

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3868496号

(P3868496)

(45) 発行日 平成19年1月17日(2007. 1. 17)

(24) 登録日 平成18年10月20日(2006. 10. 20)

(51) Int. Cl.

G O 1 T 1/02 (2006.01)

F I

G O 1 T 1/02

A

請求項の数 8 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願平9-527543	(73) 特許権者	ヴィックマン、イエーラン
(86) (22) 出願日	平成9年1月22日(1997. 1. 22)		スウェーデン、エスー903 38ウメオ
(65) 公表番号	特表2000-504420(P2000-504420A)		、スキースポレット13番
(43) 公表日	平成12年4月11日(2000. 4. 11)	(73) 特許権者	ホルムストレム、トード
(86) 国際出願番号	PCT/SE1997/000097		スウェーデン、エスー922 66タヴェ
(87) 国際公開番号	W01997/028462		ルスイエー、エスティビュン45番
(87) 国際公開日	平成9年8月7日(1997. 8. 7)	(74) 代理人	弁理士 青山 稔
審査請求日	平成16年1月6日(2004. 1. 6)	(74) 代理人	弁理士 伊藤 晃
(31) 優先権主張番号	9600360-3	(72) 発明者	ヴィックマン、イエーラン
(32) 優先日	平成8年2月1日(1996. 2. 1)		スウェーデン、エスー903 38ウメオ
(33) 優先権主張国	スウェーデン(SE)		、スキースポレット13番
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 電離放射線場に吸収されている線量の測定における装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

電離放射線場で吸収線量を測定する装置であって、

2つの互いに離間している電極要素(20、30)と、該電極要素(20、30)とともに感応媒体を収容する測定用の第1チャンバ(40)を画成する手段(50)と、を有する電離箱としての検出器体と、

前記第1チャンバ(40)とは離間して設けられている第2チャンバ(60)と、

前記電極要素(20、30)の内の1つを通して延在し、前記第1チャンバ(40)を前記第2チャンバ(60)とつないでいる流路(61)とを備え、

前記感応媒体は液体であり、

さらに、前記第2チャンバ(60)内の感応媒体の体積変化を吸収する手段(64)を備えた、装置。

【請求項2】

前記電極要素(20、30)は、面平行で概ね円盤状をしている、請求項1記載の装置。

【請求項3】

前記電極要素(20、30)の一方(30)が他方(20)に設けられている開口の中に配設され、該他方(20)によって回りを囲まれている、請求項1記載の装置。

【請求項4】

前記流路(61)は、前記他方(20)に設けられている、請求項3記載の装置。

【請求項5】

10

20

前記体積変化を吸収する手段（６４）は、気体の泡である、請求項１～４のいずれかに記載の装置。

【請求項６】

前記体積変化を吸収する手段（６４）は、空気の泡である、請求項１～５のいずれかに記載の装置。

【請求項７】

前記感応媒体は、イソオクタン（ C_8H_{18} ）とテトラメチルシラン（ $Si(CH_3)_4$ ）との混合物である、請求項１記載の装置。

【請求項８】

前記感応媒体は、体積で、 $2/3$ のイソオクタン（ $2-2-4$ -トリメチルペンタン C_8H_{18} ）と、 $1/3$ のテトラメチルシラン（ $Si(CH_3)_4$ ）とから成る混合物である、請求項７記載の装置。

【発明の詳細な説明】

本発明は、電離放射線場に吸収されている線量の測定のための装置および感応媒体に関する。本発明は、特に、その材料との放射の相互作用が生体組織との放射の相互作用と似ているような材料の特定の点における吸収線量の大きさを決定するための装置に関する。本発明は、また、このような装置における適切な液体混合物などの感応媒体の利用に関する。

吸収線量とは、単位質量当たりの被放射材料に対して電離放射線が与えるエネルギーを意味する。吸収線量の単位は Gy （ J/kg ）である。

放射線治療や放射線診断などの患者の安全という観点では、電離放射線場で放射線にさらされる生体組織への生物学的影響を予想することが最優先で重要なことである。このことに関しては、組織に照射する以前に吸収線量と生体組織内でのその分布とを予測できることが望ましい。近傍の各点で受ける電離放射線を測定し、電離放射線場のマッピングをするようにすることに関心が持たれている。治療装置において放射線場のマッピングを正確に繰り返し行えば患者の安全性を高めることができる。

治療および放射線診断に関連した電離フォトン放射線場や電子放射場の例としては、 $30keV$ から $50MeV$ までのエネルギー範囲のフォトン、および電子放射場がある。断続的放射において重要な線量率間隔は、 $0.1mGy/分$ から $10mGy/分$ までで、 μ 秒のパルスのパルス放射の場合は、１パルス当たりの吸収線量は $5mGy/パルス$ まで、繰り返し周波数は１分当たり $1,000$ パルスまでである。線量率とは、単位質量当たり、線量、即ち単位時間当たりに与えられたエネルギーが増加していく割合を意味する。

例えば、コンピュータ・トモグラフィにおいて患者が受けるエネルギー／吸収線量は、検出器を入れてある組織様の材料（通常は水）を有する人工人体を与え、この人体を電離放射線場にさらして予測することができる。性能のよい検出器を例えば、吸収線量とその分布は、この検出器からの信号から、そして予め分かっているこの検出器の設置場所とから判断することができる。従って、概ね同じ条件（中でもエネルギーと時間）の同様の放射線場に患者をさらしたときは、この患者が受ける線量は予測することができるのである。

前述の応用分野において、現在、最も一般的なタイプの検出器は、感応媒体として気体を使用する電離箱である。電離箱は、チャンバに閉じ込めた感応媒体を照射する原理に基づいて動作するものであって、放射線が気体と相互作用した結果与えられるエネルギーに比例してイオンが放出されるのである。これらのイオンは、２つの電極の間に作り出されている電場によって捕捉される。捕捉した電荷を測定して、感応媒体に吸収された線量の大きさを決定する。

これらの検出器の１つの欠点はそのサイズであり、具体的に言えば、十分な精度の感応媒体として気体を使用可能にするのに必要なサイズ、即ち体積である。更に、この検出器は、感応媒体が受けたエネルギーの総量に対応するので、放射線場の局所的なスパイクは隠れてしまい、従って、電離放射線場中のエネルギー密度にそのような変化がある場合は、この検出器は使用できないか、信頼できないものになってしまうのである。放射線場の変動は、現在の放射線源の多くから生じている。例えば、患者の組織への実際の吸収線量が予測

10

20

30

40

50

線量よりも大きくかけ離れている点が生じ得るのである。

半導体ダイオードは、別の通常の検出器の例である。この検出器は、電離放射線がダイオードの $p-n$ 接合に自由電荷を発生させるという原理に基づいて動作する。電離箱の技術と同様、この電荷が吸収線量の決定に使用される。

これらのタイプの検出器における一般的な特徴は、線量率や吸収線量にそれぞれ比例した電流か電荷を測定することにある。そして、この測定結果をこの検出器を照射している間か、直後に直接記録するのである。

吸収線量を測定するもう1つのクラスの検出器としては、検出器を照射した後、放射線による検出器材料の変化を記録することを可能にするものである。このタイプの検出器の1つの例が、いわゆるフリッケ線量計であって、照射された液体の分光評価を用いる。このタイプの検出器における1つの欠点は、我々が本文で述べている適用において、必要な感度を持たせつつ十分に小さく作ることができないということである。

別のタイプの検出器は、いわゆる熱ルミネセンス線量計であって、ある材料を照射すると、特定の量の電子が放射線によって励起され、その材料の中に励起状態のまま残ってしまうという現象を利用している。続いて、この照射された材料を加熱すると、それらの電子が励起状態から戻され、これによって生じる光の量は、ある条件の下でその材料が吸収した線量に比例するのである。

これらの検出器では、線量は直接読み取れないし、出される信号と水での吸収線量との間の比例関係が、最良の場合でも、所定のエネルギー範囲で約40%ばらついてしまう。半導体検出器は小さいユニット（わずか数mm）に作ることができるが、前記の重要なエネルギー範囲での応答で500%のばらつきを持っている。このようなばらつきでは不十分である。

30-200 keV の光子・エネルギー範囲で、また限られた大きさで、信頼性があり且つ感度のよい検出器については、近年になって復活してきている腫瘍治療の形態であるが、癌腫瘍に植え込んで放射線治療（組織内放射線治療）をするための小さな放射能線源の回りの吸収線量や線量分布を決定するのをこれら検出器の目的としているときは、明らかにニーズがある。

別の重要な応用分野としては、コンピュータ・トモグラフィーを受けている患者の吸収線量の大きさとその分布を決定するというのがある。スウェーデンや、その他多くの国においては、線量を一定間隔で測定して、患者の安全を保証しなければならないという法規制がある。

本発明の目的は、電離放射線にさらされる材料、特に、生体組織疑似材料の吸収線量を測定する装置を提供することである。

別の目的は、

a) 吸収線量の変化に関連して寸法の小さな放射線感応体を持つ装置を提供することである。実際には、検出器の感応体がどの方向にも数mmを越えないことが望ましいということである。応用分野によっては、この感応体が少なくとも1方向には十分の数mm以下の寸法でなければならないものもあって；

b) これが照射される材料の中にあっても、無視できる程しか妨害したり混乱させたりせず；

c) 測定した信号と測定を行う材料の吸収線量との間の比例関係が、放射線のエネルギー・スペクトルのばらつき（放射線品質のばらつき）に関して認識できる程には変化しないことを確実にし；

d) 測定した信号と吸収線量との間の比例関係が線量率や吸収線量の大きさを顕著な程には変化させず；そして

e) 吸収線量を、特に放射線治療をベースにした測定の場合に決定するときの精度が数%より確実に高くなるようにすることである。

条件c) が満足されないとしたら、信頼できる線量測定のためには放射線のエネルギー・スペクトルのばらつきについて正確に知ることが必要になる。エネルギー・スペクトルは、照射される対象物に空洞があっただけでも往々にして変化するので、吸収線量と同様にそれ

10

20

30

40

50

を決定するのは困難である。

本発明のこれらの目的およびその他の目的は、請求の範囲のそれぞれの項に述べられている発明装置によって達成される。

電離放射線場における吸収線量を測定する発明の装置は、電離箱タイプの検出器体であって、2枚の互いに離間している電極要素と、これらの電極要素とともに感応媒体のための測定チャンバをこの検出器体の中に画成する手段とを含む検出器体を有しており、この装置は、また、測定チャンバからは離間している第2チャンバと、それら電極の内の1つを通して延在し、測定チャンバを第2チャンバにつないでいるクロスフロー流路とを含み、感応媒体は液体である。

第2チャンバは、この感応媒体の体積変化を吸収する手段をその中に含むこともできる。10
気体と液体を比較すると、液体の方が密度が高いため、検出器の感応媒体として使用したときに、同じ感度を持たせるのに数百分の1の体積で済み、このことは前述したように検出器の精度の点で重要な要素である。しかし、電離箱で試験されてきたこれら液体の欠点は、これらが時間的に、そして必要なエネルギー範囲全域にわたって十分に安定した信号を出さないということである。これらは、また、この範囲全域にわたって安定した較正ファクタも示さなかったのである。

我々は、これらの要素総てを驚異的に改善する液体混合物を発見した。この感応媒体は、イソオクタン I S O (2-2-4-トリメチルペンタン C_8H_{18}) と、テトラメチルシラン T M S ($Si(CH_3)_4$) とを含む液体からなっている。特に好適な混合物は I S O が 2 20
と T M S が 1 の割合である。この割合は体積の割合である。

本発明をその好適実施例を参照し、添付図面を参照しながら更に詳細に説明して行くが、これらの図面では相対応する部品は同じ参照符号を割り当てている。

図1は、本発明の第1実施態様による検出器の断面図である。

図2は、本発明の第2実施態様による検出器の断面図である。

図3および4は、感応媒体として相異なる液体混合物を使い、図2に示している検出器を使って試験をした結果をグラフにして示したものである。

図1に、本発明の第1実施態様による電離箱タイプの検出器10を示している。この検出器は、第1平坦端面12を持つ概ね円筒形の円筒体11を含んでいる。2枚の概ね円盤形の電極20および30が、前記面のやや内側にこれに平行に取り付けられている。これら2枚の電極は、互いに平行で離間している。電離放射線場は前記端面12に当たるようになっ 30
ており、矢印Fを参照して戴きたい。

これらの電極の間にこの検出器の感応媒体を収容しているチャンバ40が位置している。チャンバ40は、電極20、30の間に延在し、非導電材料からなる曲面壁50で周辺を区切られている。この壁の材料は、また、感応媒体の化学的影響、および電離放射線に対して耐性を持っている。この壁の材料は、例えばレクソライト(登録商標)などの絶縁性スチレン共重合体が好ましい。

電極は、この検出器体内を通して延びているそれぞれの対応導体25、35の媒体を通じてこれらの電極へ電圧を供給することのできる公知の装置に接続されており、受けた線量からの応答を読みとるのである。このような装置は電離箱の技術ではよく知られているので、本文ではこれ以上の説明はしない。 40

図の左手の電離放射線に最初に当たる電極20は高圧電極であり、もう一方の電極30はコレクタ電極である。これら電極間の電界強度は、0.3から3MV/mまで変化する。

測定精度に関しては、この電界強度が線量率や液体層の厚さに対して最適である。

この検出器体は、また、感応媒体を収容している別のチャンバ60を含んでいる。この第2のチャンバは、端壁12から見て第1チャンバ40よりも奥に位置している。これら2つのチャンバ40および60は、流路61の媒体を介して互いに流通するようになっている。図示している特に好適な実施態様においては、この流路はコレクタ電極30を通して延びている。

本発明に使用されている感応媒体は液体であって、図示している実施態様においては、検出器体の後部から延びている流路62を通じてこの装置に導入される。流路の入口はねじ 50

を切った栓で塞ぐのが好ましい。

動作中、この検出器は温度変化にさらされるので、封入している液体の温度に関連した体積変動が問題である。体積が著しく増加すると、検出器体に圧力が掛かるのを免れられず、漏れてしまうことになる。この問題を解決するために、第2空間60に收容されている液体に気体の泡64を入れてやる。この気体の泡が液体の体積変動を吸収してくれ、液漏れの危険性を取り除いてくれる。

この気体の泡が第1チャンバに入っていくのを防ぐために、気体止め65を第2チャンバへの流路に、好ましくは流路オリフィスに、あるいはこの回りに設ける。この気体止めは、例えば、気体の泡が流路61に入っていくのを防止するような狭窄する形にすればよい。

10

本発明の場合、検出器体は中心軸を中心にして回転対称になっているが、流路62と導体接続25および35は例外である。しかし、他の構成は本発明の範囲内において考えつき得るものとすることができる。この検出器体1は、所望の数の部品で構成でき、例えば、単一の成型構造にもできるし、また、図1の実施態様の場合のように、1つまたは数種類の材料からなる複数の個別の部品から組み立てることもできる。

図1の実施態様の検出器体1は、4個の機械加工された部品からなり、これらは総て1種類の同じ材料レクソライト（登録商標）でできている。

電極20および30は炭素電極であり、感応媒体は液体、泡64の中の気体は空気である。

図2に、本発明の検出器のもう1つの実施態様を示している。この実施態様の検出器も、また、中心軸を中心にして概ね回転対称で、いくつかの部品からなる検出器体2を含んでいる。電極が同軸に設けられているが、外側に位置している高圧電極20と、概ね棒状のコレクタ電極30とからなっている。高圧電極20は、前記中心軸と同軸に延在する開口あるいは穴を含み、棒状のコレクタ電極30がこの中に延びている。このようにしてこれら電極の間に、この装置の感応媒体を收容する、本質的に管状の第1空間、即ちチャンバ40が形成されている。コレクタ電極は凹部の一番奥までは延びておらず、従ってまた、感応媒体が前記チャンバ内に突出しているコレクタ電極30の先端を取り巻いている。前述の実施態様と同様、この装置は、所期の目的に相応しい装置に電極を接続する導体を含んでいる。

20

第2の感応媒体收容チャンバ60は、前記中心軸の方に第1チャンバから離間している。図示している実施態様の場合、第2チャンバ60は、コレクタ電極30から見てチャンバ20の向こうに位置している。流路61がこれら2つのチャンバの間に延在している。泡止め65がこの流路近傍に設けられていて、第2チャンバ60の感応媒体にある気体の泡62が第1チャンバ40に移動するのを防止している。この実施態様では、この流路は高圧電極20を通して延びている。

30

この実施態様では、検出器体の中心軸に対して、この検出器体の周縁であればどの点を取っても本質的に直角に第1チャンバ40に放射線場が当たるように意図されている。従って、放射線場が当たることのできるこの検出器体の表面というのは、この検出器体の回りに帯になっている。

前述した本発明の実施態様は例示だけのために与えたもので、本発明は、また、例えば鏡像の構造を持った検出器や、別の幾何学的構造で構成した検出器も包含している。

40

本発明の特に好適な実施態様によれば、感応媒体は、イソオクタンISO (C_8H_{18}) と、テトラメチルシランTMS ($Si(CH_3)_4$) とを含む液体である。TMSとISOの混合物からなる感応媒体に対して行った試験では、医療用として重要で、水の詰まった人体や他の生体組織疑似材料でできている人体が吸収する線量を決定するのに検出器が使用される30-200 keVのフォトン・エネルギー範囲全体にわたって、測定信号と吸収線量との間の比率を実際上一定にすることができた。

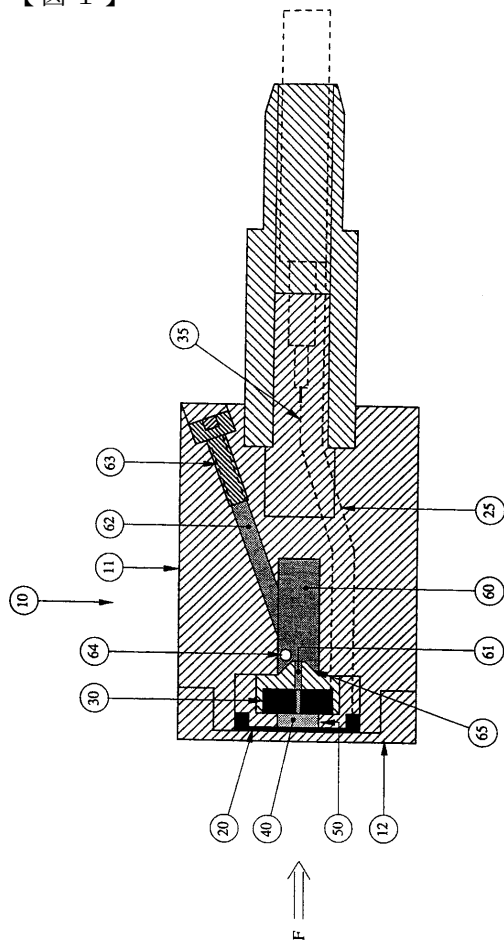
図3の曲線は、30から120 keVまでの低エネルギー・フォトン範囲をX軸に、較正ファクタ $N(D, V)$ をY軸にしてこのエネルギー依存性を、感応媒体として使用した4つの異なる液体について示している。較正ファクタ $N(D, V)$ は、集められた電荷の量で除算し

50

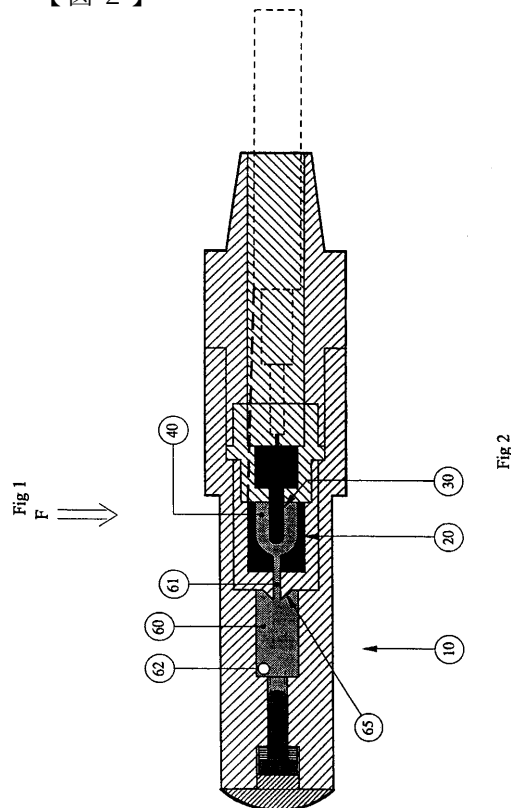
た水の吸収線量として表現される。この検出器の有用性と信頼性に関しては、エネルギーの変動に対して変わりにくい較正ファクタを持っている感応媒体が望ましい。図から見て取れるように、65%のISOと35%のTMSの混合物が特に良好な特性を持っている。最適な混合物を本発明検出器に入れて再現性試験を行ったところ、予期しなかったことであるが、この混合物は、また、他のISOとTMSの混合物よりもよい結果を出したのである。図4にこのような試験の1つを示しており、65%のISOと35%のTMSからなる本発明の感応媒体からの、応答、正味の信号の相対的変動を150暦日の間にわたって試験した。使用した分極電圧は-300Vで、測定は、放射線源としてCo60を使い、測定点での線量率を約1mGy/分として空中で行った。応答の相対的变化は試験の期間中±0.2%以内で、これは非常に低いと考えられる。

10

【図1】



【図2】



【図 3】

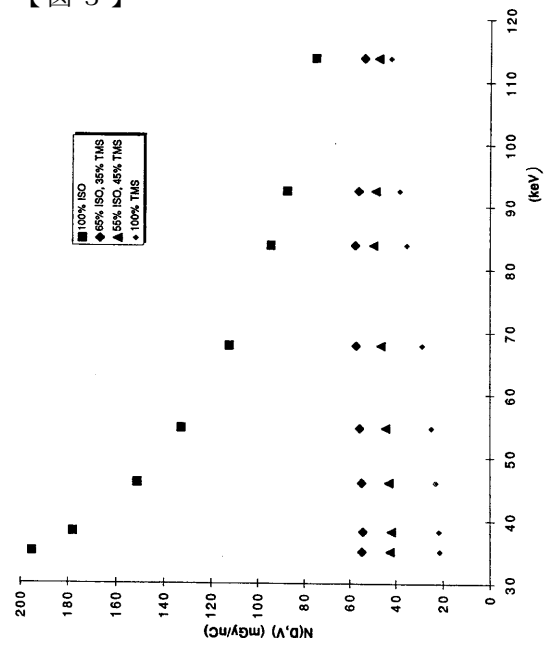


Fig 3

【図 4】

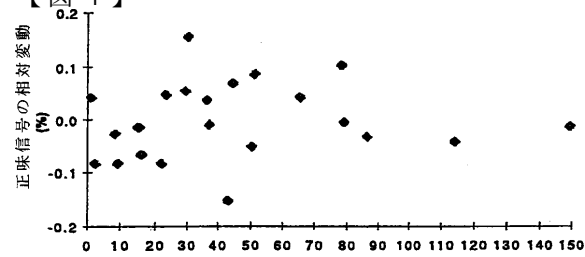


Fig 4

フロントページの続き

(72)発明者 ホルムストレム, トード
スウェーデン、エスー922 66タヴェルスイエー、エスティビュン45番

審査官 大熊 靖夫

(56)参考文献 米国特許第05019711 (US, A)
米国特許第05025376 (US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01T 1/00 - 7/12