

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6615128号
(P6615128)

(45) 発行日 令和1年12月4日(2019.12.4)

(24) 登録日 令和1年11月15日(2019.11.15)

(51) Int.Cl.

G 0 1 T 1/161 (2006.01)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

G O 1 T 1/161
A 6 1 B 8/14

A

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-572675 (P2016-572675)
 (86) (22) 出願日 平成27年6月11日 (2015.6.11)
 (65) 公表番号 特表2017-524408 (P2017-524408A)
 (43) 公表日 平成29年8月31日 (2017.8.31)
 (86) 國際出願番号 PCT/DE2015/100233
 (87) 國際公開番号 WO2015/188810
 (87) 國際公開日 平成27年12月17日 (2015.12.17)
 審査請求日 平成30年5月28日 (2018.5.28)
 (31) 優先権主張番号 102014108178.1
 (32) 優先日 平成26年6月11日 (2014.6.11)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
ドイツ (DE)

(73) 特許権者 516334879
ウニヴェルジテツクリニークム イエーナ
ドイツ連邦共和国 07743 イエーナ
バッハシュトラーゼ 18
(74) 代理人 100154612
弁理士 今井 秀樹
(74) 代理人 100091867
弁理士 藤田 アキラ
(74) 代理人 100202016
弁理士 松本 齧
(72) 発明者 フレースマイアー マルティーン
ドイツ連邦共和国 07749 イエーナ
イエナータール 11

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】測定領域における崩壊放射性核種の放射事象を同時に検出する測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

入射窓(1.2)を有する測定ヘッド(1.1)を有し、デカルト座標系のX-Z平面内に延びる層の部分である測定領域(7)において崩壊放射性核種(8)の放射事象を同時に検出する測定装置(1)であって、

前記測定ヘッド(1.1)内に、前記入射窓(1.2)から異なる距離を有する数量n = 2, 3, ..., iの放射線検出器(2)が、測定位置でアレー(3)内に設けられ、

前記放射線検出器(2)が、前記測定領域(7)からの放射信号(10)を受信し、受信した放射信号(10)に基づく測定値を提供する機能を有し、

前記放射線検出器(2)のそれぞれが、前記測定領域(7)内側の異なる発生位置(9)から生じる放射信号(10)の測定値の検出に関して異なる幾何学的効率を有し、

前記測定装置(1)は、前記放射信号(10)を評価して前記発生位置(9)を決定するための評価ユニット(4)を有し、当該評価ユニット(4)は、前記検出した放射信号(10)の前記発生位置(9)が前記測定ヘッド(1.1)の測定位置のうちの1つのみで検出された測定値であって、前記測定領域(7)に関連する基準データセットのデータと比較される多数の測定値から決定できるように、構成され、

前記基準データセットは多数の部分基準データセットで構成され、全ての部分基準データセットがそれぞれ、前記発生位置(9)のうちの1つの固有データにより形成され、それぞれの部分基準データセットの前記固有データは、互いの前記放射線検出器(2)の測定値の関係により形成される、ことを特徴とする測定装置。

10

20

【請求項 2】

前記放射線検出器(2)が前記入射窓(1.2)と垂直な少なくとも1つのX-Z平面内に交互に配置され、前方検出器(2)が前記入射窓(1.2)に直接配置され、後方検出器(2)が前記入射窓(1.2)から、そのため前記測定領域(7)からさらに離れて配置される、ことを特徴とする請求項1に記載の測定装置(1)。

【請求項 3】

少なくとも1つの超音波プローブ(16)が、前記測定領域(7)からの超音波信号(18)を送受信するために前記測定ヘッド(1.1)に付加的に配置される、ことを特徴とする請求項1又は2に記載の測定装置(1)。

【請求項 4】

前記測定装置(1)がコリメータを備えない測定装置(1)として構成される、ことを特徴とする請求項1~3のいずれか一項に記載の測定装置(1)。

【請求項 5】

前記測定ヘッド(1.1)が携帯型装置であり、使用者の手で保持及びガイドできる、ことを特徴とする請求項1~4のいずれか一項に記載の測定装置(1)。

【請求項 6】

前記少なくとも1つの超音波プローブ(16)が放射線検出器(2)の前記アレー(3)の隣に配置される、ことを特徴とする請求項2及び3に記載の測定装置(1)。

【請求項 7】

放射線検出器(2)の前記アレー(3)が前記少なくとも1つの超音波プローブ(16)の後ろに配置され、それにより前記放射信号(10)が前記超音波プローブ(16)の領域を通過し、その後前記放射線検出器(2)により検出される、ことを特徴とする請求項2及び3に記載の測定装置(1)。

10

20

30

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、ハイブリッド画像処理(hybrid imaging)としても知られる、多モード画像処理の分野に関する。本発明は特に、一般的に特許文献1から公知である、測定領域における放射信号の発生位置を決定する方法及び装置に関する。

30

【背景技術】**【0002】**

調査対象物の表面下の或る深さ(Z方向)に位置する構造が測定領域の超音波信号によって結像される方法が、例えば材料試験、製品試験の用途及び医薬品の用途の範囲に適用される。典型的なこの例は超音波映像法(ソノグラフィー)である。これは、本来、断面撮影(超音波断層撮影)である。従来の超音波プローブを用いたソノグラムの断面画像は、例えば材料内の又は体組織内の調査中対象物の断面を示す。その際、調査中対象物の内部の音響学的(反射)特徴(超音波信号)の差異が視覚化される。このようにして生成される2次元断面画像では、第1次元が超音波ヘッドの結晶配列に沿って延びる(X方向)。第2次元は、深さ(Z方向)の音響学的特徴の分布を反映する。ゆえに、このようにして調査される測定領域はX-Z平面内に延び、Y方向には僅かな厚みしか有しない。

【0003】

対照的に、放射性核種の放射信号の検出に基づく方法では、2次元画像が取得され、それにより放射信号及びそれら強度の2次元分布がX-Y平面に画像化される。2次元分布を、個々の画像における放射信号の発生位置の深さ測定(depth localization)に直接関連させることは可能ではない。

【0004】

貯蔵障害の深さ位置に関する情報が得られないように、従来のガンマプローブは単に数及び/又は音響学的信号(ピーピー鳴る音、カチッと鳴る音)として情報を届ける。これらプローブは、個々のガンマ検出器及び高密度の不動態化金属コリメータを使用し、検出

50

器の視野を画定し、環境からの背景放射を抑制して、この背景放射が検出器に達せず、検出器で検出されないようにする。高出力のため、コリメータは大きく、重い。

【0005】

超音波プローブと少なくとも1つの放射線検出器が互いに近接して又は共通の測定ヘッドに配置された装置が既知である。

【0006】

この種のソリューションは特許文献2から知られている。ハウジングには、コリメータが大量の放射線検出器（アレー）の上流に配置され、放射線検出器の検出領域がコリメータの動作により向けられ、制限される。ハウジングにすぐ隣接して、超音波プローブが共通の測定ヘッドに配置されている。超音波信号は共通の測定領域で、X-Z平面内の超音波プローブにより検出される。放射線検出器のアレーは回動可能に配置されており、それによりアレーの測定領域が超音波プローブの測定領域を介して向けられる。アレーの回動運動によって、2つの測定領域の交差点が超音波プローブの測定領域に沿う焦点面として変位でき、放射線検出器の様々な測定位置が共通の測定領域に対して調節できる。発生位置の深さ測定に関する情報は個々の焦点面を復元することで得られる。10

【0007】

同様の方法が特許文献3に記載されている。この場合、大量の放射線検出器が、様々な角度で測定領域に向けられるように配置されており、放射線検出器の検出領域は測定領域の焦線（focus line）で交わる。この目的のために重要な放射線検出器の検出領域のアライメントのために、コリメータが各々の放射線検出器の上流に配置されている。放射線検出器のそれぞれの角度は分かれている。それぞれの現在調節された角度の知識を利用することで、現在の焦線の位置を決定できる。焦線が測定領域を通ってガイドされ、その際、検出される放射信号がそれぞれの焦線に関連するように記憶される場合、放射性核種分布、すなわち発生位置の画像化は復元できる。さらに、測定領域の超音波画像が捕捉される。次いで、超音波断層写真からのデータと共に測定領域における発生位置の分布の復元がハイブリッド画像において画像化される。20

【0008】

超音波プローブが放射線検出器に隣接して又はそれらのアレーに配置された測定ヘッドが、特許文献1から公知である。超音波信号と放射信号の検出は指示された態様でのみ可能である。発生位置の3次元分布は、測定ヘッドの異なる測定位置からの対応測定値の検出と、様々な測定位置で検出される測定値の復元とによってのみ可能である。30

【0009】

従来技術のソリューションの全ては、発生位置の分布を画像化し、放射信号及び超音波信号に基づく超音波画像を画像化するために、データの復元を必要とする。ソノグラムを用いた増大する核種-貯蔵結果の決定的な空間的連関は高い計算出費によってのみ可能であり、計算アルゴリズムにより引き起こされる空間的ずれの非常に高いリスクと非予言性を有する。ゆえに、組織のエコー源性（超音波信号）と核種分布からできるだけ同時に解剖上正しくマッチングする断面画像（同一の画像化平面）を生成するために一体化プローブを備えることが望ましい。満足のいく最新のソリューションは現在は無い。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】U S 2 0 1 3 / 0 1 7 2 7 3 9 A 1

【特許文献2】U S 7 0 9 4 2 0 3 B 2

【特許文献3】E P 1 2 8 4 6 5 5 B 1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明の目的は、簡略化された操作と放射信号の改良された空間解像度が実現される、測定領域における崩壊核種の放射事象を検出する可能性を提案することである。50

【課題を解決するための手段】**【0012】**

この目的は独立請求項の主題によって達成される。有利な実施形態は従属請求項にて示される。

【0013】

この目的は、測定領域において放射信号の発生位置を決定する方法によって達成される。ここで、測定領域からの放射信号を受信し、受信した放射信号に基づく測定値を提供するための、数量 $n = 2, 3, \dots, i$ の放射線検出器が、互いの既知の相対的空间配置で配置される。放射線検出器のそれぞれが、共通の測定領域の異なる発生位置から生じる放射信号の測定値の検出に関して異なる幾何学的効率を有する。前記数量の放射線検出器により、放射信号は、或る測定時間に測定領域から検出され、検出した放射信号に基づいて、測定値が測定時間に関連付けられるように提供・準備される。放射信号の発生位置の決定が、全ての放射線検出器の測定値と、放射線検出器の互いの既知の位置関係とを考慮して実行される。発生位置の決定はさらに、基準データセットを用いて実行され、基準データセットは、多数の部分基準データセットで構成される。全ての部分基準データセットがそれぞれ、発生位置の固有データにより形成され、固有データは、互いの放射線検出器の測定値の関係により形成される。10

【0014】

固有データは好ましくは、発生位置に関連付けられた（位置固有の）、それぞれの空間点が適切な座標系、例えばデカルト座標系や極座標系の座標によって独自に記載できる3次元測定領域を画定することで得られるデータである。この種の空間点は場所・位置である。放射性核種はこの種の或る空間点で崩壊し、この空間点から放射信号が発し、よってこの空間点は本明細書の意味の範囲内で発生位置である。検出した放射信号は、それぞれの放射線検出器において信号値、特に検出した放射信号の強度の信号値を生じる。個々の信号値は、それぞれの放射線検出器により測定値として検出され、記憶される。個々の測定値は互いに関連付けられ、部分基準データセットがそれぞれ、発生位置のうちの1つに関連付けられるように形成され、記憶される。加えて、信号値は、検出した放射信号の強度について利用可能なデータを有するように部分基準データセット内に保存でき、それらは画像化できる。強度は好ましくは、発生位置の画像化において、シェーディング、境界、グレー値描写、点滅描写などの適切な有色の及び／又は他の図形的強調によって目立たされてもよい。20

【0015】

上述の考慮は理想的な状態に基づいている。放射性核種が実際には点を上回る大きさを有し、放射信号源が測定技術によって空間点までほとんど減少できない事実に鑑みて、本明細書における発生位置はまた、放射信号が発する3次元領域を意味する。

【0016】

測定領域は、デカルト座標系のX-Z平面内に延びる層の部分である。Y方向における層の厚さは、例えば1mm、3mm又は5mmである。

【0017】

放射線核種の検出した放射信号の2次元強度分布の検出と決定は有利には、本発明に従う方法により全測定領域で可能になる。ゆえに、検出した放射信号及びその強度に基づき、測定領域での放射性核種の2次元分布も導き出せる。測定領域におけるそれぞれの空間点に対して、放射信号の強度（放射能量）が決定でき、それぞれに測定領域における2次元位置と関連付けられる。位置と強度は画像マトリックスに表示できる。異なる強度は好ましくは、色分けされて又はグレースケールにより画像化される。40

【0018】

本発明に従う方法により、互いに隣接して位置する複数の測定領域を画定し、提供される測定値に基づき発生位置及びそれらの個々の強度の3次元分布を生成することも可能である。

【0019】

10

20

30

40

50

放射線検出器などの個々の技術的構成要素は特性曲線に関して完全には一致しないので、それぞれの放射線検出器により提供される測定値が必要に応じて較正されると有利である。従って、全ての測定値が算出される、例えば較正係数を掛けられることにより、放射線検出器の放射信号の検出の個々の効率・有効性の差が較正できる。較正された測定値は基準データセットを決定するために使用される。

【0020】

さらに、信号値が検出され、測定値が放射線検出器により提供されるが、放射信号は測定領域から全く発しなくてもよい。この効果は、例えば測定領域の外側からの放射信号の検出と、放射線検出器内部の物理的及び化学的プロセスとに基づいてもよい。測定値がバックグラウンド測定値に関して補正される点で、バックグラウンド測定値として既知のこのようなデータも有利には決定され、基準データセットの調製の間に考慮される。10

【0021】

較正係数及びバックグラウンド測定値が、本方法の実施の継続時間にわたって及び／又は放射線検出器の寿命にわたって（長期ドリフト）適合される又は適合されなければならないこともさらに可能である。

【0022】

上述した個々の適合及び補正はまた、測定値を提供するときに実行及び／又は考慮されてもよい。

【0023】

信号により調製された測定値はまた、放射線検出器により提供される測定値と考えられる。従って、検出した放射信号は信号値として検出でき、次いでフィルタをかけられ、変形され及び／又は滑らかにされてもよく、その後測定値として提供される。20

【0024】

測定値が例えば、個々に検出された放射信号及びそれから生じる信号値に基づいた測定値よりもむしろ多数の検出した放射信号の平均として提供されると、さらに非常に有利である。算術平均、加重平均、移動平均又は幾何平均及びそれらの加減が平均値として使用されてもよい。平均の形成は異なる測定時間の多数の測定値があることを要求するので、多数の測定が実行される時間・期間は、測定が実行される個々の時間に加えて用語「測定時間」の下に理解されるべきである。

【0025】

例えば既知の量の1又は複数の放射性核種が測定領域内の既知の発生位置にあり、それぞれの放射線検出器に対する検出した放射信号に基づいて提供される測定値が発生位置と測定時間とに関連付けられるように保存されることにより、基準データセットが提供される。放射線検出器は測定領域に関して既知の相対位置に配置され、それに指向される（測定位置）。次いで、提供される放射線検出器の測定値は所定の規則に従って関連付けられる。このような関係は数学的関係、例えば商、減法、加法、積及びその組み合わせである。これらの関係及びその個々の結果は、個々の発生位置に関連付けられるように部分基準データセットとして保存される。例えば使用される放射性核種の種類及び量などの付加的なデータと、基準データセットの生成の間の条件に関する別なデータとが、部分基準データセットと関連付けられ、後の呼び出しのために記憶される。40

【0026】

次いで、発生位置の所望の空間解像度を有する基準データセットが生成されるまで、前述した手順は更なる発生位置のために繰り返される。

【0027】

基準データセットの生成の間、較正係数及びバックグラウンド測定値がさらに決定されてもよい。異なる時間で基準データセットを繰り返し生成することで、長期シフトが決定され又は見積もられてもよい。異なる時間で調製された基準データセットは互いに比較することができ、測定値の決定された系統偏差が長期シフトの検出及び補正のために使用されてもよい。

【0028】

10

20

30

40

50

全ての又は幾つかの発生位置のためにコンピュータ支援シミュレーションを実行し、提供される測定値をシミュレーションに基づいて決定することも可能である。さらに、放射信号が発生位置の決定選択のために実際に検出され、例えば較正係数及びバックグラウンド測定値が決定されてもよい。これらの選択された発生位置に基づいて、較正係数及び/又はバックグラウンド測定値が基準データセットのために推定できる。

【0029】

本発明に従う方法は有利には、放射線検出器の測定位置を変える必要なく放射信号の発生位置を決定することを可能にする。

【0030】

本発明に従う方法の別な実施形態では、或る測定時間に決定された検出した放射信号の発生位置が、発生位置を有する測定領域の図形表示用の画像データとして提供される。10 図形表示は例えば、測定領域及び発生位置の印字再現として及び/又は映写として表示装置上に実行できる。

【0031】

本発明に従う方法の有利な別な発展形態では、超音波信号を前記測定時間に測定領域から付加的に検出し、測定領域の図形描写のために測定時間に関連付けられた超音波測定値として提供することも可能である。放射信号の発生位置及び超音波測定値は、場所及び位置に関して同時に正確に表示装置に表示される。これらデータは好ましくはハイブリッド画像で画像化される。

【0032】

従って、本発明に従う方法の前述した別な発展形態によって、共通の測定領域、すなわちこの場合超音波のX-Z平面内における検出した放射信号の強度分布の画像（画像マトリックス）を生成することができる。

【0033】

測定領域は好ましくは、発生位置の能率的で精密な検出及び決定（localization）が可能な放射線検出器の検出領域の選択によって定められる。発生位置の検出は、本発明に従う方法の構成によりZ方向にも可能である。超音波信号の検出はZ方向にも実行されるので、放射信号の発生位置と超音波信号とを決定、検出し、好ましくはX-Z平面内に延在する測定領域におけるそれらを同時に（ひとまとめにして）画像化することも可能である。30

【0034】

このようにして本発明に従う方法を構成することで、2つの測定方法の非常に有利な組み合わせが、発生位置と超音波測定値との同時表示によって実現される。必要ならば、放射信号の測定値と信号値の強度がさらに適切な態様で表示されてもよい。よって、それらは数値として、例えば色分けなどのカラーコードの形式で、又はグレー値として画像化できる。

【0035】

従来技術から公知の方法と比較して、本発明に従う方法により、画像を生成するために異なる測定位置からの放射線測定値と超音波測定値を検出する必要はない。画像は実時間で可能であるが、計算のために僅かな遅れのある画像が実時間で効果的に提供される。加えて、画像の再現・復元が本発明に従う方法によって必要とされないことが非常に好ましい。有利な態様では、これは、再現のために使用される計算アルゴリズムの単純化のためにしばしば生じる、画像化された放射線測定値と場合によっては相互の超音波測定値との誤った空間的ずれ（spatial offsetting）を減少させ又は完全に防止する。

【0036】

さらに、放射線検出器を、受信側の放射線検出器の上流にコリメータを用いずに配置することが可能である。本方法のこのような実施形態は、より軽量の装置を使用し、また放射線検出器の受信領域の制限を回避することを可能にする。

【0037】

本発明に従う方法は、放射信号の発生位置を決定して、ゆえに測定領域における放射性50

核種の空間分布を決定するために利用できる。用途は、例えば度量衡、材料品質管理及び医薬の分野である。

【0038】

特に本発明に従う方法が超音波測定値の同時検出と画像化と組み合わされると、多数の測定位置からデータを検出する必要なく放射線測定値と超音波測定値とを同時に検出し、画像化し得る可能性が、医療用途に対して有利に有効となる。

【0039】

上述した目的はさらに、入射窓を有する測定ヘッドを有し、デカルト座標系のX-Z平面内に延びる層の部分である測定領域において崩壊放射性核種の放射事象を同時に検出する測定装置であって、前記測定ヘッド内に、前記入射窓から異なる距離を有する数量n = 2, 3, . . . , i の放射線検出器が、測定位置でアレー内に設けられ、放射線検出器が、前記測定領域からの放射信号を受信し、受信した放射信号に基づく測定値を提供する機能を有する測定装置によって達成される。放射線検出器のそれぞれが、共通の測定領域の異なる発生位置から生じる放射信号の測定値の検出に関して異なる幾何学的効率を有する。前記測定装置はさらに、放射信号を評価して前記放射信号のそれぞれの発生位置を決定するための評価ユニットを有する。当該評価ユニットは、前記検出した放射信号の前記発生位置が前記測定ヘッドの測定位置の1つのみで検出された測定値であって、前記測定領域に関連する基準データセットのデータと比較される多数の測定値から決定できるように構成される。前記基準データセットは多数の部分基準データセットで構成される。それぞれの部分基準データセットが、それぞれに発生位置の固有データにより形成される。

10

20

30

【0040】

放射線検出器の数量nは少なくとも2であり、以下ではn = 2, 3, . . . , iと表す。

【0041】

放射線検出器は有利には、検出した放射信号の強度が測定値として提供できる検出器である。この種の検出器は、例えば、CKZnTe検出器やHgJ₂検出器などの半導体検出器である。これらの検出器では、光効果が例えれば、半導体材料に衝突するガンマ放射線などの放射線（放射信号）によって誘発される。この光効果の強度は放射信号の強度に比例する。強度測定が、光効果により開始された電流流れ（電流パルス）を測定することで実行される。

【0042】

他の適切な検出器は、例えばBi₄Ge₃O₁₂検出器、Lu₂SiO₅:Ce検出器、Lu_{0.8}Y_{0.2}AlO₃:Ce検出器、Gd₂SiO₅:Ce検出器、CsJ:Tl検出器又はNaJ:Ti検出器などのシンチレーション検出器である。これらの材料は高い光発生量（light yield）と短い崩壊時間を有する。シンチレーション検出器では、検出した放射信号により引き起こされるイオン化が、適切なフォトダイオード又は光電子増倍管により検出される閃光に変換される。検出される閃光の明るさ・輝度は放射信号の強度に比例する。

【0043】

本発明に従う測定装置の有利な構成では、それぞれの放射信号の発生位置の決定が基準データセットを使用して実行され、それぞれの部分基準データセットが互いの放射線検出器の測定値（上を参照）の関係によって形成されるように、評価ユニットは構成される。

40

【0044】

別な構成では、超音波プローブが、測定領域からの超音波信号を送受信するために測定ヘッド内に付加的に配置されてもよい。放射線検出器のアレーが一体化された既知の超音波ヘッドが測定ヘッドとして使用されてもよい。アレーは、互いに対して固定した位置に配置された少なくとも2つの放射線検出器の装置である。

【0045】

軽量で少ない構成部品で実現されるためより簡単な本発明に従う測定装置の構成は、測定装置がコリメータを備えない測定装置として構成されることにある。これは、前記数量

50

の放射線検出器と評価ユニットの構成とのために有利である。互いの放射線検出器の既知の相対的空间配置と協働した評価ユニットの本発明に従う構成が発生位置の十分に正確な決定を可能にするため、測定領域から測定ヘッドに届く信号、特に放射信号のコリメーション（視準）が省略できる。

【0046】

従って、発生位置が本発明に従う装置の有利な構成において決定される精度は、5 mm ~ 10 mmより少ない。

【0047】

実用的な用途のために重要であるので非常に有利な測定装置の構成では、測定ヘッドは、使用者が片手で保持できガイドできる携帯型装置である。好ましい構成では、測定装置は、形状及び寸法において、従来技術から公知であって柔らかい組織の超音波検査のための医薬の分野で特に使用される超音波プローブに一致する。10

【0048】

放射線検出器は異なる装置に設けられてもよい。本発明に従う測定装置の1つの装置では、放射線検出器は少なくとも1つのアレー内に配置される。

【0049】

別な装置では、放射線検出器は少なくとも1つの超音波プローブの周りに配置され、それは放射線検出器のアレー内に配置される。

【0050】

別な構成では、前記少なくとも1つの超音波プローブは放射線検出器のアレーの隣に配置されてもよい。さらに、放射線検出器のアレーが前記少なくとも1つの超音波プローブの後ろに配置され、それにより放射信号が超音波プローブの領域を通過し、その後放射線検出器により検出されることが可能である。この構成は特にコンパクトな構造的形状を可能にする。20

【0051】

以下では、実施例と図面に則して本発明をより完全に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】測定ヘッドに放射線検出器のアレーを備えた本発明に従う測定装置の実施例を示す図である。30

【図2】5つの放射線検出器の検出曲線の概略図である。

【図3】放射線検出器のアレーと、アレーの前に測定ヘッド内に配置された超音波プローブとを備えた本発明に従う測定装置の第1実施例を示す図である。

【図4】放射線検出器のアレーと、アレーの隣に測定ヘッド内に配置された超音波プローブとを備えた本発明に従う測定装置の第2実施例を示す図である。

【図5】放射線検出器のアレーと、アレー内に測定ヘッド内に配置された超音波プローブとを備えた本発明に従う測定装置の第3実施例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0053】

これら実施例は概略的に示されており、本物に近い尺度で示されていない。別な風に明示的に述べない限り、同一の参照番号は常に同一の技術的特徴を示す。40

【0054】

本発明に従う測定装置1の実施例が図1, 2に関連して記載されている。実時間ハンドヘルド発射位置アロケータ(r t h E S A)として構成された測定装置1は3つの主構成部品、すなわち放射線検出器2のアレー3、電子評価ユニット4及びコンピュータ支援ワークステーション5を有する。

【0055】

アレー3は、測定ヘッド1.1のハウジング内に配置されており、本実施例では、第1放射線検出器2.1、第2放射線検出器2.2、第3放射線検出器2.3、第4放射線検出器2.4及び第5放射線検出器2.5を有する。第1~第5放射線検出器2.1~2.50

5は、測定ヘッド1.1の入射窓1.2と垂直なX-Z平面内に交互に配置された、4.8mmのエッジ長さを有するCdZnTe半導体検出器である。第1、第3及び第5放射線検出器2.1, 2.3及び2.5は、測定ヘッド1.1の入射窓1.2に直接配置されているのに対し(前方検出器)、第2及び第4放射線検出器2.2及び2.4は、入射窓1.2からさらに離れて配置されている(後方検出器)。第1放射線検出器2.1及び第3放射線検出器2.3並びに第3放射線検出器2.3及び第5放射線検出器2.5は、それぞれの場合にそれらの間に隙間を有して互いに配置されており、第2放射線検出器2.2及び第4放射線検出器2.4はそれぞれこれらの隙間を隔てて配置されている。アレー3の第1～第5放射線検出器2.1～2.5が配置されているX-Z平面は、測定装置1に関連するデカルト座標系のX軸の方向及びZ軸の方向に延在する。

10

【0056】

核種8(簡素化のために発生位置9と共に示される)の放射信号10(ウェーブした矢印で表される)が第1～第5放射線検出器2.1～2.5に向けられる発生位置9に依存して、当該の放射信号10は、第1～第5放射線検出器2.1～2.5にそれぞれ到達するために様々な長さの経路を進まなければならなかった。測定領域7の媒体内で進まれたこれら経路の長さも異なる。さらに、放射信号10は異なる角度で第1～第5放射線検出器2.1～2.5に衝突し、それによりそれぞれの第1～第5放射線検出器2.1～2.5への放射信号10の効果、すなわちそれぞれの第1～第5放射線検出器2.1～2.5の幾何学的効率は、所定の発生位置9からの放射信号10の検出に関して異なり、この発生位置9の測定・特定に依存する。

20

【0057】

CdZnTe半導体検出器(応答時間<80ns、不感時間20μs)は非常にコンパクトであり、高い効率(略80%)を有し、大きくてかさばる光電子増倍管を必要としない。放射線検出器2は1秒当たり100～50000事象(秒当たりカウント又はcps)をカウントすることができる。測定装置1の全不感時間は20μsである。本発明に従う測定装置1の別な実施形態では、他の技術的パラメータを有する他の放射線検出器2を配置できる。

20

【0058】

測定可能なエネルギースペクトルは100～550keVに及ぶ。第1～第5放射線検出器2.1～2.5は、逆バイアスにより、かつ5折前置増幅器(fivefold preamplifier)12によって操作された(12V、低電圧)。それぞれの放射線検出器2において検出された放射信号10により生成される第1～第5放射線検出器2.1～2.5の信号は、互いに別個に増幅され、送信される。第1～第5放射線検出器2.1～2.5のそれぞれの電流パルスは、各々の前置増幅器12により電圧パルスに変換される。これら電圧パルスは高いノイズ成分を有するので、それぞれの電圧パルスをガウス分布を有する信号に変換する帯域フィルタを備えた変調器13が下流側に配置されている。全ての信号がそれぞれ、下流側の弁別器14により40keVの閾値以下でスイッチオフされ、ガウス分布を有する信号は、カウンタカード15によりカウントされる論理パルス(パルス存在:はい/いいえ; I/O)に変換され、カウント事象はそれぞれの測定時間に関連するように記憶される。カウンタカード15は、評価ユニット4及びコンピュータ支援ワークステーション5に信号接続される。ワークステーション5は、放射信号10の発生位置9とその強度を図式的に示すためのディスプレイ11を有する。

30

【0059】

秒当たりカウント事象(cps)が第1～第5放射線検出器2.1～2.5の各々のためにそれにより検出され、秒当たりカウント事象の上下する平均値が第1～第5放射線検出器2.1～2.5の各々のために計算され、かつそれらが測定時間又は測定周期と関連して記憶されるように、評価ユニット4は構成される。5つの平均値は、第1～第5放射線検出器2.1～2.5により与えられる測定値を表す。数学的関係は平均値の係数(quotient)として計算され、該係数は様々に決定された組み合わせから計算される。これらの組み合わせの中には、第1放射線検出器2.1、第3放射線検出器2.3及び第5放射

40

50

線検出器 2 . 5 の係数、並びに、第 2 放射線検出器 2 . 2 及び第 4 放射線検出器 2 . 4 の係数がある。

【 0 0 6 0 】

決定された関係のために、63 個の発生位置 9 の基準データセットが、比較のためにその後の呼び出しのために決定され、記憶された。基準データセットは、発生位置 9 每に1つの部分基準データセットを含み、この部分基準データセットは、上で説明した測定値の組み合わせの同じ係数により形成される。ある測定時間に得られた関係と部分基準データセットの比較に基づき、当該関係と部分基準データセットとの最良の可能な一致が選択され、検出した放射信号 10 の発生位置 9 が決定される。

【 0 0 6 1 】

基本的に、略半円の検出領域 6 からの放射信号 10 は放射線検出器 2 により検出できる。しかしながら、再現可能な事象はより小さい領域からのみ得られる。この理由のために、X 軸方向の約 4 cm の伸長及び Z 軸方向の約 3 cm の伸長を有する略正方形の測定領域 7 が決定される。測定領域 7 は、Y 軸方向に約 1 mm の伸長を有する。測定領域 7 は前方検出器の約 1 cm 下から始まるので、Z 軸方向の全測定深さは約 4 cm である。検出した放射信号 10 の発生位置 9 の決定は、測定値と部分基準データセットの関係の比較と組み合わせて、第 1 ~ 第 5 放射線検出器 2 . 1 ~ 2 . 5 の既知の相互にずれた空間配置により決定できる。

【 0 0 6 2 】

部分基準データセットを有する基準データセットは異なる装置 (systems) に基づいて生成される。第 1 装置は通常の環境条件及び雰囲気 (エアーファントム) 下で確立され、第 2 装置は水中 (ウォーターファントム) での柔らかい組織のシミュレーションのために確立され、第 3 装置は検体 (sample body) 19 内で確立される (図 3 参照)。動物の肝臓、例えば牛の肝臓が検体 10 として使用される。

【 0 0 6 3 】

第 1 装置及び第 2 装置 (そのどちらも図示せず) は、既知の位置に穴を有する垂直に指向したプレキシグラス板により形成される。放射性核種 (簡単のために発生位置 9 に一致すると仮定される) を有するカプセルが、それぞれの発生位置 9 を表す穴のうちの 1 つに挿入される。崩壊放射性核種 8 から生じる放射信号 10 は検出、カウントされ、放射信号が測定時間と関係づけられるようにそれぞれ第 1 ~ 第 5 放射線検出器 2 . 1 ~ 2 . 5 にて記憶される。検出は測定ヘッド 1 . 1 の測定位置から実行される。移動平均が記憶データに対して計算され、固定の数学的関係がこれら移動平均から形成される。このようにして決定された固有データは部分基準データセットに入れられる。次いで、放射性核種 8 を有するカプセルはプレキシグラス板の穴のうちの別の穴に挿入され、前述した手順が繰り返される。この種の基準データセットを決定するために、様々な放射性核種 8 (⁹⁹m Tc, ¹³¹I, ¹⁸F、それぞれ 1 MBq を有する) が実施例に従い使用される。別個の (関連のない) 基準データセットがそれぞれの放射性核種 8 のために決定される。

【 0 0 6 4 】

第 3 装置は検体 19 (図 3 参照)、例えば牛の肝臓により形成される。放射性核種 8 (⁹⁹m Tc 溶液、1 MBq) がそれに挿入される。本発明に従う方法により、第 3 装置によって組織内のそれぞれの発生位置 9 とこの発生位置 9 の決定との一致をチェックすることが可能になる。

【 0 0 6 5 】

図 2 では、測定値が、秒当たりカウント事象 (cps) の移動平均の形式で第 1 ~ 第 5 検出曲線 D 1 ~ D 5 として概略的に時間 (秒) に対してプロットされている。ゆえに、カウント事象は測定時間に関連付けられる。第 1 検出曲線 D 1 は、第 1 放射線検出器 2 . 1 に対して検出されたカウント事象を示し、第 2 検出曲線 D 2 は、第 2 放射線検出器 2 . 2 に対して検出されたカウント事象を示し、第 5 放射線検出器 2 . 5 に対して検出されたカウント事象を示す第 5 検出曲線 D 5 まで同様である。

【 0 0 6 6 】

10

20

30

40

50

第1～第5検出曲線D1～D5の個々の形状は、カウント事象の強度の差が、個々の第1～第5放射線検出器2.1～2.5を介する測定の継続時間（この場合、約8秒）にわたって多かれ少なかれ異なることを示している。固有データを決定するために、4～6秒の測定時間の平均が測定値として使用され、互いに関連付けられる。これらの関係の結果が、発生位置9及び測定時間を有する部分基準データセットとして関連付けられるよう、部分基準データセットに発生位置9の固有データとして記憶される。

【0067】

図3に示す本発明に従う測定装置1のさらなる構成では、超音波プローブ16がアレー3に加えて配置され、超音波信号18（真っ直ぐな矢印で示される）もまた放射信号10とともに検出されるとき、ハイブリッド画像が、2種類の信号に基づいて生成、表示され得る。放射信号10の強度は、色で及び／又は強度に一致する対応輝度値により画像化される点で、それらの発生位置9に関連付けられるように表示される。同時に、発生位置9の画像化は超音波信号18の画像に場所及び位置に関して正確に重ね合わされ、コントラスト及び輝度値は、画像が放射信号10及び超音波信号18に基づいて同時に視覚的に感知されるように、選択される。場所及び位置に関して解剖学的に正しい画像化が画像処理ユニット20により実行され、それにより測定領域7内の超音波信号18に基づく発見・調査結果と放射信号10の提供される測定値の融合がなされる。

【0068】

図3に示す本発明に従う測定装置1の第1実施例では、超音波プローブ16が省スペースになるように測定ヘッド1.1内にアレー3の前に配置されている。

【0069】

牛の肝臓が、第3装置として検出領域6に検体19として与えられる。^{99m}Tc溶液（1MBq）を有するカプセル（図面に提案されているのみ）が、既知の座標を有する場所に検体19に挿入される。この場合、放射信号10の発生位置9及びそれらの強度の画像と、超音波信号18により検出される組織構造（調査結果、所見）の画像の一致の程度が第3装置を用いてチェックできる。

【0070】

測定ヘッド1.1内に放射線検出器2のアレー3と該アレー3の隣に配置された超音波プローブ16とを備えた本発明に従う測定装置1の第2実施例が、図4に示されている。簡単化のために、放射線検出器2、アレー3及び超音波プローブ16などの測定装置1の幾つかの要素は、概略的にのみ示されている。超音波プローブ16は測定ヘッド1.1に一体化されており、既知の態様で超音波装置17に接続されている。この超音波装置17は評価ユニット4に信号接続している。

【0071】

本発明に従う測定装置1のさらなる実施形態では、本発明に従う測定装置1の第3実施例として図5に示されるように、超音波プローブ16はまた、放射線検出器2のアレー3内に配置されてもよい。その図面は、放射線検出器2（そのうちの10個のみが示されている）のアレー3と、当該アレー3の2列の放射線検出器2の間に配置された超音波プローブ16とを備えた測定ヘッド1.1を示している。アレー3の検出領域6を横に制限するように作動し、測定領域7から生じない放射信号10（図示せず、図1参照）の、放射線検出器2への進行を急激に減少させるコリメータ21が、測定ヘッド1.1に付加的に配置されている。

【0072】

本発明に従う測定装置1のさらなる実施形態では、他の量の放射線検出器2が他の構成のアレー3に配置されてもよい。

【符号の説明】

【0073】

1 測定装置

1.1 測定ヘッド

1.2 入射窓

10

20

30

40

50

2	放射線検出器	
2 . 1	第 1 放射線検出器	
2 . 2	第 2 放射線検出器	
2 . 3	第 3 放射線検出器	
2 . 4	第 4 放射線検出器	
2 . 5	第 5 放射線検出器	
3	(放射線検出器 2 の) アレー	
4	評価ユニット	
5	ワークステーション	
6	検出領域	10
7	測定領域	
8	放射性核種	
9	発生位置	
1 0	放射信号	
1 1	ディスプレイ	
1 2	前置増幅器	
1 3	変調器	
1 4	弁別器	
1 5	カウンタカード	
1 6	超音波プローブ	20
1 7	超音波装置	
1 8	超音波信号	
1 9	検体	
2 0	画像処理ユニット	
2 1	コリメータ	
D 1	第 1 検出曲線	
D 2	第 2 検出曲線	
D 3	第 3 検出曲線	
D 4	第 4 検出曲線	
D 5	第 5 検出曲線	30

【図1】

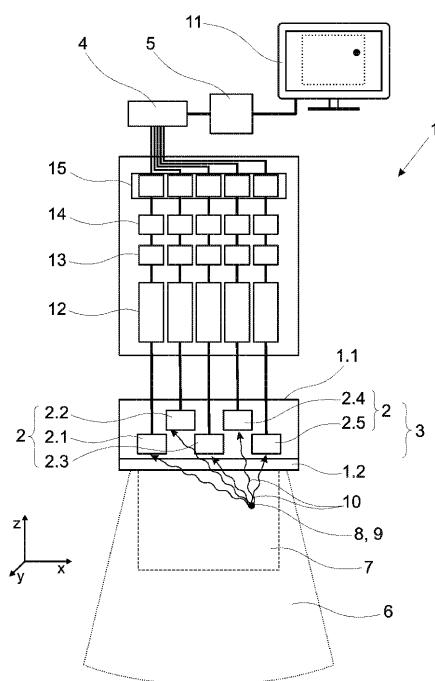
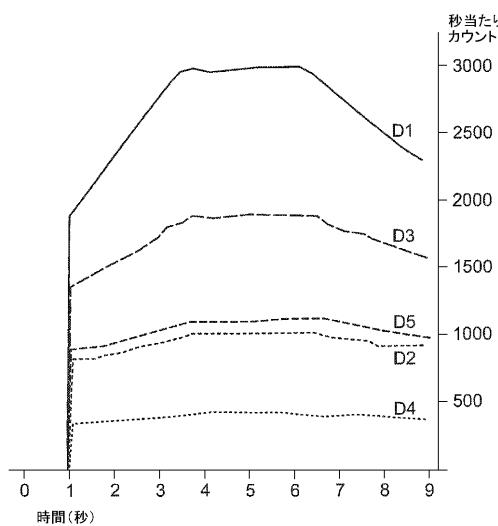


Fig. 1

【図2】



【図3】

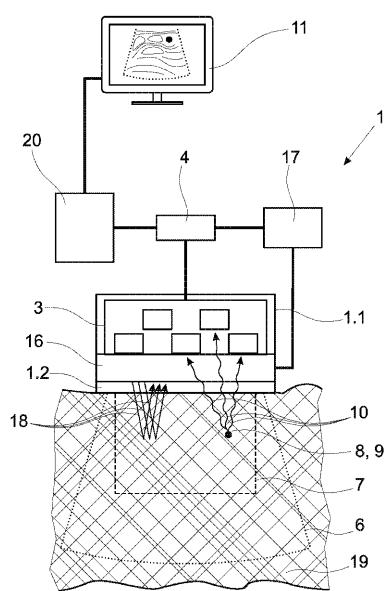


Fig. 3

【図4】

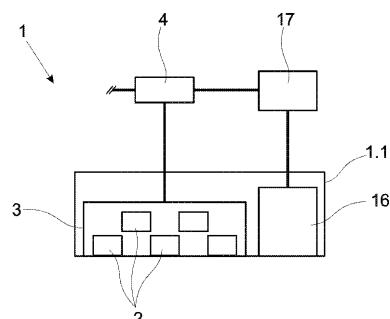


Fig. 4

【図5】

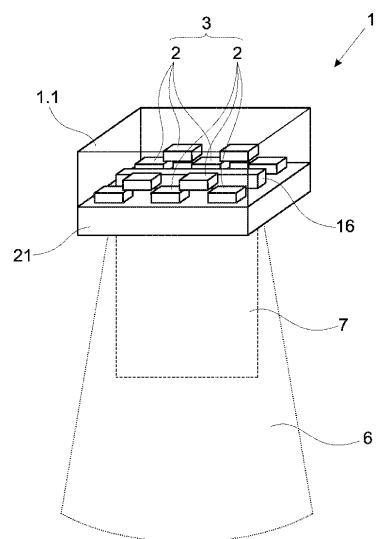


Fig. 5

フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開昭53-122280(JP,A)
特表2009-521694(JP,A)
米国特許出願公開第2009/0123048(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 01 T 1 / 161 - 1 / 164
A 61 B 8 / 14