

放射線像研究

VOL 9 . No. 2 . (通巻 59 号) 1979 年 6 月

* 目 次 *

研究会記事・会告	57 頁
特別講演資料	
超音波診断装置と I O メモリ -	63 頁
東京農工大学 伊藤健一	
論 文	
60-2 断層の厚さ	72 頁
三井記念病院 望月清朗, 福井達雄, 仙貫忠夫, 木下幸次郎	
60-3 循環器シネ撮影用 I. I. の画質評価 (第 1 報)	78 頁
東芝光電変換管技術部 鈴木明秀, 小幡義治, 原尾紀男	

第 60 回 研究会 記事

第 60 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和 54 年 6 月 9 日 (土) 10:30 ~

場 所 東京大学附属病院 好仁会

出席者 27 名

プログラム (*印のものは本誌に論文が掲載されています)

特別講演

- * 超音波診断装置の動向
東京農工大 伊藤健一氏

研究発表

- 1) 増感紙フィルム系のウイナースペクトル
京都工繊大 金森仁志, 中森伸行, 山内幸彦
- * 2) 断層の厚さ
三井記念病院 望月清朗, 福井達雄, 仙貫忠夫, 木下幸次郎
- * 3) 循環器シネ撮影用 I. I. の画質評価
東芝光電変換技術部 鈴木明秀

会 告

—— 第 6 1 回研究会について ——

第 6 1 回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 4 年 9 月 2 2 日 (土)

場 所 京大オートメーション研究所 (宇治)

—— 新 入 会 員 ——

下記の方々を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	T E L
池 田 尋 隆	8 6 0	国立熊本病院放射線科 熊本市二ノ丸 1 - 5	0963-53-6501
丹 羽 克 味	3 5 0 - 0 2	城西歯科大学歯科放射線学教室 埼玉県坂戸市けやき台 1 - 1	
鈴 木 均	1 1 3	東京都文京区本郷 3 - 4 3 - 8 湯島武蔵野マンション 9 0 2	
望 月 安 雄	1 1 3	東京医科歯科大学医学部放射線部 東京都文京区湯島 1 - 5 - 4 5	
今 井 順 子	5 7 2	関西医科大学附属香里病院放射線科 寝屋川市香里本通町 8 - 4 5	0720-32-5321
藤 井 千 蔵	3 2 9 - 2 6	東京芝浦電気(株)医用機器事業部 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 - 1	02872-9-6315
宮 内 厚	3 2 9 - 2 6	東芝メディカル(株)サービス技術部 栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 - 1	02872-9-1771
楠 本 敏 博	3 0 0 - 3 1	筑波大学附属病院放射線部 茨城県新治郡桜村天久保 2 - 1 - 1	

—— 住 所 変 更 等 ——

氏 名	〒	新勤務先および所在地	TEL
香 川 威	604	島津製作所医用機器技術部 京都市中京区西の京桑原町1	075-921-6084
長 畑 弘	573	星ヶ丘厚生年金病院放射線技師室 大阪府枚方市星ヶ丘4-8-1	
穂 森 敏 晴	897 -11	鹿児島県立薩南病院中央放射線室 鹿児島県加世田市高橋1968-4	
三 浦 典 夫	250	化成オプトニクス(株)小田原工場技術課 小田原市成田1060	0465-36-1111
御 前 博 澄	593	合松レントゲン(株)技術開発部 大阪府堺市鳳中町2-48	0722-62-0581
大 橋 裕 一	300 -31	筑波大学物理学系素粒子実験研究室 茨城県新治郡桜村	

—— 賛 助 会 員 社 名 変 更 ——

大日本塗料株式会社 → 化成オプトニクス株式会社

—— 会 費 納 入 の お 願 い ——

昭和54年度会費を未納の方はお納め下さい。

納 入 先 郵便振替 1-151980

放射線イメージ・インフォメーション研究会

年度会費 1,500円

総 会 議 事 録

6月9日行われた第60回研究会の休憩時間を利用し、参加会員数30名を得て総会が行われた。

1. 昭和53年度会計決算報告について

収 入		支 出	
費 目	金 額 (円)	費 目	金 額 (円)
前年度繰越金	32,493	交 通 費	78,400
賛助会費	520,000	会 合 費	30,000
一般会費	542,500	印 刷 費	629,900
利 子	532	通 信 費	218,300
		事 務 雑 費	4,175
		人 件 費	43,000
		謝 金	50,500
		次 期 繰 越 金	41,250
計	1,095,525		1,095,525

2. 賛助会費改訂について

昭和54年度は赤字が見込まれるため昭和49年以来据えおきとなっている賛助会費を半年分20,000円から30,000円に改訂させて頂くこととした(昭和54年度より)。

3. 次回9月末に京都で開催することとした。

医 療 用 機 器

日本シーメンス株式会社
医 療 機 事 業 部

本社 (100) 東京都千代田区丸の内2丁目6番1号(古河総合ビル) 電話 東京214-0211

超音波診断装置と I C メモリ

東京農工大学工学部電子工学科

伊 藤 健 一

(1) はじめに

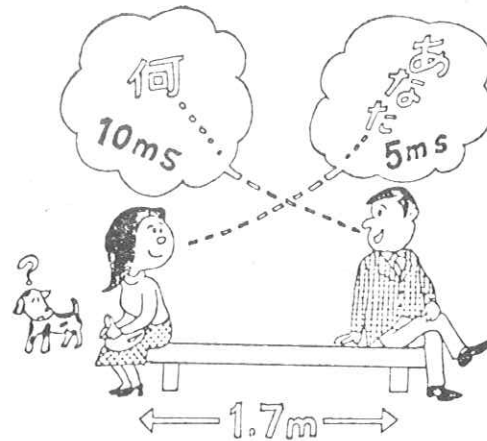
最近の超音波診断装置の普及は大変なもの !! 年間30%或はそれ以上の伸び率を示しているとのこと。しかもその85%程度がリアルタイム式のもので占められているとか。特に希望する時に画像を freeze することが出来るようになってから急激に普及するようになったのだが、その陰の力となっているのが I C メモリである。そこで本文では I C メモリについても併せて述べることにしよう。

(2) リアルタイム式超音波診断装置の欠点

リアルタイム式超音波診断装置の最大の欠点はなんといっても分解能が悪いということにつきよう。“その原因は?” 図1のように「音波が遅いから!!」である。以下、数値例で説明する

と、たとえば深さ20 cmのところまで診断するものとすると超音波が発射され反射波が戻ってくるまでの時間は、体中の音速が1,530mだから $2 \times 20 [cm] / 1,530 [m] = 261 [\mu s]$ (図2 参照) となる。

いま画像の画素数を128本とすると、画像を1枚作成するのに要する時間は $261 \mu s \times 128 \div 33.5 ms$ となる。したがって1秒間に得られる画像は $1 / 0.0335 \div 30$ 枚。正に『1秒間に30枚の電気紙芝居』というわけだが、我々が毎日家庭で見ているテレビも1秒間に30枚。すなわち1秒間に30枚画面が入れ替わっていれば動いているものでもちらつかずに充分見えるということなの



- 空中を音波は1秒間に340 m
- したがって1.7 m離れて“恋をささやく”と片道で $1.7 / 340 = 5 ms$
- 返事が戻ってくるまで10 ms
- これを称してリアルタイムとはこれいかに??
- 超音波も同じこと……「あなた……何」で1本の画素それに要する時間は図2のとおり

「図1」音波は遅いぞ!!!

である。ここまでは超音波とテレビとは全く同じなのだが喜ぶのはまだ早いのであって、超音波とテレビを比較すると画素の数がまるっきり違うのである。これはテレビの走査線は525本。それに対しリアルタイム式の超音波画像の画素数は128本。128×4=512だから4倍も違うのである(図3のA参照)。このためリアルタイム式画像はものすごく荒い画像しか得られないのである。“そこでどうするか?”というのと128本ある画素を2度づつ使うのである。こうすると128本の画素のものが256本の走査線の画面となり見やすくなるわけだ。日本ではこの『256本の画像を毎秒30枚』すなわち2倍疑似インターレース方式のものが標準になりつつあるようだ。

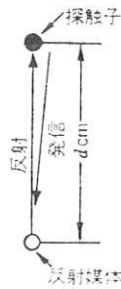
(3) freezeするためにはどうしても必要なメモリー

しかしこの2倍疑似インターレース

方式にするのにもそれなりの工夫が必要であって特に「同じ情報を2度繰り返して使用するためにはメモリーが必要となってくる」のである。

というのは1回目は人体内部で反射してきた信号をリアルタイムでディスプレイすればよい。しかし2回目に同じ信号を繰り返し使用しようと思っても反射してきた信号は消えていて使いたくても使えない。そのため画素1本分の信号を記憶しておけるだけのメモリーが必要となってくる。そして2回目にはそのメモリーから信号を引き出して使う。こんな原理のリアルタイム用の診断装置であったが、“現在ではまずない”と考えていただきたい。

では、“現在はどうなってきたか?”という画面をfreezeするため128本の画素の信号を全部、すなわち画像全部を記憶できるメモリーを用意することが必要となってきたのである。



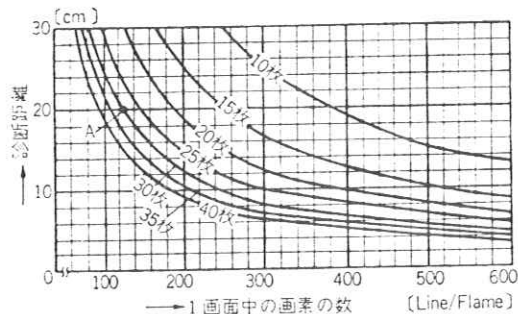
○音速 1,530m/s とすると発信してから反射波を受信するまでの時間 t は

$$t = 2 \cdot d / 1,530 = 13.1d [\mu s] = 0.013d [\text{ms}]$$

〔数値例〕

- (1) 深さ 10cm とすると $d=10$ で $t=131\mu s$
- (2) 深さ 20cm とすれば $d=20$ で $t=261\mu s$

〔図2〕音が反射して戻ってくるまでの時間は?



〔図3〕電子スキャン式超音波診断装置の画素の数と診断距離との関係 図中の枚数は1秒間の画面数。テレビ放送は1秒間で30枚

(4) TV方式

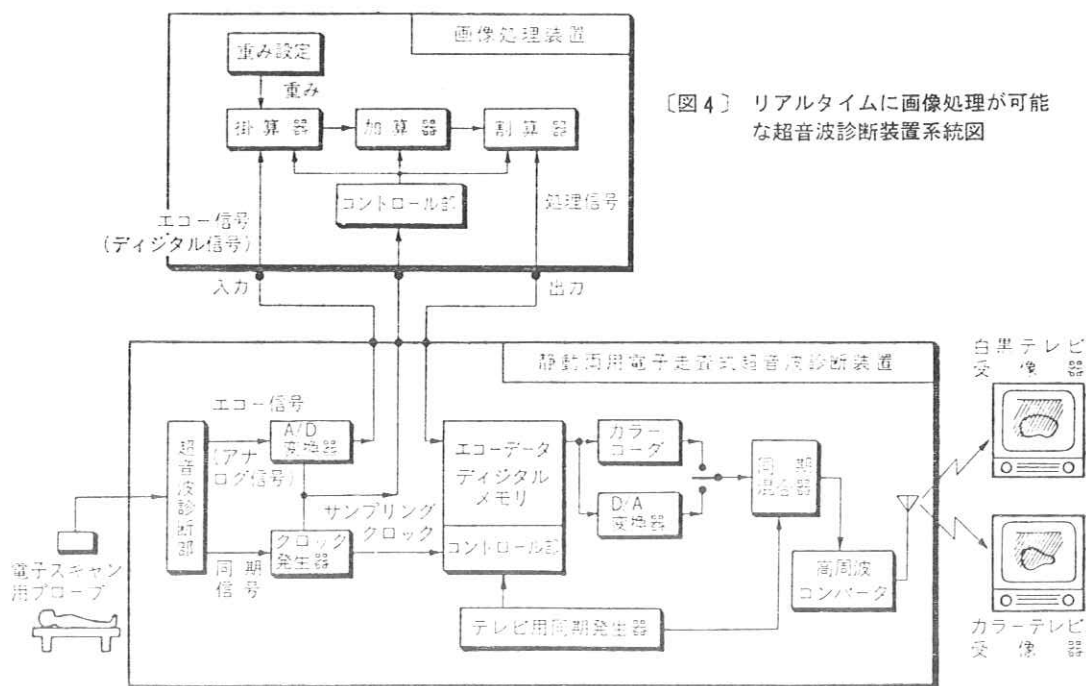
前述の如く『256本で毎秒30枚,ただし freeze 可能』というのが標準タイプになりつつあるがこれについては筆者は2年前から「テレビ方式の方が好ましい」と声を大にしていつてきた。

というのは、「256本で毎秒30枚」という画像はいかにも中途半端,だから「525本で毎秒30枚」という「標準のテレビ方式にしろ」という意見なのである。こうすれば「優れて安い各種のテレビ機器がそのまま使える」し,又「家庭用のVTRもそのまま流用できる」からである。しかもテレビ放送に使われているフレームシンクロナイザの技術を導入すれば極めて簡単に標準テレビ方式に出来るのである。

(5) 画像数の多いリアルタイムも可能

そしてフレーム・シンクロナイザを用いればメモリーへの“書き込み”と“読み出し”とは全く独立に実行できる。したがって書き込みは超音波に合せてゆくり,読み出しは標準テレビ方式に合わせることでより超音波画像をTV方式にすることが可能になるのである。

一例として1枚の画像を読み込むのに167msという長い時間をかけたとしよう。ということは1秒間に6枚の画像。一方1本の画素に必要な時間は第2節で計算した如く261 μ sだから, $167\text{ms} \div 261\mu\text{s} \div 640$ 本というわけで1枚の画像に640本の画素のものも可能となるわけだ。



〔図4〕リアルタイムに画像処理が可能な超音波診断装置系統図

普通のテレビが525本だからそれ以上の超音波画像も得られるはず。しかし「1秒間に6枚の画像じゃちらついてとても使いものにならぬよ！」という心配もあるが、そこが“書き込み”と“読み出し”が独立に可能というフレーム・シンクロナイザのおかげで読み出しは標準TV方式だから、ちらつきも全くない画像が得られるのである。

(6) ついでに電波に乗せて家庭用テレビを使ったら

「どうせ標準テレビ方式にするのなら家庭用テレビを使いなさい」というのが筆者の主張である。こうすれば現在超音波装置に使われている高価な特殊モニタは不用となり“安くしかも性能のよい家庭のテレビ”がそのまま使え、価格も大幅に下がり正に一石二鳥である。

(7) リアルタイムに画像処理も可能

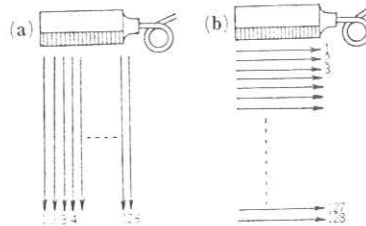
以上でお分りの如くリアルタイム超音波診断装置の画像は正にデジタル画像……というところすぐ画像処理と考えたのが図4の系統図である。実際にやってみるとスムージング処理などがかなり有効なようだ。

(8) リアルタイム用のプローブを動かすだけで得られるCモード

普通の超音波診断装置で得られる像は、Bモード像と呼ばれているがそれと垂直に走った面の像をCモードと名付けられている。そのCモードを得るにはコンパウンド用のシングルプローブを体表に沿ってXとY方向の2方向にジグザグ状に動かせばよいわけだが、理論的に数分の診断時間が必要である。これでは実用にならないのであきらめていたところ、最近ヒョット気が付いたのが次の方法。すなわち「図6(a)のようにアルタイム用のプローブを動かせばよいじゃないか！」と。「X方向は電子スキャンでY方向は手で」というアイデア。「これなら数秒でCモード像が得られる」はずと理論的に計算したのが図



- 電子スキャンの走査方向と深さとの関係
- 書き込む方向はいつも一定
- 読み出す方向として次の(a)(b)ふたつあり



〔図5〕“書き込み”と“読み出し”とを直角違えて……こうすると方位方向の画像処理が可能

6(C), 3秒~4秒。“これなら
 実用になるぞ”と思い名付けて
 高速Cモード。

(9) 安くできる高速Cモード

ところがいくらよいアイデア
 でも金がかかっては実用になら
 ないのだが, 幸なことにこの高
 速Cモードを実現するのにごく
 普通のBモード用のリアルタイム
 超音波診断装置にICを5~
 6個追加するだけで実現可能。

したがってお医者さんが数万
 円追加費を払って下されば「高
 速Cモード付Bモード用のリア
 ルタイム超音波診断装置」が購
 入可能なはずとにらんでいる。
 いや, 近い将来は「高速Cモ
 ード付」が標準となるであろうと
 予想している。事実こんなこと
 をアメリカのIEEE に発表した
 らアメリカはもちろんのことイ
 ギリスははインドあたりから

も資料請求の手紙が沢山来てその反響にビックリしている。

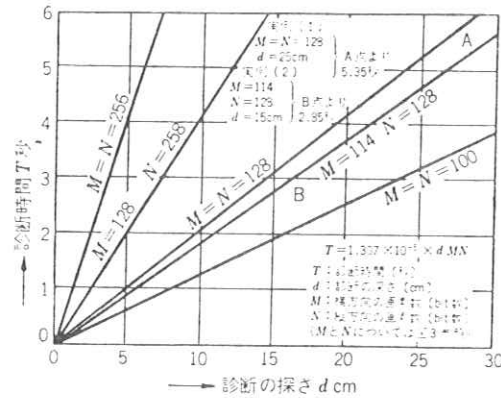
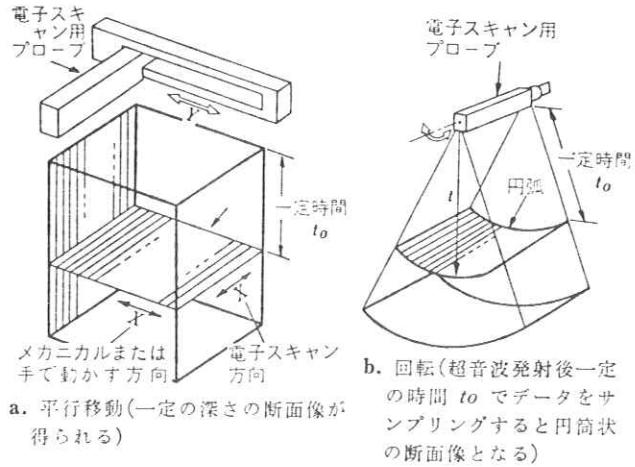
更に図7のようにブラウン管を2台使えば

- 1) Bモード像とCモード像が同時に見られる。
- 2) Bモード像にカーソル線をそう入しておけば両者の関係も一層はっきりする。

ことも可能である。

(10) Fモード像

高速Cモードの研究中ハット気がついたのがFモード。極めて flexibility に富んでいるのでその頭文字を取ってFと名付けた次第。



c. 高速Cモードの診断時間(理論値)

〔図6〕 高速Cモードは電子スキャン用の
 プローブを移動させるだけ

原理は極めて簡単！ Cモードが人体の表面から一定の深さの情報から得られた画像”であるのに対し、Fモードは図8のように深さを変化させて希望する断面の像を作ろうという考え方。これも極くわずかのICを極く普通のリアルタイム式超音波診断装置に追加するだけでOK。

これに勢を得て目下ライトペンを用いた新しい装置を開発中。それによるとライトペンでBモード像上に希望する断面をなぞるだけでバットFモード像が得られてなかなか面白い！

(1) 立体像も

Fモード像の考え方を拡張していくと図6(a)のように電子スキャン用のプローブを移動するだけで立体像を得ることも可能なわけで目下装置を試作中である。

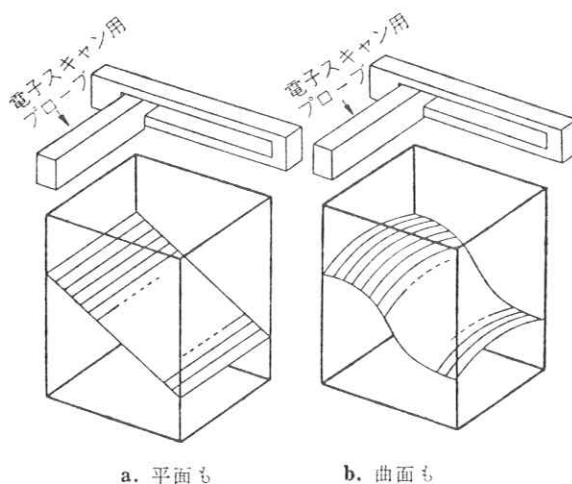
(2) コンパウンド方式の超音波画像もデジタル画像

以上色々リアルタイム式超音波診断装置のことについて書いて来たが、どれを取り上げてみてもいずれもICメモリーなくしては実現出来ないものばかり。

この便利なICメモリーをコンパウンド・スキャン式の超音波診断装置にも利用するのが当然で、最近では、ほとんどのコンパウンド方式のものにデジタル式スキャンコンバータが使われるようになって来た。だが、実は筆者らが今から8年程前からこんな研究をやっていて、その当時アメリカに出願したのが図9の特許なのである。これは第3,856,985号として昭和48年4月に特許権が成立している。



〔図7〕 Bモード像とCモード像並びにFモード像が同時に見られる

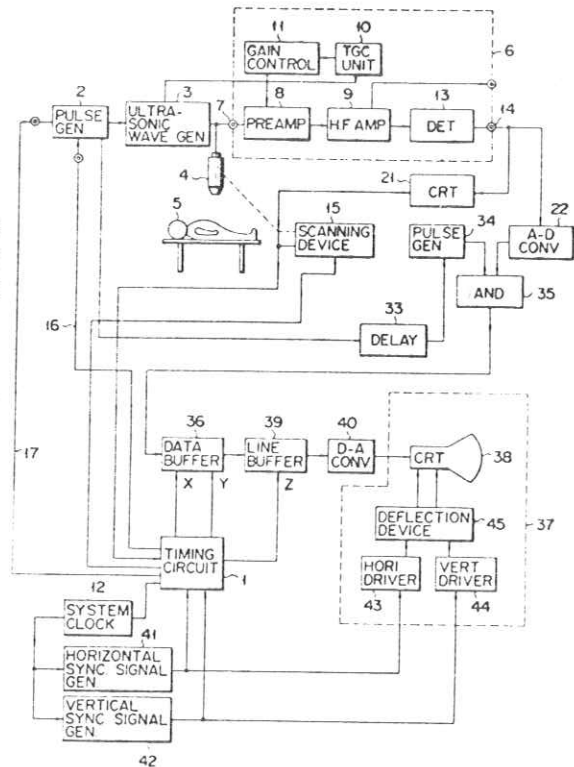


〔図8〕 Fモード法による断面像(平面も曲面も自由自在)

- [54] ULTRASONIC DIAGNOSTIC APPARATUS
[75] Inventors: Hironj Yokoi, Osaka; Kenichi Ito, Yokohama; Kenji Mizobuchi, Tokyo, all of Japan
[73] Assignees: Tokyo Shibaura Electric Co., Ltd., Kawasaki-shi; Tokyo Electronic Industry Co., Ltd., Tokyo, both of, Japan
[22] Filed: May 17, 1973
[21] Appl. No.: 361,044
[52] U.S. Cl. 178/6, 178/DIG. 18, 73/67.8 H, 73/69, 178/2 V
[51] Int. Cl. H04m 7/18
[58] Field of Search 178/6, DIG. 18; 73/67.5 H, 73/67.8, 67.9, 69; 128/2 V

3,792,194 2/1974 Wood 178/6.8

36 Claims, 13 Drawing Figures



- [56] References Cited
UNITED STATES PATENTS
3,690,311 9/1972 Schorum et al. 128/2 V

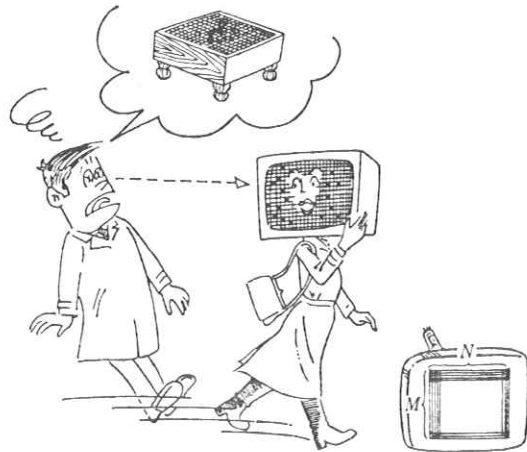
〔図 9〕 超音波デジタル画像についての
アメリカの特許

実は超音波画像を初めてデジタル化した当時「将来超音波は必ずデジタル画像となる…
…。しかしそれは日本でなくアメリカで……日本はその後を追いかける形になるであろう」…
…と予想し各方面にその旨を書いた。この予想は幸か不幸か100%適中したようだ。💡

(13) 512 × 512 × 4 bit が標準

コンパウンド方式のデジタル画像としては、512×512×4bit、がどうも超音波画像として定着したようだ。こういうと「1042×1042×4bitのほうがよいのじゃないか？」という質問をよく受けるが、そういう方は「ぜひ512×512×4bitの画像の**実物**を見ていただきたい。💡 びっくりするほど分解能のよい画面が見られるはず」

それと筆者がよくお医者さんに申し上げているのが「現在日本では大部分のテレビ放送がデジタル画像で放送されている」という事実。さてこうなると512×512×4bitのデジタル画像は我々が毎日見ているそのテレビ放送の画面よりも分解能がよいのであって、不足はないはず……これが、512×512×4bitが標準となりつつあるという技術的説明（図10参照）。



(14) デジタル化は日本有利

「デジタル化されるようになると日本は俄然有利になるだろう」というのが筆者の意見である。その理由は極めて簡単で、今までのアナログ式スキャン・コンバータ管が日本では出来なかったのである。しかも全世界の市場をアメリカの

- (1) ○ $M=N=256$ のことを 256×256 } という
 ○ $M=N=512$ のことを 512×512 }
 (2) 濃淡情報は
 3bit だと $2^3=8$ 階調
 4bit では $2^4=16$ 階調
 10階調 $=2^{3.32}$ だから 3.32bit

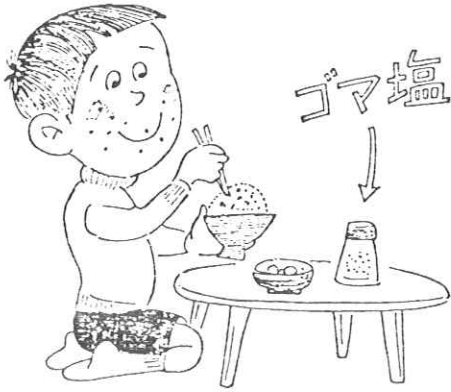
〔図10〕 デジタルテレビは碁盤の目
 —— $512 \times 512 \times 4\text{bit}$ の説明

某メーカーに独占されてしまったのであるが、今や事情は一変したのである。ICメモリのおかげでデジタル式スキャン・コンバータが実現出来るようになったのである。

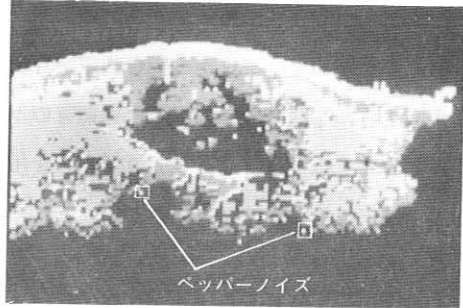
しかもその半導体メモリ自体が急激に安くなって来たし、今後も安くなるはずである。というわけで“国産化も真近”だし、また“価格も現在の半値以下”。したがって逆にアメリカへ輸出するようになるだろうというのが筆者の予想である。

(15) むずかしい pepper noise

という、いとも簡単に国産化が出来るように聞えるが、どうして、どうして……。pepper noise（図11参照）が問題になってきたからだ。図12を見ていただこう。これは筆者らが何年か昔取った乳癌のデータだが、子細に見ると実に恥かしい点々としたノイズが見える。これを称してpepper noise（胡椒ノイズ）というわけだが、実はこのpepper noiseを除去するにはかなり高度の技術が必要で、事実アメリカのメーカーでも512×512×4bitのデジタル式スキャン・コンバータの完成までにほぼ1年近くもかかっているようである。機器の購入に当ってはこのpepper noiseのないものを購入されることが



〔図11〕 英語だと pepper noise, 日本語だと
ゴマ塩ノイズ
図11の男の子のニキビもゴマ塩ノイズ



〔図12〕 乳癌の断層像のなかに pepper noise
(日生病院横井浩博士提供)

大切だ!!

(16) 結 び

以上, ICメモリーの進歩のおかげで超音波診断装置が急速に延びつつあることを述べた。が, その延びの中心となっているリアルタイム方式のものでもまだ完成したものとはいえない幾多の欠点のあることを説明し, 併せて将来の方向にも言及した。

断 層 の 厚 さ

三井記念病院放射線科 望月清朗，福井達雄
仙貫忠夫，木下幸次郎

1. はじめに

前回，断層撮影に於いて，単純撮影系と断層撮影系のそれぞれのMTFの比で総合誤差系のMTFを求めて，これから総合誤差を算出し，装置の保守管理を容易にする方法を報告した。¹⁾ 今回さらに，断層撮影系に各軌道個有のボカシ運動による目的面外の振りまかれる量を表わす系として“振りまき系”と云う考え方を用いてそのMTFから振角，拡大率，軌道の形で変化させる断層の厚さを求めてみた。

2. 考え方

図1に我々の断層撮影の考え方の模式図を示した。断層発生系には，1)断層撮影時に於ける軌道上の各点のMTFの変化，2)X線管の軌道に追随すべき検出系の追随誤差，3)軌道上の各点に於ける速度の変動によるX線量の変化，4)焦点の大きさ，形状，等

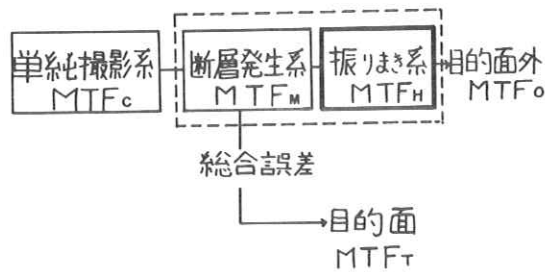


図1. 断層撮影の模式図

がある。この諸因子が断層発生系のMTFを劣化すると考えられる。そして，断層目的面のMTF_rは単純撮影のMTF_cと断層発生系のMTF_mを掛け合わせたものである。又目的面外のMTF_oは単純撮影のMTF_c，断層発生系のMTF_m，振りまき系のMTF_hを掛け合わせたもので表わされる。ところで，私達は，断層発生系を理想的な装置，つまり上記の諸因子による劣化を考慮せず断層発生系のMTFを1と考えると目的面外のMTF_oは，振りまき系のMTF_hのみで表わすことが出来る。

図2に，直線軌道の振りまき系の考え方を図式化した。P_tは目的面，P_oは目的面よりZ離れた点である。直線軌道の(1)，(2)，(3)の各点で単純撮影したものが，(1)'，(2)'，(3)'で表わされる。目的面よりZ離れた点P_oは，(2)'，(3)'のように左右に振りまかれる。その振りまかれた長さをΔとすると， $\Delta = 2MZ \tan \alpha$ で表わされる。振りまき系のMTF_hはΔ

の関数となる。よって振りまき系のMTF_Hは、
D, Grant²⁾の式より表1のような数式で表
わされる。これが理論式である。

この式に、直線軌道： $M = 1.11$ ， $\alpha = 16.1^\circ$
円軌道： $M = 1.11$ ， $\alpha = 7.6^\circ$ を代入し， $z =$
 $0.1, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5 \text{ mm}$ と変化させ
たときのMTFを求めると図3，図4になる。
目的面は計算式より1となり，目的面外のMT
FはZの増加につれて劣化してゆく。これが振
りまき系のMTFである。そしてこのMTFを
ガウス関数で近似し，その値が3%となる周波
数 f を求め， $1/2f$ をもって振りまきボケ
(Error)とし，これを理論値とした。

3. 実験器具

実験に用いた装置は下記の通りである。
断層撮影装置：島津製作所HL-10型，X線
管：同社U-10型，フィルム：フジRX，増
感紙：東芝RM，自現機：Kodak社M6A-
N，テストチャート：伊藤放射線製S-1(0.5
- 5.0 L_p/mm)，マイクロフォトメーター：ナ
ルミ製。

4. 実験方法

テストチャートをX線束に60度傾け，断層
撮影し，その断層像の目的面と目的面より0.5，1.0，1.5 mm離れた所のMTFを求めた。そ
のMTFは速度の変化による露光量の変化の影響を防ぐため，テストチャートを180度反
転し，2回測定し，その平均値を用いた。

図5，図6がそのMTFである。理論式と違って目的面もMTFが劣化している。これらのM
TFより振りまきボケを求め実験値とした。

5. 実験結果

理論値と実験値を比較すると図7となる。実験値はZが大きくなるにつれて理論値に近づき，

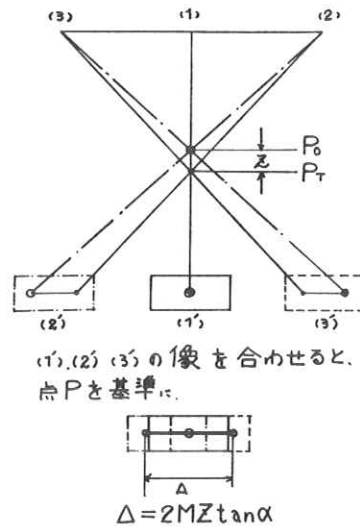


図2. 振りまき系の模式図

振りまき系のMTF_H

$$\text{Linear } \frac{\sin(2\pi f M Z \tan \alpha)}{(2\pi f M Z \tan \alpha)}$$

$$\text{Circular } J_0[2\pi f M Z \tan \alpha]$$

M: 拡大率

α : 振角 = 2α

Z: 目的面からの距離

J₀: 零次ベッセル関数

表1. 直線，円軌道の理論式

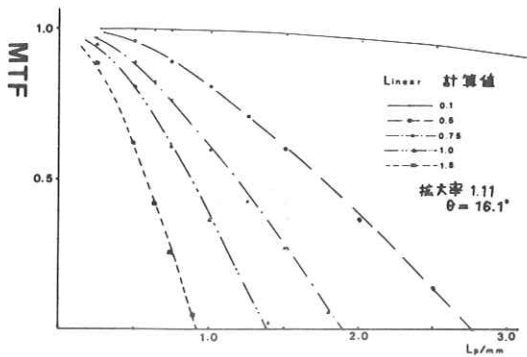


図3. 直線軌道, 理論値のMTF

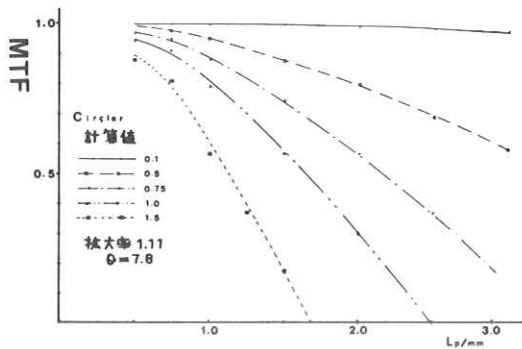


図4. 円軌道, 理論値のMTF

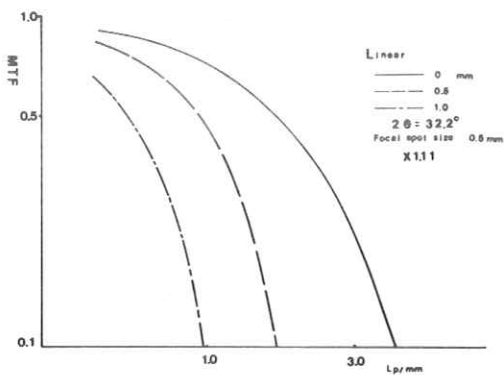


図5. 直線軌道, 実験値のMTF

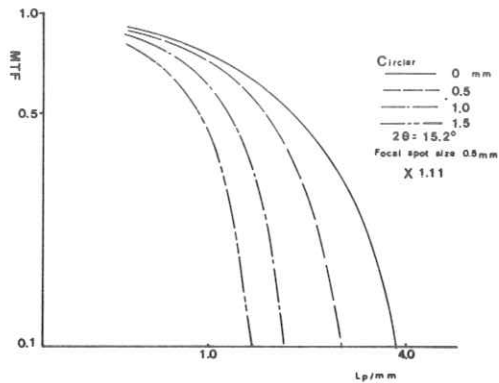


図6. 円軌道, 実験値のMTF

実験値は両軌道とも同じ拡大率, 振角を用いた理論値より装置のMTFだけ悪くなる。又本装置の目的面では軌道の形の差が現われず, この値には焦点の大きさの影響が大と考える。ここでボケの認知限界を小水・中西³⁾らを参考にし、 300μ と決めて, 断層の厚さを求めた。図7のzは片面のみの値である。よってこれを2倍した値が断層の厚さとなる。

断層の厚さは

直線軌道: 実測値 (1.4mm) 理論値 (2.2mm)

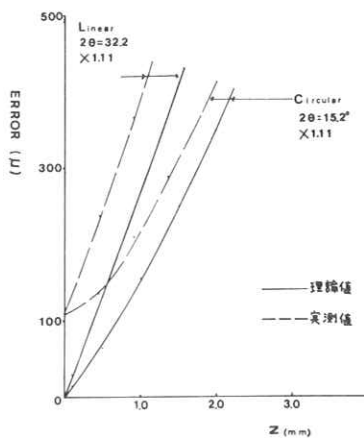


図7. 理論値と実験値の比較

円軌道：実測値 (2.8 mm) 理論値 (3.5 mm) である。

6. 結果の検討

表 1 の式で拡大率、振角をパラメータとして断層の厚さがどう変化するか検討してみた。始めに、拡大率を 1.25 倍 (=一定) とし、 α を 5° 、 10° 、 15° と変化させると、図 8、図 9 となる。両軌道とも α を大きくすると、ボケも増加してゆく。

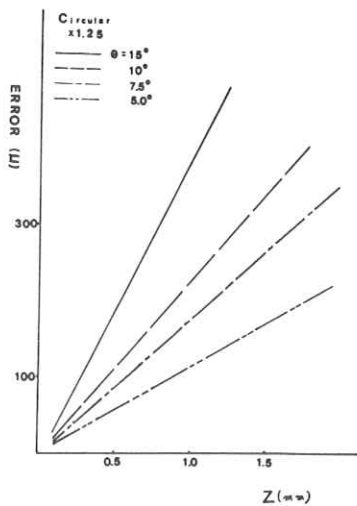


図 8. 円軌道，振角とボケの関係

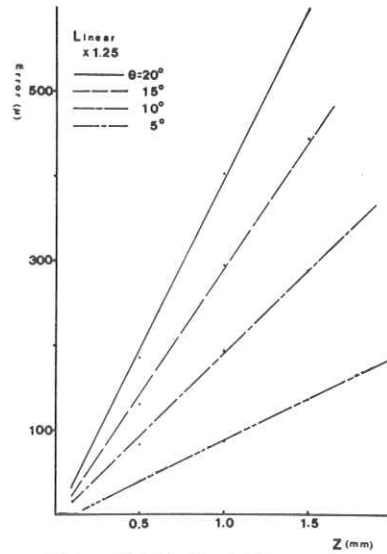


図 9. 直線軌道，振角とボケの関係

これらのグラフからボケの認知限界 300μ を与える z を求めたものが表 2 である。

両軌道とも、 α を大きくすると、断層の厚さは薄くなる。又、同じ振角拡大率を用いた場合、断層の厚さは直線軌道より円軌道の方が薄くなる。

次に $\alpha = 15^\circ$ を一定とし拡大率を 1.25 倍、3 倍と変化させると図 10、図 11 となる。両軌道ともに 3 倍は 1.25 倍に比べボケは急激な増加を示す。

これらのグラフからボケの認知限界 300μ を与える z を求めると、表 3 となる。

拡大率 1.25

軌道	θ	$2Z$ (mm)	θ	$2Z$ (mm)
直線	5	6.4	10	3.14
	15	2.08	20	1.54
円	5	5.26	7.5	3.40
	10	2.66	15	1.54

Z: 目的面からの距離 (認知限界 300μ)

表 2. 振角による断層の厚さの変化

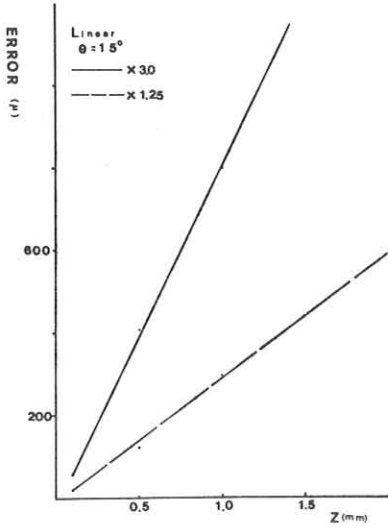


図10. 直線軌道, 拡大率とボケ

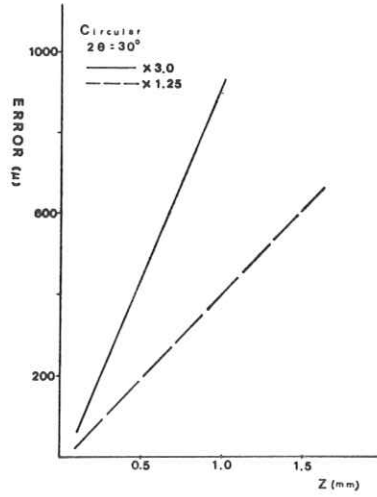


図11. 円軌道, 拡大率とボケ

両軌道ともに, 3倍拡大は1.25倍に比べて, 断層の厚さは, 薄くなる。

7. 結論

- 1) 目的面の総合誤差を求める事により, 装置の保守管理が容易にできる。
- 2) ボケの認知限界を 300μ として, 断層の厚さを求めたが, それは認知限界値に比例して変化する。又, ボカされる被写体の形によっても変化するはずである。

3) 拡大断層は拡大する事により断層の厚さが薄くなる。よって, 拡大断層には断層の厚さより薄い受像系が要求され, 従って, 受像系には高感度, 高解像力のフィルム-増感紙の組合せが必要と考える。⁴⁾

4) 振りまきボケの認知限界を 300μ として断層の厚さを求めると, 実験値と理論値の差は $20\sim 30\%$ となった。この程度の差が許されれば, 軌道の形, 振角, 拡大率をパラメーターとして計算式のみで断層の厚さを求めることができる。

本報告の一部は, 第35回 日本放射線技術学会総会⁵⁾で発表した。

軌道	θ	拡大率	$2Z$ (mm)	拡大率	$2Z$ (mm)
直線	10	1.25	3.14	3.0	1.24
	15		2.08		0.78
円	7.5	1.25	3.40	3.0	1.38
	15		1.54		0.72

Z: 目的面からの距離 (認知限界 300μ)

表3. 拡大率による断層の厚さの変化

9. 謝 辞

本実験にて、測定に御援助をいただいた、NHK基礎研究所 鈴木健夫博士に感謝します。

文 献

- 1) 福井・望月・山本・仙貫・井上・木下：断層撮影の総合誤差 放射線像研究
Vol. 8, No. 2, P 66, '78。
- 2) D, Grant : TOMOSYNTHESIS, IEEE Transactions On Biomedical
Engineering, Vol. BME-19, No. 1, P 20, '72。
- 3) 小水・中西：断層の厚みについて 断層撮影法研究会誌 Vol. 3, No. 1, P7, '75。
- 4) 鎌田・佐久間・今葦・神谷・川野・磯山：拡大断層撮影の基礎と臨床 断層撮影法研究会
誌 Vol. 6, No. 1, P17, '78。
- 5) 望月・福井・仙貫・木下：断層撮影の層間隔について、第35回日本放射線技術学会総会
予稿集 #111 P195, '79。

循環器シネ撮影用 I.I. の画質評価 (第 1 報)

東 芝 光電変換技術部

鈴木明秀, 小幡義治, 原尾紀男

1. まえがき

心臓血管造影に従来直接連続撮影が行なわれていたが, 最近は I.I. の進歩によりほとんど高解像度 I.I. を用いた 35mm シネ撮影が行なわれるようになった。I.I. はこれら撮影システムのもっとも重要な構成要素であり, 画質は I.I. の性能に大きく影響される。

我々はシネ撮影用 I.I. として入力蛍光面, 出力蛍光面, 光電面に新技術を応用し, ハウジングに高性能加速電源を組込んだ 9' / 6' デュアルモード I.I. 「RTP9203B」を開発することにより従来より格段にすぐれたシネ撮影像を得る事ができた。I.I. 設計上の技術の評価については先の報告を参照されたい。表 1 に RTP9203B の主要特性を示す。

今後さらに画質の改善をはかるのに、画質の定量的評価が必要であり, 画質を決める種々の要素のうち特に重要と考えられるコントラスト, 量子雑音について今回我々は評価を行なったので報告する。

入力有効径	230/152 mm
出力像径	20φ mm
コントラスト	12:1
変換係数	200 $\frac{\text{cd}/\text{m}^2}{\text{mR}/\text{sec}}$
解像度	37/43 lp/cm

表 1. RTP9203B の特性

2. コントラストの評価

心臓血管造影で診断の対象とする血管系は微細であり, コントラストの劣る X 線造影像しか期待できずコントラストが画質を決める大きな要素となる。システムとして考える場合コントラストは ① I.I. のコントラスト特性, ② X 線条件, ③ 散乱 X 線, ④ フィルムの特性, 現像条件等のファクターにより決定されるが, 今回の報告は項目 ④ については触れない。シネ撮影システムの模式図を図 1 に示す。

実際の撮影時には, ① X 線管電圧, ② I.I. のコントラスト特性, ③ X 線グリッド, ④ 天板の材

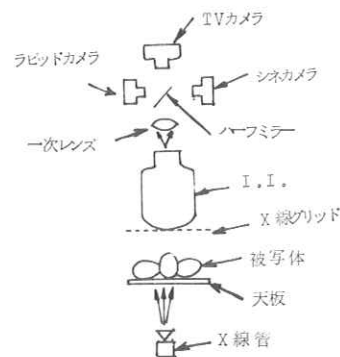


図 1. 撮影システムの構成

料, 厚さ等の条件の選択が重要となる。

我々は実際の撮影条件に近い状態でコントラストを評価する為に図2に示すような「アクリル造影剤チャート」を製作した。これは冠状動脈系を規定しており厚さ10mmのアクリル板に動脈径に相当した直径0.5, 1, 2, 3, 4, 6mmの円筒状の穴をあけ血管造影剤(アンギオグラフィン65%)を注入して使用した。さらに散乱X線の影響を調べる為にI.I.の有効視野の10%の面積を有する鉛円板も使用した。

図3に示すように「アクリル造影剤チャート」を使用したときを「小画面コントラスト」、鉛円板を使用したときを「大画面コントラスト」と呼び、それぞれの場合のコントラスト比を(1), (2)式のように定義した。

$$\text{小画面コントラスト比} = \frac{b_i}{a} \times 100 (\%) \dots\dots\dots(1)$$

a : 造影剤の無い部分の輝度

b_i : 造影剤のある部分の輝度

$$\text{大画面コントラスト比} = \frac{b}{a} \times 100 (\%) \dots\dots\dots(2)$$

a : 鉛の無い部分の輝度

b : 鉛円板でしゃへいされた部分の輝度

図4に測定系の構成を示す。前記「アクリル造影剤チャート」あるいは「鉛円板」をそれぞれ厚さ50mmのアクリル板で前後にはさみ、X線グリッド、天板をそれぞれ配置しI.I.の出力像をマイクロフォトメーターでピックアップした。I.I.は特に断りのないかぎりRTP9203Bを使用した。

図5, 6に小画面コントラスト, 大画面コントラストそれぞれの場合で、X線グリッドを種々かえた場合のX線管電圧とコントラストの関係を示す。どちらの場合もX線管電圧をあげるとコントラストが大きくなり低下する事、さらに高密度のX線グリッドを使う程コン

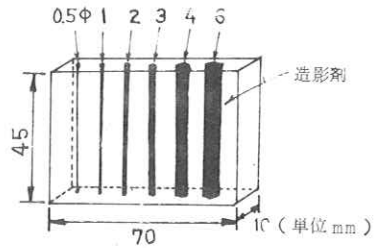
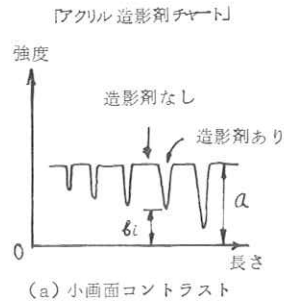
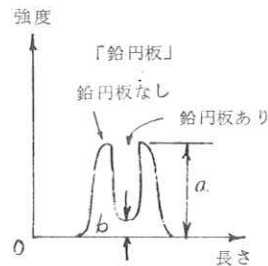


図2. アクリル造影剤チャート



(a) 小画面コントラスト



(b) 大画面コントラスト

図3. コントラストの定義

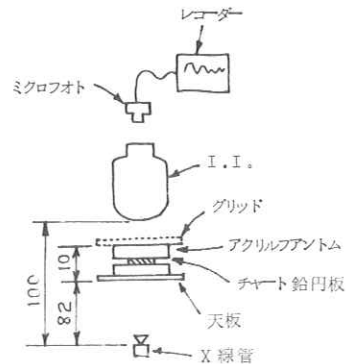


図4 コントラスト測定系の構成 (単位cm)

トラストは向
上する事がわ
かる。

図7に造影
剤注入部径と
コントラスト
の関係を示す。
径が小さくな
ると急激にコ
ントラストが
低下するのが
よくわかる。

高密度のグリ
ッドを使用し
た場合でもな
おI.I.単体
の場合に比べ
ればなおひら
きがある。

図8にI.I.
のコントラ
スト特性と小画
面コントラ
スト、大画面コ
ントラストの
関係を示す。
先に報告した
ようにI.I.
のコントラ
スト特性は出力

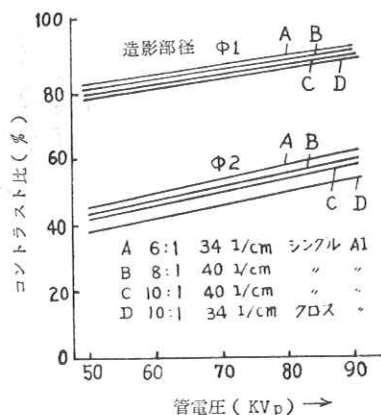


図5. 小画面コントラスト

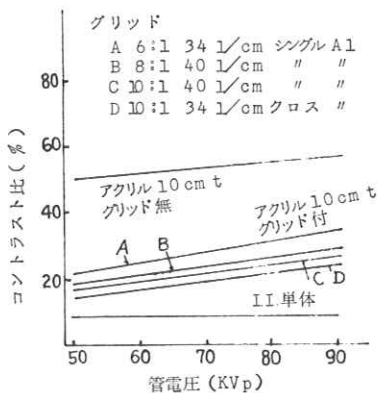


図6. 大画面コントラスト

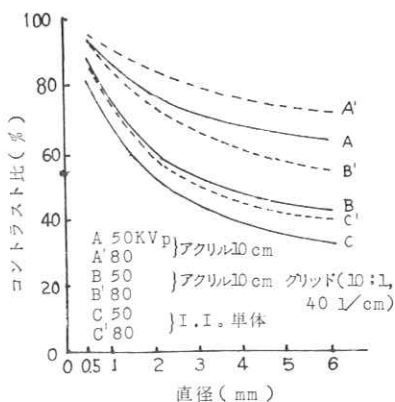


図7. 小画面コントラスト

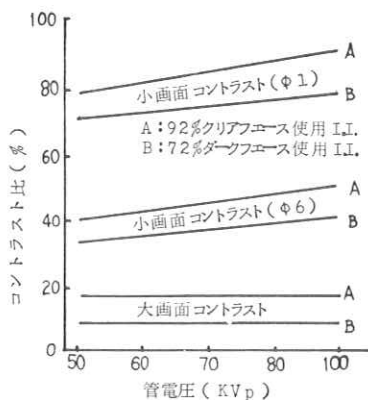


図8. I.I. 単体のコントラスト

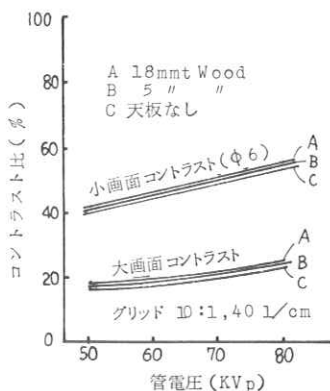


図9. 天板とコントラスト

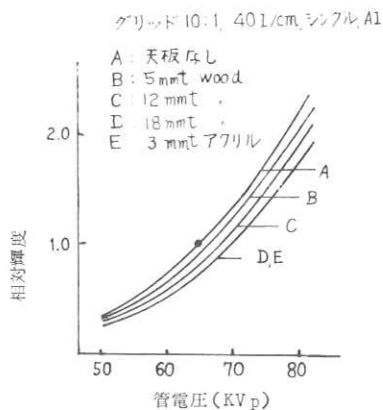


図10. 天板と相対輝度

螢光面のフェースプレートの光学的透過率に大きく依存し、透過率をおとす事によりコントラスト特性は大幅に向上する。RTP9203Bは透過率72%のフェースプレート(ダークフェース・プレート)を使用して、コントラストの向上を計っている。我々は透過率が92%のフェースプレート(クリアフェース・プレート)を使ったI.I.(初期のCSII)を製作して両者の比較測定を行なった。透過率を下げる事により小画面コントラスト、大画面コントラスト共に大幅に向上する事がわかった。

図9に天板とコントラストの関係を示す。天板のX線散乱によりコントラストは少々低下するが他のファクターに比べれば影響は小さい。いっぽう図10に示すように天板によるX線の減衰は大きい。したがって減衰による輝度の低下分をX線管電圧で補なうとすると結果的にコントラストの低下をまねくと考えられる。

天板のX線吸収に関して図11にX線グリッドと輝度の関係を示す。前に述べたように高密度のグリッド程コントラストを改善するが、同時に輝度の低下も非常に大きく適切な選択が必要となる。

3. 量子雑音の評価

低コントラスト像の検知限を決定するのは雑音であるといわれており、今回我々は量子雑音についてのみ調べた。一般に量子雑音を評価するのにS/N比(信号対雑音比)を用いる。S/N比は(3)式に示すように出力輝度の交流成分のRMS値に対する直流値の比で定義する。

$$S/N \text{ 比} = \text{直流値} / \text{交流成分のRMS値} \dots\dots\dots (3)$$

低コントラスト像を見やすくするにはI.I.の吸収X線量を増やしS/N比を大きくする事が必要であり、

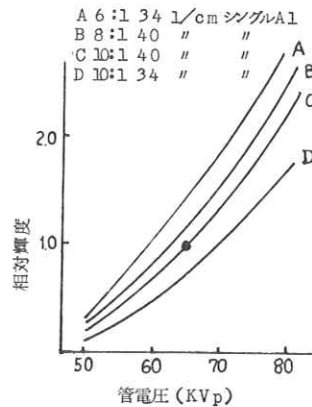


図11. グリッドと相対輝度

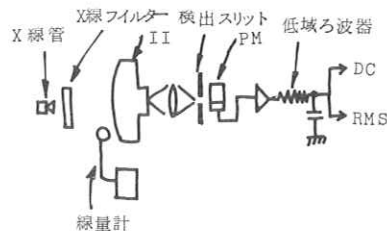


図12. 量子雑音測定系の構成

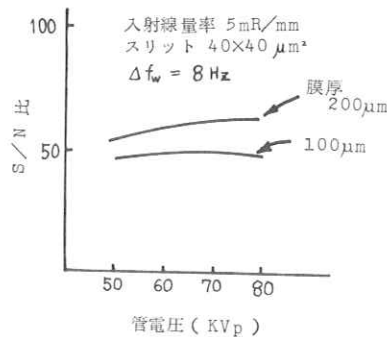


図13. 入力面膜厚によるS/N比のちがい

吸収X線量は入力螢光面の厚さに大きく依存する。RTP9203Bは膜厚約 $200\mu\text{m}$ のLG入力面(ライトガイド・ヨウ化セシウム入力面)を使用して分解能を低下せずにS/N比の向上をはかっている。我々は入力面の膜厚を $100\mu\text{m}$ にまで減らしたI.I.(初期のCSII)を製作し両者の比較、測定を行なった。

図12に測定系の構成を示す。 22mm Al透過後のX線をI.I.に照射しマイクロフォトメーターでその出力光を検出し光電子増倍管で電気信号に変換し、低減ろ波器(帯域幅約 8Hz)で高周波成分をカットした後直流値、交流成分のRMS値をそれぞれ直流メーター、RMSメーターで測定した。なおこのとき検出スリットは出力面換算で $40\times 40\mu\text{m}^2$ を使用した。

図13に測定例を示す。入力面膜厚を $100\mu\text{m}$ から $200\mu\text{m}$ に増加する事により、一定入射線量率のときS/N比が大幅に向上している事がわかる。また入力面膜厚が一定のとき、S/N比が入射線量率の平方根に比例して増加する事はよく知られている²⁾。こうして得られたS/N比の向上は前項で述べたコントラスト特性の向上とあわせて画質を大幅に改善している。

4. ま と め

我々はシネ画質を決める要素のうちコントラスト、量子雑音の評価を行ないI.I.のコントラスト向上にはダークフェースプレートの採用、S/N比の向上には入力面の膜厚の増加がそれぞれ有効な手段である事を確めた。

これらI.I.の特性はもちろんの事、他の条件(X線条件、X線グリッド、天板)の設定も良好なシネ画像をうるうえで重要な要素であることがわかった。

今後さらに被写体の動きとI.I.の動特性(輝度の立ち上がり、残光)の関係、シネフィルム、現像条件の影響等を定量的に把握したいと考えている。

文 献

- 1) 原尾, 荒牧, 小幡: 放射線像研究 Vol.8 №3, (1978), P105~P111
- 2) K.G. VOSBURGH, R.K. SWANK, J.M. HOUSTON
Adv. Electron. Electron Phys. 43, 205, (1977).

R. I. I. 研究会

会 長	高 橋 信 次				
顧 問	立 入 弘				
常任委員	佐々木 常雄	竹 中 榮 一	津 田 元 久	長谷川 伸	
委 員	飯 沼 武	一 岡 芳 樹	内 田 勝	梅 垣 洋一郎	
	金 森 仁 志	木 下 幸次郎	佐 柳 和 男	佐々木 常雄	
	竹 中 榮 一	高 野 正 雄	滝 沢 正 臣	津 田 元 久	
	恒 岡 卓 二	長谷川 伸	松 田 一	三 浦 典 夫	
	矢 仲 重 信				

編 集 後 記

猛暑続き、エネルギー節約で居心地の悪い夏ですが御健勝で御活躍と存じます。今回の特別講演は農工大の伊藤先生に最近の超音波診断装置の解説をお願いしました。同先生はベストセラ-の書物「ア-スシリーズ」で電気系の方に、又「仕様書シリーズ」で技術系サラリーマンにおなじみの方ですが、ふだんは御専門の超音波と放送機などで世界をとび回っておられます。御多用中ありがとうございました。

このところ演題の自発御発表が少く、演題切後お願いして出して頂くのに苦労しています。お申込をお願いします。 (H)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十四年六月

編集責任者 長谷川 伸

〒182 調布市調布ヶ丘二一五一一

電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四一八三一―二一六一

内線 四二〇

発行所 R I I 研究会

発行者 竹 中 榮 一

〒113 東京都文京区本郷七―三―一

東京大学医学部放射線

医学教室内

電話 ○三一八一五―五四一一

内線 八六七六

印刷所 東京都文京区湯島二―一―七

株式会社 コスモス

電話 ○三―八三一―〇九五五