

(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2004-512502

(P2004-512502A)

(43) 公表日 平成16年4月22日(2004.4.22)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
GO 1 T 1/161	GO 1 T 1/161 D	2 G 0 8 8
A 6 1 B 19/00	A 6 1 B 19/00 5 0 2	4 C 0 8 5
A 6 1 K 51/00	A 6 1 P 9/10	
A 6 1 P 9/10	A 6 1 P 35/00	
A 6 1 P 35/00	GO 1 T 1/29 C	
	審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 226 頁) 最終頁に続く	

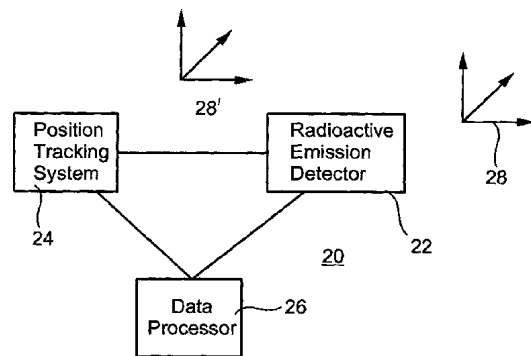
(21) 出願番号 特願2002-522002 (P2002-522002)
 (86) (22) 出願日 平成13年7月11日 (2001. 7. 11)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年2月20日 (2003. 2. 20)
 (86) 国際出願番号 PCT/IL2001/000638
 (87) 国際公開番号 W02002/016965
 (87) 国際公開日 平成14年2月28日 (2002. 2. 28)
 (31) 優先権主張番号 09/641, 973
 (32) 優先日 平成12年8月21日 (2000. 8. 21)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 09/714, 164
 (32) 優先日 平成12年11月17日 (2000. 11. 17)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 09/727, 464
 (32) 優先日 平成12年12月4日 (2000. 12. 4)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 503069089
 ヴィーターゲット テクノロジーズ リミ
 テッド
 イスラエル, 3 9 1 2 0 ティラット
 ハカーメル, ピー. オー. ボックス
 2 0 2 6, ハエトガー ストリート 3
 100103816
 (74) 代理人 弁理士 風早 信昭
 100120927
 (74) 代理人 弁理士 浅野 典子
 (72) 発明者 キムチャイ, ヨアヴ
 イスラエル, 3 4 9 8 0 ハイファ,
 アントワーペン ロード 8
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位置追跡システムを備えた放射線放射検出器ならびに医療システムおよび医療処置におけるその利用

(57) 【要約】

座標系における放射能放射源の位置を計算するためのシステムであって、(a) 放射線放射検出器と、(b) 放射線放射検出器に接続されかつ / またはそれと連絡する位置追跡システムと、(c) 位置追跡システムおよび放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、座標系における放射能放射源の位置を計算するために設計かつ構成されたデータプロセッサとを備えたシステム。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

座標系における放射能放射源の位置を計算するためのシステムであって、

(a) 放射線放射検出器と、

(b) 前記放射線放射検出器に接続されかつ / またはそれと連絡する位置追跡システムと、

(c) 前記位置追跡システムおよび前記放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、座標系における放射能放射源の位置を計算するために設計かつ構成されたデータプロセッサと

を備えたシステム。

10

【請求項 2】

放射能放射源は、放射性医薬品で標識された良性腫瘍、放射性医薬品で標識された悪性腫瘍、放射性医薬品で標識された血管凝塊、放射性医薬品で標識された炎症に関する構成要素、放射性医薬品で標識された膿瘍、および放射性医薬品で標識された血管異常から成る群から選択される請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器、広角放射線放射検出器、複数の個別狭角放射線放射検出器、および空間感受性放射能検出器から成る群から選択される請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 1 に記載のシステム。

20

【請求項 5】

座標系における放射能放射源の位置を画定するための方法であって、

(a) 位置追跡システムに接続されるかそれと連絡する放射線放射検出器を設けるステップと、

(b) 座標系における前記放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放射される放射能を監視し、それによって座標系における放射能放射源の位置を画定するステップと

を含む方法。

30

【請求項 6】

放射能放射源は、放射性医薬品で標識された良性腫瘍、放射性医薬品で標識された悪性腫瘍、放射性医薬品で標識された血管凝塊、放射性医薬品で標識された炎症に関する構成要素、放射性医薬品で標識された膿瘍、および放射性医薬品で標識された血管異常から成る群から選択される請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器、広角放射線放射検出器、複数の個別狭角放射線放射検出器、および空間感受性放射能検出器から成る群から選択される請求項 5 に記載の方法。

40

【請求項 8】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 5 に記載の方法。

【請求項 9】

第 1 座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ、さらに放射能放射源の位置を第

50

2 座標系に投影するシステムであって、

(a) 放射線放射検出器と、

(b) 前記放射線放射検出器に接続されかつ / またはそれと連絡する位置追跡システムと

、
(c) (i) 前記位置追跡システムおよび前記放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、(i i) 第 1 座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ(i i i) 放射能放射源の位置を第 2 座標系に投影するために設計かつ構成されたデータプロセッサとを備えたシステム。

【請求項 1 0】

放射能放射源は、放射性医薬品で標識された良性腫瘍、放射性医薬品で標識された悪性腫瘍、放射性医薬品で標識された血管凝塊、放射性医薬品で標識された炎症に関する構成要素、放射性医薬品で標識された膿瘍、および放射性医薬品で標識された血管異常から成る群から選択される請求項 9 に記載のシステム。

10

【請求項 1 1】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器、広角放射線放射検出器、複数の個別狭角放射線放射検出器、および空間感受性放射能検出器から成る群から選択される請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 1 2】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 9 に記載のシステム。

20

【請求項 1 3】

第 1 座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ放射能放射源の位置を第 2 座標系に投影するための方法であって、

(a) 位置追跡システムに接続されるかそれと連絡する放射線放射検出器を設けるステップと、

(b) 第 1 座標系における前記放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放射される放射能を監視し、それによって第 1 座標系における放射能放射源の位置を画定し、かつ放射能放射源の位置を第 2 座標系に投影するステップとを含む方法。

30

【請求項 1 4】

放射能放射源は、放射性医薬品で標識された良性腫瘍、放射性医薬品で標識された悪性腫瘍、放射性医薬品で標識された血管凝塊、放射性医薬品で標識された炎症に関する構成要素、放射性医薬品で標識された膿瘍、および放射性医薬品で標識された血管異常から成る群から選択される請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器、広角放射線放射検出器、複数の個別狭角放射線放射検出器、および空間感受性放射能検出器から成る群から選択される請求項 1 3 に記載の方法。

40

【請求項 1 6】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 7】

被験者内の身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するためのシステムであって、

50

(a) 第 1 座 標 系 に お け る 身 体 構 成 要 素 の 位 置 を 計 算 す る た め に 第 1 位 置 追 跡 シ ス テ ム に 接 続 さ れ か つ / ま た は そ れ と 連 絡 す る 三 次 元 イ メ ー ジ ン グ モ ダ リ テ ィ と、
 (b) 第 2 座 標 系 に お け る 身 体 構 成 要 素 の 放 射 性 医 薬 品 取 込 み 部 分 の 位 置 を 追 跡 す る た め に 第 2 位 置 追 跡 シ ス テ ム に 接 続 さ れ か つ / ま た は そ れ と 連 絡 す る 放 射 線 放 射 検 出 器 と、
 (c) 前 記 三 次 元 イ メ ー ジ ン グ モ ダ リ テ ィ、 前 記 第 1 位 置 追 跡 シ ス テ ム、 前 記 放 射 線 放 射 検 出 器、 お よ び 前 記 第 2 位 置 追 跡 シ ス テ ム か ら デ ー タ 入 力 を 受 け 取 り、 か つ 共 通 座 標 系 に お け る 身 体 構 成 要 素 の 位 置 お よ び 身 体 構 成 要 素 の 放 射 性 医 薬 品 取 込 み 部 分 の 位 置 を 計 算 す る た め に 設 計 か つ 構 成 さ れ た 少 な く と も 1 つ の デ ー タ プ ロ セ ッ サ と
 を 備 え た シ ス テ ム。

【請求項 18】

前記第 1 座 標 系 は 前 記 共 通 座 標 系 と し て 働 き、 し た が っ て 前 記 第 2 座 標 系 に お け る 身 体 構 成 要 素 の 放 射 性 医 薬 品 取 込 み 部 分 の 位 置 は 前 記 第 1 座 標 系 に 投 影 さ れ る 請 求 項 17 に 記 載 の シ ス テ ム。

10

【請求項 19】

前記第 2 座 標 系 は 前 記 共 通 座 標 系 と し て 働 き、 し た が っ て 前 記 第 1 座 標 系 に お け る 身 体 構 成 要 素 の 位 置 は 前 記 第 2 座 標 系 に 投 影 さ れ る 請 求 項 17 に 記 載 の シ ス テ ム。

【請求項 20】

前記第 1 座 標 系、 前記第 2 座 標 系、 お よ び 前 記 共 通 座 標 系 は 単 一 座 標 系 で あ る 請 求 項 17 に 記 載 の シ ス テ ム。

【請求項 21】

前記第 1 座 標 系、 前記第 2 座 標 系、 お よ び 前 記 共 通 座 標 系 は 各 々 別 個 の 座 標 系 で あ り、 し た が っ て 前 記 第 1 座 標 系 に お け る 身 体 構 成 要 素 の 位 置 お よ び 前 記 第 2 座 標 系 に お け る 身 体 構 成 要 素 の 放 射 性 医 薬 品 取 込 み 部 分 の 位 置 は ど ち ら も 前 記 共 通 座 標 系 に 投 影 さ れ る 請 求 項 17 に 記 載 の シ ス テ ム。

20

【請求項 22】

前記第 1 位 置 追 跡 シ ス テ ム お よ び 前 記 第 2 位 置 追 跡 シ ス テ ム は 単 一 位 置 追 跡 シ ス テ ム で あ る 請 求 項 17 に 記 載 の シ ス テ ム。

【請求項 23】

前記イメーjingモダリティは、前記身体構成要素および身体構成要素の前記放射性医薬品取込み部分の視覚的共同提示に役立つ画像表示装置と連絡する請求項 17 に記載のシステム。

30

【請求項 24】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器、広角放射線放射検出器、複数の個別狭角放射線放射検出器、および空間感受性放射能検出器から成る群から選択される請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 25】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 17 に記載のシステム。

40

【請求項 26】

前記イメーjingモダリティは蛍光透視鏡、コンピュータ断層撮影器、磁気共鳴イメージャ、超音波イメージャ、および光学カメラから成る群から選択される請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 27】

前記放射性医薬品は ^{131}I 、 ^{67}Ga 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ メトキシイソブチルイソニトリル、 $^{201}\text{TlCl}$ 、 ^{18}F - フルオロデオキシグルコース、 ^{125}I - フィブリノゲン、および ^{111}In - オクトレオチドから成る群から選択される請求項 17 に記載のシステム。

50

【請求項 28】

被験者内の身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するための方法であって、

(a) 第1位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する三次元イメージングモダリティを提供し、かつ第1座標系における身体構成要素の位置を計算するステップと、

(b) 第2位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する放射線放射検出器を提供し、かつ第2座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するステップと、

(c) 前記三次元イメージングモダリティ、前記第1位置追跡システム、前記放射線放射検出器、および前記第2位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ共通座標系における身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するステップと

10

を含む方法。

【請求項 29】

前記第1座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第2座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置は前記第1座標系に投影される請求項28に記載の方法。

【請求項 30】

前記第2座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第1座標系における身体構成要素の位置は前記第2座標系に投影される請求項28に記載の方法。

20

【請求項 31】

前記第1座標系、前記第2座標系、および前記共通座標系は単一座標系である請求項28に記載の方法。

【請求項 32】

前記第1座標系、前記第2座標系、および前記共通座標系は各々別個の座標系であり、したがって前記第1座標系における身体構成要素の位置および前記第2座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置はどちらも前記共通座標系に投影される請求項28に記載の方法。

【請求項 33】

前記第1位置追跡システムおよび前記第2位置追跡システムは単一位置追跡システムである請求項28に記載の方法。

30

【請求項 34】

前記イメージングモダリティは、前記身体構成要素および身体構成要素の前記放射性医薬品取込み部分の視覚的共同提示に役立つ画像表示装置と連絡する請求項28に記載の方法。

【請求項 35】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器、広角放射線放射検出器、複数の個別狭角放射線放射検出器、および空間感受性放射能検出器から成る群から選択される請求項28に記載の方法。

40

【請求項 36】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項28に記載の方法。

【請求項 37】

前記イメージングモダリティは蛍光透視鏡、コンピュータ断層撮影スキャナ、磁気共鳴イメージャ、超音波イメージャ、および光学カメラから成る群から選択される請求項28に記載の方法。

50

【請求項 38】

前記放射性医薬品は¹³¹I、⁶⁷Ga、^{99m}Tcメトキシイソブチルイソニトリル、²⁰¹TlCl、¹⁸F-フルオロデオキシグルコース、¹²⁵I-フィブリノゲン、および¹¹¹In-オクトレオチドから成る群から選択される請求項28に記載の方法。

【請求項 39】

被験者内の身体構成要素の放射性医薬品取込み部分で体内外科処置を実行するためのシステムであって、

(a) 第1座標系において身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するために第1位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する放射線放射検出器と、

(b) 第2座標系における外科器具の位置を追跡するために第2位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する外科器具と、

(c) 前記第1位置追跡システム、前記放射線放射検出器、および前記第2位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ共通座標系において外科器具および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するために設計かつ構成された少なくとも1つのデータプロセッサと

を備えたシステム。

【請求項 40】

前記外科器具が追加の放射線放射検出器を含み、前記少なくとも1つのデータプロセッサがさらに、前記追加の放射線放射検出器からデータ入力を受け取るために、かつ共通座標系において身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を洗練するために設計かつ構成される請求項39に記載のシステム。

【請求項 41】

前記第2座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第1座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置は前記第2座標系に投影される請求項39に記載のシステム。

【請求項 42】

前記第1座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第2座標系における外科器具の位置は前記第1座標系に投影される請求項39に記載のシステム。

【請求項 43】

前記第1座標系、前記第2座標系、および前記共通座標系は単一座標系である請求項39に記載のシステム。

【請求項 44】

前記第2座標系、前記第1座標系、および前記共通座標系は各々別個の座標系であり、したがって前記第2座標系における外科器具の位置および前記第1座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置はどちらも前記共通座標系に投影される請求項39に記載のシステム。

【請求項 45】

前記第1位置追跡システムおよび前記第2位置追跡システムは単一位置追跡システムである請求項39に記載のシステム。

【請求項 46】

前記外科器具および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置の視覚的共同提示に役立つ画像表示装置をさらに含む請求項39に記載のシステム。

【請求項 47】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器、広角放射線放射検出器、および感受性放射能検出器から成る群から選択される請求項39に記載のシステム。

【請求項 48】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項39に記載

10

20

30

40

50

載のシステム。

【請求項 49】

前記外科器具はレーザプローブ、心カテーテル、血管形成カテーテル、内視鏡プローブ、生検針、超音波プローブ、光ファイバスコープ、吸引チューブ、腹腔鏡検査プローブ、熱プローブ、吸引/灌注プローブ、および切開外科手術のためのポインティング装置から成る群から選択される請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 50】

前記放射性医薬品は¹³¹I、⁶⁷Ga、^{99m}Tcメトキシイソプロチルイソニトリル、²⁰¹TlCl、¹⁸F-フルオロデオキシグルコース、¹²⁵I-フィブリノゲン、および¹¹¹In-オクトレオチドから成る群から選択される請求項 39 に記載のシステム 10

【請求項 51】

第 3 座標系における身体構成要素の位置を計算するために第 3 位置追跡システムに接続しかつ/またはそれと連絡される三次元イメージングモダリティをさらに含む請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 52】

前記データプロセッサは、前記三次元イメージングモダリティおよび前記第 3 位置追跡システムからデータ入力を受け取り、共通座標系における前記外科器具の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置および前記身体構成要素の位置を計算するためにさらに設計かつ構成される請求項 51 に記載のシステム。 20

【請求項 53】

前記第 2 座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第 1 座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置および前記第 3 座標系における前記身体構成要素の前記位置は、前記第 2 座標系に投影される請求項 52 に記載のシステム。

【請求項 54】

前記第 1 座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第 2 座標系における外科器具の位置および前記第 3 座標系における前記身体構成要素の前記位置は、前記第 1 座標系に投影される請求項 52 に記載のシステム。

【請求項 55】

前記第 3 座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第 2 座標系における外科器具の位置および前記第 1 座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置は、前記第 3 座標系に投影される請求項 52 に記載のシステム。 30

【請求項 56】

前記第 1 座標系、前記第 2 座標系、前記第 3 座標系、および前記共通座標系は単一座標系である請求項 52 に記載のシステム。

【請求項 57】

前記第 2 座標系、前記第 1 座標系、前記第 3 座標系、および前記共通座標系は各々別個の座標系であり、したがって前記第 2 座標系における外科器具の位置、および前記第 1 座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置、および前記第 3 座標系における前記身体構成要素の位置は全て前記共通座標系に投影される請求項 52 に記載のシステム。 40

【請求項 58】

前記第 1 位置追跡システム、前記第 2 位置追跡システムおよび前記第 3 位置追跡システムは単一位置追跡システムである請求項 51 に記載のシステム。

【請求項 59】

前記外科器具および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分および前記身体構成要素の位置の視覚的共同提示に役立つ画像表示装置をさらに含む請求項 51 に記載のシステム。

【請求項 60】

前記イメージングモダリティは蛍光透視鏡、コンピュータ断層撮影スキャナ、磁気共鳴イメージャ、超音波イメージャ、および光学カメラから成る群から選択される請求項 51 に 50

記載のシステム。

【請求項 6 1】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 5 1 に記載のシステム。

【請求項 6 2】

被験者内の身体構成要素の放射性医薬品取込み部分で体内外科処置を実行するための方法であって、

10

(a) 第 1 位置追跡システムに接続されかつ / またはそれと連絡する放射線放射検出器を提供し、かつ第 1 座標系において身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するステップと、

(b) 第 2 位置追跡システムに接続されかつ / またはそれと連絡する外科器具を提供し、かつ体内外科処置を実行しながら第 2 座標系における前記外科器具の位置を追跡するステップと、

(c) 前記第 1 位置追跡システム、前記放射線放射検出器、および前記第 2 位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ体内外科処置を実行しながら共通座標系において外科器具の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するステップを含む方法。

20

【請求項 6 3】

前記外科器具が追加の放射線放射検出器を含み、前記少なくとも 1 つのデータプロセッサがさらに、前記追加の放射線放射検出器からデータ入力を受け取るために、かつ共通座標系において身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を洗練するために設計かつ構成される請求項 6 2 に記載の方法。

【請求項 6 4】

前記第 2 座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第 1 座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置は前記第 2 座標系に投影される請求項 6 2 に記載の方法。

【請求項 6 5】

前記第 1 座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第 2 座標系における外科器具の位置は前記第 1 座標系に投影される請求項 6 2 に記載の方法。

30

【請求項 6 6】

前記第 1 座標系、前記第 2 座標系、および前記共通座標系は単一座標系である請求項 6 2 に記載の方法。

【請求項 6 7】

前記第 1 座標系、前記第 2 座標系、および前記共通座標系は各々別個の座標系であり、したがって前記第 2 座標系における外科器具の位置および前記第 1 座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置はどちらも前記共通座標系に投影される請求項 6 2 に記載の方法。

40

【請求項 6 8】

前記第 1 位置追跡システムおよび前記第 2 位置追跡システムは単一位置追跡システムである請求項 6 2 に記載の方法。

【請求項 6 9】

前記外科器具および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置の視覚的共同提示に役立つ画像表示装置をさらに含む請求項 6 2 に記載の方法。

【請求項 7 0】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器、広角放射線放射検出器、複数の個別狭角放射線放射検出器、および空間感受性放射能検出器から成る群から選択される請求項 6 2 に記載の方法。

50

【請求項 7 1】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 6 2 に記載の方法。

【請求項 7 2】

前記外科器具はレーザプローブ、心カテーテル、血管形成カテーテル、内視鏡プローブ、生検針、超音波プローブ、光ファイバスコープ、吸引チューブ、腹腔鏡検査プローブ、熱プローブ、および吸引/灌注プローブから成る群から選択される請求項 6 2 に記載の方法

10

【請求項 7 3】

前記放射性医薬品は ^{131}I 、 ^{67}Ga 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ メトキシイソブチルイソニトリル、 $^{201}\text{TlCl}$ 、 ^{18}F -フルオロデオキシグルコース、 ^{125}I -フィブリノゲン、および ^{111}In -オクトレオチドから成る群から選択される請求項 6 2 に記載の方法。

【請求項 7 4】

第 3 位置追跡システムに接続しかつ/またはそれと連絡され、第 3 座標系における身体構成要素の位置を計算する三次元イメージングモダリティを提供するステップをさらに含む請求項 6 2 に記載の方法。

【請求項 7 5】

前記三次元イメージングモダリティおよび前記第 3 位置追跡システムからデータ入力を受け取り、共通座標系における前記外科器具の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置および前記身体構成要素の位置を計算するステップをさらに含む請求項 7 4 に記載の方法。

20

【請求項 7 6】

前記第 1 位置追跡システム、前記第 2 位置追跡システムおよび前記第 3 位置追跡システムは単一位置追跡システムである請求項 7 4 に記載の方法。

【請求項 7 7】

前記外科器具の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分および前記身体構成要素の位置を視覚的表示装置によって共同提示するステップをさらに含む請求項 7 4 に記載の方法。

30

【請求項 7 8】

前記イメージングモダリティは蛍光透視鏡、コンピュータ断層撮影スキャナ、磁気共鳴イメージャ、超音波イメージャ、および光学カメラから成る群から選択される請求項 7 4 に記載の方法。

【請求項 7 9】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 7 4 に記載の方法。

40

【請求項 8 0】

前記第 2 座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第 1 座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置および前記第 3 座標系における前記身体構成要素の位置は、前記第 2 座標系に投影される請求項 7 5 に記載の方法。

【請求項 8 1】

前記第 1 座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第 2 座標系における外科器具の位置および前記第 3 座標系における前記身体構成要素の位置は、前記第 1 座標系に投影される請求項 7 5 に記載の方法。

【請求項 8 2】

50

前記第3座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第2座標系における外科器具の位置および前記第1座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置は、前記第3座標系に投影される請求項75に記載の方法。

【請求項83】

前記第1座標系、前記第2座標系、前記第3座標系、および前記共通座標系は単一座標系である請求項75に記載の方法。

【請求項84】

前記第1座標系、前記第2座標系、前記第3座標系、および前記共通座標系は各々別個の座標系であり、したがって前記第2座標系における外科器具の位置、および前記第1座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置、および前記第3座標系における前記身体構成要素の位置は全て前記共通座標系に投影される請求項75に記載の方法。

10

【請求項85】

体内の放射能放射源の二次元または三次元画像を生成するためのシステムであって、

(a) 放射線放射検出器と、

(b) 前記放射線放射検出器に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと

(c) 前記位置追跡システムおよび前記放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、放射能放射源の二次元または三次元画像を生成するために設計かつ構成されたデータプロセッサと

を備えたシステム。

20

【請求項86】

体内の放射能放射源の二次元または三次元画像を生成するための方法であって、

(a) 放射線放射検出器により身体を走査するステップと、

(b) 三次元座標系における前記放射線放射検出器の位置を決定するために、前記放射線放射検出器に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムを使用するステップと、

(c) 放射能放射源の二次元または三次元画像を生成するために前記位置追跡システムおよび前記放射線放射検出器からの入力をデータ処理するステップと

を含む方法。

【請求項87】

座標系における放射能放射源の位置を計算するためのシステムであって、

(a) 少なくとも2つの放射線放射検出器と、

(b) 前記少なくとも2つの放射線放射検出器に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと、

(c) 前記位置追跡システムおよび前記少なくとも2つの放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、かつ座標系における放射能放射源の位置を計算するために設計かつ構成されたデータプロセッサと

を備えたシステム。

30

【請求項88】

前記少なくとも2つの放射線放射検出器が撓みコネクタにより相互に物理的に接続される請求項87に記載のシステム。

40

【請求項89】

座標系における放射能放射源の位置を画定するための方法であって、

(a) 位置追跡システムに接続されるかそれと連絡する少なくとも1つの放射線放射検出器を提供するステップと、

(b) 座標系における前記少なくとも1つの放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放射される放射能を監視し、それによって座標系における放射能放射源の位置を画定するステップと

を含む方法。

【請求項90】

50

少なくとも2つの放射線放射検出器が提供される請求項89に記載の方法。

【請求項91】

前記少なくとも2つの放射線放射検出器が撓みコネクタにより相互に物理的に接続される請求項90に記載の方法。

【請求項92】

第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ、さらに放射能放射源の位置を第2座標系に投影するシステムであって、

(a) 少なくとも2つの放射線放射検出器と、
(b) 前記少なくとも2つの放射線放射検出器に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと、

(c) (i) 前記位置追跡システムおよび前記少なくとも2つの放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、(ii) 第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、(iii) 放射能放射源の位置を第2座標系に投影するために設計かつ構成されたデータプロセッサと

を備えたシステム。

【請求項93】

前記少なくとも2つの放射線放射検出器が撓みコネクタにより相互に物理的に接続される請求項92に記載のシステム。

【請求項94】

第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ放射能放射源の位置を第2座標系に投影するための方法であって、

(a) 位置追跡システムに接続されるかそれと連絡する少なくとも1つの放射線放射検出器を提供するステップと、

(b) 第1座標系における前記少なくとも1つの放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放射される放射能を監視し、それによって第1座標系における放射能放射源の位置を画定し、かつ放射能放射源の位置を第2座標系に投影するステップと

を含む方法。

【請求項95】

被験者内の身体構成要素の放射性医薬品取込み部分で体内外科処置を実行するためのシステムであって、システムは座標系における外科器具の位置を追跡するために位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する外科器具を含み、前記外科器具が前記放射性医薬品をその場で監視するためにそれに結合される放射線放射検出器を含んで成るシステム。

【請求項96】

前記放射線放射検出器は、ベータ放射線および/または陽電子放射線を検知する請求項95に記載のシステム。

【請求項97】

前記外科器具は組織切除機構を含む請求項95に記載のシステム。

【請求項98】

前記外科器具は組織標本採取機構を含む請求項95に記載のシステム。

【請求項99】

前記組織標本採取機構は組織吸引機構を含む請求項95に記載のシステム。

【請求項100】

座標系における放射能放射源の位置を計算するためのシステムであって、

(a) 被験者の身体に侵入するために設計かつ構成された外科器具であって、それに接続されるかまたはそこに一体化された放射線放射検出器を含む外科器具と、

(b) 前記外科器具に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと、

(c) 前記位置追跡システムおよび前記放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、かつ座標系における放射能放射源の位置を計算するために設計かつ構成されたデータプロセ

10

20

30

40

50

ッサと
を備えたシステム。

【請求項 101】

放射能放射源は、放射性医薬品で標識された良性腫瘍、放射性医薬品で標識された悪性腫瘍、放射性医薬品で標識された血管凝塊、放射性医薬品で標識された炎症に関する構成要素、放射性医薬品で標識された膿瘍、および放射性医薬品で標識された血管異常から成る群から選択される請求項 100 に記載のシステム。

【請求項 102】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器または広角放射線放射検出器である請求項 100 に記載のシステム。

10

【請求項 103】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 100 に記載のシステム。

【請求項 104】

第 1 座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ、さらに放射能放射源の位置を第 2 座標系に投影するシステムであって、

(a) 被験者の身体に侵入するために設計かつ構成された外科器具であって、それに接続されるかまたはそこに一体化された放射線放射検出器を含む外科器具と、

20

(b) 前記外科器具に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと、

(c) (i) 前記位置追跡システムおよび前記放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、(ii) 第 1 座標系における放射能放射源の位置を計算し、(iii) 第 1 座標系における前記外科器具の位置を計算し、かつ (iii) 放射能放射源および外科器具の位置を第 2 座標系に投影するために設計かつ構成されたデータプロセッサと

を備えたシステム。

【請求項 105】

放射能放射源は、放射性医薬品で標識された良性腫瘍、放射性医薬品で標識された悪性腫瘍、放射性医薬品で標識された血管凝塊、放射性医薬品で標識された炎症に関する構成要素、放射性医薬品で標識された膿瘍、および放射性医薬品で標識された血管異常から成る群から選択される請求項 104 に記載のシステム。

30

【請求項 106】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器または広角放射線放射検出器である請求項 104 に記載のシステム。

【請求項 107】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 104 に記載のシステム。

40

【請求項 108】

第 1 座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ放射能放射源の位置を第 2 座標系に投影するための方法であって、

(a) 被験者の身体に侵入するために設計かつ構成された外科器具であって、それに接続されるかまたはそこに一体化された放射線放射検出器を含み、位置追跡システムに接続されるかそれと連絡する外科器具を提供するステップと、

(b) 第 1 座標系における前記放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放射される放射能を監視し、それによって第 1 座標系における放射能放射源および外科器具の位置を画定し、かつ放射能放射源の位置を第 2 座標系に投影するステップと

50

を含む方法。

【請求項109】

放射能放射源は、放射性医薬品で標識された良性腫瘍、放射性医薬品で標識された悪性腫瘍、放射性医薬品で標識された血管凝塊、放射性医薬品で標識された炎症に関する構成要素、放射性医薬品で標識された膿瘍、および放射性医薬品で標識された血管異常から成る群から選択される請求項108に記載の方法。

【請求項110】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器または広角放射線放射検出器である請求項108に記載の方法。

【請求項111】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項108に記載の方法。

【請求項112】

被検者内の身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するためのシステムであって、

(a) 第1座標系における身体構成要素の位置を計算するために第1位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する三次元イメージングモダリティと、

(b) 身体に侵入するために設計かつ構成された外科器具であって、それに接続されるかそこに一体化された放射線放射検出器を含み、第2座標系において身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するために第2位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する外科器具と、

(c) 前記三次元イメージングモダリティ、前記第1位置追跡システム、前記放射線放射検出器、および前記第2位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ共通座標系における身体構成要素の位置、身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置、および外科器具の位置を計算するために設計かつ構成された少なくとも1つのデータプロセッサとを備えたシステム。

【請求項113】

前記第1座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第2座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置は前記第1座標系に投影される請求項112に記載のシステム。

【請求項114】

前記第2座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第1座標系における身体構成要素および外科器具の位置は前記第2座標系に投影される請求項112に記載のシステム。

【請求項115】

前記第1座標系、前記第2座標系、および前記共通座標系は単一座標系である請求項112に記載のシステム。

【請求項116】

前記第1座標系、前記第2座標系、および前記共通座標系は各々別個の座標系であり、したがって前記第1座標系における身体構成要素の位置および前記第2座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分および前記外科器具の位置は前記共通座標系に投影される請求項112に記載のシステム。

【請求項117】

前記第1位置追跡システムおよび前記第2位置追跡システムは単一位置追跡システムである請求項112に記載のシステム。

【請求項118】

前記イメージングモダリティは前記身体構成要素および身体構成要素の前記放射性医薬品

10

20

30

40

50

取込み部分の視覚的共同提示に役立つ画像表示装置と連絡する請求項 1 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 1 9】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器または広角放射線放射検出器である請求項 1 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 2 0】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 1 1 2 に記載のシステム。 10

【請求項 1 2 1】

前記イメージングモダリティは蛍光透視鏡、コンピュータ断層撮影器、磁気共鳴イメージャ、超音波イメージャ、および光学カメラから成る群から選択される請求項 1 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 2 2】

前記放射性医薬品は、 $2 - [{}^1{}_8\text{F}]$ フルオロ - $2 - \text{デオキシ} - \text{D} - \text{グルコース}$ 、 ${}^1{}_1{}_1\text{In} - \text{ペンテトレオチド}$ 、 $\text{L} - 3 - [{}^1{}_2{}_3\text{I}]$ ヨード - アルファ - メチル - チロシン、 $\text{O} - (2 - [{}^1{}_8\text{F}] \text{フルオロエチル}) - \text{L} - \text{チロシン}$ 、 ${}^1{}_1{}_1\text{In} - \text{カプロマブペンデチド}$ 、および ${}^1{}_1{}_1\text{In} - \text{サチュモマブペンデチド}$ から成る群から選択される請求項 1 1 2 に記載のシステム。 20

【請求項 1 2 3】

被験者内の身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するための方法であって、

(a) 第 1 位置追跡システムに接続されかつ / またはそれと連絡する三次元イメージングモダリティを提供し、かつ第 1 座標系における身体構成要素の位置を計算するステップと

(b) 身体に侵入するために設計かつ構成された外科器具であって、それに接続されるかそこに一体化され、第 2 座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するために第 2 位置追跡システムに接続されかつ / またはそれと連絡する外科器具を提供するステップと、 30

(c) 前記三次元イメージングモダリティ、前記第 1 位置追跡システム、前記放射線放射検出器、および前記第 2 位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ共通座標系における身体構成要素の位置、外科器具の位置、および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するステップとを含む方法。

【請求項 1 2 4】

前記第 1 座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第 2 座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分および外科器具の位置は、前記第 1 座標系に投影される請求項 1 2 3 に記載の方法。 40

【請求項 1 2 5】

前記第 2 座標系は前記共通座標系として働き、したがって前記第 1 座標系における身体構成要素の位置は、前記第 2 座標系に投影される請求項 1 2 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 6】

前記第 1 座標系、前記第 2 座標系、および前記共通座標系は単一座標系である請求項 1 2 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 7】

前記第 1 座標系、前記第 2 座標系、および前記共通座標系は各々別個の座標系であり、したがって前記第 1 座標系における身体構成要素の位置、および前記第 2 座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分および前記外科器具の位置はどちらも前記共通座標 50

系に投影される請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 8】

前記第 1 位置追跡システムおよび前記第 2 位置追跡システムは単一位置追跡システムである請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 9】

前記イメージングモダリティは、前記身体構成要素、身体構成要素の前記放射性医薬品取込み部分、および前記外科器具の視覚的共同提示に役立つ画像表示装置と連絡する請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 3 0】

前記放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器または広角放射線放射検出器である請求項 1 1 3 に記載の方法。 10

【請求項 1 3 1】

前記位置追跡システムは、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から選択される請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 3 2】

前記イメージングモダリティは蛍光透視鏡、コンピュータ断層撮影スキャナ、磁気共鳴イメージャ、超音波イメージャ、および光学カメラから成る群から選択される請求項 1 1 3 に記載の方法。 20

【請求項 1 3 3】

前記放射性医薬品は、 $2 - [^1 8 F]$ フルオロ - $2 -$ デオキシ - $D -$ グルコース、 $1 1 1$ $I n -$ ペンテトレオチド、 $L - 3 - [^1 2 3 I]$ ヨード - アルファ - メチル - チロシン、 $O - (2 - [^1 8 F]$ フルオロエチル) - $L -$ チロシン、 $1 1 1$ $I n -$ カプロマブペンデチド、および $1 1 1$ $I n -$ サチュモマブペンデチドから成る群から選択される請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 3 4】

前記データプロセッサは前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するよう適応され、かつ前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するよう適応されている請求項 1 に記載のシステム。 30

【請求項 1 3 5】

前記位置情報を前記計数率と共に格納するよう適応されたメモリをさらに含む請求項 1 3 4 に記載のシステム。

【請求項 1 3 6】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するよう適応されたディスプレイをさらに含む請求項 1 3 4 に記載のシステム。

【請求項 1 3 7】

前記データプロセッサが前記計数率および前記位置情報を洗練するよう適応されている請求項 1 3 4 に記載のシステム。 40

【請求項 1 3 8】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X 、 Y および Z を含み、 X 、 Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z および θ_{xyz} で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z, \theta_{xyz})$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z, \theta_{xyz})$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x$ 、 $Y_c + d_y$ 、 $Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定すること、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) =$ 40

$[N (X c + d x , Y c + d y , Z c + d z) + N (X c , Y c , Z c , \quad , \quad)]$
 $/ [M (X c + d x , Y c + d y , Z c + d z) + 1]$ により各ボクセル内の平均計数率
 値を計算することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を平
 均化するよう適応されている請求項137に記載のシステム。

【請求項139】

前記座標系は相互に垂直な直線軸X、YおよびZを含み、X、YおよびZ軸を中心として
 それぞれ、 θ_x 、および θ_y で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X c$
 $, Y c , Z c , \quad , \quad)$ として画定され、前記検出器計数率は $N (X c , Y c , Z c$
 $, \quad , \quad)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは $(d x , d y , d z$
 $)$ として画定される；かつさらに、 $X c + d x , Y c + d y , Z c + d z$ として画定され
 検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、入力された前
 記検出器計数率 $N (X c , Y c , Z c , \quad , \quad)$ より高い計数率値 $N (X c + d x ,$
 $Y c + d y , Z c + d z)$ を持つボクセルを見つけること、およびより高い計数率ボクセル
 を入力された検出器計数率 $N (X c , Y c , Z c , \quad , \quad)$ のボクセルに変更する
 ことによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を最小化するよう
 適応されている請求項137に記載のシステム。

【請求項140】

前記データプロセッサは前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡
 システムからの位置情報と結合するよう適応され、かつ前記放射能放射源を含む標的領域
 の放射性トレーサ拡散画像を形成するよう適応されている請求項9に記載のシステム。

【請求項141】

前記位置情報を前記計数率と共に格納するよう適応されたメモリをさらに含む請求項14
 0に記載のシステム。

【請求項142】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数
 率と共に表示するよう適応されたディスプレイをさらに含む請求項140に記載のシステ
 ム。

【請求項143】

前記データプロセッサが前記計数率および前記位置情報を洗練するよう適応されている
 請求項140に記載のシステム。

【請求項144】

前記座標系は相互に垂直な直線軸X、YおよびZを含み、X、YおよびZ軸を中心として
 それぞれ、 θ_x 、および θ_y で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X c$
 $, Y c , Z c , \quad , \quad)$ として画定され、前記検出器計数率は $N (X c , Y c , Z c$
 $, \quad , \quad)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは $(d x , d y , d z$
 $)$ として画定される；かつさらに、 $X c + d x , Y c + d y , Z c + d z$ として画定され
 検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、前記計数率お
 よび前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M (X c + d x , Y c + d$
 $y , Z c + d z)$ を決定すること、および $N (X c + d x , Y c + d y , Z c + d z) =$
 $[N (X c + d x , Y c + d y , Z c + d z) + N (X c , Y c , Z c , \quad , \quad)]$
 $/ [M (X c + d x , Y c + d y , Z c + d z) + 1]$ により各ボクセル内の平均計数率
 値を計算することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を平
 均化するよう適応されている請求項143に記載のシステム。

【請求項145】

前記座標系は相互に垂直な直線軸X、YおよびZを含み、X、YおよびZ軸を中心として
 それぞれ、 θ_x 、および θ_y で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X c$
 $, Y c , Z c , \quad , \quad)$ として画定され、前記検出器計数率は $N (X c , Y c , Z c$
 $, \quad , \quad)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは $(d x , d y , d z$
 $)$ として画定される；かつさらに、 $X c + d x , Y c + d y , Z c + d z$ として画定され
 検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、入力された前

記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ より高い計数率値 $N(X_c + dx, Y_c + dy, Z_c + dz)$ を持つボクセルを見つけること、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ のボクセルに変更することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を最小化するように適応されている請求項 143 に記載のシステム。

【請求項 146】

前記少なくとも 1 つのデータプロセッサは前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するように適応され、かつ前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するように適応されている請求項 17 に記載のシステム。

10

【請求項 147】

前記位置情報を前記計数率と共に格納するように適応されたメモリをさらに含む請求項 146 に記載のシステム。

【請求項 148】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するように適応されたディスプレイをさらに含む請求項 146 に記載のシステム。

【請求項 149】

前記少なくとも 1 つのデータプロセッサが前記計数率および前記位置情報を洗練するように適応されている請求項 146 に記載のシステム。

20

【請求項 150】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X 、 Y および Z を含み、 X 、 Y および Z 軸を中心としてそれぞれ α 、 β および γ で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は (X_c, Y_c, Z_c, \dots) として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (dx, dy, dz) として画定される；かつさらに、 $X_c + dx$ 、 $Y_c + dy$ 、 $Z_c + dz$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + dx, Y_c + dy, Z_c + dz)$ を決定すること、および $N(X_c + dx, Y_c + dy, Z_c + dz) = [N(X_c + dx, Y_c + dy, Z_c + dz) + N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)]$ / $[M(X_c + dx, Y_c + dy, Z_c + dz) + 1]$ により各ボクセル内の平均計数率値を計算することによって、前記少なくとも 1 つのデータプロセッサは前記計数率および前記位置情報を平均化するように適応されている請求項 149 に記載のシステム。

30

【請求項 151】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X 、 Y および Z を含み、 X 、 Y および Z 軸を中心としてそれぞれ α 、 β および γ で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は (X_c, Y_c, Z_c, \dots) として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (dx, dy, dz) として画定される；かつさらに、 $X_c + dx$ 、 $Y_c + dy$ 、 $Z_c + dz$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ より高い計数率値 $N(X_c + dx, Y_c + dy, Z_c + dz)$ を持つボクセルを見つけること、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ のボクセルに変更することによって、前記少なくとも 1 つのデータプロセッサは前記計数率および前記位置情報を最小化するように適応されている請求項 149 に記載のシステム。

40

【請求項 152】

前記少なくとも 1 つのデータプロセッサは前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するように適応され、かつ前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するように適応されている請求項 39 に記載のシステム。

50

【請求項 153】

前記位置情報を前記計数率と共に格納するよう適応されたメモリをさらに含む請求項 152 に記載のシステム。

【請求項 154】

前記位置情報と前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するよう適応されたディスプレイをさらに含む請求項 152 に記載のシステム。

【請求項 155】

前記少なくとも 1 つのデータプロセッサが前記計数率および前記位置情報を洗練するよう適応されている請求項 152 に記載のシステム。

【請求項 156】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定すること、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ により各ボクセル内の平均計数率値を計算することによって、前記少なくとも 1 つのデータプロセッサは前記計数率および前記位置情報を平均化するよう適応されている請求項 155 に記載のシステム。

10

20

【請求項 157】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけること、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ のボクセルに変更することによって、前記少なくとも 1 つのデータプロセッサは前記計数率および前記位置情報を最小化するよう適応されている請求項 155 に記載のシステム。

30

【請求項 158】

前記データプロセッサは前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するよう適応され、かつ前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するよう適応されている請求項 85 に記載のシステム。

【請求項 159】

前記位置情報を前記計数率と共に格納するよう適応されたメモリをさらに含む請求項 158 に記載のシステム。

40

【請求項 160】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するよう適応されたディスプレイをさらに含む請求項 158 に記載のシステム。

【請求項 161】

前記データプロセッサが前記計数率および前記位置情報を洗練するよう適応されている請求項 158 に記載のシステム。

【請求項 162】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心として

50

それぞれ、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z および ω で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定すること、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ により各ボクセル内の平均計数率値を計算することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を平均化するように適応されている請求項 161 に記載のシステム。 10

【請求項 163】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X, Y および Z を含み、 X, Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ および ω で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけること、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ のボクセルに変更することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を最小化するように適応されている請求項 161 に記載のシステム。 20

【請求項 164】

前記データプロセッサは前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するように適応され、かつ前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するように適応されている請求項 87 に記載のシステム。

【請求項 165】

前記位置情報を前記計数率と共に格納するように適応されたメモリをさらに含む請求項 164 に記載のシステム。 30

【請求項 166】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するように適応されたディスプレイをさらに含む請求項 164 に記載のシステム。

【請求項 167】

前記データプロセッサが前記計数率と前記位置情報を洗練するように適応されている請求項 164 に記載のシステム。

【請求項 168】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X, Y および Z を含み、 X, Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ および ω で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定すること、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ により各ボクセル内の平均計数率値を計算することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を平均化するように適応されている請求項 167 に記載のシステム。 40

【請求項 169】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけること、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ のボクセルに変更することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を最小化するように適応されている請求項 167 に記載のシステム。 10

【請求項 170】

前記データプロセッサは前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するように適応され、かつ前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するように適応されている請求項 92 に記載のシステム。

【請求項 171】

前記位置情報を前記計数率と共に格納するように適応されたメモリをさらに含む請求項 170 に記載のシステム。

【請求項 172】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するように適応されたディスプレイをさらに含む請求項 170 に記載のシステム。 20

【請求項 173】

前記データプロセッサが前記計数率および前記位置情報を洗練するように適応されている請求項 170 に記載のシステム。

【請求項 174】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ および $\theta_{x'}, \theta_{y'}, \theta_{z'}$ で回転し、座標系において前記少なくとも 2 つの検出器のうちの少なくとも 1 つの前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記少なくとも 2 つの検出器のうちの前記少なくとも 1 つの物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定すること、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ により各ボクセル内の平均計数率値を計算することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を平均化するように適応されている請求項 173 に記載のシステム。 30 40

【請求項 175】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ および $\theta_{x'}, \theta_{y'}, \theta_{z'}$ で回転し、座標系において前記少なくとも 2 つのうちの前記少なくとも 1 つの検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記少なくとも 2 つの検出器のうちの前記少なくとも 1 つの物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけること、およびより高い計数率ボ 50

クセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ のボクセルに変更することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を最小化するように適応されている請求項 173 に記載のシステム。

【請求項 176】

データプロセッサをさらに含み、前記データプロセッサは前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するように適応され、かつ前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するように適応されている請求項 95 に記載のシステム。

【請求項 177】

前記位置情報を前記計数率と共に格納するように適応されたメモリをさらに含む請求項 176 に記載のシステム。 10

【請求項 178】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するように適応されたディスプレイをさらに含む請求項 176 に記載のシステム。

【請求項 179】

前記データプロセッサが前記計数率および前記位置情報を洗練するように適応されている請求項 176 に記載のシステム。

【請求項 180】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X 、 Y および Z を含み、 X 、 Y および Z 軸を中心としてそれぞれ α 、 β および γ で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は (X_c, Y_c, Z_c, \dots) として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x$ 、 $Y_c + d_y$ 、 $Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数 $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定すること、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ により各ボクセル内の平均計数率値を計算することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を平均化するように適応されている請求項 179 に記載のシステム。 20 30

【請求項 181】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X 、 Y および Z を含み、 X 、 Y および Z 軸を中心としてそれぞれ α 、 β および γ で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は (X_c, Y_c, Z_c, \dots) として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x$ 、 $Y_c + d_y$ 、 $Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけること、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ のボクセルに変更することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を最小化するように適応されている請求項 179 に記載のシステム。 40

【請求項 182】

前記データプロセッサは前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するように適応され、かつ前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するように適応されている請求項 100 に記載のシステム。

【請求項 183】

前記位置情報を前記計数率と共に格納するように適応されたメモリをさらに含む請求項 18 50

2に記載のシステム。

【請求項184】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するよう適応されたディスプレイをさらに含む請求項182に記載のシステム。

【請求項185】

前記データプロセッサが前記計数率および前記位置情報を洗練するように適応されている請求項182に記載のシステム。

【請求項186】

前記座標系は相互に垂直な直線軸X、YおよびZを含み、X、YおよびZ軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y 、および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x$ 、 $Y_c + d_y$ 、 $Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定すること、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ により各ボクセル内の平均計数率値を計算することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を平均化するよう適応されている請求項185に記載のシステム。

【請求項187】

前記座標系は相互に垂直な直線軸X、YおよびZを含み、X、YおよびZ軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y 、および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x$ 、 $Y_c + d_y$ 、 $Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけること、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ のボクセルに変更することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を最小化するよう適応されている請求項185に記載のシステム。

【請求項188】

前記データプロセッサは前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するよう適応され、かつ前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するよう適応されている請求項104に記載のシステム。

【請求項189】

前記位置情報を前記計数率と共に格納するよう適応されたメモリをさらに含む請求項188に記載のシステム。

【請求項190】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するよう適応されたディスプレイをさらに含む請求項188に記載のシステム。

【請求項191】

前記データプロセッサが前記計数率および前記位置情報を洗練するように適応されている請求項188に記載のシステム。

【請求項192】

前記座標系は相互に垂直な直線軸X、YおよびZを含み、X、YおよびZ軸を中心として

それぞれ、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z および ω で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定すること、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ により各ボクセル内の平均計数率値を計算することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を平均化するように適応されている請求項 191 に記載のシステム。 10

【請求項 193】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X, Y および Z を含み、 X, Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ および ω で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけること、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ のボクセルに変更することによって、前記データプロセッサは前記計数率および前記位置情報を最小化するように適応されている請求項 191 に記載のシステム。 20

【請求項 194】

前記少なくとも 1 つのデータプロセッサは前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するように適応され、かつ前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するように適応されている請求項 112 に記載のシステム。

【請求項 195】

前記位置情報を前記計数率と共に格納するように適応されたメモリをさらに含む請求項 194 に記載のシステム。 30

【請求項 196】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するように適応されたディスプレイをさらに含む請求項 194 に記載のシステム。

【請求項 197】

前記少なくとも 1 つのデータプロセッサが前記計数率および前記位置情報を洗練するように適応されている請求項 194 に記載のシステム。

【請求項 198】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X, Y および Z を含み、 X, Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ および ω で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定すること、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ により各ボクセル内の平均計数率値を計算することによって、前記少なくとも 1 つのデータプロセッサは前記計数率および 40 50

前記位置情報を平均化するよう適応されている請求項 197 に記載のシステム。

【請求項 199】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、 $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけること、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけること、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ のボクセルに変更することによって、前記少なくとも 1 つのデータプロセッサは前記計数率および前記位置情報を最小化するよう適応されている請求項 197 に記載のシステム。

10

【請求項 200】

前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するステップ、および前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するステップをさらに含む請求項 5 に記載の方法。

【請求項 201】

前記位置情報を前記計数率と共にメモリに格納するステップをさらに含む請求項 200 に記載の方法。

20

【請求項 202】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するステップをさらに含む請求項 200 に記載の方法。

【請求項 203】

前記計数率および前記位置情報を洗練するステップをさらに含む請求項 200 に記載の方法。

【請求項 204】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定するステップ、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ によって各ボクセル内の平均計数率値を計算するステップを含む請求項 203 に記載の方法。

30

【請求項 205】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけるステップ、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ のボクセルに変更するステップを含む請求項 203 に記載の方法。

40

50

【請求項 206】

前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するステップ、および前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するステップをさらに含む請求項 28 に記載の方法。

【請求項 207】

前記位置情報を前記計数率と共にメモリに格納するステップをさらに含む請求項 206 に記載の方法。

【請求項 208】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するステップをさらに含む請求項 206 に記載の方法。

10

【請求項 209】

前記計数率および前記位置情報を洗練するステップをさらに含む請求項 206 に記載の方法。

【請求項 210】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X 、 Y および Z を含み、 X 、 Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは $X_c + d_x$ 、 $Y_c + d_y$ 、 $Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定するステップ、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ によって各ボクセル内の平均計数率値を計算するステップを含む請求項 209 に記載の方法。

20

【請求項 211】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X 、 Y および Z を含み、 X 、 Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは $X_c + d_x$ 、 $Y_c + d_y$ 、 $Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけるステップ、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ のボクセルに変更するステップを含む請求項 209 に記載の方法。

30

【請求項 212】

前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するステップ、および前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するステップをさらに含む請求項 62 に記載の方法。

40

【請求項 213】

前記位置情報を前記計数率と共にメモリに格納するステップをさらに含む請求項 212 に記載の方法。

【請求項 214】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するステップをさらに含む請求項 212 に記載の方法。

【請求項 215】

前記計数率および前記位置情報を洗練するステップをさらに含む請求項 212 に記載の方法。

50

【請求項 2 1 6】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、前記検出器計数率は N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (dx、dy、dz) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す M (Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz) を決定するステップ、および $N (Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) = [N (Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) + N (Xc, Yc, Zc, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M (Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) + 1]$ によって各ボクセル内の平均計数率値を計算するステップを含む請求項 2 1 5 に記載の方法。

【請求項 2 1 7】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、前記検出器計数率は N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (dx、dy、dz) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、入力された前記検出器計数率 N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) より高い計数率値 N (Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz) を持つボクセルを見つけるステップ、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) のボクセルに変更するステップを含む請求項 2 1 5 に記載の方法。

【請求項 2 1 8】

前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するステップ、および前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するステップをさらに含む請求項 8 6 に記載の方法。

【請求項 2 1 9】

前記位置情報を前記計数率と共にメモリに格納するステップをさらに含む請求項 2 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 2 0】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するステップをさらに含む請求項 2 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 2 1】

前記計数率および前記位置情報を洗練するステップをさらに含む請求項 2 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 2 2】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、前記検出器計数率は N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (dx、dy、dz) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す M (Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz) を決定するステップ、および $N (Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) = [N (Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) + N (Xc, Yc, Zc, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M (Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) + 1]$ によって各ボクセル内の平均計数率値を計算するステップを含む請求項 2 2 1 に記載の方法。

【請求項 2 2 3】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、前記検出器計数率は N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (dx、dy、dz) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、入力された前記検出器計数率 N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) より高い計数率値 N (Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz) を持つボクセルを見つけるステップ、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) のボクセルに変更するステップを含む請求項 2 2 1 に記載の方法。 10

【請求項 2 2 4】

前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するステップ、および前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するステップをさらに含む請求項 8 9 に記載の方法。

【請求項 2 2 5】

前記位置情報を前記計数率と共にメモリに格納するステップをさらに含む請求項 2 2 4 に記載の方法。

【請求項 2 2 6】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するステップをさらに含む請求項 2 2 4 に記載の方法。 20

【請求項 2 2 7】

前記計数率および前記位置情報を洗練するステップをさらに含む請求項 2 2 4 に記載の方法。

【請求項 2 2 8】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、前記検出器計数率は N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (dx、dy、dz) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す M (Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz) を決定するステップ、および $N (Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) = [N (Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) + N (Xc, Yc, Zc, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M (Xc + dx, Yc + dy, Zc + dz) + 1]$ によって各ボクセル内の平均計数率値を計算するステップを含む請求項 2 2 7 に記載の方法。 30

【請求項 2 2 9】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、前記検出器計数率は N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (dx、dy、dz) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、入力された前記検出器計数率 N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) より高い計数率値 N (Xc + dx、Yc + dy、Zc + dz) を持つボクセルを見つけるステップ、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 N (Xc、Yc、Zc、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z) のボクセルに変更するステップを含む請求項 2 2 7 に記載の方法。 40

【請求項 2 3 0】

前記少なくとも 1 つの放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システ 50

ムからの位置情報と結合するステップ、および前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するステップをさらに含む請求項 94 に記載の方法。

【請求項 231】

前記位置情報を前記計数率と共にメモリに格納するステップをさらに含む請求項 230 に記載の方法。

【請求項 232】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するステップをさらに含む請求項 230 に記載の方法。

【請求項 233】

前記計数率および前記位置情報を洗練するステップをさらに含む請求項 230 に記載の方法。 10

【請求項 234】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X 、 Y および Z を含み、 X 、 Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記少なくとも 1 つの検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記少なくとも 1 つの検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは $X_c + d_x$ 、 $Y_c + d_y$ 、 $Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定するステップ、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ によって各ボクセル内の平均計数率値を計算するステップを含む請求項 233 に記載の方法。 20

【請求項 235】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X 、 Y および Z を含み、 X 、 Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記少なくとも 1 つの検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記少なくとも 1 つの検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは $X_c + d_x$ 、 $Y_c + d_y$ 、 $Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけるステップ、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ のボクセルに変更するステップを含む請求項 233 に記載の方法。 30

【請求項 236】

前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するステップ、および前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するステップをさらに含む請求項 108 に記載の方法。 40

【請求項 237】

前記位置情報を前記計数率と共にメモリに格納するステップをさらに含む請求項 236 に記載の方法。

【請求項 238】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するステップをさらに含む請求項 236 に記載の方法。

【請求項 239】

前記計数率および前記位置情報を洗練するステップをさらに含む請求項 236 に記載の方法。

【請求項 240】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定するステップ、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ によって各ボクセル内の平均計数率値を計算するステップを含む請求項 239 に記載の方法。 10

【請求項 241】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つボクセルを見つけるステップ、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ のボクセルに変更するステップを含む請求項 239 に記載の方法。 20

【請求項 242】

前記放射線放射検出器からの放射線検出器計数率を前記位置追跡システムからの位置情報と結合するステップ、および前記放射能放射源を含む標的領域の放射性トレーサ拡散画像を形成するステップをさらに含む請求項 123 に記載の方法。

【請求項 243】

前記位置情報を前記計数率と共にメモリに格納するステップをさらに含む請求項 242 に記載の方法。 30

【請求項 244】

前記位置情報および前記計数率に対応する標識のパターンとして前記位置情報を前記計数率と共に表示するステップをさらに含む請求項 242 に記載の方法。

【請求項 245】

前記計数率および前記位置情報を洗練するステップをさらに含む請求項 242 に記載の方法。

【請求項 246】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X、Y および Z を含み、X、Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、前記計数率および前記位置情報が各ボクセルにおいて計算された回数を表す $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を決定するステップ、および $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$ によって各ボクセル内の平均計数率値を計算するステップを含む請求項 245 に記載の方法。 40

【請求項 247】

前記座標系は相互に垂直な直線軸 X 、 Y および Z を含み、 X 、 Y および Z 軸を中心としてそれぞれ、 θ_x 、 θ_y および θ_z で回転し、座標系において前記検出器の前記位置情報は $(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、前記検出器計数率は $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ として画定され、および前記検出器の物理的大きさは (d_x, d_y, d_z) として画定される；かつさらに、前記洗練するステップは $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ として画定され検出器体積を表すボクセルと称される全ての体積ピクセルを見つけるステップ、入力された前記検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ を持つボクセルを見つけるステップ、およびより高い計数率ボクセルを入力された検出器計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$ のボクセルに変更するステップを含む請求項 245 に記載の方法。

10

【請求項 248】

放射線マップ再構成のための方法であって、

- (a) 放射線検出器の伝達関数を決定するステップと、
 - (b) 前記伝達関数のデコンボリューションを決定するステップと、
 - (c) 前記デコンボリューションに基づいて前記放射線検出器の視野内の少なくとも 1 つのボクセルに計数値を割り当てるステップと、
 - (d) 前記少なくとも 1 つのボクセルを再構成するために前記デコンボリューションを使用するステップと
- を含む方法。

20

【請求項 249】

前記デコンボリューションを使用するステップは前記少なくとも 1 つのボクセルのにじみを低減させるステップを少なくとも含む請求項 248 に記載の方法。

【請求項 250】

前記少なくとも 1 つのボクセルが受け取る様々な検出器の観点から複数の読取りを数学的に処置するステップをさらに含む請求項 248 に記載の方法。

【請求項 251】

前記数学的処置は前記少なくとも 1 つのボクセル内の単一の読取り値の代わりに使用される値を決定するステップを含む請求項 250 に記載の方法。

【請求項 252】

前記値を決定するステップは前記少なくとも 1 つのボクセルに単純代数平均、最小値、および読取りの平均した逆数の逆数を決定するステップを含む請求項 251 に記載の方法。

30

【請求項 253】

被検者内の身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するためのシステムであって、

- (a) 第 1 座標系における身体構成要素の位置を計算するために第 1 位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する二次元イメージングモダリティと、
- (b) 第 2 座標系において身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するために第 2 位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する放射線放射検出器と、
- (c) 前記二次元イメージングモダリティ、前記第 1 位置追跡システム、前記放射線放射検出器、および前記第 2 位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ共通座標系における身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するために設計かつ構成された少なくとも 1 つのデータプロセッサと

40

を備えたシステム。

【請求項 254】

被験者内の身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するための方法であって、

- (a) 第 1 位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する二次元イメージングモダリティを提供し、かつ第 1 座標系における身体構成要素の位置を計算するステップと、
- (b) 第 2 位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する放射線放射検出器を

50

提供し、かつ第2座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するステップと、

(c) 前記二次元イメージングモダリティ、前記第1位置追跡システム、前記放射線放射検出器、および前記第2位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ共通座標系における身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するステップと

を含む方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

発明の分野および背景

本発明は位置追跡システムを備えた放射線放射検出器に関する。さらに詳しくは、本発明は上記の位置追跡システムを備えた放射線放射検出器と医療イメージングモダリティおよび/または被誘導最小侵襲性外科器具との機能統合に関する。したがって本発明は、身体の画像化部分の位置的文脈において集中した放射性医薬品の位置を計算するために有用であり、その情報は例えば効率的な最小侵襲性外科処置を実行するために使用することができる。本発明はさらに、切除術および/または生検処置中にその場で精密な位置測定をするための位置追跡システムおよび放射線放射検出器を備えた外科器具であって、本発明の他の態様と協調して操作される外科器具に関する。

【0002】

最小侵襲性外科技術の使用は、外科処置の方法および結果に劇的な影響を及ぼした。物理的に組織および器官を切り開いて手術部位を視覚的に露出する従来の「切開外科」処置は、はなはだしい外傷および失血を引き起こす。このような方法による内部組織および器官の露出は、感染の危険性をも劇的に増大させる。外傷、失血、および感染が全て組み合わせられて回復時間を引き延ばし、合併症の発生率を高め、より多くの集中的治療および監視団が必要になる。そのような切開外科処置の結果は、苦痛の増長、処置費用の上昇、および有害転帰の危険性の増加である。

【0003】

それとは全く対照的に、最小侵襲性外科処置は、鈍傷や失血をほとんど生じず、感染症に対する身体の自然障壁を実質的に無傷で維持することによって、感染症の危険性を最小限にとどめる。最小侵襲性外科処置は結果として、従来の切開外科処置より回復が早まり、感染症の発生が減少する。腹腔鏡下、内視鏡下、または膀胱鏡下手術などの最小侵襲性外科手術は、外科治療の全ての分野でより侵襲性の外科処置に取って代わるようになった。光ファイバ、マイクロツール製造、画像および物質科学の分野における技術の進歩のため、手術を行なう医師は、最小侵襲性処置用のより操作しやすく、かつ、より費用効率的なツールを持っている。しかし、最小侵襲性処置の効力を制限し、困難さを増長する多数の技術的な障害が依然として存在し、その一部は高度の画像技術の開発によって克服された。以下でさらに詳述する通り、本発明はこれに関していっそうのさらなる利点を提供する。

【0004】

放射性核種画像化は、医療における放射能の最も重要な用途の1つである。放射性核種画像化の目的は、放射性標識物質、例えば放射性医薬品を患者に投与した後、体内におけるその分布画像を得ることである。放射性医薬品の例としては、放射性同位元素、例えば^{99m}Tc、⁶⁷Ga、²⁰¹Tl、¹¹¹In、¹²³I、¹²⁵I、および¹⁸Fで標識された、経口的にまたは静脈に投与することのできるモノクローナル抗体または他の薬品、例えばフィブリノゲンまたはフルオロデオキシグルコースがある。放射性医薬品は、腫瘍の領域に集中するように設計され、腫瘍、または炎症など他の病理の活動的領域におけるそのような放射性医薬品の取込みは、腫瘍に隣接する組織より高く、かつより急速である。その後、活動的領域の位置を突き止めるために、放射線放射検出器、一般的に侵襲性検出器またはガンマカメラ（以下参照）が使用される。別の用途として、救急救命室または手術室での新しく形成された静脈内の血栓また

10

20

30

40

50

は心臓または脳の動脈内の凝血塊の検出用のナイコムド・アマーシャムのACUTECTなどの放射性医薬品による凝血塊の検出がある。さらに別の利用分野として、放射性抗ミオシン抗体などの薬品を使用する心筋梗塞の放射性画像、放射性標識分子を使用する特定細胞型の放射性画像（分子画像としても知られる）等がある。

【0005】

腫瘍または他の身体構造内および付近の放射性医薬品の分布画像は、患者の外部の様々な位置に配置された外部放射検出器により、放射性医薬品の放射線放射を記録することによって得られる。そのような用途のための通常の好適な放射は、ガンマ線のそれであり、その放射は約20～511KeVのエネルギー範囲である。プローブを組織に接触して配置すると、ベータ放射線および陽電子をも検出することができる。

10

【0006】

放射性核種「画像化」の最初の試みは、1940年代末に行われた。放射線検出器の配列が機械的に患者の頭部の周囲の測定点のマトリックスに配置された。代替的に、マトリックスの各点での個別測定のために、単一検出器が機械的に配置された。

【0007】

ベン・カッセンによる直線スキャナの導入により、著しい進歩が1950年代初期に起こった。この機器により、関心領域において予め定められたパターンで検出器が機械的に走査された。

【0008】

画像の全ての点を一度に記録することのできる最初のガンマカメラは、1953年にハル・アンガーによって記載された。アンガーは、NaI(Tl)スクリーンおよび1枚のX線フィルムから成る検出器を使用した。1950年代末にアンガーはフィルムスクリーンを光電子増倍管アセンブリに取って代えた。アンガーカメラはハル・O・アンガーの「Radioisotope camera in Hine GJ」Instrumentation in Nuclear Medicine, New York, Academic Press 1967, chapter 19に記載されている。1957年に発行されたアンガーの米国特許第2776377号も、そのような放射線検出器アセンブリを記載している。

20

【0009】

キャロルらの米国特許第4959547号は、患者の体内の放射線をマッピングまたは画像化するために使用するプローブを記載している。該プローブは放射線検出器および放射線が検出器に入る立体角を調整するための調整機構を含み、該立体角は連続的に可変である。該プローブは、検出器に到達する放射線だけが立体角内にある放射線であるように構成される。プローブを放射線源に隣接して動かして検出された放射線を検知しながら、立体角を最大から最小に調整することにより、プローブを放射線源に配置することができる。プローブを使用して放射能の位置を決定し、かつ、放射線源の1点ずつの画像またはそれをマッピングするためのデータを提供することができる。

30

【0010】

キャロルらの米国特許第5246005号は、有効な信号を統計的に使用して組織からの放射線信号を検出する放射線検出器またはプローブを記載している。放射線検出器の出力は一連のパルスであり、それを予め定められた量の時間だけ計数する。装置内の回路機構によって少なくとも2つの計数範囲が定義され、入力計数を含む計数範囲が決定される。各計数範囲に対して可聴信号が生成され、それは全ての他の計数範囲に対して生成される可聴信号から聴覚的に区別可能である。各計数範囲の平均値は、隣接する下位または上位の計数範囲の平均とは統計的に異なる、例えば1、2、または3の標準偏差となるように選択される。周波数、音声、繰返し率、および/または強さなどの可聴信号のパラメータは各計数範囲に対し、他の計数範囲の信号から区別可能な信号を提供するように変えられる。

40

【0011】

オルソンの米国特許第5475219号は、光子放射を検出するためのシステムを記載し

50

ており、そこでは検出器が、光子放射および他の信号発生事象の検出されたエネルギーに対応する振幅を有する電気パラメータ信号を誘導するように働く。2つの比較器ネットワークがエネルギーウィンドウ内で使用され、事象に基づく信号振幅がしきい値に等しいかそれより高い場合に出力Lを発生し、そのような信号振幅がさらに上限を超えて伸びる場合には出力Hを発生するように関数を定義する。これらの出力LおよびHにตอบสนองして、出力Hが不在で出力Lが発生したときに事象出力を誘導する弁別器回路により、改善された信頼性および精度が達成される。この弁別器回路は、3安定状態を持つ非同期逐次基本モード弁別器回路である。

【0012】

マッデンらの米国特許第5694933号および第6135955号は、構造にガンマ線、関連特性X線、およびコンプトン散乱光子の連続体を発生させるために放射性造影剤、例えばラジオトレーサを与えられた患者の体内の構造を診断試験するためのシステムおよび方法を記載している。該システムは、放射線受取り装置、例えば手持ちプローブまたはカメラ、関連信号プロセッサ、および分析器を含む。放射線受取り装置は、構造から放射されるガンマ線および特性X線を受け取るため、およびそれらを表す処理電気信号を提供するために、身体および構造に隣接して配置されるように構成される。処理電気信号は、受け取った特性X線を表す第1部分および受け取ったガンマ線を表す第2部分を含む。信号プロセッサは全エネルギーガンマ線および特性X線の領域の電気信号からコンプトン散乱光子に対応する信号を除去する。分析器は、処理信号のX線部分を選択的に使用して構造に関する近距離場情報を提供し、X線およびガンマ線部分の両方を選択的に使用して構造に関する近距離場および遠距離場情報を提供し、かつ処理信号のガンマ線部分を選択的に使用して構造に関する延長場情報を提供するように構成される。

【0013】

サーストンの米国特許第5732704号は、新生物性組織の部位に放射性医薬品を注入し、新生物性組織に関連するリンパ流域で限局性節の分類群内に位置付けられる前哨リンパ節を識別するための方法を記載している。この放射性医薬品は、リンパ管に沿って前哨節を含む流域の方向に移動する。プローブが管に整列するときを決定するために臨床医が計数率の振幅の図形読出しを観察しながら、前方に配置された放射線検出器結晶を備えた手持ちプローブを管に沿って操作する。前哨節を含む領域は、プローブの計数率が実質的に増加したときに識別される。外科的切開後に、プローブの作動に関連して出力される音響を利用してプローブを操作して、計数率しきい値の増加を確認し、その後、しきい値に到達せず音響の合図が外科医に与えられなくなるまで増分移動を続ける。プローブの操作のこの時点で、プローブ検出器は前哨節の隣接位置にあり、次いでそれを除去することができる。

【0014】

サーストンの米国特許第5857463号は、リンパ管内に存在する放射性医薬品を追跡し、かつ放射性医薬品が集中している前哨節の位置を突き止めるためのさらなる装置を記載している。2個の手操作可能なスイッチを担持した、より小型の直線状手持ちプローブが使用される。追跡手順のために、プローブを波状に移動させ、図形読出しを観察することによって放射線医薬品が含まれる管の位置が決定される。前哨節の領域に近づくと、外科医によってプローブ装置のスイッチが起動され、小さい節位置領域が画定されるまで一連のスケルチ動作が実行される。

【0015】

クラマーらの米国特許第5916167号およびサーストンの第5987350号は、熱滅菌可能かつ再使用可能な検出器部品が使い捨てハンドルおよびケーブルアセンブリと結合される外科用プローブを記載している。再使用可能な検出器部品は、前置増幅器部品と共に検出器結晶および関連取付台を組み込んでいる。

【0016】

コールの米国特許第5928150号は、リンパ管内に注入された放射線医薬品からの放射を検出するためのシステムを記載しており、そこで手持ちプローブが利用されている。

前哨リンパ節の位置を突き止めるために使用する場合、有効化光子事象パルス进行处理して計数率レベル信号を決定するための機能をはじめとする補助機能が設けられる。該システムは、計数率をベースとする測距のための機能のみならず調整可能なしきい値処理機能をも含む。しきい値後増幅回路は全面的聴覚的および視覚的出力を発生する。

【0017】

レイルマンらの米国特許第5932879号および第6076009号は、放射性医薬品から放射されるガンマ放射線よりベータ放射線を優先的に検出するための術中システムを記載している。該システムは、受け取ったベータ粒子に反応して信号を発生するためにイオン注入シリコン荷電粒子検出器を有する。検出器フィルタに近接して前置増幅器が配置され、信号を増幅する。プローブは、信号を増幅しかつ濾波するための処理装置に結合される。

10

【0018】

ブートの米国特許第6144876号は、術中リンパマッピング（ILM）手順に対して特に適用性を持つ、放射線源を検出しかつ位置を突き止めるためのシステムを記載している。該システムに使用される走査プローブは作動して、聴覚および視覚の両方で知覚される出力を持つ。有効光子事象計数の浮遊または動的ウィンドウ分析を確立する信号処理法により、システムからの読出しに所望の安定性が達成される。この浮遊ウィンドウは上縁と下縁との間に画定される。これらのウィンドウ縁の値は分析中、集計された計数合計値に反応して変動する。一般的に、上縁および下縁は、約4つの標準偏差に一致する値だけ離される。

20

【0019】

これらの計数合計を計算するために、計数は50ミリ秒の連続的な短い走査期間に収集され、そこから結果として得られる計数セグメントは、循環バッファメモリ内の連続したピンに配置される。計数合計は、メモリの特定の数のピンまたはセグメントのメモリセグメント計数値の合計として生成される。浮遊ウィンドウの変化は、計数合計がその上縁を超えるかあるいはその下縁より下に低下したときに生じる。交差するウィンドウ縁に対して計算されて報告される平均は各走査期間に対して発生し、それが今度は平均計数率信号を導出するために利用される。結果として生じる知覚可能な出力は、特にプローブ検出器が放射線源と直接向き合う形状である条件下で、所望の安定性を示す。

【0020】

米国特許第5846513号は、生物の体内の生きている腫瘍組織を検出しかつ破壊するためのシステムを教示している。該システムは、腫瘍の位置を突き止める放射性医薬品と共に使用するよう構成される。該システムは経皮的に挿入可能な放射線検出プローブと、関連分析器と、経皮的に挿入可能な腫瘍除去器具、例えば切除用内視鏡とを含む。放射線検出プローブは、その中に放射線センサ部品を有する針ユニットと、針ユニットが釈放可能に装着されるハンドルとを含む。針は小さい経皮入口を通して患者の体内に挿入されるよう構成され、癌組織を示す放射線の存在を検出するために疑われる腫瘍内の様々な位置に移動可能である。次いでプローブを取り出し、腫瘍除去器具を入口から挿入して癌組織を破壊および/または除去することができる。機器は標識された組織を破壊するだけでなく、除去した組織が癌であり健康な組織でないことを確認するために放射線について検査することができるように、生物の生体からそれを除去することもできる。プローブの視野を確立するために、プローブと共にコリメータを使用することができる。

30

40

【0021】

該システムの主な限界は、ひとたび身体に貫入すると、走査能力が貫入線に沿った並進運動に限定されることである。

【0022】

ガンマ放射線用の効果的コリメータは数mmの厚さでなければならず、したがって高エネルギーガンマ放射線用の効果的コリメータは、外科用針などの微細な外科用器具と係合することができない。他方、ベータ放射線は主に、生物組織内を約0.2~3mm通過した後のその化学反応性のために吸収される。したがって、米国特許第5846513号に記載

50

されたシステムは、方向性が大きく損なわれるために高エネルギーガンマ検出を有効に使用することができず、また、身体組織が器具の操縦性を制限する一方で、放射線源へのあまりに高度の接近性が要求されるために、ベータ放射線も有効に使用することができない。

【0023】

軟組織器官の処置は、軟組織器官または塊体の境界および形状を弁別するコンピュータ断層法（CT）、透視法（X線透視法）、磁気共鳴画像法（MRI）、光学内視鏡検査法、マンモグラフィ、または超音波法などの視覚化（画像化）技術を必要とする。長年の間に、医用画像化は癌および他の病気の早期発見、診断、および治療の重要な部分になってきた。幾つかの場合に、医用画像化は早期発見を通して癌の拡散を防止する第1段階であり、多くの場合に、医用画像化はその後の処置により癌を治療または全部除去することを可能にする。

10

【0024】

腫瘍の転移または侵入の有無の評価は、癌患者の効果的治療の達成のための主要な決定因子であった。研究は、本質的に新たに診断された腫瘍の患者の約30%が、臨床的に検出可能な転移を示すことを決定した。転移が「臨床的に無い」とみなされる残りの70%の患者のうち、約半分は局所腫瘍治療だけで治癒可能である。しかし、これらの転移または早期段階の一次腫瘍でさえも一部は、上記の画像化ツールでは現れない。さらに、往々にして、生検のために除去すべき、または外科的に除去すべき腫瘍の最も重要な部分は活動性の、すなわち成長している部分であることが、従来の画像化法だけの使用では、腫瘍のこの特定の部分を腫瘍の他の部分および/または隣接する非影響組織から区別することができない。

20

【0025】

この活動的部分の位置を突き止めるための一般的な慣行は、経口的にまたは静脈注射で投与され、かつ、そのような領域に集中する傾向のある、一般的に放射性医薬品として知られる放射性標識物質でそれを標識することである。腫瘍の活動的部分におけるそのような放射性医薬品の取込みが、隣接する腫瘍組織より高度にかつ迅速に取り込まれる。その後、活動的領域の位置を突き止めるために、放射線放射検出器、一般的に侵襲性検出器が使用される。

【0026】

医療画像化はしばしば、医師が例えば癌の治療において正確な放射線を誘導し、かつ最小侵襲性または切開外科処置を設計することを可能にする、コンピュータモデルを作成するために使用される。さらに、イメージングモダリティはまた、手術室で外科処置中に外科医を患者の体内の標的領域に誘導するためにも使用される。そのような処置は、例えば生検、（病変付近の組織の放射線損傷を防止するように）近接照射療法として知られる癌性病変の直接治療用の限局放射線源の挿入、癌の部位への化学療法薬剤の注入、または癌性または他の病変の除去を含むことができる。

30

【0027】

全てのそのような処置の目的は、好ましくは腫瘍の最も活動的部分から最も精密な生検結果を得るために、あるいは一方でそのような腫瘍を完全に除去し他方で周囲の非影響組織の損傷を最小限にするために、標的領域を可能な限り精密に指摘することである。

40

【0028】

しかし、先行技術の現状では、透視法、CT、MRI、マンモグラフィ、または超音波法などの一般的なイメージングモダリティの大部分が、非活動的塊体を生理学的に活動的な病変の部分から区別することなく、病変がその周囲の組織に引き起こす解剖学的変形と共に病変全体の位置および外観を示すので、この目標はまだ達成されていない。

【0029】

他方、先行技術の放射線放射検出器および/または生検プローブは、放射線部位の位置を識別するには適しているが、患者の侵襲を最小限にして検出された癌性組織の除去またはその他の破壊を促進する観点から望まれるものが残されている。

【0030】

50

本発明によって提供されるモダリティの組合せは、そのような腫瘍の位置決定における誤差限界を低減することができる。加えて、組織または腫瘍を示すイメージングモダリティからのスキャンにスーパーインポーズして腫瘍の活動的部分の位置を示す可能性は、外科処置中に罹患領域に関して外科器具を追跡する能力と結合して、上述の問題を最小限に止め、より精密かつ制御された外科処置を行なうことを可能にする。

【0031】

本発明は、以下でさらに詳述するこれらおよび他の問題に対処し、医師および患者にもっと信頼できる標的捕捉を提供し、今度はそれが結果的に侵襲性を低下し、破壊的外科的処置を低減し、診断ミスの事例を減少する。

【0032】

発明の概要

本発明の一態様では、座標系における放射能放射源の位置を計算するためのシステムであって、(a)放射線放射検出器と、(b)放射線放射検出器に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと、(c)位置追跡システムおよび放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、座標系における放射能放射源の位置を計算するために設計かつ構成されたデータプロセッサとを備えたシステムを提供する。

【0033】

本発明の別の態様では、座標系における放射能放射源の位置を計算するためのシステムであって、(a)少なくとも2つの放射線放射検出器と、(b)少なくとも2つの放射線放射検出器に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと、(c)位置追跡システムおよび少なくとも2つの放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、座標系における放射能放射源の位置を計算するために設計かつ構成されたデータプロセッサとを備えたシステムを提供する。

【0034】

本発明のさらに別の態様では、座標系における放射能放射源の位置を画定するための方法であって、(a)位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する放射線放射検出器を設けるステップと、(b)座標系における放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放射される放射能を監視し、それによって座標系における放射能放射源の位置を画定するステップとを含む方法を提供する。

【0035】

本発明のさらに別の態様では、座標系における放射能放射源の位置を画定するための方法であって、(a)位置追跡システムに接続されるかそれと連絡する少なくとも1つの放射線放射検出器を設けるステップと、(b)座標系における少なくとも1つの放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放射される放射能を監視し、それによって座標系における放射能放射源の位置を画定するステップとを含む方法を提供する。

【0036】

本発明のさらに別の態様では、第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ、さらに放射能放射源の位置を第2座標系に投影するシステムであって、(a)放射線放射検出器と、(b)放射線放射検出器に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと、(c)(i)位置追跡システムおよび放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、(ii)第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ(iii)放射能放射源の位置を第2座標系に投影するために設計かつ構成されたデータプロセッサとを備えたシステムを提供する。

【0037】

本発明のさらに別の態様では、第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ、さらに放射能放射源の位置を第2座標系に投影するシステムであって、(a)少なくとも2つの放射線放射検出器と、(b)少なくとも2つの放射線放射検出器に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと、(c)(i)位置追跡システムおよび少なくとも2つの放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、(ii)第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ(iii)放射能放射源の位置を第2座標系に投影する

10

20

30

40

50

ために設計かつ構成されたデータプロセッサとを備えたシステムを提供する。

【0038】

本発明のさらに別の態様では、第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ放射能放射源の位置を第2座標系に投影するための方法であって、(a)位置追跡システムに接続されるかそれと連絡する放射線放射検出器を設けるステップと、(b)第1座標系における放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放射される放射能を監視し、それによって第1座標系における放射能放射源の位置を画定し、かつ放射能放射源の位置を第2座標系に投影するステップとを含む方法を提供する。

【0039】

本発明の追加の態様では、第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ放射能放射源の位置を第2座標系に投影するための方法であって、(a)位置追跡システムに接続されるかそれと連絡する少なくとも1つの放射線放射検出器を設けるステップと、(b)第1座標系における少なくとも1つの放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放射される放射能を監視し、それによって第1座標系における放射能放射源の位置を画定し、かつ放射能放射源の位置を第2座標系に投影するステップとを含む方法を提供する。 10

【0040】

本発明のさらなる追加の態様では、被験者内の身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するためのシステムであって、(a)第1座標系における身体構成要素の位置を計算するために第1位置追跡システムに接続されかつ/またはそれはそれと連絡する二次元(投影または断面)または三次元(連続断面)イメージングモダリティと、(b)第2座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するために第2位置追跡システムに接続されかつ/またはそれはそれと連絡する放射線放射検出器と、(c)三次元イメージングモダリティ、第1位置追跡システム、放射線放射検出器、および第2位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ共通座標系における身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するために設計かつ構成された少なくとも1つのデータプロセッサとを備えたシステムを提供する。 20

【0041】

本発明のさらなる追加の態様では、被験者内の身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するための方法であって、(a)第1位置追跡システムに接続されかつ/またはそれはそれと連絡する二次元または三次元イメージングモダリティを提供し、かつ第1座標系における身体構成要素の位置を計算するステップと、(b)第2位置追跡システムに接続されかつ/またはそれはそれと連絡する放射線放射検出器を提供し、かつ第2座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するステップと、(c)三次元イメージングモダリティ、第1位置追跡システム、放射線放射検出器、および第2位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ共通座標系における身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するステップとを含む方法を提供する。 30

【0042】

本発明のさらなる追加の態様では、被験者内の身体構成要素の放射性医薬品取込み部分で体内外科処置を実行するためのシステムであって、(a)第1座標系において身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するために第1位置追跡システムに接続されかつ/またはそれはそれと連絡する放射線放射検出器と、(b)第2座標系における外科器具の位置を追跡するために第2位置追跡システムに接続されかつ/またはそれはそれと連絡する外科器具と、(c)第1位置追跡システム、放射線放射検出器、および第2位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ共通座標系において外科器具および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するために設計かつ構成された少なくとも1つのデータプロセッサとを備えたシステムを提供する。 40

【0043】

本発明のさらなる追加の態様では、被験者内の身体構成要素の放射性医薬品取込み部分で 50

体内外科処置を実行するための方法であって、(a)第1位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する放射線放射検出器を提供し、かつ第1座標系において身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するステップと、(b)第2位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する外科器具を提供し、かつ体内外科処置を実行しながら第2座標系における外科器具の位置を追跡するステップと、(c)第1位置追跡システム、放射線放射検出器、および第2位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ体内外科処置を実行しながら共通座標系において外科器具および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するステップとを含む方法を提供する。

【0044】

下記の本発明の好適な実施形態のさらなる特徴によると、第2座標系は共通座標系として働き、したがって第1座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置は第2座標系に投影される。 10

【0045】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第1座標系は共通座標系として働き、したがって第2座標系における外科器具の位置は第1座標系に投影される。

【0046】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第2座標系、第1座標系、および共通座標系は単一座標系である。

【0047】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第1座標系、第2座標系、および共通座標系は各々別個の座標系であり、したがって第2座標系における外科器具の位置および第1座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置はどちらも共通座標系に投影される。 20

【0048】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第1位置追跡システムおよび第2位置追跡システムは単一位置追跡システムである。

【0049】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、画像表示装置は、外科器具および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置の視覚的共同提示に役立つ。

【0050】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、放射線放射検出器は、狭角放射線放射検出器、広角放射線放射検出器、複数の個別狭角放射線放射検出器、および核画像化で使用されるガンマカメラなどの空間感受性放射能検出器から成る群から選択される。 30

【0051】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第1および第2位置追跡システムは関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、電位差計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学(例えば光学符号器)をベースとする位置追跡システムの任意の組合せを含むことができるが、それらに限定されない。 40

【0052】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、外科器具はレーザプローブ、心カテテル、血管形成カテテル、内視鏡プローブ、生検針、超音波プローブ、光ファイバスコープ、吸引チューブ、腹腔鏡検査プローブ、熱プローブ、および吸引/灌注プローブの任意の組合せを含むことができるが、それらに限定されない。

【0053】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、放射性医薬品は ^{131}I 、 ^{67}Ga (Ga クエン酸として投与することができる)、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ メトキシイソブチルイソニトリル、 $^{201}\text{TlCl}$ 、 ^{18}F -フルオロデオキシグルコース、 ^{125}I -フィブリノゲン、および ^{111}In -オクトレオチドを含むことができるが、それらに限定されない。 50

【 0 0 5 4 】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、二次元または三次元イメージングモダリティは第3位置追跡システムに接続しかつ/またはそれと連絡され、第3座標系における身体構成要素の位置を計算するために使用することができる。

【 0 0 5 5 】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、データ入力は二次元または三次元イメージングモダリティおよび第3位置追跡システムから受け取り、共通座標系における外科器具の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置および身体構成要素の位置を計算するために使用される。

【 0 0 5 6 】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第1位置追跡システム、第2位置追跡システムおよび第3位置追跡システムは単一位置追跡システムである。

【 0 0 5 7 】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、外科器具、身体構成要素の放射性医薬品取込み部分、および身体構成要素の位置は視覚的表示装置によって共同提示される。

【 0 0 5 8 】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第1、第2、および第3位置追跡システムは各々、関節アーム位置追跡システム、加速度計をベースとする位置追跡システム、音波をベースとする位置追跡システム、高周波をベースとする位置追跡システム、磁界をベースとする位置追跡システム、および光学をベースとする位置追跡システムから成る群から独立に選択される。

【 0 0 5 9 】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第2座標系は共通座標系として働き、したがって第1座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置および第3座標系における身体構成要素の位置は、第2座標系に投影される。

【 0 0 6 0 】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第1座標系は共通座標系として働き、したがって第2座標系における外科器具の位置および第3座標系における身体構成要素の位置は、第1座標系に投影される。

【 0 0 6 1 】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第3座標系は共通座標系として働き、したがって第2座標系における外科器具の位置および第1座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置は、第3座標系に投影される。

【 0 0 6 2 】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第2座標系、第1座標系、第3座標系、および共通座標系は単一座標系である。

【 0 0 6 3 】

記載した好適な実施形態のさらなる特徴によると、第2座標系、第1座標系、第3座標系、および共通座標系は各々別個の座標系であり、したがって第2座標系における外科器具の位置、および第1座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置、および第3座標系における身体構成要素の位置は全て共通座標系に投影される。

【 0 0 6 4 】

本発明の別の態様では、体内の放射能放射源の二次元または三次元画像を生成するためのシステムであって、(a)放射線放射検出器と、(b)放射線放射検出器に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと、(c)位置追跡システムおよび放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、放射能放射源の二次元または三次元画像を生成するために設計かつ構成されたデータプロセッサとを備えたシステムを提供する。

【 0 0 6 5 】

本発明のさらに別の態様では、体内の放射能放射源の二次元または三次元画像を生成するための方法であって、(a)放射線放射検出器により身体を走査するステップと、(b)

10

20

30

40

50

二次元または三次元座標系における放射線放射検出器の位置を決定するために、放射線放射検出器に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムを使用するステップと、(c)放射能放射源の二次元または三次元画像を生成するために位置追跡システムおよび放射線放射検出器からの入力をデータ処理するステップとを含む方法を提供する。

【0066】

本発明のさらに別の態様では、被験者内の身体構成要素の放射性医薬品取込み部分で体内外科処置を実行するためのシステムであって、該システムは座標系における外科器具の位置を追跡するために位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する外科器具を含み、該外科器具が放射性医薬品をその場で監視するためにそれに結合された放射線放射検出器を含んで成るシステムを提供する。放射線放射検出器は、ベータ放射線および/または陽電子放射線を検知することが好ましい。任意選択的に、それは低エネルギー(10~30 KeV)またはガンマ放射線を検知する。外科器具は組織切除機構および/または組織吸引機構などの組織標本採取機構を含むことが好ましい。

10

【0067】

本発明の追加の態様では、座標系における放射能放射源の位置を計算するためのシステムであって、(a)被験者の身体に侵入するために設計かつ構成された外科器具であって、それに接続されるかまたはそこに一体化された放射線放射検出器を含む外科器具と、(b)外科器具に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと、(c)位置追跡システムおよび放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、かつ座標系における放射能放射源の位置を計算するために設計かつ構成されたデータプロセッサとを備えたシステム

20

【0068】

本発明のさらなる追加の態様では、第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ、さらに放射能放射源の位置を第2座標系に投影するシステムであって、(a)被験者の身体に侵入するために設計かつ構成された外科器具であって、それに接続されるかまたはそこに一体化された放射線放射検出器を含む外科器具と、(b)外科器具に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムと、(c)(i)位置追跡システムおよび放射線放射検出器からデータ入力を受け取り、(ii)第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、(iii)第1座標系における外科器具の位置を計算し、かつ(iii)放射能放射源および外科器具の位置を第2座標系に投影するために設計かつ構成されたデータプロセッサとを備えたシステムを提供する。

30

【0069】

本発明のさらなる追加の態様では、第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ放射能放射源の位置を第2座標系に投影するための方法であって、(a)被験者の身体に侵入するために設計かつ構成された外科器具であって、それに接続されるかまたはそこに一体化された放射線放射検出器を含み、位置追跡システムに接続されるかそれと連絡する外科器具を提供するステップと、(b)第1座標系における放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放射される放射能を監視し、それによって第1座標系における放射能放射源および外科器具の位置を画定し、かつ放射能放射源の位置を第2座標系に投影するステップとを含む方法を提供する。

40

【0070】

本発明のさらなる態様では、被験者内の身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するためのシステムであって、(a)第1座標系における身体構成要素の位置を計算するために第1位置追跡システムに接続しかつ/またはそれと連絡する二次元または三次元イメージングモダリティと、(b)身体に侵入するために設計かつ構成された外科器具であって、それに接続されるかそこに一体化された放射線放射検出器を含み、第2座標系において身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するために第2位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する外科器具と、(c)三次元イメージングモダリティ、第1位置追跡システム、放射線放射検出器、および第2位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ共通座標系における身体構成要素

50

の位置、身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置、および外科器具の位置を計算するために設計かつ構成された少なくとも1つのデータプロセッサとを備えたシステムを提供する。

【0071】

本発明のさらなる態様では、被験者内の身体構成要素の位置および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するための方法であって、(a)第1位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する二次元または三次元イメージングモダリティを提供し、かつ第1座標系における身体構成要素の位置を計算するステップと、(b)身体に侵入するために設計かつ構成された外科器具であって、それに接続されるかそこに一体化された放射線放射検出器を含み、第2座標系における身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を追跡するために第2位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する外科器具を提供するステップと、(c)二次元または三次元イメージングモダリティ、第1位置追跡システム、放射線放射検出器、および第2位置追跡システムからデータ入力を受け取り、かつ共通座標系における身体構成要素の位置、外科器具の位置、および身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の位置を計算するステップとを含む方法を提供する。

10

【0072】

本発明は、放射能放射源の一次元、二次元、または三次元画像の生成を改善し拡充しようとするものである。特に、本発明は、特に位置追跡システム内の核放射検出器によって診断または治療器具を画像化し、かつ患者の身体内の標的領域に向かって誘導するための改善された方法およびシステムを提供しようとするものである。

20

【0073】

本発明の一態様では、放射線プローブはコリメータ内に収容し、位置追跡システムに取り付ける。プローブが検査対象の患者付近で二次元または三次元空間内を移動するにつれて、データが収集され、患者内から発する放射線パターンの画像がマップされる。二次元または三次元走査の1つの利点は、指向性サーチの回数の増加および次いで放射線源のより優れた位置測定を通して、より高い安全性および精度が達成されることである。

【0074】

本発明は、放射線源領域および周囲の不確定領域のマッピングを可能にする。これを達成する1つの方法は、統計分析を使用して不確定領域の境界を決定するフィードバックシステムによるものであり、それは医療者を誘導してこれらの不確定領域で追加走査を行なわせて精度を改善し、誤差を低減し、したがって不確定領域の境界を最小限にする。

30

【0075】

本発明は、放射線放射検出器それ自体かつ/または位置追跡装置に接続されるかまたはそれと連絡する外科器具に一体化された放射線放射検出器を提供し、医用画像化および/または医療処置用の様々なシステムおよび方法でそれを使用することによって、現在知られている構成の短所に対処するのに成功している。

【0076】

本発明は、近接照射療法シードの植込み、超音波マイクロ波高周波寒冷療法、および限局化放射線切除など、それらに限らず、治療の方向で多くの他の用途を有する。

【0077】

本発明の方法およびシステムの実現は、選択されたタスクまたはステップを手動、自動、またはそれらを組み合わせて実行または完了することを含む。さらに、本発明の方法およびシステムの好適な実施形態の実際の計装化および装備では、幾つかの選択されたステップはハードウェアによって、または任意のファームウェアの任意のオペレーティングシステム上のソフトウェアによって、あるいはそれらの組み合わせによって実現することができる。例えば、ハードウェアとしては、本発明の選択されたステップをチップ、回路として実現することができる。ソフトウェアとしては、本発明の選択されたステップは、適切なアルゴリズムを使用して、コンピュータによって実行される多数のソフトウェア命令として実現することができる。いずれの場合も、本発明の方法およびシステムの選択されたステップは、多数の命令を実行するためのコンピュータプラットフォームなどのデータブ

40

50

ロセッサによって実行されると記載することができる。

【0078】

図面の簡単な説明

本発明をここで単なる例として、添付の図面に関連して説明する。今から特に図面について詳細に説明するが、図示した詳細は例として、かつ本発明の好適な実施形態を解説する目的のために示すだけであり、本発明の原理および概念的側面の最も有用かつ容易に理解される説明と信じられるものを提供するために提示することを強調しておく。これに関して、図面に沿って行なう説明は、本発明の幾つかの形態をどのように実際に実現することができるかを当業者に対して明らかにするものであり、発明の根本的な理解に必要である以上に本発明の構造の細部を詳細に示すことはしない。

図1は、本発明の教示に係るシステムのブラックボックス図である。

図2は、本発明の教示に係る放射線放射検出器を担持する状態で示された位置追跡システムとして働く関節アームの斜視図である。

図3は、本発明の教示に係る位置追跡システムとして働く3個の同軸上に整列した加速度計を1対担持する放射線放射検出器の略図である。

図4は、本発明の教示に係る別の型の位置追跡システムと連絡する放射線放射検出器の略図である。

図5は、本発明の実施形態を実現するために使用される狭角または広角放射線放射検出器の簡易断面図である。

図6は、図5の検出器で実行することのできる走査プロトコルの図である。

図7は、本発明の別の実施形態を実現するために使用される空間感受性放射線放射検出器、例えばガンマカメラの簡易断面図である。

図8は、図7の検出器で実行することのできる走査プロトコルの図である。

図9は、患者、放射線放射検出器、イメージングモダリティ、および外科器具の位置を同時追跡するために4個の位置追跡システムを使用する、本発明の教示に係るシステムを示す略図である。

図10は、本発明に係る、コネクタ、好ましくは撓みコネクタにより相互に接続した1対の放射線放射検出器の使用、またはコネクタへの撓み接続を示す略図である。

図11は、本発明の教示に係る外科器具および関連システム要素の略図である。

図12は、本発明の好適な実施形態に従って構成されかつ作動する、放射線プローブおよび位置センサ、位置追跡システム、医用画像化システム、ならびに座標位置合せシステムを含む画像化システムの簡易図である。

図13は、本発明の好適な実施形態に係る図12のシステムの位置追跡システムに取り付けられた核放射プローブによる二次元画像形成の簡易図である。

図14は、本発明の好適な実施形態に係る図12のシステムの核放射プローブによる放射線点源検出をさらなる処理なく示す簡易グラフである。

図15は、本発明の好適な実施形態に係る図12の画像化システムで使用される平均値計算アルゴリズムの簡易流れ図である。

図16は、本発明の好適な実施形態に係る図12のシステムの核放射プローブによる放射線点源検出を平均値計算処理して示す簡易グラフである。

図17は、図12のシステムのガンマ放射線プローブによって生成された画像のホットクロス像の簡易絵画図である。

図18は、図12のシステムのガンマ放射線プローブによって生成された画像のホットバーファントム像の簡易絵画図である。

図19は、本発明の好適な実施形態に係る図12の画像化システムで使用される最小値計算処理アルゴリズムの簡易流れ図である。

図20は、本発明の好適な実施形態に係る図12のシステムの核放射プローブによる放射線点源の検出を最小値計算処理して示す簡易グラフである。

図21は、本発明の好適な実施形態に従って構成されかつ作動し、医用画像、ピーク放射線の位置および治療器具の位置から形成される複合画像を生成する、画像再構成システム

10

20

30

40

50

の簡易図である。

図 2 2 は、本発明の好適な実施形態に係る放射線マップ再構成アルゴリズムの簡易流れ図である。

図 2 3 A は、本発明のシステムによって生成された甲状腺の自律性アデノーマの画像で観察される放射標識パターンの図である。

図 2 3 B は、従来ガンマカメラによって生成された甲状腺の自律性アデノーマの画像で観察される放射性同位元素による標識パターンの図である。

図 2 4 A は、本発明のシステムによって生成された上腕骨のパジェット病が疑われる画像で観察される放射標識パターンの図である。

図 2 4 B は、従来ガンマカメラによって生成された上腕骨のパジェット病が疑われる画像で観察される放射標識パターンの図である。 10

図 2 5 A は、本発明のシステムによって生成された慢性骨髄炎の画像で観察される放射標識パターンの図である。

図 2 5 B は、従来ガンマカメラによって生成された慢性骨髄炎の画像で観察される放射標識パターンの図である。

図 2 6 A は、本発明のシステムによって生成された髄芽腫からの骨格転移の画像で観察される放射標識パターンの図である。

図 2 6 B は、従来ガンマカメラによって生成された髄芽腫からの骨格転移の画像で観察される放射標識パターンの図である。

図 2 7 A は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。 20

図 2 7 B は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。

図 2 7 C は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。

図 2 7 D は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。

図 2 7 E は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。

図 2 7 F は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。 30

図 2 7 G は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。

【 0 0 7 9 】

好適な実施形態の説明

本発明は、二次元または三次元イメージングモダリティおよび/または誘導最小侵襲性または他の外科器具を機能的に組み込むことのできる位置追跡システムを装備した放射線放射検出器である。本発明は、身体の画像化部分の位置的文脈で、身体内における濃縮放射性医薬品の位置を計算するために使用することができ、その情報は、例えば効率的かつ非常に正確な最小侵襲性外科処置を実行するために使用することができる。 40

【 0 0 8 0 】

本発明の原理および動作は、図面および関連説明を参照することにより、いっそうよく理解することができる。

【 0 0 8 1 】

本発明の少なくとも 1 つの実施形態を詳細に説明する前に、本発明はその適用を、以下の説明に記載しあるいは図面に示す構成部品の構成および配置の詳細に限定されないことを理解されたい。本発明は他の実施形態が可能であり、あるいは様々な方法で実施または実行することが可能である。また、ここで使用する語句および用語は説明を目的とするものであって、限定とみなすべきではないことを理解されたい。

【 0 0 8 2 】

放射線放射検出器により組織の位置測定および境界画定を決定するために、放射性物質を使用して患者の体内の生理学的に活動的な組織を標識することは、少なくとも40年間医療文献に開示されてきた。診断および/または治療目的のために放射性同位元素標識を帯びる組織の位置測定および境界画定における重要な発展がその時以来起こってきた。実際、今や、放射性同位元素(例えば ^{99m}Tc テクネチウム、 ^{67}Ga ガリウム、 ^{201}Tl タリウム、 ^{111}In インジウム、 ^{123}I ヨウ素、 ^{18}F フッ素および ^{125}I ヨウ素)で標識したモノクローナル抗体または他の薬剤、例えばフィブリノゲン、フルオロデオキシグルコースを患者の体内に導入することは、特定の病気、例えば癌、凝血塊、心筋梗塞、および膿瘍の診断および/または治療における確立された手法である。そのような放射性医薬品は特定の組織または細胞型に局在化する傾向がある一方で、特定の放射性医薬品の取込みまたは結合は、癌性組織の活動的中核など、より「生理学的に活動的な」組織で増加するので、同位元素の核崩壊に続いて放射される放射線を放射線検出器によって検出して、腫瘍の活動的部分をよりよく割り当てることができる。そのような放射線は例えば、 α 、 β 、 γ 、および/または放射線とすることができる。

10

20

30

40

50

【0083】

別の型の用途では、血管内の血流のレベルおよび組織内へのその灌流のレベル、例えば冠状動脈の血流量および心筋灌流を決定するために放射性物質が使用される。

【0084】

今、図面を参照すると、図1は、本発明の教示に係る、座標系における放射能放射源の位置を計算するためのシステムを示す。該システムを以下ではシステム20と呼ぶ。

【0085】

システム20は放射線放射検出器22を含む。本発明に係るシステム20は位置追跡システム24をさらに含む。システム24は、2、3、もしくはそれ以上、例えば4、5、または好ましくは6の自由度(x、y、z、 θ 、 ϕ 、および ψ)の座標系28によって決定される二次元または三次元空間で検出器22の位置を監視するように、放射線放射検出器22に接続されかつ/またはそれと連絡する。システム20はデータプロセッサ26をさらに含む。データプロセッサ26は、位置追跡システム24および放射線放射検出器22からデータ入力を受け取り、かつ以下でさらに詳述する通り、座標系28における放射能放射源の位置を計算するために設計かつ構成される。語句「座標系」および「三次元空間」はここでは交換可能に使用する。図10に示すように、物理コネクタで相互の間を接続された1対(またはそれ以上)の検出器22は、各々の検出器22が位置を追跡され、座標系28における放射能放射源の位置を計算するために使用することができる。2個以上の検出器22を使用する場合、検出器22はそれらの間をコネクタ29で接続することが好ましい。コネクタ29は可撓性であることが好ましい。代替的に、検出器22とコネクタ29の接続により所用の可撓性を提供する。

【0086】

位置追跡システム自体は技術的に周知であり、2、3、および最高6までの自由度の座標系により定義される二次元または三次元空間での位置を決定するための多数の手法のうちのいずれか1つを使用することができる。一部の位置追跡システムは、可動物理接続および適切な移動監視装置(例えば電位差計)を使用して位置の変化を追跡する。したがって、そうしたシステムは、ひとたび零にセットされると、位置の変化を追跡し、それによって常に実際の位置を決定する。そのような位置追跡システムの一例が関節アームである。

【0087】

図2は6個のアーム部材32およびベース34を含む関節アーム30を示し、したがってそれは6の自由度で位置データを提供することができる。位置変化の監視は幾つかの異なる方法のいずれかで実行することができる。例えば、各アーム部材32に例えば電位差計または光学的符号器38を設けて、隣接するアーム部材32との間の角度を監視し、それによって各々のそのようなアーム部材の隣接アーム部材に対する角度変化を監視して、関節アーム30に物理的に接続された放射線放射検出器22の空間位置を決定する。

【0088】

図3に示すように、空間におけるその位置を監視するために、放射線放射検出器22に他の位置追跡システムを直接取り付けることができる。そのような位置追跡システムの一例が、空間に対する放射線放射検出器22の位置変化を監視するために使用できる、3個1組の三軸（例えば相互直交）方向に向け付けられた加速度計36である。図3に特に示すように、そのような組を1対使用して、6の自由度で検出器22の位置を決定することができる。

【0089】

図4および10に示すように、他の位置追跡システムは、前位置に関係なく位置を再決定して位置変化を追跡する。そのようなシステムは一般的に、位置を監視される物体と物理的に接続される、三次元空間の既知の位置に分散された受信器/送信器40の配列および送信器/受信器42をそれぞれを使用する。そのような場合、時間をベースとする三角測量および/または位相変化三角測量を使用して、被監視物体、この場合は放射線放射検出器22の位置を定期的に決定する。音響（例えば超音波）、電磁放射（例えば赤外線、高周波）、または磁界および光学的解読を利用する様々な文脈で使用されるそのような位置追跡システムの例が、例えば米国特許第5412619号、第6083170号、第6063022号、第5954665号、第5840025号、第5718241号、第5713946号、第5694945号、第5568809号、第5546951号、第5480422号、および第5391199号に開示されており、あたかもここに完全に記載されているかのようにそれらを参照によって組み込む。

【0090】

放射線放射検出器は技術的に周知であり、物体またはその一部分から発する放射線放射の量を決定するための多数の手法のうちのいずれか1つを使用することができる。放射の種類によって、そのような検出器は一般的に、放射性崩壊放出粒子と相互作用したときに、幅広い線形動作範囲にわたってそれに衝突する放射線のレベルに比例するレベルの電子または光子を放出する物質を含む。電子または光子の放出は測定可能であり、したがって放射線レベルを定量的に決定するのに役立つ。N型、P型、PIN型、ピクセレーテッド（pixelated）、または非ピクセレーテッドの形の固体検出器は、例えばGe、Si、CdTe、CdZnTe、CdSe、CdZnSe、HgI₂、TlBrI、GaAs、InI、GaSe、ダイヤモンド、TlBr、PbI₂、InP、ZnTe、HgBrI、a-Si、a-Se、BP、GaP、CdS、SiC、AlSb、PbO、BiI₃、およびZnSe検出器を含む。ガス（例えばCO₂、CH₄）充填検出器はイオン化チャンバ検出器、比例チャンバ検出器、およびガイガーチャンバ検出器を含む。シンチレーション検出器は、C₁₄H₁₀、C₁₄H₁₂、C₁₀H₈等のシンチレータ結晶および液体、プラスチック、NE102A、NE104、NE110、パイロットU、および無機シンチレータ、例えばNaI、CsI、BGO、LSO、YSO、BaF、ZnS、ZnO、CaWO₄、およびCdWO₄を含む。また、シンチレーションファイバ検出器も知られている。シンチレータカップリングは次の型の光電子増倍管（PMT）、すなわちサイドオン型、ヘッドオン型、半球型、位置感知型、マイクロチャンネルプレート光電子増倍管（MCP-PMT）、および電子増倍管、またはSiフォトダイオード、SiPINフォトダイオード、SiAPD、GaAs（P）フォトダイオード、GaPおよびCCDなどのフォトダイオード（およびフォトダイオード配列）を含む。

【0091】

図5は狭角または広角放射線放射検出器22'を示す。狭角または広角放射線放射検出器22'は、予め定められた角度方向（例えば広角1°~280°、好ましくは狭角1°~80°）から来る放射線だけを検出器に入射させるように、細いスリット（コリメータ）を含む。特に図10に示す構成に適した狭角または広角放射線放射検出器は、例えば米国オハイオ州ダブリンのネオプローブ社（www.neoprobe.com）、米国のニュクリア・フィールズ社（www.nufi.com）、米国カリフォルニア州ロサンゼルス社のイントラメディカル・イメージング社（www.gammaprobe.com）によって製造されている。

10

20

30

40

50

【0092】

図6に示す通り、そのような検出器は一般的に、放射性物体の表面全体を多数の方向および距離から走査することによって、1点ずつ放射能を測定するために使用される。図示した例では、4つの異なる方向からの走査を使用している。十分な放射能記録が異なる角度および距離から収集され、かつそのような走査中に検出器22'の向きおよび空間内の位置が監視されかつ記録される場合、放射線領域の三次元モデルを再構成し、空間内のその位置を決定することができることは理解されるであろう。図10の構成に示すように、2つ以上の検出器を同時に使用すると、結果をより迅速に収集することができる。

【0093】

図7は、放射線放射検出器の別の例、空間感知(ピクセレーテッド)放射線放射検出器22"(ガンマカメラなど)を示す。検出器22"は事実上、複数の狭角検出器ユニット23を含む。そのような構成は、本発明の教示に従って、十分なデータを収集するのに必要な測定値および角度の量を低減して、放射性物体の三次元モデルを再構成するために使用される。様々な文脈で使用される空間感知放射線放射検出器の例は、例えば米国特許第4019057号、第4550250号、第4831262号、および第5521373号に開示されており、あたかもここに記載されているかのようにそれらを参照によって組み込む。追加の例としてCOMPTON検出器がある(<http://www.ucl.ac.uk/MedPhys/posters/giulia/giulia.htm>)。図8は、随意に空間感知放射線放射検出器22"(ガンマカメラなど)によって行われる走査を示す。

【0094】

コンプトンガンマプローブでは、空間解像度が感度から独立し、高い空間解像度を持つシステムの場合には特に平行化画像化システムの雑音等価感度を越えることが可能なようであるので、本発明の文脈で使用するのに特に有利な放射線放射検出器はコンプトンガンマプローブである。コンプトンプローブは、コンプトン散乱の運動学を利用して機械的コリメータの助けなしに線源の画像を構成する、新規の型のガンマプローブである。コンプトン画像化望遠鏡は天文観測用に1970年代に初めて製作された[V. ショエンフェルダール、*Astrophysical Journal* 217 (1977) 306]。最初の医用画像化実験用機器は1980年代初期に提案された[M. シン、*Med. Phys.* 10 (1983) 421]。コンプトンガンマプローブの潜在的利点は高効率、検出器の移動なしでの3D画像化、およびより小型かつ軽量のシステムである。コンプトンガンマプローブでは、第1検出器層(または検出器配列)から第2検出器層配列へ高エネルギーガンマ線が散乱する。各ガンマについて、両方の検出器で堆積エネルギーが測定される。これらの2つの検出器の間に引かれた線を使用して、コンプトン散乱方程式を解いて、ガンマ線が第1検出器に入射したに違いない、この軸を中心に可能な方向の錐を決定することができる。次いで多くの事象からの錐の交わりが形成され、プローブの視野内でガンマ線源の位置を決定することができる。明らかに同時発生事象だけが考慮され、それらのエネルギーを正確に決定することができるほど、到着錐の空間角度の不確実性は低下する。プローブの電子システムは、多くの検出器および検出器層にわたる同時測定値を非常に優れたエネルギー解像度で結合する。第1層検出器の幾何学的形状および材料の選択は、システムの画像化能力に大きい役割を果たし、(i)他の相互作用に対する単一コンプトン事象の実質的な効率、(ii)検出器のエネルギー解像度、および(iii)検出器の位置解像度に依存する。特に、総合角解像度は、検出器のエネルギー解像度および画素量に関連する2つの成分の組合せから得られる。

【0095】

したがって、今本発明によって提供される通り、放射線放射検出器を位置追跡システムに接続することにより、同時放射線検出および位置追跡が同時に可能になる。これは放射物体の形状、大きさ、および輪郭、ならびに三次元空間におけるその正確な位置の正確な計算を可能にする。

【0096】

10

20

30

40

50

したがって本発明は、座標系における放射能放射源の位置を画定するための方法を提供する。該方法は、(a)位置追跡システムに接続されるかまたはそれと連絡する放射線放射検出器を提供し、かつ(b)座標系における放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放出される放射線を監視し、それによって座標系における放射能放射源の位置を画定することによって達成される。

【0097】

システム20によって生成されるモデルは他の座標系のいずれかに投影可能であり、あるいは代替的に、位置追跡システム24によって画定される座標系は、以下でさらに詳述する通り、他の位置追跡システムと共用することができるので、そのような投影は必要ないことを、当業者は理解されるであろう。

10

【0098】

したがって、図1にさらに示す通り、本発明のシステム20は、第1座標系28における放射能放射源の位置を計算し、かつ、さらに放射能放射源の位置を第2座標系28'に投影するために使用することができる。該システムは、放射線放射検出器22と、放射線放射検出器22に接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システム24と、(i)位置追跡システム24および放射線放射検出器22からデータ入力を受け取り、(ii)第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、かつ(iii)放射能放射源の位置を第2座標系に投影するために設計かつ構成されたデータプロセッサ26とを含む。

【0099】

第1座標系における放射能放射源の位置を計算し、放射能放射源の位置を第2座標系に投影するための方法も、本発明によって提供される。本方法は、(a)位置追跡システムに接続されまたはそれと連絡する放射線放射検出器を提供し、かつ(b)第1座標系における放射線放射検出器の位置を監視しながら同時に、放射能放射源から放射される放射能を監視し、それによって第1座標系における放射能放射源の位置を画定し、かつ放射能放射源の位置を第2座標系に投影することによって達成される。

20

【0100】

当然のことながら放射線放射検出器と、それに接続されかつ/またはそれと連絡する位置追跡システムとの組合せにより、適切なデータプロセッサが放射能放射源の二次元または三次元画像を生成することが可能になる。アルゴリズムを使用して、位置が再走査されるときにダウン補正しながら、例えば放射線計数を平均し画像を生成する確率関数に基づいて画像強度を計算することができ、そこでは放射線計数の時間間隔が短ければ短いほど、画像が明るくなり、その逆もしかりである。方向検出器を使用するフリーバンド走査がこの目的のために採用されうる。

30

【0101】

一実施形態では、検出器で身体領域を走査するときに、検出器は身体の湾曲面を画定する三次元表面をたどり、事実上、位置追跡ポイントとしても使用される。この情報を使用して、身体の外面对する放射線源の位置を画定し、放射線源および身体の湾曲面の両方の三次元マップを形成することができる。この方法は、外科医に実時間で組織の機能性に関する情報を提供するために、開胸手術などの切開外科でも取ることができる。

【0102】

本発明の文脈で使用できる放射線放射検出器は、ベータ放射検出器、ガンマ放射検出器、陽電子放射検出器、またはそれらの任意の組合せとすることができる。ベータ(および/または陽電子)およびガンマ放射の両方を感知する検出器を使用して、例えばガンマ放射を線源から離れて感知し、かつベータまたは陽電子放射を線源の近くで感知することによって、位置測定を改善することができる。ベータ検出器は、 ^{131}I ヨウ素などの線源からの電子、または ^{18}F フッ素などの線源からの陽電子のいずれかの検出専用である。ガンマ検出器は単一エネルギー検出器として、またはシンチレータの光の強度をガンマエネルギーの相対尺度として利用して異なる種類のエネルギーを区別できる検出器として設計することができる。また、検出器は、間に検査済み器官または組織において相互に対面する(180度)検出器を使用することによって、同時検出を利用するよう設計することができる。放

40

50

射線検出器は、異なる直径の異なるコリメータを持つことができる。大きい口径は低解像度で高感度のために使用され、小さい口径のコリメータは低感度を顧みず高解像度を持つ。

【0103】

別の可能性は、任意の一時に異なる立体角が入射光子に露出され、かくして異なる時間間隔で重複する体積からの光子を収集するように、偏心開口を持つ可動または回転コリメータを持つことである。プローブが移動する場合、あるいはコリメータの偏心開口が移動する場合、画像処理の残りは同様である。

【0104】

本発明のシステム20は、様々なイメージングモダリティおよび/または外科器具のいずれかなど、それに限らず、他の医用装置と共に使用することができる。

【0105】

イメージングモダリティは技術的に周知であり、二次元（投影または断面）または三次元（連続断面）画像化に役立つ主要なモダリティは、蛍光透視鏡、コンピュータ断層撮影スキャナ、磁気共鳴イメージャ、超音波イメージャ、および光学カメラである。

【0106】

人体を撮影する医用画像は一般的に主に3つの方向、すなわち(i)冠状方向：例えば肩を通り、身体を前後に二分する断面（平面）、(ii)矢状方向：身体を左右に二分する例えば正中面の断面（平面）、および(iii)軸方向：身体を上下に二分する身体の長手軸に垂直な断面（平面）で捕獲され、表示される。斜面図も捕獲し、表示することができる。

【0107】

様々な種類のX線画像化は、多くの種類の癌の診断の中心である。従来のX線画像化は過去100年にわたって発展してきたが、基本原理は、初めて導入された1895年当時とまだまだ同じである。X線源を起動し、X線に関心のある身体部分を通して身体部分の下または背後に配置されたフィルムカセットに照射する。X線のエネルギーおよび波長は、X線が身体を通過し、骨などの内部構造の画像を形成することを可能にする。X線が例えば手を通ると、X線は遭遇した様々な密度の組織によって減衰する。骨は密度が高いために、それを取り囲む軟組織より大幅にX線を減衰させる。画像を形成させるのは、これらの吸収の差およびそれに対応して変化するフィルムの露光レベルである。事実上、X線画像化は結果的に、X線が身体を通過するときにX線によって画定されるカラムボクセルの積分密度の投影を生じる。

【0108】

蛍光透視法は、上部胃腸(GI)系(例えば胃および腸)の疾患および腫瘍の検出に有用なフィルムX線の原理に基づく方法である。蛍光透視画像化は動くX線写真を生じる。医師は画面を観察して、患者の身体(例えば鼓動する心臓)の画像を見ることができる。蛍光透視技法は、テレビカメラおよび蛍光透視「イメージ増強装置」を加えることにより大幅に向上した。今日、多くの従来のX線システムが、X線撮影モードと蛍光透視モードの間で切り換える能力を有する。最新のX線システムはデジタル捕捉を使用してX線または蛍光透視動画を捕捉する能力を有している。

【0109】

コンピュータ断層撮影法(CT)はX線の原理に基づいており、ここでフィルムはX線プロファイルを測定する検出器に置換される。CTスキャナのカバー内に、片側に取り付けられたX線管および反対側に取り付けられた検出器を有する回転フレームがある。回転フレームがX線管および検出器を患者の周囲で旋回させると、X線のファンビームが形成される。X線管および検出器が360°回転するたびに、1つの画像または「スライス」が捕捉されている。この「スライス」は、X線管およびX線検出器の前の鉛シャッタを使用して、1mmから10mmの間の厚さに平行化される。

【0110】

X線管および検出器がこの360°の回転を行なうと、検出器は減衰したX線ビームの多

数のプロファイルを得る。一般的に一周360°で、約1000個のプロファイルがサンプリングされる。各プロファイルは検出器によって空間的に細分され、約700の個別チャンネルに供給される。次いで各プロファイルは専用コンピュータによって、走査された「スライス」の二次元画像へ逆方向に再構成（「逆投影」）される。

【0111】

CTガントリおよびテーブルは、ガントリの回転、テーブルの移動（上/下および入/出）、斜め画像のためのガントリの傾斜、およびX線ビームのオン・オフ切り換えなど他の機能を制御する複数のマイクロプロセッサを有する。CTは、電力を静止電源から連続回転ガントリへ伝達することを可能にするスリッピングを含む。電力スリッピングの革新は、スパイラルまたはヘリカルスキャンと呼ばれるCTの復興を生み出した。これらのスパイラルCTスキャナは今や、息をこらえて素早く20～30秒で肺などの解剖学的領域全体を画像化することができる。各スライス捕捉の間の患者のわずかな動きや呼吸（および肺/腹の動き）のために位置がずれることのある個別スライスを多数捕捉する代わりに、スパイラルCTは、患者の解剖学的構造を全て1つの位置で大量のデータを捕捉する。次いでこの大量のデータセットをコンピュータ再構成して、腎動脈または大動脈のような複雑な血管などの三次元モデルを提供することができる。スパイラルCTは、三次元再構成に完全に適したCTデータの捕捉を可能にする。

10

【0112】

MR画像化は、ひととき明瞭に微妙な軟組織の変化を示すことができることを意味する優れたコントラスト分解能を持つので、腫瘍など軟組織病変の検出においてCTより優れている。したがって、MRはしばしば腫瘍の診断および転移の探索のための優れた方法である。MRは磁気エネルギーおよびラジオ波を利用して、人体の単一または連続断面画像または「スライス」を生成する。ほとんどのMRシステムの主要構成部品は大型の管形または円筒形磁石である。また、C形磁石や他の開設計形のMRシステムもある。MRシステムの磁場強度は、「テスラ」と呼ばれるメートル法単位で測定される。円筒形磁石の大部分は0.5から1.5テスラの間強度を持ち、開磁石またはC形磁石のほとんどは0.01から0.35テスラの間磁気強度を有する。

20

【0113】

MRシステム内部に磁場が形成される。各総合MR検査は一般的に一連の2ないし6シーケンスから成る。「MRシーケンス」とは、特定の画像方向および特定の種類の画像外観または「コントラスト」を生じるデータの捕捉である。検査中に、無線信号が始動したり停止し、その後、体内の異なる原子によって吸収されたエネルギーが体外にエコーまたは反射する。これらのエコーは、反射するMR信号を測定するためにオン・オフされる「傾斜コイル」によって連続的に測定される。基準の回転フレームで、正味磁化ベクトルが長手方向位置から高周波パルスの時間長に比例する距離だけ回転する。特定の長さの時間後に、正味磁化ベクトルは90度回転し、横断面またはx-y面内に存在する。MRIで正味磁化を検出することができるのはこの位置である。正味磁化ベクトルが回転する角度は一般的に「フリップ」または「チップ」角度と呼ばれる。90度を超える角度または90度未満の角度では、磁化の小さい成分がまだx-y面内にあり、したがって検出される。高周波コイルは、RF信号を患者に同報通信しかつ/または戻り信号を受信するMRIシステムの「アンテナ」である。RFコイルは受信専用とすることができ、その場合、身体コイルが送信器として使用される。あるいは送受信（トランシーバ）とすることができ、表面コイルは最も単純な設計のコイルである。それらは、関心のある領域上に配置される、円形または矩形の単なるループ状のワイヤである。

30

40

【0114】

デジタルコンピュータはこれらのエコーを身体画像に再構成する。MRIの利点はほとんどどの方向でも身体直接図を容易に捕捉できることであり、一方CTスキャナは一般的に身体長軸に垂直またはほぼ垂直の断面を捕捉する。

【0115】

超音波画像化は、診断を行なうために音波を使用して器官または解剖学的構造の画像を形

50

成する、多用途の走査技術である。超音波プロセスは、トランスデューサと呼ばれる小さい装置を関心のある領域付近で患者の皮膚に当てて、例えば腎臓を画像化するために背中に当てて、配置することを含む。超音波トランスデューサは、音波を放出しかつ受信する機能を結合する。このトランスデューサは、体内に浸透しかつ内部の組織から外部に反響する、高い周波数の非可聴音波のストリームを生成する。トランスデューサは、音波が内部構造および器官の輪郭から反響するときそれを検出する。異なる組織はこれらの音波を異なるように反射して、測定し画像に変換することのできるシグネチャを生じる。これらの波は超音波機械によって受信され、コンピュータおよび再構成ソフトウェアを使用してライブ映像に変換される。

【0116】

超音波走査は、病気および構造異常の診断、針生検等など他の診断手順の実行の補助を含め、多くの用途を持つ。

【0117】

一部の超音波技術には限界がある。全ての場合に優れた画像が得られるわけではなく、該走査は、他の診断画像化手順のような正確な結果を生み出すことができない。加えて、走査結果は身体異常、慢性病、過度の移動、または誤ったトランスデューサの配置によって影響を受けることがある。

【0118】

現今では、二次元（断面）および三次元（連続断面）超音波画像化技術が利用可能である。指摘するに足るものとして、ドップラ - 三次元超音波画像化がある。

【0119】

多くの場合、イメージングモダリティは内在的に位置追跡システムを含み（例えば蛍光透視鏡、CT、MRI）、かつ/または位置追跡システムを組み込むかのいずれかであり、それにより、そのようなシステムを使用して三次元画像モデルを再構成し、かつ三次元空間にそれらの位置を提供することを可能にする。

【0120】

ビジョンシステムと同様に、光学カメラもまた、複数（少なくとも2つ）の方向から身体を画像化することによって、本発明に係る三次元像データを生成するために使用できることは理解されるであろう。この形の画像化は、特に開胸手術または他の切開手術に適用可能である。1対の立体画像から三次元画像を計算するためのソフトウェアは技術的に周知である。

【0121】

したがって、本書の説明および請求の範囲で使用する場合の語句「三次元イメージングモダリティ」とは、三次元画像を生成するためのソフトウェアおよびハードウェアを含むどんな種類の画像化装置をも指す。そのような装置は、例えばあたかも単方向から見るように、身体の連続断面を画像化することによって、三次元画像を生成することができる。代替的に、そのような装置は、異なる角度または方向（通常2つの角度）から身体を画像化し、その後データを三次元画像に結合することによって、三次元画像を生成することができる。

【0122】

外科器具もまた技術的に周知であり、最小侵襲性外科処置を実行するために多数の構成のどれでも使用することができる。例としてレーザプローブ、心臓および血管形成カテーテル、内視鏡プローブ、生検針、吸引チューブまたは針、切除装置、超音波プローブ、光ファイバスコープ、腹腔鏡プローブ、熱プローブ、および吸引/灌注プローブがある。様々な医療の文脈で使用されるそのような外科器具の例は例えば、米国特許第6083170号、第6063022号、第5954665号、第5840025号、第5718241号、第5713946号、第5694945号、第5568809号、第5546951号、第5480422号、第5391199号、第5800414号、第5843017号、第6086554号、第5766234号、第5868739号、第5911719号、第5993408号、第6007497号、第6021341号、第6066151

10

20

30

40

50

号、第6071281号、第6083166号、および第5746738号に開示されており、あたかも全文がここに記載されているかのごとく、それらを参照によって組み込む。

【0123】

用途によっては、その例が上の特許のリストに提示されているが、外科器具は、治療を受ける患者の体内に配置されその中を誘導されながらそのような器具の位置を監視することを可能にする位置追跡システムと一体化される。

【0124】

本発明の好適な実施形態では、外科器具は、そこに取り付けられまたはその中に配置された追加の放射線放射検出器を装備している。この追加検出器は、本発明の好適な実施形態では、放射線源により近接して体内からの放射線放射の位置を微調整するために使用される。外科器具は位置追跡システムに接続するかまたはそれと連絡することが好ましいので、追加検出器の位置を監視し、その読出しを使用して体内の放射線源の位置を微調整することができる。したがって、本発明のこの態様では、少なくとも1つの体外検出器および体内検出器を一緒に使用して、体内の放射線源の位置を最高精度で決定する。体外検出器は線源の大体の位置を提供し、そこに外科器具を方向付けるために使用される一方、体内検出器は、治療の施与または生検材料の検索の前に、線源が最高精度で正確に標的化されたことを再保証するために使用される。

10

【0125】

本発明の現在の好適な実施形態では、上述の通り、1つの体外および1つの体内の2つの検出器を使用するが、用途によっては、単一体内検出器を使用することができ、該検出器は、位置が追跡される外科器具に取り付けられるかまたはそれに一体化される。

20

【0126】

体内および体外検出器の使用は、放射性医薬品に使用される放射性同位元素の注意深い選択を必要とする。体外検出器は、ガンマ放射線など強い放射線を扱うために適切なコリメータを設けることができる一方、体内検出器は本来小型であり、それが使用される外科器具の構造によって設計および構造が制限される。高エネルギー(80~511KeV)ガンマ放射線用のコリメータは本来頑健であるので、それらは小型検出器とは容易に係合できない。電子(ベータ)および陽電子放射線は、(i)それらが低エネルギーでかつ化学反応性が高いので、生物組織に非常によく吸収されること、および(ii)それらが薄い金属コリメータによって容易に平行化され収束されることを特徴とする。また、低エネルギーガンマ光子の平行化はタンタルまたはタングステンの薄層により達成することができるので、低エネルギーガンマ放射線(10~30KeV)を体内用に使用することも可能である。したがって、優れた放射性医薬品は、ガンマおよびベータおよび/または陽電子放射線の両方を放出するように選択され、体外検出器は高エネルギーガンマ放射線を検出するように設定され、体内検出器は低エネルギーガンマ、ベータおよび/または陽電子放射線を検出するように設定される。高エネルギーガンマおよび/または低エネルギーガンマ、ベータ、および/または陽電子放射線の両方を放出し、かつ放射性医薬品としてそれ自体で、または化合物の一部として使用することのできる同位元素は、限定ではなく、放射性医薬品内の¹⁸F、¹¹¹Inおよび¹²³Iを含み、例えば、限定ではなく、2-[¹⁸F]フルオロ-2-デオキシ-D-グルコース(¹⁸FDG)、¹¹¹In-ペンテトレオチド([¹¹¹In-DTPA-D-Ph¹]-オクトレオチド)、L-3-[¹²³I]ヨード-アルファ-メチル-チロシン(IMT)、O-(2-[¹⁸F]フルオロエチル)-L-チロシン(L-[¹⁸F]FET)、¹¹¹In-カプロマブペンデチド(CYT-356、プロスタシント)、および¹¹¹In-サチュモマブペンデチド(オンコシント)である。

30

40

【0127】

図11は、本発明のこの態様に係るシステムを示す。技術的に周知の切除/吸引制御要素102に接続された外科器具100が示されている。外科器具100は放射線放射検出器104を含み、これは低エネルギーガンマ、ベータ、および/または陽電子放射線を平行化

50

するためにコリメータ106を持つ。一部の実施形態では、矢印108で示すように、検出器104を器具100内で並進させることができる。器具100に取り付けられた1つの要素110および固定位置にある別の要素112を有する位置追跡システムは、2、3、および最高6までの自由度で上記器具100の位置を監視するように働く。放射線放射検出器104は、低エネルギーガンマ、ベータおよび/または陽電子放射線を計数するための計数器114と連絡する。全てのデータはプロセッサ116に連絡され、それによって処理される。2Dまたは3Dデータは、本書のどこかで説明する共用表示装置を使用して、イメージングモダリティから導出された2Dまたは3D画像化データと共に投影して表示することができる。外科器具自体の実像または虚像を同時表示することもできる。例えば生検針内に適合できる市販の放射線放射検出器の例として、PPLASTIFOによって製造されたS101およびS104のようなシンチレーティングプラスチック光ファイバ、またはファイバ縁でシンチレータ(検出器ペイントまたはシンチレーション結晶)と連絡する光ファイバがある。検出される放射線のレベルは、技術的に周知の通り、視覚的に、または音声信号によって報告することができる。

10

【0128】

したがって、放射線放射検出器を装備し、位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する外科器具は、本発明のこの態様の1つの実施形態を形成する。従来のイメージングモダリティおよび/または体外放射線放射検出器と共に働くそのような設計は、本発明のこの態様の別の実施形態を形成する。全ての場合に、放射線放射検出器を装備し、位置追跡システムに接続されかつ/またはそれと連絡する外科器具は、それ自体、体内の放射線源の微調整に役立つ。

20

【0129】

一部の最小侵襲性処置では、患者自体の位置さえも、患者の身体の特定の位置に取り付けられた例えば電子的または物理的基準マーカを使用して、位置追跡システムにより監視される。

【0130】

したがって、以下でさらに詳述する通り、上述した装置のいずれかから受け取った三次元データおよび位置を共通の座標系に投影することにより、または代替的に、全てのこれらの装置用の共通位置追跡システムを使用することにより、データをずっと優れた包括的な表現に統合することができる。

30

【0131】

この所望の結果を導く一例を図9に示す。図示する実施形態では、4個の独立位置追跡システム50、52、54および56を使用して、患者58、イメージングモダリティ60、放射線放射検出器62、および外科器具64の位置を4つの独立座標系66、68、70および72でそれぞれ追跡する。患者が静止している場合、患者の位置の追跡は不要である。

【0132】

使用される位置追跡システムの任意の部分組合せまたは全部を1つまたはそれ以上の共通位置追跡システムに統合することができ、かつ/または使用される位置追跡システムの任意の部分組合せまたは全部が1つまたはそれ以上の座標系を共用することができ、さらに、いずれかの座標系における上述した位置追跡システムのいずれかによって得られたいかなる位置データを他の座標系または独立(第5の)座標系74に投影することができることは理解されるであろう。患者の胸での使用に適用可能な1つの好適な実施形態では、座標系は、処置中に患者の胸の呼吸運動を考慮に入れた動的座標系である。

40

【0133】

76に示す通り、検出器62によって収集された生データは記録され、78に示す通り、位置および放射線データ記録を使用して、患者の身体構成要素の放射性医薬品取込み部分の三次元モデルが生成される。

【0134】

同様に、80に示す通り、イメージングモダリティ60によって収集された画像データは

50

記録され、位置および画像データを使用して、患者の画像化される身体構成部分の三次元モデルが生成される。

【0135】

次いで、収集されたデータは全てデータプロセッサ82に送られ、それはデータを処理し、84に示すように、患者58および外科器具64の位置的文脈で、放射線データおよび画像データの複合またはスーパーインポーズ表現を生成する。

【0136】

複合表現の文脈でそれだけを提示することのできる器具64は、次いで、最も正確に処置を実行するために使用することができる。プロセッサ82は単一エンティティとすることができ、あるいは記載した装置の1つまたはそれ以上と直接連絡し、あるいはそれらと一体化さえする、複数のデータ処理ステーションを含むことができる。

10

【0137】

本発明は、従来 of 画像化および放射線画像化の2つの独立した画像化技術によって検索される身体部分に関するデータを位置的に統合し、それによって標本採取または処理対象の身体部分の部分を正確に指し示す能力を外科医に提供するので、先行技術の設計に比べて大きい利点を提供する。

【0138】

図9で説明した装置の部分集合は単独システムとしても使用することができることは理解されるだろう。場合によっては、例えば、その位置追跡システム付き検出器62およびその位置追跡システム付き器具64の組合せは、体内処置を実行するのに充分であるかもしれない。生検無しの単なる診断目的の場合、検出器62位置追跡システムおよびモダリティ60位置追跡システムの組合せで充分である。

20

【0139】

今、図12を参照すると、本発明の好適な実施形態に従って構成され作動する画像化システム200が示されている。画像化システム200は、図5および10に関連して上述した狭角放射線放射検出器22'などの放射線プローブ202を含むことが好ましい。

【0140】

放射線プローブ202の位置を感知するために、位置センサ204が設けられる。位置センサ204は放射線プローブ202に物理的に取り付けることができ、あるいはそこから離して配置することもできる。位置センサ204は感知した位置データを位置追跡システム206に送信する。位置追跡システム206は、図1に関連して上述した位置追跡システム24のようなシステムとすることができ、位置センサ204はそのような位置追跡システムに適用できる任意の型のセンサとすることができる。

30

【0141】

放射線放射源の位置を突き止めるために使用できる別の方法は、位置センサ204に取り付けられた小型の手持ちガンマカメラ205 (DigiRad 2020 tc イメージャ TM: 米国92126-6334、カリフォルニア州サンディエゴ、トレードプレース9350、など)を使用することによる。

【0142】

位置追跡システム206は、放射線プローブ202が、好ましくは各走査パスの間に短距離づつ増分して、患者の関係領域を二次元または三次元的に自由に前後に走査することを可能にする。位置追跡システム206は、原点 O_p を持つ X_p 、 Y_p 、および Z_p などの位置追跡座標系に対して放射線プローブ202の位置を追跡する。

40

【0143】

画像化システム200はまた、限定ではなく、例えばコンピュータまたはコンピュータ化断層撮影(CT)、磁気共鳴画像化(MRI)、超音波画像化、陽電子放射断層撮影(PET)、および単光子放射コンピュータ断層撮影(SPECT)などの医用画像システム208を含む。医用画像化システム208は、原点 O_m を持つ X_m 、 Y_m 、および Z_m などの医用画像化座標系に対して患者209の画像を提供する。

【0144】

50

画像化システム 200 はまた、その開示が参照によってここに組み込まれる米国特許出願第 09 / 6 1 0 4 9 0 号に記載されているような座標位置合せシステム 210 をも含む。座標位置合せシステム 210 は、位置追跡座標系の座標と医用画像化座標系の座標とを位置合せするように適応される。

【0145】

位置追跡システム 206、医用画像化システム 208、および座標位置合せシステム 210 は、処理装置 212 (データプロセッサ 212 と呼ばれる) に有線または無線で連絡されることが好ましい。

【0146】

患者 209 に放射性医薬品を投与した後、画像化システム 200 の操作中、臨床医 / 内科医 / 外科医 (図示せず) は、検査対象の標的領域付近で放射線プローブ 202 を移動させ、または走査することができる。放射線プローブ 202 で放射線計数率を測定することにより、かつ移動または走査放射線プローブ 202 の移動を追跡する位置追跡システム 206 で計数率方向に計数率を相関させることによって、標的領域に生理学的活動マップが得られる。

10

【0147】

今、図 13 を参照すると、本発明の好適な実施形態に係る放射線プローブ 202 による画像形成が示されている。簡潔のために、図 13 に示す例は一次元画像形成の場合であるが、同じ原理が他の次元の画像形成にも当てはまることは容易に理解される。

【0148】

本発明の実施の一例において、放射線プローブ 202 は、コリメータ 211 および放射線検出器 213 を含むガンマ線検出器プローブとすることができる。ガンマ線はプローブコリメータ 211 を通して放射線検出器 213 に投影され、それは検出された放射線に従って電子信号を生成する。放射線プローブ 202 は、パルス高分析器回路 (図示せず) を含むことのできるプローブ計数器 215 にパルスを送る。パルス高分析器回路は放射線検出器 213 によって生成された電子信号を分析する。電子信号が選択されたエネルギーウィンドウ内である場合、放射線のレベル、すなわち放射線カウント数はプローブ計数器 215 によって計数される。

20

【0149】

適切な放射線検出器の例として、例えば固体検出器 (SSD) (CdZnTe、CdTe、HgI₂、Si、Ge および類似物)、シンチレーション検出器 (NaI (Tl)、LSO、GSO、CsI、CaF₂ および類似物)、ガス検出器、またはシンチレーティングファイバ検出器 (S101、S104 および類似物) がある。

30

【0150】

放射線プローブ 202 に関連付けられる位置センサ 204 は放射線プローブ 202 の位置を感知し、位置追跡システム 206 は位置追跡座標系に対する放射線プローブ 202 の移動を計算し監視する。移動は、2、3、および最高 6 次元すなわち X、Y および Z 軸の直線方向のみならず X、Y および Z 軸を中心とする回転 (すなわちそれぞれ回転角 θ_x 、 θ_y 、 θ_z および θ_{xyz}) で計算され、監視される。

【0151】

適切な位置追跡システムの例として、例えば測定機械的アーム (Faro Arm、<http://www.faro.com/products/faroarm.asp>)、光学的追跡システム (カナダ国オンタリオ州ノーザン・デジタル社の NDI - POLARIS 受動または能動システム)、磁気追跡システム (NDI - AURORA)、赤外線追跡システム (E - PAN システム、<http://www.e-pen.com>)、および超音波追跡システム (E - PEN システム) がある。

40

【0152】

処理装置 212 は、プローブ計数器 215 からの放射線プローブ計数率を位置追跡システム 206 からの位置情報と結合し、画像化ソフトウェアアルゴリズム 217 を使用して、患者の体内の標的領域の二次元または三次元放射性トレーサ拡散画像を形成する。空間的

50

プローブ位置は空間的計数率と共にメモリに格納するか、または空間位置および計数率に対応する標識のパターンとしてコンピュータモニタ 214 に表示することができる。

【0153】

そのようなパターンの一例を図 14 に示す。それは、位置追跡システム 206 に結合された 10 mm 核放射線プローブ 202 を使用することにより検出された、人体内部の 30 mm 深さの放射線点源 218 (図 13) の単次元未処理シミュレーションを示す。図 14 のグラフは、約 50 mm のプローブ位置で約 500 のピーク計数率があることを医師に示す。

【0154】

本発明の一実施形態では、画像化ソフトウェアアルゴリズム 217 は、図 14 の曲線を洗練するために平均化プロセスを使用する。この平均化プロセスについて今から図 15 を参照して説明する。

【0155】

プローブ計数器 215 はプローブ計数率情報 $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ を処理装置 212 に供給する (ステップ 301)。位置センサ 204 はプローブ位置情報 (X_c, Y_c, Z_c, \dots) を処理装置 212 に供給する (ステップ 302)。プローブパラメータ (その物理的大きさ d_x, d_y, d_z など) も処理装置 212 に入力される (ステップ 303)。

【0156】

次いで、処理装置 212 は、処理装置メモリ内のプローブボリウムを表す全てのボクセル (すなわちボリウム画素)、すなわち $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ を見つける (ステップ 304)。処理装置 212 は、画像形成の最初から、各ボクセルで行なわれた計算プロセスの回数、すなわち $M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を計算する (ステップ 305)。次いで処理装置 212 は、次の式に従って、各ボクセルの新しい平均計数率の値を計算する (ステップ 306)。

$$N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) = [N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)] / [M(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z) + 1]$$

【0157】

次いで処理装置 212 は、 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ で知覚されたボクセルを表す表示画像を補正する (ステップ 307)。次いで次のプローブ位置に対してアルゴリズムが繰り返される (ステップ 308)。

【0158】

図 14 の例に適用されたときに図 15 の平均化アルゴリズムから結果的に得られるグラフを図 16 に示す。

【0159】

図 17 および 18 は、位置追跡システム 206 を結合したガンマ放射線プローブおよび図 15 の平均化アルゴリズムによって生成された、ホットクロスファントム画像および 4.77 mm のホットバーファントム画像の例をそれぞれ示す。プローブ画像は Scinti Pack モデル 296 に接続されたプローブ EG & G Ortec NaI (Tl) モデル 905-1 (厚さ 1 インチ、直径 1 インチ) を使用することによって形成された。使用した位置追跡システムは米国 05402 バーモント州バーリントン P. O. Box 527 アセンション・テクノロジー・コーポレーション (<http://www.ascension-tech.com/graphic.htm>) から市販されているアセンション・ミニボードであった。アセンション・テクノロジー・コーポレーションの磁気追跡および位置決定システムは、付近の導電性金属からの遮断および歪みを克服するために DC 磁場を利用する。信号は減衰無しに人体を通過する。

【0160】

本発明の別の実施形態では、今から図 19 に関連して説明するように、画像化ソフトウェアアルゴリズム 217 を使用して、図 14 の曲線を洗練するためのプロセスを最小化する

10

20

30

40

50

ことができる。

【0161】

プローブ計数器215は処理装置212にプローブ計数率情報 $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ を供給する(ステップ401)。位置センサ204は、処理装置212にプローブ位置情報 (X_c, Y_c, Z_c, \dots) を供給する(ステップ402)。プローブパラメータ(その物理的大きさ d_x, d_y, d_z など)も処理装置212に入力される(ステップ403)。

【0162】

次いで、処理装置212は、処理装置メモリ内のプローブ体積を表す全てのボクセルすなわち $X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z$ を見つける(ステップ404)。処理装置メモリ内のプローブ体積を表すボクセルから、処理装置212は、入力されたプローブ計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ より高い計数率値 $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ を持つものを見つける(ステップ405)。次いで処理装置212は、より高い計数率値のボクセルを入力されたプローブ計数率 $N(X_c, Y_c, Z_c, \dots)$ に変更し(ステップ406)、より高い計数率のボクセル $N(X_c + d_x, Y_c + d_y, Z_c + d_z)$ の表示画像を補正する(ステップ407)。次いで次のプローブ位置に対してアルゴリズムが繰り返される(ステップ408)。

【0163】

図14の例に適用されたときに図19の最小化アルゴリズムから結果的に得られるグラフを図20に示す。

【0164】

制御ポリウムの放射線源の分布を推算するために、本発明では別のアルゴリズムを提供し、図27A~27Gに関連して説明する。このアルゴリズムでは、放射線源が、全ての方向に一様に放射する点源を含み、かつ放射線源が有界ポリウム内に局在化し平滑に分布されていることが想定される。

【0165】

今、図27Aおよび27Bを参照すると、一般的にチューブコリメータとして形成することが好ましい放射線センサ600が示されている。放射線量子602は上述した通り放射線センサ600によって登録され、それにより単位時間当たりの平均量子数が得られる。放射線センサ600は、当該ポリウム604付近を動き回ることができる。任意の瞬間におけるセンサ600の位置およびその方向は(検査対象ポリウムの位置と共に)既知であると想定される(図27A)。

【0166】

チューブコリメータは、放射線量子の平面円形検出器606を備えていることが好ましい。量子検出器606はチューブの後端608に配置することが好ましく、放射線量子はチューブの開放前端610からのみ検出器606に到達することができる(図27B)。

【0167】

今、図27Cを参照すると、放射線センサ600の中心に原点Oを持つ座標 (x, y, z) の座標系が示されており、 (x, y) 面は検出器の面であり、 z 軸はコリメータチューブの中心にある。コリメータチューブの形状パラメータすなわち高さ h および半径 r は既知である。

【0168】

チューブの回転対称性から、全方向に一様に放射する全強度 I の放射線源 $Q = Q(x, y, z)$ がある場合、放射線センサ600の量子検出器606によって登録される強度の部分が、 Q からコリメータの軸(軸 z)までの距離 r および Q から (x, y) 面までの距離 z によってのみ決定されることは明らかである。言い換えると、コリメータパラメータおよび h によってのみ定義される関数 $f(r, z)$ があるので(、 h, r および z からの対応する式は明示形式で容易に書くことができる)、検出器606によって登録された放射線スポット $Q = Q(x, y, z) = Q(r, z)$ の強度は $f(r, z)$ および放射線スポットの全強度 I に比例する。

10

20

30

40

50

【 0 1 6 9 】

今、図 2 7 D について説明する。上記の説明から、1つの放射線スポットの代わりに、ボリューム V に幾つかの放射線分布 $I(Q) = I(Q(r, z))$ がある場合、(ある定数は放射線分布およびセンサ位置に依存せず)放射線センサ 600 によって登録される放射線強度は次の積分に比例することが分かる。

【 数 1 】

$$\int_V I(Q(r, z)) \Phi(r, z) dQ \quad (1)$$

10

【 0 1 7 0 】

方程式 (1) の測定スキームで得られる値から強度分布 $I(Q)$ を推算するためのアルゴリズムについて、今から述べる。簡潔のために、第 1 の事例は、強度 $I(Q)$ がある二次元平面内に分布する二次元の問題について、図 2 7 E を参照しながら説明する。三次元の問題は、以下で説明するように、対応する二次元問題の直接一般化である。

【 0 1 7 1 】

図 2 7 E に示す通り、放射線源は平面内の矩形の領域 V に分布している。2つの座標系が考慮される。第 1 のものはセンサ 600 に対応するセンサ座標系 (x, y, z) である。第 2 のものは、放射線源平面 (u, v) に対応する放射線源座標系 (u, v, w) である。

20

【 0 1 7 2 】

各離散時間増分で、 (x, y, z) 座標系の原点の位置および (u, v, w) 座標系の z 軸単位ベクトルの方向は既知であると想定される。言い換えると、 (u, v, w) 座標系で移動するセンサの位置および方向は既知であり、 (u, v, w) 座標系は不動であると想定される。

【 0 1 7 3 】

放射線源は、平面 (u, v) 上である有界の所与の矩形 V 内に分布関数 $I(Q)$ に従って分布されると考慮する。 $I(Q) = I(u, v)$ は、 V に定義される未知であり求めようとする放射線 (または放射線強度) 分布関数である。

30

【 0 1 7 4 】

放射線分布関数 $I(Q)$ の推算の問題を正規化するために、関数 $I(Q)$ は V に定義される関数のある有限次元空間 H から与えられると考える。言い換えると、関数 $I(Q)$ 自体ではなく、むしろ分布 $I(Q)$ のある有限次元近似が推算される。

【 0 1 7 5 】

有限次元近似の最も単純な方法は、図 2 7 F に示すように、矩形 V を均等の矩形セルの組に細分し、この細分に対応する段階関数の空間 H (すなわち、細分のセルで一定である関数の空間) を考慮することである。

【 0 1 7 6 】

矩形 V の小さい矩形への細分が十分に微細である場合、この段階関数近似は放射線分布 $I(Q)$ の推算に充分である。

40

【 0 1 7 7 】

矩形 V の各辺を n 個の均等な部分に分割しよう (図 2 7 F)。そうすると $m = n^2$ は対応する細分における段階関数の空間 H のディメンションである。

【 0 1 7 8 】

空間 H は当然、 $n \times n$ 行列 (自然スカラー積 $\langle \cdot, \cdot \rangle$ を持つ) の m ディメンション空間と同形である。

【 0 1 7 9 】

$I = (I_{ij})_{i, j = 1, \dots, n}$ が、推算することを希望する H の未知の要素である

50

としよう。要素 I は積分 (1) の形の K 関数 { Φ_k } $k = 1, \dots, K$ で測定される。

【数 2】

$$\langle I, \Phi_k \rangle = \sum_{i,j=1..n} I_{ij} \Phi_{ij}^{(k)} \tag{2}$$

ここで、 $\Phi_k = (\Phi_{ij}^{(k)})_{i,j=1,\dots,n}$ であり、 $k = 1, \dots, K$ である (対応する段階関数による関数 I (Q) の近似の後、積分 (1) は和 (2) に変換される) 。

【0180】

10

凡関数 Φ_k 、 $k = 1, \dots, K$ は、センサの K 個の離散位置に対応する (図 2 7 E) 。 (1) から関数 $\Phi(r, z)$ の明示式が分かり、各瞬間時間 k の検査領域 V に対するセンサの位置が分かると、全ての行列 $\Phi_k = (\Phi_{ij}^{(k)})_{i,j=1,\dots,n}$ 、 $k = 1, \dots, K$ を計算することができる。

【0181】

したがって、次の測定スキームが得られる。

【数 3】

$$\Psi_k = \langle I, \Phi_k \rangle + \epsilon_k, \quad k=1, \dots, K. \tag{3}$$

【0182】

20

ここで Ψ_k は空間 H の未知の要素 I の測定結果であり、 ϵ_k は確率的誤差である (ϵ_k - 独立確率的変数、 $E \epsilon_k = 0$ 、 $k = 1, \dots, K$) 。

【0183】

M : H → H を次の形の空間 H の演算子としよう。

【数 4】

$$M = \sum_{k=1..K} \Phi_k \otimes \Phi_k. \tag{4}$$

【0184】

要素 I の最良の非バイアス線形推定値 \hat{I} は、次式によって与えられる。

30

【数 5】

$$\hat{I} = M^{-1} \Psi, \tag{5}$$

ここで $M^{-1} : H \rightarrow H$ 、式 (4) の演算子 M の逆演算子である。

【数 6】

$$\Psi = \sum_{k=1..K} \psi_k \Phi_k, \tag{6}$$

(ここで ψ_k は式 (3) の測定の結果である。)

【0185】

40

推算 (5) を使用する 1 つの問題 (空間 H のディメンション m が非常に大きい場合の計算上の問題を別にして) は、式 (3) の演算子 M : H → H が「不良可逆 (bad inverse) 」であることである。言い換えると、この推算問題は「不良提起」されている。それは、測定スキーム (3) に雑音 ϵ_k があり、たとえ雑音が小さくても、時には結果として非常に大きい推算誤差分布

$$(I, \hat{I})$$

を生じることがあることを意味する。

【0186】

これは、該推算問題に追加の正規化が必要であることを意味する。これは線形方程式の大きい集合を解くときの一般的問題である。そのような方程式を解くための幾つかの方法が

50

ある。以下で説明するのは、そのような方程式を解くための周知の方法の1つであるが、多くの他の方法も可能であり、それらは (<http://www-vision.ac.il/1999/99-03/www/>)にあるような下降勾配法および当業界で一般的に知られている他の方法を含む。さらに、実質的なオーバーラップにより行われる測定値間の相関を考慮に入れることによって、画像再構成を改善することが可能である。また、以下の説明では、ピクセルまたはボクセルを表すために規則的階段関数を想定しているが、一部の用途により適した小波ベース、ガウスベース等のような他のベースを使用することができる。

【0187】

推算値 \hat{I} の代わりに、正規化推算値 \hat{I}_R を得るために、演算子 M の固有ベクトル分解を使用することができる。

10

【0188】

$\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_m$ を、固有値 $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_m, 0$ に対応する演算子 $M : H \rightarrow H$ の固有ベクトルとする。

【0189】

R をある自然数 $1 < R < m$ とする (R は「正規化パラメータ」である)。 $H^{(R)}$ を最初の R 個の固有ベクトル ϕ_1, \dots, ϕ_R で張られた空間 H の部分空間とする。

【数7】

20

$$H^{(R)} = \text{sp} \{ \phi_k \}_{k=1 \dots R} \quad (7)$$

$P^{(R)} : H \rightarrow H^{(R)}$ を部分空間 $H^{(R)}$ の直交投影とする。

【0190】

正規化推定値 \hat{I}_R は次のように得ることができる。

$$I_k^{(R)} = P^{(R)} I_k, \quad k = 1, \dots, K$$

【数8】

$$\Psi^{(R)} = \sum_{k=1 \dots K} \psi_k \Phi_k^{(R)}, \quad (8)$$

30

と、 $M^{(R)} : H^{(R)} \rightarrow H^{(R)}$ を次式の演算子としよう：

【数9】

$$M^{(R)} = \sum_{k=1 \dots K} \Phi_k^{(R)} \otimes \Phi_k^{(R)} \quad (9)$$

(演算子 $M^{(R)}$ は式(4)の演算子 M の式(7)の部分空間 $H^{(R)}$ への制限である)

【数10】

$$\hat{I}^{(R)} = (M^{(R)})^{-1} \Psi^{(R)}, \quad (10)$$

【0191】

正規化パラメータ R を適切に選択すると(固有値 λ_R が小さくなりすぎないように)、推定値(10)は安定してくる。

40

【0192】

パラメータ R を選択する幾つかの可能な方法がある。1つの方法は、 R を「プログラムパラメータ」として残し、「実験」で妥当な値を得ることである。別の方法は、ある「最適」値を選択することである。これは、(3)の確率的雑音 ψ_k の共変演算子が既知であり、空間 H の要素 I に関する情報が先見的に既知である場合に可能である。

【0193】

大きい数の均等な矩形への細分は、空間 H のディメンションが大きくなり過ぎるという欠点がある(特に3次元の場合)。矩形 V の各辺を n 個の均等な部分に細分すると、空間 H のディメンションは n^2 となり、対応する推算方程式を解くのに使用される行列のディメ

50

ンションは $n^2 \times n^2 = n^4$ となる (三次元の場合、 $n^3 \times n^3 = n^6$)。大きい n の場合、この状況が深刻なメモリおよび計算時間を引き起こすことは明らかである。

【0194】

本発明の好適な実施形態では、矩形 V の不規則細分を使用する。この不規則方法は、問題のディメンションを著しく低減し、コンピュータの計算を促進する。

【0195】

さらに詳しくは、上述した検査領域 V の規則的細分の欠点は、実際に信号を持たない多数のセルを考慮することである (図 27F)。高位信号のある領域でのみ小さいセルを持ち、低位信号の領域では大きいセルを持つ方がずっとよい。

【0196】

今、図 27G を参照すると、本発明の好適な実施形態による有利な不規則セル細分が示されている。

【0197】

第 1 段階で、「大きい」セルで規則的な細分を行い、上述の通り測定および推算を実行する。この方法で、大きいセルで強度分布が推算される。

【0198】

第 2 段階で、あるしきい値より大きい強度を持つ大きいセルを 4 つの均等なサブセル (または三次元の場合 8 個のサブセル) に細分する。平均強度 (全ての大きいセルの) から例えば 2 (または 3) シグマ (標準偏差) を引くことによって適切なしきい値が得られる。これらの細分部で上述の通り測定および推算を実行する。

【0199】

一般的に使用されるコンピュータの計算およびメモリ能力によって画定される所望の精度がより小さい細分レベルで達成されるまで、細分およびその後の測定および推算の動作を続ける。

【0200】

三次元の問題は二次元の場合と同様に処理することができるが、唯一の相違は矩形 V の代わりに、平行六面体 V があることである (図 27D)。したがって、各細分のセルもまた平行六面体である。

【0201】

上述したアルゴリズムは様々な画像化システムに使用することができる。例えば、該アルゴリズムは単一放射線検出器プローブ、放射線検出器プローブの配列、マルチヘッドカメラなど様々な設計の大型ガンマカメラ、汎用カメラ、および自動ホワイトバランス (AWB) スキャナに使用することができる。該アルゴリズムは SPECT および平面画像化に適しており、どのような種類の光子エネルギーでもあらゆる種類の同位元素に使用することができる。

【0202】

上記の説明から、ここで上述したアルゴリズムを使用して、放射線源の位置および放射線源付近の不確実領域 (システム測定誤差に基づく) を予測できることを当業者は理解されるであろう。該アルゴリズムはまた、ユーザがシステムオペレータの要求に従って不確実領域を最小にするために追加測定を実行するのを誘導する。

【0203】

したがって該アルゴリズムは、分析を用いて放射線源の周囲の不確実領域の境界を決定するフィードバックシステムであって、医療者がこれらの不確実領域で追加走査を行なって精度を向上し、誤差を低減し、したがって不確実領域の境界を最小にするのを誘導する、フィードバックシステムを含む。

【0204】

放射線プローブ 202 による連続サンプリングにより、腫瘍の位置決定および腫瘍領域の生理学的放射線活動マップをもたらすことができる。

【0205】

今、図 21 を参照すると、本発明の好適な実施形態に従って構成されかつ作動する画像再

10

20

30

40

50

構成システム 450 が示されている。画像再構成システム 450 は、医用画像化システム 208 から得られる画像と、生検針などの治療器具 452 の位置と共に、処理ユニット 212 からのピーク放射線場所（およびその不確定領域）の位置から形成される複合画像 451 を生成する。複合画像 451 は、医師が（医療画像化システム 208 からの）解剖学的画像および放射線検出アルゴリズムによって推定される放射性領域の位置に対する治療器具 452 の相対位置をよりよく評価することを可能にする。

【0206】

今、図 22 を参照すると、本発明の好適な実施形態による放射線マップ再構成アルゴリズムの流れ図が示されている。

【0207】

画像処理手順ではデコンボリューション法がしばしば使用される。そのようなデコンボリューション法の例は、サピアらの米国特許第 6166853 号に記載されており、その開示を参照によってここに組み込む。（しかし、これらは単なる例であって、本発明は米国特許第 6166853 号に示されたデコンボリューション法に限定されないことを理解されたい。）

【0208】

典型的な画像捕捉では、光（または他の電磁波エネルギー）が有限アパーチャを通して画像面まで進む。捕捉された画像は、源物体の光と画像化システムのアパーチャとのコンボリューションの結果である。システムの伝達関数は一般的に、アパーチャのフーリエ変換を取ることによって直接得ることができる。技術的に周知の通り、二次元のみに、すなわち $x-y$ 面に、コンボリューションによるにじみ効果が一般的に存在する。点拡散関数（PSF）は、二次元のコンボリューションのにじみを記述するために使用される式である。PSF は点源を画像化することから物理的に得られる。PSF のフーリエ変換がシステムの伝達関数であり、これはシステムの伝達関数にディラック-デルタ関数を畳み込むことによって得られる。点源はディラック-デルタ関数の物理的等価物であり、周波数ドメインでは、ディラック-デルタ関数はスペクトルにわたる単位演算子である。したがって、PSF のフーリエ変換はアパーチャのフーリエ変換でなければならない。しかし、PSF は収差など他の効果による雑音およびにじみを含む。

【0209】

全にじみに対する PSF の寄与はデコンボリューションによって減少または除去することができる。

【0210】

図 22 を参照すると、本発明の場合、放射線検出器の伝達関数は、検出器のアパーチャのフーリエ変換を取り、かつ収差など他の効果による雑音およびにじみを考慮することによって、決定することができる（ステップ 500）。伝達関数の一例は正規分布とすることができる。周知の数学的技法を使用して、伝達関数のデコンボリューションを決定することができる（ステップ 502）。

【0211】

検出器の各空間位置の計数読取り値は、検出器の視野内の全てのボクセル（または二次元マップの場合はピクセル；ここで使用する用語「ボクセル」はピクセルおよびボクセルの両方を含む）からの放射線計数の和を構成する。少なくとも 1 つのボクセル、または好ましくは各々のそのようなボクセルは、使用する放射線検出器の独自の伝達関数のデコンボリューションに基づいて、計数値を割り当てることができる（ステップ 504）。追加の数学的処置により、様々な検出器の観点から複数の読取り値のため各々のボクセルが受け取る様々な値を処理することができる（ステップ 506）。この処理は例えば、各ボクセルに単一の読取り値を生成するために、単純代数平均、最小値、または平均した逆数の逆数を構成することができる。次いで、デコンボリューションを使用して、にじみを低減または除去した放射線マップのボクセルを再構成する（ステップ 508）。

【0212】

ここで記載したアルゴリズムは、有向放射線検出器を使用して得られる読取り値の分析に

10

20

30

40

50

適用可能であるだけでなく、空間感知（ピキシレーテッド）放射線検出器にも適用される。この場合、各ピクセルの読取り値は、有向放射線検出器の場合と同様、ここで記載したようにアルゴリズムにより処理される。空間感知検出器を使用する動機は、複数の方向から並行して読取り値を受け取ることによって、測定時間を節約することである。これは本質的に、多数の重なり合う低解像度画像を生成し、次いでそれを処理して高解像度画像を形成することができる。加えて、空間感知検出器を走査して、ここで上述したアルゴリズムを使用して解像度をさらにいっそう改善することができる。

【0213】

したがって、有向検出器に適用されるのと同じアルゴリズムが空間感知検出器にも適用されるが、今は、各位置に1つの放射線読取り値ではなく、離散位置の大集合が並行して処理されるだけである。各ピクセルは、それによって使用されるセグメント化されたコリメータの形状によって決まる受入れ角を持つ別個の検出器とみなすことができる。各々のピクセルは空間的に異なる位置を占め、したがってここで記載したアルゴリズムによって単一有向プローブの新しい位置とみなすことができる。また、有向検出器の場合と同様、空間感知検出器を走査することによってピクセルの全集合を走査し、かつ新しい位置からデータ点の新しい集合を捕捉することも可能である。空間感知検出器のピクセルの各々から低解像度画像を得た後、超解像度アルゴリズムを使用して、高解像度の画像を生成することができる。適切な超解像度アルゴリズムは例えば、J. Acoust. Soc. Am., Vol. 77, No. 2, February 1985 Pages 567 - 572; Yokota and Sato, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process (April 1984); Yokota and Sato, Acoustical Imaging (Plenum, New York, 1982, Vol. 12; H. Shekarforoush and R. Chellappa, 「Data-Driven Multi-channel Super-resolution with Application to Video Sequences」, Journal of Optical Society of America - A, vol. 16, no. 3, pp. 481 - 492, 1999; H. Shekarforoush, J. Zerubia and M. Berthod, 「Extension of Phase Correlation to Sub-pixel Registration」, IEEE Trans. Image Processing to appear; P. Cheeseman, B. Kanefsky, R. Krufft, J. Stutz, and R. Hanson, 「Super-Resolved Surface Reconstruction From Multiple Images」, NASA Technical Report FIA-94-12, December, 1994; A.M. Tekalp, M.K. Ozkan, and M.I. Sezan 「High-Resolution Image Reconstruction for Lower-Resolution Image Sequences and Space-Varying Image Restoration」, IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (San Francisco, CA), pp. III-169 - 172, March 23 - 26, 1992 <http://www-visl.technion.ac.il/1999/99-03/www/>に記載されており、これらを参照によってここに組み込む。

【0214】

実験結果

一連の臨床実験で、本発明の基本的概念の幾つかについて、特定の病状に適した放射性医薬品を事前に注射した患者で試験した。磁気位置追跡システム付きの手持ち放射線検出器によって、予め定められた病変領域の走査に基づいて、二次元カラーコード化マップを構

成した。放射線計数レベルを表わす結果的に得られたマップを、従来のガンマカメラの画像と比較した。試験した放射性医薬品のリストは ^{18}F FDG、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ナトリウムペルテクネート、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ エリスロサイトを含む。以下の病状で、本発明のシステムによって生成される画像および従来のガンマカメラによって生成された画像には、同様の放射性同位元素標識パターンが観察された。

【0215】

図23Aおよび23Bは、それぞれ本発明のシステムおよび従来のガンマカメラによって生成された、58歳男性の甲状腺の自律性アデノーマの画像で観察された放射性同位元素標識パターンを示す。

【0216】

図24Aおよび24Bは、それぞれ本発明のシステムおよび従来のガンマカメラによって生成された、89歳女性の上腕骨のパジェット病が疑われる画像で観察された放射性同位元素標識パターンを示す。

【0217】

図25Aおよび25Bは、それぞれ本発明のシステムおよび従来のガンマカメラによって生成された、19歳女性の慢性骨髄炎の画像で観察された放射性同位元素標識パターンを示す。

【0218】

図26Aおよび26Bは、それぞれ本発明のシステムおよび従来のガンマカメラによって生成された、18歳男性の髄芽細胞腫からの骨格転移の画像で観察された放射性同位元素標識パターンを示す。

【0219】

以下に、本発明のシステムおよび方法を利用することのできる周知の処置のリストを提供する。

【0220】

癌の診断では、本発明のシステムおよび方法は、体外からの、または内視鏡法によるか、いずれかの癌のスクリーニングおよび/または誘導侵襲性診断(生検)に用途を見出すことができる。例として、肺癌生検、乳癌生検、前立腺癌生検、子宮頸癌生検、肝臓癌生検、リンパ節癌生検、甲状腺癌生検、脳腫瘍生検、骨癌生検、結腸癌生検、胃腸癌内視鏡検査および生検、膣癌の内視鏡スクリーニング、前立腺癌の内視鏡スクリーニング(直腸経由)、卵巣癌の内視鏡スクリーニング(膣経由)、子宮頸癌の内視鏡スクリーニング(膣経由)、膀胱癌の内視鏡スクリーニング(尿道経由)、胆癌の内視鏡スクリーニング(胃腸管経由)、肺癌のスクリーニング、乳癌のスクリーニング、黒色腫のスクリーニング、脳腫瘍のスクリーニング、リンパ癌のスクリーニング、腎臓癌のスクリーニング、胃腸癌のスクリーニング(体外から)があるが、それらに限定されない。

【0221】

MRIの特殊事例では、放射線検出器は、前立腺診断および治療のために直腸プローブ構成に、または膣、気道、または胃腸管の上部等などの任意の狭い閉じ込め位置に、MRI信号の送受信用または受信専用の小型RFコイルを組み込み、一緒に実装することができる。

【0222】

癌の誘導局所療法(directing localized treatment)として知られる処置も、本発明のシステムおよび方法から利益を得ることができる。例として、例えば肺癌、乳癌、前立腺癌、子宮頸癌、肝臓癌、リンパ癌、甲状腺癌、脳腫瘍、骨癌、結腸癌(直腸からの内視鏡による)、胃癌(胸部からの内視鏡による)、胸部癌、小腸癌(直腸からの内視鏡による、または胸部からの内視鏡による)、膀胱癌、腎臓癌、膣癌、および卵巣癌の場合の腫瘍内化学療法、腫瘍内近接照射療法、腫瘍内冷凍切除、腫瘍内高周波切除、腫瘍内超音波切除、および腫瘍内レーザー切除があるが、それらに限定されない。

【0223】

10

20

30

40

50

介入心臓病学では、以下の処置で本発明を利用することができる。当該方法およびシステムは、P T C A 処置（バルーンのみ、またはステントの配置と併用）中、手術中に組織灌流、組織成育性、および血流を評価するため、心臓性ショックの場合に心臓の損傷を評価するため、心筋梗塞の後で心臓の損傷を評価するため、心不全状態の組織の組織成育性および組織灌流に関する評価、C A B G 手術前の血管内組織成育性および灌流の評価で使用することができる。

【0224】

切除プローブまたは他の型の治療器具を心臓内の適切な位置に誘導するために、血管を通して心臓に入れられるカテーテルに放射能検出器を装着して、心臓内から乏血を評価することができる。本発明から利益を得ることのできる別の用途として、凝血塊の定位がある。例えば、ここで記載した放射能検出器は新しい凝塊と古い凝塊を評価し、区別することができる。したがって、例えば、血管内凝塊を画像化するために、P T C A 中に使用される誘導線などの非常に小径のワイヤに放射能検出器を配置することができる。大動脈弓内の凝塊は発作症例の約75%の原因であるので、大動脈弓内の血管内凝塊を探索することができる。

10

【0225】

本発明の方法およびシステムを用いての手術中の組織灌流、組織成育性、および血流の評価は、C A B G 手術中に組織成育性を評価するため、梗塞領域を標識するため、C A B G 手術中に血管再生の成功を評価するために使用することができる。

【0226】

本発明は、近接照射療法シードの植込み、超音波、マイクロ波、高周波冷凍療法、および限局化放射線切除など、これらに限らず、治療の方向で多くの他の用途を有する。

20

【0227】

多くの他の処置も本発明を利用できることは理解されるであろう。

【0228】

分かりやすくするために別個の実施形態の文脈で記載した本発明の特定の特徴は、単一の実施形態で組み合わせることもできることを理解されたい。逆に、分かりやすくするために単一の実施形態の文脈で記載した本発明の様々な特徴を別個に、あるいは適切な部分組合せとして提供することもできる。

【0229】

本発明をその特定の実施形態に関して説明したが、多くの代替例、変更例、および変形例が当業者には明白であることは明らかである。したがって、本発明の精神および広い請求の範囲内に該当するそのような代替例、変更例、および変形例を全ての包含するつもりである。本明細書に示した印刷または電子形の全ての刊行物、特許、および特許出願は、各々の個別刊行物、特許または特許出願が参照によって本書に組み込まれることが明確にまたは個別に示されている場合と同程度に、その全体が参照によって本明細書に組み込まれる。加えて、本願における参考文献の引用または識別は、そのような参考文献が先行技術として本発明に利用可能であるという容認とは解釈されないものとする。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の教示に係るシステムのブラックボックス図である。

40

【図2】

本発明の教示に係る放射線放射検出器を担持する状態で示された位置追跡システムとして働く関節アームの斜視図である。

【図3】

本発明の教示に係る位置追跡システムとして働く3個の同軸上に整列した加速度計を1対担持する放射線放射検出器の略図である。

【図4】

本発明の教示に係る別の型の位置追跡システムと連絡する放射線放射検出器の略図である。

50

【図 5】

本発明の実施形態を実現するために使用される狭角または広角放射線放射検出器の簡易断面図である。

【図 6】

図 5 の検出器で実行することのできる走査プロトコルの図である。

【図 7】

本発明の別の実施形態を実現するために使用される空間感受性放射線放射検出器、例えばガンマカメラの簡易断面図である。

【図 8】

図 7 の検出器で実行することのできる走査プロトコルの図である。

10

【図 9】

患者、放射線放射検出器、イメージングモダリティ、および外科器具の位置を同時追跡するために 4 個の位置追跡システムを使用する、本発明の教示に係るシステムを示す略図である。

【図 10】

本発明に係る、コネクタ、好ましくは撓みコネクタにより相互に接続した 1 対の放射線放射検出器の使用、またはコネクタへの撓み接続を示す略図である。

【図 11】

本発明の教示に係る外科器具および関連システム要素の略図である。

【図 12】

本発明の好適な実施形態に従って構成されかつ作動する、放射線プローブおよび位置センサ、位置追跡システム、医用画像化システム、ならびに座標位置合せシステムを含む画像化システムの簡易図である。

20

【図 13】

本発明の好適な実施形態に係る図 12 のシステムの位置追跡システムに取り付けられた核放射プローブによる一次元画像形成の簡易図である。

【図 14】

本発明の好適な実施形態に係る図 12 のシステムの核放射プローブによる放射線点源検出をさらなる処理なく示す簡易グラフである。

【図 15】

本発明の好適な実施形態に係る図 12 の画像化システムで使用される平均値計算アルゴリズムの簡易流れ図である。

30

【図 16】

本発明の好適な実施形態に係る図 12 のシステムの核放射プローブによる放射線点源検出を平均値計算処理して示す簡易グラフである。

【図 17】

図 12 のシステムのガンマ放射線プローブによって生成された画像のホットクロス像の簡易絵画図である。

【図 18】

図 12 のシステムのガンマ放射線プローブによって生成された画像のホットバーファントム像の簡易絵画図である。

40

【図 19】

本発明の好適な実施形態に係る図 12 の画像化システムで使用される最小値計算処理アルゴリズムの簡易流れ図である。

【図 20】

本発明の好適な実施形態に係る図 12 のシステムの核放射プローブによる放射線点源の検出を最小値計算処理して示す簡易グラフである。

【図 21】

本発明の好適な実施形態に従って構成されかつ作動し、医用画像、ピーク放射線の位置および治療器具の位置から形成される複合画像を生成する、画像再構成システムの簡易図で

50

ある。

【図 2 2】

本発明の好適な実施形態に係る放射線マップ再構成アルゴリズムの簡易流れ図である。

【図 2 3】

図 2 3 A は、本発明のシステムによって生成された甲状腺の自律性アデノーマの画像で観察される放射標識パターンの図である。図 2 3 B は、従来のガンマカメラによって生成された甲状腺の自律性アデノーマの画像で観察される放射性同位元素による標識パターンの図である。

【図 2 4】

図 2 4 A は、本発明のシステムによって生成された上腕骨のパジエット病が疑われる画像で観察される放射標識パターンの図である。図 2 4 B は、従来のガンマカメラによって生成された上腕骨のパジエット病が疑われる画像で観察される放射標識パターンの図である。

10

【図 2 5】

図 2 5 A は、本発明のシステムによって生成された慢性骨髄炎の画像で観察される放射標識パターンの図である。図 2 5 B は、従来のガンマカメラによって生成された慢性骨髄炎の画像で観察される放射標識パターンの図である。

【図 2 6】

図 2 6 A は、本発明のシステムによって生成された髄芽腫からの骨格転移の画像で観察される放射標識パターンの図である。図 2 6 B は、従来のガンマカメラによって生成された髄芽腫からの骨格転移の画像で観察される放射標識パターンの図である。

20

【図 2 7】

図 2 7 A は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。図 2 7 B は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。図 2 7 C は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。図 2 7 D は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。図 2 7 E は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。図 2 7 F は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。図 2 7 G は、コントロールボリュームにおける放射線源の分布を推算するために本発明によって提供されるアルゴリズムの演算を示す図である。

30

【 図 1 】

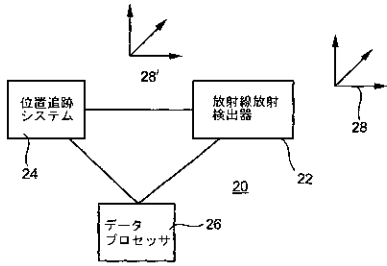


Fig. 1

【 図 2 】

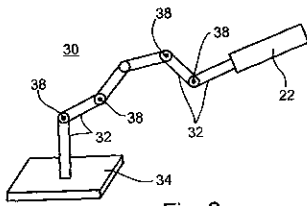


Fig. 2

【 図 3 】

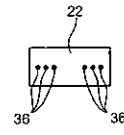


Fig. 3

【 図 4 】

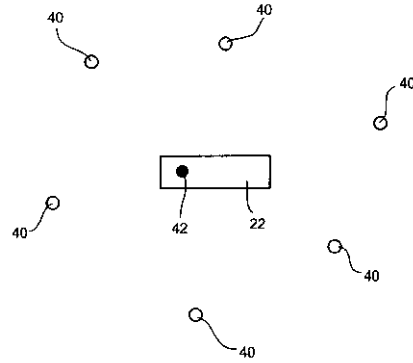


Fig. 4

【 図 5 】

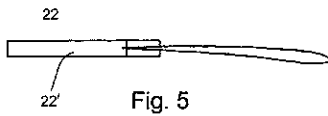


Fig. 5

【 図 8 】

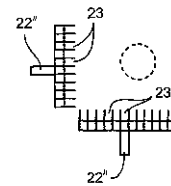


Fig. 8

【 図 6 】

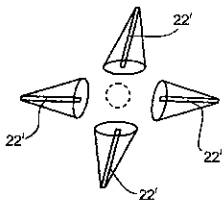


Fig. 6

【 図 7 】

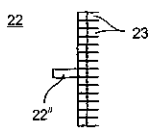
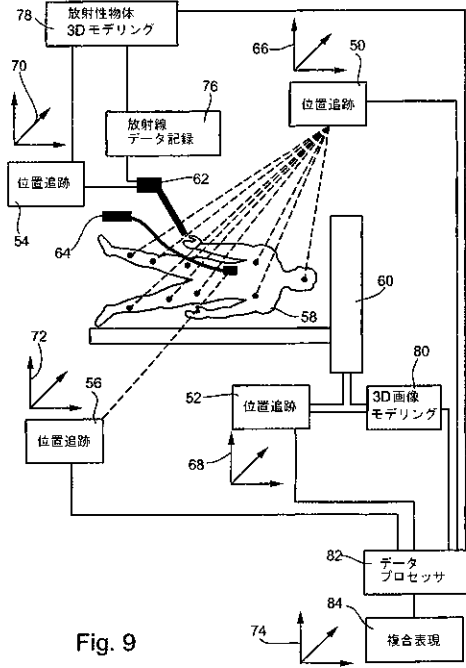
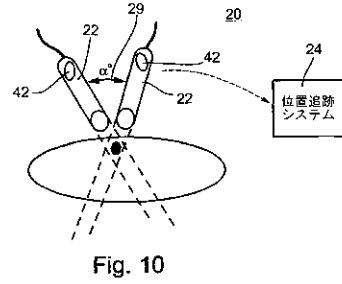


Fig. 7

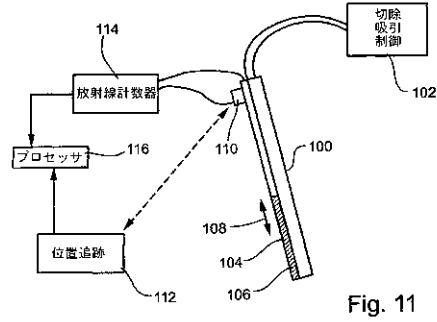
【 図 9 】



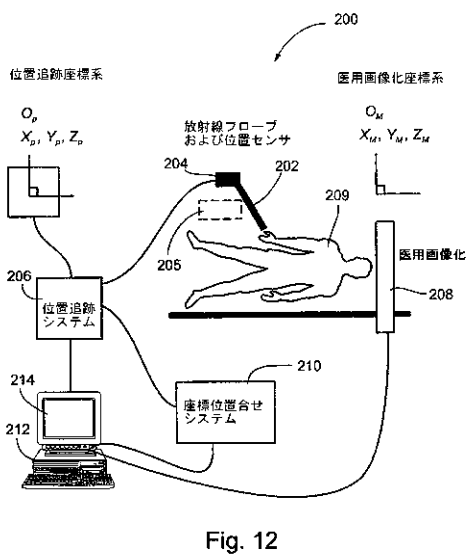
【 図 10 】



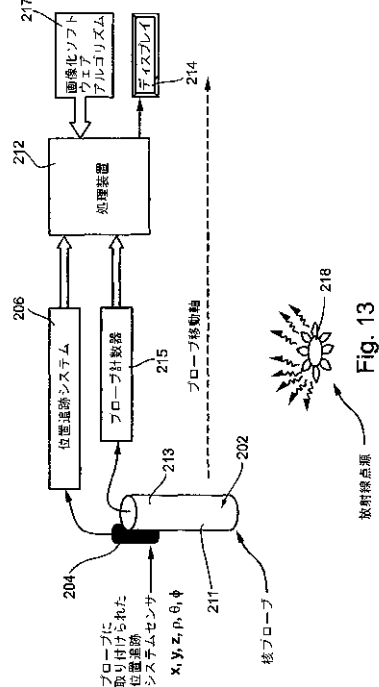
【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 13 】



【 図 1 4 】

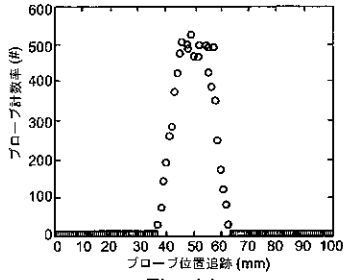


Fig. 14

【 図 1 5 】

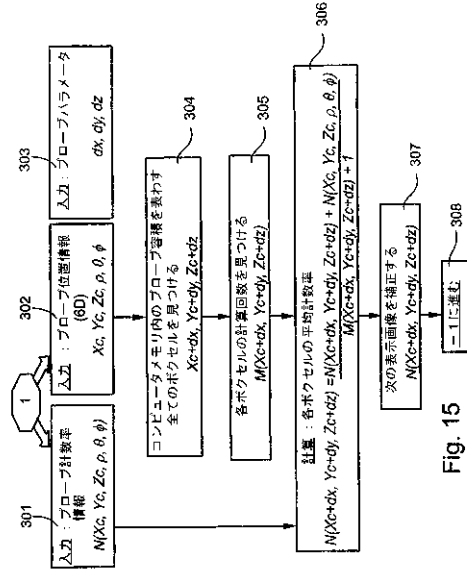


Fig. 15

【 図 1 6 】

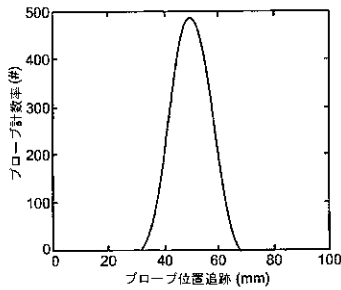


Fig. 16

【 図 1 7 】

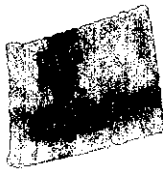


Fig. 17

【 図 1 8 】



Fig. 18

【 図 1 9 】

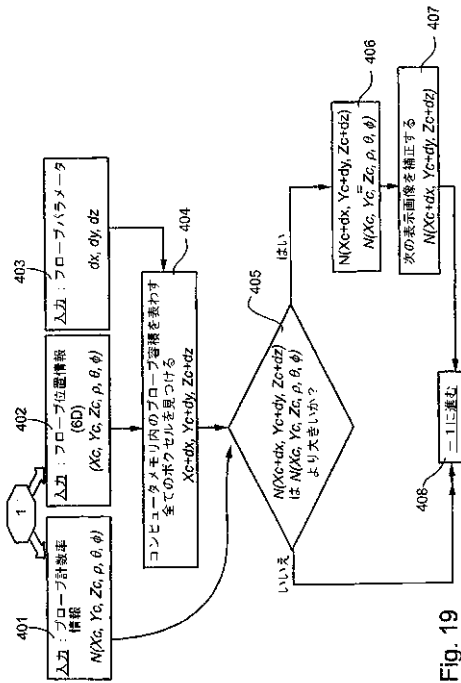


Fig. 19

【 図 2 0 】

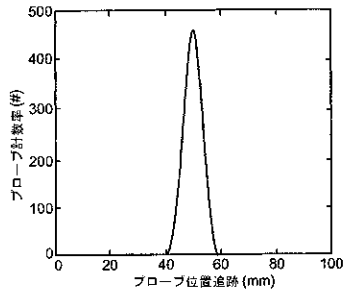


Fig. 20

【 図 2 1 】

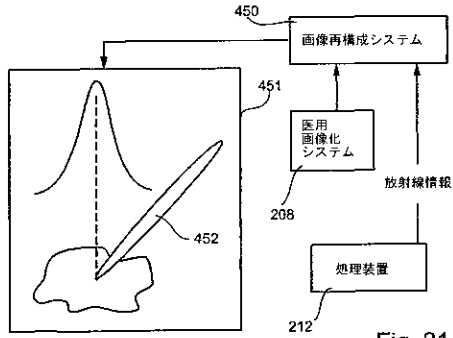


Fig. 21

【 図 2 3 】

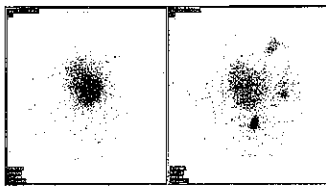


Fig. 23b



Fig. 23a

【 図 2 4 】

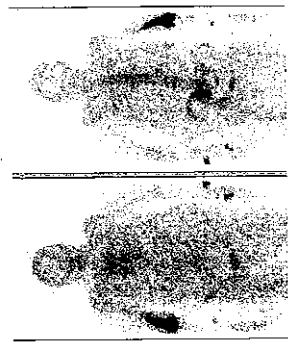


Fig. 24b

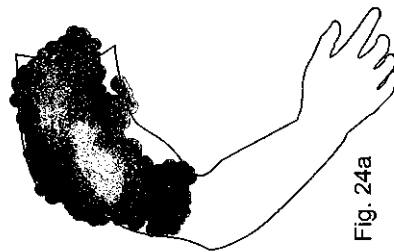


Fig. 24a

【 図 2 2 】

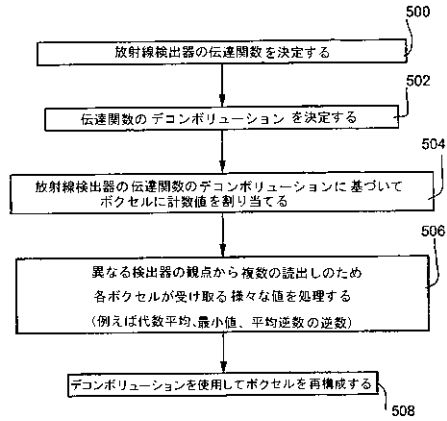
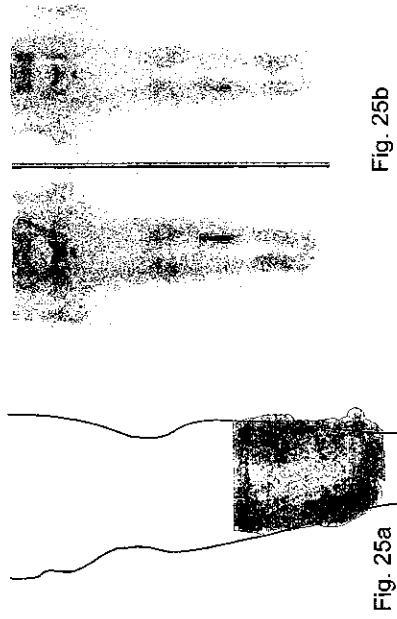
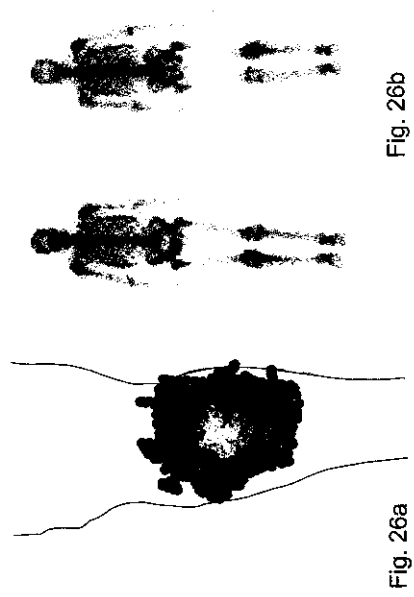


Fig. 22

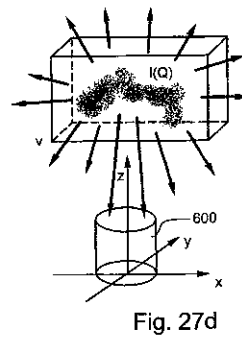
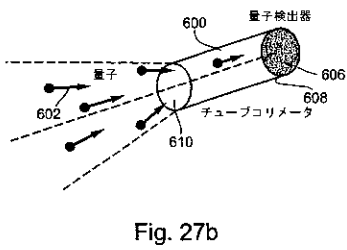
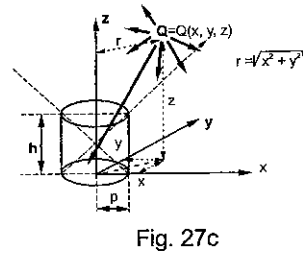
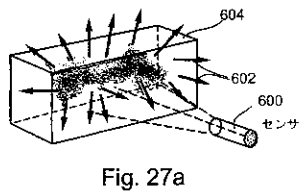
【 図 2 5 】



【 図 2 6 】



【 図 2 7 】



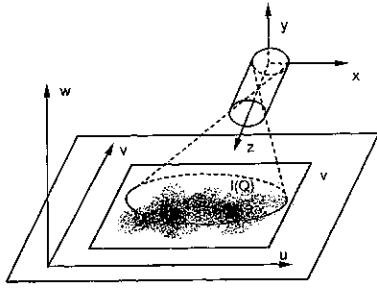


Fig. 27e

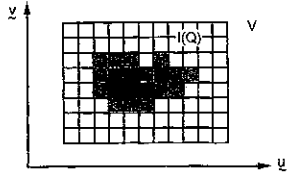


Fig. 27f

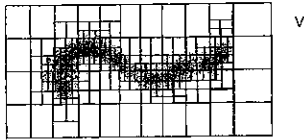


Fig. 27g

【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
28 February 2002 (28.02.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/16965 A2

- (51) International Patent Classification: G01T [Int.], 238 Haizit Street, 17940 Mitape Ahi (IL); ZILBERSTEIN, Yoel [IL]; 13 Zrubavel Street, 34671 Haifa (IL).
- (21) International Application Number: PCT/IL01/00638
- (22) International Filing Date: 11 July 2001 (11.07.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
09/641,973 21 August 2000 (21.08.2000) US
09/714,164 17 November 2000 (17.11.2000) US
09/727,464 4 December 2000 (04.12.2000) US
01/286,044 23 April 2001 (23.04.2001) US
- (71) Applicant (for all designated States except US): V-TAR-CEIT LTD., [IL]; 3 Ha'ezor Street, 39120 Tivat Haicruel (IL).
- (72) Inventors, and
(75) Inventors/Applicants (for US only): KIMCHY, Yoav [IL]; 8 Antwerpen Road, 34980 Haifa (IL); AMRAMI, Roni [IL]; 37 Yarden Street, 20692 Yokneam (IL); BOCSEKLA, Yona [IL]; 44 Mikhmanim Street, 20106 Yokneam (IL); ANTEBI, Udi [IL]; 30a Daphna Street, 27204 Kiryat Bialik (IL); SHORENKO, Nick [IL]; 4 Hinnarya Street, 23393 Acre (IL); BEN DAVID, Gal
- (74) Agent: G. E. EHRLICH (1995) LTD., 28 Dezalet Street, 52521 Ramat Gan (IL).
- (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, EP, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GR, 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, MY, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SH, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.
- (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, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Published:
— without international search report and to be republished upon receipt of that 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.



WO 02/16965 A2

(54) Title: RADIOACTIVE EMISSION DETECTOR EQUIPPED WITH A POSITION TRACKING SYSTEM AND UTILIZATION THEREOF WITH MEDICAL SYSTEMS AND IN MEDICAL PROCEDURES

(57) Abstract: A system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a system of coordinates, the system comprising (a) a radioactive emission detector, (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with the radioactive emission detector, and (c) a data processor being designed and configured for receiving data inputs from the position tracking system and from the radioactive emission detector and for calculating the position of the radioactivity emitting source in the system of coordinates.

WO 02/16965

PCT/01/00638

1
RADIOACTIVE EMISSION DETECTOR EQUIPPED WITH A POSITION
TRACKING SYSTEM AND UTILIZATION THEREOF WITH MEDICAL
SYSTEMS AND IN MEDICAL PROCEDURES

5 FIELD AND BACKGROUND OF THE INVENTION

The present invention relates to a radioactive emission detector equipped with a position tracking system. More particularly, the present invention relates to the functional integration of a radioactive emission detector equipped with a position tracking system as above with medical imaging modalities and/or with
10 guided minimally-invasive surgical instruments. The present invention is therefore useful for calculating the position of a concentrated radiopharmaceutical in the body in positional context of imaged portions of the body, which information can be used, for example, for performing an efficient minimally invasive surgical procedure. The present invention further relates to
15 a surgical instrument equipped with a position tracking system and a radioactive emission detector for fine *in situ* localization during resection and/or biopsy procedures, which surgical instrument is operated in concert with other aspects of the invention.

The use of minimally invasive surgical techniques has dramatically
20 affected the methods and outcomes of surgical procedures. Physically cutting through tissue and organs to visually expose surgical sites in conventional "open surgical" procedures causes tremendous blunt trauma and blood loss. Exposure of internal tissues and organs in this manner also dramatically increases the risk of infection. Trauma, blood loss, and infection all combine to extend recovery
25 times, increase the rate of complications, and require a more intensive care and monitoring regimen. The result of such open surgical procedures is more pain and suffering, higher procedural costs, and greater risk of adverse outcomes.

In sharp contrast, minimally invasive surgical procedures cause little
30 blunt trauma or blood loss and minimize the risk of infection by maintaining the body's natural barriers to infection substantially intact. Minimally invasive surgical procedures result in faster recovery and cause fewer complications than

WO 02/16965

PCT/01/0638

2

conventional, open, surgical procedures. Minimally invasive surgical procedures, such as laparoscopic, endoscopic, or cystoscopic surgeries, have replaced more invasive surgical procedures in all areas of surgical medicine. Due to technological advancements in areas such as fiber optics, micro-tool fabrication, imaging and material science, the physician performing the operation has easier-to-operate and more cost effective tools for use in minimally invasive procedures. However, there still exist a host of technical hurdles that limit the efficacy and increase the difficulty of minimally invasive procedures, some of which were overcome by the development of sophisticated imaging techniques. As is further detailed below the present invention offers a yet further advantage in this respect.

Radionuclide imaging is one of the most important applications of radioactivity in medicine. The purpose of radionuclide imaging is to obtain a distribution image of a radioactively labeled substance, e.g., a radiopharmaceutical, within the body following administration thereof to a patient. Examples of radiopharmaceuticals include monoclonal antibodies or other agents, e.g., fibrinogen or fluorodeoxyglucose, tagged with a radioactive isotope, e.g., ^{99m}Tc, ⁶⁷Ga, ²⁰¹Tl, ¹¹¹In, ¹²⁵I, ¹²⁵I, and ¹⁸F, which may be administered orally or intravenously. The radiopharmaceuticals are designed to concentrate in the area of a tumor, and the uptake of such radiopharmaceuticals in the active part of a tumor, or other pathologies such as an inflammation, is higher and more rapid than in the tissue that neighbors the tumor. Thereafter, a radiation emission detector, typically an invasive detector or a gamma camera (see below), is employed for locating the position of the active area. Another application is the detection of blood clots with radiopharmaceuticals such as ACUTECT from Nycomed Amersham for the detection of newly formed thrombosis in veins, or clots in arteries of the heart or brain, in an emergency or operating room. Yet other applications include radioimaging of myocardial infarct using agents such as

WO 02/16965

PCT/01/0638

3

radioactive anti-myosin antibodies, radioimaging specific cell types using radioactively tagged molecules (also known as molecular imaging), etc.

The distribution image of the radiopharmaceutical in and around a tumor, or another body structure, is obtained by recording the radioactive emission of the radiopharmaceutical with an external radiation detector placed at different locations outside the patient. The usual preferred emission for such applications is that of gamma rays, which emission is in the energy range of approximately 20-511 KeV. When the probe is placed in contact with the tissue, beta radiation and positrons may also be detected.

The first attempts at radionuclide "imaging" were in the late 1940's. An array of radiation detectors was positioned mechanically on a matrix of measuring points around the head of a patient. Alternatively, a single detector was positioned mechanically for separate measurements at each point on the matrix.

A significant advance occurred in the early 1950's with the introduction of the rectilinear scanner by Ben Cassen. With this instrument, the detector was scanned mechanically in a predetermined pattern over the area of interest.

The first gamma camera capable of recording all points of the image at one time was described by Hal Anger in 1953. Anger used a detector comprised of a NaI(Tl) screen and a sheet of X-ray film. In the late 1950's, Anger replaced the film screen with a photomultiplier tube assembly. The Anger camera is described in Hal O. Anger, "Radioisotope camera in Hine GJ", Instrumentation in Nuclear Medicine, New York, Academic Press 1967, chapter 19. U.S. Patent No. 2,776,377 to Anger, issued in 1957, also describes such a radiation detector assembly.

U.S. Patent No. 4,959,547 to Carroll et al. describes a probe used to map or provide imaging of radiation within a patient. The probe comprises a radiation detector and an adjustment mechanism for adjusting the solid angle through which radiation may pass to the detector, the solid angle being continuously variable. The probe is constructed so that the only radiation

WO 02/16965

PCT/01/0638

reaching the detector is that which is within the solid angle. By adjusting the solid angle from a maximum to a minimum while moving the probe adjacent the source of radiation and sensing the detected radiation, one is able to locate the probe at the source of radiation. The probe can be used to determine the location of the radioactivity and to provide a point-by-point image of the radiation source or data for mapping the same.

U.S. Patent No. 5,246,005 to Carroll et al. describes a radiation detector or probe, which uses statistically valid signals to detect radiation signals from tissue. The output of a radiation detector is a series of pulses, which are counted for a predetermined amount of time. At least two count ranges are defined by circuitry in the apparatus and the count range which includes the input count is determined. For each count range, an audible signal is produced which is audibly discriminable from the audible signal produced for every other count range. The mean values of each count range are chosen to be statistically different, e.g., 1, 2, or 3 standard deviations, from the mean of adjacent lower or higher count ranges. The parameters of the audible signal, such as frequency, voice, repetition rate, and/or intensity are changed for each count range to provide a signal which is discriminable from the signals of any other count range.

U.S. Patent No. 5,475,219 to Olson describes a system for detecting photon emissions wherein a detector serves to derive electrical parameter signals having amplitudes corresponding with the detected energy of the photon emissions and other signal generating events. Two comparator networks employed within an energy window, which define a function to develop an output, L, when an event-based signal amplitude is equal to or above a threshold value, and to develop an output, H, when such signal amplitude additionally extends above an upper limit. Improved reliability and accuracy is achieved with a discriminator circuit which, in response to these outputs L and H, derives an event output upon the occurrence of an output L in the absence of an output

WO 02/16965

PCT/01/0638

5

H. This discriminator circuit is an asynchronous, sequential, fundamental mode discriminator circuit with three stable states.

U.S. Patent Nos. 5,694,933 and 6,135,955 to Madden et al. describe a system and method for diagnostic testing of a structure within a patient's body that has been provided with a radioactive imaging agent, e.g., a radiotracer, to cause the structure to produce gamma rays, associated characteristic x rays, and a continuum of Compton-scattered photons. The system includes a radiation receiving device, e.g., a hand-held probe or camera, an associated signal processor, and an analyzer. The radiation receiving device is arranged to be located adjacent the body and the structure for receiving gamma rays and characteristic X-rays emitted from the structure and for providing a processed electrical signal representative thereof. The processed electrical signal includes a first portion representing the characteristic X-rays received and a second portion representing the gamma rays received. The signal processor removes the signal corresponding to the Compton-scattered photons from the electrical signal in the region of the full-energy gamma ray and the characteristic X-ray. The analyzer is arranged to selectively use the X-ray portion of the processed signal to provide near-field information about the structure, to selectively use both the X-ray and the gamma-ray portions of the processed signal to provide near-field and far-field information about the structure, and to selectively use the gamma-ray portion of the processed signal to provide extended field information about the structure.

U.S. Patent No. 5,732,704 to Thurston et al. describes a method for identifying a sentinel lymph node located within a grouping of regional nodes at a lymph drainage basin associated with neoplastic tissue wherein a radiopharmaceutical is injected at the situs of the neoplastic tissue. This radiopharmaceutical migrates along a lymph duct towards the drainage basin containing the sentinel node. A hand-held probe with a forwardly disposed radiation detector crystal is maneuvered along the duct while the clinician observes a graphical readout of count rate amplitudes to determine when the

WO 02/16965

PCT/01/00638

6

probe is aligned with the duct. The region containing the sentinel node is identified when the count rate at the probe substantially increases. Following surgical incision, the probe is maneuvered utilizing a sound output in connection with actuation of the probe to establish increasing count rate thresholds followed by incremental movements until the threshold is not reached and no sound cue is given to the surgeon. At this point of the maneuvering of the probe, the probe detector will be in adjacency with the sentinel node, which then may be removed.

U.S. Patent No. 5,857,463 to Thurston et al. describes further apparatus for tracking a radiopharmaceutical prescut within the lymph duct and for locating the sentinel node within which the radiopharmaceutical has concentrated. A smaller, straight, hand-held probe is employed carrying two hand actuable switches. For tracking procedures, the probe is moved in an undulatory manner, wherein the location of the radiopharmaceutical-containing duct is determined by observing a graphics readout. When the region of the sentinel node is approached, a switch on the probe device is actuated by the surgeon to carry out a sequence of squelching operations until a small node locating region is defined.

U.S. Patent Nos. 5,916,167 to Kramer et al. and 5,987,350 to Thurston describe surgical probes wherein a heat-sterilizable and reusable detector component is combined with a disposable handle and cable assembly. The reusable detector component incorporates a detector crystal and associated mountings along with preamplifier components.

U.S. Patent No. 5,928,150 to Call describes a system for detecting emissions from a radiopharmaceutical injected within a lymph duct wherein a hand-held probe is utilized. When employed to locate sentinel lymph nodes, supplementary features are provided including a function for treating validated photon event pulses to determine count rate level signals. The system includes a function for count-rate based ranging as well as an adjustable thresholding

WO 02/16965

PCT/01/0638

7
feature. A post-threshold amplification circuit develops full-scale aural and visual outputs.

U.S. Patent Nos. 5,932,879 and 6,076,009 to Rayman et al. describe an intraoperative system for preferentially detecting beta radiation over gamma radiation emitted from a radiopharmaceutical. The system has ion-implanted silicon charged-particle detectors for generating signals in response to received beta particles. A preamplifier is located in proximity to the detector filters and amplifies the signal. The probe is coupled to a processing unit for amplifying and filtering the signal.

10 U.S. Patent No. 6,144,876 to Bouton describes a system for detecting and locating sources of radiation, with particular applicability to interoperative lymphatic mapping (LM) procedures. The scanning probe employed with the system performs with both an audible as well as a visual perceptive output. A desirable stability is achieved in the readouts from the system through a signal processing approach which establishes a floating or dynamic window analysis of validated photon event counts. This floating window is defined between an upper edge and a lower edge. The values of these window edges vary during the analysis in response to compiled count sum values. In general, the upper and lower edges are spaced apart a value corresponding with about four standard deviations.

20 To compute these count sums, counts are collected over successive short scan intervals of 50 milliseconds and the count segments resulting therefrom are located in a succession of bins within a circular buffer memory. The count sum is generated as the sum of the memory segment count values of a certain number of the bins or segments of memory. Alteration of the floating window occurs when the count sum either exceeds its upper edge or falls below its lower edge. A reported mean, computed with respect to the window edge that is crossed, is developed for each scan interval which, in turn, is utilized to derive a mean count rate signal. The resulting perceptive output exhibits a desirable

WO 02/16965

PCT/01/0638

8

stability, particularly under conditions wherein the probe detector is in a direct confrontational geometry with a radiation source.

U.S. Patent No. 5,846,513 teaches a system for detecting and destroying living tumor tissue within the body of a living being. The system is arranged to be used with a tumor localizing radiopharmaceutical. The system includes a percutaneously insertable radiation detecting probe, an associated analyzer, and a percutaneously insertable tumor removing instrument, e.g., a resectoscope. The radiation detecting probe includes a needle unit having a radiation sensor component therein and a handle to which the needle unit is releasably mounted. The needle is arranged to be inserted through a small percutaneous portal into the patient's body and is movable to various positions within the suspected tumor to detect the presence of radiation indicative of cancerous tissue. The probe can then be removed and the tumor removing instrument inserted through the portal to destroy and/or remove the cancerous tissue. The instrument not only destroys the tagged tissue, but also removes it from the body of the being so that it can be assayed for radiation to confirm that the removed tissue is cancerous and not healthy tissue. A collimator may be used with the probe to establish the probe's field of view.

The main limitation of the system is that once the body is penetrated, scanning capabilities are limited to a translational movement along the line of penetration.

An effective collimator for gamma radiation must be several mm in thickness and therefore an effective collimator for high energy gamma radiation cannot be engaged with a fine surgical instrument such as a surgical needle. On the other hand, beta radiation is absorbed mainly due to its chemical reactivity after passage of about 0.2-3 mm through biological tissue. Thus, the system described in U.S. Patent No. 5,846,513 cannot efficiently employ high energy gamma detection because directionality will to a great extent be lost and it also cannot efficiently employ beta radiation because too high proximity to the

WO 02/16965

PCT/01/0638

9
radioactive source is required, whereas body tissue limits the degree of maneuvering the instrument.

The manipulation of soft tissue organs requires visualization (imaging) techniques such as computerized tomography (CT), fluoroscopy (X-ray
5 fluoroscopy), magnetic resonance imaging (MRI), optical endoscopy, mammography or ultrasound which distinguish the borders and shapes of soft tissue organs or masses. Over the years, medical imaging has become a vital part in the early detection, diagnosis and treatment of cancer and other diseases. In some cases medical imaging is the first step in preventing the spread of
10 cancer through early detection and in many cases medical imaging makes it possible to cure or eliminate the cancer altogether via subsequent treatment.

An evaluation of the presence or absence of tumor metastasis or invasion has been a major determinant for the achievement of an effective treatment for cancer patients. Studies have determined that about 30 % of patients with
15 essentially newly diagnosed tumor will exhibit clinically detectable metastasis. Of the remaining 70 % of such patients who are deemed "clinically free" of metastasis, about one-half are curable by local tumor therapy alone. However, some of these metastasis or even early stage primary tumors do not show with the imaging tools described above. Moreover often enough the most important
20 part of a tumor to be removed for biopsy or surgically removed is the active, i.e., growing part, whereas using only conventional imaging cannot distinguish this specific part of a tumor from other parts thereof and/or adjacent non affected tissue.

A common practice in order to locate this active part is to mark it with
25 radioactivity tagged materials generally known as radiopharmaceuticals, which are administered orally or intravenously and which tend to concentrate in such areas, as the uptake of such radiopharmaceuticals in the active part of a tumor is higher and more rapid than in the neighboring tumor tissue. Thereafter, a radiation emission detector, typically an invasive detector, is employed for
30 locating the position of the active area.

WO 02/16965

PCT/01/0638

10

Medical imaging is often used to build computer models which allow doctors to, for example, guide exact radiation in the treatment of cancer, and to design minimally-invasive or open surgical procedures. Moreover, imaging modalities are also used to guide surgeons to the target area inside the patient's body, in the operation room during the surgical procedure. Such procedures may include, for example, biopsies, inserting a localized radiation source for direct treatment of a cancerous lesion, known as brachytherapy (so as to prevent radiation damage to tissues near the lesion), injecting a chemotherapy agent into the cancerous site or removing a cancerous or other lesions.

The aim of all such procedures is to pin-point the target area as precisely as possible in order to get the most precise biopsy results, preferably from the most active part of a tumor, or to remove such a tumor in its entirety on the one hand with minimal damage to the surrounding, non affected tissues, on the other hand.

However, in the current state of the prior art this goal is yet to be achieved, as most of the common imaging modalities such as fluoroscopy, CT, MRI, mammography or ultrasound demonstrate the position and appearance of the entire lesion with anatomical modifications that the lesion causes to its surrounding tissue, without differentiating between the non-active mass from the physiologically active part thereof.

On the other hand, prior art radiation emission detectors and/or biopsy probes, while being suitable for identifying the location of the radiation site, they leave something to be desired from the standpoint of facilitating the removal or other destruction of the detected cancerous tissue with minimum invasion of the patient.

The combination of modalities, as is offered by the present invention, can reduce the margin of error in positioning such tumors. In addition, the possibility of demonstrating the position of the active part of a tumor superimposed on a scan from an imaging modality that shows the organ or tumor, coupled with the possibility to follow a surgical tool in reference to the

WO 02/16965

PCT/01/00638

11

afflicted area during a surgical procedure will allow for a more precise and controlled surgical procedures to take place, minimizing the aforementioned problems.

5 The present invention addresses these and other issues which are further elaborated hereinbelow, and offers the physicians and patients more reliable targeting, that in turn will result in less invasive and less destructive surgical procedures and less cases of mistaken diagnosis.

SUMMARY OF THE INVENTION

10 According to one aspect of the present invention there is provided a system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a system-of-coordinates, the system comprising (a) a radioactive emission detector; (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with the radioactive emission detector; and (c) a data processor
15 being designed and configured for receiving data inputs from the position tracking system and from the radioactive emission detector and for calculating the position of the radioactivity emitting source in the system-of-coordinates.

According to another aspect of the present invention there is provided a system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a
20 system-of-coordinates, the system comprising (a) at least two radioactive emission detectors; (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with at least two radioactive emission detectors; and (c) a data processor being designed and configured for receiving data inputs from the position tracking system and from the at least two radioactive emission detectors
25 and for calculating the position of the radioactivity emitting source in the system-of-coordinates.

According to still another aspect of the present invention there is provided a method for defining a position of a radioactivity emitting source in a system-of-coordinates, the method comprising the steps of (a) providing a
30 radioactive emission detector being connected to or communicating with a

WO 02/16965

PCT/01/00638

12

position tracking system; and (b) monitoring radioactivity being emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of the radioactive emission detector in the system-of-coordinates, thereby defining the position of the radioactivity emitting source in the system-of-coordinates.

According to yet another aspect of the present invention there is provided a method for defining a position of a radioactivity emitting source in a system-of-coordinates, the method comprising the steps of (a) providing at least one radioactive emission detector being connected to or communicating with a position tracking system; and (b) monitoring radioactivity being emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of the at least one radioactive emission detector in the system-of-coordinates, thereby defining the position of the radioactivity emitting source in the system-of-coordinates.

According to yet another aspect of the present invention there is provided a system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and further of projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates, the system comprising (a) a radioactive emission detector; (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with the radioactive detector; and (c) a data processor being designed and configured for (i) receiving data inputs from the position tracking system and from the radioactive emission detector; (ii) calculating the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates; and (iii) projecting the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

According to still another aspect of the present invention there is provided a system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and further of projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates, the system comprising (a) at least two radioactive emission detectors; (b) a position

WO 02/16965

PCT/01/0638

13

tracking system being connected to and/or communicating with the at least two radioactive emission detectors; and (c) a data processor being designed and configured for (i) receiving data inputs from the position tracking system and from the at least two radioactive emission detectors; (ii) calculating the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates; and (iii) projecting the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

According to still another aspect of the present invention there is provided a method for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and for projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates, the method comprising the steps of (a) providing a radioactive emission detector being connected to or communicating with a position tracking system; and (b) monitoring radioactivity being emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of the radioactive emission detector in the first system-of-coordinates, thereby defining the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates and projecting the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

According to an additional aspect of the present invention there is provided a method for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and for projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates, the method comprising the steps of (a) providing at least one radioactive emission detector being connected to or communicating with a position tracking system; and (b) monitoring radioactivity being emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of the at least one radioactive emission detector in the first system-of-coordinates, thereby defining the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates and projecting the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

WO 02/16965

PCT/01/0638

14

According to yet an additional aspect of the present invention there is provided a system for calculating a position of a body component and a position of a radiopharmaceutical uptaking portion of the body component within a subject, the system comprising (a) a two-dimensional (projectional or cross-sectional) or a three-dimensional (consecutive cross-sectional) imaging modality being connected to and/or communicating with a first position tracking system for calculating the position of the body component in a first system-of-coordinates; (b) a radioactive emission detector being connected to and/or communicating with a second position tracking system for tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a second system-of-coordinates; and (c) at least one data processor being designed and configured for receiving data inputs from the three-dimensional imaging modality, the first position tracking system, the radioactive emission detector and the second position tracking system and calculating the position of the body component and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a common system-of-coordinates.

According to yet an additional aspect of the present invention there is provided a method for calculating a position of a body component and a position of a radiopharmaceutical uptaking portion of the body component within a subject, the method comprising the steps of (a) providing a two-dimensional or a three-dimensional imaging modality being connected to and/or communicating with a first position tracking system and calculating the position of the body component in a first system-of-coordinates; (b) providing a radioactive emission detector being connected to and/or communicating with a second position tracking system and tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a second system-of-coordinates; and (c) receiving data inputs from the three-dimensional imaging modality, the first position tracking system, the radioactive emission detector and the second position tracking system and calculating the position of

WO 02/16965

PCT/01/0638

15

the body component and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a common system-of-coordinates.

According to still an additional aspect of the present invention there is provided a system for performing an intrabody surgical procedure on a radiopharmaceutical uptaking portion of a body component within a subject, the system comprising (a) a radioactive emission detector being connected to and/or communicating with a first position tracking system for tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a first system-of-coordinates; (b) a surgical instrument being connected to and/or communicating with a second position tracking system for tracking a position of the surgical instrument in a second system-of-coordinates; and (c) at least one data processor being designed and configured for receiving data inputs from the first position tracking system, the radioactive emission detector and the second position tracking system and for calculating the position of the surgical instrument and the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a common system-of-coordinates.

According to a further aspect of the present invention there is provided a method for performing an intrabody surgical procedure on a radiopharmaceutical uptaking portion of a body component within a subject, the method comprising the steps of (a) providing a radioactive emission detector being connected to and/or communicating with a first position tracking system and tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a first system-of-coordinates; (b) providing a surgical instrument being connected to and/or communicating with a second position tracking system and tracking a position of the surgical instrument in a second system-of-coordinates while performing the intrabody surgical procedure; and (c) receiving data inputs from the first position tracking system, the radioactive emission detector and the second position tracking system and calculating the position of the surgical instrument and the radiopharmaceutical uptaking portion

WO 02/16965

PCT/01/0638

16

of the body component in a common system-of-coordinates while performing the intrabody surgical procedure.

According to further features in preferred embodiments of the invention described below, the second system-of-coordinates serves as the common
5 system-of-coordinates and therefore the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in the first system-of-coordinates is projected onto the second system-of-coordinates.

According to still further features in the described preferred embodiments the first system-of-coordinates serves as the common
10 system-of-coordinates and therefore the position of the surgical instrument in the second system-of-coordinates is projected onto the first system-of-coordinates.

According to still further features in the described preferred embodiments the second system-of-coordinates, the first system-of-coordinates
15 and the common system-of-coordinates are a single system-of-coordinates.

According to still further features in the described preferred embodiments the first system-of-coordinates, the second system-of-coordinates and the common system-of-coordinates are each a separate
20 system-of-coordinates and therefore the position of the surgical instrument in the second system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in the first system-of-coordinates are both projected onto the common system-of-coordinates.

According to still further features in the described preferred embodiments the first position tracking system and the second position tracking
25 system are a single position tracking system.

According to still further features in the described preferred embodiments an image presentation device serves for visual co-presentation of the position of the surgical instrument and the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component.

WO 02/16965

PCT/01/0638

17

According to still further features in the described preferred
embodiments the radioactive emission detector is selected from the group
consisting of a narrow angle radioactive emission detector, a wide angle
radioactive emission detector, a plurality of individual narrow angle radiation
emission detectors and a spatially sensitive radioactivity detector, such as a
5 gamma camera employed in nuclear imaging.

According to still further features in the described preferred
embodiments the first and the second position tracking systems may include, but
are not limited to, any combination of an articulated arm position tracking
system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers
10 based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a
radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position
tracking system and an optical (e.g., optical encoder) based position tracking
system.

15 According to still further features in the described preferred
embodiments the surgical instrument may include, but is not limited to, any
combination of laser probe, cardiac catheter, angioplasty catheter, endoscopic
probe, biopsy needle, ultrasonic probe, fiber optic scopes, aspiration tubes,
laparoscopy probe, thermal probe and suction/irrigation probe.

20 According to still further features in the described preferred
embodiments the radiopharmaceutical may include, but is not limited to, ^{131}I ,
 ^{67}Ga (which may be administered as Ga-citrate), $^{99\text{m}}\text{Tc}$ methoxyisobutyl
isonitrile, $^{201}\text{TlCl}$, ^{18}F -fluorodeoxyglucose, ^{125}I -fibrinogen and ^{111}In -octreotide,
to name a few.

25 According to still further features in the described preferred
embodiments the two- or three-dimensional imaging modality is connected to
and/or communicating with a third position tracking system and is used for
calculating the position of a body component in a third system-of-coordinates.

30 According to still further features in the described preferred
embodiments data inputs are received from the two- or three-dimensional

WO 02/16965

PCT/01/0638

18

imaging modality and the third position tracking system and are used for calculating the position of the surgical instrument and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of a body component and the position of the body component in a common system-of-coordinates.

5 According to still further features in the described preferred embodiments the first position tracking system, the second position tracking system and the third position tracking system are a single position tracking system.

10 According to still further features in the described preferred embodiments the position of the surgical instrument, the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component and the body component are co-represented by a visual presentation device.

15 According to still further features in the described preferred embodiments each of the first, the second and the third position tracking system is independently selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

20 According to still further features in the described preferred embodiments the second system-of-coordinates serves as the common system-of-coordinates and therefore the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in the first system-of-coordinates and the position of the body component in the third system-of-coordinates are projected onto the second system-of-coordinates.

25 According to still further features in the described preferred embodiments the first system-of-coordinates serves as the common system-of-coordinates and therefore the position of the surgical instrument in the second system-of-coordinates and the position of the body component in the third system-of-coordinates are projected onto the first system-of-coordinates.

30

WO 02/16965

PCT/01/0638

19

According to still further features in the described preferred embodiments the third system-of-coordinates serves as the common system-of-coordinates and therefore the position of the surgical instrument in the second system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical 5 uptaking portion of the body component in the first system-of-coordinates are projected onto the third system-of-coordinates.

According to still further features in the described preferred embodiments the second system-of-coordinates, the first system-of-coordinates, the third system-of-coordinates and the common system-of-coordinates are a 10 single system-of-coordinates.

According to still further features in the described preferred embodiments the second system-of-coordinates, the first system-of-coordinates, the third system-of-coordinates and the common system-of-coordinates are each a separate system-of-coordinates and therefore the position of the surgical 15 instrument in the second system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in the first system-of-coordinates and the position of the body component in the third system-of-coordinates are all projected onto the common system-of-coordinates.

According to another aspect of the present invention there is provided a 20 system for generating a two- or three-dimensional image of a radioactivity emitting source in a body, the system comprising (a) a radioactive emission detector; (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with the radioactive emission detector; and (c) a data processor being designed and configured for receiving data inputs from the position 25 tracking system and from the radioactive emission detector and for generating the two- or three-dimensional image of the radioactivity emitting source.

According to still another aspect of the present invention there is provided a method of generating a two- or three-dimensional image of a radioactivity emitting source in a body, the system comprising (a) scanning the 30 body with a radioactive emission detector; (b) using a position tracking system

WO 02/16965

PCT/01/0638

20

being connected to and/or communicating with the radioactive emission detector for determining a position in a two- or three-dimensional system of coordinates of the radioactive emission detector; and (c) data processing inputs from the position tracking system and from the radioactive emission detector for
5 generating the two- or three-dimensional image of the radioactivity emitting source.

According to still another aspect of the present invention there is provided a system for performing an intrabody surgical procedure on a radiopharmaceutical uptaking portion of a body component within a subject, the
10 system comprising a surgical instrument being connected to and/or communicating with a position tracking system for tracking a position of the surgical instrument in a system-of-coordinates, the surgical instrument including a radioactive emission detector coupled thereto for monitoring the radiopharmaceutical in situ. Preferably, radioactive emission detector is
15 sensitive to beta radiation and/or positron radiation. Optionally it is sensitive to low energy (10 – 30 KeV) or gamma radiation. The surgical instrument preferably includes a tissue resecting mechanism and/or a tissue sampling mechanism, such as an aspiration mechanism.

According to an additional aspect of the present invention there is provided a system for calculating a position of a radioactivity emitting source in
20 a system-of-coordinates, the system comprising (a) a surgical instrument designed and constructed for invading a body of a subject, the surgical instrument including a radioactive emission detector connected thereto or integrated therein; (b) a position tracking system being connected to and/or
25 communicating with the surgical instrument; and (c) a data processor being designed and configured for receiving data inputs from the position tracking system and from the radioactive emission detector and for calculating the position of the radioactivity emitting source in the system-of-coordinates.

According to yet an additional aspect of the present invention there is
30 provided a system for calculating a position of a radioactivity emitting source in

WO 02/16965

PCT/01/0638

21

a first system-of-coordinates and further of projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates, the system comprising (a) a surgical instrument designed and constructed for invading a body of a subject, the surgical instrument including a radioactive emission detector connected thereto or integrated therein; (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with the surgical instrument; and (c) a data processor being designed and configured for (i) receiving data inputs from the position tracking system and from the radioactive emission detector; (ii) calculating the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates; (iii) calculating the position of the surgical instrument in the first system-of-coordinates; and (iii) projecting the position of the radioactivity emitting source and of the surgical instrument onto the second system-of-coordinates.

According to still an additional aspect of the present invention there is provided a method for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and for projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates, the method comprising the steps of (a) providing a surgical instrument designed and constructed for invading a body of a subject, the surgical instrument including a radioactive emission detector connected thereto or integrated therein, the surgical instrument being connected to or communicating with a position tracking system; and (b) monitoring radioactivity being emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of the radioactive emission detector in the first system-of-coordinates, thereby defining the positions of the radioactivity emitting source and of the surgical instrument in the first system-of-coordinates and projecting the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

According to a further aspect of the present invention there is provided a system for calculating a position of a body component and a position of a radiopharmaceutical uptaking portion of the body component within a subject,

WO 02/16965

PCT/01/0638

22

the system comprising (a) a two- or three-dimensional imaging modality being connected to and/or communicating with a first position tracking system for calculating the position of the body component in a first system-of-coordinates; (b) a surgical instrument designed and constructed for invading the body, the surgical instrument including a radioactive emission detector connected thereto or integrated therein, the surgical instrument being connected to and/or communicating with a second position tracking system for tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a second system-of-coordinates; and (c) at least one data processor being designed and configured for receiving data inputs from the three-dimensional imaging modality, the first position tracking system, the radioactive emission detector and the second position tracking system and calculating the position of the body component and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component and the position of the surgical instrument in a common system-of-coordinates.

According to yet a further aspect of the present invention there is provided a method for calculating a position of a body component and a position of a radiopharmaceutical uptaking portion of the body component within a subject, the method comprising the steps of (a) providing a two- or three-dimensional imaging modality being connected to and/or communicating with a first position tracking system and calculating the position of the body component in a first system-of-coordinates; (b) providing a surgical instrument designed and constructed for invading the body, the surgical instrument including a radioactive emission detector connected thereto or integrated therein, the surgical instrument being connected to and/or communicating with a second position tracking system for tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a second system-of-coordinates; and (c) receiving data inputs from the two- or three-dimensional imaging modality, the first position tracking system, the radioactive emission detector and the second position tracking system and

WO 02/16965

PCT/01/0638

23

calculating the position of the body component, the position of the surgical instrument and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a common system-of-coordinates.

5 The present invention seeks to improve and expand upon generation of one, two- or three-dimensional images of radioactivity emitting sources. Specifically, the present invention seeks to provide an improved method and system for imaging and guiding a diagnostic or therapeutic instrument towards a target region inside the patient's body, particularly by means of a nuclear radiation detector with a position tracking system.

10 In one aspect of the invention, a radiation probe is housed in a collimator and attached to a position tracking system. As the probe moves in two- or three-dimensional space about the patient being examined, data is collected and an image of the radiation patterns emanating from within the patient are mapped. One advantage of a two- or three-dimensional scan is that higher safety and accuracy are achieved through a greater number of directional searches and
15 in turn a better localization of the radiation source.

The invention enables mapping radiation source regions and surrounding uncertainty regions. One way of accomplishing this is by means of a feedback system that employs statistical analysis to determine the bounds of an uncertainty region, and which guides medical personnel to conduct additional
20 scans in these uncertainty regions to improve accuracy, reduce error, and hence minimize the bounds of the uncertainty regions.

The present invention successfully addresses the shortcomings of the presently known configurations by providing a radioactive emission detector per se and/or integrated in a surgical instrument connected to or communicating
25 with a position tracking system and the use thereof in a variety of systems and methods used for medical imaging and/or medical procedures.

The present invention has many other applications in the direction of therapeutics, such as, but not limited to, implanting brachytherapy seeds,

WO 02/16965

PCT/01/0638

24

ultrasound microwave radio-frequency cryotherapy and localized radiation ablations.

Implementation of the methods and systems of the present invention involves performing or completing selected tasks or steps manually, automatically, or a combination thereof. Moreover, according to actual instrumentation and equipment of preferred embodiments of the methods and systems of the present invention, several selected steps could be implemented by hardware or by software on any operating system of any firmware or a combination thereof. For example, as hardware, selected steps of the invention could be implemented as a chip a circuit. As software, selected steps of the invention could be implemented as a plurality of software instructions being executed by a computer using any suitable algorithms. In any case, selected steps of the method and system of the invention could be described as being performed by a data processor, such as a computing platform for executing a plurality of instructions.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

The invention is herein described, by way of example only, with reference to the accompanying drawings. With specific reference now to the drawings in detail, it is stressed that the particulars shown are by way of example and purposes of illustrative discussion of the preferred embodiments of the present invention only, and are presented in the cause of providing what is believed to be the most useful and readily understood description of the principles and conceptual aspects of the invention. In this regard, no attempt is made to show structural details of the invention in more detail than is necessary for a fundamental understanding of the invention, the description taken with the drawings making apparent to those skilled in the art how the several forms of the invention may be embodied in practice.

WO 02/16965

PCT/01/0638

25

In the drawings:

FIG. 1 is a black box diagram of a system according to the teachings of the present invention;

5 FIG. 2 is a perspective view of an articulated arm which serves as a position tracking system shown carrying a radioactive emission detector in accordance with the teachings of the present invention;

FIG. 3 is a schematic depiction of a radioactive emission detector carrying a pair of three coaxially aligned accelerometers which serve as a position tracking system in accordance with the teachings of the present
10 invention;

FIG. 4 is a schematic presentation of a radioactive emission detector communicating with yet another type of a position tracking system in accordance with the teachings of the present invention;

15 FIG. 5 is a simplified cross-sectional view of a narrow or wide angle radioactive emission detector used to implement an embodiment of the present invention;

FIG. 6 is a presentation of a scanning protocol which can be effected with the detector of Figure 5;

20 FIG. 7 is a simplified cross-sectional view of a spatially sensitive radioactive emission detector, e.g., a gamma camera, used to implement another embodiment of the present invention;

FIG. 8 is a presentation of a scanning protocol which can be effected with the detector of Figure 7;

25 FIG. 9 demonstrates a system in accordance with the teachings of the present invention which employs four position tracking systems for co-tracking the positions of a patient, a radioactive emission detector, an imaging modality and a surgical instrument;

30 FIG. 10 demonstrates the use of a pair of radiation emission detectors connected therebetween via a connector, preferably a flexible connector or a flexible connection to the connector according to the present invention;

WO 02/16965

PCT/01/0638

26

FIG. 11 is a schematic diagram of a surgical instrument and accompanying system elements according to the teachings of the present invention;

5 FIG. 12 is a simplified pictorial illustration of an imaging system constructed and operative in accordance with a preferred embodiment of the present invention, including a radiation probe and position sensor, position tracking system, medical imaging system and coordinate registration system;

10 FIG. 13 is a simplified pictorial illustration of a single dimension image formation with a nuclear radiation probe attached to a position tracking system of the system of Figure 12, in accordance with a preferred embodiment of the present invention;

FIG. 14 is a simplified pictorial plot of detecting a radiation point source with the nuclear radiation probe of the system of Figure 12, without further processing, in accordance with a preferred embodiment of the present invention;

15 FIG. 15 is a simplified flow chart of an averaging algorithm used in the imaging system of Figure 12, in accordance with a preferred embodiment of the present invention;

20 FIG. 16 is a simplified pictorial plot of detecting a radiation point source with the nuclear radiation probe of the system of Figure 12, with averaging processing, in accordance with a preferred embodiment of the present invention;

FIGS. 17 and 18 are simplified pictorial illustrations of hot cross and hot bar phantom images, respectively, of images produced by a gamma radiation probe of the system of Figure 12;

25 FIG. 19 is a simplified flow chart of a minimizing algorithm used in the imaging system of Figure 12, in accordance with a preferred embodiment of the present invention;

FIG. 20 is a simplified pictorial plot of detecting a radiation point source with the nuclear radiation probe of the system of Figure 12, with minimizing processing, in accordance with a preferred embodiment of the present invention;

WO 02/16965

PCT/01/00638

27

FIG. 21 is a simplified pictorial illustration of an image reconstruction system constructed and operative in accordance with a preferred embodiment of the present invention, which produces a combined image made up of medical images, the position of the peak radiation location and the location of a therapeutic instrument;

FIG. 22 is a simplified flow chart of a radiation map reconstruction algorithm, in accordance with a preferred embodiment of the present invention;

FIGs. 23A and 23B are illustrations of radiolabeled patterns observed in images produced by the system of the invention and by a conventional gamma camera, respectively, of an autonomous adenoma of a thyroid;

FIGs. 24A and 24B are illustrations of radiolabeled patterns observed in images produced by the system of the invention and by a conventional gamma camera, respectively, of suspected Paget's disease of a humerus;

FIGs. 25A and 25B are illustrations of radiolabeled patterns observed in images produced by the system of the invention and by a conventional gamma camera, respectively, of chronic osteomyelitis; and

FIGs. 26A and 26B are illustrations of radiolabeled patterns observed in images produced by the system of the invention and by a conventional gamma camera, respectively, of skeletal metastasis from medulloblastoma.

FIGs. 27A-G demonstrate the operation of an algorithm provided by the present invention for estimating the distribution of radiation sources in a control volume.

DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

The present invention is of a radioactive emission detector equipped with a position tracking system which can be functionally integrated with medical two- or three-dimensional imaging modalities and/or with guided minimally-invasive or other surgical tools. The present invention can be used for calculating the position of a concentrated radiopharmaceutical in the body in positional context of imaged portions of the body, which information can be

used, for example, for performing an efficient and highly accurate minimally invasive surgical procedure.

The principles and operation of the present invention may be better understood with reference to the drawings and accompanying descriptions.

5 Before explaining at least one embodiment of the invention in detail, it is to be understood that the invention is not limited in its application to the details of construction and the arrangement of the components set forth in the following description or illustrated in the drawings. The invention is capable of other embodiments or of being practiced or carried out in various ways. Also, it
10 is to be understood that the phraseology and terminology employed herein is for the purpose of description and should not be regarded as limiting.

The use of radioactive materials to tag physiologically active tissue within the body of a patient, for determining the tissue's localization and demarcation by radioactive emission detectors has been disclosed in the medical
15 literature for at least forty years. Significant developments in the localization and demarcation of tissue bearing radioactive isotope tags for diagnostic and/or therapeutic purposes have occurred since that time. In fact, it is now becoming an established practice in the diagnosis and/or treatment of certain diseases, e.g., cancer, blood clots, myocardial infarct and abscesses, to introduce monoclonal
20 antibodies or other agents, e.g., fibrinogen, fluorodeoxyglucose labeled with a radioactive isotope (e.g., ^{99m}Tc technetium, ^{67}Ga gallium, ^{201}Tl thallium, ^{111}In indium, ^{123}I iodine, ^{18}F fluorine and ^{125}I iodine) into the body of the patient. Such radiopharmaceuticals tend to localize in particular tissue or cell type, whereas uptake or binding of the specific radiopharmaceutical is increased in more
25 "physiologically active" tissue such as the active core of a cancerous tissue, so that the radiation emitted following nuclear disintegrations of the isotope can be detected by a radiation detector to better allocate the active portion of a tumor. Such radiation may be, for example, α , β , β^+ and/or γ radiation.

WO 02/16965

PCT/01/0638

29

In another type of applications radioactive substances are used to determine the level of flow of blood in blood vessels and the level of perfusion thereof into a tissue, e.g., coronary flow and myocardial perfusion.

Referring now to the drawings, Figure 1 illustrates a system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a system-of-coordinates, in accordance with the teachings of the present invention, which system is referred to hereinbelow as system 20.

System 20 includes a radioactivity emission detector 22. System 20 according to the present invention further includes a position tracking system 24. System 24 is connected to and/or communicating with radioactive emission detector 22 so as to monitor the position of detector 22 in a two- or three-dimensional space defined by a system-of-coordinates 28 in two, three or more, say four, five or preferably six degrees-of-freedom (x , y , z , ρ , θ and ϕ). System 20 further includes a data processor 26. Data processor 26 is designed and configured for receiving data inputs from position tracking system 24 and from radioactive emission detector 22 and, as is further detailed below, for calculating the position of the radioactivity emitting source in system-of-coordinates 28. The phrases "system-of-coordinates" and "three-dimensional space" are used herein interchangeably. As shown in Figure 10, a pair (or more) of detectors 22 connected therebetween via a physical connector, each of detectors 22 is position tracked, can be used for calculating the position of the radioactivity emitting source in system-of-coordinates 28. If more than a single detector 22 is used, detectors 22 are preferably connected there between via a connector 29. Connector 29 is preferably flexible. In the alternative, the connections of detectors 22 to connector 29 provide the required flexibility.

Position tracking systems *per se* are well known in the art and may use any one of a plurality of approaches for the determination of position in a two- or three-dimensional space as is defined by a system-of-coordinates in two,

WO 02/16965

PCT/01/00638

30

three and up to six degrees-of-freedom. Some position tracking systems employ movable physical connections and appropriate movement monitoring devices (e.g., potentiometers) to keep track of positional changes. Thus, such systems, once zeroed, keep track of position changes to thereby determine actual positions at all times. One example for such a position tracking system is an articulated arm.

Figure 2 shows an articulated arm 30 which includes six arm members 32 and a base 34, which can therefore provide positional data in six degrees-of-freedom. Monitoring positional changes may be effected in any one of several different ways. For example, providing each arm member 32 with, c.g., potentiometers or optical encoders 38 used to monitor the angle between adjacent arm members 32, to thereby monitor the angular change of each such arm member with respect to adjacent arm members, so as to determine the position in space of radioactive emission detector 22, which is physically connected to articulated arm 30.

As is shown in Figure 3 other position tracking systems can be attached directly to radioactive emission detector 22 in order to monitor its position in space. An example of such a position tracking system is an assortment of three triaxially (e.g., co-orthogonally) oriented accelerometers 36 which may be used to monitor the positional changes of radioactive emission detector 22 with respect to a space. A pair of such assortments, as is specifically shown in Figure 3, can be used to determine the position of detector 22 in six-degrees of freedom.

As is shown in Figures 4 and 10, other position tracking systems re-determine a position irrespective of previous positions, to keep track of positional changes. Such systems typically employ an array of receivers/transmitters 40 which are spread in known positions in a three-dimensional space and transmitter(s)/receiver(s) 42, respectively, which are in physical connection with the object whose position being monitored. Time based triangulation and/or phase shift triangulation are used in such cases

WO 02/16965

PCT/01/0638

31

to periodically determine the position of the monitored object, radioactive emission detector 22 in this case. Examples of such a position tracking systems employed in a variety of contexts using acoustic (e.g., ultrasound) electromagnetic radiation (e.g., infrared, radio frequency) or magnetic field and optical decoding are disclosed in, for example, U.S. Pat. Nos. 5,412,619; 6,083,170; 6,063,022; 5,954,665; 5,840,025; 5,718,241; 5,713,946; 5,694,945; 5,568,809; 5,546,951; 5,480,422 and 5,391,199, which are incorporated by reference as if fully set forth herein.

Radioactive emission detectors are well known in the art and may use any one of a number of approaches for the determination of the amount of radioactive emission emanating from an object or portion thereof. Depending on the type of radiation, such detectors typically include substances which when interacting with radioactive decay emitted particles emit either electrons or photons in a level which is proportional over a wide linear range of operation to the level of radiation impinging thereon. The emission of electrons or photons is measurable and therefore serves to quantitatively determine radiation levels. Solid-state detectors in the form of N-type, P-type, PIN-type pixellated or unpixellated include, for example, Ge, Si, CdTe, CdZnTe, CdSe, CdZnSe, HgI₂, TlBrI, GaAs, InI, GaSe, Diamond, TlBr, PbI₂, InP, ZnTe, HgBrI, a-Si, a-Se, BP, GaP, CdS, SiC, AlSb, PbO, Bi₂ and ZnSe detectors. Gas (e.g., CO₂ CH₄) filled detectors include ionization chamber detectors, proportional chamber detectors and geiger chamber detectors. Scintillation detectors include organic scintillators crystals and liquids, such as C₁₄H₁₀, C₁₄H₁₂, C₁₀H₈, etc., Plastics, NE102A, NE104, NE110, Pile U and inorganic scintillators, such as NaI, CsI, BGO, LSO, YSO, BaF, ZnS, ZnO, CaWO₄ and CdWO₄. Also known are scintillation fiber detectors. Scintillator coupling include photomultiplier tube (PMT) of the following types: side-on type, head-on type, hemispherical type, position sensitive type, microchannel plate-photomultiplier (MCP-PMTs) and electron multipliers, or photodiodes (and photodiodes arrays), such as Si

WO 02/16965

PCT/01/00638

32

photodiodes, Si PIN photodiodes, Si APD, GaAs(P) photodiodes, GaP and CCD.

Figure 5 shows a narrow angle or wide angle radioactive emission detector 22'. Narrow or wide angle radioactive emission detector 22' includes a narrow slit (collimator) so as to allow only radiation arriving from a predetermined angular direction (e.g., 1° - 280° - wide angle, preferably 1° - 80° - narrow angle) to enter the detector. Narrow or wide angle radioactive emission detectors especially suitable for the configuration shown in Figure 10 are manufactured, for example, by Neoprobe, Dublin, Ohio (www.neoprobe.com), USA, Nuclear Fields, USA (www.nufi.com) IntraMedical Imaging, Los Angeles, CA, USA (www.gammaprobe.com).

As is shown in Figure 6, such a detector is typically used to measure radioactivity, point by point, by scanning over the surface of a radioactive object from a plurality of directions and distances. In the example shown, scans from four different directions are employed. It will be appreciated that if sufficient radioactivity records are collected from different angles and distances, and the orientation and position in space of detector 22' is simultaneously monitored and recorded during such scans, a three-dimensional model of a radioactive region can be reconstituted and its position in space determined. If two or more detectors are co-employed, as shown in the configuration of Figure 10, the results may be collected faster.

Figure 7 shows another example of a radioactive emission detector, a spatially sensitive (pixelated) radioactive emission detector 22'' (such as a gamma camera). Detector 22'', in effect, includes an array of multitude narrow angle detector units 23. Such an arrangement is used in accordance with the teachings of the present invention to reduce the amount of measurements and angles necessary to acquire sufficient data so as to reconstitute a three-dimensional model of the radioactive object. Examples of spatially sensitive radioactive emission detectors employed in a variety of contexts are disclosed in, for example, U.S. Pat. Nos. 4,019,057; 4,550,250; 4,831,262; and

WO 02/16965

PCT/01/0638

33

5,521,373; which are incorporated by reference as if set forth herein. An additional example is the COMPTON detector (<http://www.ucl.ac.uk/MedPhys/posters/giulia/giulia.htm>). Figure 8 shows a scan optionally made by spatially sensitive radioactive emission detector 22" (such as a gamma camera).

A radioactive emission detector of particular advantages for use in context of the present invention is the Compton gamma probe, since, in the Compton gamma probe, spatial resolution is independent of sensitivity and it appears possible to exceed the noise equivalent sensitivity of collimated imaging systems especially for systems with high spatial resolution. The Compton probe is a novel type of gamma-probe that makes use of the kinematics of Compton scattering to construct a source image without the aid of mechanical collimators. Compton imaging telescopes were first built in the 1970s for astronomical observations [V. Schoenfelder et al., *Astrophysical Journal* 217 (1977) 306]. The first medical imaging laboratory instrument was proposed in the early 1980s [M. Singh, *Med. Phys.* 10 (1983) 421]. The potential advantages of the Compton gamma probe include higher efficiency, 3-D imaging without detector motion, and more compact and lightweight system. In the Compton gamma probe, high-energy gamma rays are scattered from a first detector layer (or detectors array) into a second detector layer array. For each gamma, the deposited energy is measured in both detectors. Using a line drawn between these two detectors, the Compton scattering equation can be solved to determine the cone of possible direction about this axis on which the gamma ray must have entered the first detector. The intersection of cones from many events is then developed to locate gamma ray sources in the probe's field-of-view. Obviously only coincident events are considered, and the more accurately their energy can be determined, the less uncertainty there is in the spatial angle of the arrival cone. The probe's electronic system is combining coincidence measurements across many detectors and detectors layers with a very good energy resolution. The choice of the geometry and the material of

34

the first layer detector plays a major role in the system imaging capability and depends on (i) material efficiency of single Compton events, in relation to other interactions; (ii) detector energy resolution; and (iii) detector position resolution. In particular, the overall angular resolution results from the combination of two components, related to the energy resolution and to the pixel volume of the detector.

Thus, as now afforded by the present invention, connecting a radioactive emission detector to a position tracking system, permits simultaneous radioactivity detecting and position tracking at the same time. This enables the accurate calculation of the shape, size and contour of the radiating object and its precise position in a three-dimensional space.

The present invention thus provides a method for defining a position of a radioactivity emitting source in a system-of-coordinates. The method is effected by (a) providing a radioactive emission detector which is connected to or communicating with a position tracking system; and (b) monitoring radioactivity emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of radioactive emission detector in the system-of-coordinates, thereby defining the position of the radioactivity emitting source in the system-of-coordinates.

It will be appreciated by one of skills in the art that the model produced by system 20 is projectable onto any of the other systems-of-coordinates, or alternatively, the system-of-coordinates defined by position tracking system 24 may be shared by other position tracking systems, as is further detailed hereinbelow, such that no such projection is required.

Thus, as is further shown in Figure 1, system 20 of the present invention can be used for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates 28 and further for projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates 28'. The system includes radioactive emission detector 22, position tracking system 24 which is connected to and/or communicating with radioactive emission detector

WO 02/16965

PCT/01/0638

35

22, and data processor 26 which is designed and configured for (i) receiving data inputs from position tracking system 24 and from radioactive emission detector 22; (ii) calculating the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates; and (iii) projecting the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

A method for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and for projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates is also offered by the present invention. This method is effected by (a) providing a radioactive emission detector being connected to or communicating with a position tracking system; and (b) monitoring radioactivity being emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of the radioactive emission detector in the first system-of-coordinates, thereby defining the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates and projecting the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

It will be appreciated that the combination of a radioactive emission detector and a position tracking system connected thereto and/or communicating therewith allows a suitable data processor to generate a two- or three-dimensional image of the radioactivity emitting source. An algorithm can be used to calculate image intensity based on, for example, a probability function which averages radiation counts and generates an image in which the shorter the time interval between radioactive counts, the brighter the image and *vice versa*, while down-compensating when a location is re-scanned. A free-hand scanning with a directional detector can be employed for this purpose.

In one embodiment, when scanning a body area with the detector, the detector is made to follow a three-dimensional surface which defines the body curvature and in effect is used also as a position tracking pointer. This information can be used to define the position of the radioactive source with respect to the outer surface of the body, so as to create a three-dimensional map

WO 02/16965

PCT/01/0638

36

of both the radioactive source and of the body curvature. This approach can also be undertaken in open surgeries, such as open chest surgeries so as to provide the surgeon in real time with information concerning the functionality of a tissue.

5 The radioactive emission detector which can be used in context of the present invention can be a beta emission detector, a gamma emission detector, a positron emission detector or any combination thereof. A detector that is sensitive to both beta (and/or positron) and gamma emission can be used to improve localization by sensing for example gamma emission distant from the source and sensing beta or positrons emission closer to the source. A beta detector is dedicated for the detection of either electrons from sources such as ¹³¹Iodine, or positrons from sources such as ¹⁸Fluorine. A gamma detector can be designed as a single energy detector or as a detector that can distinguish between different types of energies, using the light intensity in the scintillator as a relative measure of the gamma energy. Also, the detector can be designed to utilize coincidence detection by using detectors facing one another (180 degrees) with the examined organ or tissue in-between. The radiation detector can have different collimators with different diameters. A large bore will be used for high sensitivity with lower resolution while a small bore collimator will have higher resolution at the expense of lower sensitivity.

Another possibility is to have a the collimator moving or rotating with the opening eccentric so that a different solid angle is exposed to the incoming photons at any one time, thus gathering the photons from overlapping volumes at different time intervals. The rest of the image processing is similar if the probe moves or if the collimator eccentric opening moves.

System 20 of the present invention can be used in concert with other medical devices, such as, but not limited to, any one of a variety of imaging modalities and/or surgical instruments.

Imaging modalities are well known in the art, the main modalities that serve for two- (projectional or cross sectional) or three- (cosequive cross

WO 02/16965

PCT/01/0638

37

sectional) dimensional imaging are a fluoroscope, a computerized tomography scanner, a magnetic resonance imager an ultrasound imager and an optical camera.

Medical images taken of the human body are typically acquired or
5 displayed in three main orientations (i) coronal orientation: in a cross section (plane), for example, across the shoulders, dividing the body into front and back halves; (ii) sagittal orientation: in a cross section (plane), for example, down the middle, dividing the body into left and right halves; and (iii) axial orientation: in a cross section (plane), perpendicular to the long axis of the body, dividing the
10 body into upper and lower halves. Oblique views can also be acquired and displayed.

Various types of X-ray imaging are central to diagnosis of many types of cancer. Conventional X-ray imaging has evolved over the past 100 years, but the basic principal is still the same as in 1895, when first introduced. An X-ray
15 source is turned on and X-rays are radiated through the body part of interest and onto a film cassette positioned under or behind the body part. The energy and wavelength of the X-rays allows them to pass through the body part and create the image of the internal structures like bones. As the X-rays pass through the hand, for instance, they are attenuated by the different density tissues they
20 encounter. Bone attenuates a great deal more of the X-rays than the soft tissue surrounding it because of its greater density. It is these differences in absorption and the corresponding varying exposure level of the film that creates the images. In fact, X-ray imaging results in a projection of the integrated density of column-voxels defined by the X-rays as they pass through the body.

25 Fluoroscopy is a method based on the principals of film X-ray that is useful for detecting disorders and tumors in the upper gastro-intestinal (GI) system (for example, the stomach and intestines). Fluoroscopic imaging yields a moving X-ray picture. The physician can watch the screen and see an image of the patient's body (for example the beating heart). Fluoroscopic technology
30 improved greatly with the addition of television cameras and fluoroscopic

"image intensifiers". Today, many conventional X-ray systems have the ability to switch back and forth between the radiographic and fluoroscopic modes. The latest X-ray systems have the ability to acquire the radiograph or fluoroscopic movie using digital acquisition.

5 Computed Tomography (CT) is based on the X-ray principal, where the film is replaced by a detector that measures the X-ray profile. Inside the covers of the CT scanner is a rotating frame which has an X-ray tube mounted on one side and the detector mounted on the opposite side. A fan beam of X-ray is created as the rotating frame spins the X-ray tube and detector around the
10 patient. Each time the X-ray tube and detector make a 360° rotation, an image or "slice" has been acquired. This "slice" is collimated to a thickness between 1 mm and 10 mm using lead shutters in front of the X-ray tube and X-ray detector.

As the X-ray tube and detector make this 360° rotation, the detector takes numerous profiles of the attenuated X-ray beam. Typically, in one 360° lap,
15 about 1,000 profiles are sampled. Each profile is subdivided spatially by the detectors and fed into about 700 individual channels. Each profile is then backwards reconstructed (or "back projected") by a dedicated computer into a two-dimensional image of the "slice" that was scanned.

The CT gantry and table have multiple microprocessors that control the
20 rotation of the gantry, movement of the table (up/down and in/out), tilting of the gantry for angled images, and other functions such as turning the X-ray beam on and off. The CT contains a slip ring that allows electric power to be transferred from a stationary power source onto the continuously rotating gantry. The innovation of the power slip ring has created a renaissance in CT called spiral or
25 helical scanning. These spiral CT scanners can now image entire anatomic regions like the lungs in a quick 20 to 30 second breath hold. Instead of acquiring a stack of individual slices which may be misaligned due to slight patient motion or breathing (and lung/abdomen motion) in between each slice acquisition, spiral CT acquires a volume of data with the patient anatomy all in
30 one position. This volume data set can then be computer-reconstructed to

WO 02/16965

PCT/01/0638

39

provide three-dimensional models such as of complex blood vessels like the renal arteries or aorta. Spiral CT allows the acquisition of CT data that is perfectly suited for three-dimensional reconstruction.

MR Imaging is superior to CT in detecting soft tissue lesions such as tumors as it has excellent contrast resolution, meaning it can show subtle soft-tissue changes with exceptional clarity. Thus, MR is often the method of choice for diagnosing tumors and for searching for metastases. MR uses magnetic energy and radio waves to create single or consecutive cross-sectional images or "slices" of the human body. The main component of most MR systems is a large tube shaped or cylindrical magnet. Also, there are MR systems with a C-shaped magnet or other type of open designs. The strength of the MR systems magnetic field is measured in metric units called "Tesla". Most of the cylindrical magnets have a strength between 0.5 and 1.5 Tesla and most of the open or C-shaped magnets have a magnetic strength between 0.01 and 0.35 Tesla.

Inside the MR system a magnetic field is created. Each total MR examination typically is comprised of a series of 2 to 6 sequences. An "MR sequence" is an acquisition of data that yields a specific image orientation and a specific type of image appearance or "contrast". During the examination, a radio signal is turned on and off, and subsequently the energy which is absorbed by different atoms in the body is echoed or reflected back out of the body. These echoes are continuously measured by "gradient coils" that are switched on and off to measure the MR signal reflecting back. In the rotating frame of reference, the net magnetization vector rotate from a longitudinal position a distance proportional to the time length of the radio frequency pulse. After a certain length of time, the net magnetization vector rotates 90 degrees and lies in the transverse or x-y plane. It is in this position that the net magnetization can be detected on MRI. The angle that the net magnetization vector rotates is commonly called the 'flip' or 'tip' angle. At angles greater than or less than 90 degrees there will still be a small component of the magnetization that will be in

WO 02/16965

PCT/01/0638

40

the x-y plane, and therefore be detected. Radio frequency coils are the "antenna" of the MRI system that broadcasts the RF signal to the patient and/or receives the return signal. RF coils can be receive-only, in which case the body coil is used as a transmitter; or transmit and receive (transceiver). Surface coils are the simplest design of coil. They are simply a loop of wire, either circular or rectangular, that is placed over the region of interest.

A digital computer reconstructs these echoes into images of the body. A benefit of MRI is that it can easily acquire direct views of the body in almost any orientation, while CT scanners typically acquire cross-sectional images perpendicular or nearly perpendicular to the long body axis.

Ultrasound imaging is a versatile scanning technique that uses sound waves to create images of organs or anatomical structures in order to make a diagnosis. The ultrasound process involves placing a small device called a transducer, against the skin of the patient near the region of interest, for example, against the back to image the kidneys. The ultrasound transducer combines functions of emitting and receiving sound. This transducer produces a stream of inaudible, high frequency sound waves which penetrate into the body and echo off the organs inside. The transducer detects sound waves as they echo back from the internal structures and contours of the organs. Different tissues reflect these sound waves differently, causing a signature which can be measured and transformed into an image. These waves are received by the ultrasound machine and turned into live pictures with the use of computers and reconstruction software.

Ultrasound scanning has many uses, including: diagnosis of disease and structural abnormalities, helping to conduct other diagnostic procedures, such as needle biopsies etc.

There are limitations to some ultrasound techniques: good images may not be obtained in every case, and the scan may not produce as precise results as some other diagnostic imaging procedures. In addition, scan results may be

WO 02/16965

PCT/01/0638

41
affected by physical abnormalities, chronic disease, excessive movement, or
incorrect transducer placement.

Both two- (cross sectional) and three- (consecutive cross-sectional)
ultrasound imaging techniques are available nowadays. Worth mentioning is
5 the Doppler three-dimensional ultrasound imaging.

In many cases imaging modalities either inherently include (e.g.,
fluoroscope, CT, MRI) and/or are integrated with position-tracking-systems,
which enable the use of such systems to reconstruct three-dimensional image
models and provide their position in a three-dimensional space.

10 It will be appreciated that, similar to the vision system, also an optical
camera can be used to generate three-dimensional imagery data according to the
present invention by imaging a body from a plurality (at least two) directions.
This type of imaging is especially applicable in open chest surgeries or other
open surgeries. Software for calculating a three-dimensional image from a pair
15 of stereoscopic images is well known in the art.

Thus, as used herein and in the claims section that follows, the phrase
"three-dimensional imaging modality" refers to any type of imaging equipment
which includes software and hardware for generating a three-dimensional
image. Such an equipment can generate a three-dimensional image by imaging
20 successive cross-sections of a body, e.g., as if viewed from a single direction.
Alternatively, such an equipment can generate a three-dimensional image by
imaging a body from different angles or directions (typically two angles) and
thereafter combining the data into a three-dimensional image.

Surgical instruments are also well known in the art and may use any one
25 of a plurality of configurations in order to perform minimally-invasive surgical
procedures. Examples include laser probes, cardiac and angioplastic catheters,
endoscopic probes, biopsy needles, aspiration tubes or needles, resecting
devices, ultrasonic probes, fiber optic scopes, laparoscopy probes, thermal
probes and suction/irrigation probes. Examples of such surgical instruments
30 employed in a variety of medical contexts are disclosed in, for example, U.S.

WO 02/16965

PCT/01/0638

42

Pat. Nos. 6,083,170; 6,063,022; 5,954,665; 5,840,025; 5,718,241; 5,713,946;
5,694,945; 5,568,809; 5,546,951; 5,480,422; 5,391,199; 5,800,414; 5,843,017;
6,086,554; 5,766,234; 5,868,739; 5,911,719; 5,993,408; 6,007,497; 6,021,341;
6,066,151; 6,071,281; 6,083,166 and 5,746,738, which are incorporated by
5 reference as if fully set forth herein.

For some applications, examples of which are provided in the list of
patents above, surgical instruments are integrated with
position-tracking-systems, which enable to monitor the position of such
instruments while placed in and guided through the body of a treated patient.

10 According to a preferred embodiment of the present invention, the
surgical instrument is equipped with an additional radioactive emission detector
attached thereto or placed therein. This additional detector is used, according to
preferred embodiments of the invention, to fine tune the location of radioactive
emission from within the body, and in closer proximity to the radioactive
15 source. Since the surgical tool is preferably connected to or communicating
with a position-tracking system, the position of the additional detector can be
monitored and its readouts used to fine tune the position of the radioactive
source within the body. Thus, according to this aspect of the present invention,
at least one extracorporeal detector and an intracorporeal detector are used in
20 concert to determine the position of a radioactive source in the body in highest
precision. The extracorporeal detector provides the general position of the
source and is used for directing the surgical instrument thereto, whereas the
intracorporeal detector is used for reassuring prior to application of treatment or
retrieval of biopsy that indeed the source was correctly targeted at the highest
25 precision.

While according to a presently preferred embodiment of the invention
two detectors, one extracorporeal and one intracorporeal, are employed as
described above, for some applications a single intracorporeal detector may be
employed, which detector is attached to or integrated with a surgical instrument
30 whose position is tracked.

The use of intracorporeal and extracorporeal detectors calls for careful choice of the radioactive isotope employed with the radiopharmaceutical. While the extracorporeal detector can be constructed with a suitable collimator for handling strong radiation, such as gamma radiation, the intracorporeal detector is miniature by nature and is limited in design and construction by the construction of the surgical instrument with which it is employed. Since collimators for high energy (80 – 511 KeV) gamma radiation are robust in nature, they are not readily engageable with miniature detectors. Electron (beta) and positron radiation are characterized by: (i) they highly absorbed by biological tissue as they are of lower energy and higher chemical reactivity; and (ii) they are readily collimated and focused by thin metal collimators. It is also possible to use low energy gamma radiation (10 – 30 KeV) for intracorporeal applications since the collimation of these gamma photons can be achieved with thin layers of Tantalum or Tungsten. As such, the radio pharmaceutical of choice is selected to emit both gamma and beta and/or positron radiation, whereas the extracorporeal detector is set to detect the high energy gamma radiation, whereas the intracorporeal detector is set to detect the low energy gamma, beta and/or positron radiation. Isotopes that emit both high energy gamma and/or low energy gamma, beta and/or positron radiation and which can be used *per se* or as a part of a compound as radiopharmaceuticals include, without limitation, ^{18}F , ^{111}In and ^{125}I in radiopharmaceuticals, such as, but not limited to, 2- ^{18}F fluoro-2-deoxy-D-glucose (^{18}F FDG), ^{111}In -Pentetreotide (^{111}In -DTPA-D-Phe 3 -octreotide), L-3- ^{125}I -Iodo-alpha-methyl-tyrosine (IMI), O-(2- ^{18}F fluoroethyl)-L-tyrosine (L- ^{18}F FET), ^{111}In -Capromab Pentetide (CYT-356, Proscint) and ^{111}In -Satumomab Pentetide (Oncoscint).

Figure 11 illustrates a system in accordance with this aspect of the present invention. A surgical instrument 100 is shown connected to a resection/aspiration control element 102 as well known in the art. Surgical instrument 100 includes a radioactive emission detector 104, which has a collimator 106 for collimating low energy gamma, beta and/or positron

WO 02/16965

PCT/01/0638

44

radiation. In some embodiments, as indicated by arrow 108, detector 104 may be translated within instrument 100. A position tracking system having one element thereof 110 attached to instrument 100 and another element thereof 112 at a fixed location serves to monitor the position of instrument 100 at all times in two, three and up to six degrees of freedom. Radioactive emission detector 5 104 communicates with a counter 114 for counting low energy gamma, beta and/or positron radiation. All the data is communicated to, and processed by, a processor 116. The 2D or 3D data may be projected and displayed along with 2D or 3D imaging data derived from an imaging modality using a shared presentation device as described elsewhere herein. A real or virtual image of the surgical instrument itself may also be co-displayed. Examples of commercially available radiation emission detectors that can fit inside, for example, a biopsy needle include scintillating plastic optical fibers like S101 and S104, manufactured by PPLASTIFIBRO or an optical fiber communicating 15 with a scintillator (either detector paint or scintillation crystal) at the fiber edge. The level of detected radiation can be reported visually or by an audio signal, as is well known in the art.

Thus, a surgical instrument equipped with a radiation emission detector and which is connected to and/or communicating with a position tracking 20 system forms one embodiment of this aspect of the present invention. Such a design acting in concert with either conventional imaging modalities and/or extracorporeal radiation emission detectors form other embodiments of this aspect of the invention. In all cases, a surgical instrument equipped with a radiation emission detector and which is connected to and/or communicating 25 with a position tracking system serves for *in situ* fine tuning of a radioactive source in the body.

It will be appreciated that in some minimally-invasive procedures even the position of the patient him or herself is monitored via a position tracking system, using, for example, electronic or physical fiducial markers attached at 30 certain locations to the patient's body.

WO 02/16965

PCT/01/0638

Thus, as is further detailed⁴⁵ hereinbelow, by projecting the three-dimensional data and positions received from any of the above mentioned devices into a common system of coordinates, or alternatively, employing a common position tracking system for all of these devices, one can integrate the data into a far superior and comprehensive presentation.

An example to this desired outcome is shown in Figure 9. In the embodiment shown, four independent position tracking systems 50, 52, 54 and 56 are used to track the positions of a patient 58, an imaging modality 60, a radioactive emission detector 62 and a surgical instrument 64 in four independent systems-of-coordinates 66, 68, 70 and 72, respectively. If the patient is still, no tracking of the patient's position is required.

It will be appreciated that any subset or all of the position tracking systems employed may be integrated into one or more common position tracking systems, and/or that any subset or all of the position tracking systems employed may share one or more systems-of-coordinates, and further that any positional data obtained by any of the position tracking systems described in any of the systems-of-coordinates may be projected to any other system of coordinates or to an independent (fifth) system of coordinates 74. In one preferred embodiment, applicable for applications at the torso of the patient, the system of coordinates is a dynamic system of coordinates which takes into account the chest breathing movements of the patient during the procedure.

As indicated at 76, the raw data collected by detector 62 is recorded and, as indicated at 78, the position and the radioactive data records are used to generate a three-dimensional model of a radiopharmaceutical uptaking portion of a body component of the patient.

Similarly, as indicated at 80, the imagery data collected by imaging modality 60 is recorded and the position and the imagery data records are used to generate a three-dimensional model of the imaged body component of the patient.

All the data collected is then fed into a data processor 82 which processes the data and, as indicated at 84, generates a combined or superimposed presentation of the radioactive data and the imagery data, which is in positional context with patient 58 and surgical instrument 64.

5 Instrument 64, which by itself can be presented in context of the combined presentation, may then be used to perform the procedure most accurately. Processor 82 may be a single entity or may include a plurality of data processing stations which directly communicate with, or even integral to, any one or more of the devices described.

10 The present invention provides a major advantage over prior art designs because it positionally integrates data pertaining to a body portion as retrieved by two independent imaging techniques, conventional imaging and radioactive imaging, to thereby provide a surgeon with the ability the fine point the portion of the body to be sampled or treated.

15 It will be appreciated that subsets of the devices described in Figure 9 may be used as stand-alone systems. For example, a combination of detector 62 with its position-tracking system and instrument 64 with its position-tracking-system may in some instances be sufficient to perform intrabody procedures. For mere diagnostic purposes, without biopsy, a
20 combination of detector 62 position-tracking-system and modality 60 position-tracking-system are sufficient.

Reference is now made to Figure 12, which illustrates an imaging system 200 constructed and operative in accordance with a preferred embodiment of the present invention. Imaging system 200 preferably includes a radiation probe
25 202, such as the narrow angle radioactive emission detector 22' described hereinabove with reference to Figures 5 and 10.

A position sensor 204 is provided for sensing the position of radiation probe 202. Position sensor 204 may be physically attached to radiation probe 202, or may be distanced therefrom. Position sensor 204 transmits the sensed

WO 02/16965

PCT/01/0638

47

position data to a position tracking system 206. Position tracking system 206 may be a system like position tracking system 24, described hereinabove with reference to Figure 1, and position sensor 204 may be any kind of sensor applicable for such position tracking systems.

5 Another method which can be used to locate the source of radiation emission is by using a small hand held gamma camera 205 (such as the DigiRad 2020tc Imager TM, 9350 Trade Place, San Diego, California 92126-6334, USA), attached to position sensor 204.

Position tracking system 206 enables radiation probe 202 to freely scan
10 back and forth in two- or three-dimensions over the area of interest of the patient, preferably incrementing a short distance between each scan pass. Position tracking system 206 tracks the position of radiation probe 202 with respect to a position tracking coordinate system, such as X_p , Y_p and Z_p , with an origin O_p .

15 Imaging system 200 also includes a medical imaging system 208, such as, but not limited to, computed or computerized tomography (CT), magnetic resonance imaging (MRI), ultrasound imaging, positron emission tomography (PET) and single photon emission computed tomography (SPECT), for example. Medical imaging system 208 provides images of a patient 209 with
20 respect to a medical imaging coordinate system, such as X_m , Y_m and Z_m , with an origin O_m .

Imaging system 200 also includes a coordinate registration system 210, such as that described in U.S. Patent Application No. 09/610,490, the disclosure of which is incorporated herein by reference. Coordinate registration system
25 210 is adapted to register the coordinates of the position tracking coordinate system with those of the medical imaging coordinate system.

Position tracking system 206, medical imaging system 208 and coordinate registration system 210 are preferably in wired or wireless

communication with a processing unit 212 (also referred to as a data processor 212).

In operation of imaging system 200, after administration of a radiopharmaceutical to patient 209, a clinician/physician/surgeon (not shown) may move or scan radiation probe 202 about a target area under examination. A physiological activity map of the target area is obtained by measuring the radiation count rate with radiation probe 202, and by correlating the count rate with the count rate direction with position tracking system 206, which follows the motion of the moving or scanning radiation probe 202.

Reference is now made to Figure 13 which illustrates image formation with radiation probe 202, in accordance with a preferred embodiment of the present invention. For the purposes of simplicity, the example shown in Figure 13 is for a single dimension image formation, but it is readily understood that the same principles hold true for any other dimensional image formation.

In one example of carrying out the invention, radiation probe 202 may be a gamma ray detector probe that comprises a collimator 211 and radiation detector 213. Gamma rays are projected through the probe collimator 211 onto radiation detector 213, which produces electronic signals in accordance with the radiation detected. Radiation probe 202 sends pulses to a probe counter 215 which may include a pulse height analyzer circuit (not shown). The pulse height analyzer circuit analyzes the electronic signals produced by radiation detector 213. If the electronic signals are within a selected energy window, the level of radiation, i.e., number of radiation counts, is counted by probe counter 215.

Examples of suitable radiation detectors include a solid state detector (SSD) (CdZnTe, CdTe, HgI, Si, Ge, and the like), a scintillation detector (NaI(Tl), LSO, GSO, CsI, CaF, and the like), a gas detector, or a scintillating fiber detector (S101, S104, and the like), for example.

The position sensor 204 associated with the radiation probe 202 senses the position of radiation probe 202, and position tracking system 206 calculates

WO 02/16965

PCT/01/0638

49

and monitors the motion of radiation probe 202 with respect to the position tracking coordinate system. The motion is calculated and monitored in two, three and up to six dimensions - the linear directions of the X, Y and Z axes as well as rotations about the X, Y and Z axes (i.e., rotational angles ρ , θ and φ , respectively).

Examples of suitable position tracking systems include a measurement mechanical arm (FaroArm, <http://www.faro.com/products/faroarm.asp>), optical tracking systems (Northern Digital Inc., Ontario, Canada NDI-POLARIS passive or active systems), magnetic tracking systems (NDI-AURORA), infrared tracking systems (E-PEN system, <http://www.e-pen.com>), and ultrasonic tracking systems (E-PEN system), for example.

Processing unit 212 combines the radiation probe count rate from probe counter 215 together with the positional information from position tracking system 206, and uses an imaging software algorithm 217 to form a two-dimensional or three-dimensional radiotracer-spread image of the target area inside the patient's body. The spatial probe positions together with the spatial count rates may be stored in memory or displayed on a computer monitor 214 as a pattern of marks corresponding to the spatial and count rate position.

An example of such a pattern is shown in Figure 14, which illustrates a single-dimensional, unprocessed simulation of a radiation point source 218 (Figure 13), 30 mm deep inside the human body, detected by using a 10 mm nuclear radiation probe 202 coupled to position tracking system 206. The graph of Figure 14 indicates to a physician that there is a peak count rate of about 500 in the probe position of about 50 mm.

In one embodiment of the invention, the imaging software algorithm 217 employs an averaging process to refine the curve of Figure 14. This averaging process will now be described with reference to Figure 15.

Probe counter 215 feeds probe count rate information $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \varphi)$ to processing unit 212 (step 301). Position sensor 204 feeds probe position

WO 02/16965

PCT/01/0638

50

information $(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \varphi)$ to processing unit 212 (step 302). Probe parameters (such as its physical size, dx, dy, dz) are also input into processing unit 212 (step 303).

Processing unit 212 then finds all the voxels (i.e., volume pixels) that represent the probe volume in the processing unit memory (step 304), i.e., X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz . Processing unit 212 calculates the number of times that the calculation process has been done in each voxel from the beginning of the image formation (step 305), i.e., $M(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz)$. Processing unit 212 then calculates the new average count rate values in each voxel (step 306), in accordance with the formula:

$$N(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz) = \frac{[N(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz) + N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \varphi) J]}{[M(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz) + 1]}$$

Processing unit 212 then corrects the display image that represents the perceived voxels at $N(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz)$ (step 307). The algorithm then repeats itself for the next probe position (step 308).

The resulting graph of the averaging algorithm of Figure 15, as applied to the example of Figure 14, is shown in Figure 16.

Figures 17 and 18 respectively show examples of a hot cross phantom image and a hot 4.77 mm bar phantom image, produced by a gamma radiation probe coupled with position tracking system 206 and the averaging algorithm of Figure 15. The probe images were made by using a probe, EG&G Ortec NaI(Tl) model 905-1 (thickness=1", diameter =1") connected to a ScintiPack model 296. The position tracking system used was the Ascension miniBIRD, commercially available from Ascension Technology Corporation, P.O. Box 527, Burlington, Vermont 05402 USA (<http://www.ascension-tech.com/graphic.htm>). The magnetic tracking and location systems of Ascension Technology Corporation use DC magnetic fields

to overcome blocking and distortion from nearby conductive metals. Signals pass through the human body without attenuation.

In another embodiment of the invention, the imaging software algorithm 217 may employ a minimizing process to refine the curve of Figure 14 as is now described with reference to Figure 19.

Probe counter 215 feeds probe count rate information $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ to processing unit 212 (step 401). Position sensor 204 feeds probe position information $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ to processing unit 212 (step 402). Probe parameters (such as its physical size, dx, dy, dz) are also input into processing unit 212 (step 403).

Processing unit 212 then finds all the voxels that represent the probe volume in the processing unit memory (step 404), i.e., $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$. From the voxels that represent the probe volume in the processing unit memory, processing unit 212 finds those that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than the inputted probe count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ (step 405). Processing unit 212 then changes the higher count rate voxels to that of inputted probe count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ (step 406), and corrects the display image at the higher count rate voxels $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ (step 407). The algorithm then repeats itself for the next probe position (step 408).

The resulting graph of the minimizing algorithm of Figure 19, as applied to the example of Figure 14, is shown in Figure 20.

Another algorithm is provided by the invention for estimating the distribution of radiation sources in a control volume, and is described with reference to Figures 27A-27G. In this algorithm, it is assumed that the radiation sources comprise dot sources that radiate uniformly in all directions, and that the radiation sources are localized and smoothly distributed in a bounded volume.

Reference is now made to Figures 27A and 27B, which illustrate a radiation sensor 600, preferably generally shaped as a tube collimator. Radiation quanta 602 are registered by the radiation sensor 600, as described hereinabove,

WO 02/16965

PCT/01/0638

52

thereby providing the average number of quanta per unit time. The radiation sensor 600 may be moved around a volume of interest 604. The position of the sensor 600 and its direction (as well as the position of the investigated volume 604) are assumed to be known at any given moment (Figure 27A).

5 The tube collimator is preferably provided with a plane circular detector 606 of radiation quanta. The quanta detector 606 is preferably disposed on a rear end 608 of the tube and radiation quanta can reach the detector 606 only through an open front end 610 of the tube (Figure 27B)

Reference is now made to Figure 27C, which illustrates a system of
10 coordinates (x, y, z) with the origin O in the center of the radiation sensor 600, the (x, y) plane being the plane of the detector, and the z axis being in the center of the collimator tube. The geometry parameters of the collimator tube – height h and radius ρ – are known.

From the rotational symmetry of the tube, it is clear that having a
15 radiation source $Q = Q(x, y, z)$ with the total intensity I uniformly radiating in all directions, the portion of the intensity registered by the quanta detector 606 of the radiation sensor 600 is determined only by the distance r from Q to the axis of the collimator (axis z) and the distance z from Q to the (x, y) plane. In other words, there is a function $\Phi(r, z)$, which is defined only by the collimator
20 parameters ρ and h (corresponding expressions from ρ, h, r and z may be easily written in explicit form), such that the intensity of the radiation spot $Q = Q(x, y, z) = Q(r, z)$ registered by detector 606 is proportional to $\Phi(r, z)$ and to the total intensity I of the radiation spot.

Reference is now made to Figure 27D. It follows from the foregoing
25 discussion, that if instead of one radiation spot there is some radiation distribution $I(Q) = I(Q(r, z))$ in a volume V , then the radiation intensity, registered by radiation sensor 600, is proportional (with some constant not depending on the radiation distribution and the sensor position) to the following integral:

WO 02/16965

PCT/01/0638

53

$$\int_V I(Q(r, z)) \Phi(r, z) dQ \quad (1)$$

An algorithm for estimating the intensity distribution $I(Q)$ from the values obtained in the measurement scheme of Equation (1) is now discussed. For the sake of simplicity, the first case is discussed with reference to Figure 27E for a two-dimensional problem, wherein intensities $I(Q)$ are distributed in some 2-dimensional plane. The 3D problem is a direct generalization of the corresponding 2D problem, as is explained hereinbelow.

As seen in Figure 27E, the radiation sources are distributed in a rectangular region V in a plane. Two systems of coordinates are considered. The first one is the sensor coordinate system (x, y, z) corresponding to the sensor 600. The second one is the radiation source coordinate system (u, v, w) corresponding to the radiation sources plane (u, v) .

It is assumed that at each discrete time increment, the position of the origin of (x, y, z) system and the direction of the z -axis unit vector in (u, v, w) coordinates are known. In other words, the position and direction of the moving sensor in the (u, v, w) coordinate system is known, and the (u, v, w) coordinate system is assumed to be motionless.

The radiation sources are considered to be distributed in accordance with the distribution function $I(Q)$ in some bounded, given rectangle V on the plane (u, v) . $I(Q) = I(u, v)$ is the unknown and sought-for radiation (or radiation intensity) distribution function defined in V .

To regularize the problem of estimation of the radiation distribution function $I(Q)$, the function $I(Q)$ will be considered to be given from some finite dimensional space H of functions defined in V . In other words, the function $I(Q)$ itself will not be estimated but rather some finite dimensional approximation of the distribution $I(Q)$.

The simplest approach to finite dimensional approximation is to subdivide the rectangle V into sets of equal rectangular cells and consider the

WO 02/16965

PC/T/01/00638

54

space H of step-functions corresponding to this subdivision (i.e., the space of functions that are constant in the cells of subdivision), as shown in Figure 27F.

If the subdivision of rectangle V into small rectangles is sufficiently fine, then this step-function approximation is good enough for the estimation of radiation distribution I(Q).

Let each side of rectangle V be divided into n equal parts (Figure 27F). Then $m = n^2$ is the dimension of the space H of step-functions on the corresponding subdivision.

The space H is naturally isomorphic to the m-dimensional space of $n \times n$ matrixes (with its natural scalar product $\langle \bullet, \bullet \rangle$).

Let $I = (I_{ij})_{i,j=1..n}$ be the unknown element of H that it is desired to estimate. Suppose that element I is measured on K functionals $\{\Phi_k\}_{k=1..K}$ of the form of the integral (1):

15
$$\langle I, \Phi_k \rangle = \sum_{i,j=1..n} I_{ij} \Phi_{ij}^{(k)} \quad (2)$$

where $\Phi_k = (\Phi_{ij}^{(k)})_{i,j=1..n}$, $k = 1, \dots, K$ (after approximation of function I(Q) by the corresponding step-function, the integral (1) is transformed to the sum (2)).

20 Functionals Φ_k , $k = 1, \dots, K$, correspond to K discrete positions of the sensor (Figure 27E). Knowing the explicit expressions for functions $\Phi(r, z)$ from (1) and knowing for each time moment k, the position of the sensor relative to inspection region V, one can calculate all matrixes $\Phi_k = (\Phi_{ij}^{(k)})_{i,j=1..n}$, $k = 1, \dots, K$.

25 Accordingly the following scheme of measurements are obtained:

$$\psi_k = \langle I, \Phi_k \rangle + \varepsilon_k, \quad k = 1, \dots, K. \quad (3)$$

Here ψ_k are results of measurements of the unknown element I of the space H, and ε_k are random errors (ε_k - independent random variables, $E\varepsilon_k = 0$, $k = 1, \dots, K$).

WO 02/16965

PCT/01/0638

Let $M: H \rightarrow H$ the operator in the space H of the form:

$$M = \sum_{k=1, K} \Phi_k \otimes \Phi_k. \quad (4)$$

Then the best non-biased linear estimate \hat{I} of the element I is given by the formula:

$$\hat{I} = M^{-1} \Psi, \quad (5)$$

where $M^{-1}: H \rightarrow H$ the inverse operator to the operator M of the form (4), and

$$\Psi = \sum_{k=1, K} \psi_k \Phi_k, \quad (6)$$

(where ψ_k are the results of measurements of the form (3)).

One problem of using estimates (5) (besides computational problems if the dimension m of the space H is very large) is that the operator $M: H \rightarrow H$ of the form (3) is "bad invertible". In other words, the estimation problem is "ill-posed". It means that having a noise ϵ_k in the measurements scheme (3), even if the noise is small, may sometimes result in a very large estimation error $\text{dist}(I, \hat{I})$.

This means that the estimation problem requires additional regularization. This is a general problem of solving a large set of linear equations. There are several methods for solving such equations. Below is described one of the known methods for solving such equations but numerous other methods are also possible, these include gradient decent methods such as in (<http://www.visl.technion.ac.il/1999/99-03/www/>) and other methods that are generally known in the art. Further, it is possible to improve the image reconstruction by taking into account the correlation between measurements as they are done with substantial overlap. Also, in the following description, a regular step function is assumed for the representation of the pixels or voxels, other basis may be used such as wavelet basis, gaussian basis, etc., which may be better suited for some applications.

To obtain regularized estimate \hat{I}_R instead of the estimate \hat{I} , the eigenvector decomposition of the operator M may be used:

WO 02/16965

PCT/01/0638

56

Let $\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_m$ be eigenvectors of operator $M: H \rightarrow H$ corresponding to eigenvalues $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_m \geq 0$.

Let R be some natural number, $1 < R < m$ (R is the "regularization parameter"). Let $H^{(R)}$ be the subspace of the space H spanned by the first R eigenvectors $\varphi_1, \dots, \varphi_R$.

$$H^{(R)} = \text{sp} \{ \varphi_k \}_{k=1 \dots R} \quad (7)$$

Let $P^{(R)}: H \rightarrow H^{(R)}$ be the orthogonal projection on subspace $H^{(R)}$.

The regularized estimate \hat{I}_R may be obtained as follows:

Let $\Phi_k^{(R)} = P^{(R)} \Phi_k$, $k = 1, \dots, K$.

$$\Psi^{(R)} = \sum_{k=1 \dots K} \psi_k \Phi_k^{(R)}, \quad (8)$$

$M^{(R)}: H^{(R)} \rightarrow H^{(R)}$ the operator of the form:

$$M^{(R)} = \sum_{k=1 \dots K} \Phi_k^{(R)} \otimes \Phi_k^{(R)} \quad (9)$$

(operator $M^{(R)}$ is the restriction of the operator M of the form (4) to the subspace $H^{(R)}$ of the form (7)).

$$\text{then } \hat{I}^{(R)} = (M^{(R)})^{-1} \Psi^{(R)}. \quad (10)$$

When the regularization parameter R is properly chosen (so that the eigenvalue λ_R is not too small), then the estimate (10) becomes stable.

There are several possible approaches to choosing the parameter R . One approach is to leave R as a "program parameter" and to obtain the reasonable value "in experiment". Another approach is to choose some "optimal" value. This is possible if the covariation operators of the random noise ε_k in (3) are known, and information about the element I of the space H is known *a priori*.

The subdivision into a large number of equal rectangles has the disadvantage of making the dimension of the space H too big (especially in the 3D case). If each side of rectangle V is subdivided into n equal parts, then the dimension of the space H will be n^3 and the dimension of the matrices used in solving the corresponding estimation equations would be $n^2 \times n^2 = n^4$ (in the 3D case, $n^3 \times n^3 = n^6$). It is clear that for large n , this situation may cause serious memory and computation time.

WO 02/16965

PCT/01/0638

57

In accordance with a preferred embodiment of the present invention, an irregular subdivision of the rectangle V is used. This irregular approach may significantly decrease the dimension of the problem and facilitate computer calculations.

5 More specifically, a drawback of the regular subdivision of the investigated region V, discussed hereinabove, is that a lot of cells that actually have no signal may be taken into account (Figure 27F). It would be much better to have small cells only in regions with high signal and have big cells in regions with low signal.

10 Reference is now made to Figure 27G, which illustrates an advantageous irregular cell subdivision, in accordance with a preferred embodiment of the present invention.

In a first stage, regular subdivisions are made in "large" cells, and measurements and estimations are made as described hereinabove. In this
15 manner, the intensity distribution is estimated in the large cells.

In a second stage, the large cells, which have an intensity larger than some threshold, are subdivided into 4 equal subcells (or 8 subcells in the 3D case). A suitable threshold may be obtained by taking the average intensity (of all large cells) minus two (or three) sigmas (standard deviation), for example.
20 Measurements and estimations are made in these subdivisions as described hereinabove.

The act of subdivision and subsequent measurements and estimations are continued until a desired accuracy is reached at some smaller level of subdivision, typically defined by the computational and memory capabilities of
25 the computer being used.

The 3D problem may be treated in the same way as the 2D case, the only difference being that instead of rectangle V, there is a parallelepiped V (Figure 27D). Accordingly, the cells in each subdivision are also parallelepipeds.

The algorithms described hereinabove may be used for a variety of
30 imaging systems. For example, the algorithms may be used with single

WO 02/16965

PCT/01/00638

58

radiation detector probe, an array of radiation detector probes, large gamma cameras of various design, such as multi head cameras, general purpose cameras, and automatic white balance (AWB) scanners. The algorithms are suitable for SPECT and planar imaging, and may be used for all types of isotopes of with any type of photon energy.

From the foregoing discussion, the skilled artisan will appreciate that the algorithms described hereinabove may be used to predict the location of the radiation source and the uncertainty region (based on the system measurement errors) in the vicinity of the radiation source. The algorithms also guide the user to perform additional measurements to minimize the uncertainty region according to the requirements of the system operator.

The algorithms thus comprise a feedback system that employs analysis to determine the bounds of an uncertainty region about the radiation source, and which guides medical personnel to conduct additional scans in these uncertainty regions to improve accuracy, reduce error, and hence minimize the bounds of the uncertainty regions.

Continuous sampling with radiation probe 202 may provide localization of a tumor and a physiological radiation activity map of the tumor region. Higher safety and accuracy are gained by a greater number of scans.

Reference is now made to Figure 21 which illustrates an image reconstruction system 450, constructed and operative in accordance with a preferred embodiment of the present invention. Image reconstruction system 450 produces a combined image 451 made up of the images coming from the medical imaging system 208 with the position of the peak radiation location (and its uncertainty area) from processing unit 212, together with the location of a therapeutic instrument 452, such as a biopsy needle. The combined image 451 allows the physician to better assess the relative position of therapeutic instrument 452 in relation to the anatomical image (from medical imaging system 208) and the position of the radioactive area as inferred by the radiation detection algorithm.

WO 02/16965

PCT/01/0638

59

Reference is now made to Figure 22 which illustrates a flow chart of a radiation map reconstruction algorithm, in accordance with a preferred embodiment of the present invention.

Deconvolution methods are often used in image processing procedures.

5 Examples of such deconvolution methods are described in US Patent 6,166,853 to Sapia et al., the disclosure of which is incorporated herein by reference. (However, it is appreciated that these are just examples and the present invention is not limited to the deconvolution methods mentioned in US Patent 6,166,853)

10 In typical image acquisition, light (or other electromagnetic wave energy) passes through a finite aperture to an image plane. The acquired image is a result of a convolution of the source object's light with the aperture of the imaging system. A system transfer-function may be generally obtained directly by taking the Fourier transform of the aperture. As is known in the art, the blurring effects due to convolution generally exist in two-dimensions only, i.e., 15 the x - y planes. A point-spread-function (PSF) is an expression used to describe the convolutional blurring in two-dimensions. The PSF physically results from imaging a point source. The Fourier transform of the PSF is the system transfer-function, which is obtained by convolving the system transfer-function 20 with a Dirac-delta function. A point source is the physical equivalent of a Dirac-delta function, and, in the frequency domain, the Dirac-delta function is a unity operator across the spectrum. Therefore, the Fourier transform of the PSF should be the Fourier transform of the aperture. However, the PSF contains noise and blurring due to other effects such as aberrations.

25 The PSF contribution to the overall blurriness may be diminished or eliminated by deconvolution.

Referring to Figure 22, in the case of the present invention, the transfer function of the radiation detector may be determined by taking the Fourier transform of the aperture of the detector, and taking into account the noise and 30 blurring due to other effects such as aberrations (step 500). An example of a

WO 02/16965

PCT/01/0638

60

transfer function may be a normal distribution. Using known mathematical techniques, the deconvolution of the transfer function may be determined (step 502).

The count readings of each spatial location of the detector constitute the sum of radiation counts from all the voxels (or pixels in the case of two-dimensional maps, the term "voxel" being used herein to include both pixels and voxels) within the detector's field of view. At least one voxel, or preferably each such voxel, may be assigned a count value based on the deconvolution of the unique transfer function of the radiation detector in use (step 504). An additional mathematical procedure may treat the various values that each voxel receives due to the multiple readings from viewpoints of different detectors (step 506). This treatment may constitute for example a simple algebraic average, minimum value or reciprocal of averaged reciprocals in order to produce a single value of readings in each voxel. The deconvolution is then used to reconstruct the voxels of the radiation map with diminished or no blurriness (step 508).

The algorithms described herein are applicable not only to the analysis of readings obtained using a directional radioactivity detector, rather they also apply for spatially sensitive (pixelated) radioactivity detectors. In this case, the readings of each pixel are algorithmically treated as described herein like for a directional radioactivity detector. The motivation behind using a spatially sensitive detector is to save on measurement time by receiving readings from a multitude of directions in parallel. This, in essence, creates a number of overlapping low resolution images which can then be processed to form a high resolution image. In addition, the spatially sensitive detector can be scanned to improve even further the resolution using the algorithms described hereinabove.

Thus, the same algorithms that apply for a directional detector apply for the spatially sensitive detector, only now instead of one radiation reading at each position, a large set of discrete positions are processed in parallel. Each pixel

can be seen as a separate detector with an angle of acceptance dictated by the geometry of a segmented collimator employed thereby. Each of the pixels occupies a different position in space and hence can be seen as a new position of a single directional probe by the algorithm described herein. It is also possible, like with the directional detector, to scan the whole set of pixels by scanning the spatially sensitive detector and to acquire a new set of data points from the new position. Once obtaining a low resolution image from each of the pixels of the spatially sensitive detector, a super resolution algorithm can be employed to generate an image of higher resolution. Suitable super resolution algorithms are described in, for example, J. Acoust. Soc. Am., Vol. 77, No. 2, February 1985 Pages 567 - 572; Yokota and Sato, IBEE Trans. Acoust. Speech Signal Process. (April 1984); Yokota and Sato, Acoustical Imaging (Plenum, New York, 1982, Vol. 12; H. Shekarforoush and R. Chellappa, "Data-Driven Multi-channel Super-resolution with Application to Video Sequences", Journal of Optical Society of America-A, vol. 16, no. 3, pp. 481-492, 1999; H. Shekarforoush, J. Zerubia and M. Berthod, "Extension of Phase Correlation to Sub-pixel Registration", IEEE Trans. Image Processing, to appear; P. Cheeseman, B. Kaucfsky, R. Kruff, J. Stutz, and R. Hanson, "Super-Resolved Surface Reconstruction From Multiple Images," NASA Technical Report FIA-94-12, December, 1994; A.M. Tekalp, M.K. Ozkan, and M.I. Sezan, "High-Resolution Image Reconstruction for Lower-Resolution Image Sequences and Space-Varying Image Restoration," IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (San Francisco, CA), pp. III-169-172, March 23-26, 1992, <http://www-visl.technion.ac.il/1999/99-03/www/>, which are incorporated herein by reference.

EXPERIMENTAL RESULTS

In a series of clinical experiments, some of the basic concepts of the invention have been tested on patients who were pre-injected with a suitable

WO 02/16965

PCT/01/0638

62

radiopharmaceutical for their particular pathology. Two-dimensional color-coded maps have been constructed based on a scan of a pre-determined lesion area by a hand-held radiation detector with a magnetic position-tracking system. The resulting maps, which represented the radiation count level, were compared to images of conventional gamma camera. The list of radiopharmaceuticals tested includes ^{18}F FDG, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ sodium pertechnetate, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ erythrocytes. Similar radiolabeled patterns were observed in the images produced by the system of the invention and in the images produced by a conventional gamma camera in the following pathologies:

10 Figures 23A and 23B illustrate radiolabeled patterns observed in images produced by the system of the invention and by a conventional gamma camera, respectively, of an autonomous adenoma of a thyroid of a 58 year-old male.

15 Figures 24A and 24B illustrate radiolabeled patterns observed in images produced by the system of the invention and by a conventional gamma camera, respectively, of suspected Paget's disease of a humerus in an 89 year-old female.

Figures 25A and 25B illustrate radiolabeled patterns observed in images produced by the system of the invention and by a conventional gamma camera, respectively, of chronic osteomyelitis in a 19 year-old female.

20 Figures 26A and 26B illustrate radiolabeled patterns observed in images produced by the system of the invention and by a conventional gamma camera, respectively, of skeletal metastasis from medulloblastoma in an 18 year-old male.

The following provides a list of known procedures which can take advantage of the system and method of the present invention:

25 In cancer diagnosis the system and method of the present invention can find uses for screening for cancer and/or directing invasive diagnosis (biopsies) either from outside the body or by way of endoscopic approach. Examples include, but are not limited to, lung cancer biopsy, breast cancer biopsy, prostate cancer biopsy, cervical cancer biopsy, liver cancer biopsy, lymph node cancer

30

WO 02/16965

PCT/01/0638

63

biopsy, thyroid cancer biopsy, brain cancer biopsy, bone cancer biopsy, colon cancer biopsy, gastro intestine cancer endoscopy and biopsy, endoscopic screening for vaginal cancer, endoscopic screening for prostate cancer (by way of the rectum), endoscopic screening for ovarian cancer. (by way of the vagina),
5 endoscopic screening for cervical cancer (by way of the vagina), endoscopic screening for bladder cancer (by way of the urinary track), endoscopic screening for bile cancer (by way of the gastrointestinal track), screening for lung cancer, screening for breast cancer, screening for melanoma, screening for brain cancer, screening for lymph cancer, screening for kidney cancer, screening for gastro
10 intestinal cancer (from the outside).

In the special case of MRI, the radiation detector can be combined and packaged together with a small RF coil for the transmission and reception or reception only of the MRI signals in a rectal probe configuration for prostate diagnosis and treatment or any other close confinement position such as the
15 vagina, airways, the upper portion of the gastrointestinal track, etc)

Procedures known as directing localized treatment of cancer can also benefit from the system and method of the present invention. Examples include, but are not limited to, intra tumoral chemotherapy, intra tumoral brachytherapy, intra tumoral cryogenic ablation, intra tumoral radio frequency ablation, intra
20 tumoral ultrasound ablation, and intra tumoral laser ablation, in cases of, for example, lung cancer, breast cancer, prostate cancer, cervical cancer, liver cancer, lymph cancer, thyroid cancer, brain cancer, bone cancer, colon cancer (by way of endoscopy through the rectum), gastric cancer (by way of endoscopy through the thorax), thoracic cancer, small intestine cancer (by way of
25 endoscopy through the rectum or, by way of endoscopy through the thorax), bladder cancer, kidney cancer, vaginal cancer and ovarian cancer.

In interventional cardiology the following procedures can take advantage of the present invention wherein the method and system can be used to assess tissue perfusion, tissue viability and blood flow intra operatively during PTCA
30 procedure (balloon alone or in conjunction with the placement of a stent), in

WO 02/16965

PCT/01/0638

64

cases of cardiogenic shock to assess damage to the heart, following myocardial infarct to assess damage to the heart, in assessing heart failure condition tissue in terms of tissue viability and tissue perfusion, in intra vascular tissue viability and perfusion assessment prior to CABG operation.

5 The radioactivity detector can be mounted on a catheter that is entered through the blood vessels to the heart to evaluate ischemia from within the heart in order to guide ablation probes or another type of treatment to the appropriate location within the heart. Another application which may benefit from the present invention is the localization of blood clots. For example, a radioactivity
10 detector as described herein can be used to assess and differentiate between new clots and old clots. Thus, for example, the radioactivity detector can be placed on a very small caliber wire such as a guide wire that is used during PTCA in order to image intrabloodvessel clots. Intrabloodvessel clots can be searched for in the aortic arc as clots therein are responsible for about 75 % of stroke
15 cases.

Using the method and system of the present invention to assess tissue perfusion, tissue viability and blood flow intra operatively can also be employed in the following: during CABG operation to assess tissue viability, to mark infarct areas, during CABG operations to assess the success of the re
20 vascularization.

The present invention has many other applications in the direction of therapeutics, such as, but not limited to, implanting brachytherapy seeds, ultrasound microwave radio-frequency cryotherapy and localized radiation ablations.

25 It will be appreciated that many other procedures may also take advantage of the present invention.

It is appreciated that certain features of the invention, which are, for clarity, described in the context of separate embodiments, may also be provided
30 in combination in a single embodiment. Conversely, various features of the

WO 02/16965

PCT/01/0638

65

invention, which are, for brevity, described in the context of a single embodiment, may also be provided separately or in any suitable subcombination.

5 Although the invention has been described in conjunction with specific embodiments thereof, it is evident that many alternatives, modifications and variations will be apparent to those skilled in the art. Accordingly, it is intended to embrace all such alternatives, modifications and variations that fall within the spirit and broad scope of the appended claims. All publications in printed or
10 electronic form, patents and patent applications mentioned in this specification are herein incorporated in their entirety by reference into the specification, to the same extent as if each individual publication, patent or patent application was specifically and individually indicated to be incorporated herein by reference. In addition, citation or identification of any reference in this application shall
15 not be construed as an admission that such reference is available as prior art to the present invention.

WHAT IS CLAIMED IS:

1. A system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a system-of-coordinates, the system comprising:
 - (a) a radioactive emission detector;
 - (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with said radioactive emission detector; and
 - (c) a data processor being designed and configured for receiving data inputs from said position tracking system and from said radioactive emission detector and for calculating the position of the radioactivity emitting source in the system-of-coordinates.

2. The system of claim 1, wherein the radioactivity emitting source is selected from the group consisting of a radiopharmaceutically labeled benign tumor, a radiopharmaceutically labeled malignant tumor, a radiopharmaceutically labeled vascular clot, radiopharmaceutically labeled inflammation related components, a radiopharmaceutically labeled abscess and a radiopharmaceutically labeled vascular abnormality.

3. The system of claim 1, wherein said radioactive emission detector is selected from the group consisting of a narrow angle radioactive emission detector, a wide angle radiation emission detector, a plurality of individual narrow angle radiation emission detectors and a spatially sensitive radioactivity detector.

4. The system of claim 1, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a

radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

5. A method for defining a position of a radioactivity emitting source in a system-of-coordinates, the method comprising the steps of:

- (a) providing a radioactive emission detector being connected to or communicating with a position tracking system; and
- (b) monitoring radioactivity being emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of said radioactive emission detector in the system-of-coordinates, thereby defining the position of the radioactivity emitting source in the system-of-coordinates.

6. The method for claim 5, wherein the radioactivity emitting source is selected from the group consisting of a radiopharmaceutically labeled benign tumor, a radiopharmaceutically labeled malignant tumor, a radiopharmaceutically labeled vascular clot, radiopharmaceutically labeled inflammation related components, a radiopharmaceutically labeled abscess and a radiopharmaceutically labeled vascular abnormality.

7. The method for claim 5, wherein said radioactive emission detector is selected from the group consisting of a narrow angle radioactive emission detector, a wide angle radiation emission detector, a plurality of individual narrow angle radiation emission detectors and a spatially sensitive radioactivity detector.

8. The method for claim 5, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a

radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

9. A system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and further of projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates, the system comprising:

- (a) a radioactive emission detector;
- (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with said radioactive emission detector; and
- (c) a data processor being designed and configured for:
 - (i) receiving data inputs from said position tracking system and from said radioactive emission detector;
 - (ii) calculating the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates; and
 - (iii) projecting the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

10. The system of claim 9, wherein the radioactivity emitting source is selected from the group consisting of a radiopharmaceutically labeled benign tumor, a radiopharmaceutically labeled malignant tumor, a radiopharmaceutically labeled vascular clot, radiopharmaceutically labeled inflammation related components, a radiopharmaceutically labeled abscess and a radiopharmaceutically labeled vascular abnormality.

11. The system of claim 9, wherein said radioactive emission detector is selected from the group consisting of a narrow angle radioactive emission detector, a wide angle radiation emission detector, a plurality of individual narrow angle radiation emission detectors and a spatially sensitive radioactivity detector.

12. The system of claim 9, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

13. A method for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and for projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates, the method comprising the steps of:

- (a) providing a radioactive emission detector being connected to or communicating with a position tracking system; and
- (b) monitoring radioactivity being emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of said radioactive emission detector in the first system-of-coordinates, thereby defining the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates and projecting the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

14. The method for claim 13, wherein the radioactivity emitting source is selected from the group consisting of a radiopharmaceutically labeled benign tumor, a radiopharmaceutically labeled malignant tumor, a radiopharmaceutically labeled vascular clot, radiopharmaceutically labeled inflammation related components, a radiopharmaceutically labeled abscess and a radiopharmaceutically labeled vascular abnormality.

15. The method for claim 13, wherein said radioactive emission detector is selected from the group consisting of a narrow angle radioactive

WO 02/16965

PCT/01/00638

70

emission detector, a wide angle radiation emission detector, a plurality of individual narrow angle radiation emission detectors and a spatially sensitive radioactivity detector.

16. The method for claim 13, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

17. A system for calculating a position of a body component and a position of a radiopharmaceutical uptaking portion of the body component within a subject, the system comprising:

- (a) a three-dimensional imaging modality being connected to and/or communicating with a first position tracking system for calculating the position of the body component in a first system-of-coordinates;
- (b) a radioactive emission detector being connected to and/or communicating with a second position system for tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a second system-of-coordinates; and
- (c) at least one data processor being designed and configured for receiving data inputs from said three-dimensional imaging modality, said first position tracking system, said radioactive emission detector and said second position tracking system and calculating the position of the body component and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a common system-of-coordinates.

WO 02/16965

PCT/01/0638

71

18. The system of claim 17, wherein said first system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said second system-of-coordinates is projected onto said first system-of-coordinates.

19. The system of claim 17, wherein said second system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the body component in said first system-of-coordinates is projected onto said second system-of-coordinates.

20. The system of claim 17, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are a single system-of-coordinates.

21. The system of claim 17, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are each a separate system-of-coordinates and therefore the position of the body component in said first system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said second system-of-coordinates are both projected onto said common system-of-coordinates.

22. The system of claim 17, wherein said first position tracking system and said second position tracking system are a single position tracking system.

23. The system of claim 17, wherein said imaging modality communicates with an image presentation device which serves for visual co-presentation of said body component and said radiopharmaceutical uptaking portion of the body component.

WO 02/16965

PCT/01/0638

72

24. The system of claim 17, wherein said radioactive emission detector is selected from the group consisting of a narrow angle radioactive emission detector, a wide angle radiation emission detector, a plurality of individual narrow angle radiation emission detectors and a spatially sensitive radioactivity detector.

25. The system of claim 17, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

26. The system of claim 17, wherein said imaging modality is selected from the group consisting of a Fluoroscope, a Computed Tomographer, an Magnetic Resonance Imager, an ultrasound imager and an optical camera.

27. The system of claim 17, wherein said radiopharmaceutical is selected from the group consisting of ^{131}I , ^{67}Ga , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ methoxyisobutyl isonitrile, $^{201}\text{TlCl}$, ^{18}F -fluorodeoxyglucose, ^{125}I -fibrinogen and ^{111}In -octreotide.

28. A method for calculating a position of a body component and a position of a radiopharmaceutical uptaking portion of the body component within a subject, the method comprising the steps of:

- (a) providing a three-dimensional imaging modality being connected to and/or communicating with a first position tracking system and calculating the position of the body component in a first system-of-coordinates;
- (b) providing a radioactive emission detector being connected to and/or communicating with a second position tracking system and

WO 02/16965

PCT/01/00638

73

tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a second system-of-coordinates; and

- (c) receiving data inputs from said three-dimensional imaging modality, said first position tracking system, said radioactive emission detector and said second position tracking system and calculating the position of the body component and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a common system-of-coordinates.

29. The method for claim 28, wherein said first system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said second system-of-coordinates is projected onto said first system-of-coordinates.

30. The method for claim 28, wherein said second system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the body component in said first system-of-coordinates is projected onto said second system-of-coordinates.

31. The method for claim 28, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are a single system-of-coordinates.

32. The method for claim 28, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are each a separate system-of-coordinates and therefore the position of the body component in said first system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said second system-of-coordinates are both projected onto said common system-of-coordinates.

WO 02/16965

PCT/01/00638

74

33. The method for claim 28, wherein said first position tracking system and said second position tracking system are a single position tracking system.

34. The method for claim 28, wherein said imaging modality communicates with an image presentation device which serves for visual co-presentation of said body component and said radiopharmaceutical uptaking portion of the body component.

35. The method for claim 28, wherein said radioactive emission detector is selected from the group consisting of a narrow angle radioactive emission detector, a wide angle radiation emission detector, a plurality of individual narrow angle radiation emission detectors and a spatially sensitive radioactivity detector.

36. The method for claim 28, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

37. The method for claim 28, wherein said imaging modality is selected from the group consisting of a fluoroscope, a computerized tomography scanner, a magnetic resonance imager and an ultrasound imager and an optical camera.

38. The method for claim 28, wherein said radiopharmaceutical is selected from the group consisting of ^{131}I , ^{67}Ga , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ methoxyisobutyl isonitrite, $^{201}\text{TlCl}$, ^{18}F -fluorodeoxyglucose, ^{125}I -fibrinogen and ^{111}In -octreotide.

WO 02/16965

PCT/01/0638

75

39. A system for performing an intrabody surgical procedure on a radiopharmaceutical uptaking portion of a body component within a subject, the system comprising:

- (a) a radioactive emission detector being connected to and/or communicating with a first position tracking system for tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a first system-of-coordinates;
- (b) a surgical instrument being connected to and/or communicating with a second position tracking system for tracking a position of said surgical instrument in a second system-of-coordinates; and
- (c) at least one data processor being designed and configured for receiving data inputs from said first position tracking system, said radioactive emission detector and said second position tracking system and for calculating the position of the surgical instrument and the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a common system-of-coordinates.

40. The system of claim 39, wherein said surgical instrument includes an additional radioactive emission detector, whereas said at least one data processor being further designed and configured for receiving data inputs from said additional radioactive emission detector for refining the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in the common system-of-coordinates.

41. The system of claim 39, wherein said second system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said first system-of-coordinates is projected onto said second system-of-coordinates.

WO 02/16965

PCT/01/0638

76

42. The system of claim 39, wherein said first system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the surgical instrument in said second system-of-coordinates is projected onto said first system-of-coordinates.

43. The system of claim 39, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are a single system-of-coordinates.

44. The system of claim 39, wherein said second system-of-coordinates, said first system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are each a separate system-of-coordinates and therefore the position of the surgical instrument in said second system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said first system-of-coordinates are both projected onto said common system-of-coordinates.

45. The system of claim 39, wherein said first position tracking system and said second position tracking system are a single position tracking system.

46. The system of claim 39, further comprising an image presentation device which serves for visual co-presentation of the position of said surgical instrument and the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component.

47. The system of claim 39, wherein said radioactive emission detector is selected from the group consisting of a narrow angle radioactive emission detector, a wide angle radioactive emission detector and a sensitive radioactivity detector.

WO 02/16965

PCT/01/0638

77

48. The system of claim 39, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

49. The system of claim 39, wherein said surgical instrument is selected from the group consisting of laser probe, cardiac catheter, angioplastic catheter, endoscopic probe, biopsy needle, ultrasonic probe, fiber optic scopes, aspiration tubes, laparoscopy probe, thermal probe and suction/irrigation probe. Please add a pointing device for the open surgery application.

50. The system of claim 39, wherein said radiopharmaceutical is selected from the group consisting of ^{131}I , ^{67}Ga , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ methoxyisobutyl isonitrile, $^{201}\text{TlCl}$, ^{18}F -fluorodeoxyglucose, ^{125}I -fibrinogen and ^{111}In -octreotide.

51. The system of claim 39, further comprising a three-dimensional imaging modality being connected to and/or communicating with a third position tracking system for calculating the position of a body component in a third system-of-coordinates.

52. The system of claim 51, wherein said data processor being further designed and configured for receiving data inputs from said three-dimensional imaging modality and said third position tracking system and for calculating the position of said surgical instrument and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of a body component and the position of said body component in a common system-of-coordinates.

WO 02/16965

PCT/01/0638

78

53. The system of claim 52, wherein said second system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said first system-of-coordinates and said position of said body component in said third system-of-coordinates are projected onto said second system-of-coordinates.

54. The system of claim 52, wherein said first system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore position of the surgical instrument in said second system-of-coordinates and said position of said body component in said third system-of-coordinates are projected onto said first system-of-coordinates.

55. The system of claim 52, wherein said third system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the surgical instrument in said second system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said first system-of-coordinates are projected onto said third system-of-coordinates.

56. The system of claim 52, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates, said third system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are a single system-of-coordinates.

57. The system of claim 52, wherein said second system-of-coordinates, said first system-of-coordinates, said third system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are each a separate system-of-coordinates and therefore the position of the surgical instrument in said second system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said first system-of-coordinates and the position of said body component in said third

WO 02/16965

PCT/01/0638

system-of-coordinates are all ⁷⁹ projected onto said common system-of-coordinates.

58. The system of claim 51, wherein said first position tracking system, said second position tracking system and said third position tracking system are a single position tracking system.

59. The system of claim 51, further comprising an image presentation device which serves for visual co-presentation of the position of said surgical instrument and the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component and said body component.

60. The system of claim 51, wherein said imaging modality is selected from the group consisting of a fluoroscope, a computerized tomography scanner, a magnetic resonance imager and an ultrasound imager and an optical camera.

61. The system of claim 51, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

62. A method for performing an intrabody surgical procedure on a radiopharmaceutical uptaking portion of a body component within a subject, the method comprising the steps of:

- (a) providing a radioactive emission detector being connected to and/or communicating with a first position tracking system and

WO 02/16965

PCT/01/00638

80

tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a first system-of-coordinates;

- (b) providing a surgical instrument being connected to and/or communicating with a second position tracking system and tracking a position of said surgical instrument in a second system-of-coordinates while performing the intrabody surgical procedure; and
- (c) receiving data inputs from said first position tracking system, said radioactive emission detector and said second position tracking system and calculating the position of the surgical instrument and the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a common system-of-coordinates while performing the intrabody surgical procedure.

63. The system of claim 62, wherein said surgical instrument includes an additional radioactive emission detector, whereas said at least one data processor being further designed and configured for receiving data inputs from said additional radioactive emission detector for refining the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in the common system-of-coordinates.

64. The method for claim 62, wherein said second system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said first system-of-coordinates is projected onto said second system-of-coordinates.

65. The method for claim 62, wherein said first system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the

WO 02/16965

PCT/01/0638

81

surgical instrument in said second system-of-coordinates is projected onto said first system-of-coordinates.

66. The method for claim 62, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are a single system-of-coordinates.

67. The method for claim 62, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are each a separate system-of-coordinates and therefore the position of the surgical instrument in said second system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said first system-of-coordinates are both projected onto said common system-of-coordinates.

68. The method for claim 62, wherein said first position tracking system and said second position tracking system are a single position tracking system.

69. The method for claim 62, further comprising an image presentation device which serves for visual co-presentation of the position of said surgical instrument and the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component.

70. The method for claim 62, wherein said radioactive emission detector is selected from the group consisting of a narrow angle radioactive emission detector, a wide angle radiation emission detector, a plurality of individual narrow angle radiation emission detectors and a spatially sensitive radioactivity detector.

WO 02/16965

PCT/01/0638

82

71. The method for claim 62, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometer based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system

72. The method for claim 62, wherein said surgical instrument is selected from the group consisting of laser probe, cardiac catheter, angioplastic catheter, endoscopic probe, biopsy needle, ultrasonic probe, fiber optic scopes, aspiration tubes, laparoscopy probe, thermal probe and suction/irrigation probe.

73. The method for claim 62, wherein said radiopharmaceutical is selected from the group consisting of ^{131}I , ^{67}Ga , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ methoxyisobutyl isonitrile, $^{201}\text{TlCl}$, ^{18}F -fluorodeoxyglucose, ^{125}I -fibrinogen and ^{111}In -octreotide.

74. The method for claim 62, further the step of providing a three-dimensional imaging modality being connected to and/or communicating with a third position tracking system and calculating the position of a body component in a third system-of-coordinates.

75. The method for claim 74, further comprising the step of receiving data inputs from said three-dimensional imaging modality and said third position tracking system and for calculating the position of said surgical instrument and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of a body component and the position of said body component in a common system-of-coordinates.

WO 02/16965

PCT/01/0638

83

76. The method for claim 74, wherein said first position tracking system, said second position tracking system and said third position tracking system are a single position tracking system.

77. The method for claim 74, further comprising the step of co-presenting the position of said surgical instrument and the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component and said body component via a visual presentation device.

78. The method for claim 74, wherein said imaging modality is selected from the group consisting of a fluoroscope, a computerized tomography scanner, a magnetic resonance imager and an ultrasound imager and an optical camera.

79. The method for claim 74, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system

80. The method for claim 75, wherein said second system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said first system-of-coordinates and said position of said body component in said third system-of-coordinates are projected onto said second system-of-coordinates.

81. The method for claim 75, wherein said first system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the

WO 02/16965

PCT/01/0638

84

surgical instrument in said second system-of-coordinates and said position of said body component in said third system-of-coordinates are projected onto said first system-of-coordinates.

82. The method for claim 75, wherein said third system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the surgical instrument in said second system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said first system-of-coordinates are projected onto said third system-of-coordinates.

83. The method for claim 75, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates, said third system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are a single system-of-coordinates.

84. The method for claim 75, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates, said third system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are each a separate system-of-coordinates and therefore the position of the surgical instrument in said second system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said first system-of-coordinates and the position of said body component in said third system-of-coordinates are all projected onto said common system-of-coordinates.

85. A system for generating a two- or three-dimensional image of a radioactivity emitting source in a body, the system comprising:

- (a) a radioactive emission detector;

WO 02/16965

PCT/01/00638

85

- (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with said radioactive emission detector; and
- (c) a data processor being designed and configured for receiving data inputs from said position tracking system and from said radioactive emission detector and for generating the two- or three-dimensional image of the radioactivity emitting source.

86. A method of generating a two- or three-dimensional image of a radioactivity emitting source in a body, the system comprising:

- (a) scanning the body with a radioactive emission detector;
- (b) using a position tracking system being connected to and/or communicating with said radioactive emission detector for determining a position in a three-dimensional system of coordinates of said radioactive emission detector; and
- (c) data processing inputs from said position tracking system and from said radioactive emission detector for generating the two- or three-dimensional image of the radioactivity emitting source.

87. A system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a system-of-coordinates, the system comprising:

- (a) at least two radioactive emission detectors;
- (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with said at least radioactive emission detectors; and
- (c) a data processor being designed and configured for receiving data inputs from said position tracking system and from said at least two radioactive emission detectors and for calculating the position of the radioactivity emitting source in the system-of-coordinates.

WO 02/16965

PCT/01/0638

86

88. The system of claim 87, wherein said at least two radioactive emission detectors are physically connected therebetween via a flexible connector.

89. A method for defining a position of a radioactivity emitting source in a system-of-coordinates, the method comprising the steps of:

- (a) providing at least one radioactive emission detector being connected to or communicating with a position tracking system; and
- (b) monitoring radioactivity being emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of said at least one radioactive emission detector in the system-of-coordinates, thereby defining the position of the radioactivity emitting source in the system-of-coordinates.

90. The method of claim 89, wherein at least two radioactive emission detectors are provided.

91. The method of claim 90, wherein said at least two radioactive emission detectors are physically connected therebetween via a flexible connector.

92. A system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and further of projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates, the system comprising:

- (a) at least two radioactive emission detectors;
- (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with said at least two radioactive emission detectors; and

WO 02/16965

PCT/01/00638

87

- (c) a data processor being designed and configured for:
- (i) receiving data inputs from said position tracking system and from said at least two radioactive emission detectors;
 - (ii) calculating the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates; and
 - (iii) projecting the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

93. The system of claim 92, wherein said at least two radioactive emission detectors are physically connected therebetween via a flexible connector.

94. A method for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and for projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of, the method comprising the steps of:

- (a) providing at least one radioactive emission detector being connected to or communicating with a position tracking system; and
- (b) monitoring radioactivity being emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of said at least one radioactive emission detector in the first system-of-coordinates, thereby defining the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates and projecting the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

95. A system for performing an intrabody surgical procedure on a radiopharmaceutical uptaking portion of a body component within a subject, the system comprising a surgical instrument being connected to and/or

WO 02/16965

PCT/01/0638

88

communicating with a position tracking system for tracking a position of said surgical instrument in a system-of-coordinates, said surgical instrument including a radioactive emission detector coupled thereto for monitoring said radiopharmaceutical in situ.

96. The system of claim 95, wherein said radioactive emission detector is sensitive to beta radiation and/or positron radiation.

97. The system of claim 95, wherein said surgical instrument includes a tissue resecting mechanism.

98. The system of claim 95, wherein said surgical instrument includes a tissue sampling mechanism.

99. The system of claim 95, wherein said tissue sampling mechanism includes an aspiration mechanism.

100. A system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a system-of-coordinates, the system comprising:

- (a) a surgical instrument designed and constructed for invading a body of a subject, said surgical instrument including a radioactive emission detector connected thereto or integrated therein;
- (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with said surgical instrument; and
- (c) a data processor being designed and configured for receiving data inputs from said position tracking system and from said radioactive emission detector and for calculating the position of the radioactivity emitting source in the system-of-coordinates.

101. The system of claim 100, wherein the radioactivity emitting source is selected from the group consisting of a radiopharmaceutically labeled benign tumor, a radiopharmaceutically labeled malignant tumor, a radiopharmaceutically labeled vascular clot, radiopharmaceutically labeled inflammation related components, a radiopharmaceutically labeled abscess and a radiopharmaceutically labeled vascular abnormality.

102. The system of claim 100, wherein said radioactive emission detector is a narrow angle radioactive emission detector or a wide angle radioactive emission detector.

103. The system of claim 100, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

104. A system for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and further of projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates, the system comprising:

- (a) a surgical instrument designed and constructed for invading a body of a subject, said surgical instrument including a radioactive emission detector connected thereto or integrated therein;
- (b) a position tracking system being connected to and/or communicating with said surgical instrument; and
- (c) a data processor being designed and configured for:
 - (i) receiving data inputs from said position tracking system and from said radioactive emission detector;

WO 02/16965

PCT/01/0638

90

- (ii) calculating the position of the radioactivity emitting source in the first system-of-coordinates;
- (iii) calculating the position of said surgical instrument in the first system-of-coordinates; and
- (iii) projecting the position of the radioactivity emitting source and of the surgical instrument onto the second system-of-coordinates.

105. The system of claim 104, wherein the radioactivity emitting source is selected from the group consisting of a radiopharmaceutically labeled benign tumor, a radiopharmaceutically labeled malignant tumor, a radiopharmaceutically labeled vascular clot, radiopharmaceutically labeled inflammation related components, a radiopharmaceutically labeled abscess and a radiopharmaceutically labeled vascular abnormality.

106. The system of claim 104, wherein said radioactive emission detector is a narrow angle radioactive emission detector or a wide angle radioactive emission detector.

107. The system of claim 104, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

108. A method for calculating a position of a radioactivity emitting source in a first system-of-coordinates and for projecting the position of the radioactivity emitting source onto a second system-of-coordinates, the method comprising the steps of:

- (a) providing a surgical instrument designed and constructed for invading a body of a subject, said surgical instrument including a radioactive emission detector connected thereto or integrated therein, said surgical instrument being connected to or communicating with a position tracking system; and
- (b) monitoring radioactivity being emitted from the radioactivity emitting source, while at the same time, monitoring the position of said radioactive emission detector in the first system-of-coordinates, thereby defining the positions of the radioactivity emitting source and of the surgical instrument in the first system-of-coordinates and the position of the radioactivity emitting source onto the second system-of-coordinates.

109. The method for claim 108, wherein the radioactivity emitting source is selected from the group consisting of a radiopharmaceutically labeled benign tumor, a radiopharmaceutically labeled malignant tumor, a radiopharmaceutically labeled vascular clot, radiopharmaceutically labeled inflammation related components, a radiopharmaceutically labeled abscess and a radiopharmaceutically labeled vascular abnormality.

110. The method for claim 108, wherein said radioactive emission detector is a narrow angle radioactive emission detector or a wide angle radioactive emission detector.

111. The method for claim 108, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

WO 02/16965

PCT/01/0638

92

112. A system for calculating a position of a body component and a position of a radiopharmaceutical uptaking portion of the body component within a subject, the system comprising:

- (a) a three-dimensional imaging modality being connected to and/or communicating with a first position tracking system for calculating the position of the body component in a first system-of-coordinates;
- (b) a surgical instrument designed and constructed for invading the body, said surgical instrument including a radioactive emission detector connected thereto or integrated therein, said surgical instrument being connected to and/or communicating with a second position tracking system for tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a second system-of-coordinates; and
- (c) at least one data processor being designed and configured for receiving inputs from said three-dimensional imaging modality, said first position tracking system, said radioactive emission detector and said second position tracking system and calculating the position of the body component, the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component and the position of the surgical instrument in a common system-of-coordinates.

113. The system of claim 112, wherein said first system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in said second system-of-coordinates is projected onto said first system-of-coordinates.

114. The system of claim 112, wherein said second system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and

therefore the position of the body component and surgical device in said first system-of-coordinates is projected onto said second system-of-coordinates.

115. The system of claim 112, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are a single system-of-coordinates.

116. The system of claim 112, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are each a separate system-of-coordinates and therefore the position of the body component in said first system-of-coordinates and the positions of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component and of said surgical instrument in said second system-of-coordinates are projected onto said common system-of-coordinates.

117. The system of claim 112, wherein said first position tracking system and said second position tracking system are a single position tracking system.

118. The system of claim 112, wherein said imaging modality communicates with an image presentation device which serves for visual co-presentation of said body component and said radiopharmaceutical uptaking portion of the body component.

119. The system of claim 112, wherein said radioactive emission detector is a narrow angle radioactive emission detector or a wide angle radioactive emission detector.

120. The system of claim 112, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking

system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

121. The system of claim 112, wherein said imaging modality is selected from the group consisting of a Fluoroscope, a Computed Tomographer, an Magnetic Resonance Imager, an ultrasound imager and an optical camera.

122. The system of claim 112, wherein said radiopharmaceutical is selected from the group consisting of 2-[¹⁸F]fluoro-2-deoxy-D-glucose, ¹¹¹In-Pentetreotide, L-3-[¹²⁵I]-Iodo-alpha-methyl-tyrosine, O-(2-[¹⁸F]fluoroethyl)-L-tyrosine, ¹¹¹In-Capromab Pentetide and ¹¹¹In-Satumomab Pentetide.

123. A method for calculating a position of a body component and a position of a radiopharmaceutical uptaking portion of the body component within a subject, the method comprising the steps of:

- (a) providing a three-dimensional imaging modality being connected to and/or communicating with a first position tracking system and calculating the position of the body component in a first system-of-coordinates;
- (b) providing a surgical instrument designed and constructed for invading the body, said surgical instrument including a radioactive emission detector connected thereto or integrated therein, said surgical instrument being connected to and/or communicating with a second position tracking system for tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a second system-of-coordinates; and

- (c) receiving data inputs from said three-dimensional imaging modality, said first position tracking system, said radioactive emission detector and said second position tracking system and calculating the position of the body component, the position of the surgical instrument and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a common system-of-coordinates.

124. The method for claim 123, wherein said first system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the positions of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component and of the surgical instrument in said second system-of-coordinates is projected onto said first system-of-coordinates.

125. The method for claim 123, wherein said second system-of-coordinates serves as said common system-of-coordinates and therefore the position of the body component in said first system-of-coordinates is projected onto said second system-of-coordinates.

126. The method for claim 123, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are a single system-of-coordinates.

127. The method for claim 113, wherein said first system-of-coordinates, said second system-of-coordinates and said common system-of-coordinates are each a separate system-of-coordinates and therefore the position of the body component in said first system-of-coordinates and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component and of said surgical instrument in said second system-of-coordinates are both projected onto said common system-of-coordinates.

WO 02/16965

PCT/01/00638

96

128. The method for claim 113, wherein said first position tracking system and said second position tracking system are a single position tracking system.

129. The method for claim 113, wherein said imaging modality communicates with an image presentation device which serves for visual co-presentation of said body component, said radiopharmaceutical uptaking portion of the body component and said surgical instrument.

130. The method for claim 113, wherein said radioactive emission detector is a narrow angle radioactive emission detector or a wide angle radioactive emission detector.

131. The method for claim 113, wherein said position tracking system is selected from the group consisting of an articulated arm position tracking system, an accelerometers based position tracking system, a potentiometers based position tracking system, a sound wave based position tracking system, a radio frequency based position tracking system, a magnetic field based position tracking system and an optical based position tracking system.

132. The method for claim 113, wherein said imaging modality is selected from the group consisting of a fluoroscope, a computerized tomography scanner, a magnetic resonance imager and an ultrasound imager and an optical camera.

133. The method for claim 113, wherein said radiopharmaceutical is selected from the group consisting of 2-[¹⁸F]fluoro-2-deoxy-D-glucose, ¹¹¹In-Pentetreotide, L-3-[¹²³I]-Iodo-alpha-methyl-tyrosine, O-(2-[¹⁸F]fluoroethyl)-L-tyrosine, ¹¹¹In-Capromab Pentetide and ¹¹¹In-Satumomab Pentetide.

97

134. The system of claim 1, wherein said data processor is adapted to combine a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and is adapted to form a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

135. The system of claim 134, further comprising a memory adapted to store therein said positional information together with said count rate.

136. The system of claim 134, further comprising a display adapted to display thereon said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

137. The system of claim 134, wherein said data processor is adapted to refine said count rate and said positional information.

138. The system of claim 137, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to average said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz , determining $M(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with: $N(X_c+dx, Y_c+dy,$

WO 02/16965

PCT/01/0638

98

$Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi) J] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + I]$.

139. The system of claim 137, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to minimize said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

140. The system of claim 9, wherein said data processor is adapted to combine a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and is adapted to form a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

141. The system of claim 140, further comprising a memory adapted to store therein said positional information together with said count rate.

142. The system of claim 140, further comprising a display adapted to display thereon said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

143. The system of claim 140, wherein said data processor is adapted to refine said count rate and said positional information.

144. The system of claim 143, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to average said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz , determining $M(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz) = [N(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz) + N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)] / [M(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz) + 1]$.

145. The system of claim 143, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to minimize said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz , finding those voxels that have a higher count rate value $N(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz)$ than said detector count

WO 02/16965

PC/T/01/00638

100

rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

146. The system of claim 17, wherein said at least one data processor is adapted to combine a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and is adapted to form a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

147. The system of claim 146, further comprising a memory adapted to store therein said positional information together with said count rate.

148. The system of claim 146, further comprising a display adapted to display thereon said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

149. The system of claim 146, wherein said at least one data processor is adapted to refine said count rate and said positional information.

150. The system of claim 149, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said at least one data processor is adapted to average said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count

WO 02/16965

PCT/01/0638

101

rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

151. The system of claim 149, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said at least one data processor is adapted to minimize said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

152. The system of claim 39, wherein said at least one data processor is adapted to combine a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and is adapted to form a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

153. The system of claim 152, further comprising a memory adapted to store therein said positional information together with said count rate.

WO 02/16965

PCT/01/0638

102

154. The system of claim 152, further comprising a display adapted to display thereon said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

155. The system of claim 152, wherein said at least one data processor is adapted to refine said count rate and said positional information.

156. The system of claim 155, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said at least one data processor is adapted to average said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

157. The system of claim 155, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said at least one data processor is adapted to minimize said count rate

WO 02/16965

PCT/01/0638

103

and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

158. The system of claim 85, wherein said data processor is adapted to combine a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and is adapted to form a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

159. The system of claim 158, further comprising a memory adapted to store therein said positional information together with said count rate.

160. The system of claim 158, further comprising a display adapted to display thereon said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

161. The system of claim 158, wherein said data processor is adapted to refine said count rate and said positional information.

162. The system of claim 161, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ, θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further,

wherein said data processor is adapted to average said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

163. The system of claim 161, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ, θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to minimize said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

164. The system of claim 87, wherein said data processor is adapted to combine a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and is adapted to form a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

WO 02/16965

PCT/01/00638

105

165. The system of claim 164, further comprising a memory adapted to store therein said positional information together with said count rate.

166. The system of claim 164, further comprising a display adapted to display thereon said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

167. The system of claim 164, wherein said data processor is adapted to refine said count rate and said positional information.

168. The system of claim 167, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to average said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

169. The system of claim 167, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the

WO 02/16965

PC/T/01/00638

106

system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to minimize said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz , finding those voxels that have a higher count rate value $N(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz)$ than said detector count rate $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$.

170. The system of claim 92, wherein said data processor is adapted to combine a radiation detector count rate from said at least two radioactive emission detectors together with positional information from said position tracking system, and is adapted to form a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

171. The system of claim 170, further comprising a memory adapted to store therein said positional information together with said count rate.

172. The system of claim 170, further comprising a display adapted to display thereon said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

173. The system of claim 170, wherein said data processor is adapted to refine said count rate and said positional information.

174. The system of claim 173, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about

WO 02/16965

PCT/01/0638

107

the X, Y and Z axes, ρ , θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of at least one of said at least two detectors is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said at least one of said at least two detectors is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to average said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

175. The system of claim 173, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of at least one of said at least two detectors is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said at least one of said at least two detectors is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to minimize said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

WO 02/16965

PCT/01/0638

188

176. The system of claim 95, further comprising a data processor, wherein said data processor is adapted to combine a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and is adapted to form a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

177. The system of claim 176, further comprising a memory adapted to store therein said positional information together with said count rate.

178. The system of claim 176, further comprising a display adapted to display thereon said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

179. The system of claim 176, wherein said data processor is adapted to refine said count rate and said positional information.

180. The system of claim 179, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to average said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy,$

WO 02/16965

PCT/01/0638

$$Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1].$$

181. The system of claim 179, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to minimize said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

182. The system of claim 100, wherein said data processor is adapted to combine a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and is adapted to form a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

183. The system of claim 18, further comprising a memory adapted to store therein said positional information together with said count rate.

184. The system of claim 182, further comprising a display adapted to display thereon said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

185. The system of claim 182, wherein said data processor is adapted to refine said count rate and said positional information.

186. The system of claim 185, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to average said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

187. The system of claim 185, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to minimize said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate

WO 02/16965

PCT/01/0638

111

$N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$.

188. The system of claim 104, wherein said data processor is adapted to combine a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and is adapted to form a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

189. The system of claim 188, further comprising a memory adapted to store therein said positional information together with said count rate.

190. The system of claim 188, further comprising a display adapted to display thereon said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

191. The system of claim 188, wherein said data processor is adapted to refine said count rate and said positional information.

192. The system of claim 191, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to average said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz , determining $M(X_c+dx,$

WO 02/16965

PCT/01/0638

112

$Yc+dy, Zc+dz$) which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

193. The system of claim 191, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said data processor is adapted to minimize said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

194. The system of claim 112, wherein said at least one data processor is adapted to combine a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and is adapted to form a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

195. The system of claim 194, further comprising a memory adapted to store therein said positional information together with said count rate.

WO 02/16965

PCT/01/0638

113

196. The system of claim 194, further comprising a display adapted to display thereon said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

197. The system of claim 194, wherein said at least one data processor is adapted to refine said count rate and said positional information.

198. The system of claim 197, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said at least one data processor is adapted to average said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

199. The system of claim 197, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further,

WO 02/16965

PCT/01/0638

114

wherein said at least one data processor is adapted to minimize said count rate and said positional information by finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx$, $Yc+dy$, $Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

200. The method of claim 5, further comprising combining a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and forming a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

201. The method of claim 200, further comprising storing said positional information together with said count rate in a memory.

202. The method of claim 200, further comprising displaying said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

203. The method of claim 200, further comprising refining said count rate and said positional information.

204. The method of claim 203, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

WO 02/16965

PCT/01/0638

115

and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

205. The method of claim 203, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, d) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$.

206. The method of claim 28, further comprising combining a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and forming a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

WO 02/16965

PCT/01/0638

116

207. The method of claim 206, further comprising storing said positional information together with said count rate in a memory.

208. The method of claim 206, further comprising displaying said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

209. The method of claim 206, further comprising refining said count rate and said positional information.

210. The method of claim 209, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz , determining $M(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz) = [N(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz) + N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)] / [M(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz) + 1]$.

211. The method of claim 209, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \phi)$,

WO 02/16965

PCT/01/0638

117

and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$.

212. The method of claim 62, further comprising combining a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and forming a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

213. The method of claim 212, further comprising storing said positional information together with said count rate in a memory.

214. The method of claim 212, further comprising displaying said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

215. The method of claim 212, further comprising refining said count rate and said positional information.

216. The method of claim 215, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$.

WO 02/16965

PCT/01/0638

118

and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

217. The method of claim 215, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$.

218. The method of claim 36, further comprising combining a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information said position tracking system, and forming a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

WO 02/16965

PCT/01/0638

119

219. The method of claim 218, further comprising storing said positional information together with said count rate in a memory.

220. The method of claim 218, further comprising displaying said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

221. The method of claim 218, further comprising refining said count rate and said positional information.

222. The method of claim 221, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

223. The method of claim 221, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$.

WO 02/16965

PCT/01/0638

120

and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$.

224. The method of claim 89, further comprising combining a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and forming a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

225. The method of claim 224, further comprising storing said positional information together with said count rate in a memory.

226. The method of claim 224, further comprising displaying said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

227. The method of claim 224, further comprising refining said count rate and said positional information.

228. The method of claim 227, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$.

WO 02/16965

PCT/01/0638

121

and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

229. The method of claim 227, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

230. The method of claim 94, further comprising combining a radiation detector count rate from said at least one radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and forming a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

231. The method of claim 230, further comprising storing said positional information together with said count rate in a memory.

WO 02/16965

PCT/01/0638

122

232. The method of claim 230, further comprising displaying said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

233. The method of claim 230, further comprising refining said count rate and said positional information.

234. The method of claim 233, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said at least one detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said at least one detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

235. The method of claim 233, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said at least one detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said at least one detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy,$

WO 02/16965

PCT/01/0638

123

Z_c+dz , finding those voxels that have a higher count rate value $N(X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz)$ than said detector count rate $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \varphi)$.

236. The method of claim 108, further comprising combining a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and forming a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

237. The method of claim 236, further comprising storing said positional information together with said count rate in a memory.

238. The method of claim 236, further comprising displaying said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

239. The method of claim 236, further comprising refining said count rate and said positional information.

240. The method of claim 239, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and φ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \varphi)$, said detector count rate is defined as $N(X_c, Y_c, Z_c, \rho, \theta, \varphi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as X_c+dx, Y_c+dy, Z_c+dz , determining

$M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

241. The method of claim 239, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$.

242. The method of claim 123, further comprising combining a radiation detector count rate from said radioactive emission detector together with positional information from said position tracking system, and forming a radiotracer-spread image of a target area including therein said radioactivity emitting source.

243. The method of claim 242, further comprising storing said positional information together with said count rate in a memory.

WO 02/16965

PCT/01/0638

125

244. The method of claim 242, further comprising displaying said positional information together with said count rate as a pattern of marks corresponding to said positional information and said count rate.

245. The method of claim 242, further comprising refining said count rate and said positional information.

246. The method of claim 245, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, determining $M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ which represents the number of times that said count rate and said positional information have been calculated in each voxel, and calculating average count rate values in each voxel in accordance with $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) = [N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)] / [M(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz) + 1]$.

247. The method of claim 245, wherein said system-of-coordinates comprises mutually perpendicular linear axes X, Y and Z, and rotations about the X, Y and Z axes, ρ , θ and ϕ , respectively, and wherein in the system-of-coordinates, said positional information of said detector is defined as $(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, said detector count rate is defined as $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \phi)$, and a physical size of said detector is defined as (dx, dy, dz) ; and further, wherein said refining comprises finding all volume pixels, called voxels, that represent the detector volume, defined as $Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz$, finding those

WO 02/16965

PCT/01/0638

126

voxels that have a higher count rate value $N(Xc+dx, Yc+dy, Zc+dz)$ than said detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$ which was input, and changing the higher count rate voxels to that of the inputted detector count rate $N(Xc, Yc, Zc, \rho, \theta, \varphi)$.

248. A method for radiation map reconstruction, the method comprising:

- (a) determining a transfer function of a radiation detector;
- (b) determining a deconvolution of said transfer function;
- (c) assigning a count value based on said deconvolution to at least one voxel within a field of view of said radiation detector; and
- (d) using said deconvolution to reconstruct said at least one voxel.

249. The method of claim 248, wherein said using said deconvolution comprises at least diminishing blurriness of said at least one voxel.

250. The method of claim 248, further comprising mathematically treating multiple readings from viewpoints of different detectors that said at least one voxel receives.

251. The method of claim 250, wherein said mathematically treating comprises determining a value used in place of a single value of reading in said at least one voxel.

252. The method of claim 251, wherein said determining a value comprises determining at least one of an algebraic average, a minimum value, and a reciprocal of averaged reciprocals of readings in said at least one voxel.

253. A system for calculating a position of a body component and a position of a radiopharmaceutical uptaking portion of the body component within a subject, the system comprising:

- (a) a two-dimensional imaging modality being connected to and/or communicating with a first position tracking system for calculating the position of the body component in a first system-of-coordinates;
- (b) a radioactive emission detector being connected to and/or communicating with a second position system for tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a second system-of-coordinates; and
- (c) at least one data processor being designed and configured for receiving data inputs from said two-dimensional imaging modality, said first position tracking system, said radioactive emission detector and said second position tracking system and calculating the position of the body component and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a common system-of-coordinates.

254. A method for calculating a position of a body component and a position of a radiopharmaceutical uptaking portion of the body component within a subject, the method comprising the steps of:

- (a) providing a two-dimensional imaging modality being connected to and/or communicating with a first position tracking system and calculating the position of the body component in a first system-of-coordinates;
- (b) providing a radioactive emission detector being connected to and/or communicating with a second position tracking system and tracking a position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a second system-of-coordinates; and

WO 02/16965

PCT/01/0638

128

- (c) receiving data inputs from said two-dimensional imaging modality, said first position tracking system, said radioactive emission detector and said second position tracking system and calculating the position of the body component and the position of the radiopharmaceutical uptaking portion of the body component in a common system-of-coordinates.

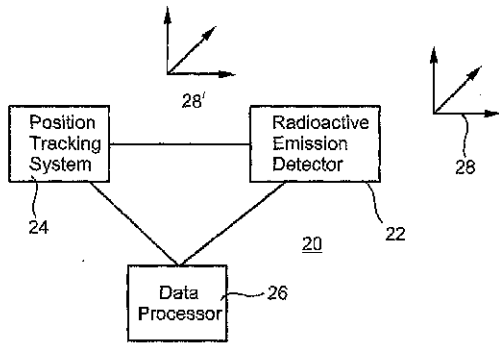


Fig. 1

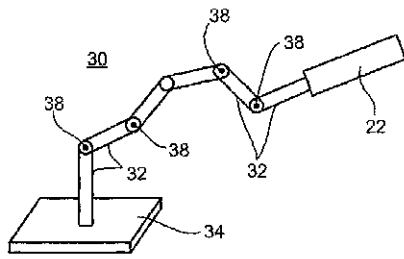


Fig. 2

2/21

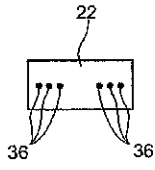


Fig. 3

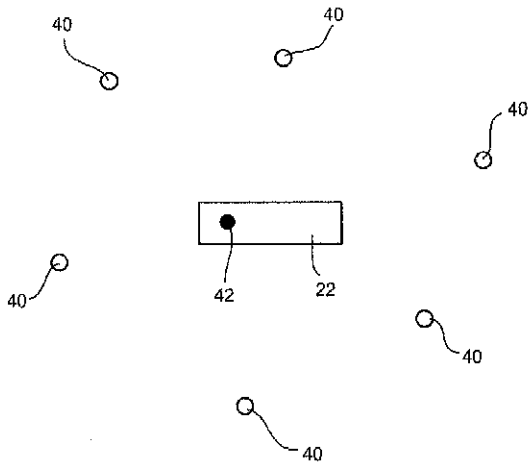
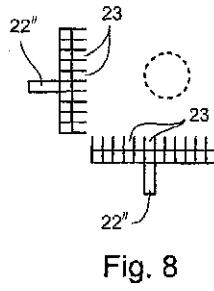
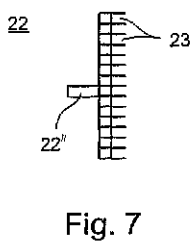
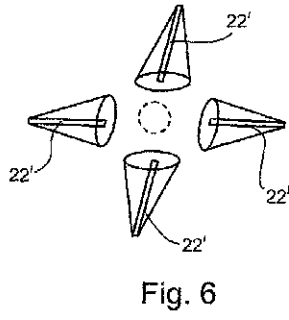
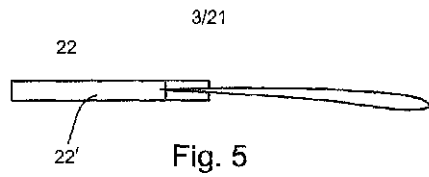


Fig. 4



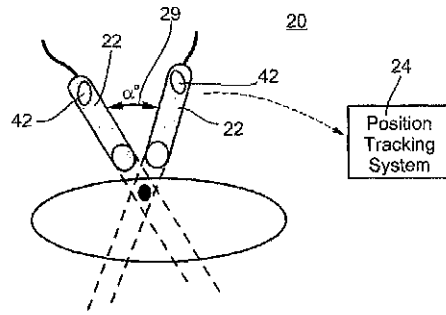


Fig. 10

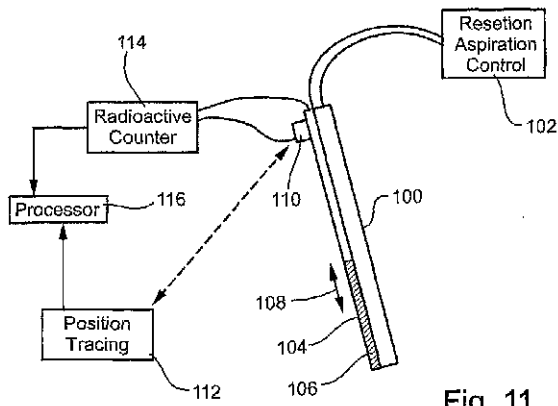


Fig. 11

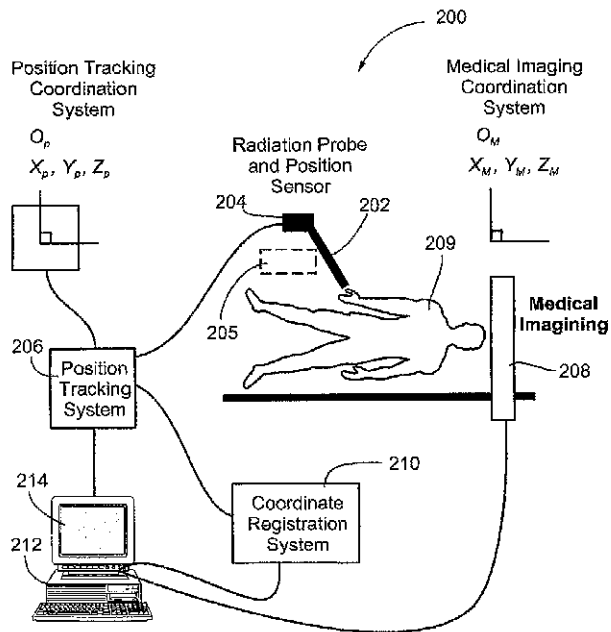


Fig. 12

7/21

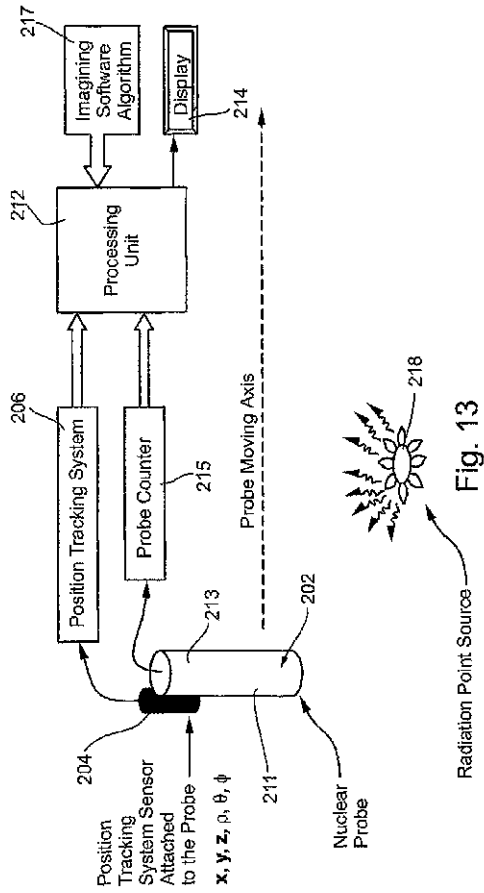


Fig. 13

WO 02/16965

PCT/01/0638

8/21

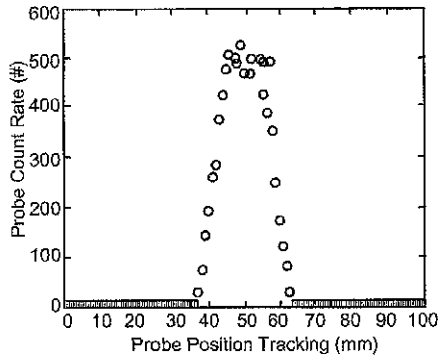


Fig. 14

9/21

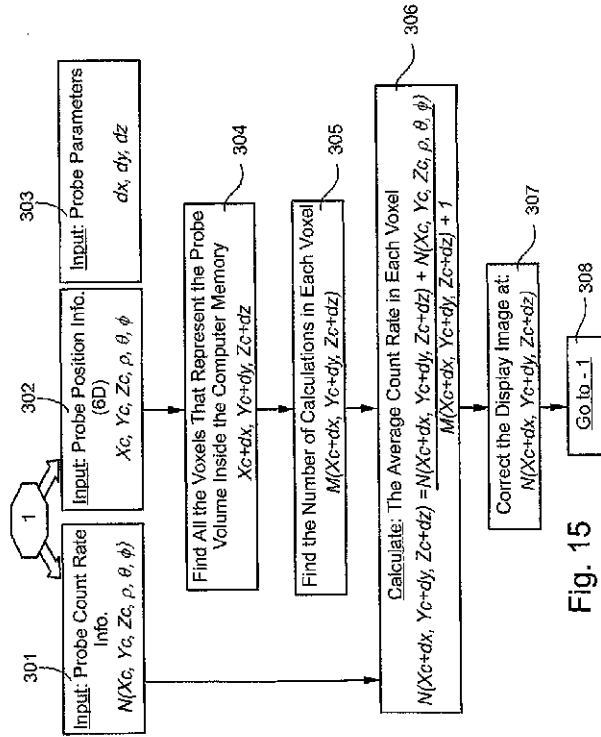


Fig. 15

WO 02/16965

PC/T/01/00638

10/21

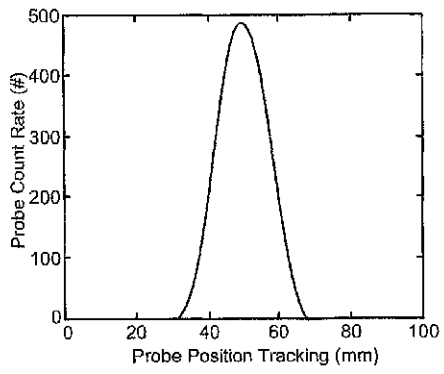


Fig. 16

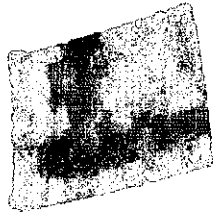


Fig. 17

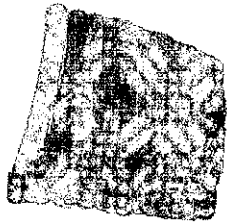


Fig. 18

WO 02/16965

PC/T/01/00638

11/21

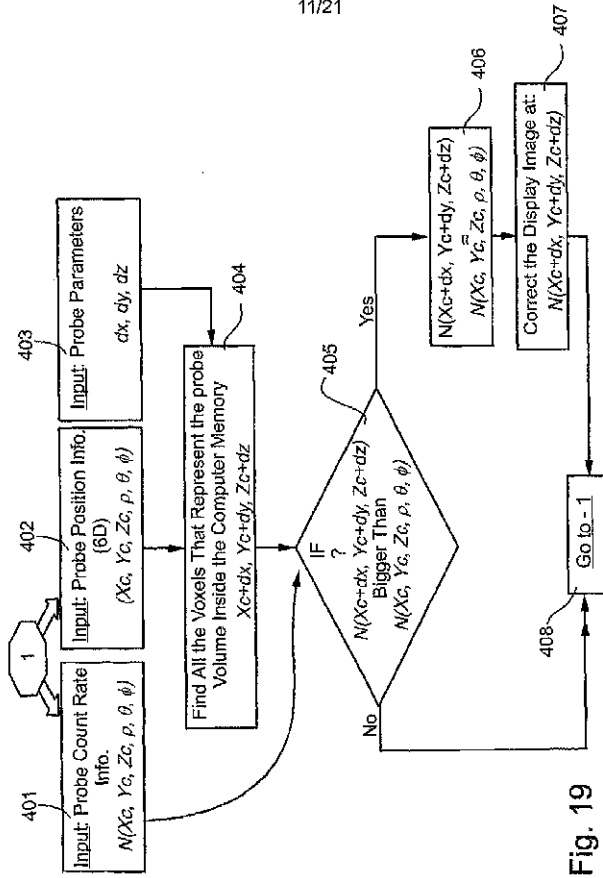


Fig. 19

WO 02/16965

PCT/01/0638

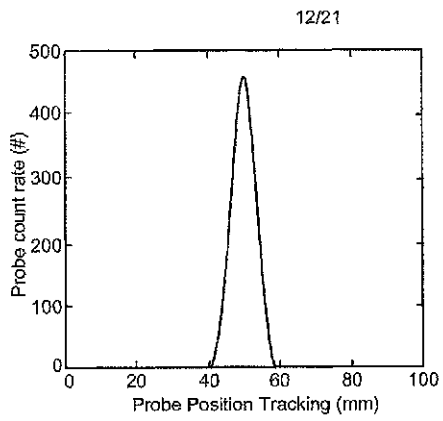


Fig. 20

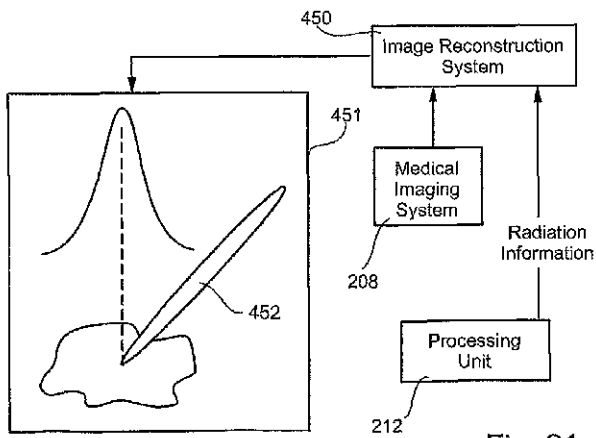


Fig. 21

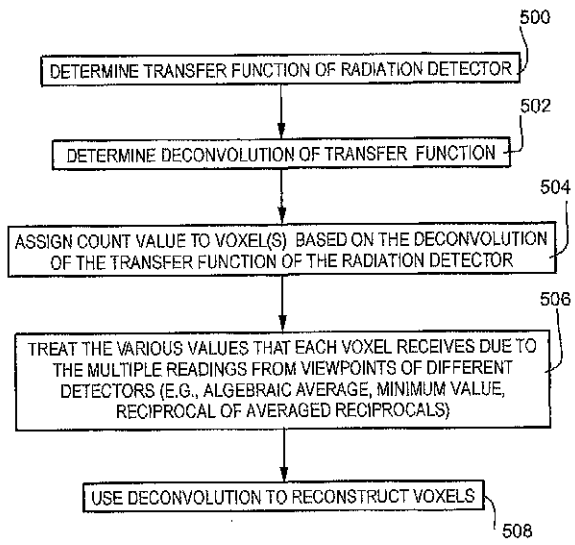


Fig. 22

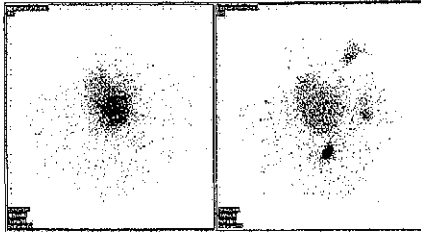


Fig. 23b



Fig. 23a

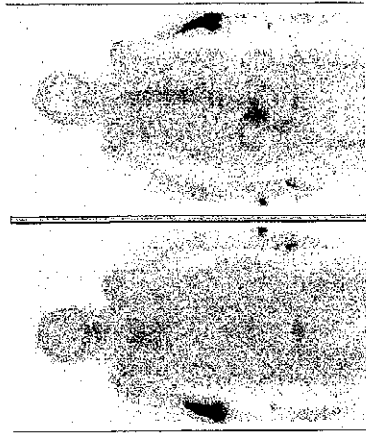


Fig. 24b

Fig. 24b

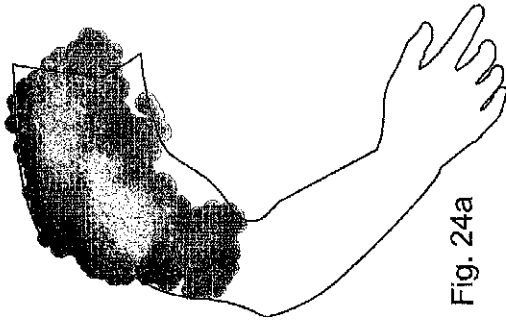


Fig. 24a

WO 02/16965

PCT/01/0638
JUL 2001

16/21

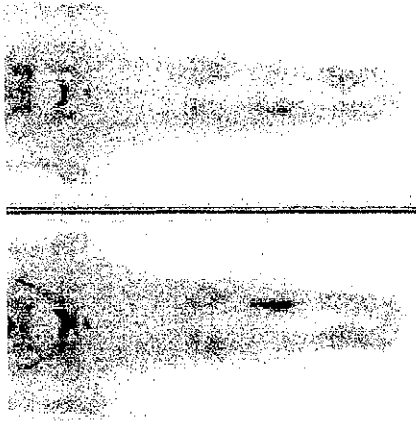


Fig. 25b

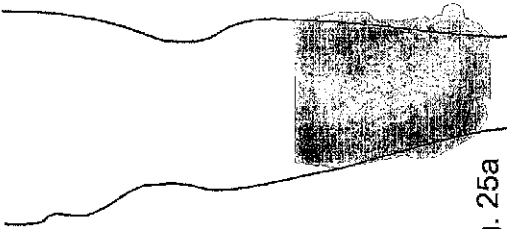


Fig. 25a

WO 02/16965

PCT/01/0638
20 JUL 02

17/21

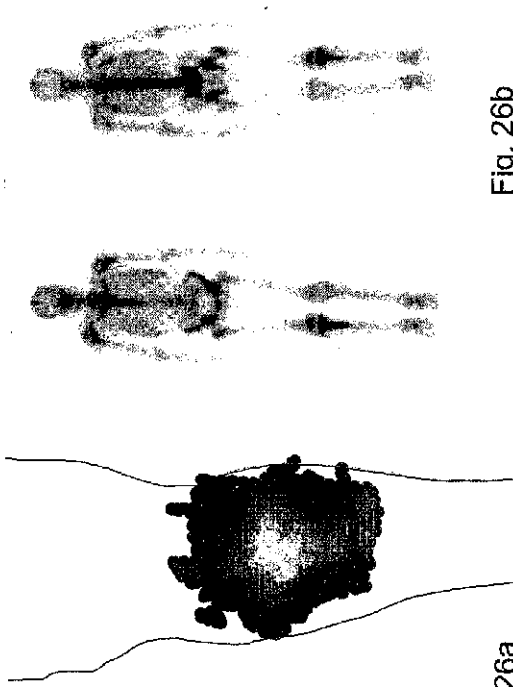


Fig. 26b

Fig. 26a

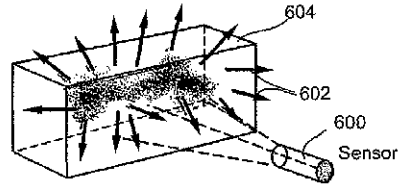


Fig. 27a

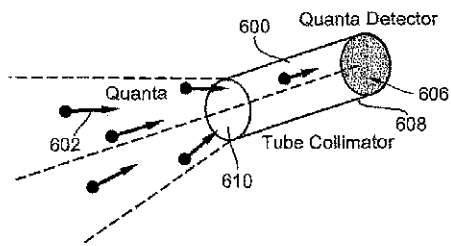


Fig. 27b

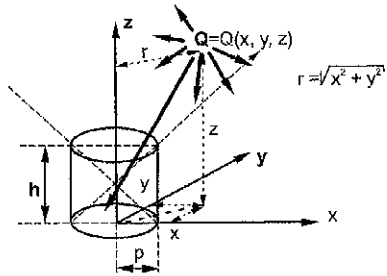


Fig. 27c

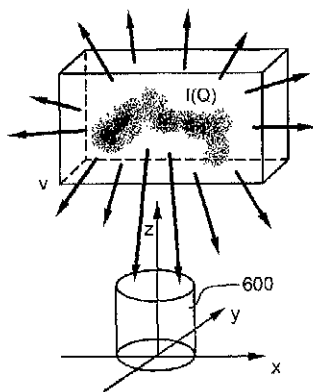


Fig. 27d

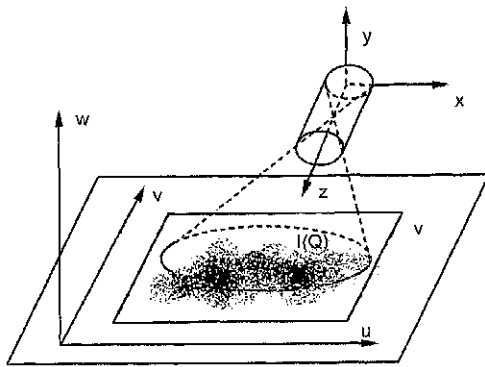


Fig. 27e

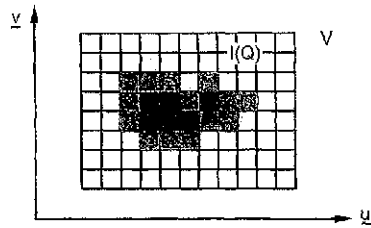


Fig. 27f

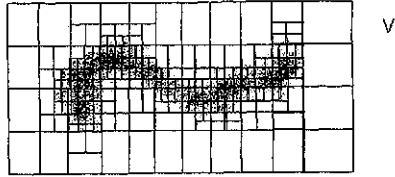


Fig. 27g

【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
28 February 2002 (28.02.2002)

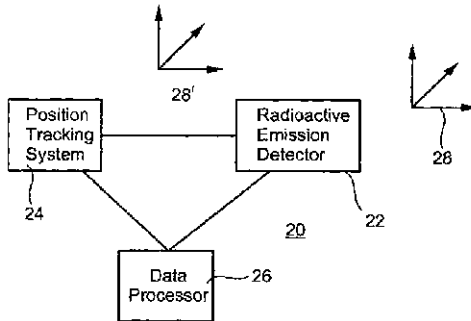
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/016965 A3

- (51) International Patent Classification: **A61B 5/05**
- (21) International Application Number: PCT/IL01/00638
- (22) International Filing Date: 11 July 2001 (11.07.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
 - 09/641,973 31 August 2000 (31.08.2000) US
 - 09/714,164 17 November 2000 (17.11.2000) US
 - 09/727,464 4 December 2000 (04.12.2000) US
 - 00/286,044 25 April 2000 (25.04.2000) US
- (71) Applicant (for all designated States except US): V-TARGET LTD. (IL/LI): 3 Ha'atzer Street, 39120 Tira, Haizemel (IL).
- (72) Inventor: and
- (75) Inventor/Applicant (for US only): KIMCHY, Yoav
- (74) Agent: G. E. EHRLICH (1995) LTD., 28 Bezalet Street, 52521 Ramat Gan (IL).
- (51) 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, GF, GI, GM, GR, HU, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LA, LR, LS, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, 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.

[Continued on next page]

(54) Title: RADIOACTIVE EMISSION DETECTOR



(57) Abstract: System (20) includes a radioactivity emission detector (22). System (20) according to the present invention further includes a position tracking system (24). System (24) is connected to and/or communicating with radioactive emission detector (22) in a two- or three dimensional space defined by a system of coordinates.

WO 02/016965 A3

WO 02/016965 A3 

(84) Designated States (except for): ARIPO patent (GH, GM, KI, LS, MW, MZ, SD, SI, 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, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(88) Date of publication of the international search report: 6 February 2003

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.

Published:

— with international search report

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP01/00638
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC(7) : A61B 5/05 US Cl. : 600/436 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) U.S. : 600/407, 424, 425, 431, 436; 378/21, 41, 62, 65; 382/128; 606/130		
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 practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5,493,595 A (SCHOOLMAN) 20 February 1996 (20.02.1996), see entire document.	1-254
A	US 5,727,534 A (KALENI) et al) 17 March 1998 (17.03.1998), see entire document.	1-254
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"B" earlier application or patent published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date or another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" documents published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"X" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to underscore the principle or theory underlying the invention</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to have an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"V" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"E" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 23 March 2002 (23.03.2002)		Date of mailing of the international search report 21 SEP 2002
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PC7 Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703)305-3230		Authorized official Marvin T. Sizer Telephone No. 703 308-0838

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1998)

フロントページの続き

(51) Int. Cl.⁷ F I テーマコード(参考)
 G 0 1 T 1/29 A 6 1 K 49/02 A

(31) 優先権主張番号 60/286,044

(32) 優先日 平成13年4月25日(2001.4.25)

(33) 優先権主張国 米国(US)

(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, 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

(72) 発明者 アムラミ, ロニ

イスラエル, 20692 ヨクニーム, ヤーデン ストリート 37

(72) 発明者 ブースキラ, ヨナ

イスラエル, 30300 アトリット, ピー.オー. ボックス 3004

(72) 発明者 アンテビ, ウディ

イスラエル, 27204 キリヤット ピアリク, ダフナ ストリート 30エー

(72) 発明者 シドレンコ, ニック

イスラエル, 23393 アクレ, ハマーヴァ ストリート 4

(72) 発明者 ベン デイビット, ギャル

イスラエル, 17940 ミツペ アディ, ハザイト ストリート 238

(72) 発明者 ジルバースタイン, ヨエル

イスラエル, 34671 ハイファ, ズルバヴェル ストリート 13

F ターム(参考) 2G088 EE01 EE02 EE04 FF18 JJ03 JJ24 KK32 KK33 KK35

4C085 HH03 KA04 KA29 KB07 KB09 KB18 KB20 LL07 LL18

专利名称(译)	具有位置跟踪系统的辐射探测器及其在医疗系统和医疗程序中的应用		
公开(公告)号	JP2004512502A	公开(公告)日	2004-04-22
申请号	JP2002522002	申请日	2001-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	NV目标技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	NV - 目标技术有限公司		
[标]发明人	キムチャイヨアヴ アムラミロニ ブースキラヨナ アンテビウディ シドレンコニック ベンデイビットギャル ジルバースタインヨエル		
发明人	キムチャイ, ヨアヴ アムラミ, ロニ ブースキラ, ヨナ アンテビ, ウディ シドレンコ, ニック ベン デイビット, ギャル ジルバースタイン, ヨエル		
IPC分类号	G01T1/161 A61B5/05 A61B5/055 A61B5/11 A61B6/00 A61B6/03 A61B6/12 A61B19/00 A61K51/00 A61P9/10 A61P35/00 G01T G01T1/29		
CPC分类号	G01T1/161 A61B5/055 A61B5/06 A61B5/064 A61B5/415 A61B5/418 A61B6/03 A61B6/037 A61B6/12 A61B6/4057 A61B6/4258 A61B6/507 A61B6/5235 A61B6/5247 A61B2090/392		
FI分类号	G01T1/161.D A61B19/00.502 A61P9/10 A61P35/00 G01T1/29.C A61K49/02.A		
F-TERM分类号	2G088/EE01 2G088/EE02 2G088/EE04 2G088/FF18 2G088/JJ03 2G088/JJ24 2G088/KK32 2G088 /KK33 2G088/KK35 4C085/HH03 4C085/KA04 4C085/KA29 4C085/KB07 4C085/KB09 4C085/KB18 4C085/KB20 4C085/LL07 4C085/LL18		
代理人(译)	Kazehaya信明 浅野纪子		
优先权	09/641973 2000-08-21 US 09/714164 2000-11-17 US 09/727464 2000-12-04 US 60/286044 2001-04-25 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于计算坐标系中放射性发射源位置的系统，该系统包括 (a) 放射性发射探测器; (b) 位置跟踪系统连接到放射性发射检测器和/或与放射性发射探测器通信; (c) 数据处理器被设计和配置用于接收来自位置跟踪系统和放射性发射检测器的数据输入，并用于计算坐标系中放射性发射源的位置。

