

Title	移動標的超音波照準装置の開発
Author(s)	丸橋, 晃; 辻, 比呂志; 佐藤, 勝
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1992, 52(7), p. 1001-1006
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19857
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

移動標的超音波照準装置の開発

筑波大学陽子線医学利用研究センター

丸橋 晃 辻 比呂志 佐藤 勝

（平成3年10月7日受付）

（平成3年11月13日最終原稿受付）

Development of a Moving Target Aiming system Using an Ultrasound Imaging Unit

Akira Maruhashi, Hiroshi Tsuji and Masaru Sato
Proton Medical Research Center

Research Code No. : 205.1

Key Words : *Ultrasound imaging unit, Moving organ,
Aiming system*

We developed an ultrasound imaging unit for gating the irradiation of proton beams or acquiring CT scan data for treatment planning according to the motion of tumors in the abdomen. In proton therapy, it is essential that the maximum region of dose rate distribution in a body always coincide with the volume of the tumor in motion during irradiation. Gated proton beam irradiation based on tumor motion could solve this problem and minimize undesirable dose distribution to normal tissues in the vicinity of the tumor.

This device can generate the TTL level signal of time width corresponding to the period that the tumor would be sited in a region determined in advance, to control the various kinds of machines. Results of our preliminary experiment using X-ray irradiation showed that this aiming device was able to make the width of the gated irradiation area coincide with that of the planned area within a difference of about 0.5 mm.

I. はじめに

陽子線はそのエネルギーに応じ、限定された飛程をもつ（平均飛程と外挿飛程の差が極めて小さい）放射線である。この性質を利用する陽子線治療の特長は、1門照射の場合でも、身体内のあらゆる深度の腫瘍領域に限定して最大線量を付与し得ることである。しかしながら、軀幹部内腫瘍には、この限定された線量付与の実現を困難にする要因が存在する。すなわち、これらの腫瘍は呼吸、腸管内ガス、心拍動などが原因で多かれ少なかれ時間と共にその位置を変え静止しているものはないことである。呼吸や心拍動などによる腫瘍の動きは周期的であり、腸管内ガス、咳、痙攣などに

よる動きは非周期的である。照射中にも絶えず動いている腫瘍へ線量を集中し、周囲の正常組織線量を極小にする照射法の開発はX線や電子線治療の課題でもありとともに陽子線治療にとってはより不可欠の課題である。さらに、臓器の移動は陽子線治療にとって不可欠な実体の三次元的再構成を目的とする治療計画用の基礎となる画像データに誤りを持ち込む原因ともなる。治療計画にはX-CT画像データが用いられている。動きのある臓器を含む多層の画像データを採取する場合、各臓器が静止状態にあるものを撮影する場合と同様に、各臓器の位置関係が同一の状態にあることが重要である。この条件を得るために同一の呼吸

フェイズによる各 CT スライスの撮影が患者の協力のもとに行われている。しかしながら、術者の指示により行われる患者の呼吸一時停止時の呼吸フェイズの状態は必ずしも同一ではない。このため、撮影された像は全ての臓器が静止状態にあると仮定される場合の像と比較して多かれ少なかれ異なるものとなる。極端な場合には、静止している脊椎に対して移動する腫瘍の相対位置関係が 1 スライス幅分以上ずれて撮影されることさえある。すなわち、治療計画に用いられる基本的画像情報が実体を常には反映しているものではないという問題を生じている。この問題を解決する手段を開発することも陽子線治療にとって重要な課題である。

静止状態にない腫瘍を治療するために一般的に採用されている照射法は照射野の大きさを腫瘍の大きさにその移動幅を加算した大きさとする方法(移動幅拡大照射法)である。移動幅に相当する正常組織領域へ線量が付与されるこの照射法の欠点を改善するため、一部の施設で試みられている照射法は呼吸同期照射法である¹⁾²⁾。この照射法は一定の呼吸フェイズにおいて腫瘍が同じ位置に在ることを仮定し、呼吸フェイズ検出装置により照射装置を制御して照射を断続的に行うものである。呼吸フェイズ検出装置としては鼻息の状態(速度、圧力、温度)や胸壁および腹壁の変化の測定を行うものなどがある。胸壁および腹壁の変化の測定には帯状圧力センサーや接触型圧力センサーなどがある。これらの検出装置は主に診断機器用に開発され、使用されてきたものである^{3)~5)}。我々の施設においても接触型圧力センサーによる呼吸同期照射法の研究が進められている²⁾。これらの検出

器は診断上にも治療上にも大きな役割を果たしているが、注目する臓器もしくは腫瘍の位置を推測仮定する間接的検出手段であり、その与える位置情報は多分に曖昧さを含むものである。これらの研究と並行して、X線やガンマ線を用いより正確な臓器の位置をリアルタイムで測定し、準直接的ながらも腫瘍と照射野の一致を確認するための研究も進められている⁶⁾⁷⁾。

我々の研究目的は静止状態にない腫瘍についての照射法および治療計画用画像データ採取法を改善するため、直接的に腫瘍の動きをリアルタイムで、簡便かつ無侵襲的に検知し得る検出器を開発することである。この目的に基づき開発した超音波を手段とする検出器(移動標的超音波照準装置)について報告する。この装置はアロカ株式会社の協力のもとに開発されたものである。

II. 測定装置と実験方法

1. 移動標的照準超音波システム

Fig. 1 に移動標的超音波照準装置の性能をテストする実験システムのブロック図を示した。このシステムは移動標的超音波照準システムおよび移動標的撮影システムにより構成された。前者は超音波診断装置(アロカ社製 SSD-610, 周波数: 3.5MHz), 電子リニア走査型トランスデューサ, 画像ディスプレイおよび移動標的追従制御装置で、後者は X 線撮影装置および移動標的用ファントムで構成された。このファントムはアクリル製水槽内に移動する臓器を模擬した MiX-DP ブロックを配したものである。このブロックには腫瘍を模擬した厚さ 1mm の 2 枚の鉛板が添付された。2 枚の鉛板の移動方向の幅はそれぞれ 5.4mm および 14.9mm であった。MiX-DP ブロックは

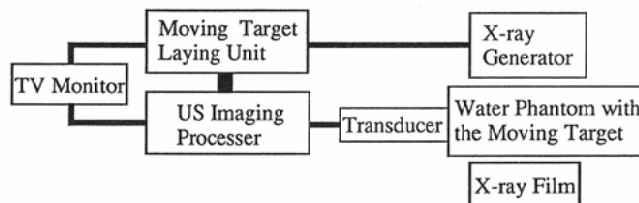


Fig. 1 Block diagram of the experimental arrangement for gating the acquisition of the X-ray photograph with a subject motion by the target aiming system.

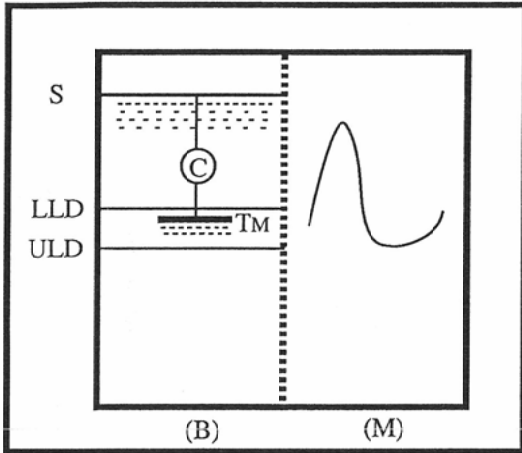


Fig. 2 A sketch of the US-TV screen. Location of the transducer: [S], lower and upper limit discrimination depth of the chasing cursor in the phantom: [LLD] and [ULD], the chasing cursor: [C], Moving target: [T_M], US-screen. mode, B-mode: [(B)] and M-mode: [(M)]. The moving target aiming system generates TTL level signal when the edge of the chasing cursor is between LLD and ULD.

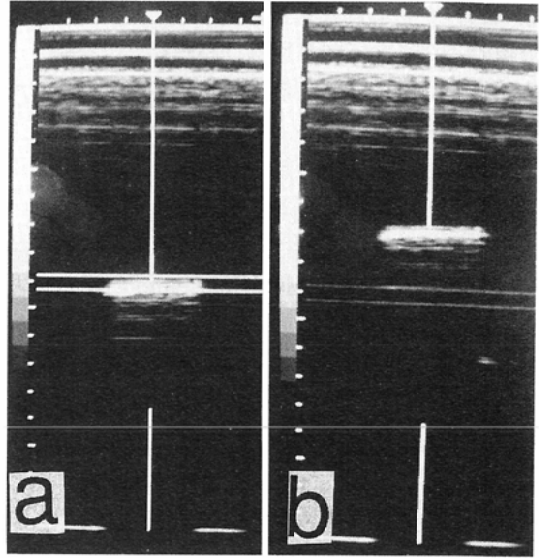


Fig. 3 Photographs of US-TV screen: (a) the edge of the chasing cursor is between LLD and ULD, and (b) is not. In the former case, both of LLD and ULD lines are displayed more brightly.

モーター駆動により前後運動するが、この実験における移動条件は周期約5秒、移動幅約25mmに設定された。

Fig. 2に画像ディスプレイの模式図を示した。CRT面には(B)で示したBモード画像と(M)で示したMモード画像が表示される。Sはトランスデューサ面、T_Mは移動標的である。Cは移動標的追従カーソルである。このカーソルの先端(トランスデューサ面からのカーソルの長さ)の初期設定深度およびカーソルの左右の位置はそれぞれ移動標的追従制御装置のダイヤルおよび超音波診断装置のジョイスティックレバーにより調節可能である。すなわち、カーソルの先端の初期位置はBモード画面上の任意の位置に設定可能である。LLDおよびULDは周辺機器を制御するためのTTLレベル信号の幅を決めるために設けられたそれぞれ下限深度および上限深度を決める識別ラインを示している。追従カーソルの先端がこれらのラインの間にある時、信号はTTLレベルとなる。すなわち、TTLレベル信号幅は追従カーソル

の先端がLLDおよびULDで決められる深度内に在る時間帯であることを示している。LLD-ULD間距離は診断装置本体のキャリパーマークにより数値表示でCRT画面上に表示されるが、現状ではこの読み出し精度は1mm幅である。Mモード画面には追従カーソルの先端の深度パターンがライン状に表示される。

Fig. 3に2種類のBモード画面の写真を示した。(a)は追従カーソルの先端の深度がLLD-ULD間に在る場合、(b)はそれ以外の深度に移動した場合であり、前者の場合にはLLDおよびULDラインの輝度が増加され表示される。

2. 実験方法

移動標的超音波照準システムにより、移動標的が設定された範囲内の位置(深度)に在るときのみ周辺機器が稼働(例えば陽子線照射を実行など)するようにした場合の制御精度を検討するため次に示す実験を行った。周辺機器として用いた装置はX線撮影装置であり、制御条件(LLD-ULD間距離)を変えることによりX線の発生時間パターンを変化させた。X線撮影されたものはMiX-DPブロックに添付した鉛板像であり、各条件下での

像の相違から制御の状態を検討した、次に示す4種類の制御条件下で撮影は行われた、

イ) LLD-ULD 間距離：標的の移動幅以上、移動幅は約25mmである、

ロ) LLD-ULD 間距離：5mm

ハ) LLD-ULD 間距離：2mm

これら3条件下における鉛板像と比較するため静止状態 (LLD-ULD 間距離が0mmの場合に相当) における標的が撮影された、X線撮影装置はX線の連続曝射を必要としたため、透視撮影の条件で使用された、X線管焦点—鉛板間距離および鉛板—X線フィルム間距離はそれぞれ約3.5mおよび10cmであり、鉛板のX線フィルム上における投影像の幾何学的拡大率は約1.03であった、標的の深度を追従するためのトランスデューサの面は標的の移動方向に対して垂直にセットされた、トランスデューサーにより MiX-DP ブロックからのエコーが検出され使用された、

III. 結果および考察

Fig. 4 に実験方法に示したそれぞれの制御条件下で撮影された鉛板像を示した、(a) は静止状態の鉛板の像であり、(b)、(c) および (d) はそれぞれ LLD-ULD 間距離が移動幅以上、5mm および2mm の条件に対応する像である、これらの像において、黒化度が小さい(明視度が大きい)部分ほど全曝射時間に対して実験に照射されている時間の割合が大きく、被曝線量の大きい部分である、模擬臓器としての MiX-DP ブロックの移動パターンは約1秒の準静止状態を含む約5秒の周期であり、実際の呼吸パターンに模したものであった、また25mmの移動幅は下肺野や肝臓内にある腫瘍で観測し得るものであった、すなわち(b)の像は5.4mmと14.9mmの幅の腫瘍を現状で一般に行われている移動幅拡大照射法により治療する場合の腫瘍深度における照射領域と線量分布の実際を示したものと考えられる、この像と比較して(c)および(d)の像は理想的な照射領域を示す(a)の像に接近しかつ、LLD-ULD 間距離の狭い(d)の像がより理想に近いものであることが示された、このことから、移動標的照準超音波システムは目的に見合って正しく作動し、このシ

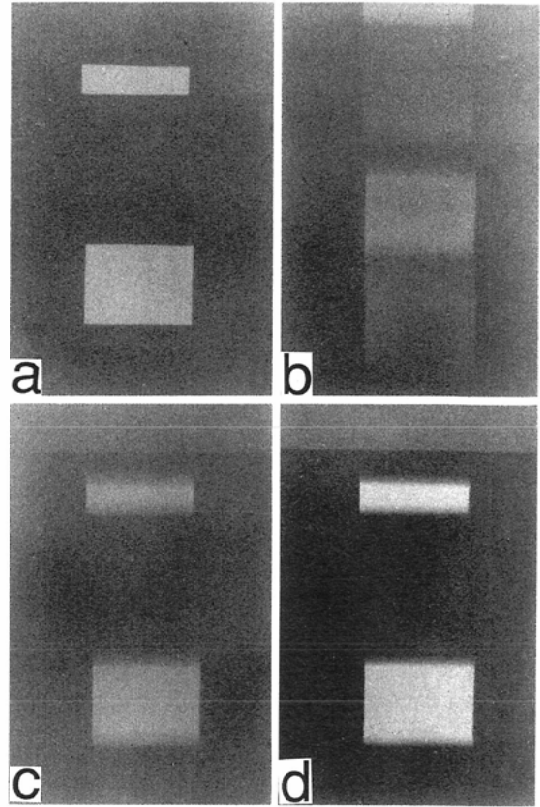


Fig. 4 Verification film : (a) the subject be in rest, corresponding to the width between LLD and ULD 0mm, (b) ungated, (c) and (d) gated. The width between LLD and ULD in the case of (c) and (d) is 5mm and 2mm, respectively.

ステムにより制御された照射領域は移動幅拡大照射法によるものと比較して十分限定されたものになることが示された、

本照準システムの制御精度を検討するため、このシステムにより設定される制御幅 (LLD-ULD 間距離) とその制御により得られる見かけ上の標的の移動幅との関係を得た、見かけ上の移動幅は Fig. 4 に示された静止標的像 (a) の幅に対する (c) および (d) の像の幅の拡大部分に相当する、Fig. 5 に (a)、(c) および (d) の像をデンストメータにより得た黒化度分布曲線を示した、この図の縦軸は黒化度差 (鉛板像部分とその周囲の黒化度との差) を各写真の最大差を1.0として示したものである、黒化度差曲線が横軸と交わる2点間の幅

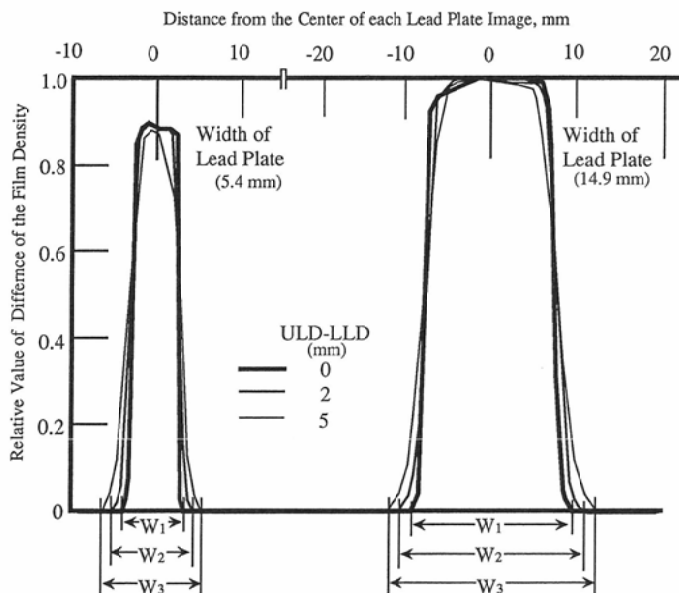


Fig. 5 Density difference curves of the verification film of Figure 4 obtained by the densitometer. W_1 , W_2 and W_3 are the widths of the lead plate images corresponding to the LLD-ULD distance of 0, 2 and 5mm, respectively.

Table 1 Relationship between the practical size of the width of the irradiation area shown in each photograph of verification film and each width between LLD and ULD. Each value shown in columns D_b and D_c was equal to removal length of the subject in each case of the width between LLD and ULD

ULD-LLD (mm)	Width of Lead Plate(mm)		
	5.4	14.9	
0	W_1	(mm) 6.9±0.15	(mm) 16.7±0.08
	W_2	9.1±0.08	18.5±0.17
2	D_b	2.2±0.17	1.8±0.19
	W_3	11.9±0.15	21.0±0.17
5	D_c	5.0±0.21	5.2±0.24

が鉛板像の幅となる。この図から得られた各像の幅および制御された見かけ上の移動幅の値をTable 1に示した。この表において、 W_1 , W_2 および W_3 の欄の値は各撮影制御条件に対応する2種の鉛板像の幅を示し、 D_b および D_c 欄には W_2 欄および W_3 欄の値と W_1 欄の値の差すなわち見かけ上の移動幅を示した。 W_1 欄の値は実際の鉛板の幅5.4mmと14.9mmよりそれぞれ約1.5mmおよ

び1.8mm大きい。この差を生じた原因は焦点の大きさ(約0.8mm)を含む撮影の幾何学的配置による拡大(5.4mmと14.9mmの鉛板についてそれぞれ約0.18mmおよび0.46mm)やデンシトメータの光スポット(径約0.3mm)の大きさによる見かけ上の拡大(約0.7mm)であり、さらに被写体中でのX線の散乱による鮮鋭度の低下等であると考えられる。2種の鉛板は同一のMiX-DPブロック上に添付されたものであり、その動きは同一であることから D_b 欄および D_c 欄のそれぞれに示した2種の鉛板に対する値を単純平均し、2種の鉛板を添付したMiX-DPブロックの見かけ上の移動幅とした。この幅の平均値は設定されたLLD-ULD間の幅が2mmおよび5mmの場合のそれぞれに対して約2.0±0.24mmおよび約5.1±0.27mmであり、極めて良く一致する結果が得られた。見かけ上の移動幅の標準偏差は両者ともほぼ同じであった。この誤差は主にデンシトメータにより得られた黒化度曲線のベースラインの変動に因るもので、最大誤差幅は約0.5mmであった。誤差原因となり得る追従制御システムの問題点はLLDおよびULDラインの設定とライン間距離

を読み取るキャリパーマークの設定が独立であり、読み取りが1mmと粗い精度であることである。この点に関して、LLDおよびULDラインの設定自体でライン間距離の表示が行われるよう検討中である。

本追従制御システムはジョイスティックレバーにより設定される追従カーソルの始点（移動追従時にはこの点は固定されている）からの垂直線上に存在する“エコー特異点”の移動を標的の移動とするものである。このエコー特異点は初期設定された追従カーソル先端で生じたエコーと“同一のエコー強度を生じる点”である。このため、トランスデューサ面に対して垂直に移動する標的である場合には実験結果からも極めて正確な追従が可能であることが示された。しかしながら身体中の移動点はほとんどの場合トランスデューサ面に対して三次元的に移動し、垂直方向のみに移動する点は稀である。標的の移動が垂直方向のみでない場合、“エコー特異点”は追従カーソル先端の初期設定点として決められた標的内の一点から標的の動きとともに離れ、追従カーソル上（もしくはその延長線上）に於ける同一のエコー強度発生点として認識される標的内の別の点に順次移動することになる。このため、LLD-ULD間距離を標的の移動距離に近似的に合うようにするためには、Bモード画面上において同一深度においてほぼ同一のエコー強度を持つ領域が一定の幅だけ存在する部分に追従カーソルを初期設定することが必要となる。この場合、LLD-ULD間距離から標的の移動距離を算定するためには体軸と超音波走行方向との角度補正を必要とする。本システムでは安全性の見地から、エコー強度パターンが標的の急激な変位によりトランスデューサ面に対して並行方向にステップ的に変化する場合には追従不能となりTTLレベル信号が消え制御停止となる。

臨床に応用する場合、如何に簡便かつ確実にトランスデューサを体表に装着するかが大きな課題となる。このため従来の電子走査型トランスデューサの形の変更を含む改造を検討している。トランスデューサはアーム付きスタンドに固定されかつその先端には水バッグなどが装着されるこ

とにより体の動きに独立したものとして使用されることが適当と考えられる。水平方向、さらには一点の三次元的な移動をも追従制御し得る機能をもつシステムとして開発すべき課題を検討中であるが、本システムは現状の機能においても臓器の移動に関する陽子線治療およびそのための治療計画用データ採取における問題点を基本的に解決し得るものであると考える。

IV. 結 論

1) 開発試作した移動標的超音波照準システムは超音波画像化し得る臓器や腫瘍などの移動を無侵襲的かつ直接的に追従し、その状態を一次元的ではあるがリアルタイムで描写し、視認確認を可能とするものである。

2) 陽子線治療やその治療計画用データ採取をはじめ、臓器や腫瘍が静止状態と見做せる位置関係であることを前提として行われる各種の診断・治療において、本システムは使用される機器を制御し、それらの状態における処理を高精度に実施させ得るものである。実験の結果として本システムで設定するLLD-ULD間の幅とこれによって制御される時間間隔における臓器の移動幅との誤差は0.3~0.5mm程度であることが示された。

文 献

- 1) Ohara K, Okumura T, Akisada M, et al: Irradiation synchronized with respiration gate. J Radiation Oncology Biol Phys 17: 853-857, 1989
- 2) 稲田哲雄, 辻比呂志, 早川吉則, 他: 呼吸位相同調陽子線照射法, 日本医放会誌, 投稿中
- 3) Parkin A, Tech B, Phil D, et al: Improved gamma-camera images of the liver using a physiological gating mechanism. Br J Radiol 53: 900-903, 1980
- 4) Jones KR: A respiration monitor for use with CT body scanning and other imaging techniques. Br J Radiol 55: 530-533, 1982
- 5) Runge VM, Clanton JA, Partain CL, et al: Respiratory gating in magnetic resonance imaging at 0.5 tesla. Radiology 151: 521-523, 1984
- 6) 都丸禎三, 尾内能夫, 内田 勲, 他: 2次元配列のシリコン透過線量計を用いた照射野部位確認システムの臨床応用, 日放重会誌, 1: Suppl 8, 1989
- 7) 丸橋 晃, 佐藤 勝: ガンマ線による呼吸同期照射確認法の検討, 日本医放会誌, 50: 132-133, 1990