

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】平成23年6月30日(2011.6.30)

【公表番号】特表2004-504121(P2004-504121A)

【公表日】平成16年2月12日(2004.2.12)

【年通号数】公開・登録公報2004-006

【出願番号】特願2002-513547(P2002-513547)

【国際特許分類】

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

G 2 1 K 1/093 (2006.01)

G 2 1 K 3/00 (2006.01)

G 2 1 K 5/00 (2006.01)

G 2 1 K 5/04 (2006.01)

【F I】

A 6 1 N 5/10 D

A 6 1 N 5/10 M

G 2 1 K 1/093 S

G 2 1 K 3/00 S

G 2 1 K 3/00 Y

G 2 1 K 3/00 Z

G 2 1 K 5/00 R

G 2 1 K 5/04 A

【誤訳訂正書】

【提出日】平成23年5月9日(2011.5.9)

【誤訳訂正 1】

【訂正対象書類名】特許請求の範囲

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

イオンビーム（2）により患者（10）の腫瘍組織を照射する、腫瘍組織（3）のスライス毎ならびに面毎スキヤニング用イオンビーム（2）の緩衝装置（1）と、腫瘍組織（3）の段階的および深さ毎のイオンビームエネルギー制御装置を備えた加速装置を有する装置において、

装置がさらに、イオンビーム（2）の範囲に適応させるための深さ毎スキヤニング適応装置（5）として使われ、加速装置のエネルギー制御装置より速い深さ毎適応性を有する電磁的に駆動するイオンブレーキング装置（11，12）；

処理空間（8）における腫瘍組織（3）の場所の時間的ならびに位置的变化を検知するための動き検知装置（7）；および

処理空間（8）における腫瘍組織（3）の場所の時間的ならびに位置的变化を検知する過程において腫瘍組織（3）をスキヤニングする際、イオンビーム方向およびイオンビーム範囲のそれぞれを調整するために、緩衝装置（1）および深さ毎スキヤニング適応装置を制御する制御装置、

を有することを特徴とする装置。

【請求項 2】

緩衝装置（1）が二個の電磁石（13，14）を有し、電磁石が腫瘍組織（3）のスライス毎および面毎スキヤニングにたいし、イオンビームを、互いに垂直に位置するX、およ

びY方向に、直交して偏向することを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項3】

電磁石が、高速反応電力ユニットにより制御されることを特徴とする請求項2に記載の装置。

【請求項4】

装置が、イオンビーム(2)のエネルギーが、腫瘍組織(3)をスライス毎に、深さをずらして、照射できるように配置する手段で加速することを特徴とする前述請求項の何れか1に記載の装置。

【請求項5】

深さ毎スキャンング適応装置(5)が、動く腫瘍組織(3)の場合の高速深さ毎スキャンング適応のため、二枚のイオン破壊板(16, 17)を有する、電磁的に駆動するイオン破壊装置を有し、イオン破壊板の断面がウェッジ(wedge)型でイオンビーム(2)の全照射域をカバーすることを特徴とする前述請求項のいずれか1に記載の装置。

【請求項6】

イオン破壊板(16, 17)がリニアモータ上に取り付けられていることを特徴とする請求項5に記載の装置。

【請求項7】

イオン破壊(16, 17)が電磁的に許容されるキャリジの上に配置されていることを特徴とする請求項5に記載の装置。

【請求項8】

イオン破壊板が反対方向で、イオンビーム(2)の範囲で、オーバーラップするウェッジ型断面に転置されるべく配置されることを特徴とする請求項5～7の何れか1に記載の装置。

【請求項9】

深さ毎スキャンング適応装置(5)が、動く腫瘍組織(3)の場合の高速深さ毎スキャンング適応について、水圧的に援助されるイオン破壊装置を有し、イオンビーム(2)が透る二枚の透明板(31, 32)の間の水層(30)の厚さが腫瘍組織の動きに適応することを特徴とする請求項1～4項の何れか1に記載の装置。

【請求項10】

二枚の透明板(31, 32)が互いに向かい合って移動するように配置され、中間のスペース(33)に水を有することを特徴とする請求項9に記載の装置。

【請求項11】

二枚の透明板(31, 32)のスペースおよび、従って水層(33)の厚さがリニアモータ(34, 35)の手段により調整されるように配置されていることを特徴とする請求項9または10に記載の装置。

【請求項12】

深さ毎スキャンング適応装置(5)が透明板(31, 32)の間の水量にたいする水圧的に駆動する補償タンク(36)を有することを特徴とする請求項9～11の何れか1に記載の装置。

【請求項13】

ペロウ(37)が透明板(31, 32)の間に設置されていることを特徴とする請求項9～12の何れか1に記載の装置。

【請求項14】

動き検知装置(7)が少なくとも二個の測定センサー(19, 20)を有し、センサーはイオンビーム軸(15)に関する二つの空間角(α 、 β)から、腫瘍組織(3)を持つ患者(10)の体の部分のマーキングの時間的および位置的場所を検知することを特徴とする前述の請求項の何れか1に記載の装置。

【請求項15】

測定センサー(19, 20)が像評価ユニットと共働する精密ビデオカメラであることを特徴とする請求項14に記載の装置。

【請求項 16】

動き検知装置（7）が少なくとも2個の測定センサー（19, 20）を有し、測定センサーはイオンビームに直交し、互いに垂直に配置され、腫瘍組織の場所の時間的、位置的变化をX線ビーム（38, 39）の短パルスによってモニターし、動き検知装置が腫瘍組織の像の検知のためセンサー板（40, 41）および評価ユニット（42）とを対応して配置することを特徴とする請求項1～13の何れか1に記載の装置。

【請求項 17】

イオンビーム流れの強度のモニタリングの迅速読み出しを有するイオン化チャンバがイオンビーム（2）のビーム路に伝達カウンターとして配置されることを特徴とする前述請求項の何れか1に記載の装置。

【請求項 18】

イオン化チャンバが偏向装置（1）と深さ毎スキャンニング適応装置（5）の間に設置されることを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項 19】

患者の腫瘍組織をイオンビーム（2）の手段で照射する方法において、照射スペース（8）に患者（10）を置く為に、患者（10）を患者の外形にマッチした装置に置き、

患者（10）の体の部分で、腫瘍組織（3）の近くにマーキングを施し、動き検知装置（7）の手段、またはイオンビームに直交するX線ビームの互いに垂直の2方向から腫瘍組織のX線像を捉えることにより、マーキングの時間的、および位置的变化を決定し；

イオンビーム（2）を調整し、イオンビーム偏向装置（1）とイオンビーム制御装置を使って、イオンビームの範囲をマーキングあるいは腫瘍組織の時間的および位置的变化に適応させる、追加の深さ毎スキャンニング適応装置（5）の手段により腫瘍組織をスキャンニングする間に、イオンビーム偏向装置（1）と共働して動き検知装置（7）により決定されたイオンビーム（2）を調製する方法。

【誤訳訂正2】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【発明の詳細な説明】

【発明の名称】腫瘍組織に照射する装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、本願の独立クレームによるイオンビームの手段による、患者の腫瘍組織に照射する装置並びに方法に関する。

【背景技術】

【0002】

最近開発されたイオンビーム装置並びに方法は、例えば欧州特許出願98 117 256 . 2に基づくような、深部にある腫瘍に対する照射精度の向上が認められている。

これらの装置および方法を用いると、患者の腫瘍のような目標物が同一厚さの層に裁断され、それらの層は、その後イオンビームにより格子状に面毎にスキャンされる。イオンビームは、固定座標システム、固定された処理スペースにおけるイオンビーム軸の空間角度、或いはガントリ手段によって可能となる異なる空間角度からの放出に係る処理空間をもたらす。

【0003】

患者の腫瘍を、照射スペースのその固定座標システムに置くために、患者は、先ず座標システムにおける正しい要求位置に置かれ、イオンビームに正確に照射され、スキャンされ、実際に照射されスキャンされるイオンビームの容積が、患者の腫瘍の計画された目標体

と一致するようにしなければならない。そのような公知の場合に、患者にとって更に必要なことは、患者を照射の間、所要の位置に保持することである。所要の位置に保持するために、個別に作られた熱可塑性樹脂マスクシステムのような複雑な装置が、照射の前に患者をミリメートル単位の精度で調整し、照射の間マスクの手段で患者を安定にさせ、患者を定位置に固定されるために用いられる。公知の装置並びに方法を用い、例えば頭および首部分の腫瘍、脊柱に近い腫瘍のような、空間的に固定された目的物体を照射することのみが可能であり、それにより頭だけを適当なマスク手段によって固定するか、あるいは体全体のマスクが空間的柱状体を安定化される。

【0004】

これまで、このような方法を用いて、例えば胸部のような所における移動する目的物体の照射は不可能であった。例えば、呼吸による動きは目標物体の胸部内で数センチの移動を生じ、その結果、必要とするミリメートル精度が不可能になる。従って、同時に、内部移動が目的物体のセンチメートル範囲の移動を生ずるとき、ミリメートル精度の固定を達成することは不可能である。更に、ビームのスキニングが行なわれている間の目的物体の動きが実質の投与の不均一をもたらす。

【0005】

イオンビームのイオンが、平面的に比較的速い、格子パターンのスキニングに対する一定のエネルギーを持っている場合には、時間的に、センチメートル範囲の目的物体の横方向の移動に追従可能であるが、加速装置は、例えば、腫瘍患者の胸部における呼吸または心臓鼓動のような、深度に関しての物体の移動に追従できるように、エネルギーを十分速く換えることは出来ない。

【発明の概要】

【0006】

本発明の問題は、イオンビームの手段による患者の腫瘍組織に照射する装置および方法の提供にあり、イオンビームは、空間的ならびに時間的な変更、特に目的物体のイオンビーム方向に垂直な深度に関し、空間的および時間的な周期変化、に適用出来る。

【0007】

これらの問題は、独立クレームの主題により解決される。好ましい態様の特徴は従属クレームに示されている。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、イオンビーム手段による患者の腫瘍組織へ照射する装置は、腫瘍組織のスライス状および平面状スキニングに用いるイオンビームの偏向装置を有し、段階的イオンビームエネルギー制御装置と、イオンビームの深度方向スキニング加速装置を有する。更に、装置はイオンビームの範囲に適合し、深度方向スキニング適応装置として使用され、加速装置のエネルギー制御装置より高速に、深度的に適合するイオン破壊 (ion-breaking) 装置を有する。更に、処理スペース内の腫瘍組織の時間的かつ位置的移動の場合の腫瘍組織のスキニングの時、装置は、移動検知装置を有して処理スペース内の腫瘍組織の時間的かつ位置的变化を検知し、制御措置を有する偏向装置と深さ毎スキニング装置をコントロールし、イオンビームの方向と範囲をそれぞれ調節する。

【0009】

本発明の装置は、動いている患者の目標物体を、固定されている患者の不動の目標物体に対すると同様の精度で照射することが出来る、優れた点を有している。この目的のため、移動検知装置は照射の間、患者の動きを検知し、それによって照射ポイントがコントロール装置により調整される。原則としてこの装置の場合、今では、患者を最初にミリメートル単位の精度で固定された空間座標内で調整する必要がない、というのは、移動検知装置による患者の実際の最初の位置が、処理プログラムおよび／または、訂正された処理プログラムに適用出来るからである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の好ましい態様として、装置が二個の電磁石を有し、その手段により偏向装置が、面毎スキャンニングを可能にする。電磁石はイオンビームをイオンビーム軸に直交するX方向とY方向、即ち互いに垂直方向に偏向し、イオンビームエネルギーコントロール装置の方法による手段と比べ比較的高速で腫瘍の面毎のスキャンニングが与えられる。その目的のために電磁石は、高速反応出力ユニットおよび測定装置によって制御される。それらの装置はイオンビーム軸に直交する処理スペース内の腫瘍組織が時間的、位置的变化する場合のスキャンニングにおける、調整ならびに適用に使用出来る。

【0011】

また、本発明の好ましい態様では、装置が少なくとも一個の加速装置を有し、それによりイオンビームのエネルギーが調節され、腫瘍組織がスライス毎に、深さをずらして、照射されることが出来る。このことは、腫瘍全体がスライス毎に完全にスキャンされ、イオンビームの範囲が、イオンビームのエネルギーの緩和によってスライスからスライスへと調整されるようになるという利点もある。その目的のために加速器はシンクロトロンまたはシンクロサイクロトロンだけが使われ、等量のイオンおよび等しいエネルギーが、段階的により高いエネルギーへ加速することが可能となる。加速器の制御機能の複雑さのために、イオンビームのエネルギーは、照射スペース内あるいは腫瘍体の規定の範囲に充分急速に、あるいは要求される正確さで、腫瘍組織または患者の動きに自動的に追従して適用することが出来ない。

【0012】

発明の好ましい態様では、深さ毎スキャンニング適応装置は、そのため二枚のウェッジ型の断面のイオン破壊板を有し、板はイオンビームの全体照射フィールドをカバーし、移動する腫瘍組織の高速な深さ毎のスキャンニングに適用出来る。

【0013】

その目的のため、発明の好ましい態様では、イオン破壊板が電磁的作用可能な通路上に設けられる。これらの電磁的作用可能な通路のためウェッジ型イオン破壊板の位置は、ミリ秒内に変えることができ、そのため、ウェッジ型イオン破壊板のオーバーラップする区域に設けられたイオンの破壊通路の長さはイオン破壊板によって変えることができる。その目的のため、ウェッジ型イオン破壊板はイオンビームの全照射フィールドでオーバーラップしその範囲内では、その位置に関係なく、移動する目標体の位置的、時間的变化に適用できる。

【0014】

本発明の好ましい態様として、イオン破壊板は、リニアモータ上に設けられる。そのようなリニアモータはイオン破壊の連続的、微小調整が目標体の深さ毎スキャンニングの適用を可能とするという利益をもたらす。リニアモータによるウェッジ型イオン破壊板の位置の変更は、さらに極めて精密な位置的のみならず、深さ毎の目標体の時間的变化に対する反応速度の非常に高速な適用が可能である。

【0015】

更なる態様として、種々な厚さの水の入ったシリンダーがウェッジの代わりに使われる。シリンダーのカバーは透明板、例えば二枚のプレキシグラス、またはシリカガラス皿で作られ、上部の皿はリニアモータの2乃至4倍の高速運転で動く。シリンダーの側面カバーは鋼またはゴム製のベロー（bellows）の形をしている。種々の厚さの水層は水圧系により支えられ、シリンダーが引き抜かれると、シリンダー内に水が汲み入れられ、シリンダーが押しつけられると水は抜かれて、運転が止まり、構成が空となるのが防止される。

【0016】

この態様は、ウェッジの場合より薄い厚さが可能となる利点がある。ウェッジの場合、最小の厚さはウェッジ傾斜×フィールドサイズ（一般に5 cm）で計算される。シリンダー配置の場合の最低の厚さは、二枚のカバーの厚さ（一般に1 cm）である。その最低の厚さはビームの散乱を減少し、ビームの質を改良する。シリンダー配置は、更に横方向のウェッジ構成より緻密となる。

【0017】

更なる本発明の態様において、移動検知装置は少なくとも、イオン軸に関し二つの空間角度の二個の測定センサーを有する。測定センサーは腫瘍組織を持った患者の体の範囲のマーキングの任意な場所位置を検索する。そのようなマーキングはドット、ダッシュ、或いはその他の幾何学的な形の皮膚吸収可能な発光色、または発光体の形で、測定センサーによって明らかに検索し測定できるように付けられる。

【0018】

更なる本発明の態様において、測定センサーは、画像評価ユニットと共働する精密ビデオカメラである。その手段により、正確に測定すべき腫瘍付近の体の区域、ならびに腫瘍の位置の時間的および位置的移動が有利に可能になる。

体の表面のマーキングと精密ビデオカメラを用いる移動検知装置の代わりに、本発明の更なる態様は、体内の腫瘍の移動を直接検知するX線システムを有する。その移動検知システムの場合、二本のX線管がイオンビームと直交するビーム方向に取付けられる。二本のX線管は、更に双方が直角に向けられている。更に、二つの敏感なX線像増強装置は、それぞれの場合、患者の反対側に、反対に取り付けられている。X線管は適用量を低く保持するために、例えば20Hzのような周波数で、低出力の短いX線フラッシュを発光する。連結しているX線像が像増強装置に記録され、数次表示される。その結果、二方向の像列が得られ、適当な方法および適切なソフトを用いて、目標点P iの転位が実質上のリアルタイム、約50msの遅れで決定される。

その態様は、非常に多くの体内の移動に関する情報がX線記録から、体の表面の外部表示からより多く得られ、時間的、位置的器官の転位のより詳細な決定が可能になる利益がある。

【0019】

主に、腫瘍体の照射は像点から構成され、像点はグリッドの面毎にスライス型に、互いに横に置かれ、イオンビームはスキャン点からスキャン点へ、ビーム軸と直交するXおよびY方向に変換される。イオンビームのイオンのエネルギーを、問題の増強器によりコンスタントに保持することが出来るとはいえ、物体点あたりのイオン数は時間の間一定ではない。それにも係わらず、腫瘍組織の全ての物体点に等しい規模のイオンビーム投与を与えるために、イオンビーム流れの強さをモニターする急速読み出しを備えたイオン化チャンバは、本発明の好ましい態様であり、イオンビームのビーム通路に透過カウンターとして設けられる。このような透過カウンターは、腫瘍体の照射される点におけるイオンビームの滞留時間を決定し、連結する制御ユニットが、決められたビーム投与が達成されるやいなや、イオンビームを次の体点へ転流する。その結果、腫瘍体のスライス体を格子状パターンの面毎のスキャンを有利に可能とする。

【0020】

イオン化チャンバは、好ましくは、転換装置と深さ毎スキャン適応装置、特にウェッジ型破壊板、または透明板の間の水層を有する深さ毎スキャン適応装置との間に設け、その範囲内のイオンを制御するだけであるが、イオン投与に影響しない。

【0021】

イオンビームの手段による患者の腫瘍組織の照射方法は、以下のステップから成る。

患者を、患者の外形に適合する装置に患者を照射空間に置くために置くこと；

患者の体の腫瘍に近い区域に印をつけること；

移動探査装置の手段により印の時間的、位置的变化を決定するか、腫瘍のX線像をイオンビームに直交するX線ビームの互いに直角方向の二本で捕まえること；

イオンビーム変換装置とイオンビームエネルギー制御装置を用いて腫瘍組織をスキャンする間に、イオンビームの範囲を移動検知装置とイオンビーム変換装置との併用により決定されたマーキングの時間的、位置的变化に適用する別の深さ毎スキャン適応装置の手段によりイオンビームの調整すること。

【0022】

この方法を用い、固定されている患者のように、動いている患者の、動いている腫瘍体を

照射する時、腫瘍組織が、例えば心臓の鼓動、または呼吸の結果による移動など、定期的な数センチメートルまでの移動の場合でさえも、ミリメートル範囲の同様の精度が達成されるようになることは利益のあるところである。この方法では、イオンビーム照射は、連続的に腫瘍組織の場所の時間的、位置的变化に追従し、繰り返される位置が達成される迄、照射を遅らせる必要はない。非定期的ペースで起こる患者の遅い動きにも適用可能であり、深さ毎適応装置および変換装置の適用によるイオン照射は時間的、位置的に適用される。咳き込みのような急激な位置の変化の場合にのみ照射作業を中断すべきである。

【0023】

これまでに腫瘍組織の同じ場所で達成されていた場合にのみ、照射が許されている方法と比較して、本発明の方法は、患者にたいする照射時間を大幅に短縮できる利益がある。というのは、照射作業が、例えば患者の心臓鼓動、または呼吸の規則性に関係ないためである。

【発明を実施するための形態】

【0024】

本発明の更なる利益ならびに特性を以下に添付図面を参照して、態様について詳細に示す。

図1は、本発明の態様である患者の胸部の腫瘍組織の照射の工程を図式で示したものである。

図2は、移動検知装置の例を図式で示したものである。

図3は、スキャニングポイントの近くの体の比較を示したものであり、位置的、および時間的に固定された場合、即ち静的目標体と、位置的、随意的に移動する場合、即ち動的目標体との違いを示したものである。

図4は、本発明の例を、患者頭部の腫瘍組織照射の工程として、図式で示したものである。

図5は、種々体積の水の手段によるイオン破壊装置を、図式で示したものである。

図6は、本発明の別の例を、患者頭部の腫瘍組織照射として図式で示したものである。

【0025】

図1は、本発明の態様を、患者10の胸部23の腫瘍組織3に照射する工程を図で示したものである。この目的に対し、装置はイオンビーム2を備え、イオンビーム軸15からイオンビーム偏向装置1によりイオンビーム軸15と直交して、さらに詳しくは、X方向に電磁石13の隙間24を通して、Y方向に電磁石14の隙間25を通して偏向される。それら隙間は、互いに直角に配置されている。

【0026】

患者の腫瘍組織上に衝突する前に、イオンビームは更に矢印Rの方向に電磁的に駆動されたイオン破壊装置11、12を通る。イオン破壊装置は、イオンビーム2の範囲に適用する深さ毎スキャニング適応装置として用いられ、電磁石13、14の隙間24、25に入る前にイオンビームエネルギーが制御される手段によるエネルギー制御装置（図示せず）より高速な深さ毎適用性を有する。

【0027】

イオンエネルギー制御装置（図示せず）は腫瘍組織3の不安定な深さ毎のスキャニングをもたらす；エネルギー増加の結果、段階方法でスライス毎および面毎スキャンの後、イオンビームはより深く腫瘍組織内に貫通し、最終的にはイオンビームのスライス毎、および面毎スキャニングの結果として全体腫瘍組織が破壊される。

【0028】

その際、破線で示された場所への患者10の移動の時、腫瘍組織3の位置も同様に移動する。静的照射の場合には、照射が患者の動きに追従出来ず、健康な組織が照射され、破壊される。

このことを避けるために、図1の装置には、処理スペース8内の腫瘍組織3の位置の時間的、位置的变化を検知する移動検知装置7が有る。本発明の態様ではその移動検知装置は精密ビデオカメラ21、22から成り、患者10の体のマーキングの移動を追い、検知さ

れたマーキングの変化値と腫瘍組織 3 の位置の時間的、場所的变化に関連する像評価装置に連絡する。

【0029】

制御装置（図 1 には図示せず）は、処理スペース 8 内の腫瘍組織 3 の時間的、位置的变化の場合の腫瘍組織の照射の際、電磁石 13、14 を有する変換装置 1 と、一方でイオンビームの方向と、他方でイオンビーム範囲を調整するためのイオン破壊装置 11、12 との両者を制御する。図 1 に示す装置を使うことにより、ビーム療法の 100 年以上の歴史における、より精密なビーム適応が、即ち改良された臨床上の成功が達成される。

精密度の連続的向上が、イオンビームが導かれ、変換される磁石の間隙を通して、互いに垂直に配置された二個の電磁石からなるこのスキャニングシステムの使用によってもたらされた。図 1 による装置を用いると、目標体、即ち腫瘍組織 3 がイオンの細かいビームで様々な強度でスキャンされる。そのイオンビームの直径はミリメートル範囲でイオン投与を与えることができ、精度は数ミリメートル範囲の様なものである。

【0030】

照射中の目標体 26 の移動の場合に、実際のビーム焦点と実際の目標との間に不一致が生じ、そのため局所的な投与量以下、あるいは以上に結びつく、目標体 26 内の不正照射を生ずる。図 1 による発明の装置を用いないスキャニング方法は、昨今では移動する目標体 26 の場合に使用することができない。

【0031】

他の照射装置では、高開放ビーム束ならびに深度に関して非常に高度に広がるようなものが使われている。そのような開放ビーム束は、面毎、スライス毎スキャニングせずに全目標体をカバーでき、大放射面積の力によって、スライス毎スキャニング装置が移動目標体の場合に用いられるような、目標体内の非不均一投与が発生しない。開放ビーム束を持った装置の場合には、臓器の移動は端部だけの効果を有し、照射体の拡大により補償されることができ、目標の移動部分にはもはや照射体が残らないようになる。しかし、逆に、目標体の縁の通常の、健全な組織の広い範囲が同様に照射されなければならない、開放ビーム束を用いて照射される体を同時移動する際、精度の低下と同時にマイナスの副作用の増加が患者に対する結果となる。

【0032】

図 1 の装置を、深さ毎スキャニング適応装置 5 なしで用いると、臓器の移動は、イオンビーム 2 の断面が実質上大きくなる時だけを考慮に入れることが出来る。しかし、横区域の精度をいくらか減少し、長手方向の投与側面が調整されないような解決手段では、開放ビームでビーム方向の移動を調整することができない。従って、もし開放ビームが臓器移動をカバーするため用いられれば、その結果は、まだビーム方向の内部目標体の非不一致投与分布となる。

【0033】

深さ毎スキャニング適応装置 5、および臓器の動きを考慮に入れない図 1 の装置使用の可能性は、定期的動き、例えば移動検知装置 7 の助けによる患者の胸部の動きの検知を含むことができ、胸部が同じ位置にある時にのみ照射を行うことが出来る。深さ毎のスキャニング適応装置がなく、患者胸部の定期的動きが検知される装置は、照射ならびに患者の処理時間を多くの場合上げることができる。というのは、まず腫瘍を同じ位置に待たせなければならないからである。開放ビームだけがこの場合の現実の値まで処理時間を減少することができ、その値はそのまま、前に説明したように、精度の欠落につながる。

【0034】

従って、本発明による装置は、イオンビームの透過の深さが患者の動きに最適に適用される手段による取かかりを証明し、位置の時間的、位置的变化の場合、腫瘍組織が極めて詳細にミリメートルの精度で照射されるようになる。

【0035】

図 2 は、図式による、移動検知装置 7 の代表例である。この例は二個の精密ビデオカメラ 21、22、により患者 10 の体の区域の動きを確認している。ビデオカメラは患者 10

の胸部上のマーキングを二つの異なる空間角度、で検知し、像評価ユニット（図示せず）に送る。マーキング4は、一方で、照射されるべき腫瘍組織の近くに並べられ、他方胸部の動きを正確に捉え、マーキング4の時間的、位置的变化から腫瘍組織の時間的、位置的变化を推理することが可能となる。

【0036】

照射スペース8の座標方向X、Y、およびZを持つデカルト（Cartesian）座標システムにおいて、空間角 α および β は、空間角成分 α に対し空間角成分 α_x 、 α_y および α_z 、を、空間角 β に対し空間角成分 β_x 、 β_y および β_z を持つ。空間角 α 、 β は、これら成分により明らかに照射スペース8の座標システムX、Y、Zに関係している。

その配列の第一の精密ビデオカメラ21はプロジェクトポイント A_α 、 B_α および C_α をもち、プロジェクトポイント A_α はXおよびZ軸で構成される面を通り、プロジェクトポイント B_α はYおよびZ軸で構成される面を通り、プロジェクトポイント C_α はZおよびY軸で構成される面を通る。第二のカメラ22はプロジェクトポイント A_β 、 B_β および C_β をもち、プロジェクトポイント A_β はXおよびZ軸で構成される面を通り、プロジェクトポイント B_β はYおよびZ軸で構成される面を通り、プロジェクトポイント C_β はZおよびY軸で構成される面を通る。これらプロジェクトポイントを通して、精密カメラ21および22の位置は、照射スペース8内に同様に明らかに規定され、第一の精密ビデオカメラ21の区間角度 α の座標は X_α 、 Y_α および Z_α であり、第二の精密ビデオカメラ22の場合の空間角度 β の座標は X_β 、 Y_β および Z_β である。

【0037】

最も大きな臓器の移動、即ちマーキング4における最も大きな時間的、位置的变化は、呼吸の間の患者の胸部で起こる。中央胸部23において、1センチメートルまでの大きさの移動と、肺の先端部の3センチメートルまでの移動が現れる。呼吸の結果によるこれらの移動は、周期的である。内部構造の移動は、体表面の動きに関連している。光学モニタリングおよび精密ビデオカメラ21、22による体表面の検知が内部構造に対するそれぞれの実際の場所の座標をあたえる。その目的のため、着色したダッシュ、着色したドット、発光ダイオードのような発光体の形のマーキング4を体表面に施すことができる。その結果、その時々患者の内部の形状や、内部構造の移動の時間的推移と問題のスピードを捉えることが、組織を害する介入なく有利に可能となる。

【0038】

図3はスキニングポイント P_i と、 P_{i+1} の近くの体との間の、場所的および時間的に固定されている場合の P_{i+1} との比較を示したものである。従って静的目標体 V_s と場所的、時間的に動く、動的目標体 V_d との比較を示したものである。表面に関連する内部構造の移動の決定は、照射の前に知っていなければならない。それはモデル計算あるいは測定により決定することが出来る。

【0039】

タイムポイント $t = 0$ の瞬間的測定から始めて、移動しない目的物にたいする格子状スキニング法の場合と同様の短時間記録の場合、目標体を等しい粒子範囲の深度座標Zを有する厚さを持つ層に破壊することが可能であり、それぞれの層は物体スキニングポイント $P_i(x_i, y_i, z_i)$ をカバーする対照画像点をもつ、XおよびY方向の側面ネットワークを有する。照射の間、それら像点は移動によって、点 $P'_i(x_i + \Delta x_i(t), y_i + \Delta y_i(t), z_i + \Delta z_i(t))$ に移動する。不一致または移動 Δx 、 Δy および Δz は時間 Δt 間の臓器の移動の三次元速度から得られ、その時間は、腫瘍組織(3)の物体点Pの投与に必要なものである。例えば、胸部23の最大移動3cmと約0.5Hzの呼吸頻度、即ち2秒間の最大移動が約 $V_{organ} = 3 \text{ cm/s}$ の臓器の動きの速度となる。

【0040】

その後体スキニング点となる、像点 P_i は横および長手スキニング方法の場合、1乃至3mm間隔を採る。即ち、 P_i 点の照射投与から1乃至3mmの距離の、次の近くの点 P_{i+1} に近づき、ビーム投与が、再び体スキニング点に導入される。体スキニング

点 P_i または P_{i+1} の投与時間は 10ms より短い。従って、目標点はその 10ms に、最大 0.3mm 、即ち、二つの物体スキャニング点 P_i と P_{i+1} との間の間隔よりも非常に短い距離だけ動くことになる。目下照射された物体スキャニング点 P_i の動きが、照射の間の照射の感度の欠落より短いので、点 P_i は照射の間に移動する必要がない。 P_i が照射された後、ビームは点 P_{i+1} まで送られなければならない、点 P'_{i+1} は臓器の動きにより、最初に計画された点 P_{i+1} から移動している。その臓器の動きは、図 3 に r として示され、速度 $r = V_{org} \cdot \Delta t$ に由来する。 $(i+1)$ 番目の実際の点は；

$$P'_{i+1} = (X_{i+1} + \Delta X_{i+1}(t), Y_{i+1} + \Delta Y_{i+1}(t), Z_{i+1} + \Delta Z_{i+1}(t))$$

移動点 P_i の物体スキャニング点 P_i の最初の静的ネットワークとの不一致または転置は、照射時間内の移動から生ずる。呼吸、心臓速さ、等のような通常の繰り返し、または定期的動きの場合、これらのような点は、体表面の動きに関連付けてできるサイクル曲線に従う。時間に関する移動のパラメータ化表示が可能である。本発明の装置、および本発明のイオンビーム手段による患者の腫瘍組織照射の方法を用いて、動きのプロセスが突然に起こるのではなく、むしろイオンビームのスキャニングスピードより実質的に遅い速さで起こる場合にのみ、非繰り返しプロセスを制御することが出来る。例えば、咳き込みのような場合に起こる、急劇な、忙しい動きの場合には、健康な組織を間違った投与から守るため、緊急警告によって装置を止めることができない。

【0041】

図 4 は、図式により、本発明の例を、患者 10 の頭部 6 の腫瘍組織 3 の照射の手順で示したものである。図 4 の装置は、図 1 の装置に完全に対応し、イオンビーム 2 を軸方向 15 から偏向させる二個の電磁石 13、14 を有し、イオンビームの範囲はウェッジ型の形状のイオン破壊板 16、17 によって制御される。少なくとも全照射範囲をカバーするオーバーラップ範囲 28、29 はウェッジ型形状の破壊板 16、17 の互いの方向への動きによって、破壊板 16、17 を通るイオンビーム 2 の破壊路が増加し、そのため、イオンビームの範囲が減少する。ウェッジ型の形状の破壊板の相反する動きによって破壊路は減少し、イオンビームの範囲が増大する。

ウェッジ型形状の破壊板 16、17 の動きの方向は、図 4 に矢印 R で示される。ウェッジ型外形状を有し転置可能な破壊板は、この例では、高性能リニアモータによって駆動され、ビーム集中的な、深さ毎適応を達成することができる。リニア駆動について、深さ毎スキャニング適応装置 5 は、動き検知装置 7 と偏向装置 1 と共作働する電子制御システムを有する。速い反応を確保するため、可動台上の破壊板 16、17 を動かすリニアモータの防護板は、空気取付であり、ニアモータのモータ電流はサーボモータ制御の手段によって制御される。

【0042】

図 5 は、図式による各種水量の方法によるイオン破壊装置 43 の表示である。前記の図の機能と同じ機能を有する部分は、同じ参照符号で示し、別途記載しない。

参照符号 44 は、透明板 31、32 の間に入れられた水の層を表す。透明板 31、32 の内、板 31 はリニアモータ 34、35 によって動かすことができる。リニアモータの数は板 31 の移動速度を上げるために、所望により増やすことが出来る。水層 44 はペロウ 37 により横方向の流出から安全に守られている。矢印方向 G および F の動きの方向によって、水の容積を増やすか、水を加える為に、補償タンク 36 が設けられる。リニアモータ 34、35 は、水層 44 が増大した際には水を注入することにより、また水層 44 の厚さが減少した際には水を抜き出すことによって、水力学的に助ける。参照符号 33 は水で満たされた中間スペースを示す。イオンビーム 2 は破壊の目的で水層 44 を通り、そのとき、ガラスまたはプレキシガラスで作ることが出来る透明板 31、32 を貫通しなければならない。最も小さい破壊は、二枚の板 31、32 が互いに隣接するときに達成できる。それらはイオンビームの散乱を最小にする極めて薄い厚さである。

【0043】

図 6 は、図式による患者頭部の腫瘍組織照射の過程における本発明の更なる例示である。前述の図における同一の機能を有する部分は同一の番号で表示し、別に説明しない。

【0044】

図 4 の例と異なる更なる例は、ウェッジシステムがイオン破壊装置 43 として使われず、むしろ図 5 に示すイオン破壊装置 43 として用いている。図 6 のさらなる例は図 1 および図 4 の、少なくとも二本の X 線管が動きの検知系として用いられているシステムの例とは異なるものである。測定センサー 19、20 は X 線管で、患者 10 の腫瘍組織 3 に互いに正しい角で X 線ビーム 38、39 を管理する。これら X 線ビームは、例えば 20 Hz の低出力の X 線フラッシュにより腫瘍組織 3 に向けられ、対応する像強化板またはセンサー板 40、41 によって受け取られる。X 線フラッシュは、評価装置 42 へ信号を送る。X 線ビームを用いる動き検知システムは、体の中の腫瘍体の動きに直接追従することが出来、従って破壊装置 43 の極めて厳密な制御が可能となる。

【実施例】

【0045】

実施例 1（方法遂行の第一の例）

方法遂行の実施例 1 において、照射の前に患者の表面に、例えば皮膚の上のカラーマーキングあるいは発光ダイオード等のような重要なマーキングを施す。患者を、例えば、図 1 および図 4 に見ることができるような、参照番号 30 を有する患者の体に適応する形状のベッドの上に寝かせる。その方法で約 1 センチメートルの位置精度が、強制せずに達成することができる。照射位置では、図 1 および 4 に示すように、患者 10 は少なくとも二個の精密ビデオカメラ 21、22 により、空間角度 α 、 β の異なる空間方向からモニターされる。空間方向はマーキング 4 の位置（図 2 と比較）を時間の関数として記録し、像点あるいは像スキャニング点 $P'_i(t)$ の対時間依存の訂正関数をもたらす。

イオンビーム 2 の三次元の急速移動達成のために、二個の電磁石 13、14 からなる横方向に力を制御されたグリッドスキャナーが、深さ毎スキャン適応装置 5 と組み合わせられる。というのは、イオン加速装置のない状態では、イオンビームエネルギー制御装置は体点 P を照射する間の急速なエネルギー変化をもたらすことが不可能であるからである。上に説明した二個の電磁石からなり、それらの屈折方向が互いに、そしてビーム軸 15 に垂直になるよう調整された、横方向スキャニング部は、急速電力ユニットでコントロールされ、X および Y 方向の急速横方向スキャニング適応を確実にする。

【0046】

X および Y 方向のスキャニング装置の外に、患者の正面に、本質的にリニアモーター上に取り付けられ、全照射面をカバーする反対方向に働く二つのウェッジからなる、電子機械的に運転される深さ毎スキャン適応装置を、直接設ける。その深さ毎スキャン適応装置は、患者の動きによって生ずる像点の深さ毎の位置変化、または患者器官の位置変化の訂正のみに使われる。その深さ毎スキャン適応装置は、目標体の全深さをカバーする必要はない。

【0047】

深さ毎の変動の途中、シンクロトロンまたは他の加速装置のエネルギー変動が使われる。その方法では、ビームの流れが患者の正面のビーム路に設けられたイオン化チャンバによってモニターされ、体スキャニング点 P 当たりの必要粒子投与が達成されたとき、体スキャニング点 P_i から次の P_{i+1} へスイッチされる。同時に、患者の精密ビデオカメラモニタリングにより、表面の動きが測定され、目標体の内部構造の動きがそれから計算される。

【0048】

偏向磁石の磁気価およびウェッジ型破壊板の深さ毎適用値は、三次元の目標体の動きをもとに修正される。この種の方法および装置においてビームが、照射の間に邪魔されないという事実は、同時に腫瘍組織に照射されない場所がないということを意味する。内部および静的照射からはずれるシャープなウェッジの精度が、移動器官の動的照射の達成となる。

さらに、装置と方法は、体投与の圧縮に関しても変わらない。体の圧縮の場合、例えば胸部においては像点は互いに近づいてくる。その結果、局部的粒子の影響が増大する。同時に、マス密度も増大して圧縮となる。というのは投与は密度を超えたエネルギーの沈積として規定され、最初の近似にたいする圧縮による影響を受けない。このことは本願発明の装置および本願発明の方法の場合、個々のビーム位置の粒子の動きが、照射の間の修正の必要がないということを意味する。

【0049】

実施例2（方法遂行の第二の例）

方法遂行の実施例2において、患者の体のマーキングの代わりに腫瘍組織の時間的および位置的变化が、直接X線ビームにより確かめられる。その目的のため、患者のオリエンテーションの後、二本のX線ビームを腫瘍組織に当てる。X線ビームをイオンビーム2に垂直に置き、患者の受ける投与を低く保つため、低電力のX線フラッシュを与える。これらのフラッシュは20Hzの周波数で腫瘍組織に向けることができる。X線ビームの方向は互いに90度ずつずらし、イオンビーム2に関して直角に配置する。X線ビームフラッシュにより、像強化板が発光されシグナルを評価ユニット42へ送り、破壊装置43をコントロールする。本願発明の実施例2における破壊装置43は、水層33であり、その厚さは変化し、透明板31と32の間に置かれる。水層厚さの急速変化は二枚の透明板31、32の間の中間スペース33を変えることによって行う。その移動はリニアモータ34、35、と同時に圧力補償および水の体積補償を与える補償容器36、とによって行う。それ以外の腫瘍体を処理する全ての照射手段は、既に記載している実施例1の方法にしたがう。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明の態様である患者の胸部の腫瘍組織の照射の工程を図式で示したものである。

【図2】移動検知装置の例を図式で示したものである。

【図3】スキャニングポイントの近くの体の比較を示したものであり、位置的、および時間的に固定された場合、即ち静的目標体と、位置的、随意的に移動する場合、即ち動的目標体との違いを示したものである。

【図4】本発明の例を、患者頭部の腫瘍組織照射の工程として、図式で示したものである。

【図5】種々体積の水の手段によるイオン破壊装置を、図式で示したものである。

【図6】本発明の別の例を、患者頭部の腫瘍組織照射として図式で示したものである。

【符号の説明】

【0051】

- 1 イオンビーム偏向装置
- 2 イオンビーム
- 3 腫瘍組織
- 4 マーキング
- 5 深度方向スキャニング適応装置
- 6 頭部
- 7 動き検知装置
- 8 処理室
- 9 イオンビームエネルギー制御装置
- 10 患者
- 11, 12 イオン破壊装置
- 13 X方向電磁石
- 14 Y方向電磁石
- 15 イオンビーム軸
- 16, 17 イオン破壊板

19, 20	2 測定センサー
21, 22	2 精密ビデオカメラ
23	胸部
24	電磁石13内の間隙
25	電磁石14内の間隙
26	目標体
27	肺の縁
28, 29	重複領域
30	体型ベッド
31, 32	透明板
33	中間スペース
34, 35	リニアモータ
36	補償タンク
37	ベロウ
38, 39	X線ビーム
40, 41	センサー板
42	評価ユニット
43	イオン破壊装置
44	水層
Vs	静的目標体
Vd	動的目標体
Pi P1	体スキャニング点
Pi + 1	Piに近い体スキャニング点
α, β	空間角度
$\alpha x, \alpha y, \alpha z$	空間角度 α の部分
$\beta x, \beta y, \beta z$	空間角度 β の部分
$X\alpha, Y\alpha, Z\alpha$	第一のカメラ位置の空間角度 α の座標
$X\beta, Y\beta, Z\beta$	第二のカメラ位置の空間角度 β の座標
$A\alpha, B\alpha, C\alpha$	第一のカメラ位置の面XZ ($A\alpha$) ; YX ($B\alpha$) ; ZY ($C\alpha$) 上の投射点
$A\beta, B\beta, C\beta$	第二のカメラ位置の面XZ ($A\beta$) ; YX ($B\beta$) ; ZY ($C\beta$) 上の投射点