

コンピュータ医用画像法 – ノーベル賞受賞講演

Computed Medical Imaging - Nobel Lecture December 8, 1979

Hounsfield GN. J Comput Assist Tomogr 4:665-74, 1980

本稿を用意するにあたって、一般の方々にお話することを考慮して、コンピュータ断層撮影法 (Computed tomography, CT) と、この新技術の開発につながった初期の実験のいくつかについて述べることにしました。最後に、CT の現状と、CT と核磁気共鳴法 (NMR) などの他のシステムの将来についてお話しします..

初の脳スキャナが開発されてからわずか 8 年しか経っていないませんが、CT はかなり普及し、その有効性が広く実証されています。現在、この新しいシステムは世界中の約 1,000 の病院で稼働しており、従来の X 線技術に内在する多くの限界を克服しています。

従来の X 線撮影法の能力を考えると、3 つの限界が明らかです。第一に、2 次元の X 線画像では、視野内の 3 次元状態に含まれるすべての情報を表示することはできません。奥行き、つまり第 3 次元にある物体は重なり合ってしまい、観察者を混乱させることになります。

第二に、従来の X 線検査は、軟部組織を区別することができません。一般に、X 線画像では肺のような骨と空気しか区別できません。肝、脾臓などの軟部組織の変化は全く識別できず、造影剤を用いることによってのみ見える臓器もあります。

第三に、従来の X 線検査では、X 線が通過する個々の物質の密度を定量的に計測することはできません。X 線写真には、X 線が透過する様々な組織の平均吸収値が記録されますが、定量的な計測にはほとんど役立ちません。

これに対して CT は、CT は体の断面を数百の異なる角度から通過する X 線の減衰を計測し、結果からコンピュータが体内の画像を再構成します。

画像は、あたかも人体を薄い「スライス」に分けるように、連続した個別の断面で構成されます。これにより、人体の完全な三次元情報が得られます。

しかし、この技術の最大の特徴は、感度が著しく高いことがあります。X 線写真では不可能な、肝や腎など軟部組織を明瞭に識別することが可能になります。その例を図 1 に示します。

また、組織の X 線吸収を非常に正確に計測できるため、組織の性質を調べることもできます。

このような性能は、病気の診断に大いに役立ちますが、CT はさらに治療の分野でも、例えば腫瘍の位置を正確に把握して照射部位を明示したり、治療後の経過を観

察したりする役割もあります。

CT 開発に至る、初期の実験についてお話ししましょう。

私は以前に、体内を様々な角度から撮影した非常に正確な X 線計測データセットから、コンピュータによって画像を再構成する可能性について調べたことがあります。数十万回の計測値を取得する必要があり、そこから画像を再構成することには、数千、数万本の方程式を同時に解く必要があり、途方もない作業に思いました。

しかし、従来の X 線撮影法に対する利点を研究したところ、従来の方法では X 線から得られるすべての情報を十分に活用できていないことも明らかになりました。

一方、計算の結果、この新しいシステムはデータを非常に効率的に利用し、従来の X 線よりも 2 衍も感度が高くなることがわかりました。そのため、体の様々な組織を識別できるのではないかと期待しましたが、そのような X 線吸収の違いが存在することを示唆する文献は見つかりませんでした。

初期の実験

このシステムがうまく機能するかどうかを検証するため、ガンマ線を用いた実験をいくつか行うことになりました。装置は極めて即席のものでした。旋盤の台を利用してガンマ線源で横方向に走査できるようにして、被写体の両側に高感度検出器を置き、走査が終わる毎に 1 度ずつ回転させました。検出器から得た 28,000 個の計測値はデジタル化され、自動的に紙テープに記録するようにしました。スキャン完了後、データをコンピュータに取り込んで処理しました。



図 1. 腎を横断する CT スキャン像

この装置で多くの実験を行いました。ガンマ線源が弱いためスキャンに9日もかかり、非常に遅い装置でしたが、画像は有望なものでしたが、大型コンピュータによる画像データ処理には、21時間かかりました。処理結果は紙テープに記録して研究室に持ち込み、カメラの前でブラウン管上の輝点をひとつひとつ変調しました。紙テープなので処理は遅く、写真1枚を作るのに早くても2時間はかかりました。画像1枚に9日かかるのは明らかに時間の無駄なので、ガンマ線源をもっと強力なX線管に替え、スキャン時間は9時間に短縮しました(図2)。その後はより良い画像が得られるようになりました。通常は樹脂のブロックを使いましたが、近所の病院の標本室からヒトの脳の保存標本を入手し、初めて脳の画像を作りて灰白質、白質が見えました(図3)。

残念ながら、更に研究すると、標本の保存に使われているホルマリンが計測値を増強するため、結果が誇

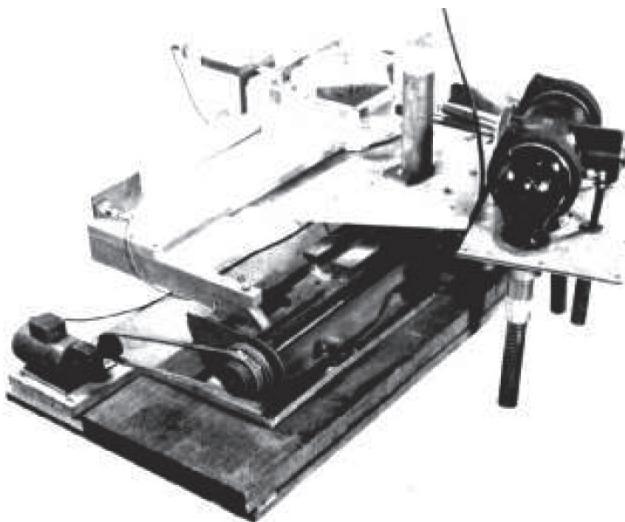


図2. 実験装置。旋盤台上のX線管と検出器。ヒト脳を平行移動して撮影し、1回毎に脳を1度回転させて平行移動を繰り返す。

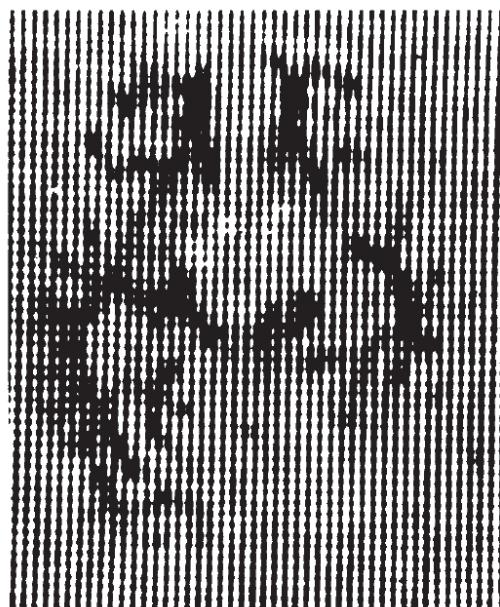


図3. 図2の実験装置でスキャンした初の脳画像。

張されていることがわかりました。そこで新鮮なウシの脳で確認したところ、組織密度の差は小さいものの、解剖学的詳細は概ね識別できることがわかりました。並行して腎臓の断面も研究したところ、これも有望な結果が得られました。画像1枚あたり1日にスピードアップしたもの、撮影中に標本が劣化して気泡が発生し、これが次第に増大するというちょっとした問題がありました。

この時点で、脳や体の組織を明瞭に見ることができることがわかりましたが、はたして腫瘍が見えるのかについては、まだ懸念がありました。これが見えないと、この装置はほとんど役に立たないからです。これをテストするためには、病院で患者の脳をスキャンできる、より高速、精密な装置を作る必要がありました(図4)。

1972年、この装置で初の患者をスキャンしました。これは脳病変が疑われていた女性で、画像では脳の中に黒いまる囊胞が明瞭に見えました(図5)。これ以後、さらに多くの患者をスキャンし、正常組織と病的組織を十分区別できる感度があることが明らかになりました。

次のステップとして、体部のスキャンにこの原理を応



図4. ロンドンのアトキンソン・モーリー病院(Atkinson Morley's Hospital)に設置された、初の臨床用脳スキャナーのプロトタイプ。

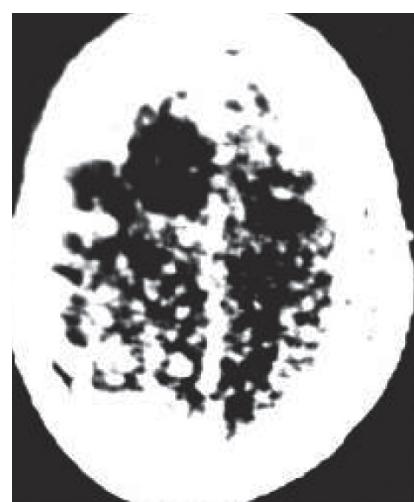


図5. この装置で撮影した初の臨床画像

用することは妥当と考えられ、18秒で体部の高分解能の画像を撮影できる、より大型、高速なスキャナを設計しました。図1はこの装置によって撮影した、代表的な画像です。

以後、3秒以下でスキャンできる、さらに複雑な装置が作られました（図6）。

技術の原理

現在使用されているCT装置には3種類あります（図7）。3種類の方法は、基本的にそれぞれ異なる方法でスキャンしますが、最終的にはほぼ同じパターンでデータを収集します。つまり、患者を横断して、平行または扇型にデータを収集します。このデータ収集は、異なる多くの角度から行います（図8）。

図7aの方法は、体を横方向に移動して各検出器が平行なデータセットを収集し、同時に体の周りを回転します。30個の検出器で、画像1枚あたり18秒かかります。

第2の方法（図7b）は、計測データを扇型に収集します。横方向の移動ではなく、回転だけです。検出器はおよそ300～500個必要ですが、より高速で、1枚あたり3秒で撮影できます。この場合、検出器は正確に調整されている必要があります。

第3の方法（図7c）では、検出器は固定した輪上に配置されており、X線管球だけが体の周りを回転しながら、扇型にデータを収集します。700～1000個の検出器が必要で、やはり3秒で撮影できます。この場合、検出器を調整する必要はありません。

この運動によって、体を何回も掃引（あるいは投影）する形で、約100万個もの正確な吸収計測を行うことになります。これは、スライス内をあらゆる角度で収集されるので、スライスの組成に関する膨大な情報を

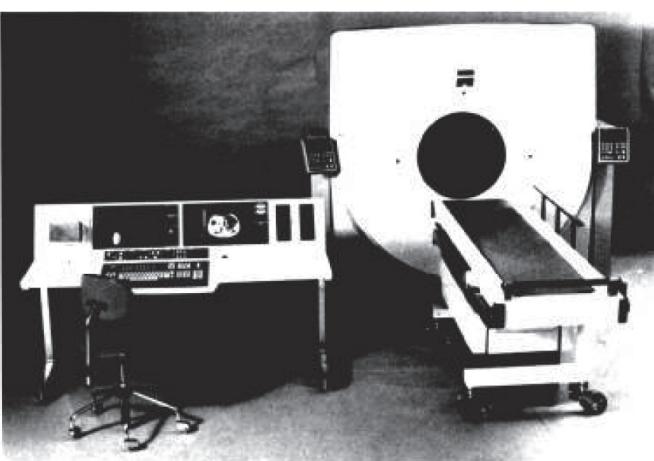


図6.1 画像あたり3秒で撮影できる装置。

与えてくれます（図8）。検出器の出力は、X線経路上の物質の吸収値を反映しており、これをコンピュータに入力します。

$$\text{吸収値} = \log (\text{X線強度} / \text{検出器出力値})$$

スライス内の各1mm四方の領域に含まれる様々な物質の吸収係数を（例えば約500個の計測値の約1000個の逆投影から）再構成できます。これをグレースケールの画像に表示したり、水に対して約1/4%の精度で数字をプリントアウトできます。

画像構成の方法は、常識的に実際的な手順で達成したと考えたいとおもいます。当時利用できた数学的手法のほとんどは、理想化されたもので、実用的なものではありませんでした。

システムの感度上昇に寄与する要因

多くの方は、従来の断層撮影法を御存知でしょう。これは、X線管と写真乾板を撮影中に反対方向に動かすことによって、スライスの両側にある物体の画像をぼかすことによって撮影します。

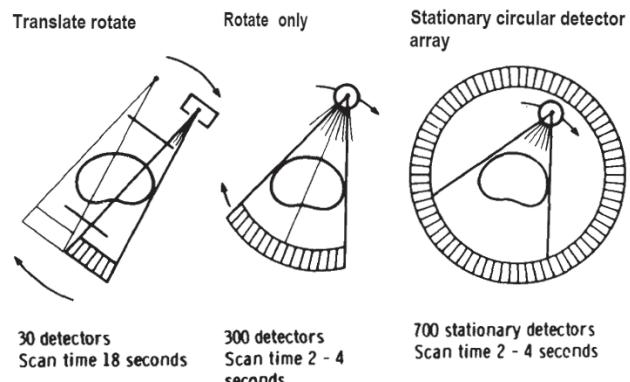


図7. 異なる3種類のスキャン方法。
(左) 平行移動一回転運動。検出器30個。スキャン時間18秒。
(中) 回転運動のみ。検出器300個。スキャン時間2-4秒。
(右) 固定検出器列。検出器700個。スキャン時間X線2-4秒。

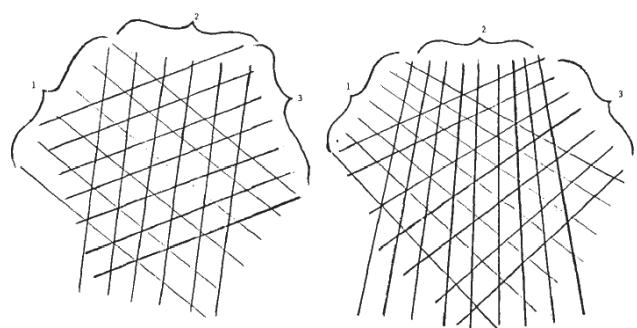


図8. 患者スキャン方法。(左)平行ビーム。(右)扇型ビーム(ファンビーム)。通常1回のスキャンで患者を横断する500個以上の計測を行い、スキャン間の角度は約1/3°。

CT を従来の断層撮影 (図 9a) と比較すると、従来法では X 線ビームのわずかな長さ (長さ AB の 1/10) しかスライスを通過して情報を収集しないことがわかります。残りの 9/10 はスライスの両側を通過し、不要な情報を収集してこれが画像アーチファクトとなります。CT の場合 (図 9b)，X 線ビームはスライス面の全長を通過してスライスの 100% を計測し、かつスライスだけを計測します。断面の両側にある物体には影響

されません。CT のスライス内にある物体は、数値のメッシュと見なすことができ、数多くの異なる角度で X 線ビームがこれを横断します (図 10)。それぞれの X 線ビームから得られる吸収値は、それが通過するメッシュの総和になるので、各メッシュの数値を求めることが可能になります。X 線ビームがスライスに限局しており、かつ外部の影響がなければ、X 線ビームが持つ全ての情報をフルに利用できるわけです。

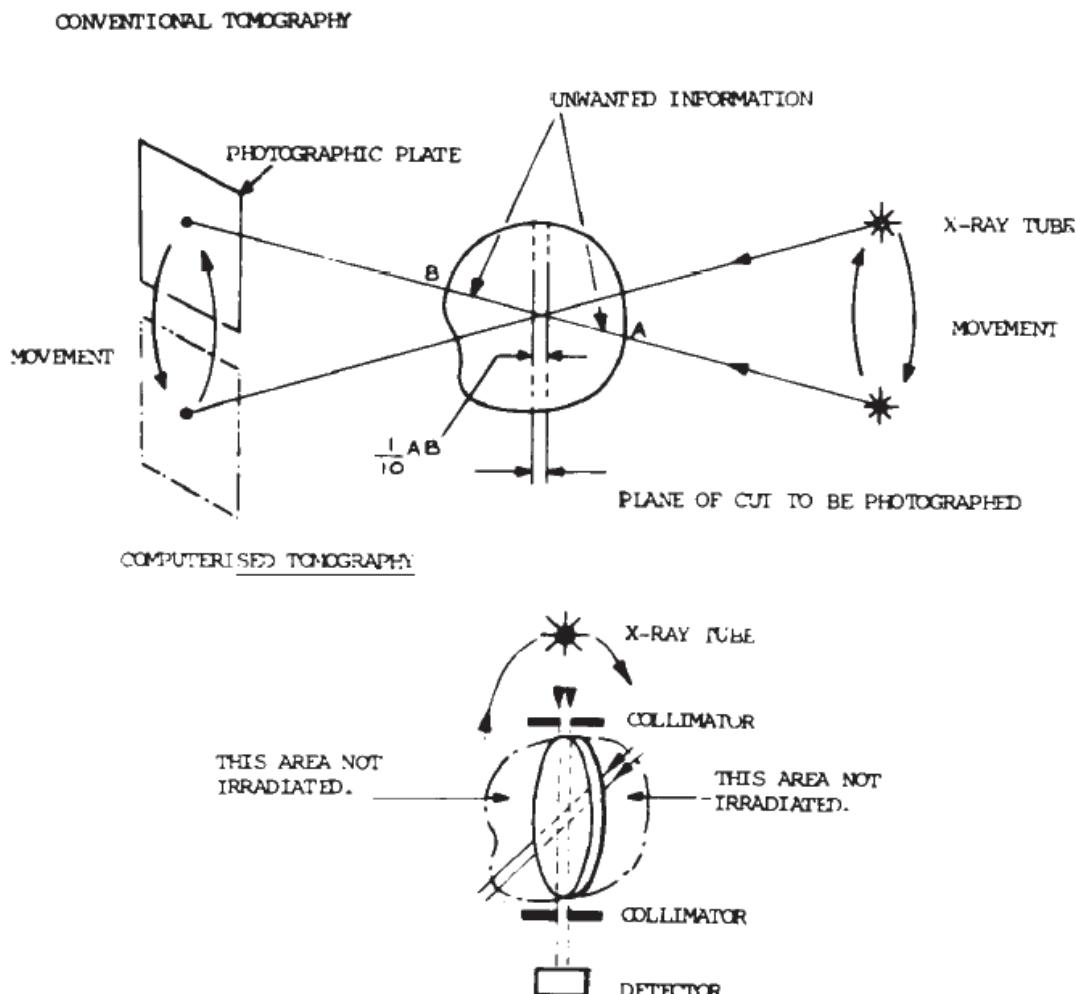


図 9. 従来の断層法と CT の比較における情報収集効率の改善度。CT の場合、X 線ビームは観察する部分のみを通過する。

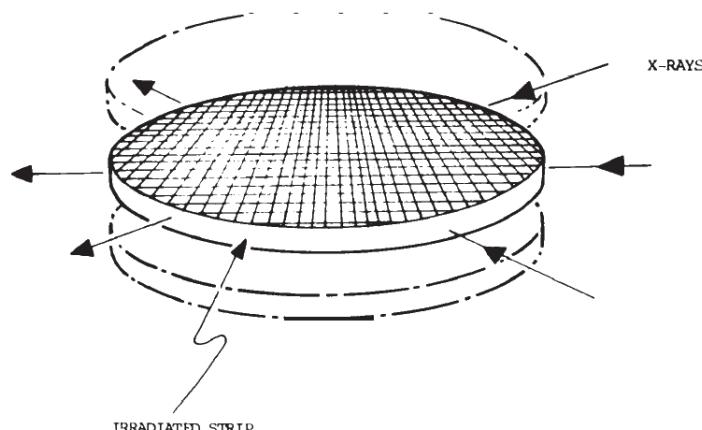


図 10. X 線の経路はスライス内に限局しており、仮想的に描いたメッシュの直線に沿って通過する。

精度

図 11 のスケールは、画像上で吸収値がどの程度正確に計測できるかを示しています。スケールの一番下の空気 (-1000) から一番上の骨まで、装置の計測範囲を示しています。中央の水は 0 に設定されており、その両側で約 1000 段階の吸収値をカバーしています（水の吸収値は組織の吸収値に近いので、便宜上このようにしています）。眞の吸収値を表すには、この値に 1,000 を加えて空気をゼロにすると、水は +1000 になります。

CT 画像の吸収値を、どの程度の精度で計測できるか考えてみましょう。画像の鮮明度（図 1），ひいては吸収値の計測精度は、残念ながらシステムに内在する粒状ノイズ（モトル）によって損なわれます。これは、体内を通過して検出器に到達する光子の数が限られていることに起因します。これによって計測値間に統計的なばらつきが生じますが、これは許容せざるを得ません。典型的なばらつきは、組織の標準偏差の 1/2% です（320 × 320 マトリックスに表示する場合）。

現在の CT は、X 線から取り出せる光子の情報のほぼ全てを利用しているため、粒状性低減の更なる改善の余地はほとんどないと推測せざるを得ません。しかしながら、産業用途においては考慮すべき X 線量の制約がありません。画像粒状性の改善は、特定の画像分解能における線量に比例すると考えられます。

分解能とノイズ（粒状性）の関係

画像ノイズの研究から、重要な事実が明らかになります。画像ノイズは高周波数領域に集中しており、低周

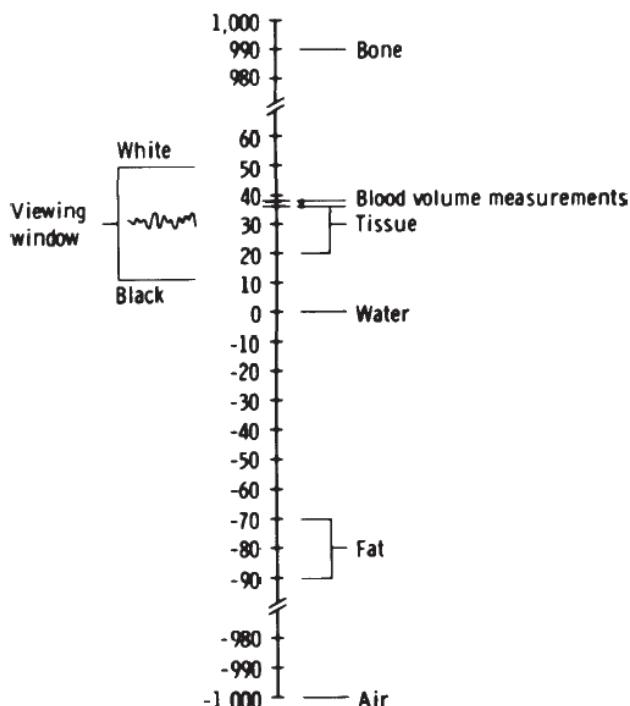


図 11. CT 画像で確認できる吸収値の精度。

波数領域にはほとんどありません。言い換えれば、高周波数成分をフィルターして画像分解能を落とせば、残る低周波数領域の振幅は非常小さくなり、ノイズの影響なしに装置の感度を増大させることができます。つまりノイズと分解能はトレードオフの関係にあります。

$$\text{雑音} \propto (\text{分解能})^{2/3}$$

全身用 CT 開発において、正確な断層像、つまり CT スライスは、放射線治療計画の精度に重要な影響をもつことがわかりました。長年にわたり、放射線治療を構成する一連の手順の様々な面において、精度は不均一でした。例えば、現在根治的放射線治療の第一選択とされている直線加速器は、空間的な「照準」については約 ± 1.00mm の精度で X 線を照射することができます。またその他の基本的なパラメータのほとんどで、1% オーダーの精度が得られています。CT はこの X 線ビームの位置合わせに必要な正確な計測値を提供することができます。

これまで、放射線治療計画には非常に長い手順が必要でした。しかし、CT 治療計画用コンピュータプログラムの助けを借りれば、わずか数分で X 線ビームを自動かつ正確に位置決めすることができます。このシステムは、CT 診断用コンソールとカラーディスプレイモニターに接続されており、CT 画像に等線量分布を重ねて表示します（図 12）。CT の画像はシステムの「患者入力」として使用され、腫瘍、骨、肺、放射線感受性臓器などの関心領域をインタラクティブなライトペンで輪郭を描くことができます。

X 線ビームと等量線がカラースクリーンの上に表示され、等量線は線量に応じて異なる色で描かれ、治療計画を評価できます。

システムは、ビームの経路上の不均一性の影響を計算するために CT 値を使用しますが、実際の治療で使用される X 線エネルギーに対しては吸収係数を補正する必要があります。

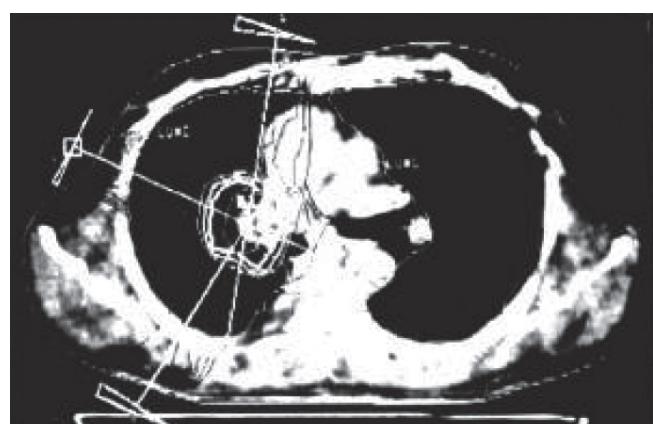


図 12. コンピュータによる放射線治療用等線量図。

ライトペンで、照射部位と（脊椎など）回避部位の輪郭を描いた後、ビームの位置（図 12 の T 字型の線）を同じライトペンを用いて腫瘍の周りで回転させたり、プログラムによってビームの最適な位置を自動的に選択することができます。プログラムは、画像の CT 値、オペレーターが指定した腫瘍と回避部位の位置と大きさを考慮します。そして自動的に、最適な照射範囲が得られるように X 線ビームの位置と強度を調整します。

図 13 の一連の画像は、非常に放射線感受性の強い腫瘍であるセミノーマの縮小を示すものです。腫瘍が大きい間は、低レベルの放射線を当てましたが、病変が縮小するにつれて、狭い範囲に大きな線量をかけられるようになります。この症例では、正確な集中的な照射によって、腫瘍は完全に消失しました。

しかし、CT の放射線治療計画への応用はまだ初期の段階です。精度の向上が、実際に 5 年生存率の改善につながるのかは、まだ観察する必要があります。多くの指導的な腫瘍学者が、既にこのような改善を指摘しています、しかしこの問題の答が出るのは 5 年後でしょう。

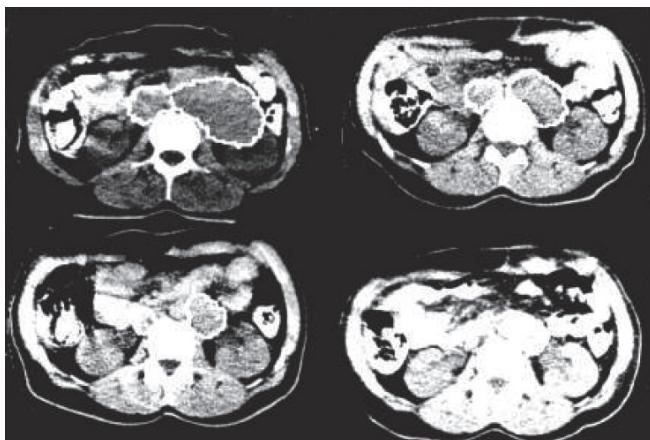


図 13. セミノーマの放射線治療 4 回の経過。

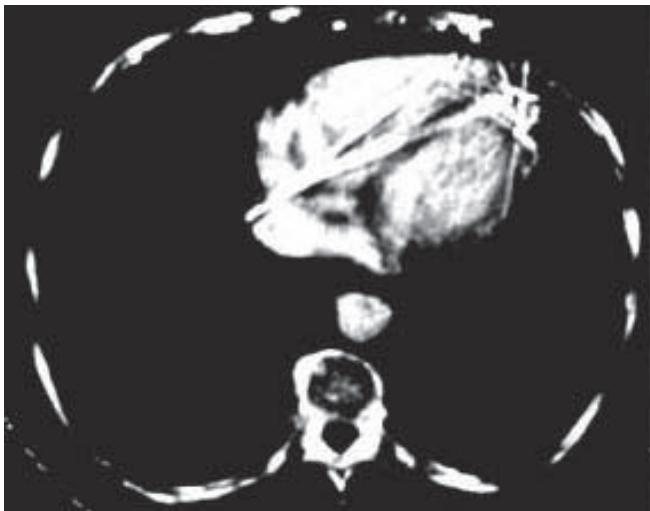


図 14. 検出器を心拡張期に同期させて撮影した心臓 CT(線状アーチファクトはペースメーカーのワイヤによるもの)。

今後どのような改良が期待できるか？

心臓の実用的な画像を求めて、様々な試みが行われています。

心臓の画像を撮影できる時間は、当然のことながら心拍 1 回分よりも長くなります。以前に、従来の CT 装置を用いて、検出器を心電図によって心拍に同期させることにより、心臓の動きが最小となる拡張期に心臓上を移動させる実験が行われました。図 14 は、その画像です。少量の造影剤で、心腔を識別できます。ロチェスターのメイヨークリニックでは、27 本の X 線管を備え、これを順番に作動させる大きな装置が作られています。1 心拍中にごく短時間で連続的な画像が得られることが期待されます。しかし、このような装置は複雑で高価なので普及は難しいでしょう。

もう一つ有望な領域は、冠動脈の撮影です。特別なスキャン条件下では、これが可能かも知れません。

図 15 は、造影剤を用いた現状の高解像度脊椎 CT 一例です。将来的には、この写真よりもはるかに高い分解能の装置が設計される可能性が非常に高いでしょう。このような装置は、従来の X 線撮影の用途の多くを担うことになりますが、その性能ははるかに優れています。フィルムよりも高感度の検出器を搭載しているという利点もあります。

人体の全ての情報が 3 次元で保存されているため、被写体を任意の角度から表示することができ、画面上で回転させながら観察することも可能です。検査する臓器の周囲を観察することで、これまで体軸に垂直な一平面で観察していた場合には見逃されていた情報が明らかになる場合があります。

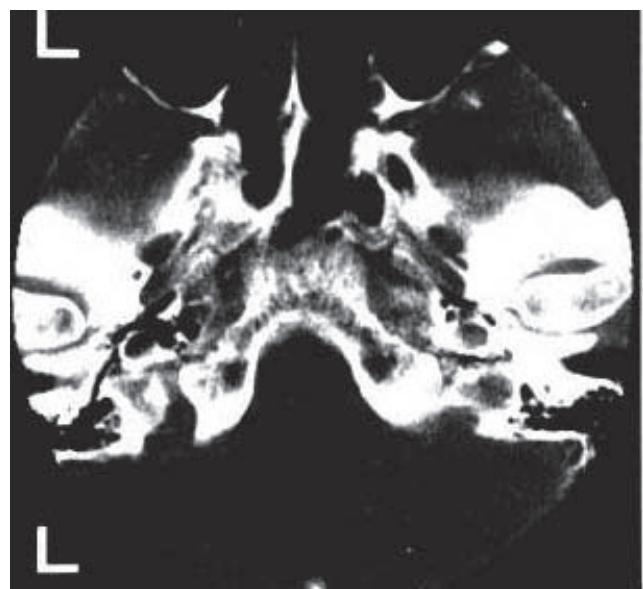


図 15. 頸椎 [訳注：頭蓋底の誤り] の高解像度画像。

NMR 画像法

ここまでとところで、X線を掃引して、人体を多くの異なる角度で通過する線積分のデータセットから、画像を再構成できることがわかりました。

しかし、X線以外にも、陽子、中性子、核磁気共鳴などを用いて組織の変化を計測する方法があります。これらの方でも、体全体の異なる角度の線積分のデータセットから、同じように画像を再構成することができます。

図16は、核磁気共鳴法を用いて撮影された初のヒトの頭部画像と考えられるものです。これは1978年、英国EMI中央研究所のヒュー・クロウ博士とイアン・ヤング博士のチームが撮影しました。以来、頭部画像、体部画像のいずれにおいても大幅な改良が加えられ、現在なお進歩し続けています。

NMRスペクトロスコピーの原理は、既に1960年代に良く知られており、1973年にローターバーによって初めて画像に応用されました。これは、水素原子核を

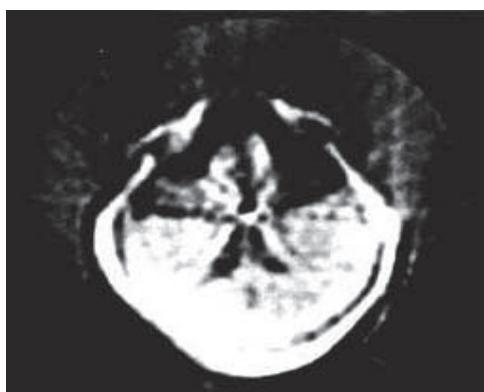


図16. 1978年に撮影されたヒト頭部のNMR画像。

特定の方法で高周波励起し、そこから放出される高周波を計測するという、これまでにない全く新しいイメージング手法です。特に注目される原子核は、体内の水分子の陽子です。

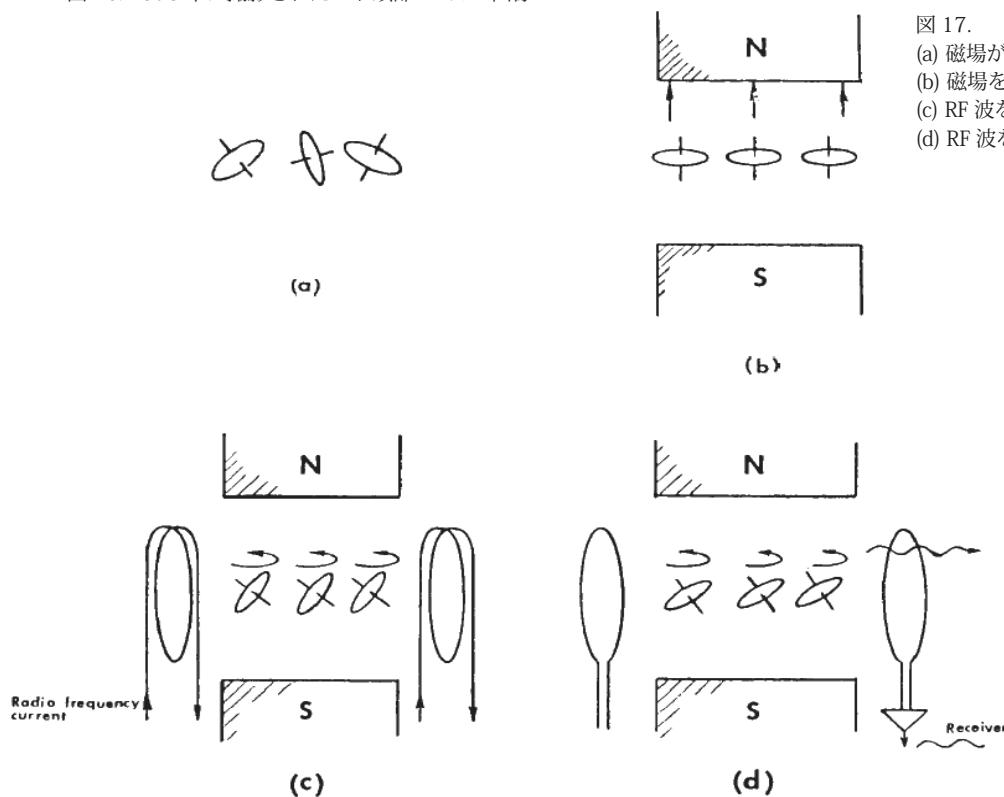
ここで、CTとNMRの利点を比較したいと思いますが、その前に、NMRの原理を説明しなければなりません。

水素陽子を磁場の中に置くと、コマが垂直方向の重力場で歳差運動するのと同じように、陽子が磁場の方向に対して(コマのように)歳差運動します。この歳差運動は、ラーモア周波数と呼ばれる一定の周波数で発生し、これは磁場強度に比例します。

通常のNMR画像法では、被写体の人体に沿って強い磁場を加えます(図17a, 17b)。原子核の磁気運動は、すぐに磁場に沿って一列に並びます。次に、体の横に並べた一連のコイル群で、水素原子核の歳差運動周波数に同調した周波数を主磁場に対して直角に印加します(図17c)。これによって、一部の水素原子核が一齊に歳差運動を起こします。高周波電界をオフにした後も、原子核は同位相で歳差運動を続け、同じ周波数を発生します。この周波数を、体の横の受信コイルで受信します(図17d)。そして、この信号にから体内の水分量を検出します。原子核が再び磁場に整列して、歳差運動が消滅するまでにはある程度の時間がかかります。この時間の計測は、被写体の組織の性質に関する重要な情報を与えてくれます。これは、10分の1秒オーダーの指数関数的な減衰で近似されます(これはT1値あるいはスピニ格子緩和時間と言われます)。

図17.

- (a) 磁場がない状態の原子核.
- (b) 磁場を印加した状態.
- (c) RF波を印加した状態.
- (d) RF波をオフ、受信機をオンにした状態.



NMR 画像の生成法

以上的手順は、組織の検出方法を説明しただけです。体内の組織の違いを画像化するには、物質を含む小さな容積を独立して計測する必要があります。NMR 画像法では、均一な主磁場に加えて小さな勾配磁場を印加することでこれを行います。原子核の運動周波数は、磁場強度に依存するので、体の中の勾配磁場の大きさに応じて、異なる周波数で共鳴します(図 18)。NMR 画像法の 1 つの手法では、コイルで受信した周波数をフーリエ解析によって分離します。この時、周波数ス

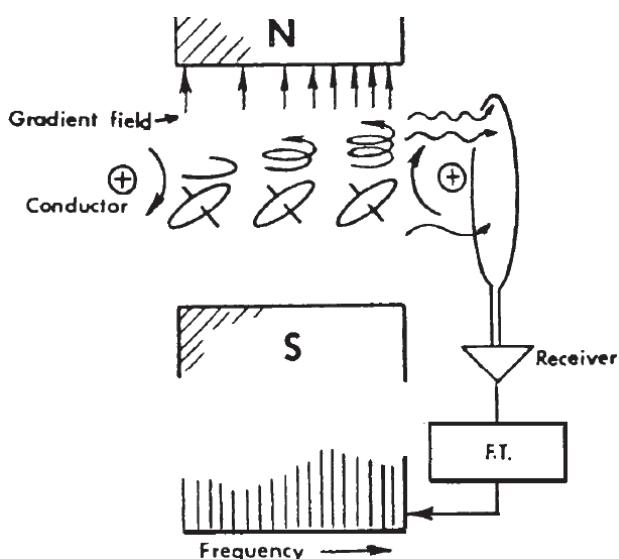
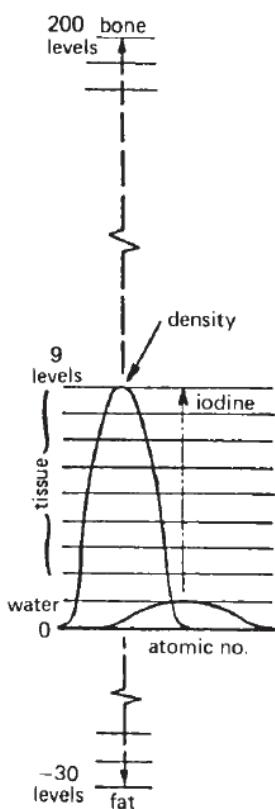


図 18. 勾配磁場の印加。

a X-RAY CT VARIABLES



ペクトル全体が体全体の線積分を表し、各周波数はその線に沿って共鳴する水素原子核の量を表します。CT で言えば、これは特定の角度で体全体を X 線で 1 回スキャンすることに相当します。勾配磁場を回転することにより、異なる角度でくり返し「掃引」することができます。十分な量のデータが揃えば、CT と同じように画像を再構成できます。

NMR と CT の比較

今後の NMR システムの精度を確実に予測するのは時期尚早ですが、次のようにその潜在的な利点を推測することはできます。

図 19a は、CT で平均的なスキャンを行なった場合、組織内で識別できると予想される「ノイズ」のレベル数を概算したものです。

CT は主に一つの変数、すなわち密度を検出します。また、原子番号という小さな変数も検出します。原子番号の分離には、光電効果を利用します。最もよく用いられる例としては、異なる X 線エネルギーで撮影した 2 枚の画像の差分によるヨウ素と組織との識別が挙げられます。

図 19b は、NMR で検出できると予想される変数を示しています。1 つ以上の減衰時間を分離できる可能性があります(図では 3 つ示しています)。ノイズを超える感度が、3 つの減衰変数それぞれで 3 点のレベルを選択できるほど十分であれば、CT 画像で通常表示される 9 つの組織識別レベルに対して、表示される組織を特徴付ける組み合わせは 27 通りになるはずです(図 19a)。これは NMR の大きな利点を示していますが、あくまでも推測の域を出ません。

しかし、CT は他に利点があります。CT は、脂肪を他の組織に対して非常に容易に(30 レベル以上)識別できることです。一方、NMR では識別が不良です。

b NMR VARIABLES

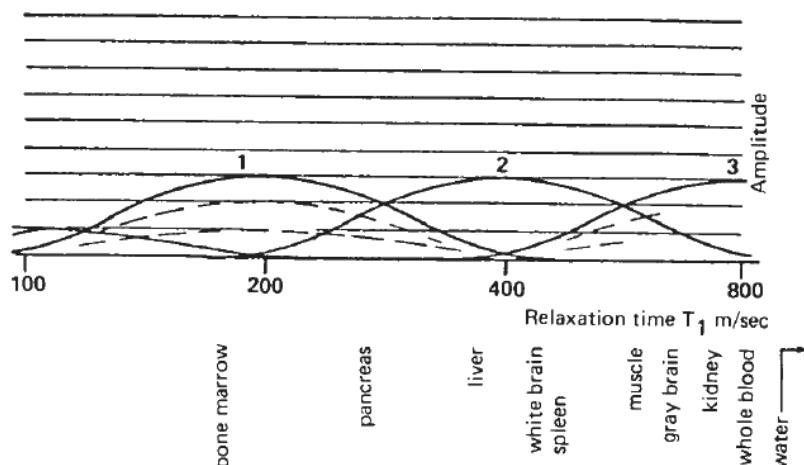


図 19. CT と NMR で組織中に検出できる変数の比較。

現在のところ、CTの画像分解能はNMRよりかなり優れており、より短時間で撮影できます(2～3倍)。NMRでは、十分に組織を識別できるデータを収集するには、通常少なくとも1分あるいはそれ以上のスキャンが必要です。NMRのT1計測は、1/10秒単位の長い緩和時間を測る必要があり、1枚の画像を再構成するにはこの計測を数百回行う必要があるので、非常に時間がかかります。一方、知られている限りNMRは非侵襲的で、長いスキャン時間をかけても患者には害がありません。

しかし、NMRのシステム設計はまだ発展段階で、将来的に検査時間、感度の両面において改良される多くの道程が考えられます。

NMRがどのようなパラメータを計測しているのかはまだ明確に解明されていないものの、NMRは対象組織

の化学組成についてより多くの情報を提供する大きな可能性を秘めていると考えられています。NMRは、体内の細胞内または細胞間における水の濃度、不純物、そしてその高分子との結合状態画像化できる技術です。このような新たな情報が、どのように診断に役立つかについては、今後を待つ必要があります。

NMRの研究はまだ初期段階にあり、これから長い道のりです。現時点では、CTとNMRという二つの技術は、潜在的な競争相手というよりも、むしろ共存可能な補完的な技術として捉えるべきでしょう。NMRは組織の化学組成に関する情報を提供し、CTは組織の位置や形状を可視化する手段を提供します。

私のこれまでの仕事を支援してくださったEMI研究室の諸氏、特に初期の実験を施行されたSteven Bates氏に謝意を表します。

1. Ambrose J: Computerised transverse axial scanning (tomography). II Clinical application. Br J Radiol 46: 1023-1047, 1973.
2. Ambrose J: Computerised X-ray scanning of the brain. J Neurosurg 40: 679-695, 1974.
3. Brooks RA, Di Chiro RA: Theory of Image reconstruction in computed tomography. Radiology 117: 561-572, 1975.
4. Cho ZH, Chan JK, Hall El, Kruger RP, McCaughey DC: A comparative study of 3-D image reconstruction algorithms with reference to number of projections and noise filtering. in Transactions of Nuclear Science, IEEE Catalog no. NS-22 (1), 1975, pp344-358.
5. Hounsfield GN: Computerised transverse axial scanning (tomography) I. Description of system. Br J Radiol 46: 1016-1022, 1973.
6. Pullen BR, Rutherford RA and Isherwood I: 1976 Medical Images: Formation Perception and Measurement. Proceedings of the Seventh L.H. Gray Conference (20-38) University of Leeds 1976. The Institute of Physics, John Wiley and Sons.