

第30回 日本超音波検査学会

講演会

世界初!! カラー Doppler 開発よもやま話

2005年5月28日

アロカ株式会社代表取締役社長 吉川義博
学校法人埼玉医科大学常務理事 尾本良三



第 30 回 日本超音波検査学会 講演会

目次

1 . CWドブラの開発.....	5	(吉川義博)
2 . カラードブラ前夜.....	8	(尾本良三)
3 . カラードブラの開発.....	11	(尾本良三)
4 . カラードブラの製品化.....	18	(吉川義博)
5 . カラードブラの注意点.....	24	(吉川義博)
6 . まとめ.....	26	(吉川義博)
7 . 学校法人埼玉医科大学常務理事 尾本良三 略歴...	28	
8 . アロカ株式会社代表取締役社長 吉川義博 略歴...	30	

ただ今ご紹介いただきましたアロカの吉川でございます。今回このような機会を作っていた
だき種村大会長には厚く御礼申し上げます。なお、突然ではありますが共同講演者の尾本先生
がどうしても大学の仕事でこの場に来られることができなくなってしまいました。先生の発表
分はDVDで発表させていただくことをお許しいただきたいと思ひます。

全体の発表は、はじめに私が「CW ドブラの開発」についてのお話をいたしましてから、尾本
先生による「カラードブラ前夜」と「カラードブラの開発」についての講演をお聞きいただき、
その後、私の方から「カラードブラの製品化」、「カラードブラの注意点」及び「まとめ」の順
で話を進めていきたいと思ひます。

始めに「CW ドブラの開発」について簡単にお話をいたします。

1. CWドブラの開発

この分野で最初に取り上げる先生は里村先生
であります。1955年頃大阪大学の大阪産業科
学研究所にて微小振動計測法として超音波ド
ブラ法の原理を考案され、この後に説明いたし
ます仁村先生と共同で生体応用を試み、反射エ
コーの原因を血管内の血流が乱流状態にある
ためと推論されました。

先生は40歳と言う若さで亡くなりました。



里村先生

里村 茂夫
Satomura Shigeo (1920-1960)
大阪大学理学部物理学科卒
大阪大学産業科学研究所助教授(没後
教授)
1955年頃大阪産業科学研究所にて微小
振動計測法として超音波ドブラ法の原
理を考案し、生体への試みを提唱した
仁村らの心臓への検討が始められると
共に協力して研究をおこなった
大血管から得られる雑音様のドブラ信
号が血流に関連するドブラー信号であ
る事を証明し血流計測への道を開いた

そのあと、加藤金正先生がこの研究を続けて
行かれました。加藤先生はドブラの原因が乱流
による物ではなく血球からの散乱によるもので
あるとの結論を出されておられます。



加藤先生

加藤 金正
Kato Kanemasa
1908年12月12日宮城県に生れる
1933年東北帝国大学卒
日超医名誉会員
第5代日本超音波医学会会長
第20回研究発表会会長
日超医評議員、理事
超音波血流計における検出音の発生機構
超音波血流計の指示の直線性
超音波ドブラ法による血流波形のソナ
グラフ表示(方向指示型ヘテロダイ
ン方式の開発)
超音波の工学的・医学的応用に関する
研究

ここで仁村先生について簡単に御紹介して
おきます。仁村先生は1923年大阪でお生れに
なり、京都大学の理学部を卒業された後に大阪
大学の医学部を卒業され、大阪大学で研究活動

をされた後に国立循環器病センター研究所所長となられ、現在は名誉所長となっております。

先月、神戸で開催された「日本心エコー図学会」
でも「心血管ドブラ50周年」という特別講演をさ
れておられましたが、まだまだ元気な現役の研究
者で、皆さんもよくご存知だと思います。

後ほどお話するカラードブラの開発についても
先生にご協力をいただきました。



仁村先生

仁村 泰治
Nimura Yasuharu
1923年9月13日大阪府に生れる
1945年京都大学理学部卒
1951年大阪大学医学部卒
国立循環器病センター研究所所長
第8代日本超音波医学会会長
第39回研究発表会会長
日超医評議員、理事、監事
1955年より里村茂夫氏の協力を得て初
めて超音波ドブラ法の医学的意義付け
に成功し、同法のその後の発展の端緒
を開いた。エコー法、ドブラ法全体を
通じて、超音波により弁の動きなど、
心臓内部の状況を非侵襲的に知りうる
ことが明らかにされたのはこれが最初
である
超音波心臓診断の各方面についてその
発展に努めた



内田 六郎
Uchida Rokuro
1922年1月17日に神奈川県に生まれる
1944年東京物理学校卒
日本無線医学研究所技術部長
アロカ社長
日超医師議員、理事
第42回研究発表会会長
電子リニア装置の開発 (1971)

内田六郎氏

ここで個人的な話になりますが私は1966年4月に「日本無線医学研究所」現在のアロカ株式会社に入社し、5月の超音波医学会の第9回研究発表会に初めて参加いたしました。

そこで初めて加藤先生の「超音波ドブラ法による血流計」というシンポジュームの発表を聞くことができました。

その後、当時の会社での上司で1986年からアロカの社長となられた内田六郎氏より、「おま

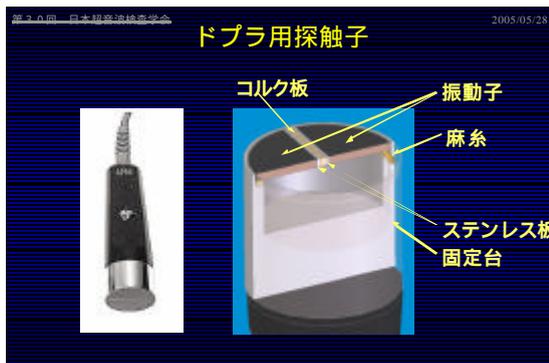
えもドブラをやってみないか？」と言うことでCWドブラの開発を開始したのが私の最初の仕事でありました。

右の図は当時の抄録で、この中に書かれたブロック図では受信機が検波とオーディオアンプだけで構成されていました。そこで私も同じような構成で試作機を作ってみました。心臓の血流からの信号はなにも検出することができず、弁ドブラさえも検出することができなかったことを記憶しております。

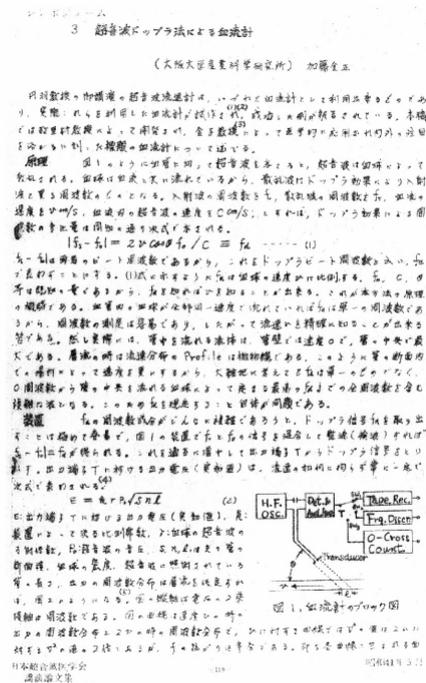
当時は超音波が生体組織内でどれ位減衰するのか、反射信号の大きさはどれくらいになるのかもわからず、診断装置としてのレベルダイアグラムが書けなくて苦労したことを思い出します。

ドブラ信号を検出するために実際は受信機のトップに増幅器を入れて信号を大きくしてから検波をし、初めて実用できる物ができました。

ドブラ用の探触子は下図に示すように半月形の振動子を2個並べて探触子に仕立て上げていましたので、送信出力の一部がどうしても受信側の振動子に洩れこむ現象がありました。そのため受信用の振動子では送信周波数とドブラ偏移を受けた反射信号が合算されて、ドブラ信号成分で振幅変調を受けた信号となっていました。この信号から感度良くドブラ信号を検出するにはできるだけ増幅して検波する必要がありますが、増幅度を大きくすると信号が飽和してしまうという問題がありました。これを避けるには送信信号の受信振動子への洩れこみをできるだけ



ドブラ用探触子

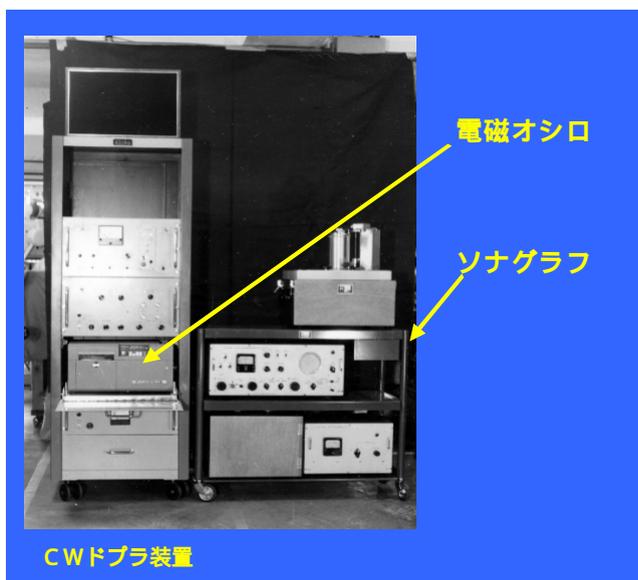


超音波ドブラ法による血流計抄録

少なくする必要があります。そこで探触子の送信側の振動子と受信側の振動子の間に電気的なシールドとしてステンレスを、音響的なシールドとしてコルク材を入れる構造にして、かつ、感度をよくするために振動子のQを大きくする必要がありましたので、固定台への取り付けはできるだけ負荷が軽くなるように麻糸を間に入れて固定をいたしました。

このようにして得られた受信信号からドブラ信号を検出するには振幅検波方式を用いました。この方が全体感度を高くすることができました。

大阪の病院にCWドブラ装置を特注で作ったのが下の写真です。ここに入れてあるのが電磁オシロと言ってドブラ信号のゼロクロス信号を連続した波形として



記録できるようにしていました。

また、ソナグラフはドブラ信号をいったん数秒間記録して、後で少しずつ周波数帯域を変えながら繰り返し分析することで、ドブラ信号の帯域と強さを2次元で表現できるようにいたしました。

今から比べると、とても時間が掛かり研究用にも普及いたしませんでした。

しかし、この原理で胎児の心臓の動きから胎児の状態を検出できる胎児ドブラ装置を開発いたしました。

カタログの表紙を下に示します。

これは、それまでトラウペで胎児の心

音を聞いていたのに比べて格段に感度が上がったことで、妊娠早期から胎児の生死をモニタできると言うことで爆発的に売れました。

胎児ドブラ装置は分娩監視装置として今も多くのところで使われています。

CWドブラはその原理から折り返し現象を起こさなくて大きな速度の血流最高流速を測定するには簡便な方法として定着しましたが、流速の二乗で圧差を求めるために流速の誤差は圧差の誤差に二乗で効いてまいります。このことはいかに流速を正確に検出することが重要かという事でS/Nの向上がCWドブラの命となります。

以上がCWドブラの開発の話です。



胎児ドブラ (HEART-TONE)

次に尾本先生の「カロードブラ前夜」と「カロードブラの開発」についてDVDで聞いていただきたいと思います。

2. カラー Doppler 前夜

今回の特別企画で、『カラー Doppler 開発』のテーマを取り上げて頂き、アロカ株式会社の吉川先生と共に尾本が講演を担当することになり、大変光栄に存じております。種村会長、本当に有り難うございました。ところで、本日はやむを得ぬ事情がございまして、このような DVD で発表させて頂きまして、何卒お許し賜りたいと存じます。

まずはじめに、カラー Doppler のルーツを辿りたいと思います。(図 1)

私は 1969 年の Gramiak のコントラスト心エコー図の仕事を「心内血流の映像化」のルーツと考えることができます。血流 Doppler はありませんが、“血流の可視化”という点で大変価値のある一里塚であったと思います。

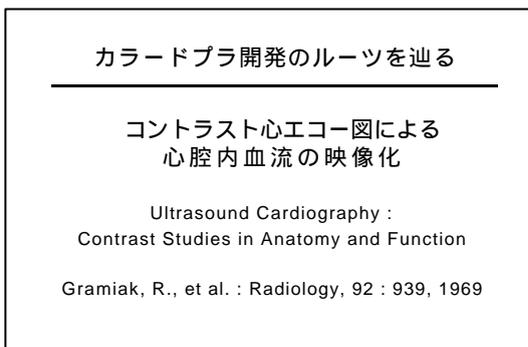
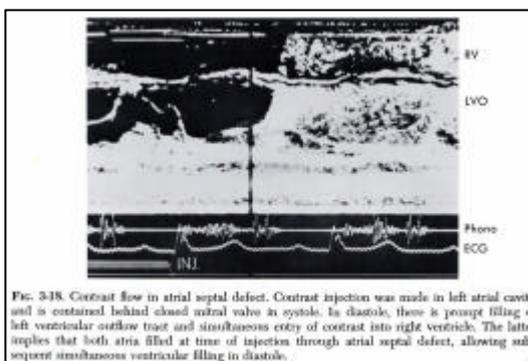


図 1

データ 1 は 1969 年当時の Gramiak の実験記録ですが、コントラスト剤としては『インドサイアニン・グリーン』が使われております。症例は ASD(心房中隔欠損症)で左房で注入したコントラスト剤が直ちに左室流出路と右室を満たしております。



データ 1

図 2 は、カラー Doppler 開発の歴史において、それを生み出すために寄与した主な研究者とそのテクノロジーをピックアップしたものです。1969 年の Gramiak のことはすでに述べました。

1970 年の Donald Baker のパルス Doppler の報告は大変重要で、従来の血流 Doppler 信号検出が連続波であるのに対し、Doppler 信号のサンプルボリュームをビームライン上の一点に決定できる点で、まさに画期的であったと思います。

カラー Doppler 開発に寄与したテクノロジーの歩み		
1969年	Gramiak	心腔内血流のコントラスト
1970年	Baker	パルス Doppler
1975年	Fish	マルチゲイト・Doppler
1979年	Angelsen	超音波の MTI (Moving Target Indicator) (レーダーの原理で「動き」を描写)

カラー Doppler の誕生以前では、一時、パルス Doppler の応用の全盛期時代でありました。

1975 年の Fish による マルチゲイト・Doppler の仕事は、まさにカラー Doppler の前夜とも言うべきでありましょう。ここまできると、カラー Doppler まであと一歩というところですよ。

一方、1979年のAngelsenの超音波 MTI (Moving Target Indicator)の研究は、レーダーの原理を利用して実時間で血流を映像化することに寄与しました。

1970年代当時は、マルチゲイト・ドブラではFFT (Fast Fourier Transform)の演算によって血流ドブラ信号を波形で表示するのが普通でありました。当時のFFTの演算速度では、実時間で2次元の血流映像を実現することは到底できません。

もちろん、今日のコンピュータ演算処理技術では、マルチゲイト・ドブラの実時間2次元血流映像化は可能です。

図3はカラードブラ開発の成功後に、講演会等でその原理の説明のために尾本らがしばしば使用した古いシェーマです。「空港に進入しつつある航空機を映像化するレーダーの原理と同じ」という説明です。信号(A)マイナス信号(B)により動いている対象(C)のみが信号として検出されるわけです。

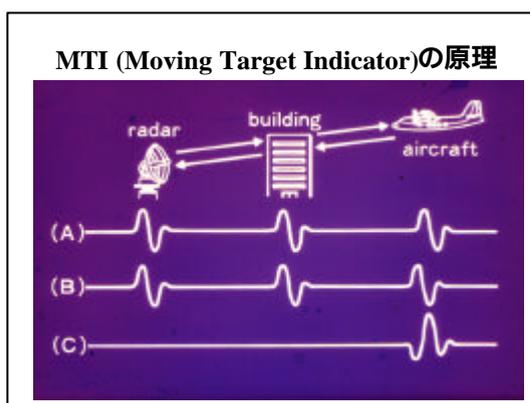


図3

カラードブラの本当の夜明けは、1979年のBrandestini、Stevensonらの血流のカラー表示Mモード法の報告です。

マルチゲイト・パルスドブラを利用したカラー表示Mモード法 (M/Q - mode echocardiography) は大変重要で、BrandestiniとStevensonの仕事は、ほぼカラードブラに片手が掛かっていました。

データ2はASD(心室中隔欠損症)の例ですが、右室流出路と大動脈の血流がカラーで描写されています。



Fig. 3-66. A combined M-mode and Doppler recording whereby the Doppler signal is superimposed on the M-mode tracing. The direction and velocity of the Doppler signal are indicated in varying colors. This particular image is from the right ventricular outflow tract (RVOT) and aorta. From Brandestini, M.A., Faye, M.K., and Stevenson, J.G.: M/Q-mode echocardiography. The synthesis of conventional echo with digital multiple Doppler in echocardiography, edited by C.J. Lucace. The Hague: Martinus Nijhoff, 1979.

カラー表示Mモード法の血流表示は、方向によって赤色(暖色)と青色(冷色)に区別されています。しかし、カラー表示のフォーマットは今日のものとは逆となっていますが、このことは後で少しお話いたします。

「カラードブラ」の定義を「リアルタイム二次元血流イメージング」とすると、アロカ研究グループの滑川、小谷野、河西らが、1982年7月30日に英国ブライトンのWFUMB(世界超音波医学会)で行った報告が、文字通り**世界初のカラードブラの報告**とすることができます。(図4)

ブライトンにおける発表は、大変エキサイティングなものでフロアーの多くの人々に**新しい時代の到来**を告げるものでありました。

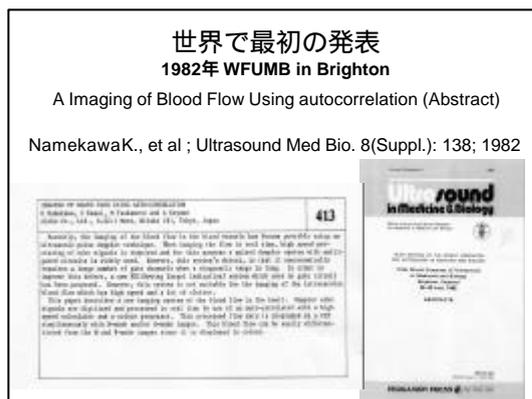


図 4

図 5 はぐるぐる運動する糸車のモデル実験のデータです。

糸は互いに反対方向に運動し、それぞれ青色と赤色に方向が区別されてカラー表示されております。

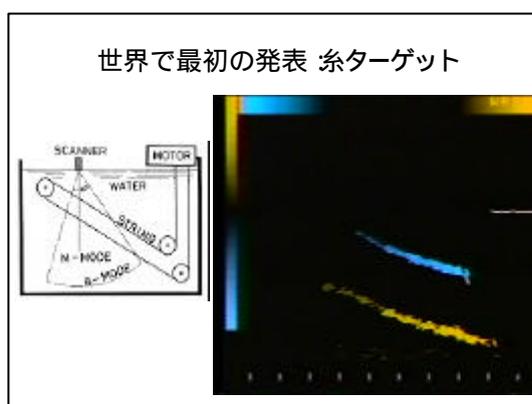


図 5

一方、米国カルフォルニア大学のボBommerらのチームは、アロカ研究グループと全く独立してリアルタイム二次元心腔内血液映像法の研究を進めていましたが、未だ動物実験レベルでありました。(図6)

発表は、同じ1982年でありました。

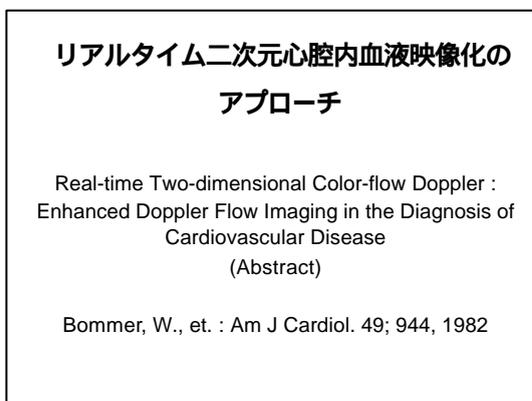


図 6

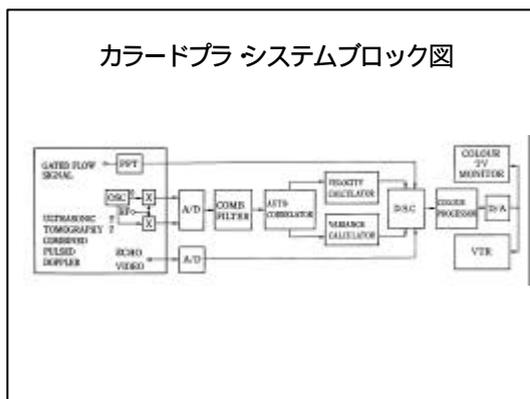
アロカ研究チームの血流表示をリアルタイムで実現した独創的な技術は：

直交検波器

心臓壁・弁などの強い遅いエコーを通過させず、微弱だが速度が速い血流信号のみを通過させるために賢い Comb Filter で構成した MTI フィルタ

自己相関器

の組み合わせであったと思います。(図7)



血流のエコーレベルは心臓壁のエコーレベルと比較して 図7

その “ 1000 分のいくつ ” というような低い

S/N なのですが、その血流エコーをドプラ法で可視化したのは、当時としては全く驚くべきものでありました。

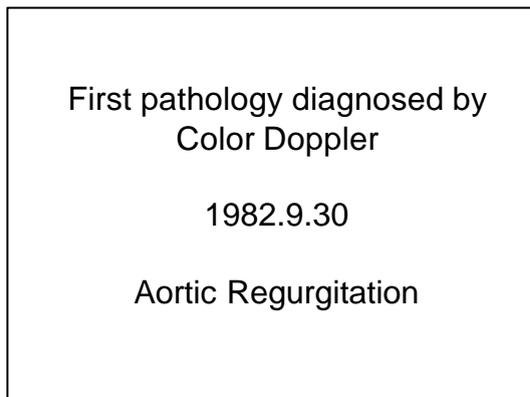
カラードプラ技術の開発は、すべて滑川氏を中心としたアロカ研究グループによって遂行されたものです。

3. カラードプラの開発

ところで、カラードプラ開発についての埼玉医科大学・尾本らとアロカ研究グループとのかわりを、ほんの少したけ “ 裏話 ” 的なお話ですが “ よもやま話 ” として付け加えます。

1977 年に尾本が三井記念病院から埼玉医大外科に赴任致しました。当時、心エコー図の領域では 2D 画質の向上が研究テーマの 1 つでありました。心内膜を正確に描出することがよく討論されておりました。

このような問題点を中心に、尾本らは 2D 画像に関してアロカ社の研究チームと 1977 年以来、共同



研究を行っておりました。もともとこのような親縁関係があって、カラードプラの臨床応用についていち早く共同研究を行うという幸運に恵まれました。従って、ブライトンにおけるカラードプラの発表では糸車ファントムのカラー映像化に留まったものが、わずか 1 ヶ月後の 1982 年 9 月早々から、直ちに臨床例の検討に着手し、臨床応用の有用性を実証し、新しい診断法として確立することに努力したわけです。

1982 年 9 月 30 日には、文字通り世界で初めて、心臓病の患者さんの病的血流をリアルタイムカラードプラで記録しました。それ以降、新しい診断法の確立を目指して、臨床的な有用性を示すために精力的にデータが蓄積されました。

よもやま話として、もう 1 つエピソードをつけ加えましょう。1982 年 7 月 30 日英国ブライトンの WFUMB(世界超音波医学会)で滑川氏の発表以前から実はカラードプラ開発について尾本は、大きな関心を持っておりました。

尾本は、滑川氏に『心臓カテーテル検査がどんなに患者さんに対して侵襲的か』又、『もし造影剤なしに心内血流を映像化できたなら、どんなに患者さんの苦痛を減らし、素晴らしいことか』などと何度も何度も同じことをアピールしておりました。

『ぜひとも無侵襲的に心内血流の映像化を実現しよう』を私どもの合言葉としておりました。

1982年9月当時、埼玉医大から大学の救急車で三鷹のアロカ研究所まで心臓病の患者さんを運び、プロトタイプでカラードブラの記録をとりました。写真1が滑川氏です。

1982年8月当時のカラードブラの装置は、大きさに言いますと“4畳半いっぱいのラックセットで移動不可能”でした。

1982年9月30日に大動脈弁逆流4度のカラードブラを明瞭にVTR記録したことが、それからのカラードブラ応用の歴史の第一歩となりました。



世界初のカラードブラ超音波診断装置

写真1

その後は、「さあ進め、さあ進め」という掛け声とともに、アロカ研究所技術部は全力を投入して、その製品化開発を驚異的な速さで実行し、7月30日、英国ブライトンの発表と同じ年、1982年12月は**プロタイプXA-54型**を複数台製作しました。

当時のトランスジューサーは、メカニカルセクタでした。今日の電子スキャンのトランスジューサーと比較するとサイズが大きく、時代の進歩は驚くべきものです。

また、プロトタイプではフレームレートは、はじめは4フレーム/秒で、やっと8フレーム/秒にという時でもありました。(写真2、3、4、5)

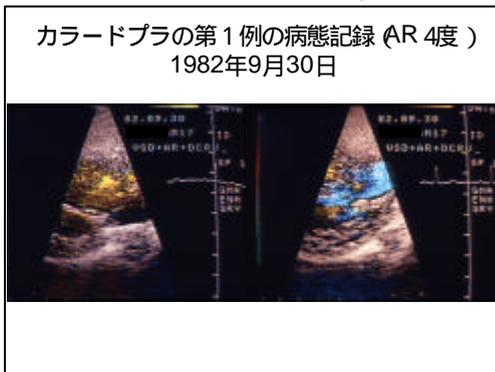


写真2

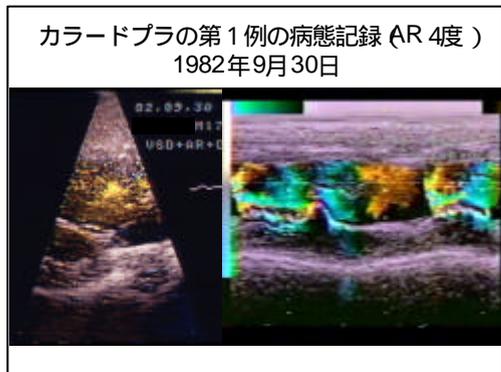


写真3



写真4



写真5

続いて1983年夏頃には、市販用システムのSSD-880型製作にこぎつけました。(写真6)

1982年7月30日、英国ブライトンの発表の翌年、1983年4月日本循環器学会の一般演題で、尾本らがカラードブラの発表を行いました。その発表で、座長が『カラー信号は本当に血流信号か？ノイズではないか？』と疑問を投げかけました。

その時、フロアの香川医大 松尾教授から『Congratulation！これは世界で初めてのカラードブラの発表だと思います。』

Bradestini は、すでに**カラー表示 M モード法**の発表をしているが、**リアルタイム2次元血流映像化**を未だ実現してはいない』。

続いてもう一人、フロアの川崎医大MEの梶山教授からも『Congratulation！これは世界のNewであると思います』と応援の発言をしてくれました。

尾本としてはこのときの松尾、梶山両教授のこのメッセージが大変有難く、一生忘れられないものです。

しかし、相当数の高名な循環器領域の先生たちの中には、新しい知見を突然見せ付けられたという**衝撃**とともに、カラー映像に対するいろいろな疑問から、すぐにはacceptできないという気持ちは容易に想像できます。

カラードブラの開発当時、尾本の発表に対して、『それは、血流信号でなく、ノイズだ！』という反論をしばしば聞かされました。その都度、私はニッコリ笑って『血流信号ですよ。』と答えたものでした。そのような先生方の中には、反論というよりはむしろ**大変怒っている**ようにも見えました。

ここで少し、カラードブラの**血流表示フォーマット**について、お話をしたいと思います。カラードブラの血流の**カラーフォーマット**をどう決めようかという滑川氏の質問に対して、尾本は「議論の余地はない」、「近づいてくるというのはパッションで、“情熱”を意味する」、「情熱は赤だ！」、「遠ざかるもの、離れていくのだから寂しくブルーだ！」と、まるでマンガ的に滑川、尾本の間で一発で決まって、ずっとそれで通してきたのです。ちょっと無責任なやり取りですが、本当の話です。

ちなみに、“**ドブラ効果**”の**ドブラ先生**はもともと**天文学者**で「近づいてくる星の光はブルー側に変調し、遠ざかる星の光は赤側に変調する」というのがドブラ効果の発見のもとになっています。Bradestini もそれに従ってカラー・コーディングしております。

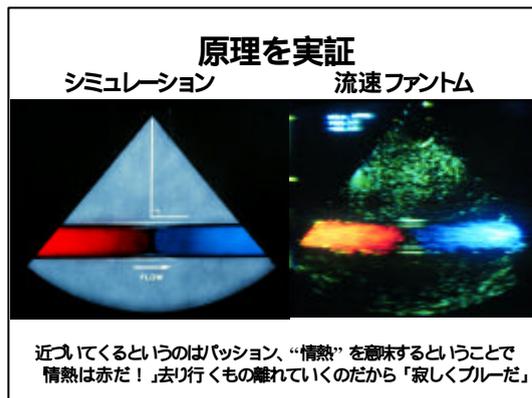
アロカ社がSSD-880型を世界に先駆けて販売した段階で、国際シンポジウムや講演会で、この点をしばしば指摘されました。「**カラー・コーディングを反対の色にするべきだ**」という相当強いアピールがあったのですが、私どもは断固それを撥ねつけ、「最初のフォーマットは日本発のアロカSSD-880型で決まったものであって、これには**プライオリティー**がある。あなた方(他社)がもし反対ならシステムに切り替えスイッチを付けて、好きなカラーフォーマットにしたらよい」という返答を致しました。その後、実際に外国の数社では切り替えスイッチを付けたのですが、ユーザーは使用せず、実際上は何の問題も発生せず、今日に到っております。



写真6

設計通りに本当に人の血流がそのように見えるだろうか？と内心は大変心配でした。

データ3はシミュレーションの記録です。実際にシェーマ通りの記録がとれたので、我々はこんな簡単なデータ1つでも当時は大変にエキサイトしました。



データ3

これが1983年4月日本循環器学会における我が国で最初のカラードブラに関する臨床報告です。システムはXA-54型を使用しておりました。

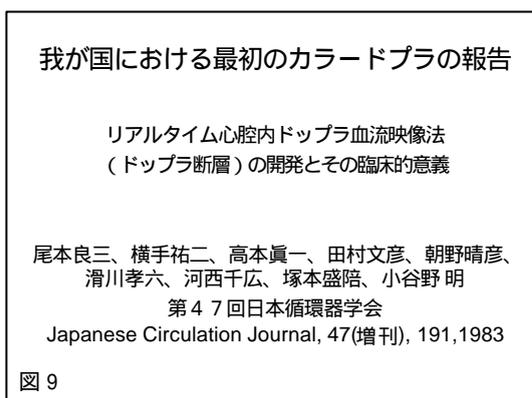
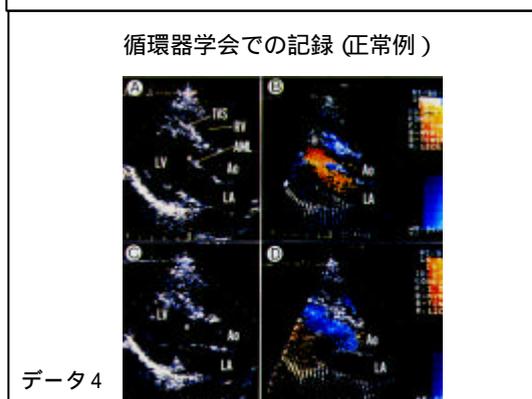


図9

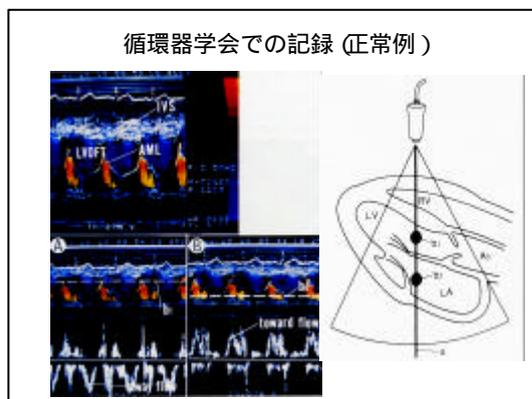
データ4はそのときの正常例です。収縮期、拡張期が明瞭にカラー表示されております。この映像から気がつくことは、？、？の2D映像と？、？のカラー映像と比べてみますと？、？の方は、ちょうど“カラカサ”のように走査線がトビトビに見えます。これは音速と走査数の問題で、超音波ビームをカラードブラの血流表示のために沢山供給したためで、当時のカラードブラ実力はこの映像からもわかります。



データ4

この当時は、パルスドブラ全盛期でした。このデータ5は同じ症例のカラードブラ表示のうち特にカラーMモードで示したものです。

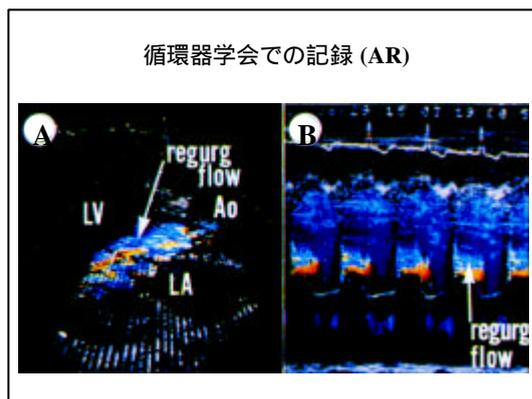
下段にあります？、？は、それぞれサンプルボリュームが左室の流出路と流入路に変えた時のパルスドブラのFFT記録です。この当時は遠ざかる血流をアウェーフロー、近づく血流をトゥワードフローというふうと呼んでおりました。



データ5

データ 6 は AR(大動脈弁閉鎖不全症)の映像でありますが、拡張期に逆流血流がモザイクパターンで表示されております。

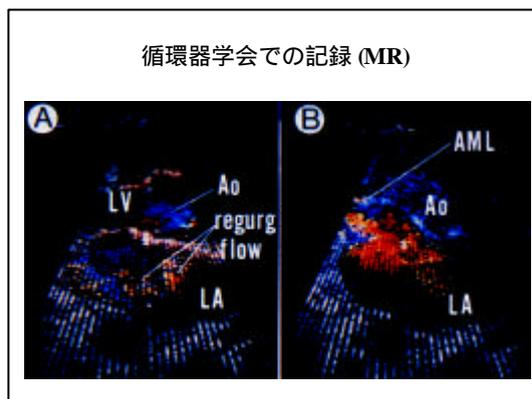
カラーMモード表示では、モザイク模様が同様に表示されております。



データ6

データ7はMR(僧帽弁閉鎖不全症)の症例です。?は収縮期で左房内へ逆流した血液がモザイクパターンで出ております。右側の?は、拡張期で流入血流の血流は赤で表示されております。

ほぼ同じ内容を、Japan Heart Journal に英文で報告いたしました。



データ7

1983年12月にカラードブラのテキストブックを邦文と英文と同時に出版致しました。

この写真7はちょうど雨傘のように走査線がよく分かります。これが1983年現在の記録でした。

この出版は、「診断と治療社」で行われましたが、当時の藤実社長のおかげで極めて短期間に出版できましたことを大変感謝しております。



写真7

図10は執筆者一覧です。吉川先生は当時、超音波開発課長でありました。

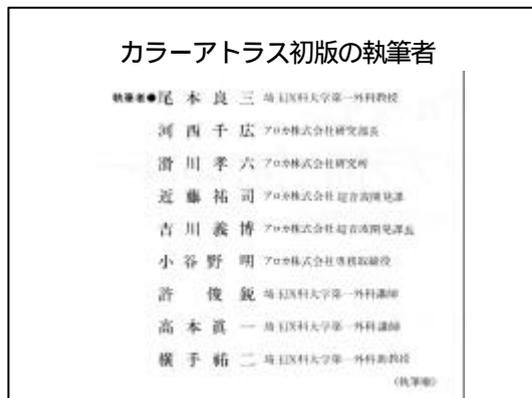


図10

写真 8 はアロカ株式会社が企画して下さった、出版記念会の写真です。大勢懐かしい人々が一緒でした。



写真 8

写真 9 は市販のカラー Doppler システム装置を使いまして、全国的に講習会やカラー Doppler のプロモーションをしばしば行ったわけです。

この写真では、アロカ株式会社の近藤さんや三浦さんなど、実際に当時の開発に関わった技術の方々の顔が見えます。



写真 9

ここに鹿児島大学の鄭先生がおられます。仁村先生もすごくお若く見えます。トランスジューサーを手に入れているのが尾本です。

システムの調整はアロカ株式会社の三浦さんでしょう。先生方の熱心なまなざしには今でも大きな感銘を受けます。(写真 10)



写真 10

大抵の先生方は、喜んでカラー Doppler を accept して下さったのですが、どうしてもカラー Doppler を嫌いだという偉い先生が何人かおられました。(図 11)

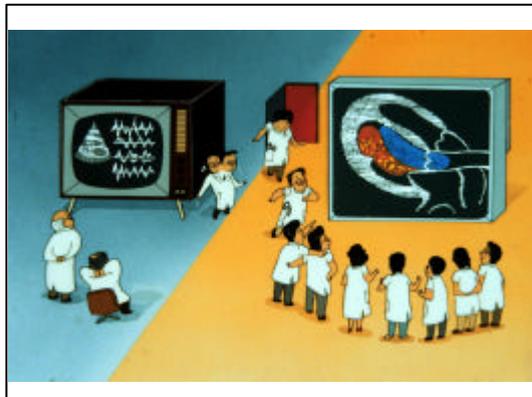


図 11

第1版のテキストは英文版、邦文版とも Sold out で、4年後の1987年にカラードブラのテキストの第2版を英文版と邦文版を同時に出版しました。(写真11)

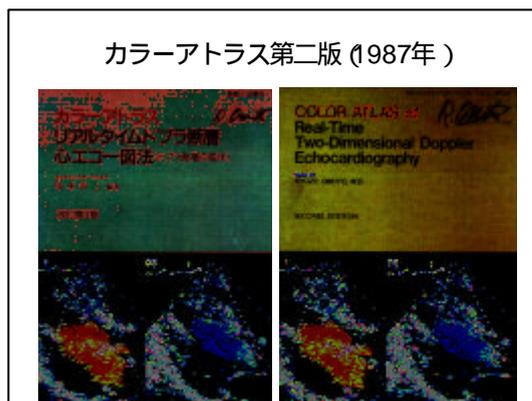


写真11

執筆者が少し変わっております。(図12)

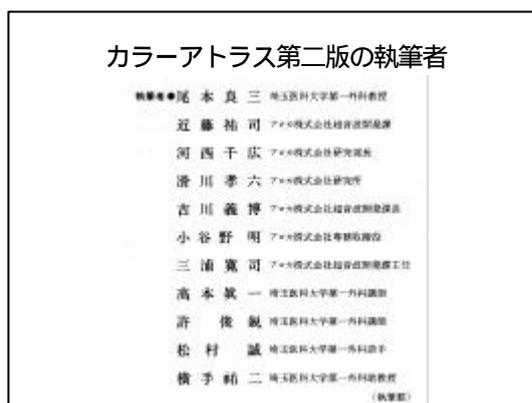


図12

1986年のFeigenbaumのテキストでカラードブラが新しい診断法の導入として引用され高く評価されました。(写真12)

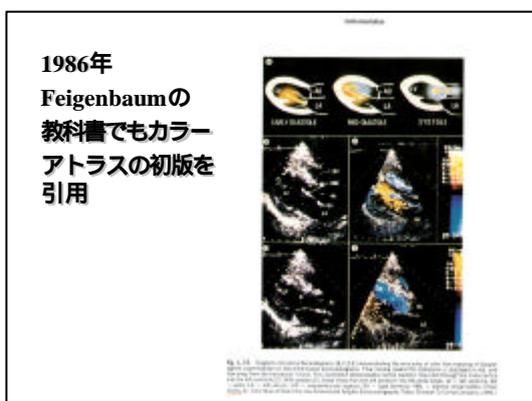


写真12

また、1989年 Braunwaldの心臓病のバイブルのようなテキストブックで、巻頭にカラードブラの初版の映像が収録されました。(写真13)

これらの事実は、国内外においてカラードブラが診断法として確立したことを示すものと考えられました。

このドプラ断層の開発とその臨床応用に関してその後、1985年に上田賞を受賞、1989年に日本医師会最高優功賞などを受賞することになりました。

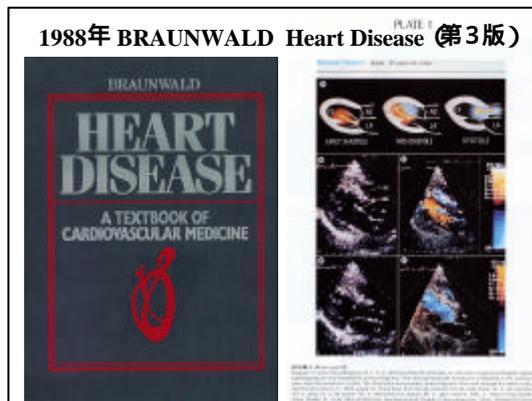


写真13

4. カラードブラの製品化

それではここから「カラードブラの製品化」についてのお話をしたいと思います。



小谷野 明氏

小谷野 明
Koyano Akira
1928年6月16日に東京都に生まれる
1948年早稲田高等工学校電気通信工学科卒
アロカ技術部長
日本ME学会新技術開発賞受賞(1985年)
リアルタイム二次元血流検出法(カラードブラ装置)の発明(1980年)
コンベックス方式の発明(1976年)
ダイナミックフォーカスの考案(1977年)

はじめにお見せするのが小谷野明氏であります。ほとんどの皆さんは知らない方だと思いますが、この人は1928年生れでアロカの創業当時からの社員で始めは放射線計測機などの開発にも係わっておられましたが、後ほど超音波診断装置の開発ではコンダクターとして鋭い感覚で開発の方向性を指示しておられた方であります。

彼から後で当時のことをお聞きしました所、現在は東大医学部教授：幕内雅敏先生が1977年から超音波ガイド下胆汁ドレナージ法を開始されていて、その後術中超音波診断などを始められている中で肝臓内の門脈を避けて穿刺するのに門脈が容易に識別できると役に立つだろうと言うことで、リアルタイムでなくても門脈を識別できる物を開発できないかと当時、日本無線からアロカに移籍された滑川さんに話をされたのがカラードブラの開発の始まりだとのことであります。このことは今回はじめて聞いたことであります。

それではここで滑川さんについて簡単に御紹介いたします。滑川考六さんは1917年に秋田県湯沢市でお生まれになり、1940年東京物理学校の応用物理学部を卒業され、途中中学で教鞭をとり、1954年に日本無線に入社し、レーダなどの研究をおこない、1975年に58歳でアロカに移籍され、ほとんどご自身お一人でドブラの研究を行い、FFT(FastFourierTransform)を使った物を1979年に宮崎での第二回世界超音波医学会(WFUMB)に発表し、その後、マルチゲートドブラの開発を手がけておられました。このような時に先ほどの小谷野さんの話があったわけであります。

そこで、1982年に初めてイギリスのブライトンでの第三回世界超音波医学会でカラードブラの発表となるわけであります。

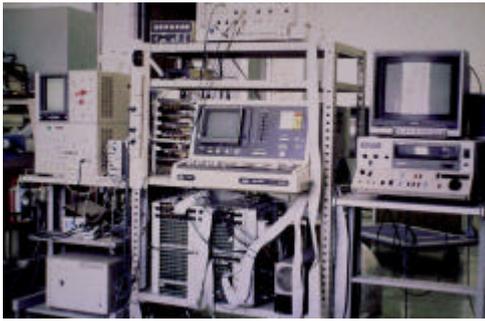
この時、滑川さんは65歳になられていたわけで今から思い出しますと本当に研究者としては頭が柔らかくて、難しい数式を書かれていたのを思い出します。

滑川さんは70歳で亡くなりましたがそれまで現役の研究者としてアロカで働いていただきました。亡くなられた後、家族の方からお聞いた話では、夜眠られる時にはいつも枕もとにメモを置かれて、睡眠中でも何か思いついたことがあれば書かれていたとのことであります。仕事に対する情熱があれば年など関係ないという見本のような方でありました。

社団法人日本超音波医学会
第1回特別学会賞受賞者
Ultrasound Prize of Japan Society of Ultrasonics in Medicine



滑川孝六氏 (1917-1987)



バラックセット

当時の装置はバラックセットで、まだまだ臨床に使えるレベルではなく、水中に張った糸をモーターで回して検出できるレベルでありました。

当時はまだ電子スキャンではBモードとMモードが同時に検出できるレベルで、ドブラについてはパルスドブラ方式でメカニカルスキャナを使いシングル振動子をセクタ状に動かして断層画像を描出し、任意の方向の任意の深さにサンプルゲートを設定して、スキャナを止めると自動的に指定

した方向の指定した深さの信号を検出し、ドブラ効果によりその部位の流速をFFT(Fast Fourier Transform)で解析し、Mモードと同時表示するシステムが実用化されていましたが、この装置では心腔内の1点の情報しか得ることができませんでした。

当時の技術レベルではドブラ信号を検出するにはメカニカルセクタしか感度的に使えるものはありませんでした。

このところが実用化に向けて最も苦労した点であります。

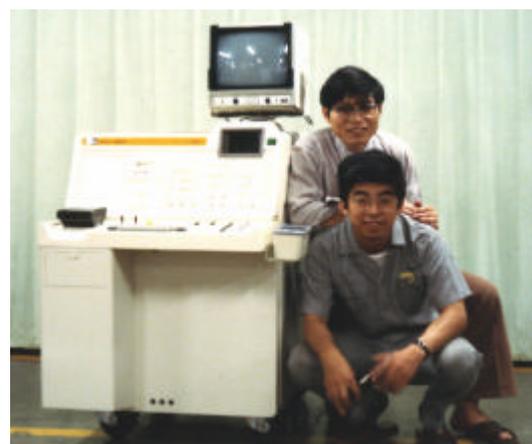
ブライトンの学会後、尾本先生が最初にアロカに共同研究の申し入れに来られました。その後、先ほどお話しした国立循環器病センターの仁村先生もお見えになりました。

尾本先生の方が会社に近くて、外科医ということでカラードブラの診断の確認が直ぐにできることもあり、まだ社内のバラックセットの時から使っていただきました。

社員を寝かせて心臓にスキャナを当てて血流画像を出そうとしましたがノイズの中に僅かにカラーが見える程度で血流からの信号が僧帽弁の動きによるものか判別ができませんでした。その時「酒を飲んで検査したらどうだろうか?」ということで早速近くのスーパーでウイスキーと蛇腹つきストローを買ってきて静かに社員にストローでウイスキーを飲んでもらいました。

暫くしてカラーが段々明るくなってきました。ウイスキーを飲むことで流速が早くなったために明るく見えるようになったのであります。そこに居た人は全員歓声を上げた聞いております。

そこで臨床に使える試作機を大至急で用意することになりました。1982年から1983年に掛けてメカニカルセクタの試作機をXA-54と言う型名で数台完成させました。

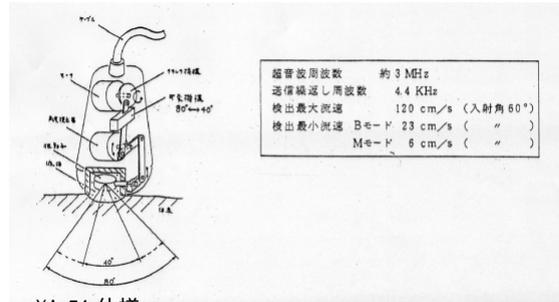


XA-54 (カラードブラ試作機)

このときの主な仕様は超音波周波数は約 3 MHz で送信繰り返し周波数は 4.4 KHz で検出最大流速は入射角が 60 度の時 120 cm/s で検出最少流速は B モード時で c m/s、Mモード時は平均回数が多くなるので 6 cm/s となりました。

スキャナは B モードの断層像を得る時とカラードプラではスキャン角を 80 度から 40 度に切り替えられるようにいたしました。フレームレートは当初は毎秒 4 枚と遅い物でした。

これらの装置を埼玉医科大、国立循環器病センター、自治医科大、神戸市立中央病院、北海道大、心臓血管研究所など国内の何箇所かの施設で臨床テストをしていただきました。



XA-54 仕様

先生方は臨床で患者さんを診断されて、現象が理解しにくいデータを土曜日に持ち寄り、我々技術者と原理的な制限によるものか、それともアーチファクトとして出ているものかななどを毎夜遅くまで議論を重ねてきました。

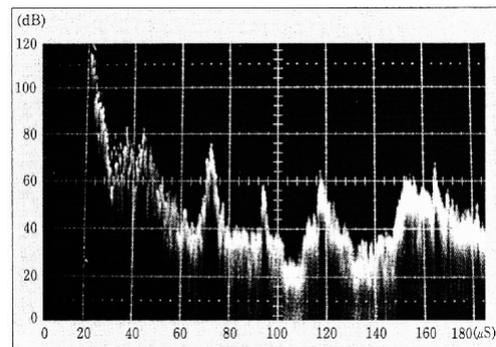
超音波医学会にも 1983 年の 6 月には埼玉医大とアロカから 12 月にはさらに国立循環器病センター、自治医大から、さらに 1984 年 6 月には北海道大学、心研から試作機でのデータを使い、臨床症例の発表をしていただきました。

当初は本当に血流の流れを捉えているのかという質問が必ず出て、先生方との熱い討論が続きました。

それと合わせて、製品としての仕様についても検討していただき、メカニカルセクタではフレームレートに制限があり B モードと M モードやカラードプラモードをリアルタイムで表示することができないなどの問題が出てきました。カラードプラの製品化において最も重要なことはいかに感度を上げるかでありました。

データ 1 は心臓に向けて超音波を送受信した時の A モード波形ですが、横軸は時間軸で 1 目盛が 20 μs です。距離にして約 1.5 cm に相当します。

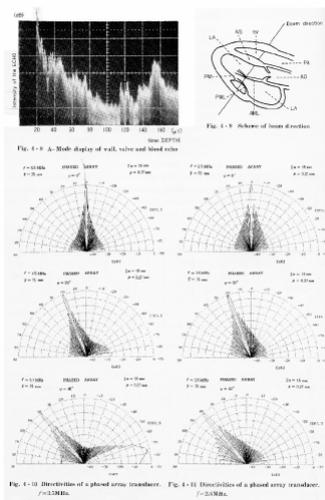
縦軸は信号の大きさに、ログスケールで 1 マスが 20 dB です。この波形からこの部分が送信波でこの付近が中隔からのエコーでこの付近が後壁からのエコーだと思えますがそれぞれの間は血球からの反射に相当しています。



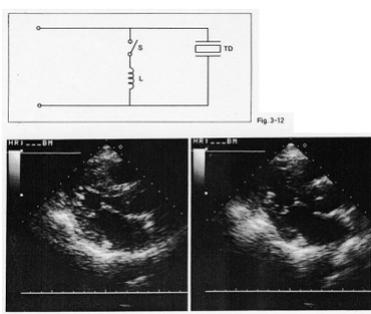
データ 1 (A-MODE)

これから言える事は組織からのエコーと血球からの反射では約 30 dB から 40 dB の違いがあるということです。これだけ小さい信号からのドプラ信号を検出するにはそれだけ S/N のよい受信機を作ることが必要になり、断層像だけを得ていた時に比べて格段に技術的にも厳しくなりました。

なお、電子セクタの場合は探触子の条件によっては上記「XA-54仕様」に示すように3.5MHzの場合でメインビームを40度方向に振ったときにサイドローブが70から80度方向に出てくることがあり、この方向に壁のような反射の強いものがあればこれからの反射によってドブラ信号がマスクされると言う不具合も発生しますので注意が必要になります。



指向性



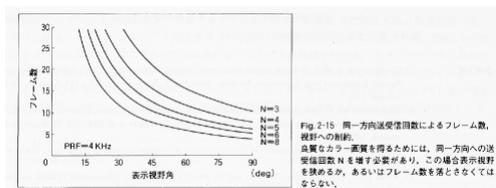
コイルの切り替え

一方、Bモードの分解能を良くするためにはできるだけ励振パルスは単パルスであることが必要であることは皆さんもご存知のとおりですが、そのために振動子のダンパーはできるだけ重いものにし、電気パルスも単パルスにすることが必要でした。

ドブラでは感度が重要なために振動子に波数の多い送信電圧を加え、同調用のコイルを入れて感度アップを計り、それぞれをモードに合わせて切り替えられるように電子的にコントロールいたしました。

なお、S/N比向上のために帯域についても、Bモードでは広帯域にし、カラードブラでは狭帯域に切り替えることを取り入れました。

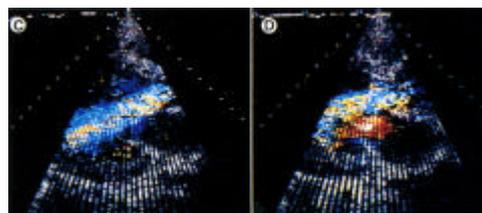
STCについてもモードで切り替えるようにいたしました。



表示視野角 VS Frame-Rate

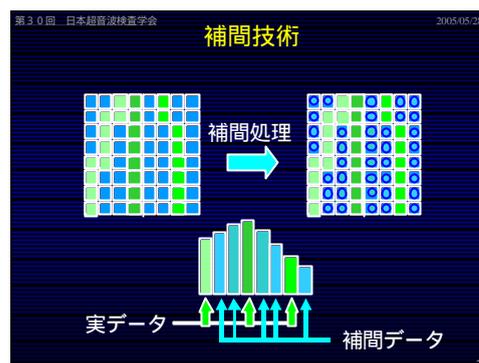
表示視野角とフレームレートについては右の図に示すように、リアルタイムを維持するにはできるだけ視野角を狭くし、同一ビーム方向での送受信回数を少なくしなければいけません。

同一視野角でフレームレートを多くするには1断面を構成する走査線が少なくなり、右のデータのように間隔の空いた画像になりましたが



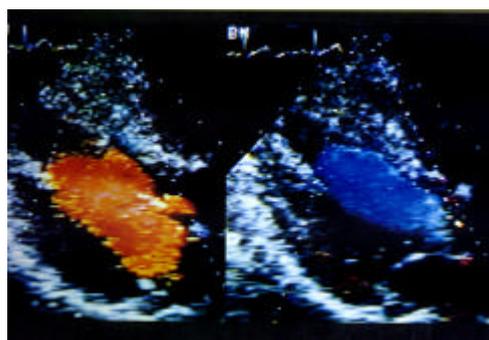
通称“カラカサ”

右の図に示すような補間技術が完成したことでデジタルスキャンコンバータの機能が向上し、



補間技術

右のデータのような走査線がなにもわからない表示ができるようになりました。



補間効果



SSD-880(カラードブラ)

カラードブラの最初の製品は「カラードブラ SSD-880」という形名で1983年に発売開始いたしました。

この「カラードブラ」という表記を英文と和文で商標出願いたしましたでしたが、「一般名称化」ということで拒絶査定が出されましたのは非常に残念なことであります。

この装置はリアルタイムで2次元のカラードブラ表示とMモードカラードブラが独立で表示観察できるように、スキャンコンバータはBモード用とMモード用にそれぞれ必要となり、かつ、メモリもカラー情報ということでR.G.B.の三原色に対応したため3倍のメモリが必要になり、かつ、先ほどのBモードとカラードブラでの感度アップの切り替え回路を組み込んだ送受信部と、表示機としてのカラーモニタを2台乗せることにいたしました。

製品としては大きさが幅75cm、奥行き136cm、高さが164cmで重量が約350kgで消費電力も1400wとそれまでの診断装置に比べて2倍以上の装置になりました。

新製品発表会を全国で尾本先生の講演と実演を合わせて行いましたが、地方のホテルなどでは人用のエレベータしかなくて、このエレベータには装置が入らなく、日通の人たちが4人がかりで階段を持ち上げたことを思い出します。

ここで製品化に当たり苦労して点を簡単にまとめて見ますと、あくまでもこの装置は循環器用超音波診断装置であることが前提でありましたので、それまでの超音波診断装置の機能は全て満たした上にカラードプラでの診断が付加されるために

1．Bモードの画質向上とドプラ感度アップをいかに行なうか？

これについてはコイルのON/OFFと帯域の切り替え、STCのON/OFFを行い

2．感度アップとアーチファクトについても

探触子のピッチを狭くしてサイドロープの出ない構造にし

3．フレームレートとビーム本数の関係では

用途に応じて切り替えができるようにし、ユーザーが適切に選べるようにいたしました。

以上が製品化についての超音波送受信部についての話ですが、製品として先生方に広く実用していただくためには記録装置までを含めて完成度を高める必要がありましたが、当時はまだカラーでの撮影装置も適切な物はありませんでしたので撮影装置も開発することになりました。

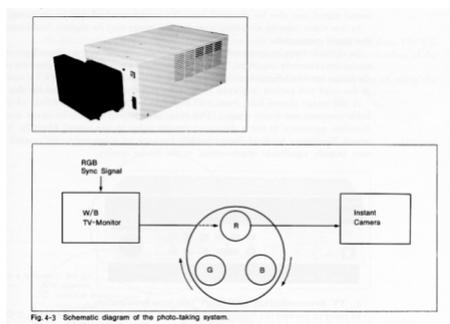
右の図に示したようにカラーインスタントフィルムを使う撮影装置を開発いたしました。

フィルムによってカラーの色感度も異なりますの

で、カラーの信号をR.G.B.の3原色に分解してそれぞれの信号で白黒のテレビモニタを光らせて、それぞれの色に相当するフィルタを通して画像をフィルムに記録し、これをR.G.B.の3原色で3回行なうことで最終的にカラーの写真ができ上がるようにしました。

また、フィルムメーカーに合わせてR.G.B.の感像時間をコントロールできるようにいたしました。

R.G.B.の画像をVTRに記録再生するためのエンコーダ、デコーダも適当な物はありませんでした。これらも全て自分たちで開発し、適切な大きさとコストで提供する必要がありました。以上で製品化についての話を終わりにいたします。



撮影装置

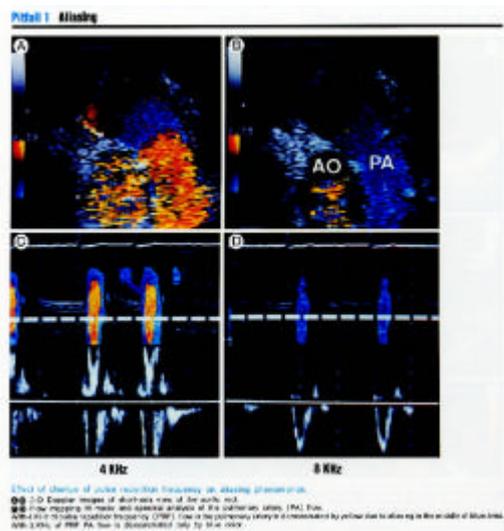
5. カラー Doppler の注意点

次に、少しでもカラー Doppler の原理から考えられる注意点をお話したいと思います。

一つ目は入射角の問題です。先ほどの尾本先生の発表の中にもありましたように同じ流れですが左側では向かってくる流れなので赤系統の色がつき正面では色が付かず、右側では遠ざかる流れとして青系統の色になります。

このことは生体内でも起きていることから常に入射角を意識しながら使うようにお願いいたします。

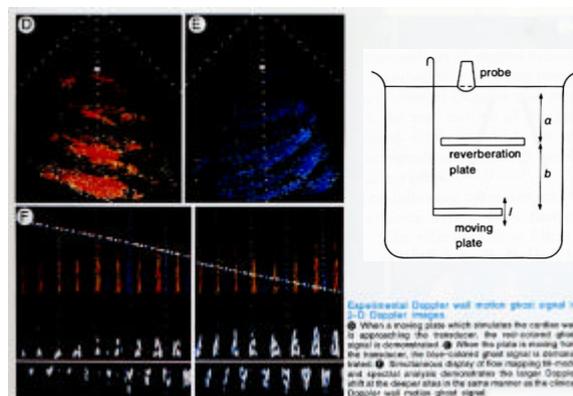
また、カラー Doppler はパルス超音波を使っていますので、折り返し現象がでます。その事例が右のデータに示すもので、左側が繰り返し周波数が 4KHz の時でカラー Doppler でも折り返し現象が出ていますが、右側では繰り返し周波数を 8KHz にしていますので折り返し現象はなくなっています。



折り返し現象：エリアシング

次にウォールモーションゴーストについて検討しましたのが右のデータで、水槽の中に胸壁を模してアクリルの板を置き、壁運動を模したプラスチックでできた可動板を置いて上下運動をさせました。

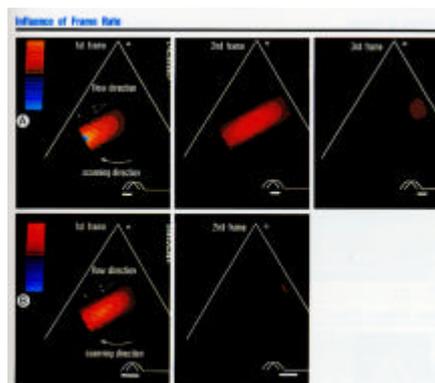
このときのデータは右のようになり、可動板を上昇させた時には? のように赤系統の色が、下降させたときには? のように青系統の色がつき、深さによる影響についても深くなるに伴い Doppler 偏移が大きくなることがわかりました。



ウォールモーション

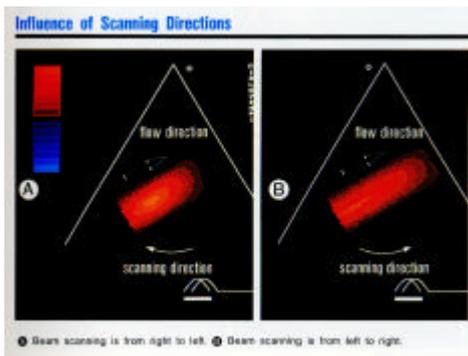
フレーム数の影響についてもシミュレーションを行ないましたが、右のデータの上がハートレートが 60 の人をフレームレート 10 のスキャンを行なった時のカラーの表示状態を表した物です。

3 フレームまで色が付いていますが、下は子供のような 120 のハートレートをフレームレート 10 で同じようにスキャンした場合で 1 フレームでしか色が付かなくなります。



フレーム数の影響

次に流れの方向とスキャンの方向でもカラーの表現範囲は異なってきますのでこれにも気をつけてください。流れはどのように左から右に流れていて、スキャンを右から左に行った時と左から右に行った時にはこのように表現範囲が異なってきます。



走査方向の影響

カラードプラの原理については今回あまり話しませんが、MTIフィルタの特性によっても性能に影響が出てきます。

MTIフィルタの構成はスライドのようになっていてフィードバックの係数Kを変えることでフィルタの特性を変えることができ、低速成分を除去することができます。これらの機能はフローフィルタとして切り替え可能にしておりますので、先ほどのウォールモーションゴーストなどを目立たなくするのに上手く使うようにしてください。

カラードプラが出ない場合にも原因を良く確かめてください。いろいろな事が考えられます。

パルスドプラではサンプルゲート内の流れに乱れがあり、順逆両方の血流がある場合FFT解析すれば、順逆それぞれの成分の流れの情報が表示されますが、カラードプラではあくまでもその場所での平均血流なので、順逆まったく同じ流速の場合には平均されてゼロになるので黒表示となります。

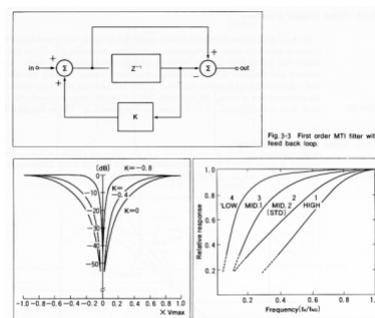


Fig 3-3 First order MTI filter with feed back loop

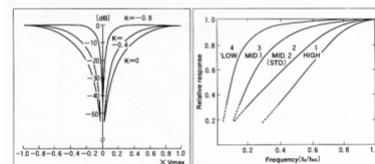


Fig 3-4 Frequency characteristic of first order MTI filter



Fig 3-5 FLOW FILTER frequency-response

MTI フィルタ

6. まとめ

カラードブラの開発については今までにも何回か出てきていますが、新製品発表会に合わせて、尾本先生の強力なリーダーシップによってカラーアトラスとして「リアルタイムドブラ断層心エコー図法」という本を和文と英文で出版していただいたことが、後からカラードブラを始められる人には大いに役立ったものと確信しております。

この本には我々開発した技術者も装置の原理や留意すべき物理的緒量、などについて共同で書かせて頂いております。

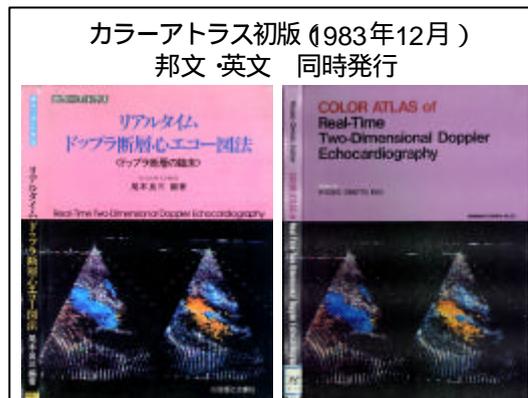
この本はカラードブラを理解していただくためにカラー印刷を取り入れましたが、できるだけコストを安くするためにカラーのページを16ページ分まとめて入れるように工夫したのもよもやま話のひとつとしてお伝えしておきます。

最後にまとめとして簡単にお話します。今回は装置の原理的なことは余り話しませんでした。新しい診断法を開発し製品化するにあたり、元東京大学の総長をされていて現在は独立行政法人産業技術総合研究所の理事長をされている吉川弘之先生が提唱されている「第2種基礎研究」という考えがあります。

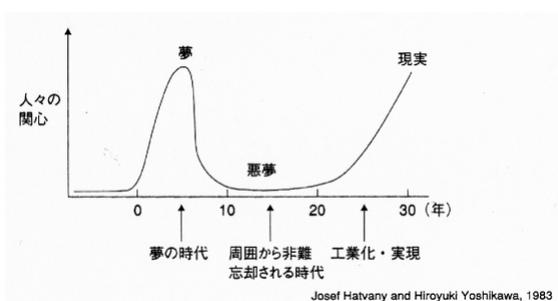
これは右の図に示しましたようにあるひとつの発見、発明、アイデアが出てくるとそれに対して大きな期待が出てくる夢の時代が来ますが、それから直ぐに実用になるような物はほとんどなくて一度人気落ちて周囲から非難、忘却される時代があり、ここを通過するのが大変でいかに短く効率的に通過するかが成功の鍵だと言われています。

今回のカラードブラについては原理を考えた人だけでなく、当時まだ製品が無かったカラーの撮影装置の開発や、カラーモニターも元々人肌をより美しく表現するように調整されている物に超音波の白黒画像を表示し、より階調性を出して、かつ、2台のモニターでのバラツキを少なくしてもらいました。

このように周辺技術のレベルアップも製品化には無視することができませんし、普及させるためにはそれを使って意見を出していただく人、学会で発表する人、全体をマネージする人など、多くの人々のベクトルが上手くかみ合ったためにこの悪夢の期間を短くし、製品として世の中に役立つ技術が完成したものと思います。

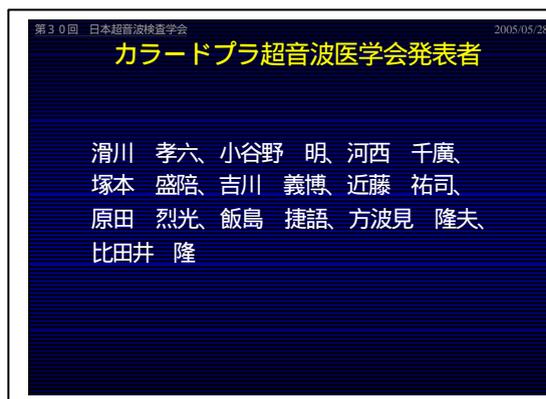


フレーム数の影響

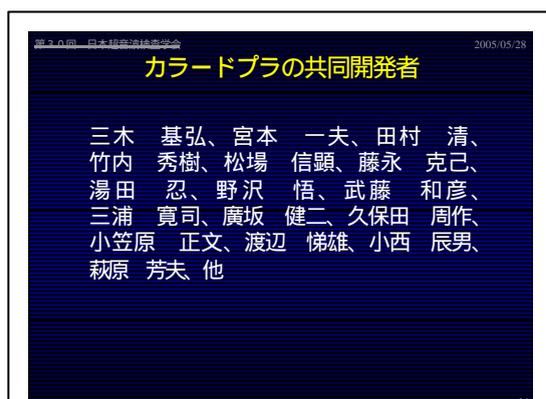


Innovation Process

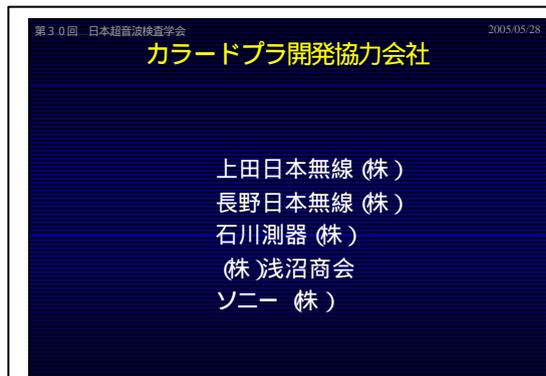
右の図は、カラードプラに関して超音波医学会での社内での発表者のリストです。



次に開発に係わっていたもので電気関係の人たちのリストです。この他に機械設計や探触子の開発者も多数係わって居ました。



さらに、この開発に協力していただいた会社は右の図のとおりです。



最後に、この開発に対してメーカー側での受賞については右の図に示すように

1985年7月に日本ME学会より

「新技術開発賞」

1986年4月には科学技術庁より

「第45回注目発明賞」

1996年6月には日本発明協会から

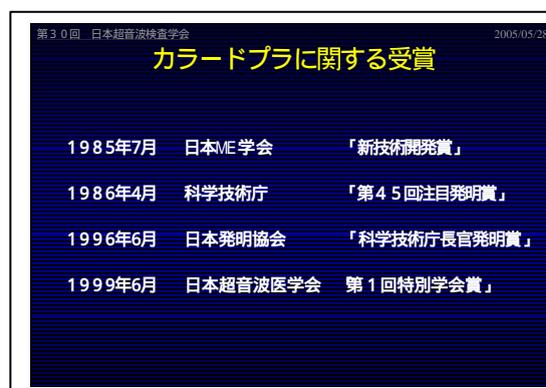
「科学技術庁長官発明賞」

1999年6月には日本超音波医学会から

「第1回特別学会賞」をそれぞれ受賞いたしました。

表には出ていない多くの人たちにこの場を借りて感謝申し上げます。

これで私の話は終わりにいたします。ご清聴ありがとうございました。



7. 学校法人埼玉医科大学常務理事 尾本良三 略歴

1. 昭和 7 年 3 月 北海道小樽市生まれ
2. 昭和 34 年 3 月 東京大学医学部医学科卒業
3. 昭和 34 年 4 月 東京大学附属病院でインターン
4. 昭和 35 年 4 月 東京大学第二外科入局(木本誠二教授)
5. 昭和 40 年 6 月 文部教官東京大学助手(第二外科)
6. 昭和 42 年 8 月 マサチューセッツ総合病院で心臓血管外科の研究に従事(W.G.Austen 教授)
7. 昭和 44 年 3 月 三井記念病院外科医局長
8. 昭和 48 年 3 月 三井記念病院外科・手術部救急部長
9. 昭和 52 年 9 月 埼玉医科大学第一外科 教授
10. 昭和 58 年 6 月 埼玉医科大学附属病院 副院長(兼)
11. 平成元年 12 月 埼玉医科大学心臓病センター 所管者(兼)
12. 平成 4 年 7 月 学校法人埼玉医科大学 理事
13. 平成 6 年 1 月 埼玉医科大 副学長(兼)
14. 平成 9 年 8 月 埼玉医科大学附属病院 病院長(兼)
15. 平成 11 年 3 月 埼玉医科大学第一外科教授 退任 同附属病院長 専任
16. 平成 15 年 6 月 学校法人埼玉医科大学 常務理事(兼)
17. 平成 16 年 7 月 埼玉医科大学附属病院 病院長 退任
18. 平成 16 年 8 月 学校法人埼玉医科大学 常務理事(国際医療センター開設準備委員長)
埼玉医科大学病院 名誉病院長

学会活動

- 日本外科学会 特別会員
- 日本胸部外科学会 特別会員、指導医
- 日本心臓血管外科学会 特別会員、国際会員
- 日本循環器学会 専門指導医
- 日本心臓病学会 Fellow 会員
- 日本臨床外科学会 評議員
- 日本移植学会 理事(元)
- 日本外科系連合学会 理事
- 日本心臓血管麻酔学会 理事
- 日本超音波医学会 名誉会員
- 日本人工臓器学会 名誉会長
- 日本画像医学会 理事
- 日本循環器学会関東甲信越地方会 評議員
- 日本胸部外科学会関東甲信越地方会 名誉会員
- 日本心臓移植研究会 幹事
- 日本血管外科学会 特別会員

主催学会・研究会

昭和 59 年 第 51 回 日本胸部外科学会関東甲信越地方会 当番世話人
昭和 60 年 第 717 回 外科集談会 当番世話人
昭和 61 年 第 120 回 日本循環器学会関東甲信越地方会 当番世話人
平成 4 年 第 82 回 日本胸部外科学会関東甲信越地方会 会長
平成 5 年 第 12 回 日本画像医学会 会長
平成 5 年 第 18 回 日本外科系連合学会学術集会 会長
平成 5 年 第 48 回 気胸研究会 当番世話人
平成 6 年 医工学治療研究会第 6 回学術大会 当番世話人
平成 7 年 第 13 回 日本心臓移植研究会 当番世話人
平成 7 年 第 43 回 日本心臓病学会学術集会 会長
平成 9 年 第 35 回 日本人工臓器学会大会 会長
平成 11 年 臨床補助人工心臓・研究会 当番世話人
平成 11 年 第 3 回 日本低侵襲小切開心臓手術研究会 当番世話人

その他各種委員会

日本私立医科大学協会教育・研究部会卒後医学教育委員会委員(元)
埼玉県外科医会 副委員長
埼玉県小児循環器病談話会 名誉会長
日本学術会議医療技術開発研究連絡委員会委員(元)
埼玉県医師会学術委員会委員
埼玉県腎疾患対策協議会委員
国民健康保険診療報酬特別審査委員会委員

受賞歴

- ・昭和 60 年 11 月 上田賞(Japanese Heart Journal 最優秀論文賞)
- ・平成元年 11 月 日本医師会最高優功賞
- ・平成 12 年 09 月 日本心臓病学会荣誉賞

専門分野

心臓血管外科、移植外科、人口臓器

8. アロカ株式会社代表取締役社長 吉川義博 略歴

1. 昭和 18 年 6 月 福井県福井市生まれ
2. 昭和 37 年 4 月 福井大学工学部 応用物理学科に入学
3. 昭和 41 年 3 月 卒業と同時に日本無線医理学研究所（現アロカ株式会社）に入社
4. 平成 11 年 アロカ株式会社の取締役就任
5. 平成 13 年 アロカ株式会社の常務取締役就任
6. 平成 14 年 アロカ株式会社の代表取締役に就任し今日に至る

（資格・研究歴・トピックスなど）

- ・超音波工学フェロー認定期間(1999年7月1日～2009年6月30日)
- ・ドプラ現象を利用した胎児心音聴診器（商品名：ハートーン）の開発
- ・UCG ポリグラフ装置の開発
（商品名：SSD-80、SSD-90 などのポリグラフシリーズ類）
- ・電子走査型超音波診断装置の開発
（商品名：SSD-200 シリーズの電子走査超音波診断装置）
- ・カラードプラ超音波診断装置の開発など
（商品名：SSD-880 シリーズのカラードプラ超音波診断装置）