

パルス超音波による腹部腫瘍の診断

Investigation of abdominal masses by pulsed ultrasound

Donald I^{*1}, MacVicar J^{*2}, Brown TG^{*3}. *Lancet* 271:1188-95,1958

周波数が 20,000/秒以上の振動は、聴覚の領域を超えているため超音波 (ultrasonic) と呼ばれる。超音波の特徴のひとつは、ビームとして伝播することである。このビームが異なる音響インピーダンス (物質の密度と物質中の音速の積と定義される) を持つ物質の境界を越える時、5つの現象が発生する。

(1) エネルギーの一部は境界で反射され、反射波の振幅は両者の音響インピーダンスの差をその和で除したものに比例する (Rayleigh の法則)。従って、音響インピーダンスの差が大きいほど、反射されるエネルギーの割合は大きくなる。このことから、超音波は液体と気体の境界はほとんど通過せず、これは腹部のガスが充満した腸管に関して重要な問題となる。

(2) 反射されないエネルギーの大部分は次の媒質に透過するが、一部は程度減弱する。

(3) 一部は回折する。特に、超音波ビームが境界面に直角に入射しない場合におこる。

(4) エネルギーの一部は吸収されて熱を生成する。超音波の吸収能は組織によって異なる。例えば骨は吸収能が大きい。

(5) 低周波成分が多いと、キャビテーション (cavitation, 空洞化現象) が発生する。この現象の機序は十分に理解されていないが、負の音圧が周囲の静圧を超えると発生し、物質中に一時的に小さな空洞を形成する。周波数が高くなるとキャビテーションは発生しにくくなり、発生するのは持続照射、あるいは我々が使用しているものよりも長時間のパルス照射の場合のみである。神経組織は他の組織よりもキャビテーションに感受性が高い (Fry et al.1950)。

診断を目的とする場合、反射と透過が重要な現象である。我々の研究の場合、腹腔内には多くの境界面があり、組織-ガス境界面は通過しないことから、透過は無視して考える。最適な方法は、反射境界面からのエコーを記録して位置を表示する方法で、これは既に長年にわたって産業界で均一な物体、特に金属の探傷法として広く利用されており、これによって得られる情報は、2,000,000 ボルトの X 線装置よりも優れている場合がある。

人体組織の検査における超音波エコーの応用は、組織には大きな多様性があり、またその音響インピーダンスに大きな差がないことから、遥かに複雑である。従ってこれまでの成果は、近年の技術的進歩に比て見劣りすることも理解しうるところである。

A スコープ表示

体内のエコーが検出可能であることを確認するため、我々はまず産業界で標準となっている表示法から開始した。この方法では、検出されたエコーはオシロスコープの CRT 上の水平方向の時間掃引軸上に垂直な輝点 (blip) として現れ、音源は掃引軸の左端に表示される。超音波の伝播速度は、様々な組織でほとんど等しいことから、輝点位置の基線上の右方向への距離は、音源から反射面までの距離に相当する。図 1、図 2 に、この A スコープ表示の原理を示す。この患者は、膣縫合術後の急性尿閉で、超音波の探触子を拡張した膀胱上に置いた。カテーテルを挿入すると、膀胱が空虚になるにつれて輝点も接近した (図 2)。使用装置は標準的な Mark IV Kelvin-Hughes 探傷器で、我々はこの装置でかなりの経験を積んでおり、臨床例および術後標本の様々な充実性あるいは嚢胞性腫瘍について 165 例の A スコープ像を得ている。

我々は直ちに、超音波ビームの入射角度を変えると輝点のパターンが変化することに気付いた。また、A スコープ法では、最も単純な反射面しか検出できないことがわかった

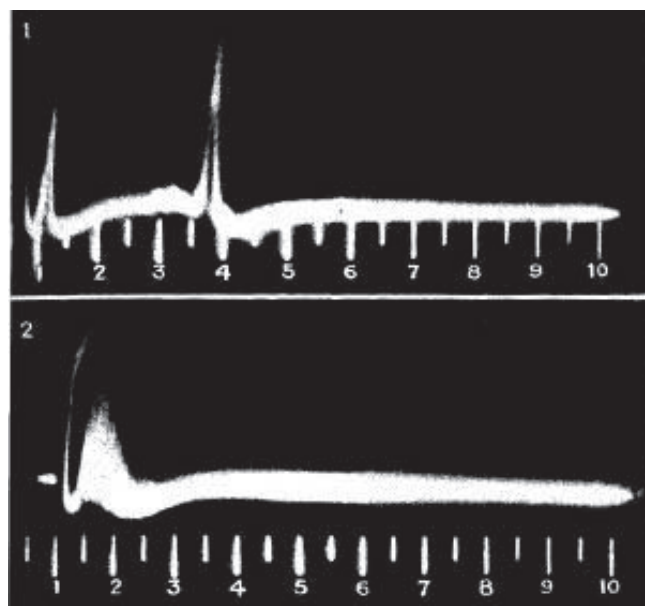


図 1 (上). 急性尿閉, A スコープ像. 膀胱壁が、尿に対応するギャップで隔てられている。図 2 (下). 同症例. カテーテルによる排尿後、膀胱壁間のギャップがなくなっている。

^{*1} Regius Professor of Midwifery in the University of Glasgow (グラスゴー大学産科教授)

^{*2} Gynaecological Registrar, Western Infirmary, Glasgow (グラスゴー病院産婦人科)

^{*3} Messrs Kelvin Hughes, Ltd. (ケルビン・ヒュー社)

我々は、当時 2 1/2 メガサイクル / 秒の周波数を使用していた。同じ被検者で 5/8, 1 1/4, 5 メガサイクルを比較したが、2 1/2 メガサイクルが最も良好であった。周波数が高いほど、すなわち波長が短いほど、解像度は増大するが、透過媒体内での減衰も大きくなり、偽像の原因となる「散乱」も増加することから、この値に落ち着いた。Reid & Wild は、より高い周波数 15 メガサイクルを使用しているが、範囲はわずか約 2cm である。しかし彼らは、入射信号とエコーの間隔に応じてゲインを増加させる時間変動感度の原理を用いれば広げることができるとしている。周波数、解像度、深達度の間で妥協点を見いだす必要がある。

A スコープ法には様々な工夫が加えられており、特に Effert ら (1957) は、心電図、心音図と同時に左房の壁運動を記録し、僧帽弁狭窄症、僧帽弁閉鎖不全症の検査を行なっている。彼らは心嚢液貯溜についても報告している。

B スコープ表示

この場合、探触子の方向は一定とし、探触子を超音波ビームと直交する直線上を横に移動させながらスキャンする。画面上の表示は、この横方向への動きに追従させる。エコーの大きさを輝点そのものではなく輝点の輝度で表示すれば、持続性 CRT 画面あるいは写真乾板に合成画像を表示できる。

この方法の変法は、Wild & Reid (1951) が、楕円形の水槽内をクリスタルが 6.5cm の範囲で往復運動するハンドヘルド型装置で行なっている。また別の変法として、被写体を水槽に入れ、その周囲を探触子が回転しながら放射状にビームを内側に発射する方法もある。Kikuchi ら (1957) は、A スコープ法から B スコープ法に進めて、これを「超音波断層法」(ultra-tomography) と称しているが、これは腹部のみならず、水浸できれば頭蓋の検査も可能である。しかしこの方法はなお開発途上である。

我々の経験は、Howry (1955) と同様で、超音波ビームの入射方向が垂直方向からわずかでもずれると、反射エコーの振幅が大きく変化する。Howry の計算では、垂直から 6 度ずれると、エコーの振幅は 1/10, 12 度では 1/100 になる。Howry らは、水槽内の単純な幾何学的物体で数多くの基礎実験を行ない、ビームを狭め、透過性、分解能を向上させるために超音波レンズを使用している。また彼らは、10 度異なる角度からの画像を合成してステレオビューを使うことにより、3 次元表示、ステレオ表示も試みている (Howry ら, 1956)。

放射状スキャン、平面位置表示装置

平面位置表示装置 (plan-position-indicator, PPI) は、

探触子をスキャン範囲内あるいはその近傍にある固定点の回りに回転させ、探触子の回転運動にあわせて、CRT 上あるいはその外の一点の回りに時間軸掃引を行なうものである。原点が CRT 画面外にある場合、この表示をセクタースキャンという。受信クリスタルがエコーを検出できるのは、入射エネルギービームに対して反射面が直角な場合のみであることから、前述の方法はいずれも、体内の深在構造の満足なエコー像を表示するには不十分である。

そこで、目的とする断層面内で多数の異なる角度からの超音波ビームによって、被写体構造の表面の各部位をスキャンできるような、スキャン/プロット機構を試みることにした。この方法で、我々はできるだけ多くの角度からエコーを「収集」し、エコー強度のみならず探触子の位置と入射ビームの角度も同時に記録して、体内臓器の複合断層像を再構築することを考えた。つまり我々の装置は、B スコープと PPI 表示を組合せたものである (図 3)。

装置

送信および受信トランスデューサを備えた探触子を、患者のベッド上の計測用架台に搭載した。探触子は垂直方向、水平方向に自由に動かすことができ、それに応じて 2 個の線形電位計 (linear potentiometer) が、基準点からの水平および垂直方向へのずれに比例した電圧を発生する。探触子は、水平自由面内、垂直自由面内で回転することもでき、この回転は正弦・余弦電位計に連結している。この電位計システムの電圧出力が CRT を制御し、線形時間軸掃引が探触子の傾きに対応し、掃引の原点はその瞬間における探触子の位置を示す。

装置は、どの角度でスキャンしても、同じ反射位置が CRT 上の同じ位置に正確に対応するよう校正し、反射境界面が 1 本の線として表示される。

探触子と計測用架台は、患者のベッド上に置く標準的な病院用ベッドテーブルに搭載した。患者の腹部にオリブ油を塗って空気を排して音響カップリングを確実なものとし、探触子を腹部の皮膚に直接あてる。他の報告にあるような、水槽や水容器を使う送信システ

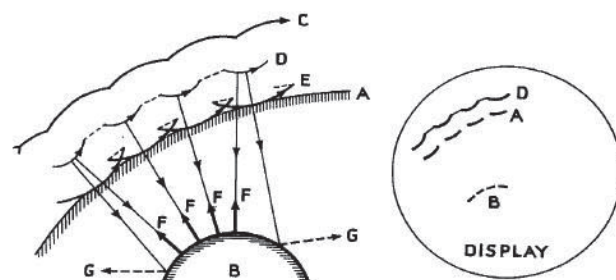


図 3. B スコープ法と PPI の組合わせ法。A: 患者の皮膚, B: エコーを反射する腫瘍, C, D, E: それぞれ探触子のスピンドル, トランスデューサ, 探触子面の軌跡, F: 受信トランスデューサに戻るエコーの経路, G: 無用な反射の経路 (探触子面に斜入)。

ムは不要であり、これによってはるかに広い範囲を検査できる。探触子が検出したエコーは、3台のオシロスコープ上に表示される。すなわち、Aスコープ像、BスコープとPPIの合成像を表示するモニター用の長時間持続性画面、そして前面にカメラをセットした短時間持続性画面である(図4)。

探触子を、一方の側腹部から腹部を超えて反対の側腹部まで移動し、スピンドル回りに前後に振りながら、深部臓器をできるだけ多数の角度からスキャンする。現状では手動で行なっているが、機械的スキャンを計画しており、そうなればはるかに一定した結果が得られるであろう。このようにして、多数のオーバーラップしたセクタースキャンによって断層像が得られる。この断層内の各反射面は、多くの角度から探触子によって「見られる」ことになる(図3, 5)。全体は通常1 1/2ないし2 1/2分で、患者には全く不快がない。恥骨結合から剣状突起まで、いくつかの異なる高位でこのような断層像が得られる。

・探触子

我々は、送信、受信にそれぞれ別個の圧電クリスタルを使用している。いずれもバリウムチタン酸、10×7mmの長方形で、7mmの辺を接して隣接している。このサイズは、ビームの開散とビーム径の最適な妥協点として経験的に決めたものである。トランスデューサは、1インチ厚のパースペックス製ブロックの伝導

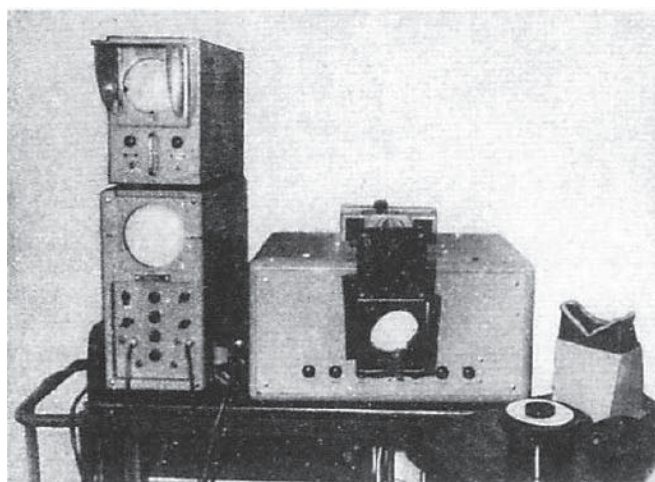


図4. 記録装置. 3台のCRT. 右側のCRTの上には、カメラが折りたたまれている。

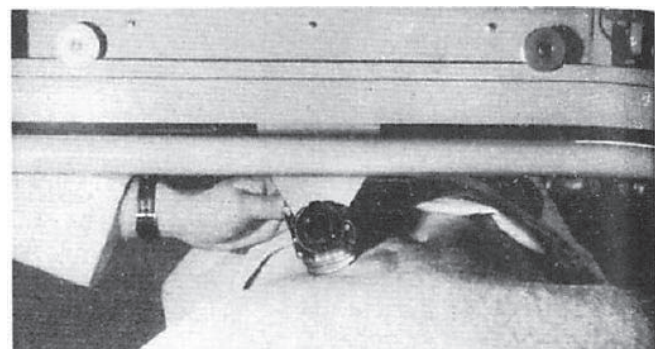


図5. 回転探触子を腹部に当てているところ。

面に接しており、ブロックの反対側は患者の皮膚に接触する。送信トランスデューサは、空気バック型 (air-backed) で、電子的に毎秒50回のパルス照射する。トランスデューサはパルス毎に、その弾性と厚さによって決まる周波数で非常に短時間、機械的に振動する。我々の場合は、2 1/2メガサイクル、厚さは約1mmである。

・送信システム

100pFのコンデンサーに高抵抗を介して約1,400Vを印加し、サイラトロン管(訳注: thyatron. 熱陰極管の一種)によって、パルス変圧器の一次コイル放電させる。送信トランスデューサは、パルス変圧器の二次側に、50Ωの制動抵抗器と並列接続されている。送信音響パルスの振幅は、ゼロから最大値まで0.3μ秒で達し、1.8μ秒後に10%まで減衰する。このパルスが毎秒50回送信される。

結果

我々はこれまで100名の患者を検査し、前述のAスコープ法に加えて、この方法で275回を記録している。主に自科の症例を検査しているため、ほとんどが婦人科あるいは産科症例である。従って、主に様々な妊娠状態、卵巣嚢腫、子宮筋腫、腹水、腹部癌腫などである。

図6に、著者の1人(TGB)の大腿の横断像を示す。最外層の線は、探触子の動きで、小刻みな不規則線は探触子の回転運動によるものである。大腿骨のおおまかな断面像がえられている。

図7は、中等度の大きさの単房性卵巣嚢胞である。その下方、背後の陰影は圧排された腸管と思われる。組織-ガス境界からの非常に強いエコーが見られる。

図8は、さらに大きな嚢胞で、その背面の脊柱による陥凹が明瞭に見られる。この嚢胞は非常に硬く、臨床的には筋腫と診断されていたが、超音波検査では液体が充満した嚢胞であることが確実である。

図9は、両側卵巣嚢胞で、臨床的には一方しか診断されていなかったが、両側嚢胞が認められた。手術では2個の嚢胞が認められた。画面中央および左上の強い陰影は、腸管ループによるものと思われる。

図10は、著者のひとり(JM)の臍高の健常腹部である。腹壁の様々な層を確実に同定にできていないが、特記すべきは正常腸管ループにより超音波の深部への透過が障害されていることである。

腹水があると、腸管ループとの間の液体により深部まで透過するが、卵巣嚢胞の明瞭な輪郭は得られない。図11はこのような例で、肝硬変症の患者で大量の腹水があり、臍高レベルでスキャンしたものである。このフィルムは露出過多のため、おそらく誇張されてみえている。

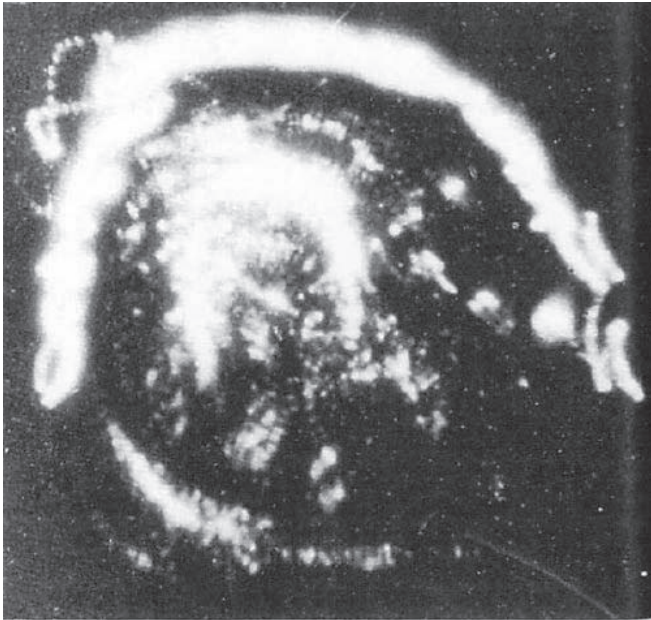


図 6. 大腿前半部の横断像. 大腿骨が見える.

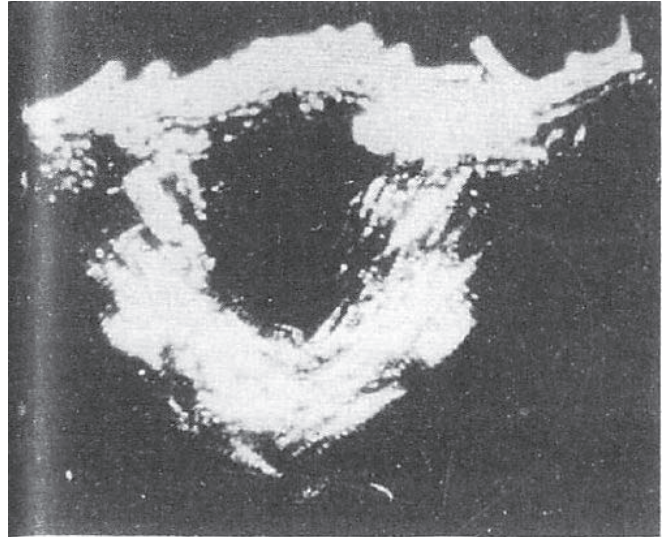


図 7. 中等大の単房性卵巣嚢胞.

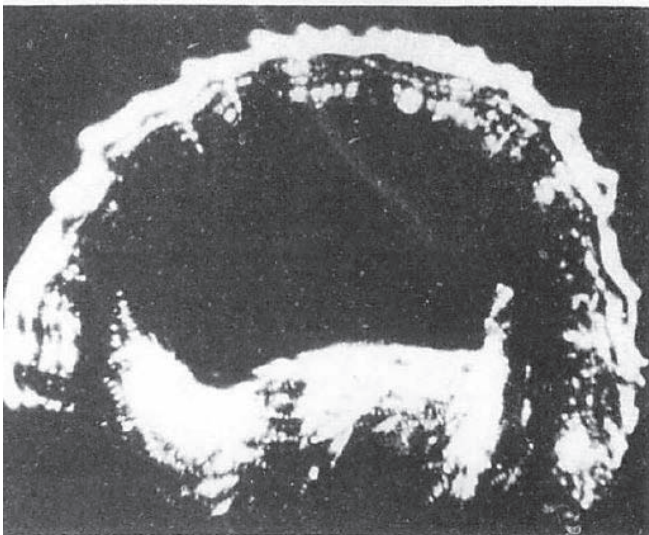


図 8. 大きな単純卵巣嚢胞. 後面が脊柱および後腹壁により陥凹している.

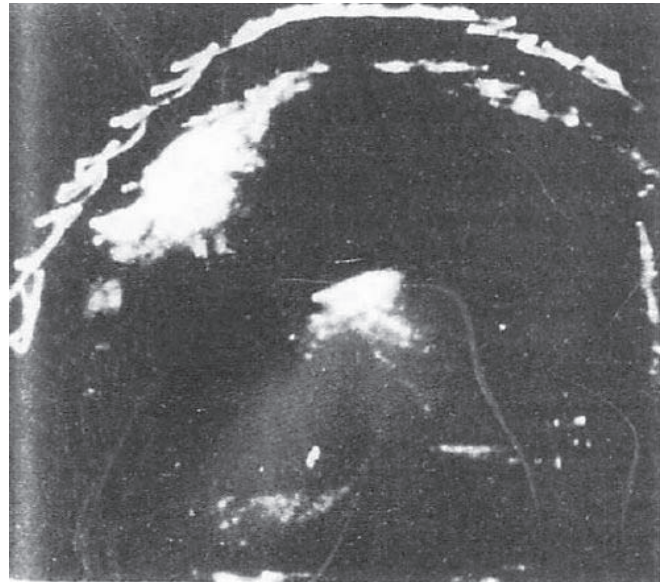


図 9. 両側性卵巣嚢胞. 手術にて左嚢胞は径 26 インチ, 右嚢胞は 12 1/2 インチであった.

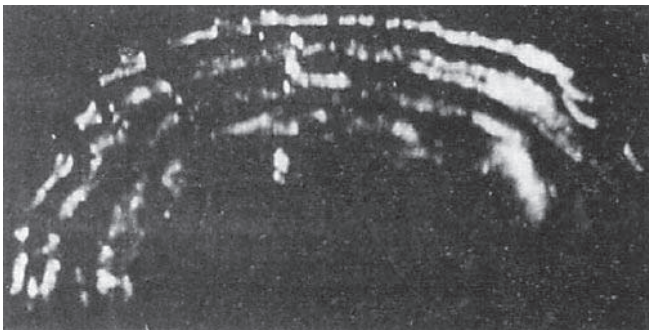


図 10. 健常者の臍高の腹部横断像.

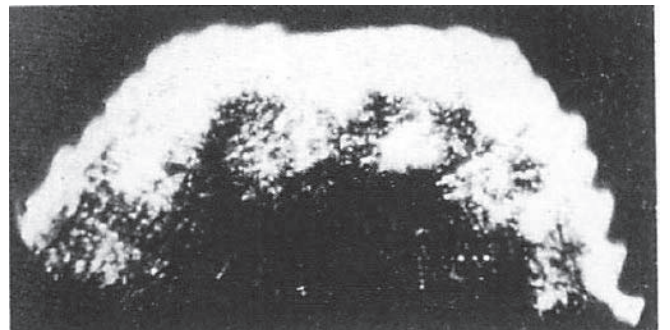


図 11. 肝硬変による大量の腹水. 腸管ループ間の液体のため, 超音波ビームは腹部により深く透過しうる.

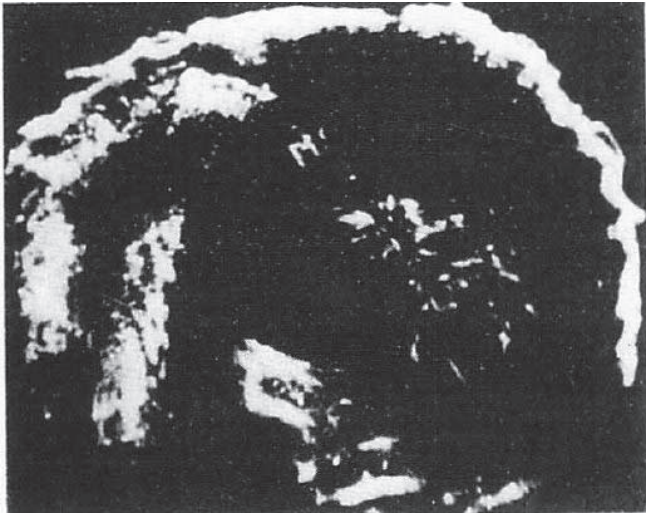


図 12. 非常に複雑な卵巣腫瘍. 手術にて, 非常に嚢胞が非常に小さいためほとんど充実性の多房性偽性粘液嚢胞腺腫であった.

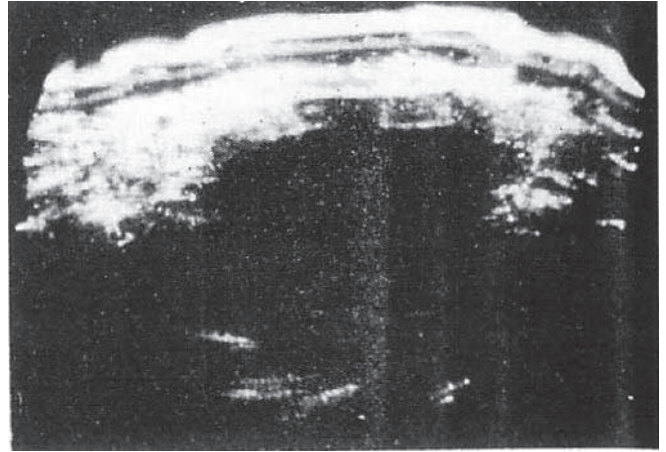


図 13. 多発子宮筋腫. 超音波の強い減衰のため, 卵巣嚢胞と異なり, 腫瘤後壁はかすかに見えるのみである.

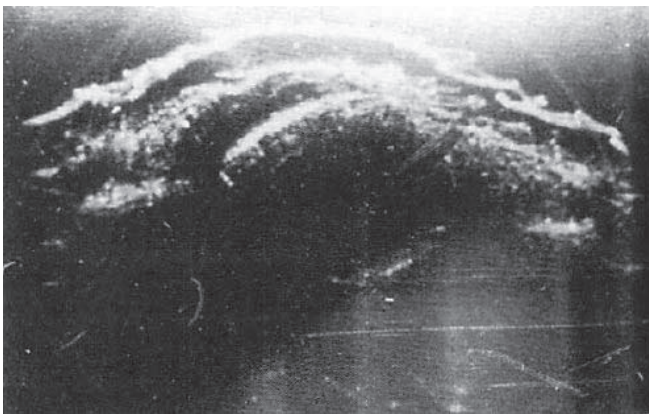


図 14. 妊娠 34 週. 恥骨上スキャン. 子宮内の胎児頭蓋の輪郭が見える.

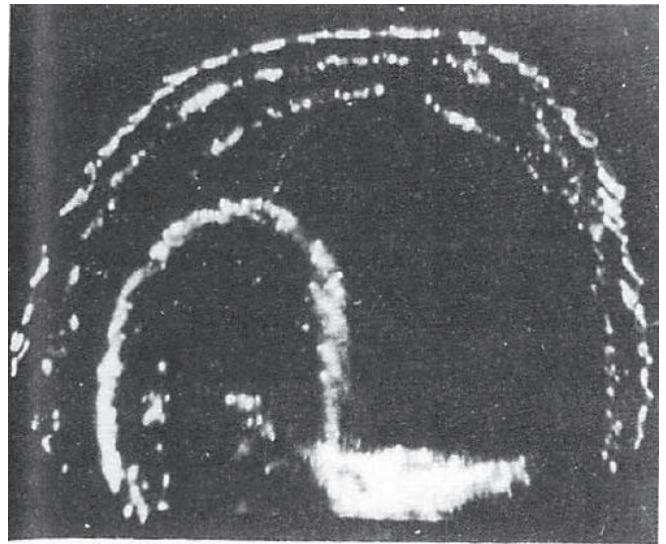


図 15. 羊水過多. 巨大な羊膜腔内に胎児の横断像が見える.

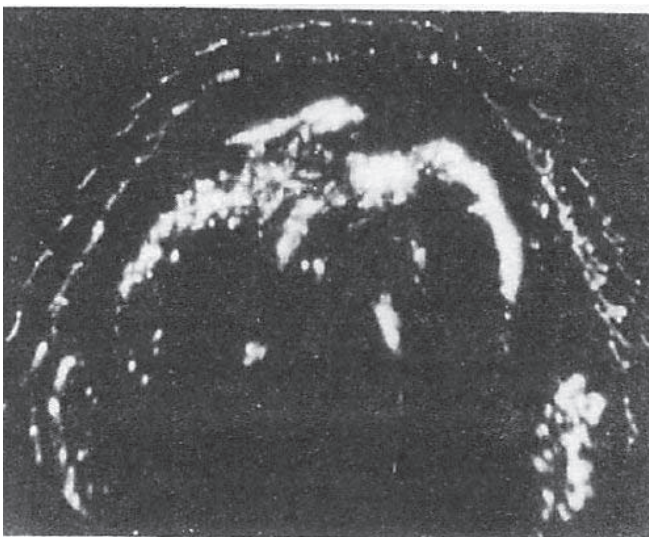


図 16. 双胎. 子宮底部のスキャンで, 2つの臀部が見える.

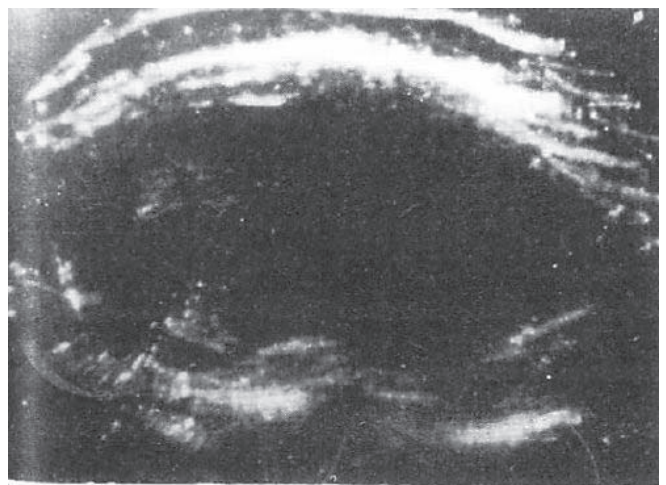


図 17. 妊娠 14 週. 子宮左半に胎児のエコーが見える. 臨床診断は子宮筋腫であった.

図 12 には、巨大な複雑な構造の卵巣腫瘍を示す。これは卵巣偽粘液嚢胞腺腫で、非常に小さな嚢胞が集簇しているため、肉眼的にはほとんど充実性に見える。しかし、組織学的には良性であった。

図 13 には、多発子宮筋腫を示す。これまでの経験では、筋腫は超音波を吸収、散乱し、(この例のように)腫瘍の背面にはわずかなエコーが見られるか、あるいは全く見られず、超音波が良く透過して後壁から反射する液体を含む嚢胞とは異なる。筋腫の輪郭がおおまかに認められ、腫瘍径を計測できる。現時点で暫定的な結論として、筋腫の超音波透過性はその血管の多寡に依存すると考えている。

妊娠子宮は、充実性胎児を含む嚢胞腔であることから、有望な研究対象である。図 14 は、前置胎盤が疑われる妊娠 34 週の患者の恥骨上のスキャンである。我々は、下部の胎盤を見ようと試みた。これについてはまだ不詳であるが、児頭の輪郭が明瞭に認められた。

図 15 は、羊水過多症が非常に明瞭に描出されており、著しく拡張した羊膜腔内に児体の横断像が認められる。妊娠 32 週、腹囲は 44 インチであった。

図 16 には双胎を示す。臍高直上のレベルで、妊娠 37 週である。双生児はいずれも頭位で、子宮底部に 2 つの臀部が認められる。

図 17 は非常に興味深い例である。患者は 3 ヶ月にわたる不正出血があり、子宮は非常に硬く腫大し、妊娠 14 週相当の大きさであった。1 年前に子宮筋腫が発見されており、筋腫摘出術のため入院した。しかし、恥骨結合の 1 インチ上方のスキャンでは、全く異なる画像が得られた。嚢胞腔があり、その左半に非常に早期の胎児が腫瘤状に認められた。臨床的には確実に筋腫の診断であったことから、Aschheim-Zondek 試験(訳注:妊婦尿をマウスに注射する妊娠試験)を行ないその結果がおおいに期待された。試験は陽性で、床上安静で出血は止まり、退院して妊娠を継続した。その後無事出産した。

残念ながら満足な記録が残っていないが、また別の例でも超音波診断の有用性が示された。64 歳女性が、腹水と考えられる腹部膨満で内科病棟に入院した。激しい嘔吐、急速な体重減少があった。肝転移を伴う胃癌の診断のもと、著者のひとり (ID) が腹水の原因として骨盤悪性腫瘍の可能性を除外するよう依頼された。全身状態が非常に悪く、膨満のため腹部の診察も難しかったが、腹水の診断は妥当と考えられ、骨盤腔には転移巣を触知しなかった。超音波検査を行なったところ、信じがたいことに非常に大きな嚢胞が明瞭に描出された。開腹手術にて非常に大きな偽性粘液嚢胞腺腫が切除され、患者は現在も健勝である。

診断超音波の有害作用の可能性

超音波は機械的エネルギーの一つであり、障害を起こすとすれば、他の機械的外傷のような障害をただちに起こすものと思われる。この点は、電離を伴う放射線と異なっている。超音波ビームが通過することによる障害には、2 つの可能性がある。(1) 超音波ビームのエネルギーの吸収による熱生成、および (2) キャビテーション(空洞化現象)である。低周波数で磁気歪みの原理を利用する強力な装置では、強力な超音波エネルギーが障害を来すことは疑いのないところである。しかし診断超音波では、メガサイクル領域の非常に高い周波数を利用する。著者のひとり (ID) は、持続性(非パルス性)、 $7\text{W}/\text{cm}^2$ の超音波による溶血実験を行ない、赤血球の破壊率が、超音波を加えない同じ温度の場合と同じであることから、熱産生による温度に依存することを見いだした。しか Fry(1954) は、強度 $70\text{W}/\text{cm}^2$ 、幅 2~3mm、多数の超音波ビームを 4 秒間、頭蓋を除去した動物の脳に直接照射し、特に大きな神経細胞に即時性効果を見いだしている。そして障害の原因が、温度であれば小さな神経細胞も同様に障害されるはずであることから、主な原因は温度によるものではないと結論している。

神経細胞は、他の組織よりも超音波エネルギーに鋭敏であり、Fry ら (1950, 1951) は、カエルの麻痺発生において、照射時間の逆数と音圧振幅の間に線形相関があることを示した。

このような構造的障害は、診断に使用する超音波よりも数千倍も強い場合に発生する。French ら (1951) は、Wild の 15 メガサイクルの診断装置を使用して、4 匹のウサギ、1 匹のネコの脳に超音波を直接照射したが、脳障害は見られなかった。

Wild & Reid(1952) は、患者表面での平均強度は、 $1\sim 3\text{W}/\text{cm}^2$ 以下であるとしているが、我々からみると驚くほど大きな値である。

我々の装置では、送信回路でのエネルギー損失を無視したとしても、トランスデューサに入力される最大エネルギーは 1 パルス当たり 0.5×10^4 ジュールである。トランスデューサの効率、パルスパルス製ブロック内での減衰を考慮すると、患者に照射される最大エネルギーは 1 パルス当たり 0.2×10^1 ジュールである。これは体表平均エネルギーとしては $1\sim 5\text{mW}/\text{cm}^2$ 以下に相当する。一時期に照射される断面積は約 0.7cm^2 である。従ってエネルギーは非常に小さい。しかしそれでも、感受性組織がこのエネルギー量でも障害されないことを疑問の余地なく確実なものとするのが重要であり、これについては本大学の解剖学の Dr. P. Bacsich の生直後の仔ネコによる以下の実験に負うものである。この報告を以下、全文引用する。

日齢2日、雄の同胞仔ネコを使用した。内2匹は対照とした。

ペントバルビタールナトリウム麻酔下で、2匹の仔ネコを標準的な探傷器のパルス超音波に1時間曝露した。クリスタルは、頭皮に十分なオリーブ油を塗布して左側頭頭頂領域に当てた。同時に、対照動物はダミーのクリスタルによる処置を行なった。4匹の仔ネコはすべて9~10時間以内に全覚醒し、母ネコのもとに戻して旺盛な授乳を開始した。

2匹(実験群1匹、対照群1匹)を実験開始24時間後に殺し、他の2匹は3週間母ネコのもとにとどめた。この期間中、仔ネコにはなんら有害症状は見られなかった。実際のところ、成育は対照群よりもかなり速く、摂食がより良好で、体重増加も速く、開眼も1日早かった。母ネコの籠から出るのも2日間早かった。

実験期間終了後、2匹を照明ガスで殺し、脳を慎重に摘出して、10%ホルマリンに3日間水浸した。4個の脳はいずれもセロディン-パラフィンに包埋し、冠状断の連続切片を作成した。切片を以下の様に「間引いて」処理した。連続する3枚の10 μ および1枚の20 μ を使用し、続く45枚の切片は棄てることを繰り返した。それぞれのシリーズについて、ヘマトキシリン-エオジン、トルイジンブルー、改良プロタルゴール法、改良ワイゲルト法で染色した。

24時間後に摘出した脳の組織検査では、空洞形成、凝固壊死、限局性充血、出血、核融解の所見を検索した。3週間後に摘出した脳では、細胞破壊斑、神経グリア瘢痕、軸索変性、限局性脱髄の所見を検索した。

これらの検査はすべて完全に陰性で、実験群、対照群の脳はすべての面で同等であった。

これらの所見から、仔ネコを診断に必要な超音波の30倍以上の強度に曝露しても、神経病理学的変化を来たさない、少なくとも450 μ を超える病変を来たさないと結論できる。

考察

パルス超音波法で得られたエコー像が臨床医にとって何らかの役に立つためには、それが理解しうるものであると同時に、同一症例の同一高位で再現性があることが必要である。これが必ずしも得られないことは、スキャン法や技術の問題であると考え、従ってBスコプ法とPPI法を組み合わせた方法を開発した。それでも、現状の結果は満足とはほど遠いものである。他の研究者の報告では、供覧されている画像から判断すると、決して控えめなものではなく、めざましい成果が得られると主張している。このような簡単、迅速、無害な方法による良悪性鑑別の試みには抗しがたい魅力がある。しかし病理学者の顕微鏡をもってしても悪性

病変の判断が難しいことを良く知っている我々としては、ビーム幅が数mm、波長が細胞の数倍もある超音波検査の未熟な現状を考えると、良悪性鑑別のような評価は行なっていない。Wild & Reid(1952)は、超音波画像で、明らかな差によって乳腺組織の良悪性の鑑別が可能であると主張している。日本の研究者Kikuchiら(1957)も同様の主張をしており、また我々が新生児で行なったようにヒトの脳室のエコーを記録したとも言っており、この他我々が試みていないことも記載している。Howry & Bliss(1952)は、新鮮摘出標本とホルマリン浸水標本ではエコーが異なるとしている。我々も、生体内の腫瘍と切除後の水槽に入れた腫瘍のエコーが異なることを見いだしている。この差異については、腫瘍内の血流が音響的性質に影響していることを示唆する以外に説明ができていない。

開腹術、病理検査により確認された我々の78例の経験では、超音波はまだ非常に未熟な方法であり、術前組織診断の可能性については将来的には期待するところで大きい、なお道は遠い。全例で記録に値するエコーが得られたことは驚きでもあり研究の励みになるものであったが、我々の所見はまだ臨床的有用性よりも学問的興味の範囲にとどまっており、エコー所見で臨床的判断を変えるべきではないと考えている。我々の最も注目すべき所見は、液体充満腔に関するもので、これは確実に描出された。しかし、ここに供覧した写真は我々がこれまで撮影した約450枚の中のベストイメージであることを指摘しておくことは公平であろう。しかしこの結果は、さらなる技術的改良の引き金となるものである。

要約

パルス超音波法により大きな腹部腫瘍、妊娠子宮、骨盤腫瘍、腹水のエコー像が得られた。

液体を含む腫瘍は容易に描出されるが粗い画像である。音響学的特徴による腹部の構造の同定について論じた。

腹部の断層像を得るスキャン法を述べ、代表例を示した。

診断超音波法における可能性のある有害作用について論じたが、無視しうるものと思われた。

診断における現状の技術の限界について述べたが、さらなる改良により、電離放射線が使用できない、あるいは望ましくない場合に有用な診断技術となりうる。

我々の装置は、グラスゴーのKelvin Hughes社ヒリントン工場研究部門(Hillington Factory, Glasgow, of Messrs. Kelvin Hughes Ltd.)で開発されたもので、本研究に寛大かつ熱意をもって御協力いただいたことに感謝する。著者のひとり(TGB)は、本研究に専従す

るにあたり、同社の部長に支援していただいた。スコットランド病院研究基金 (The Scottish Hospital Endowments Research Trust) にも感謝する。

【参考文献】

PROFESSOR DONALD AND OTHERS: REFERENCES

- Effert, S., Erkens, H., Grosse-Brockhoff, F. (1957) *Dtsch. med. Wschr.* **82**, 1253.
French, L. A., Wild, J. J., Neal, D. (1951) *Cancer*, **4**, 342; *J. Neurosurgery*, **8**, 198.
Fry, W. J. (1954) *J. ment. Sci.* **100**, 85.
— Wulff, V. J., Tucker, D., Fry, F. J. (1950) *J. acoustical Soc. Amer.* **22**, 867.
— Tucker, D., Fry, F. J., Wulff, V. J. (1951) *ibid.* **23**, 364.
Howry, D. H. (1955) I.R.E. Convention Record of 1955. National Convention, pt. 9, pp. 75-88.
— Bliss, W. R. (1952) *J. Lab. clin. Med.* **40**, 579.
— Posakony, G., Cushman, C. R., Holmes, J. H. (1956) *J. appl. Physiol.* **9**, 304.
— Stott, D. A., Bliss, R. W. (1954) *Cancer*, **7**, 354.
Kikuchi, Y., Uchida R., Tanaka, K., Wagai, T. (1957) *J. acoustical Soc. Amer.* **29**, 824.
Reid, J. M., Wild, J. J. (1952) *Electronics*, No. 25, 136.
Wild, J. J., Neal, D. (1951) *Lancet*, **i**, 655.
— Reid, J. M. (1952) *Amer. J. Path.* **28**, 839.