用超音波動画遠隔医療実験の結果について述べる。

3.2. システム構成

図 3.1 に医用画像圧縮に MPEG を利用した遠隔超音波診断システムの構成図を示す。

提案システムでは、患者側で撮影された医用超音波動画と同程度のフレームレートと画像品質で圧縮し、実時間で診断側に伝送可能な、MPEG を用いた動画圧縮を行う。

これにより患者側で撮影された超音波動画像と同じ解像度で、約 30 fps の動画像を得ることができる。また、Real Time MPEG Encoder に入力する信号を Video Camera に変更することで、患者側の患者の様子や超音波プローブの位置などを診断側で見ることが可能となる。

通信プロトコルには IP、伝送プロトコルには UDP を用い、公衆回線や衛星回線を利用した遠隔医療を可能とする。

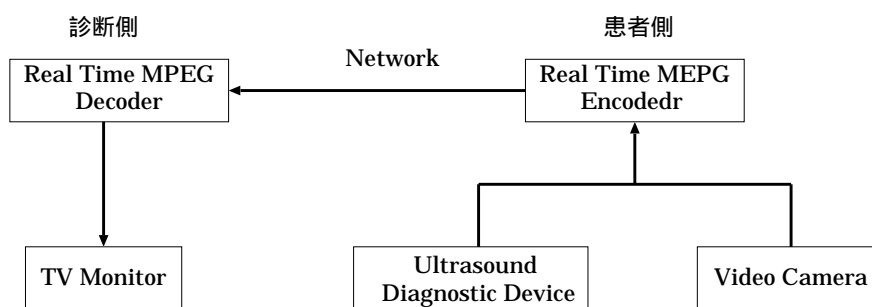


図 3.1 MPEG を用いた遠隔超音波診断システム

3.2.1 医用超音波動画像圧縮

現在、一般に使われている動画像の圧縮符号化方式として H.261、MPEG、MPEG-2 などがあるが、医用超音波動画像遠隔医療に必要となる医用動画像の画質は、NTSC と同程度必要である [31] [32]。

しかし、MPEG2 で NTSC 画質を得る場合には、画像圧縮率は約 4 Mbps となり、MPEG 及び H.261 と比較して、圧縮率が悪い。また、H.261 では、符号発生量を一定にするため画像欠落が発生する。これは超音波動画像診断において不整脈などの診断に影響を及ぼす可能性がある。その上、H.261 では整数画素精度の MC である。一方、MPEG では半画素精度の MC を用い符号化効率を高め、ブロック境界の不連続性を滑らかにし、フレームレートは一定である。そこで、本研究では医用超音波動画像を診断側で撮影した動画像と同程度の画質とフレームレートを 1.5Mbps 程度で圧縮できる MPEG を利用する。

構築したシステムで利用した、Iピクチャの量子化テーブル、P及びBピクチャの量子化テーブルを表3.1、3.2に示す。この結果、約1.15 Mbpsで医用超音波動画像を圧縮できる。また、MPEG Encoder及びMPEG Decoderの通信開始時に、量子化テーブルを固定しておくことで通信時にパケット損失が発生して、量子化テーブルの伝送が欠落しても、診断側で再生を継続することが可能になる。GOPは、IBBPBBPBBPBBPBBの15ピクチャで構成する。

表 3.1 Iピクチャに使用した量子化テーブル

8	16	19	22	26	27	29	34
16	16	22	24	27	29	34	37
19	22	26	27	29	34	34	38
22	22	26	27	29	34	37	40
22	26	27	29	32	35	40	48
26	27	29	32	35	40	48	58
26	27	29	34	38	46	56	69
27	29	35	38	46	56	69	83

表 3.2 P及びBピクチャに使用した量子化テーブル

16	17	18	19	20	21	22	23
17	18	19	20	21	22	23	24
18	19	20	21	22	23	24	25
19	20	21	22	23	24	26	27
20	21	22	23	25	26	27	28
21	22	23	24	26	27	28	30
22	23	24	26	27	28	30	31
23	24	25	27	28	30	31	33

3.2.2 伝送プロトコル

トランスポートプロトコルには、UDP を利用する。これは TCP で生じる画像情報の伝達遅延や、到着時間の揺らぎを回避するためである。

データ伝送に関して、提案システムでは、伝送経路上の最小 MTU (Maximum Transfer Unit) 以下で GOP を分割し、伝送途中でのパケット分割を回避する。提案システムの GOP を 15 フレーム、画像データを約 1.15Mbps とした場合、GOP のストリーム長は約 72000byte となる。これを、ソケット層で分割しデータリンク層へ渡すと Ethernet で MTU が 1500octet の場合、約 48 個のパケットに分割される。その結果、伝送を行った場合にそれらのパケットのうち一つでも損失すれば、1GOP 全てがデータリンク層で棄却されることになり約 0.5 秒の空白が発生し、不連続な動画となる。そこで、提案システムでは GOP を、経路上の最小 MTU で分割することによりパケット損失が発生した場合でも GOP 全てが棄却されることなく、パケット損失が発生した部分を無視して再生することを可能とした。

また、画像情報受信時には、データパケット到着時間の揺らぎを吸収するため、0.5 秒分のデータをバッファ処理し円滑な動画像復号及び表示を行う。

3.3. 医用超音波画像品質評価

MPEG は風景画や人物画など通常の画像を圧縮する方式として策定されており、超音波動画像を圧縮する時の画像特性について検討されていない。

そこで、MPEG を用いて医用超音波動画像を圧縮した時の画像品質特性を調べ、提案システムの検討を行った。

3.3.1 画像品質特性評価実験

本実験では、超音波動画像を MPEG で圧縮する時の画像品質特性について検討した。入力画像には、心臓の弁の超音波動画像を用いた。これは、動きが高速な部位であり、圧縮が最も困難であると考えられるためである。画質の評価には、RMS(Root Mean Square:平均自乗) 誤差、PSNR(Peak Signal To Noise Ratio :

最大信号レベル対ノイズレベル比)、コントラスト誤差 (Contrast Error) を用いた。RMS 誤差を計測することで、画像劣化の定量性の評価ができる。PSNR では画像の SN 比、コントラスト誤差はエッジの残度を表している。

以下に、それぞれの定義式を示す。式中の X_i は、画像の各ピクセルの値、 \bar{X} は、画像中のピクセル値の平均を表す。画像の総ピクセル数を M 、画像中の最大ピクセル値を MAX 、コントラスト誤差を CE と表す。

$$RMS \equiv \sqrt{\frac{\sum (X_i - \bar{X})^2}{\sum X_i^2}} \times 100 \quad [\%] \quad (3.1)$$

$$PSNR \equiv 10 \log_{10} \frac{MAX^2}{MSE} \quad [dB] \quad (3.2)$$

$$\text{ここで、} MSE \equiv \frac{\sum (X_i - \bar{X})^2}{M}$$

$$CE \equiv \frac{ER_{(圧縮画像)} - ER_{(原画像)}}{ER_{(原画像)}} \times 100 \quad [\%] \quad (3.3)$$

$$\text{ここで、} ER \equiv \sqrt{\frac{\sum (X_i - \bar{X})^2}{M}}$$

$$\bar{X} \equiv \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M X_i$$

3.3.2 評価結果

図 3.2、図 3.3、図 3.4 に、MPEG で圧縮した超音波動画像の I, P, B ピクチャと、その原画像を示す。また、超音波動画像を MPEG で圧縮した際の画像品質を、I、P、B ピクチャ毎に、RMS 誤差、PSNR、コントラスト誤差の平均値、最大値、最小値を計測した結果を表 3.3 に示す。

表 3.3 MPEG で医用超音波動画像を圧縮した際の各ピクチャの画像品質

評価関数	I Picture	B Picture	P Picture
RMS (平均)	9.20 %	8.30 %	9.53 %
RMS (最大)	11.55 %	12.19 %	13.71 %
RMS (最小)	6.00 %	6.15 %	6.28 %
PSNR (平均)	31.54 dB	27.93 dB	31.54 dB
PSNR (最大)	32.92 dB	31.52 dB	33.71 dB
PSNR (最小)	30.18 dB	25.58 dB	29.16dB
コントラスト誤差 (平均)	0.23 %	0.58 %	0.36%
コントラスト誤差 (最大)	0.28 %	0.90 %	0.55%
コントラスト誤差 (最小)	0.17 %	0.10 %	0.23%

3.3. 医用超音波画像品質評価

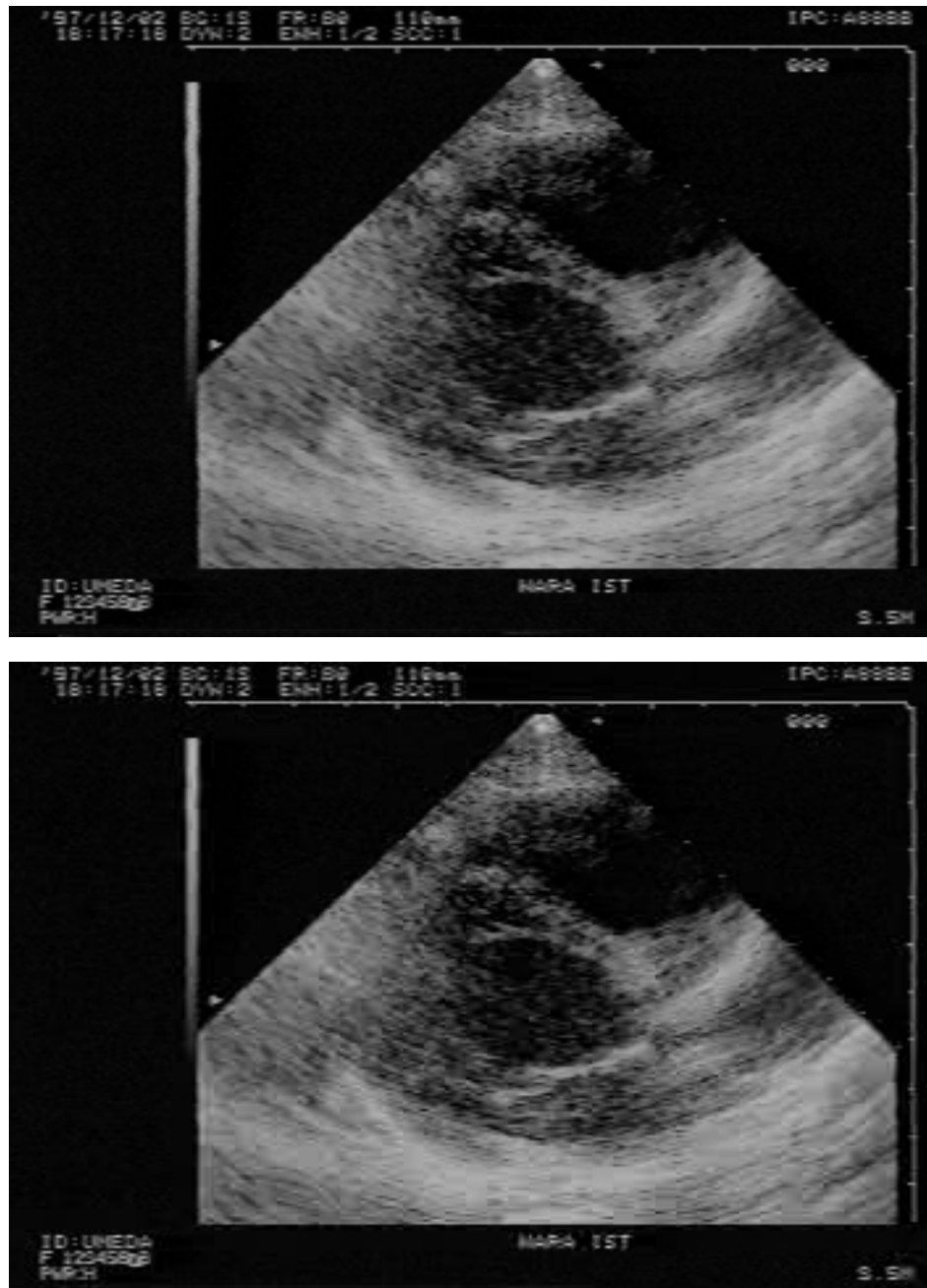


図 3.2 原画像(上)とIピクチャ画像(下)



図 3.3 原画像（上）と P ピクチャ画像（下）

3.3. 医用超音波画像品質評価



図 3.4 原画像（上）と B ピクチャ画像（下）

3.3.3 考察

表 3.3 は、各ピクチャによって誤差の違いがあることを示している。

RMS 誤差は、I、P、B ピクチャ全てで 9 %程度である。この誤差の主たる要因は、超音波動画像の入力時に生じる NTSC 信号を SIF に変換する時の黒色部分におけるアナログデジタル変換誤差である。しかし、圧縮時には誤差を切り捨てるため、画質の評価時に原画像と圧縮画像の誤差として計測される。そのため、診断に必要な医用超音波動画像領域における入力画像と圧縮画像の RMS 誤差は計測した誤差と比較して、はるかに小さいと考えられる。

PSNR は、B ピクチャが他の種類のフレームに比べて平均値で 4dB 程度低く、画質の劣化があることを示している。これは、実験で用いた超音波診断装置で撮影した僧帽弁の動きが、MPEG 画像圧縮における予測を外れているためと考えられる。しかし、全体として、I、P、B 各フレームの平均が 30dB あり、原画像と比較して劣化が少ない [56]。

コントラスト誤差は、最大でも 1%以下と、ほとんど発生していないことを表しており、画像のエッジについては原画像との誤差が少ない。

これらの結果から、MPEG の圧縮方法は超音波動画像圧縮に対して良好な特性を持つことを示している。

3.4. パケット損失の影響評価

MPEG による動画像圧縮手法は、蓄積型メディアを対象としており、UDP を用いて実時間伝送を行った時に生じるパケット損失の、再生画像に与える影響特性について考慮されていない。そこで、UDP を用いた伝送の途中で発生するパケット損失が、MPEG 再生画像に与える影響について検討した。

3.4.1 動画像品質評価実験

本実験では、模擬回線を使って MPEG で圧縮した医用超音波動画像を送り、伝送途中でパケット損失を発生させ、医用超音波動画像に与える影響を調べた。本システムでは、伝送途中でパケット損失が発生すると、ほとんどの場合再生画

像にブロックミスマッチのノイズが発生する。そこで、超音波動画像の再生時にノイズを含んだフレーム（以下「ノイズフレーム」と呼ぶ）数を計測することで、伝送途中のパケット損失が超音波動画像へ与える影響を調べた。図 3.5 にノイズフレームの画像と通常の圧縮画像を示す。

なお、提案システムで採用した伝送及び画像復号方式では、パケット損失が著しく多くなると、NTSC 信号に復号することは非常に困難となる。そこで、復号が可能であるパケット損失率 10^{-2} 、 10^{-3} 、 10^{-4} の場合においてノイズフレーム発生率を調べた。パケット損失は、ポアソン分布で発生するものとした。また、経路上の最小 MTU は 1500 octet であるとし、パケットサイズ 1500 octet で実験を行った。

3.4.2 評価結果

MPEG 圧縮した動画像情報を伝送し、伝送路上でパケット損失が発生するとほとんどの場合ノイズフレームとして表れる。そこで、伝送路におけるパケット損失率が 10^{-2} 、 10^{-3} 、 10^{-4} の場合それぞれの、ノイズフレームの発生率を表 3.4 に示す。

表 3.4 パケット損失率とノイズフレーム発生率

パケット損失率	ノイズフレーム発生率
10^{-4}	0.34 %
10^{-3}	2.74 %
10^{-2}	26.0 %

また、ノイズフレームは連続して発生するため、表 3.5 にはノイズフレームの連続発生長分布について示す。



図 3.5 通常フレーム(上)とブロックノイズが発生したフレーム(下)

表 3.5 パケット損失率とノイズフレームの連続発生長分布 (1169 フレーム中)

パケット損失率	ノイズフレームの連続発生長				
	1 ~ 5	6 ~ 10	11 ~ 15	15 ~ 20	20 ~
10^{-4}	1	0	0	0	0
10^{-3}	1	2	2	0	0
10^{-2}	7	4	5	7	3

3.4.3 考察

表 3.4より、ノイズフレーム発生率は伝送路でのパケット損失率と、ほぼ線形に対応していることを示している。 10^{-4} のパケット損失率では、再生画像のノイズフレームを肉眼で発見することはできない。 10^{-3} 程度でノイズフレームの存在を確認できるようになるが動画像として大きな支障はない。 10^{-2} では、ノイズフレームが多く正常な画像が2秒以上連続することはほとんどない。

表 3.5 より、提案システムで採用した MPEG データ伝送方式は、伝送路上でパケット損失がポアソン分布で発生した場合でもノイズフレームの発生に偏りが出ることを示している。これは、あるピクチャでパケット損失が発生すると、それ以降のピクチャもブロックノイズが発生するためである。実験に用いたシステムでは、1GOP を 15 フレームで構成しており、ある GOP 内の P フレームでブロックノイズが発生するとそれ以降のフレーム全てにブロックノイズが伝搬するためであると考えられる。同様の理由により、I ピクチャでブロックノイズが発生すると、そのフレームを含んでいる GOP 全てのピクチャにブロックノイズが伝搬する。B ピクチャでパケット損失が発生した場合は数フレーム程度のブロックノイズ伝搬である。なお、1GOP(15 ピクチャ)以上ノイズフレームが連続して発生している原因は、ある P ピクチャでパケット損失が発生した直後の I ピクチャでもパケット損失が発生したためであると考えられる。しかし、パケット損失によって GOP 全体が棄却されることがないので動画像が停止することなく継続して再生を行うことができる。

この結果、MPEG を利用して医用超音波動画像を圧縮し、UDP を用いてディ

デジタル回線を伝送する場合の packets 損失率が 10^{-3} でも、連続して医用超音波動画像を再生することができ、超音波動画像遠隔医療が可能であると考えられる。

3.5. 医用超音波動画像遠隔医療実験

本実験では、提案システムを構築し、公衆回線及び衛星回線を用いて、専門医による医用超音波動画像遠隔医療実験を行い、提案システムの有効性を検証した。

3.5.1 遠隔医療実験

実験では、構築したシステムを用いて医用超音波動画像遠隔医療実験を行い、伝送された医用超音波動画像の主観的画質評価と、提案したシステムを用いた医用超音波動画像遠隔医療の可能性について、聞き取り調査を行った。

なお、医用超音波動画像遠隔医療実験では提案システム以外に患者側と診断側は音声回線によって結ばれており、診察側と患者側の会話が行われた。

衛星回線を用いた医用超音波動画像遠隔医療実験

1997年3月に奈良先端科学技術大学院大学と岡山工業技術センターを衛星回線で接続し、構築したシステムによる医用超音波動画像遠隔医療の評価実験を行った [57]。なお、奈良先端科学技術大学院大学を患者側、岡山工業技術センターを診断側として実験を行った。図 3.6 に、実験に利用したネットワーク構成を示す。この実験に利用した主な装置類は、以下のものである。

- Real Time MPEG Encoder (山下電子設計製、Sun OS 4.4.1)
- ノートパソコン(東芝製、BSD/OS 3.0) + Real Time MPEG Decoder (山下電子設計製、SCSI 接続)
- VSAT 衛星通信システム(NEC 製) + 衛星ゲートウェイ(AT 互換機、BSD / OS 3.0)

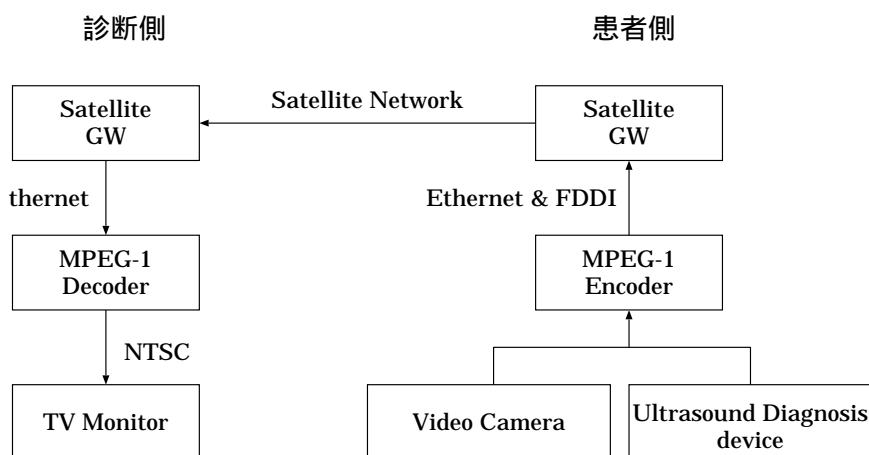


図 3.6 衛星回線を用いた遠隔医療実験機器接続図

ISDN 回線を用いた医用超音波動画像遠隔医療実験

1997 年 11 月に古川市立病院と仙台国際センターを ISDN 回線によって接続し評価実験を行った [58]。なお、古川市立病院を患者側、仙台国際センターを診断側として実験を行った。図 3.7 に、実験に利用したネットワーク構成図を示す。この実験に用いた主な装置類は、以下のものである。

- Real Time MPEG Encoder (AT 互換機、Windows 95)
- Real Time MPEG Decoder (AT 互換機、Windows 95)
- ISDN Router (Ascend 製、MAX2000)

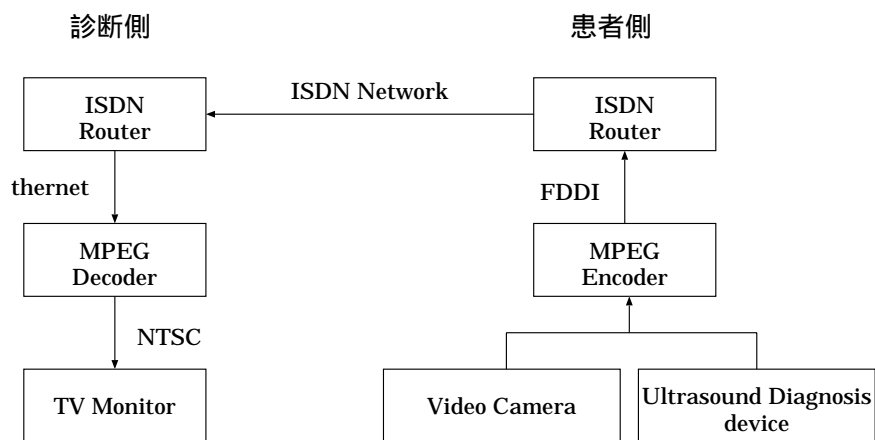


図 3.7 ISDN 回線を用いた遠隔医療実験実験機器接続図

3.5.2 結果

実験に立ち会った、合計 5 名の専門医によって以下の評価を得た。

- MPEG を用いた医用超音波動画画像圧縮及び伝送した画像は、医用超音波動画画像遠隔医療に用いるのに十分な画質を保持している。また、画像表示速度に関して、心臓の層帽弁の動きを診断する際に必要なフレームレートを十分に有しており、この点からも医用超音波動画画像遠隔医療に用いることができる。
- 構築したシステムは、実時間で医用超音波動画画像を伝送しているため、電話回線やインターネット電話などと組み合わせることで、患者側の撮影者が、診断に必要な医用超音波動画画像を撮影するのに適した超音波プローブの位置、角度、傾きを知らない場合でも、診察側の専門医の指示により、患者側の撮影者が診断に必要な画像を撮影することが可能である。
- 患者側の医用超音波動画画像の撮影者が、医用超音波動画画像診断装置の操作方法に不得手である場合、カメラで患者側の風景画像を撮影し、診断側の専門医が伝送された画像を見ながら操作方法を適切に指示することができる。

- 構築したシステムでは、医用超音波動画像が到着する時間に遅れが生じるため、指示をする場合に違和感を感じる。
- 構築したシステムで医用超音波動画像を送った際、パケット損失が原因でノイズフレームの発生がある。しかし、パケット損失が小さい場合には、医用超音波動画像に対する影響が小さく、医用超音波動画像遠隔医療は十分可能である。

3.5.3 考察

提案システムでは、国内衛星回線及びISDN回線で医用超音波動画像遠隔医療を実現できることを示した。特に、提案システムと音声回線及び撮影風景画像を実時間で伝送することで、患者側では専門医が超音波プローブを操作することなく、診断に必要な医用超音波動画像を得ることができたことから、提案システムを用いた医用超音波動画像遠隔医療が可能であることを示した。また、実時間で伝送した医用超音波動画像の診断ができることから、緊急時及び手術中に必要となる即時診断でも利用できる可能性を示した。

提案システムでは、医用超音波動画像の伝送に遅延が生じるため、診断側の専門医が指示する際、若干のミスが生じた。しかし、実験の後半には、円滑に指示することができたことから、少々の訓練で円滑な医用超音波動画像遠隔医療が可能である。

音声伝送に関して、実験システムでは画像伝送と協調して動作しておらず、動画像伝送データに比較して音声データの方が早く診断側に到着した。この結果、診断側からの指示をする場合にディスカッションが必要である場合、混乱を生じることがあった。

実験に利用したシステムは、PCで構築されており配線や機材の接続が複雑であった。また、操作に関して専門的な知識が必要である。しかし、遠隔医療システムとして病院内で利用するには、提案システムを小型で接続や操作に専門的な知識を必要としないように構築する必要がある。

提案システムは、従来の医用画像を撮影した後で伝送する遠隔医療システムと比較して、高速な回線が必要となる。しかし、病院と診療所間を光ファイバーや

衛星回線を用いて接続することで、医用超音波動画像を利用した遠隔医療を実現することが可能である。このため、医師の数が不足している病院などで専門医の医療を受けることを可能とし、患者が遠隔地の病院に行くための負担を軽減することが可能である。将来、移動体に対して 1.5Mbps の通信回線を構築する技術が実現すれば、提案システムを用いることで、救急車での患者搬送中に医用超音波動画像を用いた遠隔医療を開始することができ、重度疾患の患者の救命率を向上させることが可能である。

遠隔医療実験の結果、医用超音波動画像と撮影風景画像を実時間で伝送することで、医用超音波動画像を用いた遠隔医療を円滑に実施することができることが明らかになった。

3.6. まとめ

本章では、通信帯域が 1.5Mbps の医用画像圧縮に MPEG を用いた遠隔超音波診断システムを提案した。そして、圧縮した医用動画像の画像品質特性及び、伝送時にパケット損失が発生した際の再生動画像特性を解析した。また、構築したシステムで国内衛星回線及び ISDN 回線を用いた専門医による遠隔医療実験を行い、提案手法の有効性を示した。

MPEG で圧縮した超音波動画像特性は 1 秒あたり約 30 フレームの表示が可能であり、I ピクチャの RMS 誤差が平均で 9.20%、B ピクチャは 8.30 %、P ピクチャでは 9.53%、PSNR が平均でそれぞれ 31.54 dB、27.93 dB、31.54 dB、コントラスト誤差が 0.23 %、0.58 %、0.36 % であった。

MPEG で圧縮した超音波動画像を伝送する際に、パケットが損失することで、再生画像に大きなブロックミスマッチが複数のフレームに連続して発生するが明らかになった。しかし、伝送路のパケット損失率が 10^{-3} 以下であれば、医用超音波動画像を利用した遠隔医療が可能であることを示した。したがって、MPEG を用いた超音波動画像圧縮と UDP で伝送する提案システムは遠隔医療を実現するのに有効な手法である。

構築したシステムを用いて医用超音波動画像遠隔医療実験を行い、医用超音波動画像と撮影風景画像を実時間で伝送することで、患者側に専門医がいなくても

診断に必要な医用超音波動画を撮影することができることが明らかになった。
また、伝送された医用超音波動画を利用して遠隔地の専門医が診断できることを示した。

第 4 章

在宅遠隔医療システム

4.1. はじめに

本章では、在宅で専門医による医療を受けることを可能とする、BRI 回線で構築可能な 128kbps の遠隔超音波診断システムを提案する。

提案システムは、医用超音波動画像と超音波プローブ位置の画像を同時に実時間伝送することで、診断側の専門医が患者側に対して超音波プローブの位置、角度や傾きなどの指示を行うことができ、患者側で容易に診断に必要な画像を撮影することができる。また、診断に必要な画像領域を診断側の専門医が指定することで、高いフレームレートの医用超音波動画像伝送ができ、心臓の部位の診断を可能とする。

提案システムの評価として、画像品質評価とパケット損失の医用動画像伝送に与える影響評価を行った。最後に、構築したシステムを利用して、国際衛星回線を用いた国際遠隔医療実験、及び ISDN 回線を用いた国内遠隔医療実験について述べる。

4.2. システム構成

図 4.1 に、128kbps の通信回線に適応した遠隔超音波診断システムを示す。提案システムは、医用動画像圧縮に JPEG を用い、医用超音波動画像と撮影風景画像を同時に診断側に伝送することで、専門医が患者側に適切な指示をだすことを可能とする。また、診断側の専門医が、伝送された医用超音波動画像で診断に必要な領域を指定することで、指定領域だけを高いフレームレートで伝送すること

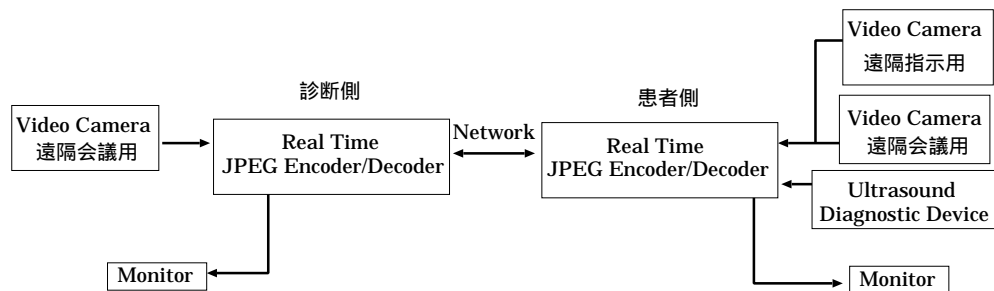


図 4.1 128kbps 通信回線に適応した遠隔超音波診断システム

を可能とする。通信プロトコルには、IP、伝送プロトコルには UDP を用い、公衆回線や衛星回線を利用した遠隔医療を可能とした。

4.2.1 実時間動画画像圧縮

提案システムでは、圧縮する画像サイズを動的に変更可能で、低速回線で動画通信可能な JPEG を用いた動画画像圧縮手法を用いる。JPEG は、医用超音波動画画像遠隔医療で必要となる NTSC 画質での圧縮が可能である。

提案システムでは、Video Camera 及び 医用超音波診断装置から取得する画像サイズは、 320×240 ピクセルで、Monitor に表示するサイズは 800×600 ピクセルである。表 4.1 に輝度用量子化テーブル、表 4.2 に、色差用量子化テーブルを示す。ハフマン符号化テーブルは、ITU-T K.3/T.81, K.4/T.81, K.5/T.81, K.6/T.81 を用いる。なお、画像圧縮の高速化及び伝送する情報量の削減のため、Real Time JPEG Encoder/Decoder は、すべての画像に対して同じ量子化テーブル及びハフマンテーブルを用いる。

データ受信時にパケット損失が発生したデータパケットは、すべて 0 で構成されたパケットとしてデータの復号を行う。復号部では、可変長復号時に 0 が、ハフマン符号化テーブルで用いるハフマン符号の最大長以上入力された時に、異常入力と判断し該当ピクセルの復号を中止する。その後、ハフマン符号化テーブルに該当するハフマン符号が入力されたら、中止したピクセルから、復号を開始する。この結果、正確なピクセル位置及び輝度値での復号ができないが、復号された画像に明らかにノイズが発生することで、伝送途中でパケット損失が発生した

ことを示すことができる。

表 4.1 輝度信号用量子化テーブル

8	6	6	7	6	5	8	7
7	7	9	9	8	10	12	20
13	12	11	11	12	25	18	19
15	20	29	26	31	30	29	25
28	28	32	36	46	39	32	34
44	35	28	28	40	55	41	44
48	49	52	52	52	31	39	57
61	56	50	60	46	51	52	50

表 4.2 色差信号用量子化テーブル

9	9	9	12	11	12	24	13
13	24	50	33	28	33	50	50
50	50	50	50	50	50	50	50
50	50	50	50	50	50	50	50
50	50	50	50	50	50	50	50
50	50	50	50	50	50	50	50
50	50	50	50	50	50	50	50
50	50	50	50	50	50	50	50

4.2.2 実時間伝送法

伝送プロトコルには、UDP を利用する。これは TCP で生じる画像情報の伝達遅延や、到着時間の揺らぎを回避するためである。

また、提案システムでは、伝送路上の最小 MTU で、伝送する画像データを分割して伝送する。例えば、画像一枚あたり、約 10,000 octet で MTU 1500 octet の場合、約 7 個のパケットに分割して伝送する。この結果、伝送途中に発生するフラグメンテーションの弊害を防ぎ、伝送途中でパケットが損失した場合でも、損失したパケット以外は受信することができる。

4.3. 伝送モード

第 3 章の実験から、医用超音波動画画像遠隔医療は以下の流れで行われることがわかった [57][58][59]。

1. 専門医と医師の会議

最初に、患者側の医師から病院の専門医に対して、診断の依頼と診断を必要とする部位についての協議を行う。

2. 医用超音波動画画像取得の指示

次に、専門医が患者側の医師に対して、医用超音波動画画像の撮影方法の指示及び指導を行う。例えば、心臓僧帽弁部位の画像取得の場合、心臓部位を撮影するためセクター型プローブを用いることを指示し、遠隔医療システムで伝送された医用超音波動画画像を見ながら、超音波プローブの適切な位置、角度、傾きなどを指示する。また、取得された画像の輝度やコントラストが低い場合は、医用超音波診断装置の操作方法なども指示する。

3. 医用超音波動画画像画像診断

診断に必要な画像を取得する事が出来れば、専門医はそれを見ながら診断を行う。さらに、別の医用超音波動画画像が必要であれば 2. にもどって、患者側の医師に対して指示を行う。

4. 診断結果の通知

最後に、診断が終了時に診断結果を患者側の医師や、患者に対して伝える。

そこで、提案システムでは、医用超音波動画像を利用した遠隔医療の流れを考慮し、以下の3つの医用動画像伝送モードを規定する。

1. Meeting Mode

Meeting Mode では、患者側と診断側双方のカメラ (図 4.1 中の Video Camera 遠隔会議用) から取得した画像の双方向通信を行う。この Mode は、診断側の専門医と患者側の医師の会議、及び診断終了時の診断結果の通知に用いる。

2. Instruction Mode

Instruction Mode では、患者側のカメラ (図 4.1中の Video Camera 遠隔指示用) から得た画像に医用超音波診断装置から得られた画像を左上部に重ね合わせて伝送する。このカメラでは、患者の体表映像と医師が持っている超音波プローブが撮影される。これにより、診断側の専門医が超音波プローブの操作方法等の指示が確実に実行されている事を確認できる。また、左上部に医用超音波動画像を伝送することで、診断に必要な画像が得られていることを確認しながら指示を行うことを可能とする (図 4.2)。

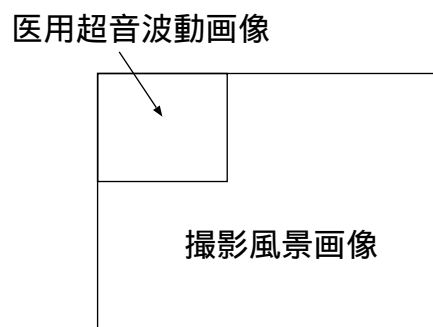


図 4.2 Instruction Mode

伝送は、診療所側から病院側への一方向通信とし、患者側と診断側の間で利用できる回線容量の、ほぼ全てを利用した伝送を行う。

3. Diagnosis Mode

Diagnosis Mode では、患者側の医用超音波診断装置から取得した画像に、カメラ (図 4.1中の Video Camera 遠隔指示用) から得られた画像を左上部に重ね合わせて、患者側から診断側に実時間で伝送する。これにより、診断側の専門医は、患者側で得られた医用超音波動画を実時間で診断することができる。また、左上部に遠隔指示用 Video Camera 画像を伝送することで、診断しながら簡単な指示を行うことが可能である (図 4.3)。伝送は、Instruction Mode と同じく患者側から診断側への一方向通信である。

また、診察側の専門医が伝送されている超音波動画上で診断に必要とする部分 (ROI: Region of Interest) をマウスで指定することで、その部分だけを高いフレームレートで伝送することが可能となる。

撮影風景画像

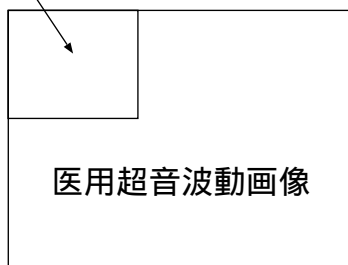


図 4.3 Diagnosis Mode

提案システムは、図 4.4に示す遷移方法を用いて Real Time JPEG Encoder/Decoder の状態変更を行う。また、Real Time JPEG Encoder/Decoder は伝送する医用動画データに自らの状態を付加して伝送することで、双方の状態を確認する。Meeting Request、Instruction Request、Diagnosis Request への変更は、Real Time JPEG Encoder/Decoder のキーボードを使う。また、基本的に伝送モード

の変更は診断側の専門医が行うこととし、専門医が Instruction Mode、Diagnosis Mode の画像を任意に変更することで、患者側の医師に対する指示を円滑に行うことを可能にする。

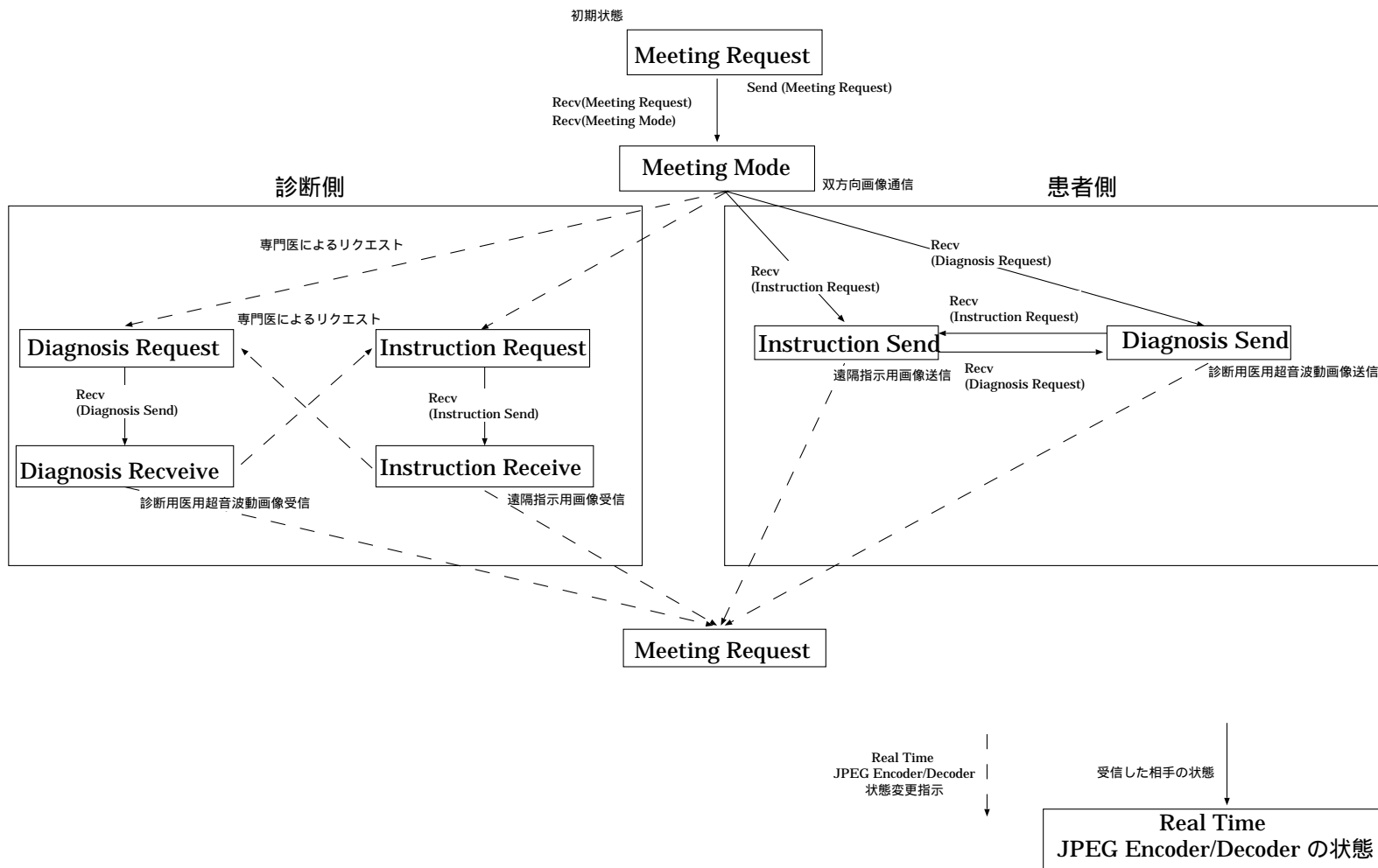


図 4.4 状態遷移図

4.4. 医用超音波画像品質評価

JPEG は、風景画や人物画など通常の画像を圧縮する方法として策定されており、超音波動画像を圧縮する際の画像特性について検討されていない。そこで、JPEG を用いて超音波動画像を圧縮したときの画像品質特性及びパケット損失の画像に与える影響について検討した。

4.4.1 画像品質特性評価実験

本実験では、JPEG で圧縮した医用超音波画像の画像品質特性について検討した。

入力画像には、3.3 章で評価に利用した心臓僧帽弁付近の B-mode 画像を用いた。画質の評価には、RMS 誤差、PSNR、コントラスト誤差を用いた。RMS 誤差を計測することで、画質の定量性を評価できる。PSNR では、画質の SN 比、コントラスト誤差はエッジの残度を表している。

以下に、それぞれの定義式を示す。式中の X_i は、画像の各ピクセルの値、 \bar{X} は、画像中のピクセル値の平均を表す。画像の総ピクセル数を M 、画像中の最大ピクセル値を MAX 、コントラスト誤差を CE と表す。

$$RMS \equiv \sqrt{\frac{\sum (X_i - \bar{X})^2}{\sum X_i^2}} \times 100 \quad [\%] \quad (4.1)$$

$$PSNR \equiv 10 \log_{10} \frac{MAX^2}{MSE} \quad [dB] \quad (4.2)$$

$$\text{ここで、} MSE \equiv \frac{\sum (X_i - \bar{X})^2}{M}$$

$$CE \equiv \frac{ER_{(圧縮画像)} - ER_{(原画像)}}{ER_{(原画像)}} \times 100 \quad [\%] \quad (4.3)$$

$$\text{ここで、} ER \equiv \sqrt{\frac{\sum (X_i - \bar{X})^2}{M}}$$

$$\bar{X} \equiv \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M X_i$$

4.4.2 評価結果

図 4.5 に、JPEG で圧縮した超音波動画像と、その原画像を示す。また、超音波動画像を JPEG 圧縮した画像の品質として、RMS 誤差、PSNR、コントラスト誤差の平均値、最大値、最小値を表 4.3 に示す。

表 4.3 JPEG 圧縮超音波動画像品質

評価関数	
RMS (平均)	6.02 %
RMS (最大)	6.23 %
RMS (最小)	5.88 %
PSNR (平均)	33.41 dB
PSNR (最大)	35.10 dB
PSNR (最小)	32.72 dB
コントラスト誤差 (平均)	0.067 %
コントラスト誤差 (最大)	0.124 %
コントラスト誤差 (最小)	0.001 %

4.4. 医用超音波画像品質評価

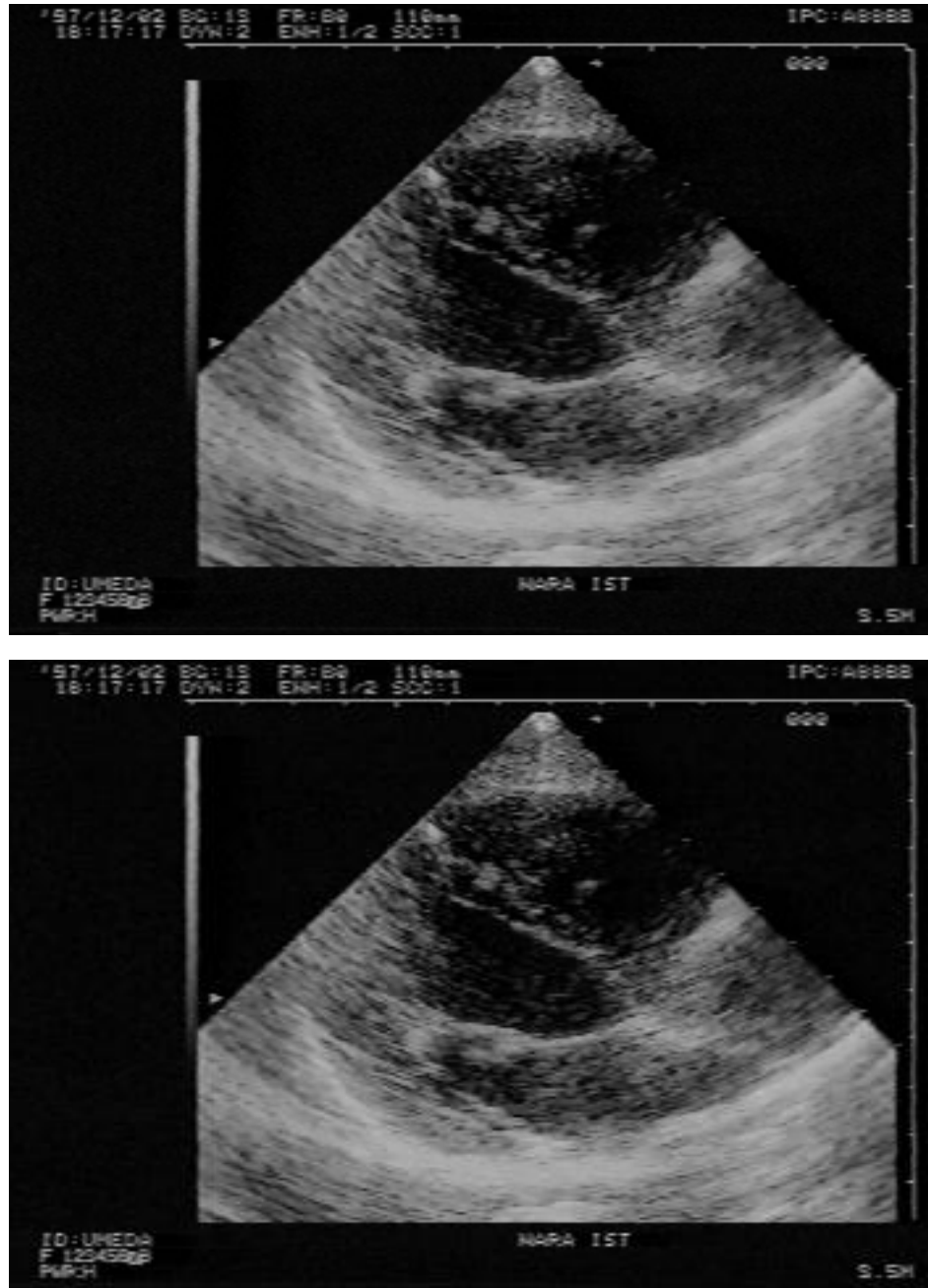


図 4.5 原画像 (上) と JPEG 圧縮画像 (下)

4.4.3 考察

実験の結果、JPEG 圧縮した医用超音波動画画は MPEG 圧縮した画像と比較して、画像品質が高いことが明らかになった。このため、JPEG を用いた医用超音波動画画圧縮は、医用超音波動画画遠隔医療に利用できることを示した。

JPEG 圧縮は、医用超音波動画画を MPEG で圧縮した場合と比較して、RMS 誤差は約 3 %程度、PSNR で、約 3dB 程度良好な画質を保持している。また、RMS 誤差、PSNR、コントラスト誤差が、ほぼ一定を示しており、MPEG のようにフレームの種類によって画質が変化しないことを示している。

医用超音波を JPEG で圧縮した際の画質について、撮影する部位によって量子化テーブルを変更することで、さらに良好な画質特性を得ることが可能であると思われる。また、心臓の診断のように動きをみることで重要な部位では、量子化テーブルの数値をあげることで、画像データサイズを減少させ高いフレームレートでの伝送が可能となる。

量子化テーブルについて、今回は超音波プローブから得られる超音波動画画の特性を考慮していないが、量子化テーブルを超音波の走査方向を考慮することで、高い画質で画像サイズを小さくする可能性がある。

4.5. パケット損失の影響

提案システムでは、動画画圧縮に JPEG を用いているため、画像圧縮データは独立であり、伝送途中にパケット損失が発生した際に発生するノイズフレームは、MPEG と違い複数のピクチャに伝搬しない。そのため、伝送途中のデータパケット損失率が高くなれば線形でノイズフレームが発生する。

この結果、提案システムでは画像データサイズが 10,000 octet、パケットデータサイズを 1400octet とした場合、8 個のパケットに分割しパケット損失率が 10^{-2} であれば、約 12 枚に一枚の割合でノイズフレームが発生する。しかし、パケット損失がポアソン分布で発生する場合は、次のフレームは通常画像で受信される確率が高い。その結果、ノイズフレームが医用動画画に与える影響は小さく、医用超音波動画画遠隔医療に支障がないと考える。

図 4.6に パケット損失が発生した際のノイズフレームと、通常の画像を示す。

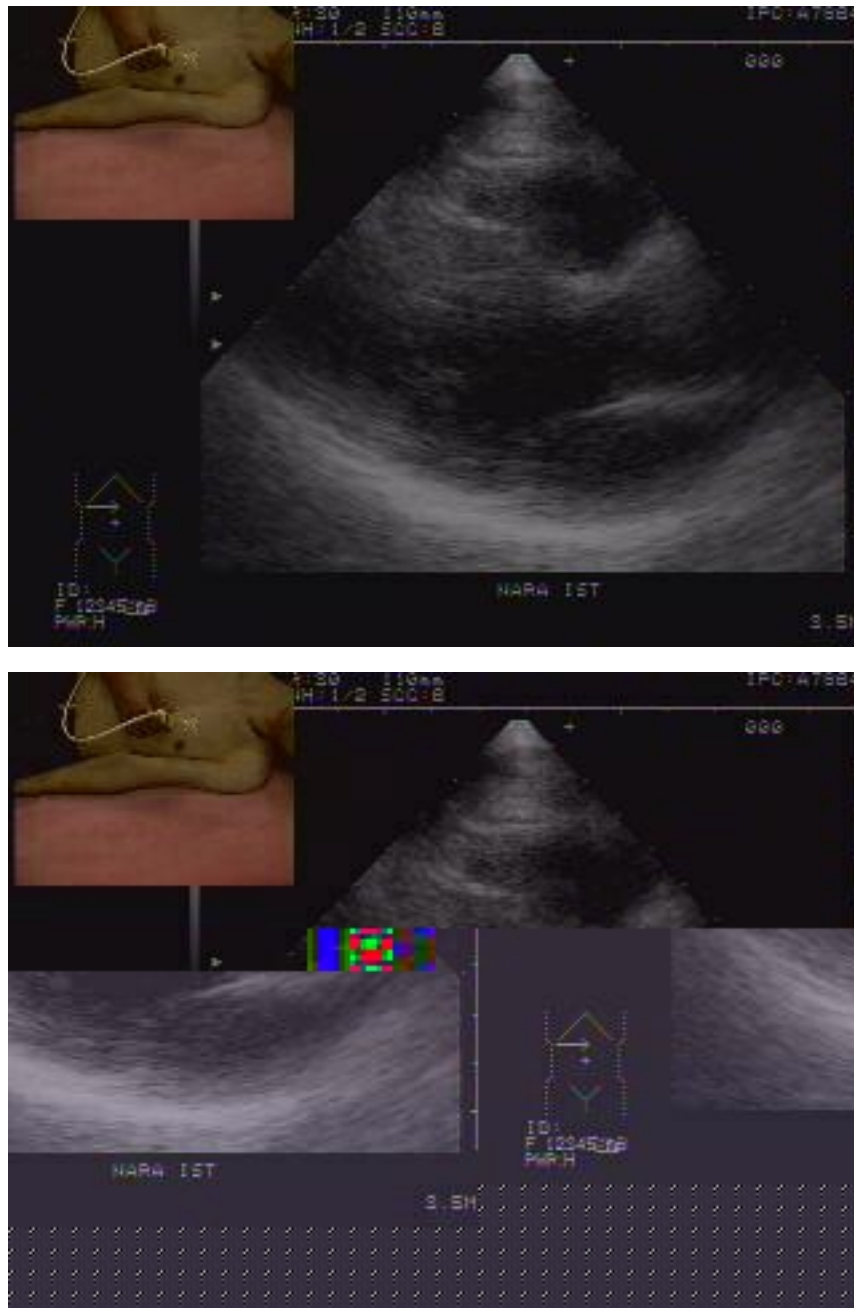


図 4.6 通常フレーム (上) とブロックノイズが発生したフレーム (下)

4.6. 各伝送モードでの画像表示速度

提案システムでは、JPEG を用いて動画像を圧縮するので画像表示速度は、伝送回線速度及び画像の種類によって変化する。そこで、Meeting Mode、Instruction Mode 及び Diagnosis Mode で医用超音波動画像遠隔医療を行う時の圧縮画像一枚あたりのサイズと、128kbps の伝送回線を用いた場合の画像表示速度について計測した。

表 4.4 に、Meeting Mode、Instruction Mode 及び Diagnosis Mode で圧縮された平均画像サイズと、提案システムを用いて 128kbps の伝送回線で医用超音波動画像遠隔医療を行った場合の画像表示速度を示す。なお、Diagnosis Mode の画像については、白黒の B-mode 像の場合と、B-mode 像にカラードップラ像を重ね合わせた場合の画像について実験を行った。

実験の結果、Meeting Mode では、0.7 fps と画面一枚が伝送されるのに約 1.4 秒必要なことが示された。しかし、Meeting Mode では、遠隔会議で相手の顔を判断できる程度の画像伝送ができれば良いので、十分利用可能である。

また、Instruction Mode は、画像伝送に約 0.4 秒程度であるが、医用超音波動画像撮影時において、Instruction Mode で用いる患者体表画像と、超音波プローブの位置や傾きは高速に動作しないので十分利用可能である。

Diagnosis Mode において、伝送される画像は白黒の B-mode 画像で 1.93 fps、カラードップラ画像を重畳した B-mode 画像が 1.43 fps と、患者側で撮影された医用超音波動画像と比較して低速である。しかし、一般の医用超音波動画像診断において、肝臓や腎臓など静止した臓器では、静止画像を用いて診断を行うことが可能である [26]。そのため、低速なフレームレートであっても医用超音波動画像遠隔医療に用いることが可能である。また、Diagnosis Mode では、ROI を選ぶことで高速なフレームレートでの医用超音波動画像伝送ができるので、心臓など動きのある臓器の診断には、ROI を選択することで医用超音波動画像遠隔医療が可能である。

表 4.4 各 Mode の平均画像サイズと、128kbps 回線で医用超音波動画像遠隔医療を実施した際の画像表示速度

Mode	Size (byte)	128kbps の場合 (fps)
Meeting Mode	11478	0.70 (*)
Instruction Mode	7125	2.25
Diagnosis Mode (B/W B-mode)	8273	1.93
Diagnosis Mode (B-mode with CD)	11161	1.43

fps : Frame Per Second

B/W : Black and White

CD : Color Doppler

(*)Meeting Mode の画像表示速度は、双方向通信のため、半分の伝送速度で計算した

4.7. 医用超音波動画像遠隔医療実験

本研究では、提案システムを構築し、国際衛星回線及び公衆回線を用いて、専門医による医用超音波動画像遠隔医療実験を行い、提案システムの有効性を検証した。なお、Real Time JPEG Encoder/Decoder は、Pentium II 450 MHz, Memory 128 Mbyte, FreeBSD 3.1 で構築した。画像取得には、I.O Data 社製 GV-VCP/PCI を利用した。

4.7.1 遠隔医療実験

本実験では、専門医による医用超音波動画像遠隔医療を行い、提案システムの評価を聞き取り調査した。なお、実験時には患者側と診察側の音声伝送を行うため、マイクロソフト社の Netmeeting を用いた。

タイ/日本遠隔医療実験

1999年6月にタイ、バンコクの Rajavithi 病院と北海道厚生年金会館と接続して遠隔医療実験を行った。図 4.7に、接続したネットワーク図を示す。Rajavithi

第4章 在宅遠隔医療システム

病院と Asia Institute of Technology (AIT) とは、伝送速度 128kbps の ISDN で接続した。AIT と 奈良先端科学技術大学院大学 (NAIST: Nara Institute of Science and Technology) の間は、Asia internet interconnection initiatives の伝送速度片側 1.5Mbps の合計 3.0 Mbps の国際衛星回線を用いて接続した [60]。奈良先端科学技術大学院大学と北海道厚生年金会館の間は伝送速度 128kbps の ISDN を用いて接続した。なお、この回線において、Rajavithi 病院と 北海道厚生年金会館の Return Trip Time (RTT) は、590ms であった。

本実験では、Rajavithi 病院側が患者側とし、妊婦と心臓病患者を数名用意し、専門医によって超音波プローブの操作を行った。北海道厚生年金側を、診断側として循環器内科及び産科の専門医をおいて実験を行った。

なお、伝送する画像はデータの圧縮を目的として、白黒画像として実験を行った。

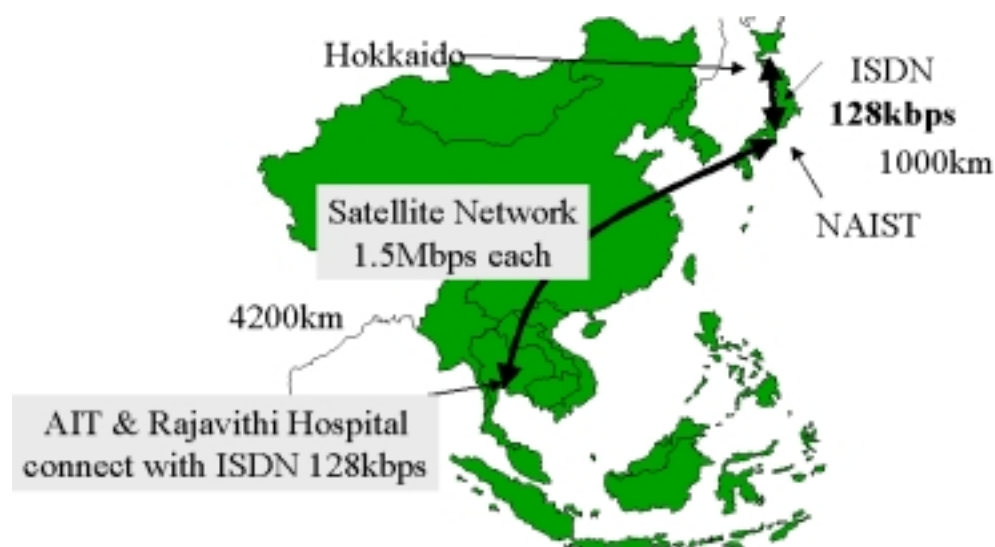


図 4.7 国際遠隔医療実験ネットワーク図

岡山/奈良医用超音波動画像遠隔医療実験

1999年11月に、川崎医療短期大学と奈良先端科学技術大学院大学を 128 kbps の ISDN 回線を用いて接続し、川崎医療短期大学を診断側、奈良先端科学技術大学院大学を患者側として医用超音波動画像遠隔医療実験を行った。開設した回線

の RTT は、約 30ms であった。また、本実験では患者側の医用超音波動画像の撮影者として、一度も医用超音波診断装置を操作したことがない者と、十分に慣れている者とを用意して実験を行った。

実験に伝送する画像は、カラードップラー画像を利用した医用超音波動画像遠隔医療を可能とするため、24bit カラー画像を用いて実験を行った。

4.7.2 実験結果

タイ/日本遠隔医療実験で、Meeting Mode で伝送された画像を図 4.8 に、Diagnosis Mode で伝送された画像を図 4.9 に示す。また、Diagnosis Mode で伝送された ROI 画像と、医用超音波動画像中の場所を図 4.10 に示す。なお、タイ/日本遠隔医療実験では Instruction Mode での画像伝送による指示は行われなかった。

岡山/奈良遠隔医療実験で、Meeting Mode で伝送された画像を図 4.11 に、Instruction Mode で伝送された画像を図 4.12、Diagnosis Mode で伝送された画像を図 4.13、及び ROI で選択された部位と伝送された画像を図 4.14 に示す。



A



B

図 4.8 タイ/日本医用超音波動画像遠隔医療実験 Meeting Mode の伝送画像：A は患者側で Rahavithi 病院の専門医。B は診断側の専門医の画像。

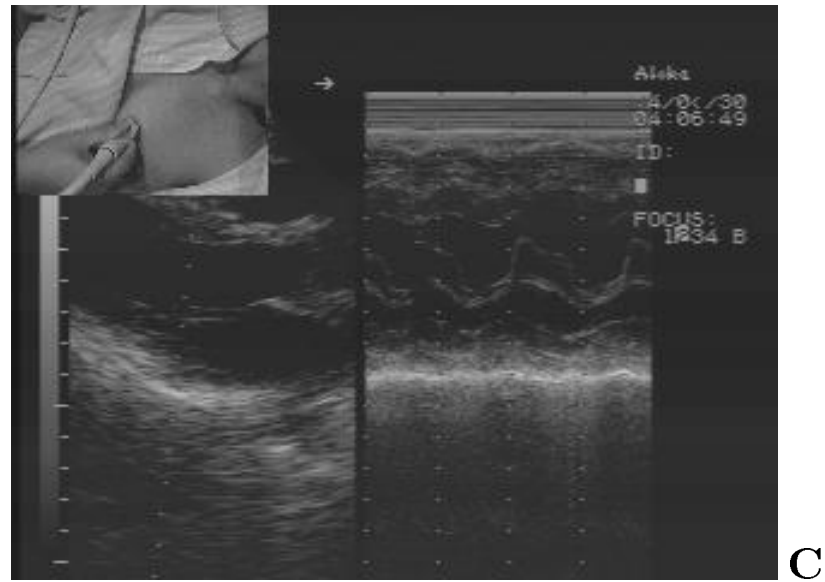


図 4.9 タイ/日本医用超音波動画像遠隔医療実験 Diagnosis Mode の伝送画像: C は心臓の弁の B-M モード画像。D は胎児の背骨の B モード画像。

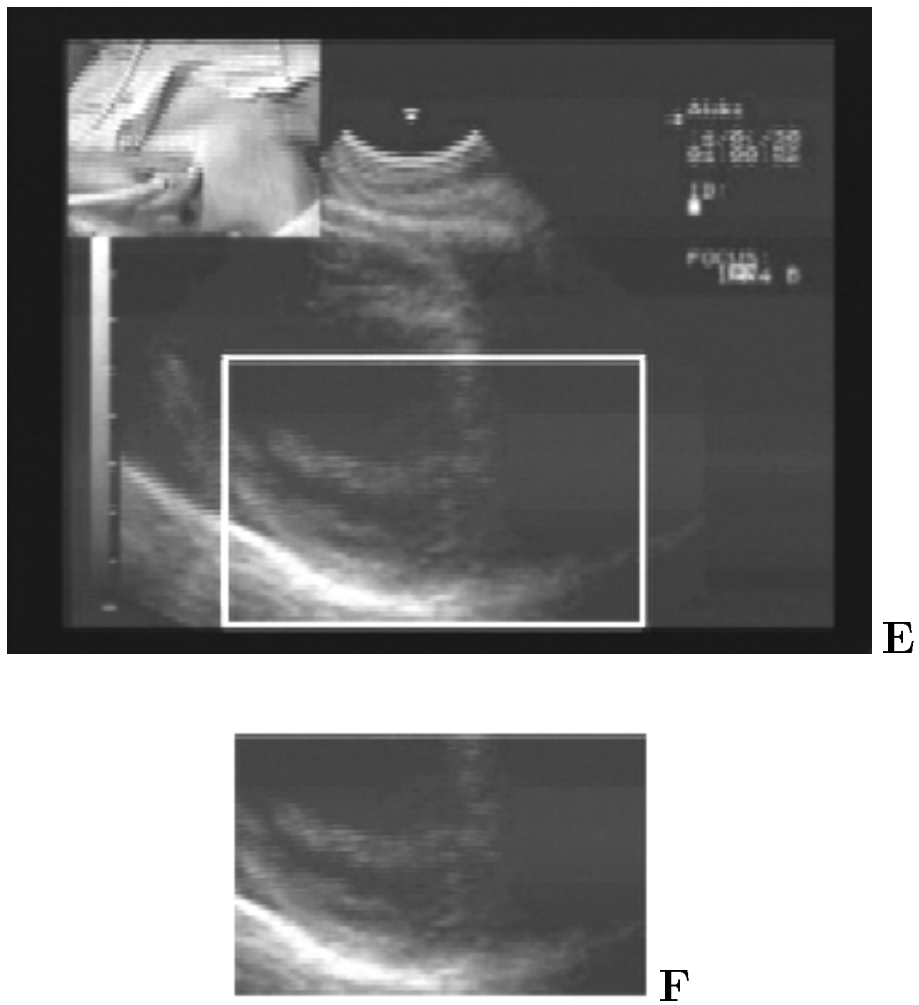


図 4.10 タイ/日本医用超音波動画像遠隔医療実験 Diagnosis Mode の ROI 伝送画像: E は ROI を選択した部位。F は伝送された画像 (176 × 112 ピクセル)。



G



H

図 4.11 岡山/奈良医用超音波動画像遠隔医療実験 Meeting Mode 伝送画像: G は川崎医療短期大学の診断側。H は奈良先端科学技術大学院大学の患者側。

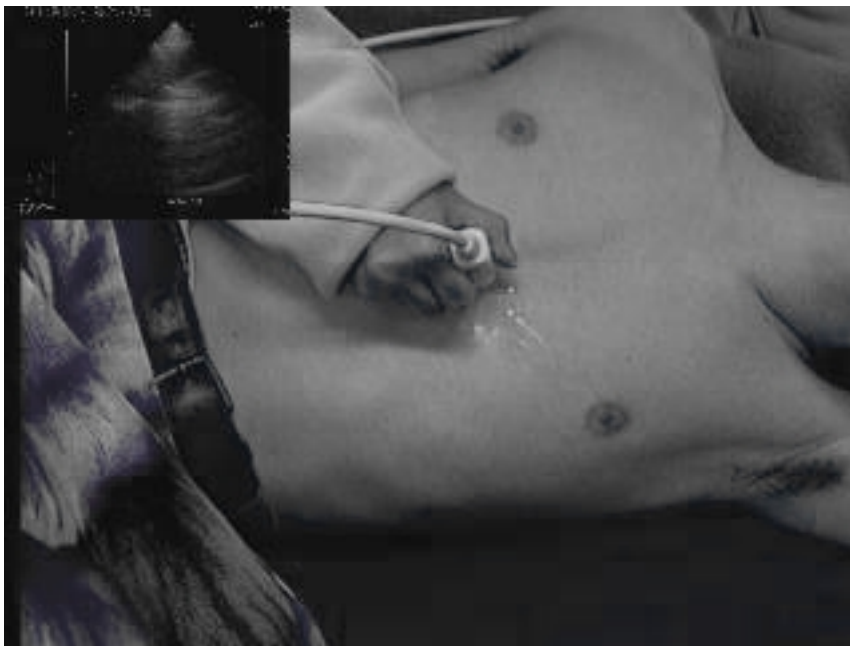


図 4.12 岡山/奈良医用超音波動画像遠隔医療実験 Instruction Mode の伝送画像
: 患者側から診断側に伝送された画像

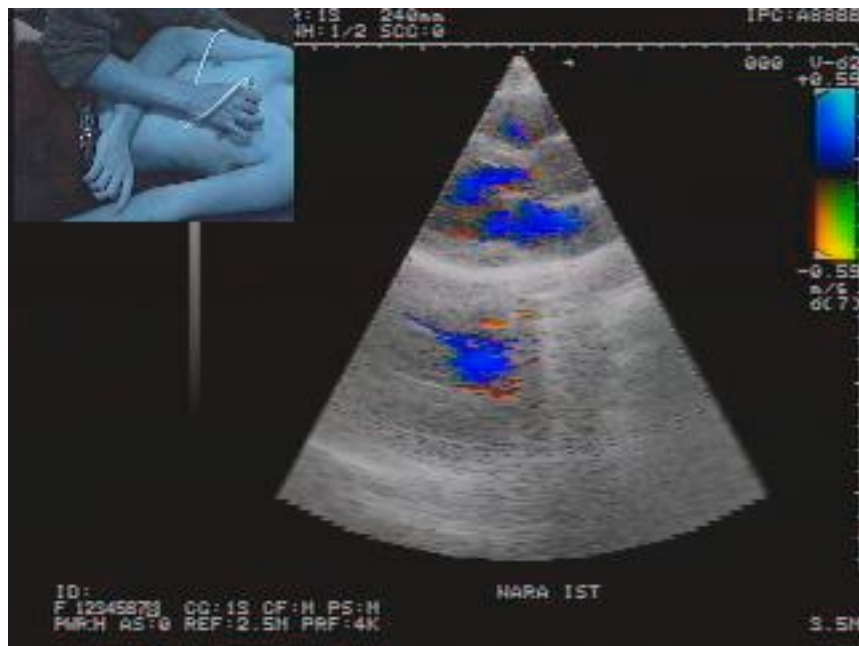


図 4.13 岡山/奈良医用超音波動画像遠隔医療実験 Diagnosis Mode の伝送画像 : 心臓のカラードップラー画像

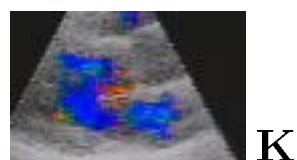
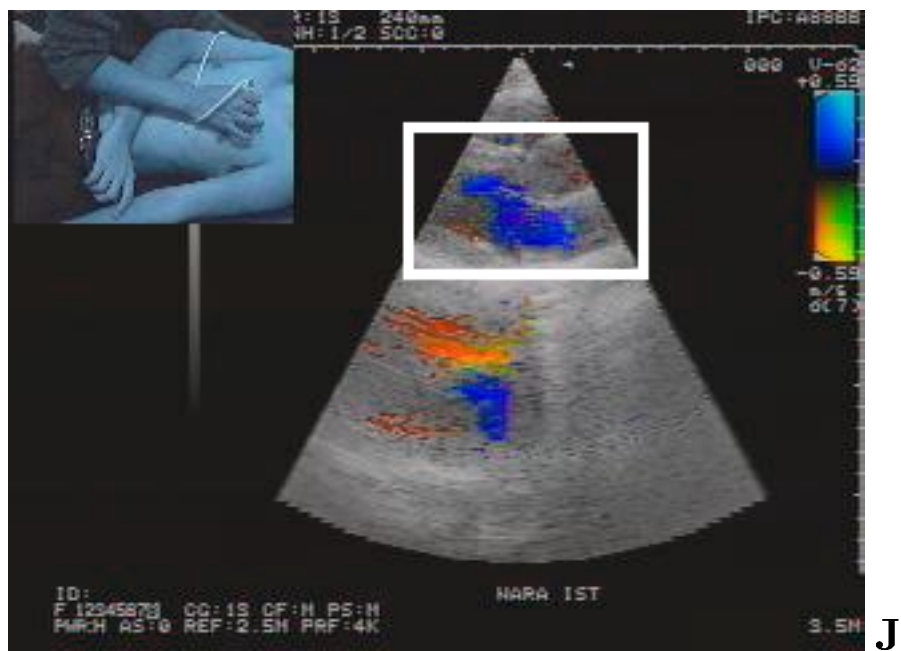


図 4.14 岡山/奈良医用超音波動画像遠隔医療実験 Diagnosis Mode の ROI 伝送画像: J は ROI を選択した部位。K は伝送された画像 (88 × 64 ピクセル)

タイ/日本遠隔医療実験及び岡山/奈良遠隔医療実験で、専門医から以下の評価を得た。

- 伝送された医用超音波動画像は、診断に十分利用できるだけの画質を保持している。
- 診断カルテに添付する医用超音波画像を紙に印刷したものと比較して、十分に画質が良い。
- 構築したシステムは、患者側で撮影した医用超音波動画像を実時間で診断側に伝送するので、患者側の医師に対して超音波プローブの位置、角度、傾きを指示をするのが容易である。
- 伝送された医用超音波動画像のフレームレートは、患者側で撮影された医用画像と比較して低速であるが、肝臓や腎臓および妊娠中の患者の診断には利用できる。
- 心臓の診断で、高いフレームレートが必要な場合は、ROIを選択することで、心臓の内壁及び外壁の動きを、高いフレームレートで同時にみれることができるので、心臓の診断にもある程度利用が可能である。また、カラードップラーを併用することで、層帽弁の動きなどを診断することも可能である。
- 交通事故などで、内蔵破裂がある患者で外見から診断できないの場合、救急車に医用超音波動画像診断装置および提案システムを用いた緊急医療システムを構築することで、緊急性を要する場合に十分利用可能である。
- 伝送遅延時間、及び画像表示速度の揺らぎは医用超音波動画像診断に影響を及ぼすほどではない。
- Diagnosis Mode で左上に患者体表画像を付加しているので、診断側からの指示が容易である。
- パケット損失率が、 10^{-2} 以下では医用画像上に多くのブロックミスマッチ及び画像欠損を発生しないので、診断に支障を及ぼさない。

表 4.5に、タイ/日本の医用超音波動画像遠隔医療実験での各モードでの伝送速度と画像表示速度を示す。

表 4.5 タイ/日本医用超音波動画像遠隔医療実験での
各モードの伝送速度と画像表示速度

Mode	Band-Width	frame rate
Meeting Mode	42kbps	0.60 fps
Instruction Mode	106kbps	1.07 fps
Diagnosis Mode	82kbps	1.02 fps
ROI* ¹	82kbps	7.20 fps

(*1) When the size was 176 × 112 pixel
fps: frame per second

4.7.3 考察

提案システムでは、Meeting Mode を使うことで、医用超音波動画像遠隔医療を実施する際に、双方の医師が顔の見えるコミュニケーションをもつことができ、遠隔医療を実施する際に相手に対する信頼感を得ることができる。また、双方向で相手の画像を見ることができるので、医用超音波動画像遠隔診断システムが正常に動作していることを、双方で確認できた。

Instruction Mode の伝送では、診断側で超音波プローブの位置、角度や傾きの正確な状態を把握することが困難であったが、おおまかな位置、角度や傾きを知ることができた。この結果、診断側の専門医が患者側の撮影者に対して簡単な指示をだし、指示が履行されていることを確認し、Diagnosis Mode を使って伝送された医用超音波動画像を見ることで、超音波プローブの状態を把握することができた。また、再度指示を行うことで診断側で必要とした医用超音波動画像を得ることができた。

Diagnosis Mode では、伝送された医用超音波動画像の画質が高く、医用超音波動画像遠隔医療に利用することが十分可能であった。また、医用超音波動画像診断装置で表示される心臓の大きさを小さくし、ROI を選ぶことで心臓全体の動きを診断することができ、MPEG では不可能である 128 kbps の回線で心臓の動きの診断を可能とした。肝臓の診断においては、患者に対して診断側の専門医から指示をすることで、臓器の位置を移動させ、診断側で肝臓の医用超音波動画像を見ることができた。

タイ/日本の国際遠隔医療では、Rajavithi 病院の医師と、北海道構成年金会館側の医師との会話は、英語で行われた。実験の間、意思の疎通は円滑に行われ、提案システムを用いた国際遠隔医療が可能であることが明らかになった。また、Meeting Mode の動画像伝送に約 5 秒、Instruction Mode 及び Diagnosis Mode の動画像伝送に約 2 秒の遅れが生じ、実験開始時はある程度のコミュニケーション障害を生じたが、ある程度実験時間が経過すると、双方の医師がシステムの動作に慣れることができ、適切なコミュニケーションをとることができた。

提案システムは、従来の医用画像を撮影した後で伝送する遠隔医療システムと同程度の回線速度で、医用超音波動画像を利用した遠隔医療を可能とした。また、実時間で医用超音波動画像と撮影風景画像を同時に伝送することで、遠隔地の専門医が、診断に必要な動画像を取得するための遠隔指示を容易にした。その上、診断に必要な動画像領域のみを伝送することで、高いフレームレートの医用超音波動画像を実時間伝送することで、心臓など高速に動く部位の診断を可能とした。

実験で構築したシステムは、ネットワークの構築や機材の接続が繁雑である。また、機材の設定には専門的な知識を必要とし、遠隔医療実験を始めるまでに長時間の設定が必要であった。一般家庭で遠隔医療を行うには、機材の設定などが容易で、取り扱いが簡便である必要がある。

遠隔医療実験の際に、患者側にも医師がいて診断側に専門医がいてディスカッションが必要となる場合があった。その時、専門医がマウスを操作して相手側にも、同じポインタが画面上に表示されれば、ディスカッションが容易にできる可能性があるとの指摘があった。特に、問題となっている部位を遠隔地から指摘することで、該当する部位を鮮明に撮影することを患者側で行い、専門医が詳しく診断することができる。

第4章 在宅遠隔医療システム

実験の結果、提案システムを用いることで、一般家庭で構築可能な BRI 回線を利用した在宅で遠隔地の専門医による医療を受けることを可能とし、患者が専門の病院に通院する負担を軽減することが可能であることを示した。また、国際回線を利用することで海外で母国語による遠隔医療を受けることができる可能性を示した。

実験では、128kbps の回線速度で実験を行ったが、提案システムでは高速な回線にも適応することができる。特に、フレームレートに関して、1.5Mbps の回線を要することで約 15fps の画像を実時間伝送することが可能となる。また、診断に必要な画像領域を全体の半分から 1/3 程度に指定することで、約 30fps の NTSC と同程度の画像表示速度となる。

4.8. まとめ

本章では、医用超音波動画像を利用した遠隔医療に適応した伝送モードを規定し、遠隔超音波診断システムを提案した。また、医用超音波動画像の圧縮及び伝送時の画像特性を解析した。さらに、構築したシステムを用いて医用超音波動画像遠隔医療実験を行った。

JPEG で圧縮した医用超音波動画像の RMS 誤差 は平均で 6.02 %、PSNR 33.41 dB、コントラスト誤差 0.067 %であり、MPEG で圧縮した場合と比較して良好な画質を得ることができた。パケット損失率に関して、 10^{-2} 以下であれば、12 枚に 1 枚以下のノイズフレーム発生となり、連続した動画像再生が可能であることを示した。

構築したシステムを用いて、国際遠隔医療及び国内遠隔医療実験を行い、患者側に専門医がいなくても、診断に必要な医用超音波動画像を撮影することができ、肝臓など静止している臓器だけでなく、診断に必要な画像領域を選択することで、心臓の動態の診断ができ、提案システムの有効性を示した。

第5章

結論

近年の情報科学の発達に伴い、医療の分野において、いつでも・どこでも・だれでも、最高水準の医療を容易に享受できることを可能とする遠隔医療システムが期待されている。そこで、家や診療所で医用超音波動画像を用いた専門医による医療を享受できることを目的として、遠隔超音波診断システムを構築した。

第1章では、本研究の背景として、マルチメディア社会における医療サービスについて触れ、遠隔医療の意義と医用超音波動画像の特徴について述べ、提案する医用超音波動画像を利用した遠隔医療システムとして「遠隔超音波診断システム」の概要を述べた。

第2章では、関連する研究として医用画像を利用した遠隔医療システムと、医用画像を用いた遠隔医療に利用される技術として、画像圧縮手法、伝送手法及び通信回線について解説した。そして、遠隔超音波診断システムに求められる条件について述べた。

第3章では、病院と診療所の間での医用超音波動画像を用いた遠隔医療を実現することを目的とし、通信帯域を 1.5Mbps とした遠隔超音波診断システムを提案した。提案システムは、医用超音波動画像と撮影風景動画像を実時間で伝送することで、遠隔地の専門医が容易に指示及び診断することを可能とした。また、実験の結果、提案システムで圧縮伝送する画質及び画像表示速度は、患者側で得られた医用超音波動画像と同程度であることを示した。最後に、構築したシステムで、専門医を交えた遠隔医療実験を行い、提案システムの有効性を明らかにした。

第4章では、病院と家の間での医用超音波動画像を用いた在宅遠隔医療を実現することを目的とし、通信帯域を 128kbps とした遠隔超音波診断システムを提案した。提案システムは、医用超音波動画像と撮影風景画像を同時に伝送すること

で、遠隔地の専門医が容易に指示及び診断することを可能とした。また、遠隔地の専門医が診断に必要な医用超音波動画領域を指定することで、高いフレームレートの領域画像を伝送することができる。伝送画像品質実験の結果、第3章で構築した遠隔医療システムより高い画像品質を得られることを示した。また、構築したシステムを用い、専門医を交えた国際遠隔医療実験及び国内遠隔医療実験を行い、提案したシステムの有効性を明らかにした。

近年、遠隔医療への関心が高まっており、医用超音波動画画像を利用した遠隔医療システムの研究が、十分に社会に対して意義があったものと考えている。医用超音波画像を利用した遠隔医療システムは以前よりあった。しかし、従来のシステムは医用超音波診断装置が臓器の画像化を実時間でできるという利点を有効に利用できなかった。本研究は実用的な回線速度で、医用超音波動画画像の利点を有効に活用した遠隔医療システムの実現を目指したものであり、実際に遠隔医療実験を行い、ISDN回線や衛星回線を用いて構築した1.5Mbpsや128kbpsの回線で医用超音波動画画像を利用した遠隔医療が実現できることを明らかにした。

本研究により、医用超音波動画画像を利用した遠隔医療システムの指針を示すことができた。

謝辞

本研究の機会を与えて下さり、研究の方針や内容について多大なる御指導を賜りました、奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科教授千原國宏先生に深甚の謝意を表します。また、多くの発表や実験の機会を持たせて頂きましたことは、研究を行う上で非常に有益でした。重ねてお礼申し上げます。

本論文の作成につきまして、ご厚情に満ちた御指導、数々の有益な御教示を賜りました情報科学研究科教授山本平一先生、情報科学センター教授湊小太郎先生に厚くお礼申し上げます。

本研究をまとめるにあたり、多大なる御指導を賜りました情報科学研究科助教授山口英先生、眞鍋佳嗣先生に深く感謝いたします。

日々の研究において直接指導してくださいました先端科学技術研究調査センター助教授大城理先生、情報科学研究科助手黒田知宏先生、土居元紀先生、眞溪歩先生（現東京大学大学院新領域創成科学研究科複雑理工学専攻助教授）に心から感謝いたします。

医超音波動画像遠隔医療実験を行うにあたり、機材及び回線を御提供して頂いた、WIDE Project、Asia internet interconnection initiatives、日本サテライトシステムズ、NTT、専門医として提案システムを評価して下さった北海道大学医学部教授北畠頭先生、同大学医療技術短期大学部助教授三神大世先生、同大学医学部医師齊藤尚孝先生、古川市立病院医師沼田功先生、Rajavithi Hospital Emergency Department Somchai Kanchanasut M.D.、川崎医療短期大学臨床工学科助手立花博之先生に厚くお礼を申し上げます。

常日頃からお世話になり御助言をしていただきました、像情報処理講座、情報ネットワーク講座の皆様、OB・OG 諸氏に感謝致します。特に、遠隔医療実験時には多大な御協力を頂きました。ここに感謝の意を表します。

最後になりましたが、医用超音波動画像遠隔医療実験に御協力下さいました皆

第 5 章 結論

様方に心よりお礼申し上げます。

参考文献

- [1] 大学医療情報ネットワーク：“医療情報の総合推進に関する研究総括報告書”，1997.
- [2] 日本インターネット協会：“インターネット白書’98”，株式会社インプレス，1998.
- [3] 谷萩隆嗣：“マルチメディアとデジタル信号処理”，コロナ社，1997.
- [4] “未来を拓く情報科学技術の戦略的な推進方策の在り方について”，
<http://www.sta.go.jp/shimon/cst/shimon25>.
- [5] 薬袋貴久：“変わりゆく医療とマルチメディアの可能性”，Estrela, vol. 53, no. 53, pp. 10 – 21, 8 1998.
- [6] 北海道地域医療振興財団：“地域保険医療総合システム構築に関する研究・報告書”，1995.
- [7] 篠田英範：“遠隔医療システムの現状と将来、課題”，Medical Imaging Technology, vol. 16, no. 6, pp. 603 – 609, 11 1998.
- [8] 吉田晃敏, 亀畑義彦：“遠隔医療”，工業調査会，1998.
- [9] 厚生統計協会：“国民衛生の動向”，廣濟堂印刷，1997.
- [10] M. E. D. Bakey: “Telmedicine has now come of age”, Telemedicine Journal, vol. 1, no. 1, pp. 3 –4, 11 1995.
- [11] “Telemedicine informatin exchange”, <http://tie.telemed.org/WhatIs-Telemedicine.asp>.
- [12] “NASA telemedicine”, <http://www.jsc.nasa.gov/sa/sd/sd2/telemedicine /first3.htm>.

参考文献

- [13] M. J. Crowther and L. R. Poropatich: “Telemedicine in the u.s. army: Case reports from somalia and croatia”, *Telemedicine journal*, vol. 1, no. 1, 1995.
- [14] 中村功, 木村典夫, 猪口貞樹, 前田利秀, 長野聡: “救急車内でのデータ・画像情報の質と量 救急車からの動画像伝送を想定して”, *信学技報 MBE*, vol. 12, pp. 79 – 84, 5 1998.
- [15] 稲邑清也: “医用画像の遠隔診断”, *画像電子学会*, vol. 24, no. 4, pp. 365 – 371, 1995.
- [16] 鎌田史隆: “遠隔医療支援システム”, *沖電気研究開発*, vol. 65, no. 3, pp. 183 – 186, 11 1998.
- [17] 西平守正, 林弘樹, 三田村好矩, 下野哲雄, 吉田 晃敏, 廣川博之, 秋葉純, 門正則, 小笠原博寛, 引地泰一, 入江宏之, 羽山繁: “遠隔医療画像伝送のための眼科画像特徴解析”, 第 38 回日本 ME 学会大会, vol. 37, p. 477, 1999.
- [18] 森久保寛: “超音波画像ネットワークシステムの実践活動”, *映像情報*, vol. 30, no. 8, pp. 485 – 489, 4 1998.
- [19] 日本電子機会工業会: “改定 医用超音波機器ハンドブック”, コロナ社, 1997.
- [20] “CT 検査”, <http://www1.biz.biglobe.ne.jp/~fhhosp/radiology/newpage3.htm>.
- [21] “MRI 検査”, <http://www1.biz.biglobe.ne.jp/~fhhosp/radiology/newpage4.htm>.
- [22] “MRI、x 線の被曝に関して”, [http://www.sekishinkai.or.jp/xp /xpminf03.htm](http://www.sekishinkai.or.jp/xp/xpminf03.htm).
- [23] 堀晃, 大城潔, 安谷正, 鐘撞一郎, 永田凱彦: “腹部救急疾患”, *最新医学*, vol. 51, no. 3, pp. 387 – 393, 1996.
- [24] 古井滋: “血管系の ivr”, *最新医学*, vol. 51, no. 6, pp. 1165 – 1173, 1996.

- [25] 西川正則, 森本静夫, 松吉陽子, 中村仁信: “小児腹部腫瘍”, 最新医学, vol. 51, no. 4, pp. 533 – 541, 1995.
- [26] 片山仁: “一週間で習得できる超音波検査マニュアル”, (株) メディカル・サイエンス・インターナショナル, 1997.
- [27] 高沢謙二: “超音波検査の教育を考える (循環器医師部門)”, 日本超音波医学会, vol. 26, no. 5, pp. 719 – 728, 1999.
- [28] 筒井淳治, 小澤邦一, 芦原司: “画像伝送を軸とした遠隔医療の実例”, Medical Imaging Technology, vol. 16, no. 6, pp. 610 – 614, 11 1998.
- [29] C. Dewey, J. D. Thomas, M. Kunt, I. W. Hunter: “Prospects for telediagnosis using ultrasound”, Telemedicine Journal, vol. 2, no. 2, pp. 97–99, 1996.
- [30] 中島功, 鶴見豊彦, 澤田祐介, 前田利秀, 浜本直和: “Mpeg-2 による医療画像評価”, 信学技報 MBE, vol. 97, no. 9, pp. 61 – 66, 5 1997.
- [31] 中島功, 澤田祐介, 十蔵寺寛: “アジア、太平洋衛星医療ネットワークの成果報告 amine/partners”, 信学技報 MBE, vol. 96, pp. 29 – 32, 5 1996.
- [32] 和田捻, 橋本勉, 武田裕, 松村泰志, 松田哲也, 小森優, 湊小太郎, 藤尾芳男, 高橋隆: “広帯域 isdn を利用した超高精細画像による遠隔医療カンファレンスシステム”, 信学技報 IE, vol. 97, pp. 49 – 56, 11 1997.
- [33] “平成 8 年度高度映像通信プロジェクト 高度映像情報通信プロジェクト 研究開発報告書” 奈良リサーチセンター, 1997.
- [34] 湊小太郎: “医療情報ネットワーク”, システム制御情報学会, vol. 41, no. 12, pp. 514 – 519, 1997.
- [35] 細羽実: “リアルタイム・テレラジオロジーをめざした遠隔画像診断システムの構築”, Medical Imaging Technology, vol. 16, no. 6, pp. 622 – 629, 11 1998.
- [36] ITU-T: “デジタル静止画像圧縮符号化関連勧告集”, 新日本 ITU 協会, 1 1995.

参考文献

- [37] 亀山涉：“動画像符号化 (mpeg-4) の標準化動向”，画像電子学会誌, vol. 23, no. 4, pp. 250 – 254, 1994.
- [38] 三木俊雄, 大矢智之：“Mpeg-4 の標準化動向”，画像電子学会誌, vol. 27, no. 3, pp. 205 – 210, 1998.
- [39] 藤原洋監修：“最新 MPEG 教科書”，株式会社 アスキー, 1994.
- [40] ISO/IEC. 11172-1/2/3: “Information technology coding of moving pictures and associated audio for digital storage media at up to about 1.5 mbit/s”, Information Standard, 1992.
- [41] 藤原洋監修：“実践 MPEG 教科書”，株式会社 アスキー, 1995.
- [42] テレビジョン学会編：“MPEG”，オーム出版局, 1996.
- [43] 花村剛：“動画像符号化 (mpeg-2 ビデオ符号化) の標準化動向”，画像電子学会誌, vol. 23, no. 4, pp. 241 – 249, 1994.
- [44] ISO/IEC. 13818-1/2/3: “Information technology generic coding of moving pictures and associated audio”, International Standard, 1994.
- [45] 郵政省：“通信白書平成 11 年版”，大蔵省印刷局, 1999.
- [46] 雪田修一：“UNIX ネットワークベストプログラミング入門”，技術評論社, 1993.
- [47] J. MARTIN, J. LEBEN：“TCP/IP Networking Architecture、Administration and Programming”，PTR Prentice Hall, 1994.
- [48] 竹下隆史, 村山公保, 荒井透, 苅田幸雄：“マスタリング TCP/IP 入門偏第 2 版”，オーム社, 5 1998.
- [49] 西浦秀一, 成田孝弘, 奥野修敬, 三橋龍一, 清水 孝一, 青木由直, 初田健：“北海道統合通信網を利用した災害対策用情報伝達システムにおける簡易型地上網接続方式の提案”，信学技報 SAT, vol. 96, no. 78, 1996.
- [50] 成田孝弘, 初田健, 奥野修敬, 良瀬廣保, 西浦秀一, 山本喜照, 三橋龍一, 清水孝一, 青木由直：“北海道統合通信網 (hit-network) を利用した災害対策用情報伝送システムの設計”，1996 年電子情報通信学会総合大会, 1996.

- [51] 電気通信振興会：“無線工学”，電気通信振興会，1996.
- [52] 森慎一，菊田徹，高畑文男：“Ku バンド衛星通信システムにおける電波伝搬特性の取得方法に関する検討”，信学技報 SAT, vol. 96, no. 82, 1996.
- [53] 前川泰之，吉川治，張年錫，小嶋敏孝：“Ku・ka 帯衛星回線における降雨減衰統計の一検討”，信学技報 A・P, vol. 96, no. 16, 1996.
- [54] 都築伸二，E. HASRITO，山田芳郎，田崎三郎，吉田進：“インターネット上での実時間音声通信 vsat 衛星回線への中継実験”，平成 8 年電気関係学会関西支部連合大会，1996.
- [55] 日本電信電話株式会社：“INS ネット販売マニュアル”，1994.
- [56] 濱本和彦，桑原広輝，太田佳則：“コンベックススキャン超音波画像の圧縮に関する検討”，日本超音波医学会基礎技術研究部会資料, vol. 97, no. 4, pp. 6-9, 1997.
- [57] 眞溪歩，伴好弘，金谷一郎，榎田敏之，陳謙，大城理，山口英，砂原秀樹，千原國宏，三上大世，北畠顕：“遠隔超音波診断システム”，第二回岡山医用工学国際フォーラム, vol. 21, no. 2, p. 33, 1997.
- [58] 眞溪歩，伴好弘，榎田敏之，千原國宏：“テレエコーシステム”，Journal of Medical Ulstasonics, vol. 24, no. 9, p. 121, 1997.
- [59] 榎田敏之，眞溪歩，大城理，山口英，千原國宏：“実時間医用超音波画像伝送システム”，基礎技術研究部会資料, vol. 97, no. 4, pp. 10-15, 1997.
- [60] S. Yamaguchi and J. Murai: “Asian internet interconnection initiatives”, Proceedings of INET'96, June 1996.

参考文献

研究業績一覽

学術論文

1. Toshiyuki UMEDA, Tomohiro KURODA, Osamu OSHIRO, and Kunihiro CHIHARA: “A Real-Time Medical Ultrasound Image Sequence Transmission System with Narrow Integrated Service Digital Network”. *Jpn. J. Appl. Phys.* Vol.38(1999) pp.3409 – 3411, (May 1999)
2. Toshiyuki UMEDA, Ayumu MATANI, Osamu OSHIRO and Kunihiro CHIHARA: “Tele-Echo System: A Real-Time Telemedicine System using Medical Ultrasound Image Sequence”. *Telemedicine J.* (印刷中)
3. Toshiyuki UMEDA, Takatoshi SUENAGA, Tomohiro KURODA, Osamu Oshiro and Kunihiro CHIHARA: “A real-time telemedicine system for ultrasound image sequence over the Internet”. *Jpn J. Appl. Phys.* (条件付き採録 1/2000)

国際会議

1. Toshiyuki UMEDA, Tomohiro KURODA, Osamu OSHIRO and Kunihiro CHIHARA: “A low bit-rate and real-time telemedicine system – Japan and Thailand international telemedicine experiment –”. In *The 14th International Conference on Information Networking*, pp.5B1.1 – 5B1.6, 2000
2. Toshiyuki UMEDA: “Tele-Echo System Remote medical care system”. In *The International Consortium for Medical Imaging Technology*, 1997

参考文献

3. Toshiyuki UMEDA: “Tele-Echo System”. In *The International Consortium for Medical Imaging Technology*, 1997
4. Toshiyuki UMEDA: “Yakushi Remote Diagnostic System”. In *The International Consortium for Medical Imaging Technology*, 1998
5. Toshiyuki UMEDA: “Tele-Echo System, Real Time Telemedicine system with ultrasound image”. In *The International Consortium for Medical Imaging Technology*, 1998
6. Toshiyuki UMEDA: “International Telemedicine Thailand and Japan”. In *The International Consortium for Medical Imaging Technology*, 1999

研究会・大会発表

1. 榎田 敏之、杉山 久佳、村田 正、山本 平一： “伝送路適応型マルチキャリアシステムの考察”. 第一回ユニバーサル・パーソナル通信基礎北海道研究会、Vol.1、pp.151 – 156, 1996
2. 榎田 敏之、黒瀬 幸男、山本 平一： “構内移動体通信の電波伝搬特性の検討”. 無線通信システム研究会、RCS97-42, pp. 65 – 70, 1997
3. 榎田 敏之、眞溪 歩、大城 理、山口 英、千原 國宏： “実時間医用超音波伝送システム – Tele-Echo System –”. 日本超音波医学会基礎技術研究部会資料、BT97-24、pp. 10 – 15, 1997.
4. 榎田 敏之、眞溪 歩、千原 國宏： “実時間医用超音波動画像伝送システムの開発”. 第 42 回システム制御情報学会研究発表講演会講演論文集、pp.441 – 442、1998.
5. 榎田 敏之、大城 理、千原 國宏： “実時間医用超音波動画像診断システムの提案”. 第 19 回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集、pp. 235 – 236、1998.
6. 榎田 敏之、黒田 知宏、大城 理、千原 國宏： “実時間医用超音波動画像伝送システム”. 第 38 回日本 ME 学会大会論文集、Vol. 37、p. 482、1999.

7. 榎田 敏之、黒田 知宏、大城 理、千原 國宏：“実時間医用超音波動画像伝送システム”. 第 43 回システム制御情報学会研究発表講演会講演論文集、pp.495 – 496、 1999.
8. 榎田 敏之、黒田 知宏、大城 理、千原 國宏：“実時間医用超音波動画像伝送システムの提案”. ME とバイオサイバネティクス研究会、Vol. 99、No.392、pp. 1 – 6 1999.
9. 榎田 敏之、黒田 知宏、大城 理、千原 國宏：“狭帯域回線に適應した実時間医用超音波動画像伝送システムの提案 – 日・タイ国際遠隔医療実験 –”. 第 20 回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集、pp. 163 – 164、1999.