5. 医用画像ネットワーク技術

山 岸 義 雄[†], 喜 多 紘 一^{†*}

1. ま え が き

1970年代から医療の画像検査・診断の分野ではディジタル技術が取入れられ、急激な革新が起こってきた。これはX線CTから始まり、超音波、核医学機器、X線機器のディジタル化、そして磁気共鳴イメージング(MRI)と続いており、ディジタル化画像の割合は1980年代にかけ、ますます増えてきている。現在、代表的な医療機関でのディジタル化画像の割合は約20%といわれている。この傾向は、ディジタル機器の導入増加と、それぞれの機器の性能向上による1患者当たり情報量の増加により、ますます加速されていこう。

この新しい診断機器の普及に従い、医療機関のうちで、画像の保管・伝送に新しい画像の管理システムが求められるようになってきた。これが1980年代に入り話題になってきたPACS (Picture Archiving and Communication Systems) の概念につながっている。1982年、第1回PACS国際会議・ワークショップが米国でスタートし、日本でも1984年第1回PACSシンポジウムが開催され、今日まで年会議として続いている。

PACSが病院内、あるいはまとまった医療機関の組織内で企画され、導入計画が考えられているのに対し、もっと広い地域や遠隔地間で画像通信するサービス形態にTeleradiographyと呼ばれる技術応用がある。医療画像をテレビ信号伝送として離れた場所へ送るサービスは、ディジタル画像診断機器普及以前から行われていた。よく知られた例として、ボストンのローガン空港の例がある。空港の診察室とマサチューセッツ総合病院をテレビ画像伝送ラインで結び、空港に

医師を常時駐在させなくとも、画像伝送によって専門医の診断が受けられる体制が作られていた。これは1970年頃の例であり、その後、遠隔地医療サービス、軍での利用など応用が広がり、伝送用機器の開発が続いているが、基本的にはITVとビデオディスプレイ技術の応用になっている。

テレビ信号伝送がアナログ信号からディジタル通信網利用になり、応用が広がってきた現在、先進の米国では、イメージングセンタ(高度医用機器の画像検査・診断の集中サービスセンタ)と利用病院との通信や、衛星通信を利用した退院患者の画像を含む診療録情報の集中保管・検索サービスなどへの展開が事業化されつつある。これらのTeleradiographyの応用は、既存の技術やサービス網を利用することが多く、技術開発の面で特に医用として強調する技術は少ない。

このTeleradiographyの実用化に比べ、PACSは完成されたシステムがまだ導入されたところはないなど、実用システム開発・導入は何年か先と考えられている。PACSの基盤になる要素技術の課題レベルがまだ高いこと、導入価格も膨大になること、病院内の体制の準備が必要になることなどの要因が数えられるが、やはり技術課題の解決が最大テーマであろう。したがって、現在のPACS計画は、部分的な実験システム開発・評価・限定した診断利用システムが中心であり、一方でトータルシステム化で必須になる技術課題解明の要素技術開発が続けられている。

ここでは、このPACSのための要素技術として開発されている主要テーマのうち、他分野の画像に比べ医用画像が膨大な情報量を持つことに基因する医用画像通信ネットワークおよび画像圧縮技術の課題について述べる。また、現有の技術の組合せによって実現され利用されているPACSのモデルシステムの例や、ディジタル画像のTeleradiographyの例として、衛星を利用した医用画像通信実験の例も併せて紹介する。

[†] 株式会社東芝 医用機器事業部 医用機器技術研究所

^{†*} 株式会社東芝 那須工場 特機装置部

"Medical Imaging Network Technology" by Yoshio Yamagishi (Medical Electronics Laboratory, Medical Systems Division, Toshiba Tochigi) and Kouichi Kita (Advanced Medical Equipment Department, Nasu Works Toshiba, Tochigi)

2. 医用画像通信ネットワーク技術の課題

2.1 PACS の機能

PACS は、X 線 CT スキャナ、X 線診断装置等の各種医用画像診断機器で発生した画像を磁気ディスクや光ディスク等の大容量ファイルに保管し、LAN (ローカルエリアネットワーク) で結合された高速演算装置や各種ワークステーションへ画像を伝送するシステムといえる。

2.2 発生データ量

表 1 は、600 床の病院の 1 日の平均的な発生データ量を示している。表を見てわかるように、X 線画像が発生データ量の 8～9 割を占める。X 線 CT スキャナの画像 1 枚当たりのデータ量は、ほぼファクシミリの A 4 のデータ量と等しくなる。一方、X 線画像はその 10 倍である。しかし、X 線 CT スキャナ画像は 1 検査あたりの撮影枚数が多いので、1 検査当たりのデータ量はほぼ X 線検査と等しくなる。

2.3 PACS に要求されるネットワーク

PACS の機能からみた画像データの流れは、画像診断機器から大容量画像ファイルおよび、大容量画像ファイルからワークステーションへという方向性を持っている。

画像診断機器から画像ファイルへの画像収集の流れは、放射線部門内部に限られるのに対して、画像ファイルからワークステーションへ至る画像配送の流れは、放射線部門ばかりでなく、外来、病棟部門など種々の部門に関連する。したがって、前者を収集用ネットワーク (診断機器用ネットワーク)、後者を配送用ネットワーク (ワークステーション用ネットワーク) としてそれぞれを別々のネットワークとするのがネットワーク管理面やシステム設計面からみて実用的である。

収集用ネットワークに要求される平均伝送速度は、発生データをすべて 4 時間で大容量ファイルに保存すると仮定すると、約 230 kB/s、すなわち 1.8 Mb/s となる。イーサネットは瞬間的な伝送速度は公称 10 Mb/s であるが、通信手順とそのオーバーヘッドを考慮した実行速度は 1 Mb/s になる。したがって、イーサネットは収集用ネットワークとして少々物足りない。収集用ネットワークは接続される機器が少なく、かつ、設置場所も放射線部門内と限られているので、LAN 化せず、直接、機器間を結合する 1 対 1 の通信でも、要求される性能を満足させられる場合が多い。

配送用ネットワークに要求される平均伝送速度は、画像の読影や参照のために発生データ量の 10 倍が伝送されると仮定すると、画像ファイルの出口で約 2.3 MB/s、すなわち約 20 Mb/s となる。現在、高速ネットワークとして複数のイーサネットの支線系 LAN を 100 Mb/s の光リング幹線系 LAN で結合した階層構造型ネットワークが実用化されている¹⁾。このネットワークは、総合伝送速度は 100 Mb/s であるが、機器に接続されるインタフェースでの実効速度は 1 Mb/s なので、配送用ネットワークには使用できない。配送用ネットワークとして、画像ファイルの出口が高速なネットワークの開発が必要である。そのほか、ネットワークを実用に近づけるためには、画像ファイルを分散させるとか、画像ファイルの出口を複数個作るなど、負荷を分散させることにより、インタフェースに要求される伝送速度を下げることも有効である。

2.4 インタフェースの標準化

ネットワークが高速になっても、機器接続のためのインタフェースが標準化されないと、各メーカーの機器が接続できず、PACS の発展を阻害する。インタフェースが標準化されていると、ユーザは特長のある機器を組合せ、最適なシステムを構築することができ

表 1 発生データ量

	患者数 (人/日)	枚数 (枚/人)	計 (枚)	画素数× ビット数	データ量 (MB/枚)	総データ量 (MB)
X 線	300	2	600	2 k ² ×10	5	3000
デジタル フルオログラフィ	10	10	100	1 k ² ×10	1.25	125
X 線 C T	20	10	200	512 ² ×12	0.4	80
M R I	10	10	100	512 ² ×12	0.4	40
超音波	20	20	400	256 ² ×8	0.07	28
核医学	30	10	300	128 ² ×16	0.04	12

(600 床)

合計 3.3 GB

る。こうした医用デジタル画像通信用インタフェースの標準化を目指して、アメリカのユーザ側の団体である ACR とメーカ側の団体である NEMA が共同で、ACR-NEMA 規格を提案している²⁾。

これは、医用画像機器間どうし、または、医用画像機器とネットワークインタフェースユニット (NIU) 間の画像伝送手順を決めたもので、医用 LAN の規格ではない。LAN とは NIU を介して接続することを仮定している。現在、アメリカの 2、3 のメーカはインタフェースの試作を始めつつある。日本³⁾もヨーロッパもこれを意識して、PACS 用インタフェースを規格化しつつあるので、いずれ国際的な標準規格になると思われる。

ACR-NEMA 規格の伝送手順は、OSI の参照モデルに基づいて階層化されている。コネクタは 50 ピンのマイクロタイプリセプタクルで、双方向の 16 対のデータ線、1 対のパリティ線、6 対の制御線、1 対の接地線からなる。データは 16 ビットが 1 語で、1 語ずつパラレルに送信する。伝送手順上、1 回に送信できるパケットは 2048 語以下なので、画像やその付帯情報を送るためには、複数のパケットに分けて送信する。

伝送できる情報は、コマンド、画像付帯情報、テキスト、オーバーレイ、画素データである。各情報は項目に分かれ、その語長は可変である。コマンドはそのあとに続く情報の取扱い方を指示する。コマンドの種類には、送信コマンド、受信コマンド、転送コマンド、検索コマンドおよび対話コマンドがある。

画像付帯情報は、ID 情報、患者情報、収集情報、関連情報および画像表示情報などからなる。オーバーレイはビットマップとして送る。画素データは 2 の補数か符号なし整数で表される。画素数およびビット数は画像表示情報で規定する。

ACR-NEMA 規格は、画像 1 枚 1 枚を送信するのに適しているが、シネモードのような連続した画像を管理しにくいこと、画像ディレクトリは受信側で作成する必要があること、エラー処理の規定が不明確であること、あるいはネットワークとして使いにくいこと等の欠点もあり、今後改良されていくものと思われる。

3. 医用画像圧縮技術の課題

3.1 画像圧縮の種類

画像の質を損うことなくデータ量を減らすことができれば、画像ファイルに要求される容量と、画像通信に要求される伝送速度を減らすことができる。縦およ

び横方向に画素を配列した原画像は、空間的に隣接した画素が高い相関を持っているため、情報量的に高い冗長度を持っている。画像圧縮はその冗長度を減らし、1 画像当たりの総ビット数を減らすことにより実現される。

デジタル画像の圧縮法には大きく分けて、画像圧縮されたデータを復元したとき、各画素値が理論的にもとのデジタル値に戻せる可逆圧縮法と、もとに戻せない非可逆圧縮法がある。X 線画像に対して、原画像の性質と用途により、前者の方法で 1/2~1/4、後者の方法で 1/10~1/20 位まで圧縮可能である。

3.2 可逆圧縮

可逆圧縮の代表的な方法は DPCM (差分パルス変調) である。これはある点の画素値と、その画素の周辺からの線形予測値との差をとり、その差をハフマンコードを用いて符号化し、冗長度を削減する方式である。線形予測は最も簡単な場合は 1 つ前の画素を用いる。すなわち、隣り合った画素の差を作る。ハフマンコード化は出現頻度の高いものからビット数の短いコードを割り当てて変換する方式である。また、その差が一定値を越えるとエスケープコードを先行させ、その後、実際の画素値を続け、次からまたハフマンコードを続ける。

画像を復元するときはハフマンコードを差の値に変換し、初期値にその差を順次加算し、画素値を作る。この方式は復元された画素値が完全にもとのデジタル値に戻り、画質劣化がないので、臨床上是圧縮を意識せずに使用できる。

3.3 非可逆圧縮

非可逆圧縮は一般に、画像のブロック化、直交変換、量子化、および符号化の順に行われる。量子化および符号化の過程で非可逆な変換を行うので、その可逆性が失われる。画像のブロック化では画像を小さなブロック画像に分け、各ブロック画像ごとに直交変換を行う。普通、16×16 のブロック画像に分けることが多い。画像をブロック化すると、非可逆圧縮のため各ブロックの復元画像が原画像と異なるため、ブロック画像の境界で連続性が損われ、復元画像にブロックアーチファクトが出ることがある。これは、画像全体をブロック画像に分けず一度に変換することにより防げるが、一方では圧縮時間が長くなり、また、ブロック画像毎に変換数を変えてさらに圧縮率を上げることができなくなる等の欠点もある。

直交変換には、フーリエ変換、ハール変換、アダマール変換、傾斜変換、離散型コサイン変換 (DCT) や K-L 変換等が提案されている。原画像と復元画像の

差の平均2乗誤差を最小にする変換方法はK-L変換であるが、高速変換のアルゴリズムを持っていない。次にK-L変換に近い性能を持っている変換は離散型コサイン変換である⁴⁾。これはFFTアルゴリズムによって計算されるので、高速化が可能である。したがって、非可逆圧縮方法としてDCTが広く検討されている。

量子化では、DCT後の係数を正規化する正規化係数と、正規化後の係数が一定値以下であれば零とする閾値を定め、DCT後の係数を変換する。符号化はいろいろな方法がある。あらかじめ決められた周波数成分のみをハフマンコードに変換する方法(アダプティブマップ法)、各周波数成分毎に使用できるビット数を決めておく方式(ゾーナルビットアロケーション法)などがある。最終的にはこのコード化されたものが圧縮データである。復元はこの逆をたどり、逆DCTを行い、復元画像を得る。

3.4 非可逆圧縮の圧縮率評価

非可逆圧縮は、その圧縮率が復元画像の画質に影響を与えるので、実用的圧縮率を決定するのが難しい。復元画像と原画像の差画像に何の構造もみられず、ランダムなノイズのみであれば画質の劣化がないといえる。しかし、完全なノイズ画像との判断は難しい。また差画像に構造がみられても、それが復元画像で見えているものであれば情報を落としたことにならないとの考え方もある。また将来、新しい画像処理方法が開発されて今まで見えなかったものが見えるようになった場合、非可逆圧縮された復元画像からはその情報が出てこない可能性もある。

したがって、参照用画像とかコンサルテーション用画像とか目的が明解で、それ以外に使用される見込みがなく、かつ、目的とする所見が復元されているのを確認後、その圧縮画像を保管または伝送するようにし、それ以外の場合は可逆圧縮で保管するのが現状では無難である。

4. PACSのモデルシステム例

写真1にPACSのモデルシステムの一例として、医用画像ファイリング装置を示す。本装置(TDIS-FILE)は、データ処理装置、フィルムディジタイザ、システムコンソール、画像表示装置、光ディスク装置1台が基本システムで、オプション機器には増設用画像表示装置、増設用光ディスク、診断装置のオンライン接続用インタフェース、光ディスクオートチェンジャ、フィルムレコーダがある⁵⁾。本装置はPACSに要求される基本機能を持ち、パイロットシステムあるい

写真 1 画像ファイリング装置 (TDIS-FILE)

は中小規模PACSの構成要素として開発された装置である。

4.1 データ処理装置

X線画像のデータ量は膨大であるため、このデータを許容できる時間内に拡大、縮小や空間フィルタ等の処理を行うためには、データ処理装置として非常に高速なものが要求される。本装置はそのためにメモリー容量32~128MBの高速演算装置、200MBの画像用高速バスおよび1~6GBの磁気ディスクを持つ。

4.2 画像データの収集

本装置はCR(コンピューテッドラジオグラフィ)システムとオンラインで接続し、直接データを収集することができる。CRシステムはX線の検出器としてイメージングプレートを用い、イメージングプレートをHe-Neレーザで走査しデジタル化する。

また、すでにデジタル化されているCT(コンピューテッドトモグラフィ)スキャナ、MRI(磁気共鳴イメージング)装置や核医学装置等ともオンライン接続でき、データを収集できる。

4.3 フィルムディジタイザ

X線フィルムの画像は、画素数2000×2500、濃度分解能1024のデジタルデータとして読込まれる。X線撮影装置で撮影されるX線フィルムは、その黒化度が0~3.0以上までの広い範囲に分布している。濃度分布の広いX線フィルムをデジタル化するために、本装置はHe-Neレーザを用いたレーザスキャナとフォトマルチプライヤを採用している。

4.4 光ディスク装置

画像データの保管には12インチの光ディスクを使用する。光ディスクは両面で5.0GBの記憶容量を持つ

ている。1/2の可逆圧縮を行うと約1700枚のX線フィルム保管できる。光ディスクオートチェンジャは25枚の光ディスクを収納し、自動的に光ディスクドライブにかけおろしできる。したがって、1台当たりの容量は125GBとなり、4台で1年分のファイル容量を確保できる。

4.5 画像の表示

画像表示装置は、表示マトリックス1025×1536で、スキャンライン1635の20インチ縦形モニターである。図1に示すように、525本の標準テレビ6台分に当たり、画像の表示およびフォーマットについては診断の形態に応じた表示が可能である。特に縦形のX線フ

図1 画像表示フォーマット

写真2 コンソールの画像表示例

ィルム等の観察に有効である。写真2は、2台のモニターを持つコンソールの画像表示例を示す。本装置は、本コンソールを複数台接続し、放射線部門以外の場所でも画像を参照することができる。

4.6 中小規模 PACS への応用

TDIS-FILEを複数台組合せることにより、中小規模PACSを構成することができる。画像の収集は、データの発生量に合わせて複数台のTDIS-FILEに分散させる。外来や病棟のワークステーションは、TDIS-FILEのコンソールを必要な場所、数に応じて設置する。コンソールの数が多かった場合は高速LANを用いるが、少ない場合はTDIS-FILE間を1対1の通信で結合してもよい。

5. 衛星通信による医用画像通信実験

5.1 実験の目的

医用画像を遠隔地に送ることは、緊急時に専門医のコンサルテーションを受けたり、離れた場所にいる複数の医師が、症例検討会を行うのに有効である。日本医学放射線学会、日本放射線技術学会と日本放射線機器工業会の三者が合同で運営するJMCP 88 学術大会が、市川平三郎会長(国立ガンセンタ)のもとに、1988年3月29日～4月3日まで東京晴海にて開催され、その特別企画として、九州大学病院と東京晴海会場の間で通信衛星を介して、デジタル医用画像を伝送し、症例検討会が行われた。本企画は、同時に開催されたCS-2による衛星利用パイロット計画フェアの一環としても行われた。

症例検討会をサポートするために、デジタル医用画像伝送以外に、テレビ会議用のコーデックを衛星回線を切替えて使用した。また、音声は地上回線を用いた⁶⁾。

5.2 システム構成

図2にシステム構成を示し、以下、簡単にその役割を述べる。

- (1) TDIS-FILE：東芝製医用画像ファイリング装置(4.で説明した装置)。画像表示および画像ファイルとして使用。
- (2) VAX, μ VAX：DEC社製コンピュータ。TDIS-FILEとHYPER channel間のゲートウェイとして使用。
- (3) HYPER channel：住商エレクトロニクス製高速コンピュータネットワーク装置。衛星回線系を含めたネットワークシステムとして使用。
- (4) MODEM：東芝製モデム。衛星回線系とHYPER channelのインタフェースとして使

図 2 医用画像通信実験システム構成図

用。

- (5) 画像コーデック装置：東芝製テレビ会議用画像高効率符号化伝送装置。テレビ会議用として使用。
- (6) 車載型衛星地上局：東芝製衛星地上局。2 m カセグレンアンテナと自家発電機を搭載した移動型 2 トン車。
- (7) 可搬型衛星地上局：富士通製衛星地上局。3 m カセグレンアンテナを含んだ送受信装置と端局装置、発電機から構成されている可搬局。
- (8) CS-2b：さくら 2 号，日本初の実用通信衛星。20/30 GHz を使用。伝送速度は 1.544 Mb/s。

5.3 実験結果

テレビ会議用の動画像伝送と医用画像用の静止画デジタル画像伝送を同時に評価することができた。天候や送信電力により S/N が悪くなると、テレビ会議用伝送系では、コーデック特有のブロック状のノイズがのり、医用画像用伝送系では画質は変化しないが、X 線画像 1 枚当たりの伝送時間が 25～60 秒位まで変化した。この伝送時間の延長は伝送誤り率によりパケットサイズを最適値に調整することにより改善されるが、本実験ではその最適化は行わなかった。

本実験での伝送速度のボトルネックは、ゲートウェイとしての VAX のオーバヘッドであった。VAX のオーバヘッドは、ソフトウェアの改良で改善可能であるが、今回は間に合わなかった。

医学的には、本システム構成にて 1024×1536 画素の 20 インチモニタを複数台並べることにより、九州・東京という離れた場所でも X 線画像や CT 画像の症例検討会ができることがわかった。

6. む す び

医用画像ネットワーク技術として、主に通信ネットワークおよび画像圧縮を中心に述べてきた。これから PACS が普及するためには、CRT 診断(ソフトコピー診断)を可能にするためのワークステーション機能の充実と性能の向上が重要である。また、光ディスクへ画像データを効率良く保管し、有効にそのデータを活用するためには、階層化された分散型のデータベースの開発が必要である。

そのうえ、PACS を日常のシステムとして運営していくためには、病院情報システムや、放射線部門情報システムなどの画像以外のシステムと有機的に結合させる必要がある。

PACS は、これから病院内のコンセンサスを取りながら構築していくシステムなので、シーズとニーズのバランスをとりながら一步一步着実に進めていくことが大切である。

(1989 年 3 月 17 日受付)

【参 考 文 献】

- 1) 誉田，嶋本，古西：“ローカルエリアネットワーク TOTAL-LAN の異機種接続技術”，東芝レビュー，43，2，pp.103-106 (Feb., 1988)
- 2) ACR-NEMA Standards Publication/No. 300-1985: Digi-

tal Imaging and Communications (1985)

- 3) 日本放射線機器工業会編：“デジタル画像と通信規格 MIPS 規格案-87” (1988)
- 4) R. H. Stanford: “最新デジタルテレビジョン”, pp. 100-105, (株) 日本技術経済センター, 東京 (1982)
- 5) 東: “[86 RSNA “PACS” の動向]と「Toshiba Total Digital Imaging System」”, 映像情報 (M), 19, 2, pp. 77-80 (1987)
- 6) Azuma, Kato, et al: “Digital Imaging Transminnion via Satellite”, Medical Imaging Technology, 6, 2, pp. 153-154 (1988)

喜多 紘一 昭和42年, 東京大学工学部電子工学科卒業。同年, (株) 東芝に入社。医用電子装置, 画像処理機器, PACS 機器の開発に従事。現在, 同社那須工場に勤務。放射線機器工業会等で, PACS 用インタフェースの標準化を推進。

山岸 義雄 昭和37年, 早稲田大学理工学部電子通信学科卒業。同年, (株) 東芝に入社。医用電子, CT, 医学コンピュータ応用機器開発に従事。現在, 同社医用機器技術研究所所長。

1989 年 8 月号「立体視・3次元表示」小特集予定目次

【ふ お ー か す】	東 大 大越孝敬
【小 特 集】	1. 奥行き知覚の要因とメカニズム.....東京工芸大 畑田豊彦, 製科研 斉田真也
	2. 3次元表示技術アラカルト
	2-1 液晶シャッタを用いたフィールドシーケンシャルステレオ装置
	ソニーテクトロニクス 首藤恭三
	2-2 多眼式3次元映像表示.....東 大 浜崎襄二
	2-3 ホログラフィ式3次元表示.....京都工繊大 久保田敏弘
	3. 3次元表示応用アラカルト
	3-1 3次元テレビジョン.....NHK 元木紀雄
	3-2 3次元画像通信.....NTT 安田 浩・一ノ瀬進・渡辺 裕
【技 術 解 説】	ファクシミリ放送方式の概要.....郵政省 河内正孝
【技術の話題—放送番組技術受賞記事—】	
	「芸術劇場」の番組制作—字幕スーパーシステムの開発—.....NHK 右近行洋
	「チョモランマがそこにある」の番組制作のために開発した各種機器とエピソード
	日本テレビ 田中元一
	「第23回福岡国際マラソン」の番組制作—タッチパネルを使ったスーパー装置—
	NHK福岡 愛甲明毅・新城 彰
【講 座】	画像情報圧縮の手ほどき (第3回): 画像情報圧縮のための画像信号論
	名 大 谷本正幸, 東 大 相澤清晴
【論 文】	画像の変換符号化において再現誤差に対して伝送レートを最小にするビット配分
	九州工大 原田治行・太田諱二
	VTRの再生回路系におけるヘッド/テープ系ノイズの理論的解析.....松下電器 黒江章郎・杉田龍二
	パーソナルコンピュータを用いた文庫本小説の印刷漢字認識実験.....岡山理科大 島田恭宏・塩野 充
	多チャンネルPCM音声衛星放送伝送方式.....NHK 河合直樹・亀田耕造・吉野武彦
【これすばんです】	3板カメラ撮像ブロックの密着一体化実装
	松下電器 熱田裕史・片野光詞・富田孝明・内田真司・米澤武敏
【研 究 速 報】	
【会 議 レ ポ ー ト】	NCTA.....ケーブルテレビジョン東京 斉藤庸之助
	SID.....松下電器 橋口淳平
	ICASSP.....NTT 渡辺 裕
	ICC.....NTT 大西広一
	ICCE.....東 芝 竹内久晴
	ISCAS.....NTT 桜井尚也