

(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2004-504879  
(P2004-504879A)

(43) 公表日 平成16年2月19日(2004.2.19)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

**A61B 8/00**  
**A61B 5/055**  
**A61B 6/03**  
**GO1R 33/28**  
**GO1T 1/161**

F 1

A 61 B 8/00  
A 61 B 6/03 3 7 7  
G O 1 T 1/161 A  
A 61 B 5/05 3 9 0  
G O 1 N 24/02 Y

テーマコード(参考)

2 G 088  
4 C 093  
4 C 096  
4 C 301  
4 C 601

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 71 頁)

(21) 出願番号 特願2002-515145 (P2002-515145)  
(86) (22) 出願日 平成13年7月31日 (2001.7.31)  
(85) 翻訳文提出日 平成15年1月29日 (2003.1.29)  
(86) 國際出願番号 PCT/CA2001/001113  
(87) 國際公開番号 WO2002/009588  
(87) 國際公開日 平成14年2月7日 (2002.2.7)  
(31) 優先権主張番号 2,314,794  
(32) 優先日 平成12年8月1日 (2000.8.1)  
(33) 優先権主張国 カナダ(CA)

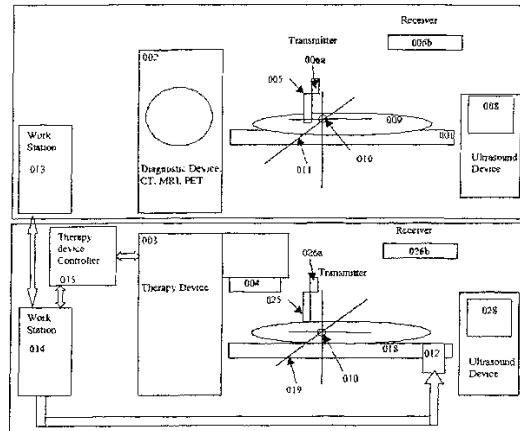
(71) 出願人 503040206  
ファルコ、トニー  
カナダ国 ケベック エイチ3ジー 1エー  
ー4, モントリオール, セダー アヴェニ  
ュー 1650, モントリオール ジエネ  
ラル ホスピタル  
(71) 出願人 503040217  
リストフ、ディミトル  
カナダ国 ケベック エイチ3ジー 1エー  
ー4, モントリオール, セダー アヴェニ  
ュー 1650, モントリオール ジエネ  
ラル ホスピタル  
(74) 代理人 100091096  
弁理士 平木 祐輔

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】病変部位の解像および確認のための方法と装置

## (57) 【要約】

放射線治療のプランニングを目的とした病変または器官の解像、位置測定および治療位置の確認のための方法と装置である。本装置は、位置感知システムの使用を通じて診断映像システムの座標空間に関する超音波映像の位置測定を確保するために、超音波映像システムと診断映像システムの組合せを使用する。本方法は、位置測定超音波映像内の病変の位置と患者が治療ユニットの処置台上に横たわっている間に撮られる超音波映像内の病変の位置を比較し、病変をその対象治療位置に配置するための正しい方策を示唆し、かつ有資格者から得られる確認による補正を実行する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

放射線治療のプランニングを目的として腫瘍を空間的に位置測定するための方法であって、

a ) C A Tスキャン、P E Tスキャン、C Tスキャンを含むグループから選択される診断映像装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の診断映像を発生するステップ、

b ) 絶対座標基準系を使用して前記診断映像上の前記腫瘍に第1の三次元座標を割り当てるステップ、

c ) 超音波装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の超音波映像を発生するステップ、

d ) 前記絶対座標基準系を使用して前記超音波映像上の前記腫瘍に第2の三次元座標を割り当てるステップ、

e ) 腫瘍の正確な映像を得るために、前記第1および前記第2の三次元座標を使用して前記超音波映像と前記映像を融合するステップを含む方法。 10

**【請求項 2】**

前記絶対座標基準系が、絶対座標基準系を確立するための手段の使用を通じて決定される、請求項1に記載の方法。

**【請求項 3】**

絶対座標基準系を確立するための前記手段が少なくとも1つのレーザを含む、請求項2に記載の方法。 20

**【請求項 4】**

前記絶対座標基準系が前記診断映像装置から独立している、請求項3に記載の方法。

**【請求項 5】**

前記絶対座標基準系が前記超音波装置から独立している、請求項3に記載の方法。

**【請求項 6】**

前記1つまたは複数の診断映像が組み合わされて三次元映像を形成し、そこで前記腫瘍が複数の三次元座標を有する、請求項1に記載の方法。 30

**【請求項 7】**

前記1つまたは複数の超音波映像が組み合わされて三次元映像を形成し、そこで前記腫瘍が複数の三次元座標を有する、請求項1に記載の方法。

**【請求項 8】**

少なくとも1つの超音波映像上の病変の外側表面の輪郭を描くことによって前記診断映像上の腫瘍の外側表面の輪郭を描くステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。 30

**【請求項 9】**

前記診断映像と前記超音波映像が実質的に同時に発生する、請求項1に記載の方法。

**【請求項 10】**

放射線治療のプランニングを目的として腫瘍を空間的に位置測定するための方法であって、

a ) 前記腫瘍の推定位置の近辺で患者に複数の基点を設置するステップ、

b ) 絶対座標系を使用して前記複数基点に第1の三次元座標を割り当てるステップ、

c ) C A Tスキャン、P E Tスキャン、C Tスキャンを含むグループから選択される診断映像装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の診断映像を発生するステップを含み、前記少なくとも1つの診断映像がその上に前記腫瘍の映像を含んでさらに前記複数基点を含み、 40

d ) 前記複数基点の前記第1の三次元座標を基準として使用して前記少なくとも1つの診断映像上の前記腫瘍に第2の三次元座標を割り当てるステップ、

e ) 超音波装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の超音波映像を発生するステップを含み、前記少なくとも1つの超音波映像がその上に前記腫瘍の映像を含んでさらに前記複数基点を含み、

f ) 前記複数基点の前記第1の三次元座標を基準として使用して前記超音波映像上の前記腫瘍に第3の三次元座標を割り当てるステップ、 50

g ) 腫瘍の正確な映像を得るために、前記第2および前記第3の三次元座標を使用して前記超音波映像と前記映像を融合するステップを含む方法。

【請求項11】

少なくとも1つの超音波映像上に病変の外側表面の輪郭を描くことによって前記診断映像上に腫瘍の外側表面の輪郭を描くステップをさらに含む、請求項10に記載の方法。

【請求項12】

前記診断映像と前記超音波映像が実質的に同時に発生する、請求項10に記載の方法。

【請求項13】

放射線治療のプランニングを目的として腫瘍を空間的に位置測定するための方法であって、

- a ) 前記腫瘍の推定位置の近辺で患者に複数の基点を設置するステップ、  
b ) 絶対座標系を使用して前記複数基点に第1の三次元座標を割り当てるステップ、  
c ) C A Tスキャン、P E Tスキャン、C Tスキャンを含むグループから選択される診断映像装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の診断映像を発生するステップを含み、前記少なくとも1つの診断映像がその上に前記腫瘍の映像を含んでさらに前記複数基点を含み、  
d ) 前記複数基点の前記第1の三次元座標を基準として使用して前記少なくとも1つの診断映像上の前記腫瘍に第2の三次元座標を割り当てるステップ、  
e ) 超音波装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の超音波映像を発生するステップを含み、前記少なくとも1つの超音波映像がその上に前記腫瘍の映像を含み、  
f ) 前記1つまたは複数の超音波映像の位置と配向を知ることができるように構成された位置測定システムを使用し、それによって前記1つまたは複数の超音波映像上の腫瘍が前記絶対座標基準系で第3の三次元座標を割り当てられ得るようにするステップ、  
g ) 腫瘍の正確な映像を得るために、前記第2および前記第3の三次元座標を使用して前記超音波映像と前記映像を融合するステップを含む方法。

【請求項14】

少なくとも1つの超音波映像上の病変の外側表面の輪郭を描くことによって前記診断映像上の腫瘍の外側表面の輪郭を描くステップをさらに含む、請求項13に記載の方法。

【請求項15】

前記診断映像と前記超音波映像が実質的に同時に発生する、請求項13に記載の方法。

【請求項16】

放射線治療のプランニングを目的として腫瘍を空間的に位置測定するためのシステムであって、

- a ) C A Tスキャン、P E Tスキャン、C Tスキャンを含むグループから選択される診断映像装置を含み、前記診断装置が、前記腫瘍の少なくとも1つの診断映像を発生するよう構成され、  
b ) 超音波装置を含み、前記超音波装置が、前記腫瘍の少なくとも1つの超音波映像を発生するよう構成され、  
c ) 前記腫瘍が前記診断映像上で第1の三次元座標を割り当てられ、かつ前記超音波映像上で第2の三次元座標を割り当てられるように絶対座標基準系を供給するための手段、

d ) 前記腫瘍の正確な映像を得るために、前記第1の三次元座標および前記第2の三次元座標を使用して前記診断映像と前記超音波映像を融合する手段を含むシステム。

【請求項17】

前記超音波装置が超音波プローブを含み、前記超音波プローブが、各超音波映像の位置と配向を知ることを可能にするように構成された位置測定システムを含み、それによって前記超音波映像上の腫瘍が前記絶対座標基準系で三次元座標を割り当てられることを可能にする、請求項16に記載のシステム。

【請求項18】

腫瘍の放射線治療に先だって腫瘍の位置測定をするためのシステムであって、

- a ) 超音波装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の超音波映像を発生するステップ、

- b ) 前記超音波装置に付随する位置測定システムを使用して前記腫瘍の位置、サイズおよび配向を判定するステップ、
- c ) 前記放射線治療の前に、超音波装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の追加の超音波映像を発生するステップ、
- d ) 前記超音波装置に付随する位置測定システムを使用して前記腫瘍のサイズ、位置および配向を判定するステップ、
- e ) 前記腫瘍の最新の映像が確認できるように、前記第1の超音波映像と前記第2の超音波映像を融合するステップを含むシステム。

**【発明の詳細な説明】**

**【0001】**

10

**【発明の属する技術分野】**

本発明は、放射線治療によって治療されるべき病変もしくは腫瘍の形態、形状、位置および構造がさらに優れた明確さで確認できることでその根絶のための治療プランがより良く設計される方法に関する。さらなる態様によると、本発明はまた、放射線治療の実施に先だつ放射線ビームもしくは複数ビームに関する病変の位置の確認のための方法と装置にも関する。本発明は、腫瘍のサイズ、場所および性質がその治療の前および期間中で判定され、更新され、追跡されることの可能な方法に関する。

**【0002】**

20

**【従来の技術】**

癌性の腫瘍もしくは病変の現代の放射線治療の目標は腫瘍近辺の健全な組織および器官に対する最大量のあり得る損傷を回避しながら腫瘍を根絶することである。腫瘍の大多数は放射線反応性であるので、もしも充分な放射線投与が腫瘍に供給されるならば、それらは制御もしくは完全に根絶することができる。しかしながら、必要な殺腫瘍性の投与量の供給は腫瘍を取り巻く健全な組織の損傷に起因するかまたは腫瘍の近くに位置する他の健康な器官への損傷に起因する合併症に結びつく可能性がある。適合療法は、周囲の健全な組織または隣接する健全な器官への投与量を最少限にしながら腫瘍の外側表面で規定される領域に厳密に高い投与量の領域を合わせるために、正確な標的位置測定と焦点を絞った放射線の供給を組み合わせることを企てる放射線治療の手法である。様々な適合療法が当該技術でよく知られている。

**【0003】**

30

適合放射線治療はフォトン、電子またはその他の荷電粒子の高エネルギー放射ビームを発生することのできる専用の放射線ユニットを使用する。放射線ユニットは通常では放射線源を有し、それは放射線治療ユニットの回転可能な構台上に搭載される。構台の回転を通じて、放射線源が、通常では治療台に位置する患者の周りを回転させられ、治療すべき腫瘍もしくは病変に放射線ビームが向けられる。放射線治療ビームの形状が、患者の体を横切って腫瘍に至るときに放射線治療ビームで認められる腫瘍の輪郭をしっかりと取り囲むように合わせるために様々なタイプの装置が使用される。そのような装置の範例は、腫瘍の輪郭の形状をとるよう放射線ビームの内外に個々に位置取り可能なコンピュータ制御された可動性の複数リーフもしくは複数フィンガーのセットから成るマルチリーフ・コリメータである。様々なタイプの放射線治療プランニング・システムが、いったん実行されると周囲の健全な組織または隣接する健全な器官を傷つけないで腫瘍に特定の投与量を供給する放射線治療プランを作成することができる。

40

**【0004】**

**【発明が解決しようとする課題】**

適合治療の基本的な問題は、(I) 放射線治療プランの設計の前、および (II) 放射線治療時に、標的、または病変もしくは腫瘍の場所あるいは場合によっては放射線ビームもしくは場の対象配置に関する健全な器官の場所を知ることである。放射線治療プランの設計に先だって、当該技術で知られているコンピュータ断層撮影(「CT」)映像装置、磁気共鳴映像(「MRI」)装置あるいは陽電子放射断層撮影(「PET」)映像装置といった従来の診断映像装置で患者の三次元映像を得ることによって患者内の標的容積の位置

50

測定が実行される。これらの洗練された装置はGE Medical Systems、Marconi、Toshiba、Siemens、Philipsその他の様々な様な製造業者から入手できる可能性がある。

#### 【0005】

現在のところ、治療が開始されると、放射線治療時の患者の位置と患者内の標的の位置の両方は治療プラン作成時点ではそれらがあったのとほぼ同じであると想定される。しかしながら、(I)治療プラン作成前または(II)治療時にもしも標的容積の位置が正しく判定されない場合、放射線の適合投与量が患者体内の正しい場所に供給されない可能性があるという意味で治療の失敗が生じる可能性がある。もしも従来の映像モダリティーが当該の腫瘍もしくは病変あるいは器官の形状、場所および配向を完全に明らかにできないと、タイプ(I)の失敗が生じる可能性がある。すべての従来の診断映像装置が適切に、完全にもしくは充分に腫瘍の確かな形状、サイズおよび配向を判定するわけではなく、最新の診断映像装置を使用してもいくつかの腫瘍は充分に診断できないので、これは生じ得る。腫瘍の成長、体重減に起因する生理系の変化、または患者の呼吸といった様々な因子から生じることもあり得る器官の日々の移動(動き)の結果としてタイプ(II)の失敗が起こることもあり得る。タイプ(II)の失敗はまた、放射線治療ユニットの治療台上での患者の間違った位置取りから生じることもあり得る。

#### 【0006】

上記の失敗を回避するために、現在の放射線治療プランは通常では放射の標的が患者の体内で実際よりも大きい空間を占めるように考慮し、それにより、より小さな腫瘍もしくは病変がその大きめの容積内に収まるであろう。結果として、腫瘍もしくは病変の周囲のある程度の健全な組織もしくは器官が腫瘍もしくは標的を対象とした最大放射線投与量で照射されるであろう。健全な組織または健全な器官の大きめの容積への最大放射線投与量の供給はこれらに損傷を与える危険性を増大させ、かつ、例えば、健全な周囲組織で将来の癌を促進する可能性がある。この理由のため、現在の適合放射線治療を用いる癌専門医は、非標的組織を傷つけないように標的器官のある程度の部分に不充分投与することによって治療の成功を譲歩する潜在的な欠点をもつ低めの放射線投与量を供給すると決定する可能性がある。

#### 【0007】

前立腺癌の治療のために病変の位置測定を改善し、それによりタイプIの失敗を修正する試みで、或る方法がHoplakらの米国特許第5,810,007号に開示され、それは経直腸プローブを利用して二次元超音波映像を発生するものである。その後、この映像はCTスキャンのような従来の診断映像装置で得られた映像に重畠される。上述の前記方法では、映像の登録は超音波映像と従来の診断映像装置で得られる映像の両方で少なくとも2つの目に見える基点の識別を必要とする。しかしながら、以下の欠点が上述の前記方法の利用性を制限する可能性がある。

#### 【0008】

1. 経直腸超音波プローブは病変もしくは器官をかなり移動させ、その結果、治療時にもしも経直腸プローブが再度挿入されない場合、病変の空間的位置について不正確な情報を供給する可能性がある。どのような事情であれ、治療開始前のプローブの挿入と取り外しは病変の移動、加えて腫瘍の位置測定に対するさらなる不確実性の原因となり得る。さらに、各治療期について経直腸プローブを挿入することは患者の有意な不快の原因となりかねず、この方法が医師の評判を得られない結果につながる。

#### 【0009】

2. Hoplakは二次元映像だけを供給し、かつ2D超音波映像と従来の診断映像モダリティーで得られる映像が同じ平面で得られると想定している。このケースについては、両方の映像の2つの識別可能な基点は映像を登録および重畠するのに充分である。しかしながら、超音波映像と従来の診断映像装置から得られる映像が同じ映像平面にある映像を供給していることは確実ではなく、それゆえに、一方の映像が他方の平面から逸脱しているとこの方法の精度がかなり妥協的になる可能性がある。

## 【0010】

3. 上述の前記方法は従来の診断映像モダリティで得た二次元映像の上に二次元超音波映像を登録および重畠させる。したがって病変の超音波解像は単一の平面だけで実行される。三次元適合治療の目的については、病変の二次元解像は不完全であり、それゆえに、他の映像平面で病変の容積の範囲がさらに大きいかまたは小さいこともあり得るので不適当である。

## 【0011】

4. さらに、直腸、下部大腸、および前立腺といった極めて限定された数の腫瘍に関してのみ使用可能であるので Holupka は限定された出願である。それは他のタイプの腫瘍に使用することができない。

10

## 【0012】

タイプIIの失敗を修正する試みで、Caro1の米国特許第5,411,026号によって、放射線治療期の前に標的もしくは病変の部分を確認するために別のシステムが提案された。そのシステムは患者体内の病変の少なくとも1つの超音波映像を得るために超音波映像装置、および放射線治療装置の位置に関する超音波映像発生装置もしくはプローブの位置を示す装置を含む。上述の前記システムは、少なくとも1つの超音波映像上に解像される病変の外側表面の輪郭をコンピュータ断層撮影（「CT」）または場合によっては磁気共鳴映像（「MRI」）装置によって得られて放射線治療プランの設計に使用される少なくとも1つの診断映像と比較することで、治療期直前の病変の実際の位置が放射線治療プランにある病変の所望の位置と一致することを確認する。しかしながら、以下の欠点が上述の前記システムの利用性を限定する可能性がある。

20

## 【0013】

1. 超音波映像もしくは複数映像中の腫瘍または病変または器官の外見は従来の診断装置で得られる映像中の腫瘍または病変または器官のそれとは異なる外見を有する可能性がある。したがって、異なる映像装置で得られる映像に現れる腫瘍または病変または器官の外側表面の輪郭を比較する方法は、これらの表面が外見と範囲の両方で異なることもあり得るので不正確である可能性がある。言い換えると、Caro1はリンゴとオレンジを比較し、それが腫瘍の不完全な評価に結びつく。適合治療の傾向は放射線の的確な投与量のさらに正確な空間的供給へと向いているので、この欠点は極めて重大である。

30

## 【0014】

2. Caro1はまた、タイプIの失敗に対処しておらず、それによりコンピュータ断層撮影または磁気共鳴映像装置で得られる診断映像は、或る場所の或る腫瘍に関する前記装置の固有の制限のせいで、腫瘍または病変または器官の場所または範囲を完全に明らかにすることはできない。さらに、もしもコンピュータ断層撮影または磁気共鳴診断映像が腫瘍または器官または病変を明らかにしないかまたは完全に明らかにしない場合、Caro1は1つまたは複数の超音波映像上に輪郭の現れた腫瘍または病変または器官の外側表面との比較のための基準として役立つ外側表面の輪郭を示す手段に欠けているであろう。

## 【0015】

従来の技術の上述の説明の観点で、本発明の目的はしたがって、以上に規定したタイプIとタイプIIの失敗の発生率を低減させる放射線治療の改善された方法と装置を提供することである。

40

## 【0016】

放射線治療の準備に腫瘍の正確な位置測定、サイズ判定および解像のための新しい方法と装置を提供することが本発明の別の目的である。

## 【0017】

治療プランのプラン作成ステージで超音波映像化の使用法を提供することが本発明の目的である。

## 【0018】

標的の解像と位置測定のための超音波映像もしくは複数の超音波映像を確立し、かつこの映像もしくは複数の超音波映像をコンピュータ断層撮影（「CT」）映像装置、磁気共鳴

50

映像（「MRI」）装置または陽電子放射映像装置（「PET」）といった従来の診断映像装置、あるいは、例えば、診断装置の将来のタイプのような何らかの他のタイプで得られる放射線治療のシミュレータ映像に相関付けるための改善された方法と装置を提供することが本発明のさらなる目的である。

#### 【0019】

病変の三次元超音波映像をCTまたはMRIまたは別の超音波映像のような別の三次元病変映像に三次元的に重ね合わせるための新たな方法を提供することもやはり本発明の目的である。

#### 【0020】

従来の診断映像の収集の直前または直後に得られる超音波映像もしくは複数の超音波映像の、放射線治療期直前に得られる超音波映像もしくは複数の超音波映像に対する登録に基づいて放射線治療ビームに関して標的を正確に位置決めするための改善された方法と装置を提供することが本発明のさらに別の目的である。 10

#### 【0021】

本発明は、(a) 放射線治療プランニングのための病変位置測定および腫瘍または病変または器官の解像、および(b) 放射線治療中の病変位置の確認と修正のための方法と装置に関する。

#### 【0022】

##### 【課題を解決するための手段】

一態様によると、本発明は腫瘍または病変または器官または身体のいずれかの他の領域の位置測定、サイズ測定、解像および配向測定を向上させるためにいくつかのステップを含むことがあり得る。本発明がヒトの癌治療を考慮することもあり得るが、ヒトと動物両方の他の非癌性治療の医療用途にもやはり使用可能であることは理解される。 20

#### 【0023】

一般的態様によると、腫瘍の位置測定、サイズ測定などは腫瘍の治療もしくは根絶、あるいは他のいずれかの必要もしくは要求のある医学的調査のための治療プランを考案するために必要となる可能性がある。それらのステップは、従来の診断映像装置の台上に患者を配置するステップ、例えばCT、MRIまたはPETスキャンといったいずれかの知られている従来の診断映像装置を使用して診断映像もしくは複数の診断映像を収集するステップを含むことがあり得る。前記収集は、診断映像もしくは複数映像の幾何学的配向が診断映像装置に関して決定可能となるように患者の表面に配置されたいいくつかの基点の使用、発生する各超音波映像について診断映像装置に関して知られている幾何学的配向で配置された超音波映像発生手段による、診断映像を収集する直前または直後の超音波映像もしくは複数の超音波映像の入手、超音波映像もしくは複数映像と幾何学的配向に関して予め知見のある診断映像もしくは複数映像の重畠（当該技術で融合として知られている）または組合せ、超音波映像もしくは複数映像上への腫瘍または病変または器官の外側表面の輪郭形成および診断映像もしくは複数映像上への上述の前記外側表面の同時表示、腫瘍または病変または器官の外側表面の上述の前記輪郭の放射線治療プラン設計への使用を含むことがあり得る。 30

#### 【0024】

放射線治療装置に関する腫瘍または病変または器官の位置の確認に関連して、本発明は、放射線治療装置の治療台に患者を配置するステップ、患者体内の病変の少なくとも1つの超音波すなわちUSの映像を知られている幾何学的配向で配置されたUS映像発生手段、つまりプローブで各々の発生US映像について発生させるステップ、上述の前記超音波映像もしくは複数映像を診断映像収集時に得られた超音波映像もしくは複数映像と比較し、それによって放射線治療装置に関する腫瘍または病変または器官の位置が確認可能となり、放射線治療プランにある腫瘍または病変または器官の位置との一致を確立するステップを含むことがあり得る。 40

#### 【0025】

本発明の別の特徴は、放射線治療期の直前に得られた超音波映像もしくは複数映像を診断 50

映像収集の直前または直後に行なわれた超音波映像もしくは複数映像と比較または登録する方法を含み得る。この方法は、輪郭を必要としない階調映像補正あるいは場合によっては診断および放射線治療室で得られた超音波映像もしくは複数映像上に規定される腫瘍または病変または器官の外側表面の輪郭から成る（当該技術で知られているような）幾何学的目標物の登録を使用することがあり得る。

#### 【0026】

上述の前記映像の比較の結果として、本発明の別の特徴は放射線治療プランによって処方された所望の位置に腫瘍または病変または器官を配置するために必要な腫瘍または病変または器官の配置を決定するステップである。本発明のさらなる特徴は、制限されないが、放射線治療装置に関して治療台を回転、放射線治療装置のコリメータを回転、ならびに放射線治療装置の構台を回転、あるいは以上を組み合わせた、放射線治療装置に関して治療台を移動させることによる上述の決まった腫瘍または病変または器官の移動を実行するステップを含むことがあり得る。10

#### 【0027】

したがって、本発明の一態様によると、

放射線治療のプランニングの目的のために腫瘍を空間的に位置測定する方法が供給され、その方法は、

CATスキャン、PETスキャン、CTスキャンを含むグループから選択される診断映像装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の診断映像を発生するステップ、20

絶対座標基準系を使用して第1の三次元座標に前記診断映像上の前記腫瘍を割り当てるステップ、

超音波装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の超音波映像を発生するステップ、

前記絶対座標基準系を使用して第2の三次元座標に前記超音波映像上の前記腫瘍を割り当てるステップ、20

腫瘍の正確な映像を得るために前記第1および前記第2の三次元座標を使用して前記超音波映像と前記映像を融合するステップを含む。

#### 【0028】

さらなる実施形態によると、本発明は、

放射線治療のプランニングの目的のために腫瘍を空間的に位置測定する方法を供給し、その方法は、30

前記腫瘍の予測位置近辺で患者に複数の基点を設置するステップ、

絶対座標系を使用して第1の三次元座標を前記複数基点に割り当てるステップ、

CATスキャン、PETスキャン、CTスキャンを含むグループから選択される診断映像装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の診断映像を発生するステップを含み、前記少なくとも1つの診断映像がその上に前記腫瘍の映像を有してさらに前記複数基点を有し、前記複数基点の前記第1の三次元座標を基準として使用して前記少なくとも1つの診断映像上の前記腫瘍を第2の三次元座標に割り当てるステップ、40

超音波装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の超音波映像を発生するステップを含み、前記少なくとも1つの超音波映像がその上に前記腫瘍の映像を有してさらに前記複数基点を有し、

前記複数基点の前記第1の三次元座標を基準として使用して前記超音波映像上の前記腫瘍を第3の三次元座標に割り当てるステップ、

腫瘍の正確な映像を得るために前記第2および前記第3の三次元座標を使用して前記超音波映像と前記映像を融合するステップを含む。

#### 【0029】

本発明のまたさらなる態様によると、

放射線治療のプランニングの目的のために腫瘍を空間的に位置測定する方法が供給され、その方法は、

前記腫瘍の予測位置近辺で患者に複数の基点を設置するステップ、

絶対座標系を使用して第1の三次元座標を前記複数基点に割り当てるステップ、50

CATスキャン、PETスキャン、CTスキャンを含むグループから選択される診断映像装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の診断映像を発生するステップを含み、前記少なくとも1つの診断映像がその上に前記腫瘍の映像を有してさらに前記複数基点を有し、前記複数基点の前記第1の三次元座標を基準として使用して前記少なくとも1つの診断映像上の前記腫瘍を第2の三次元座標に割り当てるステップ、

超音波装置を使用して前記腫瘍の1つまたは複数の超音波映像を発生するステップを含み、前記少なくとも1つの超音波映像がその上に前記腫瘍の映像を有し、

前記1つまたは複数の超音波映像の位置と配向を知ることができるように構成された位置測定システムを使用し、それによって前記1つまたは複数の超音波映像上の腫瘍が前記絶対座標基準系で第3の三次元座標を割り当てられることを可能にするステップ、

腫瘍の正確な映像を得るために前記第2および前記第3の三次元座標を使用して前記超音波映像と前記映像を融合するステップを含む。

#### 【0030】

本発明のまた別の態様によると、

放射線治療のプランニングの目的のために腫瘍を空間的に位置測定するシステムが供給され、そのシステムは、

CATスキャン、PETスキャン、CTスキャンを含むグループから選択され、前記腫瘍の少なくとも1つの診断映像を発生するように構成された診断映像装置、

前記腫瘍の少なくとも1つの超音波映像を発生するように構成された超音波装置、

前記腫瘍が前記診断映像上では第1の三次元座標で、前記超音波映像上では第2の三次元座標で割り当てられるように絶対座標基準系を供給するための手段、

前記腫瘍の正確な映像を得るために前記第1の三次元座標および前記第2の三次元座標を使用して前記診断映像と前記超音波映像を融合するための手段を含む。

#### 【0031】

##### 【発明の実施の形態】

本発明の方法と装置の実施形態の例示は、図面から派生する装置と映像の構成要素で示される。図1の概略図に本発明の実施形態が概して図解されている。本発明の目的のうちの1つ、すなわち腫瘍010のサイズ、位置および配向の最も精度の高い解像度を得ることを達成するために、腫瘍010を含むと考えられる患者身体009の標的領域が2つの別個の診断装置を使用して走査または診断され、かつ結果的に得られる映像が比較されてもよいことが判明した。これはMRI、CTまたはPETを含むグループから選択される診断装置の使用を通じて入手される腫瘍010の映像をAcuson、GE Medical Systems、Siemens、Toshibaその他のそれらのような超音波装置で得られる腫瘍010の映像と比較することによって達成されることもあり得る。2つの映像が入手される順序は、それらの映像が、限定はされないが例えば他方の1時間以内の短時間内で入手される限り概して重要ではない。

#### 【0032】

この態様によると、入手されることになる第1の映像は、例えば、診断装置002の使用を通じて収集されてもよく、それは例えばコンピュータ断層撮影（「CT」）スキャナ、磁気共鳴映像（「MRI」）スキャナ、または場合によっては陽電子放射断層撮影（「PET」）スキャナ、またはいずれかの他の同等の装置、またはいずれかの他の映像作成診断装置であってもよい。図2を参照すると、対象となる腫瘍または病変または器官010を有する患者009がその上に配置される可能性のある従来の映像台001を備えた（従来の）診断映像装置002が図式的に示されている。診断映像装置002は体組織の断層映像023または「スライス」を作成することが可能であり、そのような「スライス」は図示した対象となる腫瘍または病変または器官010でもって図4に図式的に描かれる。例えば図3に示したように、診断映像装置002のスライス入手空間017で診断映像装置002と患者009の間の相対的な動きを引き起こすことによっていくつかの診断映像023を入手することができる。図6は患者009の部分または断層面の（連続した）複数の診断映像023から形成または再構成される三次元映像027を描くものである。

10

20

30

40

50

## 【0033】

診断映像装置 002 で得られるような腫瘍 010 の映像は図 1 に示したような超音波装置 005、008 で撮られる同じ腫瘍の映像と比較されることになるので、腫瘍が参照される、すなわち前記比較を有効化することのできる座標のセットを与えられる必要がある。例えば、前記座標は診断映像装置 002 と超音波映像装置 005、008 の両方で別々であってもよい。しかしながら、座標系は、診断映像装置 002 で見られる腫瘍 010 の位置を超音波映像装置 005、008 で見られる腫瘍 010 の位置と相関付けることができなければならないこともあり得る。したがって、絶対座標系 011 が確立されることは必要となる可能性がある。

## 【0034】

その目的のために、絶対座標系 011 上の腫瘍 010 に絶対座標を割り当てる手段が供給されてもよく、その絶対座標が、例えば腫瘍 010 の CT 映像をその超音波映像と相関付けるのに使用されてもよい。そうするために、基点としても知られるいくつかのマーカ、例えば、図 5 に例示したような 3 つの基点 029 が診断映像 023 の入手に先だって患者の身体上に病変の近辺もしくは周囲で設置されてもよい。1 つの実践によると、基点 029 はすべて同じ平面に設置されてもよい。基点（それらは診断映像中で容易に見るかまたは識別することができるいずれかの物理的マーカであってもよい）の位置は、その後、いずれかの知られているシステム、例えば計測システムの使用を通じて絶対座標系 011 内で確認されてもよい。

## 【0035】

計測システムはどのような知られている形状または形式をとってもよい。例えば、一実施形態では計測システムは 1 つまたは複数のレーザ、またはレーザ・システムを含み、それらのレーザは、例えば、診断映像装置 002 が配置される部屋の壁または天井に配置されてもよい。そのような計測システムは当該技術で知られており、例えば Camar E lectric から市販入手される製品 Cermaligne、モデル番号 CL 505-CH2 であってもよい。レーザまたはいずれかの他の適切な装置は複数基点に向けられ、基点を離れて供給源またはいずれかの他の計測装置へと跳ね返されたレーザ・ビームを通じて、基点の座標が判定され、割り当てられてもよい。結果として、基点が絶対座標、例えば図 5 に例示したような X<sub>1</sub>、Y<sub>1</sub>、Z<sub>1</sub> を割り当てられてもよい。計測システムはその後、基点の前記絶対座標を診断映像装置にダウンロードするかまたは転送する。

## 【0036】

同じスライス上に基点 029 と腫瘍 010 の両方を示す図 5 に例示したスライス 023 から、その後、絶対座標系 011 の絶対座標を腫瘍 010 のいかなる点にも割り当てることができることもあり得る。これは映像スライス 023 に描いたような基点 029 と腫瘍 010 の相対位置に基づく単純な相関を通じて為されてもよく、かつスライス 023 の映像座標系 030 内で測定されてもよい。基点 029 の座標は絶対座標系 011 内であることが判っており、腫瘍 010 の相対的位置は図 5 のスライス 023 に示した情報から基点 029 に関して判っているので、腫瘍 010 のいずれかの点、例えば X<sub>2</sub>、Y<sub>2</sub>、Z<sub>2</sub> に絶対座標を割り当てるように変換マトリクスまたは座標変換を決定するのに、当業者に知られている適合化アルゴリズムを使用することができる。診断映像 023 または 027 内のいずれかの目標の座標 (X, Y, Z) の判定はこの方式で達成可能であり、したがって絶対座標系 011 内で絶対座標を割り当てることができる。

## 【0037】

図 4 と図 5 は患者 009 を通して配置された絶対座標系 011 を有するように示されているが、前記絶対座標系 011 が身体 009 を通してではなく配置されてもよいことは理解される。

## 【0038】

腫瘍 010 のサイズ、場所および配向の判定での追加的なステップが図 7 で例示可能であり、そこでは病変 010 の少なくとも 1 つの超音波映像 016 を発生するための手段 005、008 が示される。少なくとも 1 つの超音波映像を発生するための前記手段 008 は

10

20

30

40

50

診断映像装置 002 が設置される診断映像室に配置されてもよい。超音波映像 016 を発生するための前記手段 008 は従来の、市販入手可能な超音波プローブ 005 を利用してもよい。図 8 に例示したように、腫瘍または病変または器官 010 の超音波映像もしくは映像 016 を発生するために、超音波プローブ 005 は患者身体 009 との接触へと持ち込まれる。図 9 に例示したように、超音波プローブ 005 を移動、置き換えまたは回転させることによって、腫瘍または病変または器官 010 の複数の超音波映像 016 を様々な平面で得ることができる。図 9 では、病変 010 は、各々の超音波映像の平面が超音波映像収集時の超音波プローブ 005 の配向を表わす複数の超音波映像 016 内に配置されて示されている。見て判るように、それらの平面は必ずしも互いに平行である必要はない。複数の超音波映像 016 から超音波データの三次元容積もしくは像 031 (図 10) の再構成を実行することができる。

#### 【0039】

超音波データから正確に三次元容積 031 を再構成するため、および絶対座標系 011 で絶対座標を割り当てるために、絶対座標系 011 に関する超音波プローブ 005 の配向と位置（これ以降は配向と称する）が、腫瘍 010 の各超音波映像の作成時に判っていなければならない。これを達成するために、超音波プローブ 005 の（空間的）配向を表示するための手段 006a、006b が使用されてもよく、特に、図 7 に示したように診断装置 002 の部屋に配置されてもよい。いかなる位置感知システムも超音波プローブ 005 の位置と配向を判定する手段 006a、006b として使用可能である。例えば、そのようなシステムはしばしば総称的に追跡システムと称されて当該技術では知られており、Ascension Technology Corporation、InterSense、Northern Digital Inc.、Motion Analysis Corp. その他から市販入手可能である。前記位置感知手段 006a と 006b の使用は絶対座標系 011 に関する前記プローブの位置の判定を可能にすることができる。例えば、限定されるものではないが、位置測定システムは、超音波プローブに装着された光放出もしくは反射マーカを見据える部屋に固定のカメラ・システム、プローブ 005 に装着される発射器および時間的測定とその結果得られる幾何学的三角法によってこれら発射器までの距離を測定して超音波プローブ 005 の位置と配向を判定する検出器を備えた超音波システム、超音波プローブ 005 が取り付けられた機械的アームを基礎にした位置測定システムを含んでもよい。超音波プローブ 005 と超音波プローブ 005 の幾何学的配向を示すための手段 006a、006b のいずれも、診断映像装置 002 の台 001 に固定されねばならないわけがないことに留意すべきである。

#### 【0040】

超音波プローブ 005 の座標と幾何学的配向を判定するための手段 006a、006b は絶対座標系、例えばレーザに組み合わされ、位置合わせされ、接続され、または較正される。この位置合わせもしくは較正の結果として、超音波映像 016 内のいかなる点もしくは特徴の絶対座標基準系 011 内の座標 (X, Y, Z) も確認可能となる。言い換えると、図 10 に例示したように、超音波映像で得られる腫瘍 010 の絶対座標を判定するのに絶対座標系 011 の基礎を形成し得るレーザが使用可能である。

#### 【0041】

絶対座標系 011 は診断映像装置 002 と超音波装置 005 の両方に共通であるので、両方のシステムに関して腫瘍 010 の位置を正確に相關付けることが可能である。この知見で、再構成された容積 031 (図 10) 内の各点について超音波映像データの値が、当業者に知られている挿入アルゴリズムによって判定可能である。収集の制御と融合のソフトウェアは図 1 に例示したように専用のコンピュータまたはワークステーション 013 で実行されてもよい。病変の輪郭描写および表現の処理を容易にするのに、標準的な細分化およびその他の映像強調ツールが利用可能である。

#### 【0042】

複数の超音波映像 016 の収集は複数の診断映像 023 の収集の前もしくは直ぐ後（すなわち直前または直後）に為されるので、超音波三次元映像データ 031 と診断三次元映像

10

20

30

40

50

027は2つの時間的に極めて近い瞬間で患者の解剖学的構造の空間的にオーバーラップした容積または断層面の像を表わす。多数の解剖学的構造部位について、治療プランニングに必要な精度内でこれら2つの時間的に極めて近い瞬間の患者の解剖学的構造は変化せず、したがって超音波三次元映像データ031と診断三次元映像データ027の両方が時間的に同一で空間的にオーバーラップする同じ患者の解剖学的構造の断層面を表わす。超音波三次元映像データ031と診断三次元映像データ027の両方の位置と配向が診断装置022の絶対座標系011に関して各々判っていることを条件として、超音波三次元映像データ031と診断三次元映像データ027の両方は重畳、すなわち図11に例示したように正確に重畳され得る。

#### 【0043】

超音波三次元映像データ031と診断三次元映像データ027が組み合わされると、病変010の外側表面の輪郭022は超音波三次元映像データ031または診断三次元映像データ027内で任意に選択可能(図12)となり、かつ超音波三次元映像データ031または診断三次元映像データ027内のそれらの正しい場所で表示可能となる。これらの輪郭022は診断三次元映像データ027内の病変の三次元表現021を実行するのに使用することができる(図13)。この方式で、病変010は(1)診断装置002の絶対座標基準系011に関して位置測定および規定され、(2)診断三次元映像データ027内で位置測定、規定および可視化される。上述の(1)と(2)が理由で、放射線治療プランが従来の方式で設計可能となり、必要な放射線を病変010に供給できる。たとえ病変010が診断映像装置002、または場合によっては超音波装置005で入手される映像もしくは複数映像023によって完全に可視化されていなくてもこれはそうである。しかしながら、それら2つを組み合わせることは腫瘍010のさらに正確な像を形成する。その後、それによって放射線ビームの形状が病変の空間的輪郭または外形022が合致するであろう例えは適合プランのような放射線治療プランが設計可能となる。

#### 【0044】

加えて、もしも上述の手法で健全な器官010が位置測定および輪郭化されるならば、放射線治療プランは器官010への過剰な放射線損傷を回避するように設計されることが好ましいであろう。超音波三次元映像データ031、診断三次元映像データ027、病変010の外側表面の輪郭022および病変010の三次元表現021がそれから、図1に例示したようなワークステーション013から、やはり図1に例示したような放射線治療装置003の制御領域のコンピュータまたはワークステーション014へと伝送され、放射線治療期に先立つ腫瘍または病変または器官010の治療位置の確認のために基準データとして役立つこともあり得る。

#### 【0045】

診断映像027と超音波映像031の間の上述の比較がこの後に説明する方法の必要ステップでないことは理解される。したがって、本発明の追加的な実施形態に従い、かつ上述のタイプIIの失敗を避けるためには、放射線治療の開始直前の腫瘍010を治療プランの中で規定された同じ腫瘍010と比較することが必要になる可能性がある。これは、腫瘍のあらゆる変化、すなわちそのサイズ、位置、配向などが、もしも必要であれば治療プランの変更を通じて考慮され得ることを確実化する。これを達成するために、腫瘍の超音波010は、全体を上述したように、超音波装置008と005を使用して治療プラン中にとられてもよい。診断段階での超音波の撮影と連係した絶対座標系011の使用が前記腫瘍010に絶対座標を割り当てるために必要となることもある。

#### 【0046】

放射線治療期の始まりに先立って、腫瘍または病変または器官010の位置の確認が以下の方式で進行してもよい。図14を参照して、腫瘍または病変または器官010を持つ患者は、これ以降は線形加速装置と称する従来の治療装置003の治療台018上に配置されてもよい。ここで述べる方法がいずれの知られている、または将来の放射線治療装置、あるいはいずれの他のタイプの治療装置で使用されてもよいことは理解される。同じ患者は、ほんの少し前といった過去に、診断段階の間で腫瘍010のサイズ、形状および配向

10

20

30

40

50

を判定するために実施された超音波を持っていて、全体は上述した。前記超音波の間で、前記腫瘍に絶対座標（X，Y，Z）が割り当てられた。図14に描いたように、治療室での治療期に、治療台018上の患者の腫瘍または病変または器官010の位置（できれば配向と形状を含む）、言い換えると絶対座標は、疑いなく、以前の診断段階の間で割り当てられた腫瘍010の絶対座標と異なるであろう。これは含まれる機械類の異なるサイズと形状、患者009の姿勢の違い、および腫瘍010それ自体が成長、縮退、または移動した可能性があるという事実を含む様々な因子に起因する可能性がある。

#### 【0047】

したがって、腫瘍010の位置のこの違いを考慮に入れて補償できるようにすることが大切である。そうするために、共通の、すなわち超音波装置008と治療装置003に共通した絶対的な基準フレームまたは系が考え出され、超音波映像装置008で認識される腫瘍010と、おそらく異なる物理的配置に置かれる線形加速装置003で治療される前に超音波で認識される同じ腫瘍010の間の位置を相關付けることが可能にならねばならない。

10

#### 【0048】

これは上述したような類似した測定システムの使用を通じて達成可能であり、そのシステムは、例えば、治療室の壁もしくは天井に配置されるレーザ（図1の019）を有してもよい。超音波008と005を備えて診断室で使用される測定システムは、厳密に必要でなくとも、治療室で使用される測定システムと同じであることもあり得る。しかしながら、両方のシステムは診断超音波装置008と治療装置003の両方に共通した基準フレームを与えるように較正されるべきである。結果として、超音波診断装置005の絶対座標基準系011と治療装置003の絶対座標系019が（図17に例示したように）両方に共通であって相關付け可能な座標を与えることがあり得る。結果として、病変010の対象となる治療位置032（できれば配向を含む）は、図2から図13で以前に説明および例示した位置測定と解像方法で超音波映像装置002によって前もって判定された病変010の空間座標および範囲から算出されてもよい。

20

#### 【0049】

通常、治療プランニングの行程で $4 \times 4$ の変換マトリクスTが判定されがあり、それは患者に適用されると、治療台018、治療装置コリメータ004ならびに治療装置構台007の機械的動きによって腫瘍または病変または器官010を所望の治療位置へと移動させる。もしも超音波診断装置002の絶対座標基準系011と治療装置003の絶対座標系019が同じでない場合、それら2つの間で一方の系にある腫瘍010の座標を他方の座標と相關付けるために所定の変換マトリクスもしくは座標変換が使用されてもよい。

30

#### 【0050】

対象となる治療位置の確認に向けての第1のステップとして、腫瘍または病変または器官010の実際の位置の位置測定と解像が、超音波診断装置002の部屋で実施された腫瘍または病変または器官010の位置測定と解像と同様に従来の放射線治療装置003の部屋で実施される。病変010（図15）の少なくとも1つの超音波映像020を発生するための手段028（図15）が、図15に描いたように、治療室に配置される。少なくとも1つの超音波映像020を発生するための手段028は従来の市販入手可能な超音波プローブ025（図15）を利用することができる。

40

#### 【0051】

腫瘍または病変または器官010（図16）の超音波映像020を発生するために超音波プローブ025は患者身体009（図15）と接触させられる。超音波プローブ025を移動または回転させることによって、腫瘍または病変または器官010の複数の超音波映像020（図16）を得ることができる。図16では、病変010は、各超音波映像の平面が超音波映像収集時の超音波プローブ025の配向を表わす複数の超音波映像020内に配置して示される。複数の超音波映像020から超音波データの三次元容積または像033（図17）の再構成が、治療装置003の絶対座標系019内で実行される。再構成

50

された容積 0 3 3 のサイズに応じて、再構成容積 0 3 3 の周辺部で超音波データを利用できない場所があり得ることに留意すべきである。

#### 【 0 0 5 2 】

複数の超音波映像 0 2 0 から超音波データの三次元容積 0 3 3 を正確に再構成するために、治療装置 0 0 3 の絶対座標系 0 1 9 に関する超音波プローブ 0 2 5 の配向と位置（これ以降は配向と称する）が、各々の入手超音波映像 0 2 0 について判っていなければならない。図 1 5 に示したように、超音波プローブ 0 2 5 の幾何学的配向を表示するための手段 0 2 6 a、0 2 6 b が治療装置 0 0 3 の部屋に配置されてもよい。全体をさらに充分に上述したが、治療装置 0 0 3 の絶対座標系 0 1 9 に関する超音波プローブ 0 2 5 の位置と配向を判定するための手段 0 2 6 a、0 2 6 b として、いずれの従来型位置感知システムを使用してもよい。診断超音波装置 0 0 8 に関して上述した系と必ずしも同じである必要はないが、両方の系が同じであることが便利なことがあり得る。超音波プローブ 0 2 5 または超音波プローブ 0 2 5 の幾何学的配向を表示する手段 0 2 6 a、0 2 6 b のどちらも治療装置 0 0 3 の台 0 1 8 に固定されねばならないわけではない。

#### 【 0 0 5 3 】

超音波プローブ 0 2 5 の幾何学的配向を表示する手段 0 2 6 a - 0 2 6 b は治療装置 0 0 3 の絶対座標基準系 0 1 9 で位置合わせされるか、または当該技術で知られているようにそれに較正される。この位置合わせまたは較正が理由で、複数の超音波映像から由来するいずれの点または特徴についても、いかなる点の座標 (A, B, C)、すなわち治療装置 0 0 3 の絶対座標系 0 1 9 内の腫瘍 0 1 0 も判る。この知見でもって、再構成された容積 0 3 3 (図 1 7 ) 内の各々の点について超音波映像データの値は当業者に知られている挿入アルゴリズムによって判定することができる。さらに、超音波映像データの容積 0 3 3 (図 1 7 ) 内のいずれの点または特徴についても、治療装置 0 0 3 の絶対座標系 0 1 9 内の座標 (X, Y, Z) が判る。したがって、三次元超音波データ 0 3 3 (図 1 7 ) によって描かれる腫瘍または病変または器官 0 1 0 の位置測定は完全である。さらに、病変 0 1 0 の外側表面の輪郭 0 2 4 (図 1 8 ) は超音波三次元データ 0 3 3 (図 1 7 ) 内の任意の平面で規定することができる。これらの輪郭 0 2 4 は治療装置 0 0 3 の座標系 0 1 9 で病変の三次元表現 0 3 4 (図 1 9 ) を適切に実行するのに使用することができる。

#### 【 0 0 5 4 】

いったん腫瘍または病変または器官 0 1 0 が治療装置 0 0 3 の部屋で位置測定されると、治療台 0 1 8 の位置、治療装置コリメータ 0 0 4 の回転、ならびに治療装置構台 0 0 7 の回転の必要な調整は以下の 2 つの方法のいずれかによって実行することができる。図 2 0 を参照すると、第 1 の方法は、治療プランの前に超音波診断装置 0 0 2 で得られた三次元超音波位置測定データ 0 3 1 内で輪郭作成された病変 0 1 0 の三次元表面 0 2 2 または輪郭 0 2 1 を治療装置 0 0 3 内の超音波装置 0 2 5 と 0 2 8 で得られた三次元超音波位置測定データ 0 3 3 内で輪郭作成された病変 0 1 0 の三次元表面 0 3 4 または輪郭 0 2 4 に重畠または整合させることによって、超音波診断装置 0 0 2 の絶対座標系 0 1 1 と治療装置 0 0 3 の座標系 0 1 9 の間の座標変換 ( $4 \times 4$  変換マトリクス) R を達成する。輪郭と表面の整合のための従来の方法はチャンファ整合法および「トップアンドハット」最小二乗距離整合法、ならびにいかなる他の必要または望ましい方法も含み得る。

#### 【 0 0 5 5 】

超音波診断装置 0 0 2 の絶対座標系 0 1 1 と治療装置 0 0 3 の座標系 0 1 9 の間の座標変換 R を達成するための別の選択肢となる方法は、所定の輪郭または表面に頼らないものであって、図 2 1 に例示されている。この選択肢では、治療期の前に治療装置 0 0 3 の部屋で入手された再構成三次元超音波位置測定データ 0 3 3 と治療プラン設計の前に診断装置 0 0 2 の部屋で入手された三次元超音波位置測定データ 0 3 1 の間で映像の相互関係がとられる。座標変換は 2 つの三次元データのセット 0 3 3 と 0 3 1 の間の相関値の最大ピークを生じるように選択される。その後、治療台 0 1 8 の位置、治療装置コリメータ 0 0 4 の回転、ならびに治療装置構台 0 0 7 の回転の必要な調整の判定が  $4 \times 4$  変換マトリクス  $T R^{-1}$  の当業者に知られているアルゴリズムによる分解によって実行される。上述の前

10

20

30

40

50

記 2 つの方法のいずれかによる超音波診断装置 002 の絶対座標系 011 と治療装置 003 の座標系 019 の間の座標変換 R の後に、治療台 018 の位置、治療装置コリメータ 004 の回転、ならびに治療装置構台 007 の回転の上述の前記調整以外の調整が着手されてもよいことは留意すべきである。これらは、初期に意図した放射線ビームの形状の単純な変更からビーム強度の変更および異なるビーム配列を備えた完全に新たな治療プランにまですら範囲が広がることもある。これらの調整は、図 1 に例示したようなワークステーション 014 上を走るソフトウェアで算出され、治療装置 003 と治療台制御器 012 に対するインターフェースである治療装置制御器 015 によって実行される。

#### 【0056】

本発明の特定の好ましい実施形態を示して説明してきたが、特許請求項で述べたような本発明の精神と範囲から逸脱することなく変更および改造が為され得ることは当業者にとって明白であろう。したがって、本発明は添付の特許請求項によってのみ限定される。

#### 【図面の簡単な説明】

##### 【図 1】

本発明の一実施形態の機能ブロックを示す図である。

##### 【図 2】

映像台上に図式的に描いた患者を備えた従来の診断映像装置の透視図である。

##### 【図 3】

図 2 の映像装置のさらなる透視図である。

##### 【図 4】

図 2 の映像装置によって発生し、患者の身体内の病変の位置を描く映像の範例を示す図である。

##### 【図 5】

図 2 の映像装置によって発生し、診断映像装置に関して判っている位置にあって診断映像もしくは複数映像上で視認できる複数基点を描く映像の範例を示す図である。

##### 【図 6】

図 5 に描いたそのような多数の診断映像から再構成された三次元診断映像データを表わす図である。

##### 【図 7】

患者身体で病変の超音波映像を発生する手段を含む、図 2 の従来型診断映像装置の透視概略図である。

##### 【図 8】

腫瘍または病変または器官の超音波映像を表わす図である。

##### 【図 9】

図 7 の超音波装置で病変を撮った多数の超音波映像を示す透視図である。

##### 【図 10】

診断映像装置の部屋で入手され、図 9 に描いた多数の超音波映像から再構成された三次元超音波映像データを表わす図である。

##### 【図 11】

重畠もしくは組み合わされた三次元超音波および診断映像データのセットを表わす図である。

##### 【図 12】

三次元超音波データ内の病変の二次元超音波像の配列を、病変がその輪郭化された外側表面を有するようにして表わす図である。

##### 【図 13】

図 12 に描いた病変の輪郭から調製した映像外形の三次元的表現を示す図である。

##### 【図 14】

回転長椅子、コリメータおよび構台を含む従来の放射線療法治療装置、または線形加速装置の透視図である。

##### 【図 15】

10

20

30

40

50

患者体内の病変の超音波映像を発生するための手段を有する線形加速装置の透視概略図である。

**【図 16】**

図 15 の超音波映像装置で病変を撮影される多数の超音波映像を示す図である。

**【図 17】**

治療装置の部屋で入手され、かつ図 16 に描いた多数の超音波映像から再構成された三次元超音波映像を表わす図である。

**【図 18】**

図 17 の病変が輪郭化された外側表面を有するようにして、いくつかの二次元超音波映像を表わす図である。10

**【図 19】**

図 18 からの複数の映像から作成された画像の輪郭の三次元描写である。

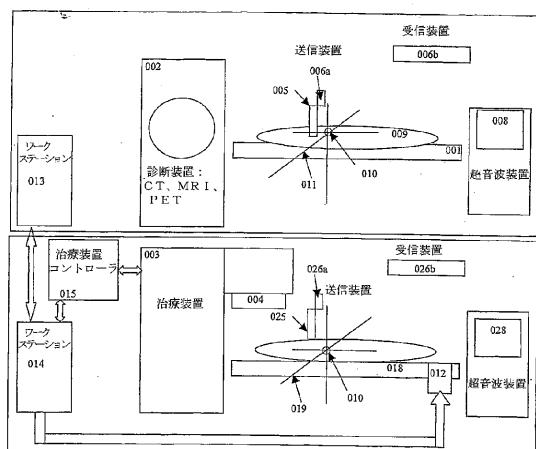
**【図 20】**

輪郭または表面登録に基づいて処理セッションの前に処置設定（台位置、コリメータ、およびガントリ回転）で補正の必要があるかを判断する方法を示す図である。

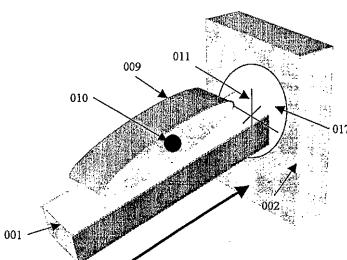
**【図 21】**

映像の相互関係に基づいて処理セッションの前に処置設定（台位置、コリメータ、およびガントリ回転）で補正の必要があるかを判断する方法を示す図である。

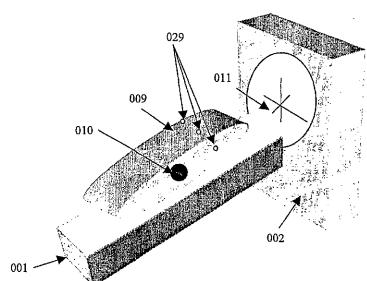
**【図 1】**



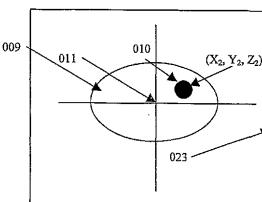
**【図 3】**



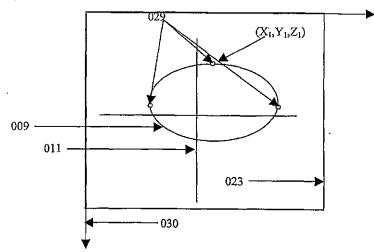
**【図 2】**



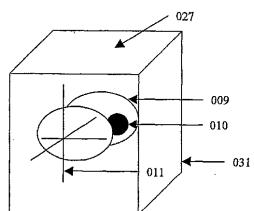
**【図 4】**



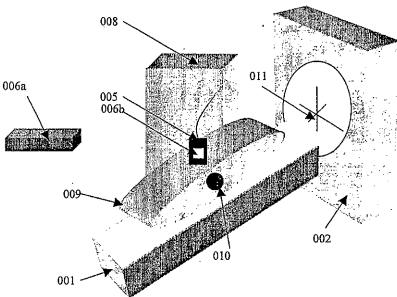
【図5】



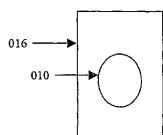
【図6】



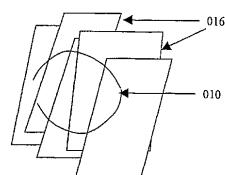
【図7】



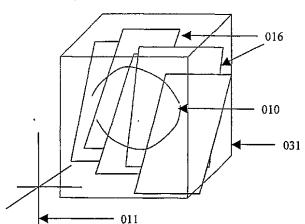
【図8】



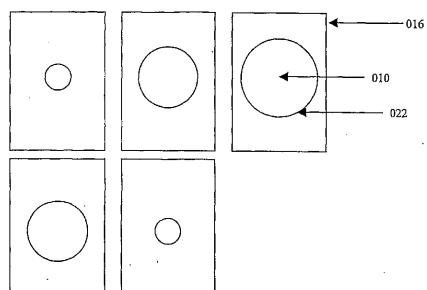
【図9】



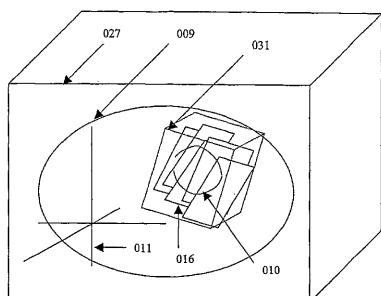
【図10】



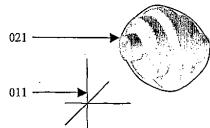
【図12】



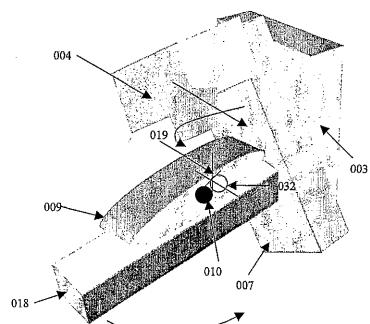
【図11】



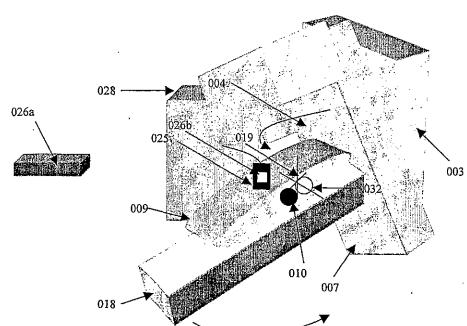
【図13】



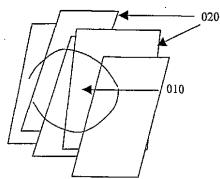
【図14】



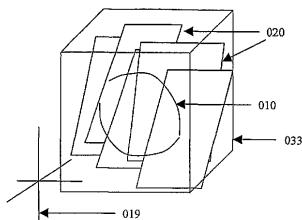
【図15】



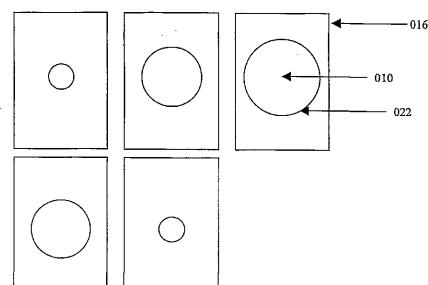
【図16】



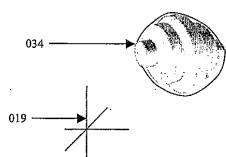
【図17】



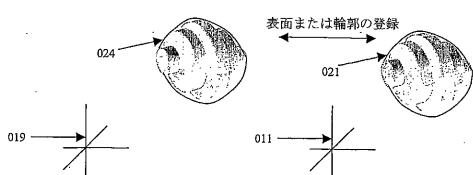
【図18】



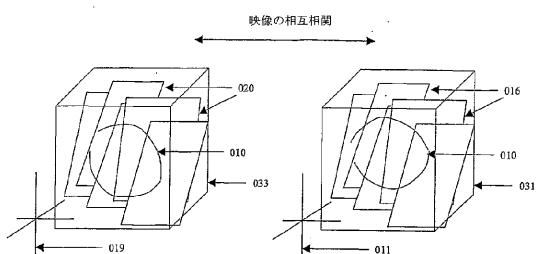
【図19】



【図20】



【図21】



## 【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau(43) International Publication Date  
7 February 2002 (07.02.2002)

PCT

(10) International Publication Number  
WO 02/09588 A1

(51) International Patent Classification: A61B 8/08. (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, A61N 5/10 AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, 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, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(21) International Application Number: PCT/CA01/01113

(22) International Filing Date: 31 July 2001 (31.07.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data: 2,314,794 1 August 2000 (01.08.2000) CA

(71) Applicants and

(72) Inventors: FALCO, Tony [CA/CA]; Montreal General Hospital, 1650 Cedar Avenue, Montreal, Québec H3G 1A4 (CA). HRISTOV, Dimitri [CA/CA]; Montreal General Hospital, 1650 Cedar Avenue, Montreal, Québec H3G 1A4 (CA).

(74) Agents: PELLEMANS, Nicolas et al.; McCarthy Tétrault LLP, Le Windsor, 1170 Peel Street, Montreal, Québec H3B 4S8 (CA).

(81) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

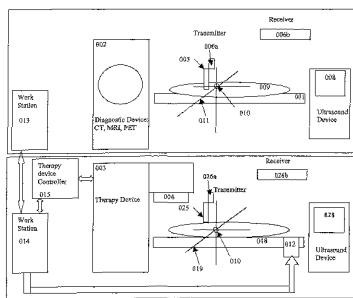
(84) Published:  
— with international search report

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: METHOD AND APPARATUS FOR LESION LOCALIZATION, DEFINITION AND VERIFICATION



WO 02/09588 A1



(57) Abstract: A method and apparatus for lesion or organ definition for the purpose of radiation treatment planning localization and treatment position verification. The apparatus uses a combination of an ultrasound imaging system and a diagnostic imaging system to acquire localization ultrasound images referenced in the coordinate space of the diagnostic imaging system through the use of a position sensing system. The method compares the location of the lesion in the localization ultrasound images with the position of the lesion in ultrasound images taken while the patient lies on the treatment table of a therapy treatment unit, suggests corrective measures to place the lesion in its intended treatment position and executes the correction upon confirmation from qualified personnel.

## 1

**METHOD AND APPARATUS FOR LESION LOCALIZATION,  
DEFINITION AND VERIFICATION****BACKGROUND OF THE INVENTION****Field of the invention**

- 5 The invention relates to a method wherein the shape, form, position and configuration of a lesion or tumour, to be treated by a radiation therapy device, may be ascertained with greater definition, in order to better design a treatment plan for its eradication. In accordance with a further aspect, the invention also relates to method and apparatus for verification of the position of the lesion with respect to the radiation beam or beams prior to the execution of a  
10 radiation treatment. The invention relates to a method wherein the size, location and disposition of a tumour may be determined, updated and tracked prior to and during treatment therefor.

**1. Description of Prior Art**

- The goal of modern day radiation therapy of cancerous tumours or lesions, is to eradicate  
15 the tumour while avoiding to the maximum extent possible damage to healthy tissue and organs in the vicinity of the tumour. Since the large majority of tumours are radioresponsive, they can be controlled or eradicated completely if a sufficient radiation dose is delivered to the tumour volume. However, the delivery of the necessary tumourcidal dose may result in certain complications due to damage of healthy tissue that surround the tumour, or due to  
20 damage to other healthy body organs located in the proximity of the tumour. Conformal therapy is a radiation treatment approach which attempts to combine accurate target localization with focused radiation delivery in order to conform the high dose region closely to the region defined by the outer surface of the tumour while minimizing the dose to surrounding healthy tissue or adjacent healthy organs. Various conformal therapy techniques  
25 are well known in the art.

Conformal radiation therapy employs dedicated radiation units capable of producing highly energetic radiation beams of photons, electrons or other charged particles. The radiation unit typically has a radiation source, which is typically mounted on a rotatable gantry of the  
30 radiation treatment unit. Through gantry rotation, the radiation source is rotated about the patient who is typically placed on a treatment table and the radiation beam is directed towards the tumour or lesion to be treated. Various types of devices are used to conform the shape of

the radiation treatment beam to encompass tightly the outline of the tumour as seen by the radiation treatment beam as it traverses the patient's body into the tumour. An example of such a device is a multileaf collimator, which consists of a set of computer-controlled movable leaves or fingers, which can be positioned individually in and out of the radiation beam in order to shape it to the tumour outline. Various types of radiation treatment planning systems can create a radiation treatment plan which, once implemented will deliver a specified dose to the tumour while sparing the surrounding healthy tissue or adjacent healthy organs.

10      The basic problem in conformal radiation therapy is knowing the location of the target, or lesion or tumour, or alternatively of the healthy organs with respect to the intended placement of the radiation beam or field (I) prior to the design of a radiation treatment plan and (II) at the time of the radiation treatment. Localization of the target volume within the patient prior to the design of a radiation treatment plan is performed by acquiring a three-dimensional image 15     of the patient with a conventional diagnostic imaging device such as computerized tomographic ("CT") imaging device, a magnetic resonance imaging ("MRI") device or a positron emission tomographic ("PET") imaging device, as they are known in the art. These sophisticated devices may be available from a variety of manufacturers, such as GE Medical Systems, Marconi, Toshiba, Siemens, Phillips and others.

20      At the present time, when the treatment is initiated, both the patient's position and the position of the target within the patient at the time of the radiation treatment are assumed to be grossly the same as they were at the time the treatment plan was created. However, if the position of the target volume is not correctly determined (I) prior to the treatment plan 25     creation or (II) at the time of treatment, treatment failures can occur in a sense that the conformal dose of radiation may not be delivered to the correct location within the patient's body. Failures of type (I) can occur if the conventional imaging modality fails to reveal completely the shape, location and orientation of the tumour or lesion or organ of interest. This may occur since not all conventional diagnostic imaging devices adequately, completely 30     or fully determine the exact shape, size and orientation of a tumour, resulting in that even with the use of the most up-to-date diagnostic imaging device, some tumours may not be fully diagnosed. Failures of type (II) can occur as a result of organ displacement (motion) from day to day, which may occur from a variety of factors, such as growth of the tumour, change in

the patient physiometry due to weight loss, or even patient breathing. Failures of type (II) can also occur from incorrect positioning of the patient on the treatment table of the radiation treatment unit.

5 To avoid the above failures, present day radiation treatment plans typically regard the target of the radiation to occupy a space in the patient's body, which is larger than it really is, in order to ensure that the smaller tumour or lesion, will fall within the larger volume. As a result, some healthy tissue or healthy organs surrounding the tumour or lesion will be irradiated with the maximum radiation dose intended for the tumour or target. Delivering the  
10 maximum radiation dose to a larger volume of healthy tissue or healthy organs may increase the risk of damaging these, and may for example, promote future cancers in the healthy surrounding tissue. For this reason oncologists using present conformal radiation therapy may decide to deliver a lower radiation dose to the intended treatment volume in order to spare the non-target tissue with the potential disadvantage of compromising the success of the treatment  
15 by underdosing some portion of the target organ.

In an attempt to improve the localization of the lesion for the treatment of prostate cancer and therefore rectify failures of type I, a method was disclosed Holupka et al., US patent 5,810,007 which utilizes a transrectal probe to generate a two-dimensional ultrasound image.  
20 This image is then superimposed on an image acquired with a conventional diagnostic imaging device, such as CT scan. The image registration in the above said method requires the identification of at least 2 fiducials visible in both the ultrasound image and the image acquired with the conventional diagnostic imaging device. However, the following shortcomings may limit the utility of the above said method:  
25 1. The transrectal ultrasound probe may considerably displace the lesion or organ thus providing inaccurate information about the spatial location of the lesion at treatment time if at that time the transrectal probe is not re-inserted. In any event, the insertion and removal of the probe prior to initiating treatment may cause displacement of the lesion, adding further uncertainty to the localization of the tumour. Moreover, inserting the transrectal probe for each treatment session can cause significant patient discomfort, resulting in this method not gaining popularity with physicians.  
30 2. Holupka provides only for two dimensional images, and assumes that the 2D ultrasound image and the image obtained with the conventional diagnostic imaging modality

are acquired in the same plane. For this case two identifiable fiducials in both images would be sufficient to register and superimpose the images. However, there is no certainty that the ultrasound image and the image from the conventional diagnostic imaging device are providing images in the same imaging planes and therefore a deviation of one image from the plane of another may considerably compromise the accuracy of the method.

3. The above said method registers and superimposes a two-dimensional ultrasound image onto a 2-dimensional image acquired with a conventional diagnostic imaging modality. Thus the ultrasound definition of the lesion is performed only in a single plane. For the purposes of three-dimensional conformal therapy, a two-dimensional definition of the lesion 10 is incomplete and therefore inadequate since in other imaging planes, the extent of the lesion volume may be larger or smaller.

4. Further, Holupka is of limited application since it may only be used with respect to a very limited number of tumours, such as of the rectum, lower large intestine, and of the prostate. It can not be used for other type of tumours.

15

In attempt to rectify failures of type II, another system was proposed to verify the target or lesion position prior to a radiation treatment session by Carol, US patent #5,411,026. The system comprises an ultrasound imaging device to acquire at least one ultrasound image of the lesion in the patient's body and a device to indicate the position of the ultrasound image 20 generating device or probe with respect to the radiation therapy device. The above said system verifies that the actual position of the lesion immediately before the treatment session conforms to the desired position of the lesion in the radiation treatment plan by comparing the outlines of the outer surface of the lesion as defined on the at least one ultrasound image to the outline of the outer surface of the lesion as defined on the at least one of the diagnostic 25 images obtained by a computerized tomographic ("CT") or alternatively by magnetic resonance imaging ("MRI") device and used for the design of the radiation treatment plan. However, the following shortcomings may limit the utility of the above said system.

1. The appearance of the tumour or lesion or organ in the ultrasound image or images can have an appearance different from that of tumour or lesion or organ in the images obtained 30 with conventional diagnostic devices. Thus the process of comparing outlines of the outer surfaces of the tumour or lesion or organ as they appear in images obtained with different imaging devices may be inaccurate since these surfaces can be different both in appearance and extent. In other words, Carol compares apples and oranges, which results in an

incomplete assessment of the tumour. Since the trend in conformal treatment is towards more accurate spatial delivery of the exact dose of radiation, this shortcoming is quite significant.

2. Carol also does not address failures of type I whereby the diagnostic images obtained with computed tomography or magnetic resonance imaging devices do not reveal completely the location or the extent of the tumour or lesion or organ, due to the inherent limitation of said devices with respect to certain tumours in certain locations. Furthermore if the computed tomography or magnetic resonance diagnostic images do not reveal, or completely reveal, the tumour or organ or lesion, Carol will lack the means to outline an outer surface to serve as a reference for the comparison to the outer surface of the tumour or lesion or organ outlined on 10 the one or more ultrasound images.

In view of the above description of the prior art it is therefore an object of the invention to provide an improved method and apparatus for radiation therapy treatments to decrease the rate of occurrence of the above defined failures of type I and type II.

- 15 It is another object of the invention to provide a novel method and apparatus for accurate localization, sizing and definition of tumour or lesion or other organ volume in preparation for radiation therapy.

- 20 It is an object of the present invention to provide for the use of ultrasound imaging at the planning stage of a treatment plan;

- It is a further object of the invention to provide an improved method and apparatus for establishing an ultrasound image or plurality of ultrasound images for target definition and 25 localization and correlating this image or plurality of ultrasound images to radiation therapy simulator images, obtained with conventional diagnostic imaging devices such as a computerized tomographic ("CT") imaging device, a magnetic resonance imaging ("MRI") device or a positron emission imaging device ("PET"), or any other type, such as for example future types of diagnostic devices.

- 30 It is also an object of the present invention to provide a novel method for three-dimensional superposition of a three-dimensional ultrasound image of a lesion onto another three-dimensional lesion image, such as CT or MRI or another ultrasound image.

It is yet another object of the invention to provide an improved method and apparatus for accurate positioning of the target relative to radiation therapy beams based on the registration of an ultrasound image or plurality of ultrasound images acquired immediately before or after the acquisition of conventional diagnostic images to an ultrasound image or plurality of images acquired immediately before a radiation treatment session.

The invention relates to a method and apparatus for (a) lesion localization and tumour or lesion or organ definition for radiotherapy treatment planning and (b) for verification and rectification of lesion position during radiotherapy treatment.

10

#### SUMMARY OF THE INVENTION

In accordance with one aspect, the present invention may include a number of steps to improve the localization, sizing, definition and orientation of a tumour or lesion or organ or of any other area of a body. Although the present invention may be contemplated for cancer treatment in humans, it is understood that it may also be used for other, non cancer treating medical applications, in both humans and animals.

In accordance with a general aspect, the localization, sizing, etc... of a tumour may be necessary in order to devise a treatment plan for the treatment or eradication a tumour, or for any other necessary or required medical investigation. The steps may comprise: disposing the patient on the table of the conventional diagnostic imaging device; acquiring a diagnostic image or plurality of diagnostic images, using any known conventional diagnostic imaging device, such as for example, a CT, MRI or PET scan. Said acquisition may comprise the use of a number of fiducials placed on the patient surface so that the geometric orientation of the diagnostic image or images can be determined with respect to the diagnostic imaging device; acquiring an ultrasound image or plurality of ultrasound images immediately before or immediately after the acquisition of the diagnostic images with the ultrasound image generating means being disposed in a known geometric orientation with respect to the diagnostic imaging device for each ultrasound image generated; superimposing (known in the art as fusing) or combining the ultrasound image or images with the diagnostic image or images with the previous knowledge about their geometric orientation: outlining the contours of the outer surface of the tumour or lesion or organ on the ultrasound image or images and simultaneously displaying the above said outer surface on the diagnostic image or images;

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

7

employing the above said contours of the outer surface of the tumour or lesion or organ for the design of a radiation treatment plan.

With respect to the verification of the tumour or lesion or organ position with respect to the radiation therapy device the present invention may include the steps of: disposing the patient on the treatment table of a radiation therapy device; generating at least one ultrasound, i.e. US, image of the lesion in the patient's body with the US image generating means, that is the probe, being disposed in a known geometric orientation for each US image generated; comparing the above said ultrasound image or images to the ultrasound image or images obtained at the time of the acquisition of the diagnostic images whereby the position of the tumour or lesion or organ with respect to the radiation therapy device may be verified to establish conformity with the desired position of the tumour or lesion or organ in the radiation treatment plan.

Another feature of the present invention may include the method of comparing or registering the ultrasound image or images acquired immediately before the radiation treatment session to the ultrasound image or images obtained immediately before or after the acquisition of the diagnostic images. This method may employ either gray-level image correlation without the need of contour outlines or alternatively the registration of geometric objects (as known in the art) composed of the outlines the outer surface of the tumour or lesion or organ as defined on the ultrasound image or images acquired in the diagnostic and the radiation therapy room.

As a result of the above said image comparison another feature of the present invention is the step of determining the necessary tumour or lesion or organ displacement in order to dispose the tumour or lesion or organ in the desired position prescribed by the radiation treatment plan. A further feature of the present invention may include the step of performing the above determined tumour or lesion or organ displacement by but not restricted to, moving the treatment table with respect to the radiation treatment device, rotating the treatment table with respect to the radiation treatment device, rotating the collimator of the radiation treatment device as well as rotating the gantry of the radiation therapy device, or any combination of the above.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

## 8

Therefore, in accordance with one aspect of the present invention, there is provided with:  
a method for spatially localizing a tumour for the purposes of radiation treatment planning comprising the steps of:

- generating one or more diagnostic images of said tumour using a diagnostic imaging device selected from the group comprising a CAT scan, PET scan, CT scan,
- 5 assigning said tumour on said diagnostic image a first three-dimensional coordinate using an absolute coordinate reference system,
- generating one or more ultrasound image of said tumour using an ultrasound device
- 10 assigning said tumour on said ultrasound image a second three-dimensional coordinate using said absolute coordinate reference system,
- fusing said ultrasound image and said image using said first and said second three-dimensional coordinates so as to obtain an accurate image of the tumour.

In accordance with a further embodiment, the present invention provides for:

- 15 a method for spatially localizing a tumour for the purposes of radiation treatment planning comprising the steps of:
  - placing on the patient a plurality of fiducials in proximity to the estimated position of said tumour,
  - assigning a first three-dimensional coordinate to said fiducials using an absolute coordinate system,
  - 20 generating one or more diagnostic images of said tumour using a diagnostic imaging device selected from the group comprising a CAT scan, PET scan, CT scan, said at least one diagnostic image comprising thereon an image of said tumour and further comprising said fiducials,
  - 25 assigning said tumour on said at least one diagnostic image a second three-dimensional coordinate using said first three-dimensional coordinate of said fiducials as a reference,
  - generating one or more ultrasound image of said tumour using an ultrasound device, said at least one ultrasound image comprising thereon an image of said tumour and further comprising said fiducials,
  - 30 assigning said tumour on said ultrasound image a third three-dimensional coordinate using said first three-dimensional coordinate of said fiducials as a reference,
  - fusing said ultrasound image and said image using said second and said third three-dimensional coordinates so as to obtain an accurate image of the tumour.

In accordance with yet a further aspect of the present invention, there may be provided for a method for spatially localizing a tumour for the purposes of radiation treatment planning comprising the steps of:

- 5 placing on the patient a plurality of fiducials in proximity to the estimated position of said tumour,
- assigning a first three-dimensional coordinate to said fiducials, using an absolute coordinate system,
- generating one or more diagnostic images of said tumour using a diagnostic imaging device selected from the group comprising a CAT scan, PET scan, CT scan, said at least one diagnostic image comprising thereon an image of said tumour and further comprising said fiducials,
- 10 assigning said tumour on said at least one diagnostic image a second three-dimensional coordinate using said first three-dimensional coordinate of said fiducials as a reference,
- 15 generating one or more ultrasound image of said tumour using an ultrasound device, said at least one ultrasound image comprising thereon an image of said tumour,
- using a positioning system configured so as to allow the position and orientation of said one or more ultrasound image to be known, such that a tumour on said one or more ultrasound image may be assigned a third three-dimensional coordinate in said absolute coordinate
- 20 reference system,
- fusing said ultrasound image and said image using said second and said third three-dimensional coordinates so as to obtain an accurate image of the tumour.

In accordance with another aspect of the present invention, there is provided for:

- 25 a system for spatially localizing a tumour for the purposes of radiation treatment planning comprising:
  - a diagnostic imaging device selected from the group comprising a CAT scan, PET scan, CT scan, said diagnostic imaging device being adapted for generating at least one diagnostic image of said tumour,
  - 30 an ultrasound device, said ultrasound device being adapted for generating at least one ultrasound image of said tumour,

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

10

a means for providing an absolute coordinate reference system, such that said tumour is assigned with a first three-dimensional coordinate on said diagnostic image, and a second three-dimensional coordinates on said ultrasound image

5 a means for fusing said diagnostic image and said ultrasound image using said first three-dimensional coordinate and said second three-dimentional coordinate so as to obtain an accurate image of said tumour.

#### BRIEF DESCRIPTION OF THE FIGURES

10 FIG. 1 is a functional block diagram of an embodiment of the present invention.

FIG. 2 is a perspective view of a conventional diagnostic imaging device with a patient schematically illustrated on the imaging table.

15 FIG. 3 is a further perspective view of an imaging device of FIG. 2.

FIG. 4 is an example of an image produced by the imaging device of FIG. 2 illustrating the position of the lesion within the patient body.

20 FIG. 5 is an example of an image produced by the imaging device of FIG. 2 illustrating fiducials with known positions with respect to the diagnostic imaging device and visible on the diagnostic image or images.

25 FIG. 6 is a representation of the three-dimensional diagnostic image data reconstructed from the multiple diagnostic images such as the one depicted in FIG. 5.

FIG. 7 is a perspective schematic view of the conventional diagnostic imaging device of FIG. 2, including a means for generating an ultrasound image of the lesion with the patient's body.

30 FIG. 8 is a representation of an ultrasound image of the tumour or lesion or organ.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

11

FIG. 9 is a perspective view indicating multiple ultrasound images being taken of a lesion with the ultrasound apparatus of FIG. 7

FIG. 10 is a representation of the three-dimensional ultrasound image data reconstructed from the multiple ultrasound images acquired in the room of the diagnostic imaging device and depicted in FIG. 9.

FIG. 11 is a representation of the three-dimensional ultrasound and diagnostic image data sets superimposed or combined.

10

FIG. 12 is a representation of a sequence of two-dimensional ultrasound pictures of the lesion within the three-dimensional ultrasound data with the lesion having its outer surface outlined.

15

FIG. 13 is a three-dimensional rendering of the outline of the image prepared from the lesion contours as illustrated in FIG. 12.

FIG. 14 is a perspective view of a conventional radiotherapy treatment device, or linear accelerator including a rotatable couch, collimator and gantry.

20

FIG. 15 is a perspective schematic view of the linear accelerator including a means for generating an ultrasound image of the lesion within the patient's body.

25

FIG. 16 is a view indicating multiple ultrasound images being taken of a lesion with the ultrasound imaging device of FIG. 15.

FIG. 17 is a representation of the three-dimensional ultrasound image data reconstructed from the multiple ultrasound images acquired in the room of the therapy device and depicted in FIG. 16.

30

FIG. 18 is a representation of several two-dimensional ultrasound images with the lesion of FIG. 17 having its outer surface outlined.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

12

FIG. 19 is a three-dimensional rendering of the outline of the image prepared from the plurality of images from FIG. 18.

FIG. 20 is a representation of the process of determining the necessary corrections in the treatment setup (table position, collimator and gantry rotation) prior to a treatment session based on contour or surface registration.

FIG. 21 is a representation of the process of determining the necessary corrections in the treatment setup (table position, collimator and gantry rotation) prior to a treatment session based on image cross-correlation.

#### DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

An illustration of an embodiment of the method and apparatus of the present invention is shown in the components of the apparatus and images derived from the figures. In the schematic diagram of Fig. 1 the embodiment of the invention is generally illustrated. In order to achieve one of the objectives of the present invention, that is, to obtain the most accurate possible definition of the size, location and orientation of a tumour 010, it has been found that the target area of a patient's body 009 believed to comprise a tumour 010 may be scanned or diagnosed using two distinct diagnostic apparatuses, and that the resulting images be compared. This may be achieved by comparing the image of the tumour 010 acquired through the use of a diagnostic device selected from group comprising an MRI, CT or PET with the image of the tumour 010 obtained with an ultrasound apparatus, such as those of Acuson, GE Medical Systems, Siemens, Toshiba and others. The order in which the two images are acquired is generally of no consequence, as long as the images are acquired within a short period of time of the other, for example, but not limited, to within one hour.

In accordance with this aspect, the first image to be acquired may for example, be acquired through the use of a diagnostic imaging device 002, which may be, for example, a computerized tomography ("CT") scanner, a magnetic resonance imaging ("MRI") scanner or alternatively a positron emission tomography ("PET") scanner, or any other equivalent device, or any other image producing diagnostic device. With reference to Fig. 2, a (conventional) diagnostic imaging device 002 is schematically shown with a conventional imaging table 001, upon which a patient 009 having a tumour or a lesion or an organ of

13

interest 010 may be disposed. The diagnostic imaging device 002 may produce a cross-sectional image 023 or a "slice" of the body tissue, one such "slice" being schematically illustrated in fig.4, with the tumour or lesion or organ of interest 010 shown. Several diagnostic images 023 may be acquired by causing relative motion between the diagnostic imaging device 002 and the patient 009 in the slice acquisition space 017 of the diagnostic imaging device 002 as shown, for example, in fig 3. Fig 6 illustrates a three-dimensional picture 027 formed or reconstructed from a plurality of (consecutive) diagnostic images 023 of parts or sections of the patient 009.

10 Since the image of the tumour 010 as acquired with the diagnostic imaging device 002 is to be compared with the image of the same tumour 010 taken with an ultrasound device 005, 008 as seen in Figure 1, it is necessary for the tumour to be referenced, i.e., given a set of coordinates which will allow said comparison to be effective. For example, said coordinates may be independent of both the diagnostic imaging device 002 and of the ultrasound device 15 005, 008. However, the coordinate system may have to be able to correlate the position of a tumour 010 found with the diagnostic imaging device 002 with the position of the same tumour 010 found with the ultrasound imaging device 005, 008. Therefore an absolute coordinate system 011 may need to be established.

20 To that end, a means for assigning an absolute coordinate to the tumour 010 on an absolute coordinate system 011 may be provided, which absolute coordinate may be used to correlate the, for example CT image of the tumour 010 with the ultrasound image thereof. In order to do so, a number of markers, also known as fiducials, for example, three fiducials 029 as illustrated in Figure 5, may be placed on the patient's body 009 in or around the vicinity of the 25 lesion before the acquisition of the diagnostic images 023. In accordance with one practice, the fiducials 029 may all be placed in the same plane. The position of the fiducials (which may be any physical markers which may be easily seen or identified in a diagnostic image) may then be ascertained in the absolute coordinate system 011 through the use of any known system, for example a measurement system.

30 The measurement system may take any known shape or form. For example, the measurement system may, in one embodiment, comprise one or more lasers, or laser systems, which lasers may for example be disposed on the walls or the ceiling of the room in which the

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

14

diagnostic imaging device 002 is located. Such measurement systems are known in the art, and may for example, be purchased commercially from a company called Cemar Electric, product Cermaligne, model number CL 505-CH2. The lasers, or any other suitable device, may be directed at the fiducials, and through the laser beams being bounced back off of the fiducials to their source or to any other measurement device, the coordinates of the fiducials may be determined and assigned. As a result, the fiducials may be assigned absolute coordinates, for example,  $X_1, Y_1, Z_1$ , as illustrated in FIG. 5. The measurement system may then download or forward said absolute coordinates of the fiducials to the diagnostic imaging device.

10

From the slice 023 illustrated in FIG. 5, which shows both the fiducials 029 and the tumour 010 on the same slice, it may then be possible to assign an absolute coordinates in the absolute coordinate system 011, to any point of the tumour 010. This may be done through a simple correlation based on the relative position of the fiducials 029 and tumour 010 as depicted in image slice 023 and measured in the image coordinate system 030 of slice 023. Since the coordinates of the fiducials 029 are known in the absolute coordinate system 011 and the relative position of the tumour 010 is known with respect to the fiducials 029 from information shown in slice 023 of fig 5, a conventional fitting algorithm known to those of ordinary skill in the art can be used to determine a transformation matrix, or coordinate transformation so as to assign absolute coordinates to any point in the tumour 010, for example  $X_2, Y_2, Z_2$ . The determination of the coordinates ( $X, Y, Z$ ) of any object within diagnostic image 023 or 027 may be accomplished in this manner, and therefore assigned absolute coordinates within the absolute coordinate system 011.

25 Although Figures 4 and 5 are shown as having the absolute coordinate system 011 disposed through the patient 009, it is understood that said absolute coordinate system 011 may be disposed otherwise than through the body 009.

An additional step in the determination of the size, location and orientation of a tumour 010 may be illustrated in FIG 7, wherein a means 005, 008 for generating at least one ultrasound image 016 of the lesion 010 is shown. Said means 008 for generating at least one ultrasound image may be disposed in the diagnostic imaging room where the diagnostic image device 002 is located. The means 008 for generating an ultrasound image 016 may utilize a

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

15

- conventional, commercially available ultrasound probe 005. The ultrasound probe 005 may be brought into contact with the patient's body 009 in order to generate the ultrasound image or images 016 of the tumour or lesion or organ 010, as illustrated in fig 8. As illustrated in fig 9, by moving, displacing or rotating the ultrasound probe 005, a plurality of ultrasound images 016 of the tumour or lesion or organ 010 may be acquired in various planes. In fig 9, the lesion 010 is shown disposed within the plurality of ultrasound images 016 with the plane of each ultrasound image representative of the orientation of the ultrasound probe 005 at the time of the ultrasound image acquisition. As may be seen, the planes may not necessarily be parallel to each other. From the plurality of the ultrasound images 016 a reconstruction of the three-dimensional volume or picture 031 (fig 10) of the ultrasound data may be performed.

In order to accurately reconstruct the three-dimensional volume 031 from the ultrasound data, and in order to assign an absolute coordinate in the absolute coordinate system 011, the orientation and the position (hereafter referred to as the orientation) of the ultrasound probe 005 with respect to the absolute coordinate system 011 must be known at the time each ultrasound of the tumour 010 is made. In order to accomplish this, a means 006a, 006b for indicating the (spatial) orientation of the ultrasound probe 005 may be used, and in particular may be disposed in the room of the diagnostic device 002 as shown in Fig 7. Any conventional position sensing system may be used as means 006a, 006b to determine the position and the orientation of the ultrasound probe 005. For example, such systems are known in the art, sometimes generically called tracking systems, and may be available commercially from Ascension Technology Corporation, InterSense, Northern Digital Inc. Motion Analysis Corp. and others. The use of said position sensing means 006a and 006b may enable the determination of the position of said probe with respect to the absolute coordinate system 011. For example, the positioning systems may include, but is not limited to: a camera system fixed in the room which looks at light emitting or reflective markers mounted on the ultrasound probe 005; ultrasonic system with emitters mounted on the probe 005 with a detector measuring the distances to these emitters by time measurements and consequent geometric triangulation to determine the ultrasound probe 005 position and orientation; a positioning system based on a mechanical arm with the ultrasound probe 005 attached to the arm. It is to be noted that neither the ultrasound probe 005 nor the means 006a, 006b for indicating the geometric orientation of the ultrasound probe 005 have to be fixed to the table 001 of the diagnostic imaging device 002.

The means 006a, 006b for determining the coordinates and the geometric orientation of the ultrasound probe 005 are coordinated, aligned, connected or calibrated to the absolute coordinate system 011 i.e., for example, the lasers. As a result of this alignment or calibration, 5 the coordinates (X, Y, Z) in the absolute coordinate reference system 011 of any point or feature in an ultrasound images 016 may be ascertained. In other words, the lasers which may form the basis of the absolute coordinate system 011, may be used to determine the absolute coordinates of a tumour 010 taken with an ultrasound image, as illustrated in Figure 10.

10 Because the absolute coordinate system 011 is common to both the diagnostic imaging device 002 and the ultrasound device 005, it is possible to accurately correlate the position of a tumour 010 with respect to both systems. With this knowledge, the value of the ultrasound image data for each point within the reconstructed volume 031 (fig 10) can be determined by interpolating algorithms known to those of ordinary skill in the art. The acquisition control 15 and fusion software may be executed on a dedicated computer or workstation 013 as illustrated in fig 1. Standard segmentation and other image enhancing tools are available to facilitate the process of lesion outlining and rendering.

Since the acquisition of the plurality of ultrasound images 016 is done before or 20 immediately after (i.e. immediately before or immediately after) the acquisition of the plurality of diagnostic images 023, the ultrasound three-dimensional image data 031 and the diagnostic three-dimensional image 027 represent pictures of spatially overlapping volumes or sections of the patient anatomy at two very close moments of time. For a large number of anatomical sites it can be assumed that, within the accuracy required for treatment planning, 25 the patient anatomy at these two very close moments of time does not change and therefore both the ultrasound three-dimensional image data 031 and the diagnostic three-dimensional image data 027 represent temporally identical, spatially overlapping sections of the same patient anatomy. Given that the positions and the orientations of both the ultrasound three-dimensional image data 031 and the diagnostic three-dimensional image data 027 are each 30 known with respect the absolute coordinate reference system 011 of the diagnostic device 022 the ultrasound three-dimensional image data 031 and the diagnostic three-dimensional image data 027 can be superimposed, i.e. accurately superimposed as illustrated in figure 11.

17

When the ultrasound three-dimensional image data 031 and the diagnostic three-dimensional image data 027 are combined, contours 022 of the outer surface of the lesion 010 can be defined in arbitrarily selected planes within the ultrasound three-dimensional image data 031 or diagnostic three-dimensional image data 027 (Fig 12) and displayed at their correct location within the ultrasound three-dimensional image data 031 or the diagnostic three-dimensional image data 027. These contours 022 can be used to perform three-dimensional rendering 021 of the lesion within the diagnostic three-dimensional image data 027 (FIG. 13). In this manner, the lesion 010 is (1) localized and defined with respect the absolute coordinate reference system 011 of the diagnostic device 002 and (2) localized, defined and visualized within the diagnostic three-dimensional image data 027. Because of (1) and (2) above, a radiation treatment plan can be designed in a conventional manner to deliver the necessary radiation to the lesion 010. This is so even if the lesion 010 may not have been completely visualized by the image or images 023 acquired with the diagnostic imaging device 002 or alternately, by the ultrasound device 005. However, the combination of the two creates a more accurate picture of the tumour 010. Thereafter, a radiation treatment plan, such as for example a conformal plan, whereby the shape of the radiation beam will conform to the spatial contour or outline 022 of the lesion may be designed.

In addition, if a healthy organ 010 is localized and outlined with the above described procedure, the radiation treatment plan will preferably be designed to avoid excessive radiation damage to the organ 010. The ultrasound three-dimensional image data 031, the diagnostic three-dimensional image data 027, the contours 022 of the outer surface of the lesion 010 and the three-dimensional rendering 021 of the lesion 010 may then be transferred from the workstation 031 as illustrated in Fig 1 to a computer or a workstation 014 in the control area of the radiation therapy device 003, also illustrated in Fig 1, to serve as reference data for the verification of the treatment position of the tumour or lesion or organ 011 before the radiation treatment session.

It is understood that the above described comparison between a diagnostic image 027 and the ultrasound image 031 is not a necessary step of the hereinafter described method. Thus, in accordance with an additional embodiment of the present invention, and in order to avoid the above described type II failures, it may be necessary to compare a tumour 010 immediately prior to the beginning of the radiation treatment, with the same tumour 010 as defined during

18

- the treatment plan. This is to ensure that any change in the tumour, i.e. its size, location, orientation etc... may be accounted for, through a change in the treatment plan if necessary. In order to accomplish this, an ultrasound of the tumour 010 may be taken during the treatment plan, the whole as described above, using ultrasound equipment 008 and 005. It is understood  
5 that the use of an absolute coordinate system 011 in conjunction with the taking of the ultrasound during the diagnostic phase may be required in order to assign absolute coordinates to said tumour 010.

Before the radiation treatment session begins, the verification of the tumour or lesion or  
10 organ 010 position may proceed in the following manner. With reference to Fig 14, the patient 009 having a tumour or a lesion or an organ of interest 010 may be disposed on the treatment table 018 of the conventional therapy device 003 hereafter referred to as a linear accelerator. It is understood that the method herein described may be used with any known or future  
15 radiation therapy device, or with any other type of therapy apparatus. The same patient has had in the past, such as in the immediate past, an ultrasound performed in order to determine the size, shape and orientation of the tumour 010 during the diagnostic phase, the whole as described above. During said ultrasound, an absolute coordinate (X, Y, Z) was assigned to said tumour. As depicted in Fig 14, at the time of the treatment session, in the therapy room, the position (possibly including orientation and shape), in other words, the absolute  
20 coordinates of the tumour or lesion or organ 010 of the patient on the therapy table 018 will undoubtedly be different than the absolute coordinates of the tumour 010 as assigned during the previous diagnostic phase. This may be due to a variety of factors, including different sizes and shapes of the machines involved, different positioning of the patient 009, and the fact that the tumour 010 itself may have grown, shrunk, or moved.

25

It is therefore important to be able to account for, and compensate for this difference in position of the tumour 010. In order to do so, a common absolute reference frame or system, i.e. common to the ultrasound device 008 and to the therapy device 003 must be devised, to be able to correlate positions between a tumour 010 as identified by the ultrasound imaging device 008, and the same tumour 010 identified by ultrasound prior to being treated by the linear accelerator 003, which linear accelerator is probably situated in a different physical location.

19

- This may be accomplished through the use of a similar measurement system as described above, which system may, for example, comprise lasers disposed on the walls or the ceiling of the treatment room (019, FIG. 1). The measurement system used in the diagnostic room with the ultrasound 008 and 005 may be the same as the measurement system used in the treatment room, although not strictly necessary. However, both systems must be calibrated so as to give a reference frame which is common to both the diagnostic ultrasound device 008 and the therapy device 003. As a result, the absolute coordinate reference system 011 of the ultrasound diagnostic device 005 and the absolute coordinate system 019 of the therapy device 003 (as illustrated in Figure 17) may give coordinates which are common to both, and which can be correlated. As a result, the intended treatment position 032 (possibly including orientation) of the lesion 010 may be calculated from the spatial coordinates and extent of the lesion 010 determined previously by the ultrasound imaging device 002 with the localization and definition method described earlier and illustrated in Fig 2 to Fig 13.

- 15      Typically, in the process of treatment planning a  $4 \times 4$  transformation matrix  $T$  may be determined which when applied to the patient by mechanical motions of the therapy device table 018, of the treatment device collimator 004 as well as of the treatment device gantry 007 disposes the tumour or lesion or organ 010 in the desired treatment position. If the absolute coordinate reference system 011 of the ultrasound diagnostic device 002 and the absolute coordinate system 019 of the therapy device 003 are not identical, a predefined transformation matrix or coordinate transformation may be used between the two to correlate coordinates of a tumour 010 in one system with the coordinates in the other.

- 25      As a first step towards the verification of the intended treatment position, localization and definition of the actual position of the tumour, or lesion or organ 010 is performed in the room of the conventional radiotherapy device 003 similarly to the localization and definition of the tumour, or lesion or organ 010 performed in the room of the ultrasound diagnostic device 002. A means 028 (Fig 15) for generating at least one ultrasound image 020 of the lesion 010 (fig 15) is disposed in the therapy room, as depicted in fig 15. Preferably the means 028 for generating at least one ultrasound image 020 utilizes a conventional, commercially available ultrasound probe 025 (fig 15).

20

The ultrasound probe 025 is brought in contact with the patient body 009 (fig 15) in order to generate an ultrasound image or images 020 of the tumour or lesion or organ 010 (fig 16). By moving or rotating the ultrasound probe 025, a plurality of ultrasound images 020 (fig 16) of the tumour or lesion or organ 010 may be acquired. In fig 16, the lesion 010 is shown disposed within the plurality of ultrasound images 020 with the plane of each ultrasound image representative of the orientation of the ultrasound probe 025 at the time of the ultrasound image acquisition. From the plurality of ultrasound images 020 a reconstruction of the three-dimensional volume or picture 033 (fig 17) of the ultrasound data is performed in the absolute coordinate system 019 of the therapy device 003. It is to be noted that, depending on the size of the reconstructed volume 033 there may be location in the periphery of reconstructed volume 033 for which ultrasound data are not available.

In order to accurately reconstruct the three-dimensional volume 033 of the ultrasound data from the plurality of ultrasound images 020, for each acquired ultrasound image 020, the orientation and the position (hereafter referred to as the orientation) of the ultrasound probe 025 with respect to the absolute coordinate system 019 of the therapy device 003 must be known. A means 026a, 026b for indicating the geometric orientation of the ultrasound probe 025 may be disposed in the room of the therapy device 003 as shown in fig 15. Any conventional position sensing system can be used as means 026a, 026b to determine the position and the orientation of the ultrasound probe 025 with respect to the coordinate system 019 of the therapy device 003, the whole as more fully described above. Although not necessarily identical to the system described above with respect to the diagnostic ultrasound device 008, it may be convenient for both systems to be the same. It is to be noted that neither the ultrasound probe 025 nor the means 026a, 026b for indicating the geometric orientation of the ultrasound probe 025 have to be fixed to the table 018 of the therapy device 003.

The means 026a-026b for indicating the geometric orientation of the ultrasound probe 025 are aligned with or as known in the art, calibrated to the absolute coordinate reference system 019 of the therapy device 003. Because of this alignment or calibration, for any point or feature from the plurality of ultrasound images, the coordinates (A, B, C) of any point, i.e. tumour 010 in the absolute coordinate system 019 of the therapy device 003 are known. With this knowledge, the value of the ultrasound image data for each point within the reconstructed

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

21

volume 033 (fig 17) can be determined by interpolating algorithms known to those of ordinary skill in the art. Furthermore, for any point or feature within the volume of ultrasound image data 033 (fig 17) the coordinates (X, Y, Z) in the absolute coordinate system 019 of the therapy device 003 are known. Thus the localization of the tumour or lesion or organ 010 as depicted by the three-dimensional ultrasound image data 033 (fig 17) is complete. Furthermore, contours 024 (fig 18) of the outer surface of the lesion 010 can be defined in arbitrary planes within the ultrasound three-dimensional image data 033 (fig 17). These contours 024 can be used to properly perform three-dimensional rendering 034 (fig 19) of the lesion in the coordinate system 019 of the therapy device 003.

10

Once the tumour or lesion or organ 010 is localized in the room of the therapy device 003, the necessary adjustments of the treatment table 018 position, of the treatment device collimator 004 rotation as well as of the treatment device gantry 007 rotation can be performed by either of the following two methods. With reference to fig 20, the first method establishes a coordinate transformation ( $4 \times 4$  transformation matrix)  $R$  between the absolute coordinate system 011 of the ultrasound diagnostic device 002 and the coordinate system 019 of the therapy device 003 by superimposing or matching of the three-dimensional surface 022 or contours 021 of the lesion 010 as outlined within the three-dimensional ultrasound localization data 031 acquired with the ultrasound diagnostic device 002 prior to the treatment plan to the three-dimensional surface 034 or contours 024 of the lesion 010 as outlined within the three-dimensional ultrasound localization data 033 acquired by the ultrasound device 025 and 028 in the therapy device 003. Conventional methods for contour and surface matching may include chamfer matching and "top-and-hat" least square distance matching, as well as any other required or desired method.

25

An alternative method for the establishment of the coordinate transformation  $R$  between the absolute coordinate system 031 of the ultrasound diagnostic device 002 and the coordinate system 019 of the therapy device 003, which does not rely on predefined contours or surfaces is illustrated in fig 21. In this alternative, the image cross correlation is performed between the reconstructed three-dimensional ultrasound localization data 033 acquired in the room of the therapy device 003 before the treatment session and the three-dimensional ultrasound localization data 031 acquired in the room of the diagnostic device 002 prior to the design of the treatment plan. The coordinate transformation is selected to be the one which produces the

22

highest peak of the correlation value between the two three-dimensional data sets 033 and 031. The determination of the necessary adjustments of the treatment table 018 position, of the treatment device collimator 004 rotation as well as of the treatment device gantry 007 rotation is then performed by a decomposition of the  $4 \times 4$  transformation matrix  $TR^{-1}$  by 5 algorithms known to those of ordinary skill in the art. It is to be noted that after the establishment of the coordinate transformation  $R$  between the absolute coordinate system 011 of the ultrasound diagnostic device 002 and the coordinate system 019 of the therapy device 003 by either of the above said two methods, adjustments other than the above said 10 adjustments of the treatment table 018 position, of the treatment device collimator 004 rotation as well as of the treatment device gantry 007 rotation can be undertaken. These may range from simple modifications of the initially intended radiation beam shapes to change in 15 the beam intensities and even a completely new treatment plan with different beam arrangements. These adjustments are calculated with software running on the workstation 014 and executed by the therapy device controller 015 which is interfaced to the therapy device 003 and treatment table controller 012 as illustrated in fig 1.

While particular preferred embodiments of the invention have been shown and described, it will be obvious to those of skill in the art that changes and modifications can be made without departing from the spirit and the scope of the invention as set forth in the claims.

20 Accordingly, the invention is limited only by the scope of the appended claims.

We claim :

1. A method for spatially localizing a tumour for the purposes of radiation treatment planning comprising the steps of:
  - a) generating one or more diagnostic images of said tumour using a diagnostic imaging device selected from the group comprising a CAT scan, PET scan, CT scan,
  - b) assigning said tumour on said diagnostic image a first three-dimensional coordinate using an absolute coordinate reference system,
  - c) generating one or more ultrasound image of said tumour using an ultrasound device
  - d) assigning said tumour on said ultrasound image a second three-dimensional coordinate using said absolute coordinate reference system,
  - e) fusing said ultrasound image and said image using said first and said second three-dimensional coordinates so as to obtain an accurate image of the tumour.
2. The method of claim 1 wherein said absolute coordinate reference system is determined through the use of a means for establishing an absolute coordinate reference system.
3. The method of claim 2 wherein said means for establishing an absolute coordinate reference system comprises at least one laser.
4. The method of claim 3 wherein said absolute coordinate reference system is independent of said diagnostic imaging device.
5. The method of claim 3 wherein said absolute coordinate reference system is independent of said ultrasound device.
6. The method of claim 1 wherein said one or more diagnostic images are combined to form a three-dimensional image, wherein said tumour has a plurality of three-dimensional coordinate.
7. The method of claim 1 wherein said one or more ultrasound images are combined to form a three-dimensional image, wherein said tumour has a plurality of three-dimensional coordinate.

8. The method of claim 1 further including the step of drawing contours of the outer surface of the tumour on said diagnostic images by drawing the contours of the outer surface of the lesion on the at least one ultrasound image.
9. The method of claim 1 wherein said diagnostic image and said ultrasound image are generated at substantially the same time;
10. A method for spatially localizing a tumour for the purposes of radiation treatment planning comprising the steps of:
  - a) placing on the patient a plurality of fiducials in proximity to the estimated position of said tumour,
  - b) assigning a first three-dimensional coordinate to said fiducials using an absolute coordinate system,
  - c) generating one or more diagnostic images of said tumour using a diagnostic imaging device selected from the group comprising a CAT scan, PET scan, CT scan, said at least one diagnostic image comprising thereon an image of said tumour and further comprising said fiducials,
  - d) assigning said tumour on said at least one diagnostic image a second three-dimensional coordinate using said first three-dimensional coordinate of said fiducials as a reference,
  - e) generating one or more ultrasound image of said tumour using an ultrasound device, said at least one ultrasound image comprising thereon an image of said tumour and further comprising said fiducials,
  - f) assigning said tumour on said ultrasound image a third three-dimensional coordinate using said first three-dimensional coordinate of said fiducials as a reference,
  - g) fusing said ultrasound image and said image using said second and said third three-dimensional coordinates so as to obtain an accurate image of the tumour.
11. The method of claim 10 further including the step of drawing contours of the outer surface of the tumour on said diagnostic images by drawing the contours of the outer surface of the lesion on the at least one ultrasound image.
12. The method of claim 10 wherein said diagnostic image and said ultrasound image are generated at substantially the same time.

13. A method for spatially localizing a tumour for the purposes of radiation treatment planning comprising the steps of:
  - a) placing on the patient a plurality of fiducials in proximity to the estimated position of said tumour,
  - b) assigning a first three-dimensional coordinate to said fiducials using an absolute coordinate system,
  - c) generating one or more diagnostic images of said tumour using a diagnostic imaging device selected from the group comprising a CAT scan, PET scan, CT scan, said at least one diagnostic image comprising thereon an image of said tumour and further comprising said fiducials,
  - d) assigning said tumour on said at least one diagnostic image a second three-dimensional coordinate using said first three-dimensional coordinate of said fiducials as a reference,
  - e) generating one or more ultrasound image of said tumour using an ultrasound device, said at least one ultrasound image comprising thereon an image of said tumour,
  - f) using a positioning system configured so as to allow the position and orientation of said one or more ultrasound image to be known, such that a tumour on said one or more ultrasound image may be assigned a third three-dimensional coordinate in said absolute coordinate reference system,
  - g) fusing said ultrasound image and said image using said second and said third three-dimensional coordinates so as to obtain an accurate image of the tumour.
14. The method of claim 13 further including the step of drawing contours of the outer surface of the tumour on said diagnostic images by drawing the contours of the outer surface of the lesion on the at least one ultrasound image.
15. The method of claim 13 wherein said diagnostic image and said ultrasound image are generated at substantially the same time;
16. A system for spatially localizing a tumour for the purposes of radiation treatment planning comprising:
  - a) a diagnostic imaging device selected from the group comprising a CAT scan, PET scan, CT scan, said diagnostic imaging device being adapted for generating at least one diagnostic image of said tumour,

- b) an ultrasound device, said ultrasound device being adapted for generating at least one ultrasound image of said tumour,
- c) a means for providing an absolute coordinate reference system, such that said tumour is assigned with a first three-dimensional coordinate on said diagnostic image, and a second three-dimensional coordinates on said ultrasound image
- d) a means for fusing said diagnostic image and said ultrasound image using said first three-dimensional coordinate and said second three-dimensional coordinate so as to obtain an accurate image of said tumour.

17. The system of claim 16 wherein said ultrasound device comprises an ultrasound probe, wherein said ultrasound probe comprises a positioning system configured so as to allow the position and orientation of each ultrasound image to be known, such that a tumour on said ultrasound image may be assigned a three-dimensional coordinate in said absolute coordinate reference system.

18. A system for localizing a tumour prior to radiation treatment thereof comprising the steps of:

- a) generating one or more ultrasound images of said tumour using an ultrasound device;
- b) determining the position, size and orientation of said tumour using a positioning system associated with said ultrasound device;
- c) prior to said radiation treatment, generating one or more additional ultrasound images of said tumour using an ultrasound device;
- d) determining the size, location and orientation of said tumour using a positioning system associated with said ultrasound device;
- e) fusing said first ultrasound image and said second ultrasound image such that an updated image of said tumour may be ascertained.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

1 / 21

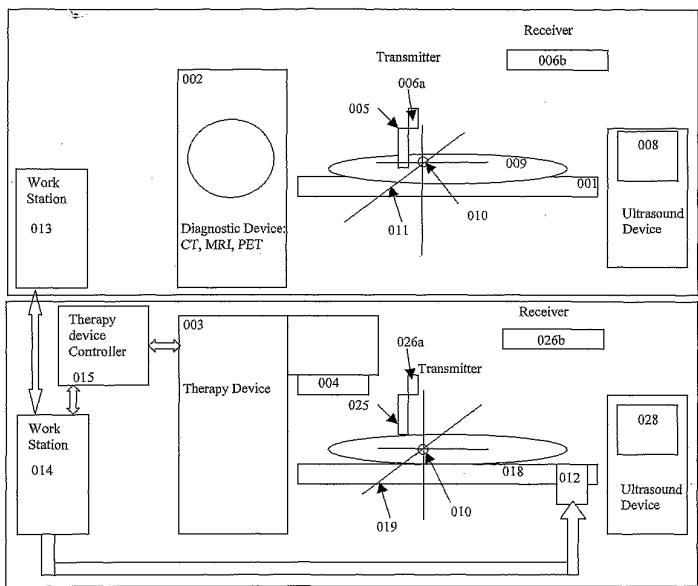


Fig. 1.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

2 / 21

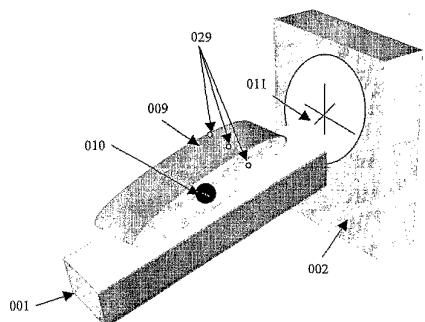


Fig. 2.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

3 / 21

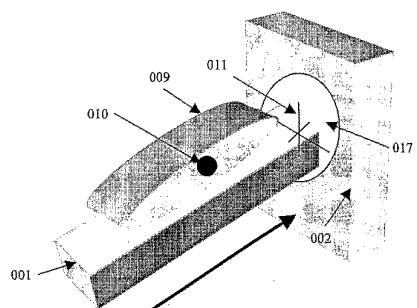


Fig. 3.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

4 / 21

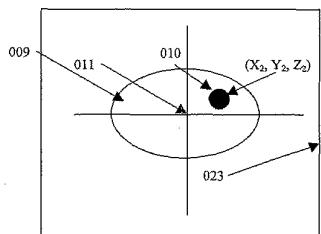
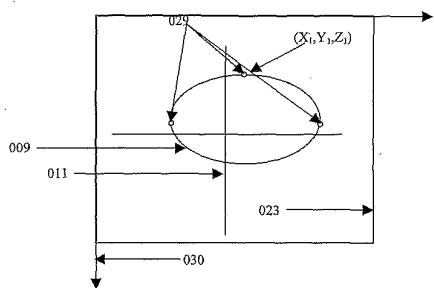


Fig. 4.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

**5 / 21****Fig. 5.**

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

6 / 21

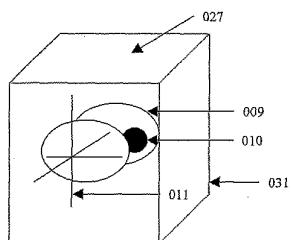


Fig. 6.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

7 / 21

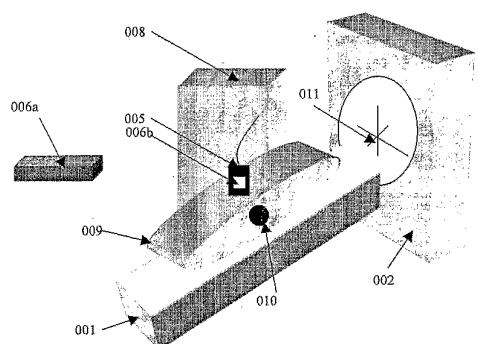


Fig. 7.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

8 / 21

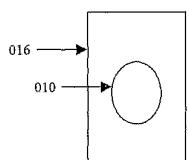


Fig. 8.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

9 / 21

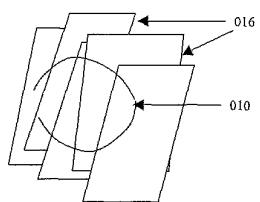
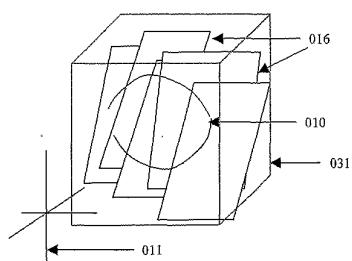


Fig. 9.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

**10 / 21****Fig. 10.**

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

11 / 21

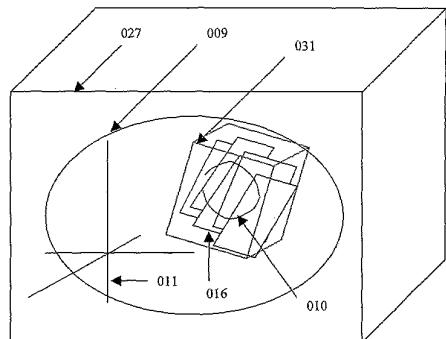


Fig. 11.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

12 / 21

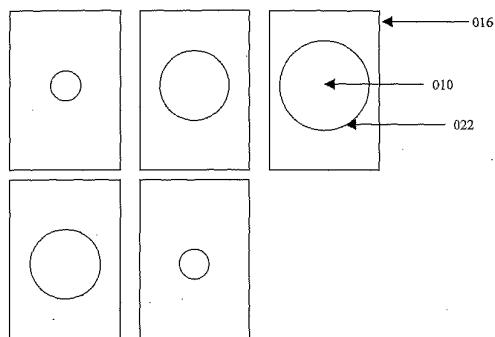


Fig. 12

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

13 / 21

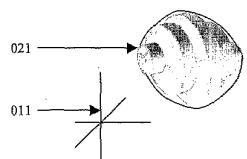
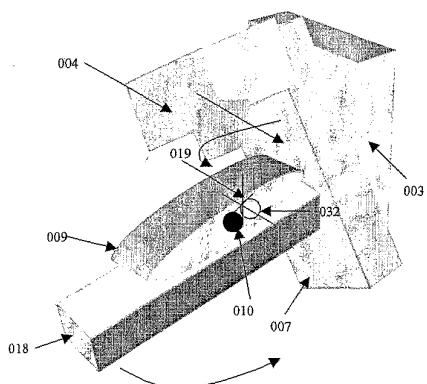


Fig. 13.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

**14 / 21****Fig. 14.**

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

15 / 21

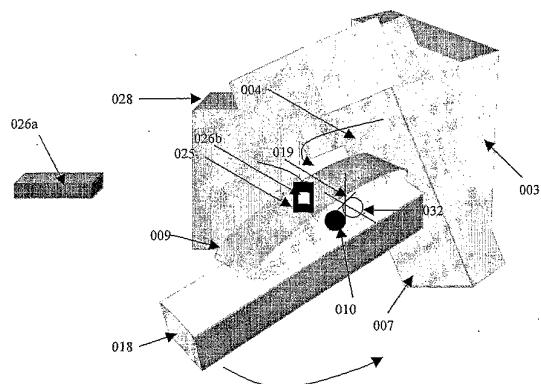
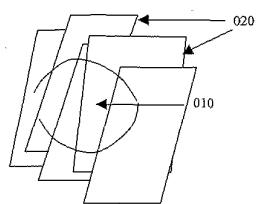


Fig. 15.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

**16 / 21****Fig. 16.**

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

17 / 21

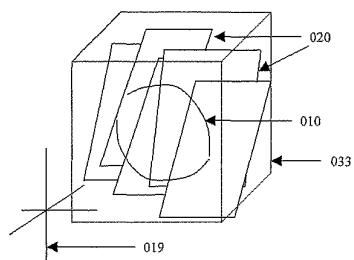


Fig. 17.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

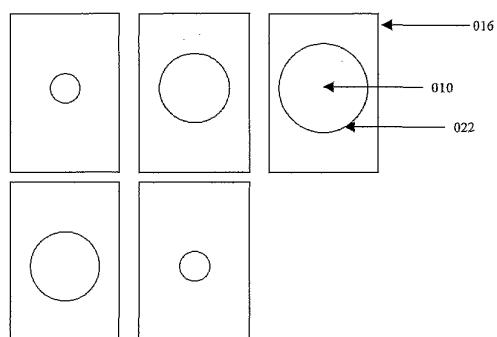
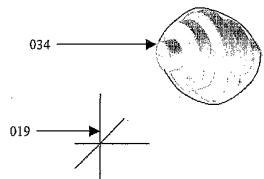
**18 / 21**

Fig. 18.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

**19 / 21****Fig. 19.**

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

20 / 21

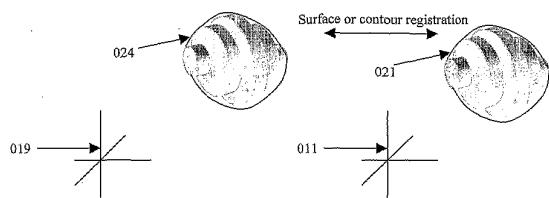


Fig. 20.

WO 02/09588

PCT/CA01/01113

21 / 21

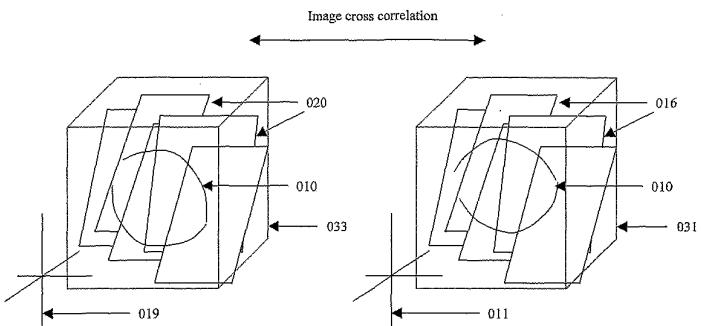


Fig. 21.

## 【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau(43) International Publication Date  
7 February 2002 (07.02.2002)

PCT

(10) International Publication Number  
WO 02/09588 A1(51) International Patent Classification<sup>7</sup>: A61B 8/08, A61N 5/10

(81) Designated States (national): 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, 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, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SR, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(21) International Application Number: PCT/CA01/01113

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BI, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(22) International Filing Date: 31 July 2001 (31.07.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(27) Priority Data: 2,314,794 I August 2000 (01.08.2000) CA

(28) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BI, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(29) Applicants and

(30) Inventors: FALCO, Tony [CA/CA]; Montreal General Hospital, 1650 Cedar Avenue, Montreal, Québec H3G 1A4 (CA). HRISTOV, Dimitre [CA/CA]; Montreal General Hospital, 1650 Cedar Avenue, Montreal, Québec H3G 1A4 (CA).

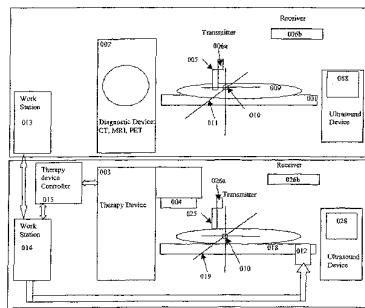
(31) Agents: PELLEMANS, Nicolas et al.; McCarthy Tétrault LLP, Le Windsor, 1170 Peel Street, Montreal, Québec H3B 4S8 (CA).

(32) Published:  
— with international search report  
— with amended claims

(33) Date of publication of the amended claims: 6 June 2002

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: METHOD AND APPARATUS FOR LESION LOCALIZATION, DEFINITION AND VERIFICATION



WO 02/09588 A1

(57) Abstract: A method and apparatus for lesion or organ definition for the purpose of radiation treatment planning localization and treatment position verification. The apparatus uses a combination of an ultrasound imaging system and a diagnostic imaging system to acquire localization ultrasound images referenced in the coordinate space of the diagnostic imaging system through the use of a position sensing system. The method compares the location of the lesion in the localization ultrasound images with the position of the lesion in ultrasound images taken while the patient lies on the treatment table of a therapy treatment unit, suggests corrective measures to place the lesion in its intended treatment position and executes the correction upon confirmation from qualified personnel.

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/CA 01/0113
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/08 A61N5/10		
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 A61B A61N		
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, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 647 457 A (NOMOS CORP) 12 April 1995 (1995-04-12) cited in the application column 2, line 47 -column 3, line 11 column 6, line 6 -column 11, line 18 --	1,2,5-9, 16-18
Y	WO 99 27839 A (COSMAN ERIC R) 10 June 1999 (1999-06-10) page 4, line 21 -page 12, line 8 page 30, line 12 -page 31, line 28; claims --	10-15
Y	WO 99 27839 A (COSMAN ERIC R) 10 June 1999 (1999-06-10) page 4, line 21 -page 12, line 8 page 30, line 12 -page 31, line 28; claims --	10-15
A	US 5 810 007 A (BURDETTE EVERETTE C ET AL) 22 September 1998 (1998-09-22) cited in the application column 3, line 45 -column 5, line 42; claims --	1-18
		--
<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 doubt 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		
Date of the actual completion of the international search  7 November 2001		Date of mailing of the international search report  14/11/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5018 Patentlaan 2 NL - 2220 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Manschot, J

Form PCT/ISA/2/10 (revised sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/CA 01/01113
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 6 019 724 A (GRONNINGSAETER AAGE ET AL) 1 February 2000 (2000-02-01) column 4, line 46 - line 52 column 15, line 32 -column 16, line 46 _____	1-18

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

page 2 of 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT Information on patent family members			International Application No PCT/CA 01/01113	
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
EP 0647457	A 12-04-1995	US 5411026 A EP 0647457 A1 JP 7185023 A	02-05-1995 12-04-1995 25-07-1995	
WO 9927839	A 10-06-1999	AU 1800999 A EP 1041918 A2 WO 9927839 A2	16-06-1999 11-10-2000 10-06-1999	
US 5810007	A 22-09-1998	US 6208883 B1 US 6256529 B1	27-03-2001 03-07-2001	
US 6019724	A 01-02-2000	WO 9625882 A1 AU 4851396 A WO 9625881 A1	29-08-1996 11-09-1996 29-08-1996	

Form PCT/CA/210 (patent family sheet) (July 1992)

---

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,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,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,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,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(74)代理人 100102576

弁理士 渡辺 敏章

(74)代理人 100108394

弁理士 今村 健一

(72)発明者 ファルコ,トニー

カナダ国 ケベック エイチ3ジー 1エー4, モントリオール, セダー アヴェニュー 165  
0, モントリオール ジェネラル ホスピタル

(72)発明者 リストフ,ディミトル

カナダ国 ケベック エイチ3ジー 1エー4, モントリオール, セダー アヴェニュー 165  
0, モントリオール ジェネラル ホスピタル

Fターム(参考) 2G088 EE02 FF02 FF07 JJ02 KK33 KK35 LL10

4C093 AA22 AA25 CA23 FF16 FF17 FF22 FF35 FF42

4C096 AA18 AB50 AD03 AD14 AD19 DB09 DC02 DC14 DC20 DC23

DC24 DC28 DC36 DD01 DD13 FC20

4C301 BB13 EE11 FF21 FF25 FF26 FF30 GD02 JC08 JC14 KK17

4C601 BB03 EE09 FF11 FF15 FF16 FF20 GA17 GA18 GA21 JC05

JC09 JC15 JC20 JC21 JC25 JC26 KK21 KK22

专利名称(译)	用于解决和确认病变部位的方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004504879A</a>	公开(公告)日	2004-02-19
申请号	JP2002515145	申请日	2001-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	托尼·法尔科 列出了邸弥托		
申请(专利权)人(译)	法尔科 , 托尼 Risutofu , Dimitoru		
[标]发明人	ファルコトニー リストフディミトル		
发明人	ファルコ,トニー リストフ,ディミトル		
IPC分类号	G01R33/28 A61B5/055 A61B6/03 A61B8/00 A61B8/08 A61N5/10 G01T1/161		
CPC分类号	A61N5/1049 A61B8/08 A61B8/4245 A61N2005/105 A61N2005/1051 A61N2005/1058		
FI分类号	A61B8/00 A61B6/03.377 G01T1/161.A A61B5/05.390 G01N24/02.Y		
F-TERM分类号	2G088/EE02 2G088/FF02 2G088/FF07 2G088/JJ02 2G088/KK33 2G088/KK35 2G088/LL10 4C093 /AA22 4C093/AA25 4C093/CA23 4C093/FF16 4C093/FF17 4C093/FF22 4C093/FF35 4C093/FF42 4C096/AA18 4C096/AB50 4C096/AD03 4C096/AD14 4C096/AD19 4C096/DB09 4C096/DC02 4C096 /DC14 4C096/DC20 4C096/DC23 4C096/DC24 4C096/DC28 4C096/DC36 4C096/DD01 4C096/DD13 4C096/FC20 4C301/BB13 4C301/EE11 4C301/FF21 4C301/FF25 4C301/FF26 4C301/FF30 4C301 /GD02 4C301/JC08 4C301/JC14 4C301/KK17 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/FF11 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/FF20 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC05 4C601/JC09 4C601 /JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22		
代理人(译)	渡辺 敏章 今村健一		
优先权	2314794 2000-08-01 CA		
其他公开文献	<a href="#">JP4101647B2</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

用于辐射治疗计划定位和治疗位置验证的目的的损伤或器官定义的方法和装置。该装置使用超声成像系统和诊断成像系统的组合来通过使用位置感测系统来获取在诊断成像系统的坐标空间中参考的定位超声图像。该方法将定位超声图像中的病变的位置与病人躺在治疗处理单元的治疗台上所拍摄的超声图像中的病变的位置进行比较，建议将病变置于其中的矫正措施并根据合格人员的确认进行修正。&lt;IMAGE&gt;

