

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-501948

(P2006-501948A)

(43) 公表日 平成18年1月19日(2006.1.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61N 5/10 (2006.01)	A61N 5/10 M	4C082
	A61N 5/10 P	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2004-543377 (P2004-543377)
 (86) (22) 出願日 平成15年10月7日 (2003.10.7)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年5月6日 (2005.5.6)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/031575
 (87) 国際公開番号 W02004/033041
 (87) 国際公開日 平成16年4月22日 (2004.4.22)
 (31) 優先権主張番号 60/416,635
 (32) 優先日 平成14年10月7日 (2002.10.7)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10/680,327
 (32) 優先日 平成15年10月7日 (2003.10.7)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

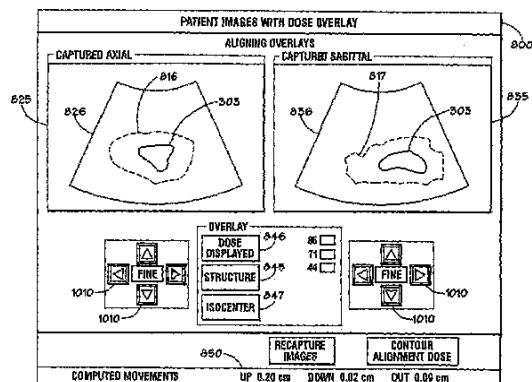
(71) 出願人 505129138
 ノモス・コーポレーション
 アメリカ合衆国ペンシルベニア州1606
 6クランベリータウンシップ・ウェストケ
 ンジンガードライブ200・スイート10
 0
 (74) 代理人 100060782
 弁理士 小田島 平吉
 (72) 発明者 シヤーシュ, ジョン・デイビッド
 アメリカ合衆国ペンシルベニア州1520
 8ピッツバーグ・サウスダラスアベニュー
 438
 Fターム(参考) 4C082 AG22 AJ11 AJ14 AJ16 AN01
 AN02

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 目標位置検証のための方法と装置

(57) 【要約】

放射線療法デバイスと放射線治療計画とを有するユーザーによる使用のため、患者の身体内の目標を治療し、そして該患者の身体内の該目標の位置を該放射線治療計画の開発で使用された予め決められた位置に整合させるための整合システム。本発明の実施例は、該目標のライブの超音波画像を発生するための超音波プローブと、該放射線療法デバイスに対する超音波プローブの位置を示すためのそして該放射線療法デバイスに対する該目標の基準位置を提供するよう適合された、3Dのデジタイザ関節式アームを有するのが好ましい位置検出システムと、そしてメモリー及びそれに付随したスクリーン付きモニターと該メモリー内に記憶された放射線治療計画とを備えるコンピュータと、を具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線療法デバイスと放射線治療計画とを有するユーザーにより、患者の身体内の目標を治療するよう、そして該患者の該身体内の該目標の位置を、該放射線治療計画の開発で使用された予め決められた位置に整合させるよう、使用するための目標整合システムに於いて、該システムが、

該目標のライブの超音波画像を発生するための超音波プローブと、

該放射線療法デバイスに対する該目標の基準位置を提供するよう適合され、該放射線療法デバイスに対する該超音波プローブの位置を示すための位置検出システムと、

メモリーとそれに付随したスクリーン付きのモニターとを有するコンピュータを備えるコンピュータシステムと、を具備しており、放射線治療計画が該メモリー内に記憶されており、該コンピュータは、該位置検出システム及び超音波プローブに応答しており、そして、

該モニタースクリーン上に、該放射線治療計画の表現に関連した該目標の該ライブの超音波画像を表示し、

該放射線治療計画の該表示された表現を、ユーザー入力に応答して、該表示されたライブの超音波画像に整合させ、

該治療計画データの該整合された表現をオーバーレイされた該目標の少なくとも 2 つの 2 次元超音波画像を取り込み、記憶するよう適合されており、該超音波プローブは各取り込まれた超音波画像用に異なる幾何学的配向で配置されており、そして該コンピュータは又

該整合に応答して、該超音波画像内の目標の位置と該放射線治療計画の該表現内の該目標の位置との間の差を決定するよう適合されていることを特徴とする目標整合システム。

【請求項 2】

治療計画データの該表示された表現が等線量分布コントゥアと構造体コントゥアの少なくとも 1 つを有することを特徴とする請求項 1 の該システム。

【請求項 3】

該少なくとも 2 つの 2 次元超音波画像が軸方向画像と矢方向画像とを有することを特徴とする請求項 1 の該システム。

【請求項 4】

該ユーザーが患者の解剖構造に対する超音波プローブの位置と角度を調整する時該コンピュータが付随した線量と構造体のコントゥアをオーバーレイされた該ライブの超音波画像の特徴を表示するよう適合されることを特徴とする請求項 2 の該システム。

【請求項 5】

該コンピュータが、該表示されたコントゥアが該ライブの超音波画像の現在の面と一致する放射線治療計画のデータの容積スライス用であるよう線量と構造体のコントゥアデータを再計算するよう適合されていることを特徴とする請求項 4 の該システム。

【請求項 6】

該コンピュータが、該ユーザー入力に応答し、そしてユーザーに駆動された仮想整合の部分として、該ライブの超音波画像に対して該コントゥアの表示される位置を動かすよう適合されていることを特徴とする請求項 2 の該システム。

【請求項 7】

該コンピュータシステムがタッチスクリーンの形でのユーザー入力デバイスを有しており、ユーザーの指のドラッグイベントに応答して該表示されたコントゥアが相互に対して同一の空間的変位を示すことを特徴とする請求項 6 の該システム。

【請求項 8】

該コンピュータが、モニタースクリーン上に表示された該ライブの超音波画像の境界内のどこかでのユーザーのモニタースクリーンディスプレイへの接触と、該ライブの超音波画像に対する該コントゥアの位置を動かすための望まれる方向でのユーザーの指のドラッグ

10

20

30

40

50

と、に 応 答 す る よ う 適 合 さ れ て い る こ と を 特 徴 と す る 請 求 項 6 の 該 シ ス テ ム 。

【請求項 9】

該コンピュータが更に、表示されたコントゥアを、それらが該ユーザーの指の動きを追跡するよう見えるように、周期的間隔で発生させるよう適合されていることを特徴とする請求項 7 の該システム。

【請求項 10】

該コンピュータが更に、基準画像として規定された該目標の以前に取り込まれ、セーブされた 2 次元超音波画像を該モニタースクリーン上に表示するよう適合されており、該画像が該放射線治療計画の付随する表現をオーバーレイされていることを特徴とする請求項 1 の該システム。

10

【請求項 11】

該位置検出システムが該 3 D デジタイザー関節式アームを有することを特徴とする請求項 1 の該システム。

【請求項 12】

該コンピュータは更に画像取り込みスクリーンを表示するよう適合されており、該スクリーンは該放射線治療計画の位置調整可能な表現をオーバーレイされたライブの超音波画像を表示するためのライブの超音波画像ウィンドウを有しており、該放射線治療計画の該表現の該位置は、該表示されたライブの超音波画像に対する該放射線治療計画の該表示された表現のユーザー整合を行うために、該表示されたライブの超音波画像の現在の面に対し表示されており、そして該スクリーンは又該放射線治療計画の該対応する整合された表現をオーバーレイされた該目標の少なくとも 2 つの取り込まれた 2 次元超音波画像を表示する少なくとも 2 つの他の静的画像ウィンドウを有することを特徴とする請求項 1 の該システム。

20

【請求項 13】

患者の身体内の目標の位置を該患者用の放射線治療計画の開発で使用された予め決められた位置に整合させる方法に於いて、該方法が、

(a) 該患者を放射線療法デバイスの治療テーブル上に配置する過程と、

(b) 超音波プローブを提供する過程と、

(c) 該目標のライブの超音波画像を表示するよう該超音波プローブを操作する過程と、該ライブの超音波画像上にオーバーレイされた該放射線治療計画の空間的に組み合わされた表現を表示する過程と、

30

(d) 該放射線治療計画の該表示された表現を該表示されたライブの超音波画像に整合させる過程と、

(e) 該放射線治療計画データの該整合された表現をオーバーレイされた該患者の身体内の該目標の少なくとも 2 つの 2 次元超音波画像を取り込む過程と、を具備しており、該超音波プローブは各取り込まれる超音波画像用に種々の幾何学的配向に配置されており、そして該方法は又、

(f) 該目標の該現在位置を該放射線治療計画の該開発で使用された該目標の位置に適合させるために該目標を位置付けるのに要する該治療用テーブル、該放射線療法デバイス、そして該患者、の少なくとも 1 つの動きの量、及び種類を決定する過程、を具備することを特徴とする該方法。

40

【請求項 14】

放射線治療計画の該表示された表現が等線量分布コントゥアと構造体コントゥアの少なくとも 1 つを有することを特徴とする請求項 13 の該方法。

【請求項 15】

該少なくとも 2 つの 2 次元超音波画像が軸方向画像及び矢方向画像を有することを特徴とする請求項 13 の該方法。

【請求項 16】

ユーザーが患者の解剖構造に対する該超音波プローブの該位置及び角度を調整する時、付随する線量及び構造体コントゥアデータをオーバーレイされた該ライブの超音波画像の

50

特徴を追跡する過程を具備することを特徴とする請求項 14 の該方法。

【請求項 17】

該表示されるコントゥアが、該ライブの超音波画像の該現在の面と一致する該放射線治療計画の該容積スライス用であるように、線量と構造体のコントゥアデータを再計算する過程を具備することを特徴とする請求項 16 の該方法。

【請求項 18】

該ライブの超音波画像形成デバイス上にオーバーレイされた該コントゥアを、該コントゥアが、該ライブの超音波画像に対して見られた時該患者の解剖構造に正しく整合されるまで、動かすことにより、仮想整合を行う過程を具備することを特徴とする請求項 14 の該方法。

10

【請求項 19】

ユーザーに駆動される仮想整合の部分として該ライブの超音波画像に対して該コントゥアの位置を動かす過程を具備することを特徴とする請求項 16 の該方法。

【請求項 20】

全ての表示されたコントゥアが、ユーザーの指のドラッグイベントに応答して相互に対し同一変位を示すことを特徴とする請求項 18 の該方法。

【請求項 21】

該放射線治療計画の表示された表現を整合させる過程が、該ライブの超音波画像の該境界内のどこかでモニタースクリーンディスプレイに触れる過程と、望まれる方向に指をドラッグする過程と、により達成されることを特徴とする請求項 14 の該方法。

20

【請求項 22】

該コントゥアの動きが該指の動きを追跡するよう見えるように、表示され、該ライブの超音波画像上にオーバーレイされるコントゥアを周期的間隔で再生する過程を具備することを特徴とする請求項 20 の該方法。

【請求項 23】

該コントゥアを再生する過程が、毎秒少なくとも 10 フレームの速度で該モニター上に表示される、該ライブの超音波画像と付随するオーバーレイされたコントゥアとを、リフレッシュする過程を具備することを特徴とする請求項 22 の該方法。

【請求項 24】

超音波プローブを 3D のデジタイザー関節式アームに設置する過程を具備することを特徴とする請求項 13 の該方法。

30

【請求項 25】

過程 (c) から (f) を繰り返す過程を具備することを特徴とする請求項 13 の該方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願はその全体での引用によりここに組み込まれる 2002 年 10 月 7 日出願の米国特許仮出願第 60 / 416, 635 号の特典を請求するものである。

50

【 0 0 0 2 】

本発明は放射線療法計画 (radiation therapy plan) に従って動作する放射線療法デバイス (radiation therapy device) により治療 (treated) されるべき目標 (target) の位置を検証 (verifying) し、整合 (aligning) するための方法と装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 3 】

最近、発癌性腫瘍 (cancerous tumors) の放射線治療は 2 つの目標、すなわち、腫瘍の一掃 (eradication of the tumor) と、該腫瘍の近くにある健康な組織 (tissue) 及び器官 (organs) への損傷 (damage) の回避と、を有する。夥しく大多数の腫瘍は、もし該腫瘍容積に十分な放射線線量 (radiation dose) が供給されれば、完全に一掃されると信じられるが、しかしながら、該腫瘍を取り巻く健康な組織又は該腫瘍の近くに位置する他の健康な身体器官への損傷のために、必要で有効な放射線線量の使用について混乱が生じる。放射線療法の目標は、周囲の健康な組織又は隣接する健康な器官又は構造体 (structures) への放射線の線量を最小化しながら、該腫瘍の外部表面により規定される腫瘍容積だけへ供給放射線線量を限定することである。

10

【 0 0 0 4 】

放射線療法治療 (Radiation therapy treatment) は、該腫瘍を治療するために、典型的に線形加速器 (linear accelerator) 又は他の放射線発生源 (radiation producing source) の様な放射線供給デバイス (radiation delivery device) を使う。該放射線供給デバイスは典型的に患者の周りに位置付けられ、治療されるべき腫瘍に向けて該放射線ビームを導く放射線ビーム源 (radiation beam source) を有する。線形加速器の回転可能なガントリー (gantry) 上に設置された放射線ビーム源の回転中、それが患者の身体を通して該腫瘍内へ進む時、線形加速器からの放射線治療ビームにより見られる腫瘍の空間的コントウア (spatial contour) に従うよう、該放射線治療ビームの形状を適合させるために種々の種類のデバイスが提案されて来た。放射線ビームの通路の内部へ又はその外へ個別に移動させられ得る多数のリーフ (leaf) の又はフィンガー (finger) の突起 (projections) を有する多数リーフコリメーター (Multileaf collimators) がその様にプログラムされ得て、この様なデバイスの例である。種々の種類の放射線治療計画システムが放射線治療計画 (radiation treatment plan) を創り、それは実施されると、敏感な周囲の健康な組織又は隣接する健康な器官又は構造体へ供給される放射線線量を限定しながら、目標又は腫瘍、の容積へ適合するよう形作られた指定線量の放射線を提供する。

20

30

【 0 0 0 5 】

放射線療法での基本的問題は該放射線療法治療が行われている時に何処に目標、すなわち、腫瘍が位置するかを知ることである。用語 " 目標 (target) " の使用は治療されるべき腫瘍又は身体器官 (body organ) 、又はその部分のみならず、該放射線療法治療で避けられるべき、器官、敏感な身体構造体 (body structure) 、又はその部分も含むよう意図されている。患者の位置と該患者内の目標の位置とは、放射線治療の時には、該放射線治療計画が創られた時と、概略又は名目的には同じであろうと仮定する。もし該目標の位置が、それが該治療計画が決定された時と同じでないなら、放射線の線量は該患者の身体内の正しい位置に供給されない。患者は、線形加速器又はコバルトユニット (cobalt unit) であっても良い放射線療法デバイスの治療テーブル (treatment table) 上に適当に必ずしも位置付けられず、そして患者の器官は日によって該患者内で動くかも知れないので、目標は該放射線治療計画がそれが位置すると仮定した精確な場所に位置付けられないかも知れない。かくして、今日の放射線療法計画は、該患者の身体内のその位置に関係無く治療されるべき目標が望まれる放射線治療線量を受ける組織の容積内に入ることを保証するために、それが真に占めるより大きい患者の身体内の空間を占めるよう、治療される目標を見なすのが典型的である。

40

【 0 0 0 6 】

この様な従来 of 放射線療法計画の欠点は、治療されるべき現実の目標が放射線の望ましい線量を受けることを保証するために治療される組織の容積を増やすことに付随する大き

50

な心配があることである。或る健康な組織が治療されるべき目標を囲み、或いは健康な器官又は敏感な構造体が治療されるべき目標に隣接しているので、この大きな容積の組織への最大の望まれる放射線の線量の供給が行われ、健康な組織、健康な器官或いは敏感な構造体を損傷する危険を増加させる。この増加する危険のために、或る腫瘍学者 (Oncologists) は該より大きい治療容積に、より少ない放射線線量を供給するが、それは該健康な組織に対しより安全であるが、治療されるべき目標に線量が不足すると言う起こり得る欠点を伴う。

【0007】

かくして、該放射線治療計画の開発で使用されたその望ましい位置にそれが適合するかどうかを決定し、該目標を取り巻く健康な組織又は健康な器官と敏感な構造体が望ましくない量の放射線に曝されるのを防止するよう、この様な望まれる位置にない時、該目標の望まれる位置との整合を見越すために、当該技術は患者の身体内で目標の位置を検証するための方法と装置を探索して来た。当該技術が探索したそれを充たすよう試みるため超音波が提案された。しかしながら、超音波 (ultrasound) は或る重要な画像取り込み限界 (image capture limitations) を有する。

10

【0008】

ユーザーが関心のある対象を突き止める (locate) ため超音波プローブを使う時、その過程のキー要素は、彼等が見ている画像がダイナミックで、実時間で変化しそして如何に個人が該プローブを操作するかと直接相関していることである。該超音波画像自身がその性質上粒子状 (grainy) で、静止画像から情報を識別することは、特にエキスパートより劣るユーザーにとって、難しいことが極めて普通である。一般に、ユーザーすなわちソノグラファー (sonographer) は、該ソノグラファーが次いで対象の真の3次元画像に精神的に集積化する画像のダイナミックなシーケンスを創るために、過程を通して該超音波プローブを連続的に動かす。該ソノグラファーは、該ソノグラファーが画像内で見たものを測定し、他に通信するよう特定の画像上で決めるが、該ソノグラファーは彼の/彼女の取り組みを得て、彼の/彼女の探索を進めるためにダイナミックモードに不可避免的に戻る。例えば、彼らの未だ生まれぬ乳児の超音波過程を見る機会を有したどんな親も、それが如何に動くかそして如何に操作者が該画像を動かす/操作するかに依って、乳児を見つけ出し、見るのが容易であると分かる。対照的に、ソノグラファーが、親達が持ち帰り家族に見せられるようにスチル (still) 又は静止画像を取り込むと、ライブで又はダイナミック画像で非常に明らかだった特徴はスチル又は静止画像では識別することが不可能なことが多い。

20

30

【0009】

目標又は腫瘍位置検証で超音波を実用する方法と装置は、本発明の譲り受け人に共通に譲り渡され、引用により組み入れられる特許である特許文献1で説明されている。

【0010】

種々の理由により、静的超音波画像の利用はライブで、ダイナミックな超音波を見るのに比較した時同じ程使い易くない。ユーザーが目標を識別するため使うことが出来る情報は、該ユーザーが該超音波プローブを操作する時、瞬間から瞬間の該超音波画像内の変化から来ることもある。従って、当該技術は、患者の身体内の目標を治療するための、そして該ライブで、ダイナミックな超音波画像の直接上で整合過程を行うことをそれにより考慮する様な位置にない時、患者の身体内の目標の位置を放射線治療計画の開発で使用する予め決められた位置へ整合させるための、システムと方法を探索して来た。

40

【特許文献1】米国特許第6、325、758号明細書、Carol et al. "Method and Apparatus for Target Position Verification"、2001年12月4日発行

【発明の開示】

【0011】

本発明に依れば、前記利点は、患者の身体内の目標を治療するために、そして該患者の身体内の目標の位置を放射線治療計画の開発で使われた予め決められた位置に整合させる

50

ために、放射線療法デバイスと放射線治療計画とを有するユーザーによる使用のための、本目標整合システムを通して達成される。本発明の実施例は、目標のライブの超音波画像 (live ultrasound images) を発生するための超音波プローブ (ultrasound probe) と、該放射線療法デバイスに対する該目標の基準位置を提供するよう適合され、該放射線療法デバイスに対する該超音波プローブの位置を示すための好ましくは 3 D デジタイザー関節式アーム (3-D digitizer articulated arm) を有するのがよい位置検出システム (position sensing system) と、そしてメモリーとそれに付随したスクリーン付きモニターとを有するコンピュータと該メモリー内に記憶された放射線治療計画とを備えるコンピュータシステムと、を具備する。

【0012】

該コンピュータは該位置検出システム及び超音波プローブに応答し、該放射線治療計画の表現に付随して該目標のライブの超音波画像を該モニタースクリーン上に表示するよう適合されている。これらのオーバーレイされた表現 (overlaid representations) は、該超音波プローブの角度が患者の解剖構造 (anatomy) に対し変化した時、表示されたライブの超音波画像に対し調整される等線量分布コントゥア (isodose distribution contour) と構造体コントゥア (structure contour) とを含むことが出来る。より特定の、該コンピュータは、表示されたコントゥアが該ライブ超音波画像の現在の面 (current plane) と一致する放射線治療計画データの容積スライス (volume slice) 用であるように、線量と構造体コントゥアを再計算する。

【0013】

該コンピュータは、該放射線治療計画の表示された表現をユーザー入力に応答する表示されたライブ超音波画像と整合させるよう更に適合されている。本発明の 1 実施例では、該コンピュータシステムは、該モニタースクリーン上に表示された該ライブの超音波画像の境界内のどこかでモニタースクリーンに触れ、そして該ライブの超音波画像に対する該コントゥアの位置を動かすよう望ましい方向にユーザーの指をドラッグする、ユーザーに
。 応答し、それにより該表示されたコントゥアは相互に対し同一空間的変位を示す。該コンピュータは更に、各々が異なる幾何学的配向で配置された、該治療計画データの整合された表現をオーバーレイされた該目標の少なくとも 2 つの 2 次元超音波画像 (two two-dimensional ultrasound images) を取り込み (capture) して記憶するよう適合されている。

【0014】

該コンピュータシステムは更に、該整合に応答して、該超音波画像内の目標の位置と該放射線治療計画の表現内の該目標の位置との間の差を決定し、そして 2 つの 2 次元画像の取り込み時にこの様な差に関する幾何学的情報を表示するよう適合される。

【0015】

本発明の 1 実施例では、該コンピュータは、放射線治療計画の位置調整可能な表現をオーバーレイされたライブの超音波画像を表示するためのライブの超音波画像ウィンドウ (live ultrasound image window) を有する画像取り込みスクリーン (image capture screen) を表示するよう適合されている。該放射線治療計画の表現の位置は、該表示されたライブの超音波画像に対する該放射線治療計画の該表示された表現のユーザー整合を行うために、表示されたライブの超音波画像の現在の面に対して表示され、そして該目標の少なくとも 2 つの取り込まれた 2 次元超音波画像を表示する少なくとも 2 つの他の静止画像ウィンドウは、該放射線治療計画の対応する整合された表現をオーバーレイされている。

【0016】

又前記利点は患者の身体内の目標の位置を該患者用放射線治療計画の開発で使われた予め決められた位置に整合させる方法を通して達成された。該方法は、該患者を放射線療法デバイスの治療テーブル上に配置する過程と、超音波プローブを提供する過程と、目標のライブの超音波画像を表示するために該超音波プローブを操作する過程と、好ましくは線量と構造体コントゥアの形の、そして該ライブの超音波画像上にオーバーレイされた、該放射線治療計画の空間的に付随した表現を表示する過程と、を具備する。ユーザーが該位

10

20

30

40

50

置を調整すると、患者の解剖構造に対する超音波プローブの角度、付随する線量及び構造体コントゥアをオーバーレイされた該ライブの超音波画像の特徴が追跡される。特に、超音波プローブが動かされると、線量と構造体のコントゥアデータは、表示される該コントゥアが、該ライブの超音波画像の現在の面と一致する放射線治療計画の容積スライス用であるように再計算される。

【0017】

又該方法は該放射線治療計画の表示された表現を該表示されたライブの超音波画像と整合させる過程を含む。ユーザーはそれらが該ライブの超音波画像に対して見た患者の解剖構造に正しく整合されるまで該ライブの超音波画像デバイス上にオーバーレイされた該コントゥアを動かすことにより仮想的整合を行う。この動きは、該ライブの超音波画像の境界内のどこかでモニタースクリーンディスプレイ（monitor screen display）に触れ、望まれる方向に指をドラッグすることにより好ましく達成される。該コンピュータが、それらが指の動きを追跡するよう見えるように、該ライブの超音波画像上にオーバーレイされた該表示されたコントゥアを周期的間隔で再生させるので有利である。

10

【0018】

又該方法は、放射線治療計画データの整合された表現をオーバーレイされた該患者の身体内の目標の少なくとも2つの2次元超音波画像を取り込む過程を有し、該超音波プローブは各取り込まれた超音波画像用に異なる幾何学的配向で配置される。該超音波画像の整合と続く取り込みは、放射線治療計画の開発で使われた目標の位置に該目標の現在の位置を適合させるよう該目標を位置付けるに要する、治療テーブル、放射線療法デバイスそして患者の、少なくとも1つの動きの量、そして種類を決定するよう達成される。

20

【0019】

目標整合のシステムと方法は、腫瘍を囲む健康な組織又は腫瘍に隣接して位置する健康な器官又は敏感な構造体を望ましくない量の放射線に曝すことを防止する利点を有し、放射線療法治療デバイスに対して目標が該放射線治療計画の目標の望まれる位置に適合する検証と、もし否ならばその位置の調整を可能にする。

【実施例1】

【0020】

本発明はその好ましい実施例に関連して説明されるが、本発明をその実施例に限定するよう意図されてはいないことは理解されるであろう。対照的に、付属する請求項により規定される本発明の精神と範囲内に含まれる全ての代替え、変型及び等価物をカバーすることが意図されている。

30

【0021】

図1を参照すると、従来の画像形成デバイス（imaging device）300が示され、それは従来の画像形成テーブル（imaging table）301を有し、患者302は該テーブル上に配置され、該患者は該患者の身体302内に腫瘍、又は目標303を有する。前に論じた様に、請求項を含め本明細書を通して用語“目標（target）”の使用は、適切なものとして、治療されるべき腫瘍又は器官、或いはその部分、又は放射線療法計画内で治療されるべきでない器官、敏感な構造体、或いはその部分を含む。画像形成デバイス300は、図1で図解される様に、コンピュータ化断面X線撮影（computerized tomographic）{ “シーター（CT）” } 走査デバイス（scanning device）でもよく、或いは代わりに、当該技術で公知の様に、磁気共鳴（magnetic resonance）{ “エムアール（MR）” } 画像形成デバイスであってもよい。画像形成デバイス300の様な、シーター走査デバイスは身体組織304 { 図2でファントム（phantom）線で示される } の “スライス（slice）” を表す画像を作り、1つのこの様なスライスは図3で図解される。複数の画像、或いは診断画像、304は該画像形成デバイス300により得られ、そして完全なシーター研究を構成するこのシリーズの “スライス” は、該患者の身体302の目標303を中に含む部分の様な、該患者の身体の特定の容積、或いはセクションの3次元映像（picture）を表す。該複数の “スライス” 或いは診断画像304は、画像形成テーブル301上に配置された患者302を図2で図解された矢印305により示される方向で画像形成デバイス300

40

50

を通して、動かすことにより得られる。

【0022】

もし望ましいならば、以後でより詳細に説明する様に、画像形成テーブル301上の患者302の配向は、該スライス又は画像304が作られる時、従来の固定デバイス(fixation device)306の使用により、該患者の身体302を該画像形成テーブル301に固定(fixating)することによる様に、予め決められるか、又は既知であってもよい。図1及び2で略図解され、そして図3のスライス、又は画像304で示される様に、固定デバイス306は、座標システム(coordinate system)を該患者302に取り付けそして該患者を画像形成テーブル301に取り付ける何等かの従来の侵襲性(invasive)又は非侵襲性(noninvasive)、固定デバイスであってもよい。典型的に該座標システムは、画像形成テーブル301の上面308が中に横たわる平面307と共面上にあるようその取り付け機構により強いられるものであるが、しかしながら、患者302を固定することが望まれる時、該座標システムと該画像形成テーブル301の間の関係が既知であるならば、座標システムを有するどんな固定デバイス306が利用されてもよい。

10

【0023】

図3で、目標303は、従来のX、Y、そしてZ座標を有する特定の位置で該患者の身体302内に配置されて示され、該座標は図1のそのX、Y、そしてZ軸により示される様に、該画像形成デバイスの基準フレーム又は座標システムに対し該シーテータ走査器により従来の仕方決定される。図3の目標303の断面形状は図解目的だけのために円で現れている。

20

【0024】

中に目標303を有する患者の身体302のスライスのシリーズ、又は画像304が得られた後、該スライスのシリーズ、又は診断画像は次いで従来の仕方、従来の放射線治療計画システムへ転送されるが、該計画システムは医者が各スライス304での目標303の外面(outer surface)310を2次元的に輪郭描画(outline)することを可能にする従来型ソフトウェアを有する。該放射線治療計画システムの該コンピュータソフトウェアは又該複数のスライス又は診断画像304から目標303の外面310の3次元描画を作るか又は創生してもよい。図1の画像形成デバイス300の場合、その基準フレームは画像形成テーブル301の縦軸312又はZ軸である。従来の仕方では、放射線治療計画は放射線治療計画システムにより発生され、それにより目標303は目標303を適当に治療するのに必要な放射線線量を受ける。該放射線治療計画は、もし望むならば、適合(conformal)放射線治療計画(radiation treatment plan)とすることが出来て、そこでは該放射線ビームの形状は、該目標を通過する時該放射線ビームにより見られる目標303の特殊な輪郭、又は外形(outline)310に、又は該放射線ビーム源の該目標303の周りの回転中に該目標303の"ビームの目の視野(beam's eye view)"に、適合(conform)する。

30

【0025】

図4を参照すると、好ましくは従来型線形加速器401であるのがよい、従来型放射線治療デバイス400はガントリー(gantry)402、治療テーブル404をそれで回転させるターンテーブル(turntable)403、そして治療される目標のビームの目の視野に適合するよう該放射線ビームの形状を適合させることが出来るコリメーター(collimator)であるのが好ましいコリメーター405、を有する。回転可能であるガントリー402、治療テーブル403、404そしてコリメーター405、の回転の3軸線はそれぞれ文字G、T、そしてCと名付けられる。単に図解の目的で、患者の身体302内の目標303は図4で患者の頭内に配置されるが、しかしながら、本発明の方法と装置は該画像形成デバイス300により見られ得る該患者の身体の何処に配置された目標でも、それと共に使用されてよい。線形加速器401で治療される目標303は該線形加速器401のアイソセンター(isocenter)に配置される。アイソセンター406は線形加速器401の3つの回転軸、C、G、そしてTの交点として規定される。前に説明された放射線治療計画は線形加速器401の動作を制御し、そして従来の仕方コリメーター405の動作、ガ

40

50

ントリー 402 の回転そして治療テーブルの位置を制御する。前に論じた様に、線形加速器 401 に対する患者の身体 302 内の目標 303 の位置と配向は該放射線治療計画の開発で利用された目標 303 の位置と配向と必ずしも同じでなくてもよい。かくして、本発明は該患者の身体 302 内の目標 303 の位置と配向が該放射線治療計画の開発で利用された診断用スライス 304 内の目標の位置と配向に適合、又はマッチすることを検証するため使用される。

【0026】

図 5 を参照すると、患者 302 は、患者 302 が画像形成テーブル 301 上に横たわった時有したと精密に同じである治療テーブル 404 に対する配向で横たわらなくてもよいが、患者 302 は治療テーブル 404 上に配置され、患者 302 は治療テーブル 404 上に平らに横たわる。患者 302 は治療テーブル 404 の上面 438 上に横たわり、該患者の脊髄 (spinal cord) 502 は治療テーブル 404 の縦軸 435 と実質的に平行に配置される。多くの治療用に要する長い時間 (prolonged time) のために、放射線療法治療中は患者 302 を不動化する (immobilize) ことが望ましいが、該治療テーブル 404 上での患者の配向は画像形成テーブル 301 上でのその配向と精密に同じである必要はなく、但し患者 302 は治療テーブル 404 上で平らに横たわるのが好ましい。患者の身体 302 の配向は該患者 302 が画像形成デバイス 300 により画像形成された時のそれと同じでないで、治療テーブル 404 及び線形加速器 401 に対する目標 303 の位置と配向が、線形加速器 401 用の放射線治療計画が基盤とした目標 303 の位置と配向と適合又はマッチしないことは非常にありそうなことは明らかである。かくして、前に得られた該放射線治療計画で使われたその望ましい位置にそれが適合するかどうかを決定するために目標 303 の位置を検証することが必要である。更に、目標 303 の位置と配向が該放射線治療計画により要求されるその位置と配向に適合するよう線形加速器 401 に対して目標 303 を配置し直す場所を決定することが必要である。

【0027】

なお図 5 を参照すると、本発明の目標整合システム (target alignment system) 500 は、該目標 303 の超音波画像を発生する手段 510 又はウインドウ 705, 725, 735, 825, 835 (図 7 - 9) と、該放射線療法デバイス 400 (図 4) に対する該発生手段 510 の位置を示すための位置検出システム 520 と、を具備しており、該位置検出システムにより放射線療法デバイスに対する目標 303 の位置が知られるのであり、そして該目標整合システムは又それに付随するモニター 495 を有するコンピュータ 490 を具備している。単なる図解目的用に、図 5 の目標 303 は患者の前立腺 (prostate) 内に配置されている。好ましくは、710 の様な超音波画像を発生するための手段 510 は超音波プローブ (ultrasound probe) 511 の様な超音波画像発生器 (ultrasound image generator) であるのがよく、そしてカリフォルニア州サンタクララ (Santa Clara, Calif.) のダイアソニックスピングメド超音波社 (Diasonics Vingmed Ultrasound, Inc.) から商業的に入手可能な超音波プローブ 511, モデル 4.5 / 50 (ultrasound probe 511, Model 4.5/50) であつてもよい。超音波プローブ 511 は、患者 302 が治療テーブル 404 上にある時、目標 303 を含む患者の身体 302 の部分の 2 次元超音波画像を発生出来る。位置検出システム又は手段、520 が該放射線療法デバイス 400 に対する超音波プローブ 511 の位置を決定出来るならば、超音波プローブ 511 は、放射線療法デバイス 400, 治療テーブル 404, ガントリー 402、又は何等かの他の利用可能位置にそれを取り付けるか又は設置することによる様な何等かの適当な仕方で提供されてもよい。好ましくは、位置検出システム 520 は 3D デジタイザー関節式アーム (3-D digitizer articulated arm) 521 の様な、位置センサーであるのがよい。該 3D デジタイザー関節式アーム 521 は、好ましくは、カリフォルニア州、サンノゼのインマーシオン社 (Immesion Corporation of San Jose, Calif.) により製造され、商業的に入手可能な、モデルマイクロスクライブ 3 デーエックス (model Microscribe 3DX)、3D デジタイザー関節式アーム 521 であるのがよい。他の種類の位置センサーが、該超音波プローブ 511、又は下記で論じられる、何等かの他の種類の画像発生器 (image generator

10

20

30

40

50

）の位置を決定するために使用されることは可能である。この様な位置センサーの例はとりわけ、カメラシステム、レトロレфлекターズ (retro reflectors)、そしてレーザー位置付けシステム (laser positioning systems) である。

【0028】

関節式アーム 521 は、プローブ 511 が設置されるアーム 521 の第 1 端部 522 の位置及び配向を追跡 (track) する複数のセンサー (示されてない) を含む。コンピュータ 490 に関連するセンサーの出力は放射線療法デバイス 400 に対する超音波プローブ 511 の位置を示す。この位置検出システム 520 は超音波プローブ 511 の位置と配向を追跡する。3D デジタイザー関節式アーム 521 の様な関節式アーム技術の他の位置検出システムが超音波プローブ 511 と共に使われてもよい。使用されてもよい他の種類の位置検出システムの例は、3 角測量式指向性マイクロフォン (triangulating directional microphones) とスパークギャップ (spark gap)、ビデオカメラ配列 (video camera arrays)、そして磁場配向 (magnetic field orientation)、に基づくものである。

10

【0029】

3D デジタイザー関節式アーム 521 の第 1 端部 522 は超音波プローブ 511 に接続されるが、関節式アーム 521 の第 2 端部 523 はベースユニット (base unit) 530 に組み合わされ、該ユニットは関節式アーム 521 用の回路とセンサーの幾つかを含んでいる。又ベースユニット 530 はチルトセンサー (tilt sensor) 531 を有し、該チルトセンサーは、フロア 545 が精確に水平でない場合に、関節式アームが重力に対し水平であるかどうかを示すことが出来るが、それは振り返ってガントリー 402 の角度的配置にも影響し得る。該チルトセンサー 531 の使用により、ベースユニット 530 が上に配置されるカート 541 の角度的配置が決定され、以下で説明される様に、該ガントリー 402 の角度的配置も、該関節式アーム 521 が該放射線療法デバイスに対し、整合されるか、又は配向されるように、決定される。結合部材 (joint member) 524 が第 1 及び第 2 端部 522, 523 間に配置されるが、該部材は該アーム 521 の関節作用に役立つ。フアンタム線で示す様に、関節式アーム 521 の第 1 端部 522 は結合部材 524 の周りに回転され、アーム 521 の第 2 端部 523 も当該技術で従来行われる様にベースユニット 530 の周りに回転出来る。コンピュータ 490 と協力して、3D デジタイザー関節式アーム 521 と組み合わされた適当なソフトウェアは、目標位置検証システム (target position verification system) 500 の操作者 (operator) が、以下でより詳細に説明される様に、超音波プローブ 511 の位置と配向を常に知ることを可能にする。

20

30

【0030】

なお、図 5 を参照すると、該関節式アーム 521 は、好ましくは、治療テーブル 404 に隣接したサポート 540 に設置されるのがよい。好ましくは、サポート 540 は複数のホイール 542 上に配置された可動サポート、又はカート 541 であるのがよい。関節式アーム 521 を、その組み合わされた超音波プローブ 511 と共に、可動サポート、又はカート 541 上に設置することにより、該目標位置検証システム 500 は治療テーブル 404 に隣接するその好ましい位置に容易に置かれる。該放射線療法治療が始まるべき時刻に、それが容易に治療テーブル 404 から離れるよう動かされ、放射線療法デバイス 400 の道から簡便に動かされ、貯蔵されてもよい。該ベースユニット 530 は、好ましくは、該サポート部材 540 又はカート 541 にしっかりと取り付けられるのがよい。

40

【0031】

図 6 - 8 を参照すると、ライブの超音波画像と、目標 303 に対応する治療計画データの少なくとも 2 つの 2 次元表現を含む、放射線治療計画での使用のため目標 303 の位置を整合する本発明の方法が説明される。図 6 で見られる様に、第 1 過程 610 は、超音波プローブ 511 を放射線療法デバイス 400、座標システム、へ整合させるために、該 3D デジタイザー関節式アーム 521 を放射線療法デバイス 400 へセットアップし、整合又は配向することである。この過程 610 を行うことにより、関節式アーム 521 に設置された、超音波画像発生手段 510、又は超音波プローブ 511 の幾何学的配向、又は位置が、放射線療法デバイス 400 に対して知られるであろう。振り返って、この様な幾何

50

学的配向は発生されるべき各超音波画像用に知られるであろう。過程 6 1 0 は幾つかの技術により達成され得る。好ましくは、3 D デジタイザー関節式アーム上に設置された超音波プローブ 5 1 1 が、ガントリー 4 0 2 又はコリメーター 4 0 5 に超音波プローブ 5 1 1 を解除可能に (releasably) 取り付けることによる様に、放射線療法デバイス 4 0 0 に解除可能に取り付けられてもよい (図 4)。レセプタクル (receptacle) 又はホルスター (holster) (示されてない) がガントリー 4 0 2 又はコリメーター 4 0 5 に取り付けられてもよく、そして超音波プローブ 5 1 1 が該ガントリー 4 0 2 又はコリメーター 4 0 5 に設置されたレセプタクル内に解除可能に取り付けられてもよい。該超音波プローブ 5 1 1 は該レセプタクル内に受けられるが、該 3 D デジタイザー関節式アーム 5 2 1 は、超音波プローブ 5 1 1 が放射線療法デバイス 4 0 0 に対して何処に幾何学的に配置され又は位置付けられるかを示すために、コンピュータ 4 9 0 及び関連ソフトウェアとの組み合わせられて、従来の仕方で動作する。ガントリー 4 0 2 が既知の位置に配置されている時、一旦超音波プローブ 5 1 1 が初めてコリメーター 4 0 5 に対して配向されると、超音波プローブ 5 1 1 の幾何学的配向又は配置は、患者の身体 3 0 2 に隣接する図 5 に図解された配置に於ける様に、何処に超音波プローブが配置されたかに関係なく常に既知になるであろう。もう 1 つの技術は、ガントリー 4 0 2 が既知位置にある時、ガントリー 4 0 2 上の少なくとも 3 点を、その点まで、3 D デジタイザー関節式アーム 5 2 1 に触れることにより、識別する必要がある。3 D デジタイザー関節式アーム 5 2 1 を放射線療法デバイス 4 0 0 に整合するためのなおもう 1 つの技術は、可動サポート 5 4 0 又はカート 5 4 1 とその上に設置された該 3 D デジタイザー関節式アーム 5 2 1 を治療テーブル 4 0 4 に隣接したフロア 5 4 5 上の孔 5 4 3 又はピン 5 4 4 に位置合わせする (registering) 過程を含むが、該孔 5 4 3 又はピン 5 4 4 は該サポート 5 4 0 又はカート 5 4 1 の該ホイール 5 4 2 と協力している。

【0032】

次の過程 6 2 0 は治療テーブル 4 0 4 上の公称の治療位置 (nominal treatment position) 内に患者 3 0 2 を配置又は位置付ける過程を有し、それは該画像形成過程中に患者 3 0 2 が有する位置及び配向を近似するのが好ましい。セットアップ過程 6 1 0 が該患者位置付け過程 6 2 0 に先行するよりむしろ代わりにそれに追従することが出来ることは注意されるべきである。

【0033】

本発明の方法の次の過程 6 3 0 は該目標のライブの超音波画像 7 1 0 を表示するために該超音波プローブ 5 1 1 を操作し、該放射線治療計画を表す線量及び / 又は構造体コントゥア (dose and/or structure contours) を整合させることである。オーバーレイデータ (overlay data) 又はオーバーレイデータ容積スライス (overlay data volume slice) を非常に速くスライス (slice) することは可能なので、オーバーレイデータの与えられたスライスが超音波画像データの組み合わせられたフレームと共に表示され得る。超音波プローブ 5 1 1 の位置と配向、該オーバーレイデータのスライス作用そしてその超音波画像 7 1 0 との実時間での混合を決定することにより、等線量の及び構造体のコントゥアを含む治療計画システムから、目標位置を含む真の患者及び該患者のモデルを同時に示す表示をユーザーに示すことは可能である。ユーザーは該ライブの又はダイナミックな画像 7 1 0 のトップ上に表示されたオーバーレイデータ 7 1 5 , 7 2 0 (放射線治療計画の表現) を有するライブの又はダイナミックな超音波画像 7 1 0 を見ることが出来る。タッチで賦活されるシステムの使用又はスライダー制御の使用、の様な適切な制御が、該整合動作を可能にするシステムを提供するために、ユーザーが該超音波画像 7 1 0 に対して該オーバーレイ画像 7 1 5 , 7 2 0 をシフトする能力を提供することが出来るが、該ライブの超音波画像 7 1 0 のダイナミックな側面を無視するようユーザーに要求しないことが有利である。

【0034】

過程 6 3 0 を実施するために、コンピュータ 4 9 0 は、該ライブの超音波画像ウインドウ 7 0 5 内の放射線治療計画からのオーバーレイデータ 7 1 5 , 7 2 0 と組み合わせられた

目標 303 のライブの超音波画像 710 を表示する超音波画像取り込みスクリーン 700 を表示することが出来るので有利である (図 7)。これは目標整合システムのユーザー又は操作者に同時に 2 つの空間 (spaces) を通して探索 (searching) する能力を提供するが、該 2 つの空間の 1 つは患者の身体であり、何故なら、該超音波プローブ 511 は、該患者が該テーブル 404 上に横たわる時、現実の患者に対して操作されるからであり、そしてもう 1 つは、該治療計画システムにより供給される患者のモデルである。しかしながら、これらの 2 つの空間は、規定によって、相互には整合されてはならず、そして恐らくそれらは非常に甚だしく誤整合されているので、これら 2 つの空間は、該現実の目標と、該目標の表現 (representation) 又はモデルと、の一致するスライス (coincident slice) が該 2 つの空間からの同様なアーチファクト (artifacts) を含む様に、整合されねばならない。好ましい実施例で利用されるタッチスクリーン (touchscreen) の様な適当な制御、又は代替りのスライダー制御 (slider controls) は、該オーバーレイデータ 715, 720 を近似的に正しい整合に位置付けるために必要なこの様な位置的シフトを行う能力をユーザーに提供することが出来る。該ユーザー又は操作者は該超音波プローブ 511 と該整合制御を同時操作する。加えて、実施例では、該システムは、該操作者が見出すよう企てている目標 303 に関する該ライブの超音波画像 710 内の特定のオーバーレイ構造体が、制御ボタンに触れることで中央に置かれる (centered) ことを可能にする。該オーバーレイデータ 715, 720 の不透明さ (opacity) を制御するスライダー又はボタンは、該オーバーレイデータ 715, 720 が超音波データ又は超音波画像 710 を見えにくくするのを妨げるのに役立つよう提供される。タッチスクリーンでの実施に於いては、ボタンの繰り返し押しの代わりに、図 8 - 9 を参照して説明されるように、ユーザーはユーザーの指の 1 つの運動で該ライブの超音波画像ウィンドウ 705 を横切って該オーバーレイデータ 715, 720 をドラッグしてもよい。

【0035】

なお、図 7 を参照すると、該ライブの超音波画像 710 に対する該線量及び構造体のコントゥアの位置は該超音波画像取り込みスクリーン 700 の全ての 3 つのウィンドウ 705, 725, 735 内で見られてもよい。上述の様に、本発明の方法の実行で、コントゥア 715, 720 の位置は、ユーザー駆動の " 仮想整合 (virtual alignment) " の過程の 1 部として該ライブの超音波画像 710 に対して動かされる得る。該ライブの超音波画像 710 と、該画像 710 上の関係する線量及び構造体のコントゥアのオーバーレイデータ 715, 720 は、プローブ 511 の位置と角度的配向がユーザーにより変えられる時、実時間で見られることが可能である。

【0036】

本発明の好ましい実施例では、ユーザーはそれぞれタッチスクリーンボタン 740, 745 の使用を通して線量コントゥアか又は構造体コントゥアか何れかを個別に表示 (display) してもよい。ボタン 740, 745 の何れかか又は両者かの選択は、該ライブの超音波画像 710 上のコントゥアの表示と、スクリーン 1000 上で視認可能なウィンドウ 725, 735 内の何等かの取り込まれた画像 726, 736 に帰着する。該患者用の放射線治療計画データに基づき、該システムは、表示されるコントゥア 715, 720 が該ライブの超音波画像 710 の現在の (表示された) 面と一致する該放射線治療計画の容積スライス用であるように、該線量及び / 又は構造体コントゥアを再計算する。該オーバーレイコントゥアグラフィックス (overlay contour graphics) は、ユーザーが該患者の解剖構造に対する超音波プローブ 511 の位置と角度を調節する時、該オーバーレイコントゥア 715, 720 が該ライブの超音波画像 710 の特徴を追跡するよう見えるように、好ましくは毎秒少なくとも 10 フレームのレフレッシュレート (refresh rate) で再生されるのがよい。

【0037】

該画像取り込みウィンドウ 700 を使って、ユーザーは、該コントゥアが該ライブの超音波画像 710 で見て患者の解剖構造に正しく整合されるまで、該ライブの超音波画像表示 705 上で該コントゥア 715, 720 を動かすことによりこの " 仮想整合 " を行うこ

とが出来る。該システムはこれらのコントゥア移動を、例えば、後で説明する様に、該患者の整合過程の最後の過程に組み入れられた治療テーブル 404 又はカウチ (couch) の移動に変える。述べた様に、好ましくは、ユーザーは、該ライブの超音波画像 710 の境界内のどこかで該スクリーンディスプレイに触れることにより該患者の解剖構造に対し、該コントゥアオーバーレイ 715, 720 の位置を動かすことが出来るのがよい。該ライブの超音波画像 705 は、該超音波画像 710 に対するオーバーレイの線量及び / 又は構造体のコントゥア 715, 720 の全体のセットの移動を表示することにより該タッチスクリーン上のこれらのユーザーの指の "ドラグイベント (drag events)" に応答する。該表示されるコントゥア 715, 720 は、該指が該タッチスクリーンに接触した儘でいる限り、それらが該ユーザーの指の運動を "追跡 (track)" する様に見えるよう、周期的間隔で再生される。該表示されたコントゥアは、該タッチスクリーン上のユーザーの指のドラグイベントに応答して同一変位を表す。該コントゥアオーバーレイを動かす過程に、該ユーザーの指が、該タッチスクリーンの該ライブの超音波画像範囲から取り除かれると、該コントゥア 715, 720 は該ライブの超音波画像 710 に対し位置的に凍結 (frozen) される。

【0038】

究極的に過程 630 の目的は患者の身体 302 内の目標 303 の少なくとも 2 つの 2 次元超音波画像 726, 736 の取り込みと記憶、過程 640、用に、該線量と構造体のコントゥア 715, 720 を整合することである。目標 303 の 2 つの超音波画像 726, 736 だけが取られるなら、それは同じ画像であってはならない。該 2 つの超音波画像は該放射線療法デバイスを含む部屋内の該患者 302 のどんな 2 つの異なる超音波画像であってもよいが、出来るだけ相互に概略直角であるべきである。又、各画像は治療される目標 303 の中心を通過すべきである。

【0039】

好ましくは、各取り込まれる画像ウィンドウ 725, 735 上には、例えば、該画像 710 が取り込まれる時プローブ 511 の配向を表す、軸方向 (Axial) 又は矢方向 (Sagittal) の、標準画像形成面の指示 (indication) があるのがよい。超音波プローブ 511 が、前に説明した様に、位置検出システム 520、又は関節式アーム 521 の動作を通して、既知の幾何学的配向で配置された時、これらの画像は発生され、取得される。目標 303 の軸方向画像は、当該技術で公知の様に、患者 302 の脊髄 (spinal cord) 又は縦軸に概略直角であるのみならず治療テーブル 404 の上面 438 にも直角な、面内で取られる画像である。目標 303 の矢方向画像 (sagittal image) は、患者 302 の縦軸、又は脊髄と平行な面内に発生されるのみならず治療テーブル 404 の縦軸に直角及び平行な画像である。超音波プローブ 511 を関節式アーム 521 の第 2 の端部 522 に対し回転することにより目標 303 の望まれる軸方向及び矢方向画像が発生されてもよい。

【0040】

前に述べた様に、放射線治療計画は、当該技術で公知の、線量分布コントゥア 715、及び構造体コントゥア 720 の様な、種々の種類の治療計画データの 2 次元表現を、従来の仕方で、含むことが出来る。下にある (underlying) 放射線治療計画データは、2 次元表現に変換されるデータの 3 次元表現及び / 又は放射線ビーム射影 (radiation beam projection) に関する幾何学的情報の 2 次元表現であってもよい。治療計画データの該 2 次元表現は又患者 302 の現実のシーター (CT) 又はエムアール (MR) 画像を含むことが出来る。一般に、用語 "治療計画データ (treatment plan data)" は放射線治療計画を発生 (generate)、評価 (evaluate)、又は創生 (create) するため使われ得るどんな画像又はデータを含むことも出来る。図 7 の上右側に示す様に、患者 302 の前立腺 (prostate) の軸方向超音波画像が表示され、該放射線治療計画データ内の該患者の前立腺に付随する軸方向線量分布コントゥア 716 と周囲構造体コントゥア 721 が表示され、取り込まれた超音波画像 726 とオーバーレイされるか又は整合された。同様に、図 7 の下右側に、患者の前立腺又は目標 303 の矢方向超音波画像が、取り込まれた超音波画像 736 と共に矢方向線量分布コントゥア 717 と周囲構造体コントゥア 722 の表示と一緒に、

表示された。

【0041】

目標303の超音波画像726, 736が超音波プローブ511により取られそして何等かの望ましい仮想整合手順が完了した後、それらは次いで、取り込まれたもののタブ(captured tab)755内の適当な小さいウィンドウを好ましく触れることにより、凍結され、該取り込まれた画像タブ755上に表示されてもよい。この点に於いて、該コンピュータソフトウェアは、該放射線治療計画内の目標303の望まれる配置を達成するために、治療テーブル404、放射線療法デバイス400, 又は患者302の少なくとも1つの移動の必要な量、種類、そして方向を決定し、この様なデータを、図7に示す様に、スクリーン700の底部の下部テキストボックス750に表示出来る。画像取り込みウィンドウ725, 735は多数回選択されてもよく、各接触は存在する画像(existing image)を何等かの入手可能なコントゥアオーバーレイを含む現在(current)のライブ画像と取り替える。基準タブ756は、各特定の患者の解剖構造が超音波画像で如何に見えるかの例として使用されるために、現在の患者用に前に取得された基準画像をユーザーに提供することが出来る。基準タブ756を選択することは軸方向及び矢方向ウィンドウに該基準画像を表示させる。該ライブの超音波画像710は、適当なウィンドウ725, 735に触れることにより、なおこのモード内に取り込まれ得る。この場合、該基準タブ756は該取り込まれたもののタブ755に自動的にスイッチバックし、その画像は記憶される。基準の軸方向及び矢方向画像と共にセーブされた何等かの線量及び構造体コントゥアは該基準タブ上での表示用に保持される。加えて、何等かの整合セッション(alignment session)からの何等かの画像は該基準画像として設定され得る。

【0042】

一旦該少なくとも2つの画像が取り込まれると、ウィンドウ725, 735内の取り込まれたスチル画像726, 736を通して波線765が表示され得る。この線765は1つの画像の面がもう1つと交叉する場所を示す。これは画像が関心のある解剖構造の中心を通るよう配置するのを助ける。この手順は最適整合(optimal alignments)用に勧められる。ユーザーはディスプレイ交叉線ボタン760で該波線765をオフに切り替えることが出来る。

【0043】

該ライブの超音波画像710上で該コントゥアオーバーレイ715, 720を動かす過程中、該タッチスクリーンの該ライブの超音波画像範囲からユーザーの指を除去することは、該ライブの超音波画像710上の該コントゥアオーバーレイの静的位置に対応するよう、該取り込まれた軸方向又は矢方向画像ウィンドウ725, 735内に表示された何等かのコントゥアオーバーレイの位置をシフトする。一旦最終の軸方向及び矢方向画像725, 735が取り込まれると、該超音波画像取り込み過程中に完成した何れのコントゥア調整も、後で説明される様に、患者整合の最後の過程で使用するために保持される。

【0044】

又図8-9を参照すると、650で、ユーザーが、画像725, 735の様な少なくとも2つの画像が満足するものと決定した後、次の過程660は、コントゥア整合ウィンドウ800内の目標303の表示された超音波画像725, 735に対する治療計画データの表示された表現の整合を精細に同調(fine-tuning)させるために、目標303に対応する治療計画データの該取り込まれた少なくとも2つの2次元表現を再表示することである。本発明の好ましい実施例で、ユーザーは該画像取り込みウィンドウ700を出て、コントゥア整合ウィンドウ800に入るために続行ボタン(continuation button)770を選択する。該コントゥア整合ウィンドウ800は該画像取り込みウィンドウの取り込まれたもののタブ755内に表示された画像のより大きい描画(depiction)を提供し、アイソセンター(isocenter)位置(示されてない)の表示を選択する能力を付加する。該ウィンドウ800は、該取り込まれた超音波画像と一緒に、それぞれ線量コントゥア、構造体コントゥア、そして等線量位置(isodose position)の1つ以上の表示用に、ボタン840, 845, 847を通しての個別選択を提供する。

【 0 0 4 5 】

例えば、図 8 の左側に示される様に、前立腺 3 0 3 の軸方向スチル超音波画像 8 2 6 が示され、放射線治療計画データ内の該患者の前立腺に付随する軸方向線量分布コントゥア 8 1 6 が表示されそしてウインドウ 8 2 5 内の超音波画像とオーバーレイ、又は整合される。同様に、図 8 の右側では、患者の前立腺、又は目標 3 0 3 の矢方向超音波画像 8 3 6 が、ウインドウ 8 3 5 内の矢方向線量分布コントゥア 8 1 7 の表示と共に、表示される。同様に、図 9 では、軸方向及び矢方向超音波画像 8 2 6 , 8 3 6 が表示され、軸方向及び矢方向構造体コントゥア 8 2 1 , 8 2 2 も表示され、該超音波画像と整合されるか、その上にオーバーレイされる。

【 0 0 4 6 】

目標位置検証システム 5 0 0 の操作者又はユーザーは、矢印キー 1 0 1 0 を使って、該超音波画像 8 2 6 , 8 3 6 に対して、治療計画データの表現、又は線量分布コントゥア 8 1 6 , 8 1 7、又は構造体コントゥア 8 2 1 , 8 2 2、を整合させ、又は操作してもよい。コンピュータ 4 9 0 の矢印キー 1 0 1 0 の使用により該治療計画データを操作、又は整合することにより、コンピュータ 4 9 0 に付随するコンピュータソフトウェアは、放射線療法デバイス 4 0 0 に対して患者 3 0 2 の目標 3 0 3 又は前立腺を配置し、目標 3 0 3 の位置を該放射線治療計画内の目標 3 0 3 の望ましい位置に適合させるために、必要な移動量を再決定することが出来る。整合及び取り込み過程 6 3 0 及び 6 4 0 に於ける様に、該コンピュータソフトウェアは、該放射線治療計画内の該目標 3 0 3 の望ましい配置を達成するために、治療テーブル 4 0 4、放射線療法デバイス 4 0 0、及び / 又は患者 3 0 2 の移動の必要な量、種類、そして方向を決定する。該矢印キー 1 0 1 0 は、デフォルトでは、上へ、下へ、中へ、外へ、右へ、そして左へ、の該カウチ又は治療テーブル、4 0 4 の移動方向用に、規定されており、その過程の出力は該放射線治療計画での目標 3 0 3 の望ましい位置付けを実現するに要する治療テーブル位置のオフセットの集合である。この過程が更に、画像取り込みウインドウ 7 0 0 内の整合が前に達成されてもされなくても、患者 3 0 2 座標システム及び放射線治療計画からの治療計画データの 2 次元表現と目標 3 0 3 とで実時間で、相関を取り、表示しそして整合させることを可能にすることを注意したい。又、タブ 7 5 6 (図 7) と同様な基準タブ (示されてない) も又基準画像を提供出来ることを注意したい。

【 0 0 4 7 】

同じ画像でない少なくとも 2 つの超音波画像を使うことによって、該コンピュータソフトウェアは前に説明した様に、3 つの次元 (dimensions) のオフセットの必要な集合を決定出来る。もし 1 つの超音波画像しか使用されないならば、該コンピュータソフトウェアは、幾つかの放射線治療計画を含む、幾つかの医学的応用に有用な 2 つの次元のオフセットの集合を決定することが出来ることを注意すべきである。

【 0 0 4 8 】

なお図 6 を参照すると、次の過程 6 7 0 は、目標 3 0 3 の望ましい位置を該放射線治療計画に適合させるために、コンピュータ 4 9 0 によって決定された、治療テーブル 4 0 4 , ガントリー 4 0 2 及び / 又はコリメーター 4 0 5 の移動の必要な量、種類そして方向に従って該治療テーブル、又はカウチ 4 0 4 , ガントリー 4 0 2 及び / 又はコリメーター 4 0 5、又は患者 3 0 2 を再位置付け、又は移動させることである。望まれるならば、患者 3 0 2 の身体も又適当な回転及び / 又はチルト整合を達成するために再位置付けされてもよい。

【 0 0 4 9 】

次の過程 6 8 0 は、必要ならば、過程 6 6 0 から 6 7 0 又は 6 3 0 から 6 7 0 を繰り返すことによる様に、該目標 3 0 3 の整合又は位置を検証 (verify) することである。一旦治療テーブル 4 0 4 が再位置付けされると、該システム 5 0 0 は再び、新しい治療テーブル 4 0 4 の位置での適当な整合を検証するために実時間モード (real-time mode) で使われる。操作者は、線量分布及び構造体コントゥア、又は治療計画データの 2 次元表現が超音波画像と整合するかどうかを見るために該再取り込み画像ボタン 8 6 0 を選択すること

により過程 6 4 0 を繰り返す。もし治療計画データの画像及びコントゥア、又は 2 次元表現が整合しないならば、過程 6 3 0 から 6 7 0 が繰り返されてもよい。代わりに、目標 3 0 3 の望ましい位置が得られるまで過程 6 6 0 から 6 7 0 のみが繰り返されてもよい。

【 0 0 5 0 】

その時点で、次の過程 6 9 0 は、望まれる放射線治療を行うことである。本発明の方法は又、患者セットアップ (patient set-up)、操作者検証 (operator verification)、医師レビュー (physician review)、及び / 又は患者記録目的 (patient records purposes) を含む将来の手順での使用のために、治療計画データ、治療計画データの表現、そして超音波画像を記憶する過程を含んでもよい。又本発明の方法とシステム 5 0 0 は、将来使用のためにコンピュータ 4 9 0 内に記憶され得る患者の身元 (identity)、機器のセッ

10

【 0 0 5 1 】

明白な変型や等価物は当業者に明らかなので、本発明が、示され、説明された構造、動作の精確な詳細、精確な材料又は実施例に限定されるべきでないことは理解されるべきである。例えば、本発明の方法とシステムは、擬人的フアンタム (anthropomorphic phantom) を使って正当性を与えるための患者コントゥア位置正当化 (patient contour position validation) 及び線量計配置 (dosimeter placement) 用に使用出来る。関節式アームから超音波プローブを除去して、該アームはガントリー座標システムと整合されてもよく、その時該アームの端部の点用の治療計画システムから線量、構造体、そしてコントゥア情報を提供するため使われ得る。従って、本発明は付属する請求項の範囲によってのみ限定されるべきである。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 2 】

【図 1】画像形成テーブル上に略図解された患者を伴う従来型画像形成デバイスの斜視図であり、該患者は該患者の身体内に配置された目標を有している。

【図 2】図 1 の該画像形成デバイスの斜視図であり、該患者は該画像形成デバイスを通してしている。

【図 3】図 1 の該画像形成デバイスにより作られる画像の例であり、該患者の身体内の目標の位置を図解している。

30

【図 4】回転カウチ又は治療テーブル、コリメーター及びガントリーを有する従来型放射線療法デバイス又は線形加速器の斜視図である。

【図 5】放射線療法デバイスの治療テーブルの縦軸に沿って見た本発明の目標位置検証システムの側面図である。

【図 6】本発明のステップバイステップ的方法を図解するフローチャートである。

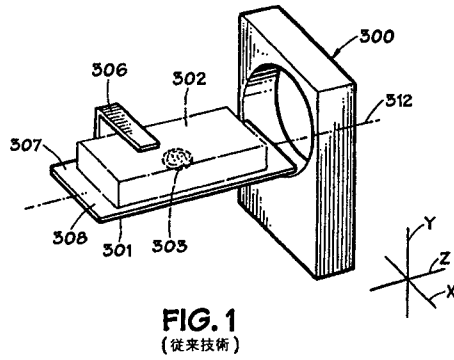
【図 7】ライブの超音波画像と、該ライブの超音波画像に整合される治療計画データの 2 つの 2 次元表現と、該目標の 2 つの 2 次元超音波画像と、をそれぞれ表示するコンピュータスクリーンの正面図であり、治療計画データの表現は線量分布及び構造体のコントゥアである。

40

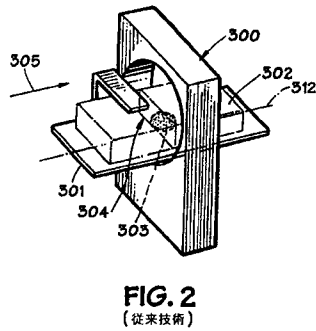
【図 8】該目標の 2 つの 2 次元超音波画像に整合された治療計画データの 2 つの 2 次元表現を表示するコンピュータスクリーンの正面図であり、治療計画データの表現は線量分布コントゥアである。

【図 9】該目標の 2 つの 2 次元超音波画像に整合された治療計画データの 2 つの 2 次元表現を表示するコンピュータスクリーンの図であり、治療計画データの表現は構造体コントゥアである。

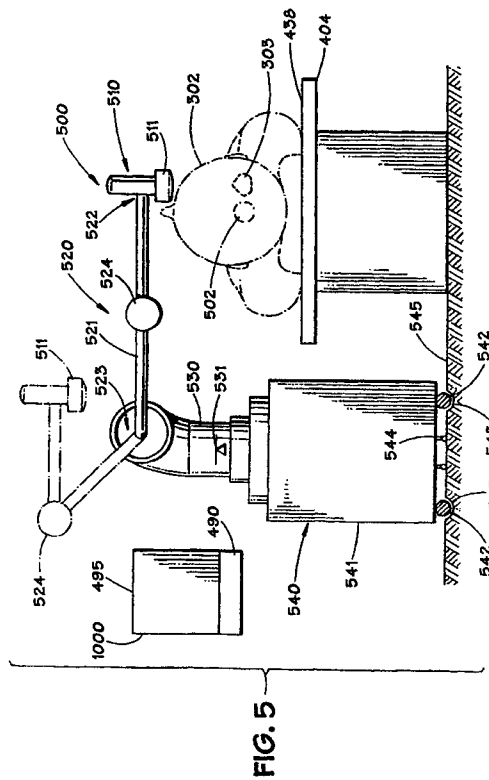
【図 1】



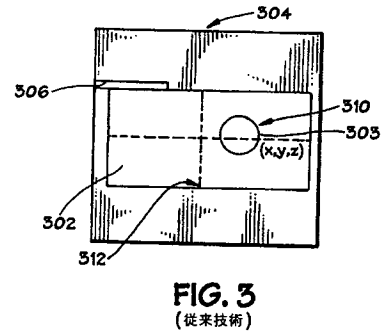
【図 2】



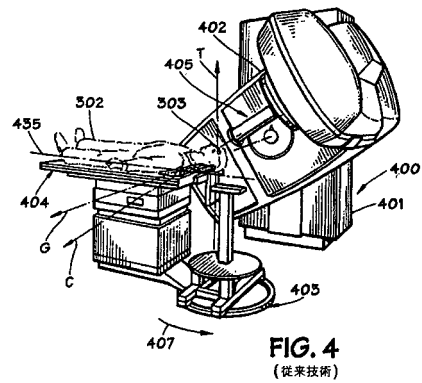
【図 5】



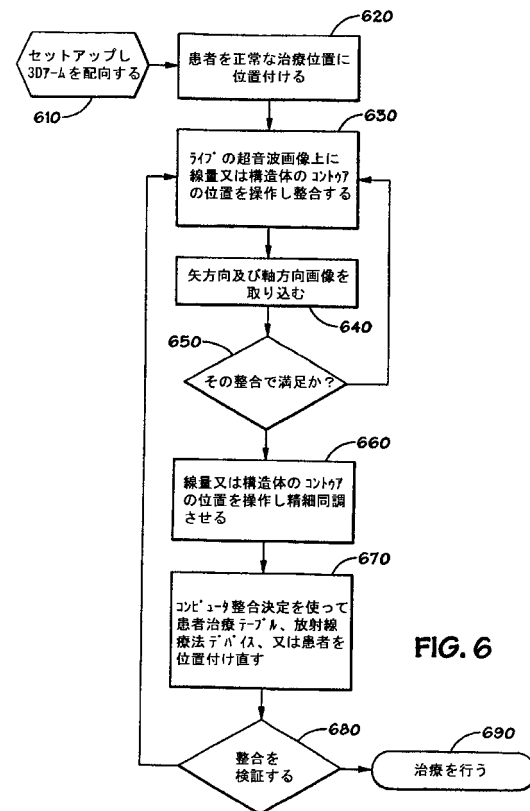
【図 3】



【図 4】



【図 6】



【図 7】

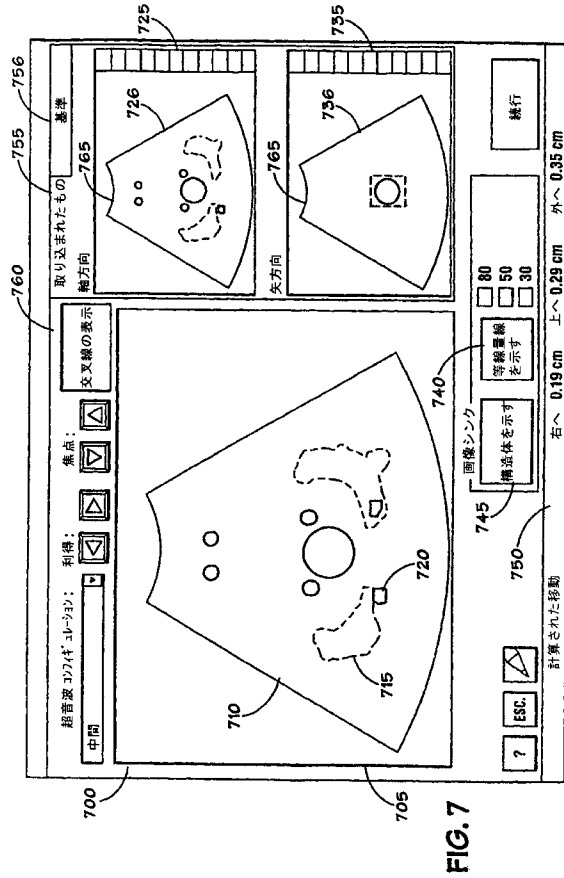


FIG. 7

【図 9】

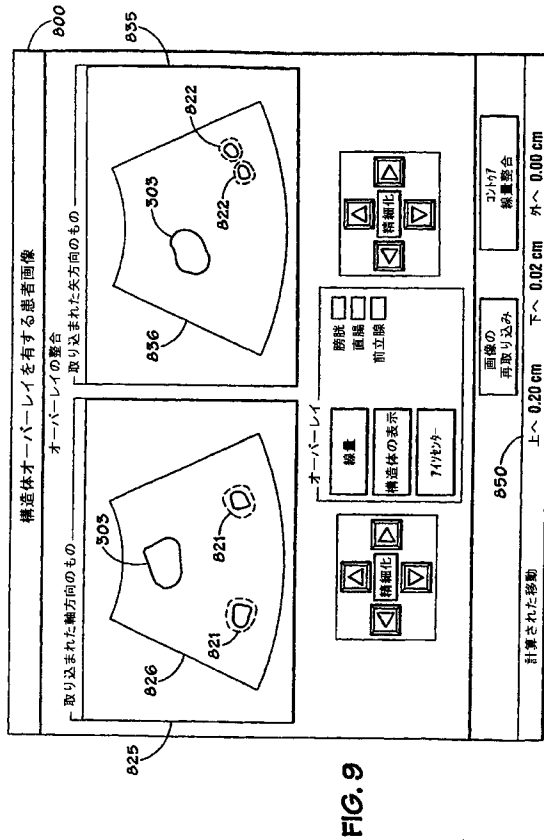


FIG. 9

【図 8】

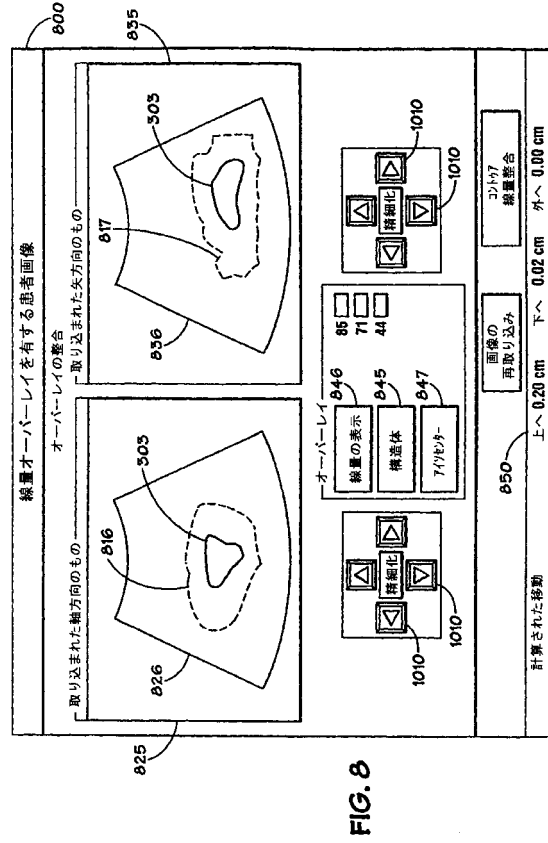


FIG. 8

【 国際調査報告 】

<div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block;"> REVISED VERSION </div>		INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/US 03/31575	
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61N5/10 A61B8/08					
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC					
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61N A61B					
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched					
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ					
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT					
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages				Relevant to claim No.
X	US 6 405 072 B1 (COSMAN ERIC R) 11 June 2002 (2002-06-11) column 2, line 13 -column 21, line 42 column 14, line 20 - line 60; figure 7 ---				1-12
X	US 6 438 481 B1 (LIU HAI SONG ET AL) 20 August 2002 (2002-08-20) column 1, line 20 -column 10, line 64 ---				1-5
Y	US 6 325 758 B1 (CAMPBELL ROBERT C ET AL) 4 December 2001 (2001-12-04) cited in the application the whole document ---				6-12
Y	US 6 019 724 A (GRONNINGSAETER AAGE ET AL) 1 February 2000 (2000-02-01) the whole document ---				1-12
-/-					
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.					
* Special categories of cited documents :					
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed			"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 26 April 2004			Date of mailing of the international search report 30. 04. 2004		
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016			Authorized officer Birkenmaier, T		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 03/31575

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 256 529 B1 (BURDETTE EVERETTE C ET AL) 3 July 2001 (2001-07-03) the whole document ---	1-12
A	US 6 208 883 B1 (BURDETTE EVERETTE C ET AL) 27 March 2001 (2001-03-27) the whole document -----	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US 03/31575**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 13-25
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by therapy
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/US 03/31575

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6405072	B1	11-06-2002	US 5848967 A	15-12-1998
			US 5947981 A	07-09-1999
			US 6143003 A	07-11-2000
			AU 1800999 A	16-06-1999
			CA 2320230 A1	10-06-1999
			EP 1041918 A2	11-10-2000
			US 2002065461 A1	30-05-2002
			WO 9927839 A2	10-06-1999
			US 2002188194 A1	12-12-2002
			US 6351661 B1	26-02-2002
			US 5662111 A	02-09-1997
			US 6006126 A	21-12-1999
			US 6675040 B1	06-01-2004
			US 6275725 B1	14-08-2001
			US 2002016600 A1	07-02-2002
			US 2002032453 A1	14-03-2002
			AU 5002497 A	15-05-1998
			EP 0884973 A1	23-12-1998
			WO 9817177 A1	30-04-1998

US 6438401	B1	20-08-2002	AU 5155401 A	12-11-2001
			CA 2407577 A1	08-11-2001
			EP 1278560 A2	29-01-2003
			WO 0182995 A2	08-11-2001
			US 2003065260 A1	03-04-2003

US 6325758	B1	04-12-2001	NONE	

US 6019724	A	01-02-2000	WO 9625882 A1	29-08-1996
			AU 4851396 A	11-09-1996
			WO 9625881 A1	29-08-1996

US 6256529	B1	03-07-2001	US 5810007 A	22-09-1998
			AU 1596999 A	15-06-1999
			CA 2311319 A1	03-06-1999
			EP 1033934 A1	13-09-2000
			US 6129670 A	10-10-2000
			WO 9926534 A1	03-06-1999
			US 2003135115 A1	17-07-2003
			US 2003229282 A1	11-12-2003
			US 6512942 B1	28-01-2003
			US 2001041838 A1	15-11-2001
			US 6208883 B1	27-03-2001

US 6208883	B1	27-03-2001	US 5810007 A	22-09-1998
			US 6256529 B1	03-07-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,M N,MW,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU ,ZA,ZM,ZW

专利名称(译)	用于目标位置验证的方法和装置		
公开(公告)号	JP2006501948A	公开(公告)日	2006-01-19
申请号	JP2004543377	申请日	2003-10-07
[标]申请(专利权)人(译)	NOMOS公司庸列城		
申请(专利权)人(译)	NOMOS的企业庸率		
[标]发明人	シャーシユジョンデビツド		
发明人	シャーシユ,ジョン・デビツド		
IPC分类号	A61N5/10 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4245 A61B8/4263 A61N5/1049		
FI分类号	A61N5/10.M A61N5/10.P		
F-TERM分类号	4C082/AG22 4C082/AJ11 4C082/AJ14 4C082/AJ16 4C082/AN01 4C082/AN02		
优先权	60/416635 2002-10-07 US 10/680327 2003-10-07 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

供具有放射治疗装置和放射治疗计划的用户使用，以治疗患者体内的目标并通过预定义确定患者体内目标的位置用于匹配位置的匹配系统。本发明的实施例包括用于产生目标实况超声图像的超声探头和用于指示超声探头相对于放射治疗设备的位置和用于确定目标参考位置的超声探头一种计算机，包括存储器及其相关的监视器，其具有存储在所述存储器中的屏幕和放射治疗计划；以及位置检测系统，优选地包括3D数字化器关节臂，适于提供3D数字化器关节臂，包括：a。

