

(12) **FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO**

(22) Data de pedido: 2017.06.15	(73) Titular(es): CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES CIENTIFICAS (CSIC) C. SERRANO, 117 28006 MADRID ES UNIVERSITAT DE VALÈNCIA ES
(30) Prioridade(s):	
(43) Data de publicação do pedido: 2020.04.22	
(45) Data e BPI da concessão: 2023.03.15 073/2023	(72) Inventor(es):
	(74) Mandatário: JOÃO LUÍS PEREIRA GARCIA RUA CASTILHO, 167 2º 1070-050 LISBOA PT

(54) Epígrafe: **SISTEMA DE IMAGEM DUAL ADEQUADO PARA DIAGNÓSTICO ONCOLÓGICO E BIÓPSIAS GUIADAS EM TEMPO REAL**

(57) Resumo:

A PRESENTE INVENÇÃO REFERE-SE A UM SISTEMA DE IMAGEM DUAL, ADEQUADO PARA DIAGNÓSTICO ONCOLÓGICO E BIÓPSIAS GUIADAS EM TEMPO REAL, COMPREENDENDO: UM DISPOSITIVO DE IMAGIOLOGIA DE ULTRASSONS (1) PARA A OBTENÇÃO DE SINAIS ASSOCIADOS A UMA OU MAIS IMAGENS ANATÓMICAS; UM DETETOR DE RAIOS GAMA (2) PARA A OBTENÇÃO DE SINAIS ASSOCIADOS A UMA OU MAIS IMAGENS FUNCIONAIS; UM MÓDULO ELETRÓNICO (3) PARA O PROCESSAMENTO DOS SINAIS OBTIDOS PELOS DETETORES (1, 2); UM INVÓLUCRO (4) QUE ALOJA OS DETETORES (1,2); CARACTERIZADO POR O DETETOR DE RAIOS GAMA (2) SER UM DETETOR DE DISPERSÃO DE COMPTON DE RAIOS GAMA, COMPREENDENDO PELO MENOS DOIS DETETORES DE RADIAÇÃO GAMA INDIVIDUAIS (2A, 2B) SUBSTANCIALMENTE ALINHADOS NA MESMA DIREÇÃO DE DETEÇÃO E COM AS SUPERFÍCIES DE DETEÇÃO SUBSTANCIALMENTE PARALELAS ENTRE SI; O DISPOSITIVO DE IMAGIOLOGIA DE ULTRASSONS (1) E O DETETOR DE RAIOS GAMA (2) TEREM AS MESMAS DIREÇÕES DE DETEÇÃO SUBSTANCIALMENTE ALINHADAS ENTRE SI.

RESUMO

SISTEMA DE IMAGEM DUAL ADEQUADO PARA DIAGNÓSTICO ONCOLÓGICO E BIÓPSIAS GUIADAS EM TEMPO REAL

A presente invenção refere-se a um sistema de imagem dual, adequado para diagnóstico oncológico e biópsias guiadas em tempo real, compreendendo: um dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) para a obtenção de sinais associados a uma ou mais imagens anatómicas; um detetor de raios gama (2) para a obtenção de sinais associados a uma ou mais imagens funcionais; um módulo eletrónico (3) para o processamento dos sinais obtidos pelos detetores (1, 2); um invólucro (4) que aloja os detetores (1,2); caracterizado por o detetor de raios gama (2) ser um detetor de dispersão de Compton de raios gama, compreendendo pelo menos dois detetores de radiação gama individuais (2a, 2b) substancialmente alinhados na mesma direção de deteção e com as superfícies de deteção substancialmente paralelas entre si; o dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) e o detetor de raios gama (2) terem as mesmas direções de deteção substancialmente alinhadas entre si.

DESCRIÇÃO

SISTEMA DE IMAGEM DUAL ADEQUADO PARA DIAGNÓSTICO ONCOLÓGICO E BIÓPSIAS GUIADAS EM TEMPO REAL

DOMÍNIO DA INVENÇÃO

A presente invenção é relatada no âmbito do domínio técnico da cirurgia oncológica e refere-se, mais especificamente, a tecnologias de imagem, diagnóstico e tratamento de doenças tumorais. A invenção refere-se sem limitação ao desenvolvimento de um sistema dual h de imagiologia de ultrassons e raios gama, portátil e leve, adequado para utilização médica em diagnósticos oncológicos, que permite efetuar uma biópsia guiada, proporcionando uma visualização funcional e anatômica em tempo real da zona do tumor, ao mesmo tempo que é realizada a extração de um tecido. O referido sistema compreende uma câmara ultrassónica e uma câmara de radiação gama baseada na dispersão de Compton dos raios gama.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

No passado, os diagnósticos, deteção e tratamentos de tumores baseavam-se tipicamente nas tecnologias e métodos de medicina nuclear tais como a Tomografia por Emissão de Positrões (PET) ou a Tomografia Computadorizada por Emissão de Fotão Único (SPECT) ou gamagrafia planar. Estas tecnologias, baseadas na emissão de raios gama, permitem obter imagens do corpo do paciente com base na radiação produzida após a injeção de substâncias radioativas associadas a moléculas com grande afinidade por tumores; essas substâncias emitem raios gama através de desintegração, e depois da sua deteção, é possível reconstruir a origem da radiação e identificar a área suscetível ao cancro para o seu tratamento posterior. Estas

tecnologias permitem, por conseguinte, uma análise funcional da área de interesse, embora apresentem determinadas limitações em termos de resolução e nível de acesso a certas áreas remotas do corpo humano, uma vez que requerem um equipamento de grande tamanho para se obter a precisão adequada, principalmente devido à utilização de um colimador entre os seus componentes. Para além disso, é necessária uma biópsia para o diagnóstico eficaz de cancro e para remover falsos positivos; isto é, para distinguir entre células cancerígenas e não cancerígenas. O tipo de imagem que tipicamente guia as biópsias é morfológica: mamografias, ressonâncias magnéticas ou ultrassons, sendo esta última técnica a utilizada para guiar a agulha durante a extração de tecidos suspeitos. Não obstante, é necessária uma combinação com técnicas de imagiologia que ofereçam informação funcional para uma ampliação da especificação e sensibilidade do diagnóstico. Com essa finalidade, no passado foram combinadas câmaras ultrassónicas (que fornecem informação anatómica) com câmaras de deteção de raios gama (que fornecem informação funcional) para aumentar a eficácia da deteção de zonas de tumores. Recentemente, sistemas de imagiologia de ultrassons e raios gama combinados das zonas de tumores demonstraram ser úteis para conduzir biópsias guiadas de forma mais eficaz; ou seja, extrair tecidos da área suspeita ao mesmo tempo que se obtêm imagens. No entanto, em alguns casos, a dimensão do sistema impede ou obstrui o acesso da própria agulha à biópsia. Noutros casos, a dimensão do sistema impede a sua utilização em algumas áreas do corpo humano. Deste modo, mesmo com a existência destes sistemas, há necessidade de um instrumento leve e portátil, capaz de fornecer imagens duais em tempo real, permitindo o diagnóstico em qualquer parte do corpo do paciente e a realização de biópsias guiadas com alta precisão, sendo este um fator crítico tendo em consideração a importância demonstrada da heterogeneidade tumoral para se determinar o tratamento mais adequado para o paciente e a futura resposta do tumor.

O documento JP 2005 013291 A (Hitachi Medical Corp) divulga um sistema de imagem dual compreendendo um dispositivo de imagiologia de ultrassons e um detetor de raios gama, um módulo eletrónico e um invólucro que aloja ambos os detetores. No entanto, o seu *design* não é compacto, requerendo assim um sistema de espaço substancial de modo a melhorar a localização da fonte de radiação no corpo do paciente.

Em resumo, com as limitações acima mencionadas, é necessário, no presente domínio técnico, fornecer um sistema de imagem dual que:

- permita obter informação funcional acerca do corpo do paciente com elevada precisão e com uma baixa dose de radiação;
- permita obter informação anatómica do corpo do paciente;
- tenha uma dimensão reduzida que o torne transportável e portátil;
- permita controlar e transmitir a informação adquirida em tempo real;
- possua flexibilidade para ser utilizado em qualquer parte do corpo do paciente;
- permita a utilização de uma agulha para se efetuar biópsias precisas em simultâneo com a imagiologia.

A presente invenção fornece um novo sistema de imagiologia, concebido para a realização de biópsias guiadas através de imagens duais em tempo real, criadas com câmaras técnicas de Compton ultrassónicas e de radiação gama, cuja eficácia melhora as soluções conhecidas do estado da técnica, e cujo desempenho permite ultrapassar com o mesmo dispositivo os problemas detalhados anteriormente. Para além disso, a invenção é orientada para fornecer um sistema reduzido e compacto, facilitando o posicionamento das câmaras sobre o paciente, independentemente do acesso remoto à zona perto da área do tumor. Ao mesmo tempo, a invenção visa facilitar o manuseamento manual pelo pessoal especializado e o seu transporte.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

Um objetivo principal da presente invenção refere-se, sem limitação, ao desenvolvimento de um sistema de imagiologia dual, adequado para utilização em diagnósticos oncológicos e biópsias guiadas em tempo real que compreende, preferencialmente:

- um dispositivo de imagiologia de ultrassons para a obtenção de sinais associados a uma ou mais imagens anatómicas;
- um detetor de raios gama para a obtenção de sinais associados a uma ou mais imagens funcionais;
- um módulo eletrónico para processar os sinais obtidos pelo dispositivo de imagiologia de ultrassons e pelo detetor de raios gama;
- um invólucro que aloja o dispositivo de imagiologia de ultrassons e o detetor de raios gama.

Vantajosamente, no referido sistema, o detetor Compton de raios gama é um detetor de dispersão de Compton de raios gama que compreende normalmente pelo menos duas regiões de deteção gama substancialmente alinhadas na mesma direção de deteção e capaz de obter a posição e energia dos raios gama detetados em cada uma das regiões. Da mesma forma, o dispositivo de imagiologia de ultrassons e o detetor de raios gama possuem direções de deteção substancialmente paralelas entre si, fazendo de preferência um ângulo entre 0-90 graus, em que a posição correspondente a 0 graus corresponde a um alinhamento paralelo entre os dois.

Dessa forma, consegue eliminar-se a necessidade de um colimador para se obter uma resolução adequada nas imagens funcionais. O facto de não ser utilizado um colimador no sistema da presente invenção e de o referido sistema se basear numa reconstrução de Compton não limita o intervalo de energia da radiação incidente

e, acima de tudo, faz com que o sistema de detecção não seja concebido exclusivamente para uma energia particular. Isto é, os detetores de radiação gama que empregam um colimador limitam as capacidades do sistema em termos de intervalo de energia ótimo para a reconstrução da imagem e, acima de tudo, reduzem substancialmente a sensibilidade de detecção do sistema (considerando apenas os eventos detetados de raios gama que têm necessariamente que ter passado através do colimador), tornando também o equipamento muito pesado e difícil de operar. No caso da presente invenção, não é necessário um colimador mecânico porque a reconstrução da imagem ocorre a partir de eventos coincidentes entre ambos os detetores. Desta forma, a resolução da imagem é melhorada e isso permite a realização de uma biópsia guiada com maior eficácia.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, no sistema de imagiologia dual cada região de detecção gama compreende uma pluralidade de cristais de cintilação acoplados a um fotossensor de estado sólido e a detetores do tipo semiconductor, para a detecção da radiação gama, e uma pluralidade de fotomultiplicadores para formar um pulso elétrico que pode ser processado de modo a amplificar o sinal detetado pelos referidos cristais de cintilação.

De preferência, os cristais de cintilação são cristais de cintilação monolíticos ou pixelizados tais como: NaI, CsI, LaBr₃, LaCl₃ ou LYSO, estando os referidos cristais de cintilação acoplados a fotomultiplicadores sensíveis à posição. Mais preferencialmente, os fotomultiplicadores são do tipo semiconductor. Da mesma forma, os detetores de raios gama podem consistir em detetores semicondutores tais como HPGe ou CdZnTe. Isto resulta em alta compacidade devido à utilização de semicondutores de estado sólido tais como fotomultiplicadores em detetores de radiação.

Ainda mais preferencialmente, o sistema da invenção compreende fotomultiplicadores de silício do tipo Fotomultiplicadores de Silício (SiPMs), que oferece vantagens em termos de velocidade,

razão ruído-sinal, consumo e dimensão, uma vez que são realmente compactos. Os fotomultiplicadores SiPMs estão acoplados a cristais de cintilação, os quais são idealmente adequados para a utilização da informação gerada pelo fenómeno de dispersão de Compton de raios gama; em especial, para o acoplamento com um transdutor de ultrassons, dado que o sistema deve ser em geral leve para ser manuseado pelo pessoal médico. A utilização de fotossensores de silício permite a conceção de um dispositivo de baixa potência, baixa amperagem e baixa tensão (dezenas de volts vs. centenas de volts que os tubos fotomultiplicadores convencionais requerem), o que é uma vantagem para a sua utilização intraoperatória.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, o sistema compreende um módulo computacional ligado a um módulo eletrónico, com um ecrã de visualização de dados para apresentar as imagens anatómicas e funcionais.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, o sistema compreende uma agulha para efetuar biópsias guiadas.

Dessa forma, consegue-se a realização de biópsias guiadas com alta precisão por causa da combinação de informação morfológica e funcional, sendo este último fator crítico tendo em consideração a importância da heterogeneidade tumoral para se determinar o tratamento do paciente e a futura resposta do tumor. A reconstrução de imagens com uma grande quantidade de informação em tempo real também é conseguida ao mesmo tempo que se efetua uma biópsia.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, o sistema compreende dois ou mais detetores Compton.

Nesse sentido, é possível reconstruir com maior precisão a distribuição dos marcadores radioativos para a sua posterior combinação com a imagem obtida por detetores de ultrassons. Este segundo detetor Compton clarifica as ambiguidades na reconstrução da imagem. De preferência, este segundo detetor Compton é simétrico ao primeiro detetor Compton e está localizado num dos lados do dispositivo de imagiologia de

ultrassons.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, o/s detetor/es Compton está/ão disposto/s em justaposição ao dispositivo de imagiologia de ultrassons, nas partes laterais do referido dispositivo de imagiologia de ultrassons.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, o dispositivo de imagiologia de ultrassons é removível para utilização independente do/s detetor/es Compton. Mais preferencialmente, o/s detetor/es Compton pode/m ser acoplado/s a um dispositivo externo de imagiologia de ultrassons padrão.

Consegue-se desta forma a utilização do dispositivo de imagiologia de ultrassons se ele for útil ou necessário para outros diagnósticos ou utilizações nas quais não seja necessário um detetor de radiação gama.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, a transmissão de dados entre os detetores Compton, o módulo eletrónico e o módulo computacional é feita por comunicação por cabos ou sem fios.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, o sistema compreende ainda um colimador acoplado a um detetor Compton.

É possível, desta forma, adicionar opcionalmente um colimador mecânico, por exemplo, para o primeiro detetor de dispersão de raios gama frontal individual (tal como colimadores ocas paralelos colimadores de feixe em leque, "máscaras codificadas", etc.), que possa facilitar uma melhor determinação da posição incidente em qualquer caso particular.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, a distância e o ângulo entre cada detetor Compton de raios gama individual podem ser fixos ou ajustáveis mecanicamente. Alternativamente, é possível utilizar um detetor monolítico de um determinado volume, capaz de distinguir pelo menos duas interações de um raio gama no interior do referido volume.

Assim, é possível ajustar o número de eventos medidos e a incerteza na deteção, conforme necessário a partir da informação fornecida pela imagem de ultrassom para maximizar o

resultado com base na posição da lesão.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, pelo menos um detetor Compton compreende três ou mais detetores de radiação gama individuais, substancialmente alinhados na mesma direção de deteção e com superfícies de deteção substancialmente paralelas entre si. Deste modo, consegue-se fornecer uma eficácia de deteção mais alta, o que melhora as estatísticas do evento e, assim, reduz o tempo necessário para a reconstrução da imagem funcional do tecido do paciente.

Um outro objetivo da invenção está relacionado com um método de obtenção de imagens duais anatómicas e funcionais de um paciente, o qual compreende a utilização de um sistema de imagem dual de acordo com as formas de realização anteriores e leva a cabo as seguintes etapas:

- o sistema é posicionado sobre uma superfície ou corpo;
- é gerada informação anatómica da referida superfície ou corpo pelo dispositivo de imagiologia de ultrassons;
- é gerada informação funcional da referida superfície ou corpo pelo/s detetor/es Compton;
- os sinais obtidos pelo dispositivo de imagiologia de ultrassons e pelos detetores Compton são processados pelo módulo eletrónico;
- os sinais processados são enviados para o módulo computacional;
- as imagens anatómicas e funcionais são apresentadas em tempo real num ecrã a partir do módulo computacional.

Para além disso, noutras formas de realização preferidas da invenção, as imagens duais obtidas através do método acima mencionado podem ser combinadas com outras imagens ou dados obtidos durante fases anteriores ou posteriores, fornecendo uma maior informação combinada.

Assim, a invenção permite propor uma solução para os problemas técnicos descritos nas secções anteriores e fornece um sistema de imagiologia dual que facilita a obtenção de imagens duais

funcionais e anatómicas em tempo real com alta precisão, superando as características técnicas descritas nos documentos do estado da técnica. A invenção é adequada para utilização em biópsias guiadas devido à sua compacidade, facilidade de operação, portabilidade e amplo intervalo de medição, o que a torna especialmente útil para diagnósticos e tratamentos oncológicos.

DESCRIÇÃO DAS FIGURAS

A Figura 1 mostra uma vista em perspectiva dos detetores que compreende o sistema de imagem dual, de acordo com uma forma de realização preferida da invenção.

A Figura 2 mostra um esquema detalhado de um detetor Compton do sistema, de acordo com uma forma de realização preferida da invenção.

A Figura 3 mostra uma vista lateral dos detetores do sistema, de acordo com uma forma de realização preferida da invenção.

A Figura 4 mostra um esquema dos principais elementos do sistema, de acordo com uma forma de realização preferida da invenção.

As Figuras 5A-5B mostram um exemplo de uma imagem de ultrassom anatómica obtida através de técnicas convencionais (5A) e uma imagem funcional e anatómica obtida através do sistema (5B), de acordo com uma forma de realização preferida da invenção.

REFERÊNCIAS NUMÉRICAS UTILIZADAS NAS FIGURAS

De modo a fornecer uma melhor compreensão das características

técnicas da invenção, as referidas Figuras 1-5 são acompanhadas de uma série de referências numéricas que, com carácter ilustrativo e não limitativo, são aqui representadas:

(1)	Dispositivo de imagiologia de ultrassons
(2)	Detetor Compton de raios gama
(2a)	Detetor de dispersão de raios gama frontal individual
(2b)	Detetor de absorção de raios gama traseiro individual
(3)	Módulo eletrónico
(3')	Módulo de processamento de sinal
(4)	Invólucro
(5)	Módulo computacional
(6)	Cristal de cintilação
(7)	Fotomultiplicador

DESCRIÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

Vai agora ser descrita uma forma de realização preferida exemplificativa da presente invenção que é descrita para fins ilustrativos, mas não para limitação da mesma.

Como descrito nas secções anteriores, um objetivo principal da invenção refere-se a um sistema de imagiologia dual, adequado para a realização de biópsias guiadas através de imagens baseadas na imagiologia de ultrassons, para o fornecimento de sinais associados a uma ou mais imagens anatómicas, e a um dispositivo de radiação gama para diagnóstico oncológico.

Numa forma de realização preferida da invenção, como mostrado nas Figuras 1-5, o sistema de imagiologia dual compreende um dispositivo de imagiologia de ultrassons (1), pelo menos um detetor Compton de radiação gama (2), um módulo eletrónico (3), um módulo de processamento de sinal (3'), um invólucro (4) e um módulo computacional (5).

Preferencialmente, cada detetor Compton de radiação gama (2), como mostrado na Figura 2, compreende pelo menos duas regiões

de detecção gama, substancialmente alinhadas na mesma direção de detecção. Estas duas regiões de detecção gama podem ser dois detetores de radiação gama individuais (2a, 2b), definindo dois planos de detecção, capazes de medir a interação e posições energéticas. Alternativamente, é possível utilizar um detetor monolítico de um determinado volume, capaz de distinguir pelo menos duas interações de um raio gama no interior do referido volume. Mais preferencialmente, como nas Figuras 1-5, cada detetor Compton (2) tem um detetor de dispersão de raios gama frontal individual (2a) e um detetor de absorção de raios gama traseiro individual (2b). Opcionalmente, o detetor frontal (2a) e o detetor de absorção traseiro (2b) podem trocar a sua funcionalidade, dependendo da direção da radiação gama.

Um dispositivo de formação de imagens que utiliza um detetor Compton (2) baseia-se na detecção de raios gama que tenham interagido uma ou mais vezes no detetor de absorção traseiro (2b) depois daqueles raios gama, provenientes de uma fonte de raios gama, terem sido dispersos pelo efeito de Compton por um detetor de dispersão frontal (2a). Os eventos são registados numa estreita janela de coincidência de tempo para assegurar a pertença a um único incidente de raios gama. A distribuição espacial da fonte de raios gama é reproduzida com base na interação da informação (isto é, a posição e a energia do raio gama detetadas em cada detetor (2a, 2b)).

Quando pelo menos a posição e a energia perdida do raio gama inicial no detetor de dispersão (2a) são conhecidas e também a posição do raio gama que interage no detetor de absorção (2b) é conhecida, e desde que ambos os eventos tenham lugar dentro da janela de coincidência de tempo definida, é possível calcular o percurso original ou, pelo menos, o cone dos percursos possíveis. Ao se acumular diferentes cones de trajetórias (consultar a Fig. 2), pode ser reconstruída a posição da fonte emissora de radiação do corpo do paciente.

Como mostrado na Figura 2, um detetor Compton necessita de distinguir entre a primeira interação de raios gama (a sua

posição e energia) relativamente à segunda posição de interação. Para esse fim, é conveniente um sistema com pelo menos duas superfícies de deteção, embora seja possível utilizar um único detetor, sensível a múltiplas interações, como para montar mais superfícies de deteção. Nesse último caso, as superfícies de deteção podem ser separadas por uma distância adequada para se obterem estatísticas de eventos suficientes para reconstruir a imagem final por radiação gama com precisão conhecida.

Tanto o detetor de dispersão frontal (2a) como o detetor de absorção traseiro (2b) compreendem preferencialmente um cristal de cintilação (6) acoplado a um fotomultiplicador de estado sólido (7), mais preferencialmente, feito de silício, e compreendem igualmente detetores semicondutores.

A compacidade é alcançada graças aos cristais de cintilação (6) e aos fotomultiplicadores de estado sólido (7). Preferencialmente, os referidos fotomultiplicadores (7) são feitos de silício. Por um lado, a dimensão mais pequena dos referidos fotomultiplicadores de silício (7) se comparados com os tubos fotomultiplicadores típicos (utilizados no estado da técnica) e, por outro lado, a eliminação da necessidade de introduzir um colimador, conferem à invenção a referida vantagem, permitindo a construção de detetores Compton e do sistema de imagiologia dual com uma dimensão reduzida.

Mais precisamente, os elementos para a execução do sistema de imagiologia dual são descritos abaixo, de acordo com esta forma de realização preferida da invenção, e como mostrado nas Figuras 1-5:

- um dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) que permite a obtenção de imagens anatómicas do tecido e cuja direção do detetor está preferencialmente alinhada com a direção de deteção da pluralidade de detetores Compton de raios gama (2);
- uma pluralidade de detetores Compton de raios gama (2),

a qual permite a obtenção de imagens com informação funcional do tecido do paciente;

- um módulo eletrónico (3), preferencialmente localizado perto dos fotomultiplicadores (7), de modo a recolher os pulsos elétricos gerados para a sua digitalização; inclui uma lógica programável e/ou eletrónica configurável da janela de tempo de eventos gama, detetados nos detetores de raios gama (2);
- um módulo de processamento de sinal (3') para gravar o sinal digitalizado e o enviar para o módulo computacional (5);
- um invólucro (4) para proteger os detetores (1, 2) e o módulo eletrónico (3);
- um módulo computacional (5) (por exemplo, um computador) para exibir a imagem final combinada com a informação gerada pelos detetores de ultrassons (1) e raios gama (2) num ecrã ou visor.

Como descrito acima, cada detetor Compton (2) compreende dois detetores de raios gama (2a, 2b). Sendo um deles um detetor de dispersão frontal (2a) e sendo o outro um detetor de absorção traseiro (2b), dispostos de forma a estarem substancialmente alinhados na mesma direção de deteção e com superfícies de deteção paralelas.

Nesta forma de realização preferida da invenção, os detetores de raios gama (2a, 2b) estão preferencialmente dispostos num dos lados do dispositivo de imagiologia de ultrassons (1).

Uma descrição do sistema de imagiologia dual de ultrassons e raios gama correspondente ao sistema anteriormente descrito é detalhada como se segue:

O sistema combinado de raios gama e ultrassons da invenção é leve e pode ser manuseado como um dispositivo de ultrassons convencional.

O detetor de raios gama (2) aqui descrito baseia-se na lei da

dispersão de Compton de raios gama. Os raios gama gerados pelo radionuclídeo no tecido do paciente chegam ao sistema e têm uma interação de dispersão de Compton num primeiro detetor de dispersão frontal (2a), perdendo alguma da sua energia. Posteriormente, o raio gama disperso deposita uma parte ou o resto da sua energia no segundo detetor de absorção traseiro (2b). Medindo a posição e a energia do raio gama depositado no primeiro detetor (2a), e a posição do raio gama disperso no segundo detetor (2b), é possível conhecer uma coleção de possíveis percursos do raio gama inicial emitido pelo radio marcador injetado no corpo do paciente através da seguinte expressão:

$$E_1 = \frac{E_0}{1 + \left(\frac{E_0}{m_0 c^2} \right) (1 - \cos \theta)}$$

Sendo E_0 e E_1 a energia de raios gama iniciais e dispersos, respetivamente, e θ o ângulo de dispersão relativamente ao percurso inicial, tal como mostrado nas Figuras 1 e 2. Após um tempo de medição, o sistema recolhe uma série de eventos independentes como este, fornecendo informação estatística suficiente para se obter uma distribuição espacial dos radio marcadores em torno do detetor Compton (2).

Os detetores de raios gama individuais (2a, 2b) compreendem cristais de cintilação (6); preferencialmente, cristais de cintilação pixelizados ou monolíticos (tais como: NaI, CsI, LaBr₃, LaCl₃, LYSO, etc.) acoplados a um fotomultiplicador de estado sólido (7) sensível à posição, por exemplo, feito de silício.

Quando um raio gama atinge o cristal de cintilação (6), é recolhida luz de cintilação no fotomultiplicador (7) que gera um sinal que é amplificado e enviado para o módulo eletrónico (3) para a sua digitalização. Cada sistema de deteção de radiação gama individual (2a, 2b) gera um sinal de pulso

elétrico proporcional à energia depositada do raio gama incidente no cristal de cintilação (6).

O módulo eletrónico (3) (flexível ou rígido) para a digitalização do sinal dos detetores de radiação gama (2a, 2b) está localizado perto dos fotomultiplicadores (7). O referido módulo eletrónico (3) converte o sinal analógico num valor digitalizado que é enviado para o módulo de processamento de sinal (3'). O módulo de processamento de sinal (3') contém instruções e alimentação elétrica. O módulo de processamento de sinal (3') grava os pulsos digitalizados e envia os dados para um módulo computacional (5), por exemplo, para um computador, e alimenta os detetores de radiação gama individuais (2a, 2b). O módulo de processamento de sinal (3') também seleciona os eventos numa janela de tempo bem definida.

Os sinais do dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) são também enviados para o módulo de processamento de sinal (3') e/ou para o módulo computacional (5) para processar e gerar a imagem anatómica.

Alternativamente, o módulo de processamento de sinal (3') pode ser integrado no módulo eletrónico (3) ou no módulo computacional (5).

Os sinais dos detetores de raios gama individuais (2a, 2b) são digitalizados e enviados para o módulo computacional (5) ou visor no qual as imagens de radiação gama são reconstruídas e correlacionadas com as imagens de ultrassom e são apresentadas ao médico.

As imagens são normalmente apresentadas em 2D, uma vez que os dispositivos de imagiologia de ultrassons padrão fornecem imagens anatómicas em 2D. No entanto, se o dispositivo de imagiologia de ultrassons permitir imagens 3D, elas podem ser fundidas com as imagens 3D que permitem a geração dos detetores Compton e pode ser apresentada uma imagem dual final em 3D.

A utilização de colimadores não é necessária na presente invenção, uma vez que o sistema se baseia no fenómeno de dispersão de Compton de raios gama entre os detetores gama

individuais (2a, 2b), o que fornece a capacidade de se determinar a posição de incidência sobre cada detetor de radiação gama individual (2a, 2b).

Alternativamente, o sistema de imagem dual pode compreender um colimador mecânico para o primeiro detetor de dispersão frontal (2a) de modo a melhorar a determinação da posição (tal como colimadores ociosos paralelos, colimadores de feixe em leque, máscaras codificadas, etc.), que pode ajudar a uma melhor determinação da posição em alguns casos particulares.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, o sistema compreende um segundo detetor Compton (2). A distribuição mais precisa dos radio marcadores para a sua posterior combinação com a imagem de ultrassom, é conseguida através deste segundo detetor Compton (2), substancialmente simétrico ao primeiro detetor Compton (2), localizado num dos lados do dispositivo de imagiologia de ultrassons (1). Este segundo detetor Compton (2) clarifica as ambiguidades na reconstrução da imagem.

Mais preferencialmente, o sistema compreende dois detetores Compton (2), localizados um de cada lado do dispositivo de imagiologia de ultrassons (consultar a Fig. 1).

Numa outra forma de realização preferida da invenção, todos os detetores Compton (2) estão dispostos de um dos lados do detetor de ultrassons (1).

Numa outra forma de realização preferida da invenção, o sistema compreende para o mesmo detetor Compton (2) mais de dois detetores individuais (2a, 2b), substancialmente alinhados na mesma direção de deteção e com as superfícies de deteção substancialmente paralelas entre si. Um maior número de detetores de radiação gama (2a, 2b) melhora a estatística dos eventos, e, por conseguinte, a resolução espacial durante a reconstrução da imagem funcional do tecido do paciente.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, a distância entre cada detetor de radiação gama individual (2a, 2b) de cada detetor Compton (2) pode ser fixa ou ajustável mecanicamente, de acordo com as necessidades da informação

fornecida pela imagem de ultrassom de modo a maximizar o resultado de acordo com a posição da lesão.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, a transmissão dos dados entre os detetores Compton (2) e o módulo de processamento de sinal (3') e/ou o módulo eletrónico (3) e o módulo computacional (5) tem lugar por meio de cabos ou sem fios.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, o processamento dos dados de raios gama/ultrassons, o cálculo da posição, a coincidência temporal de eventos, a reconstrução da imagem e a fusão de imagens são efetuados no módulo de processamento de sinal (3') e/ou no módulo computacional (5), e apresentados num ecrã ou visor.

Numa outra forma de realização preferida da invenção, o sistema tem duas configurações diferentes:

- uma primeira configuração de sistema com os dois detetores de raios gama (2) e o dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) acoplados e integrados no interior do invólucro (4), o que fornece imagens combinadas em tempo real em 2D ou 3D;
- uma segunda configuração de sistema com o detetor de raios gama (2) acoplado ao dispositivo de imagiologia de ultrassons (1), sendo este destacável, o que fornece imagens anatómicas, tipicamente em 2D, que são fundidas com as imagens funcionais, em 2D ou 3D, a partir da informação recolhida pelo detetor de raios gama (2).

Numa outra forma de realização preferida da invenção, o detetor de raios gama (2) é acoplado a um dispositivo de imagiologia de ultrassons externo (1) compreendendo o seu próprio ecrã ou visor. Preferencialmente, a imagem gama é apresentada no ecrã relacionado com o dispositivo de imagiologia de ultrassons (1), sobreposta com a imagem anatómica, através da entrada de imagem externa para o referido detetor de ultrassons (1) e visor.

Numa outra forma de realização preferida da invenção na qual o

detetor de raios gama (2) está acoplado a um dispositivo de imagiologia de ultrassons externo (1), a informação externa gerada pelo dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) é emitida a partir do referido dispositivo de imagiologia (1) e introduzida no módulo de processamento de sinal (3') do sistema para ser processada e fundida com a imagem gama.

Como exemplo, nas Figuras 5A-5B é mostrada uma comparação entre os resultados obtidos através de uma imagem de ultrassom anatómica única (Fig. 5A) e uma combinação de uma imagem anatómica e funcional, obtida através da utilização do sistema, de acordo com uma forma de realização preferida da invenção (Fig. 5B). A imagem combinada obtida fornece informação detalhada acerca da recolha de radioisótopos no corpo do paciente. A referida informação pode ser apresentada com um código de cores que indica as regiões onde a atividade tumoral é grande. Deste modo, é possível efetuar uma biópsia muito mais seletiva e precisa em tempo real.

Desta forma, a presente invenção ultrapassa os problemas técnicos descritos em secções anteriores e fornece assim um sistema que permite, preferencialmente, a obtenção de imagens anatómicas e funcionais 2D e/ou 3D combinadas para um diagnóstico em tempo real com alta resolução ao mesmo tempo que se realiza uma biópsia guiada de tecido suscetível de ser cancerígeno. Neste contexto, a presente invenção permite a obtenção de informação metabólica e uma biópsia precisa, sendo este um fator crítico considerando a importância demonstrada da heterogeneidade tumoral para se determinar o tratamento mais adequado para o paciente e a futura resposta do tumor.

Por outro lado, a invenção visa fornecer um sistema compacto, facilitando o posicionamento da câmara sobre o paciente, independentemente do acesso remoto à área perto do tumor. Ao mesmo tempo, a invenção visa facilitar o manuseamento pelo pessoal especializado e o seu transporte.

Lisboa, 6 de Abril de 2023

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema de imagem dual, adequado para utilização em diagnósticos oncológicos e biópsias guiadas em tempo real, que compreende:
 - um dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) para a obtenção de sinais associados a uma ou mais imagens anatómicas;
 - um detetor de raios gama (2) para a obtenção de sinais associados a uma ou mais imagens funcionais;
 - um módulo eletrónico (3) para o processamento dos sinais obtidos pelo dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) e pelo detetor de raios gama (2);
 - um invólucro (4) que aloja um dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) e um detetor de raios gama (2);

e caracterizado por:

- o detetor de raios gama (2) ser um detetor de dispersão de Compton de raios gama, compreendendo pelo menos duas regiões de deteção de raios gama, substancialmente alinhadas na mesma direção de deteção;
- o dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) e o detetor de raios gama (2) compreenderem superfícies de deteção que formam um ângulo entre 0 e 90 graus;
- as regiões de deteção de raios gama do detetor de dispersão de Compton compreenderem pelo menos dois detetores de raios gama individuais (2a, 2b) equipados com uma pluralidade de cristais de cintilação (6) para a deteção da radiação gama, e uma pluralidade de fotomultiplicadores semicondutores (7) para amplificar o sinal detetado pelos referidos cristais de cintilação (6).

2. Sistema de imagem dual, de acordo com a reivindicação anterior, em que os cristais de cintilação (6) compreendem cristais de cintilação pixelizados ou monolíticos, tais como: LaBr_3 , LaCl_3 ou LYSO; estando os referidos cristais de cintilação (6) acoplados aos fotomultiplicadores (7).
3. Sistema de imagem dual, de acordo com a reivindicação 1, em que o detetor Compton (2) compreende um único volume de deteção, capaz de distinguir duas ou mais interações do mesmo raio gama dentro do referido volume.
4. Sistema de imagem dual, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, que compreende ainda um módulo computacional (5) ligado a um módulo eletrónico (3), com um ecrã ou visor para apresentar imagens anatómicas e funcionais.
5. Sistema de imagem dual, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, que compreende dois ou mais detetores Compton (2).
6. Sistema de imagem dual, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, em que o/s detetor/es Compton (2) estão dispostos em justaposição ao dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) nas partes laterais do referido dispositivo de imagiologia de ultrassons (1).
7. Sistema de imagem dual, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, em que o dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) é destacável para a sua utilização independente do/s detetor/es Compton (2).
8. Sistema de imagem dual, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, em que a transmissão de dados entre o/s detetor/es Compton (2), o módulo eletrónico (3)

e o módulo computacional (5) é feita por comunicação por cabos ou sem fios.

9. Sistema de imagem dual, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, que compreende ainda um colimador acoplado a um detetor Compton (2).
10. Sistema de imagem dual, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, em que a distância relativa e o ângulo relativo entre cada região de deteção de radiação gama de cada detetor Compton (2) podem ser ajustáveis mecanicamente.
11. Sistema de imagem dual, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, em que pelo menos um detetor Compton (2) compreende duas ou mais regiões de deteção de raios gama, substancialmente alinhadas na mesma direção de deteção e com superfícies de deteção substancialmente paralelas entre si.
12. Sistema de imagem dual, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, que compreende uma agulha para realizar biópsias guiadas.
13. Método para a obtenção de imagens duais anatómicas e funcionais de um sujeito que compreende a utilização de um sistema de imagem dual de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores 1-12, e a realização das seguintes etapas:
 - o sistema é posicionado sobre uma superfície ou o corpo de um sujeito;
 - é gerada informação anatómica da referida superfície ou corpo pelo dispositivo de imagiologia de ultrassons (1);

- é gerada informação funcional da referida superfície ou corpo pelo/s detetor/es Compton (2);
- os sinais obtidos pelo dispositivo de imagiologia de ultrassons (1) e detetor/es Compton (2) são processados pelo módulo eletrónico (3);
- os sinais processados são enviados para o módulo computacional (5);
- as imagens anatómicas e funcionais são apresentadas em tempo real num visor do módulo computacional (5).

Lisboa, 6 de Abril de 2023

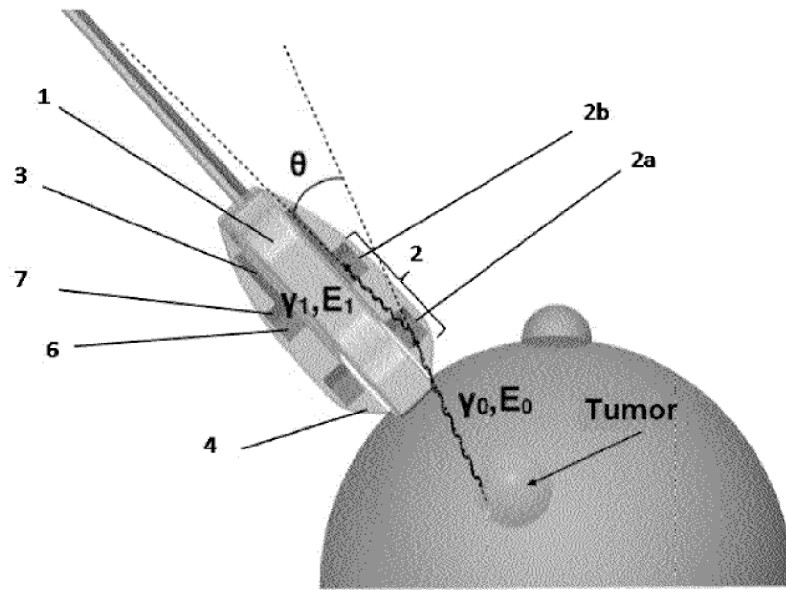


FIG. 1

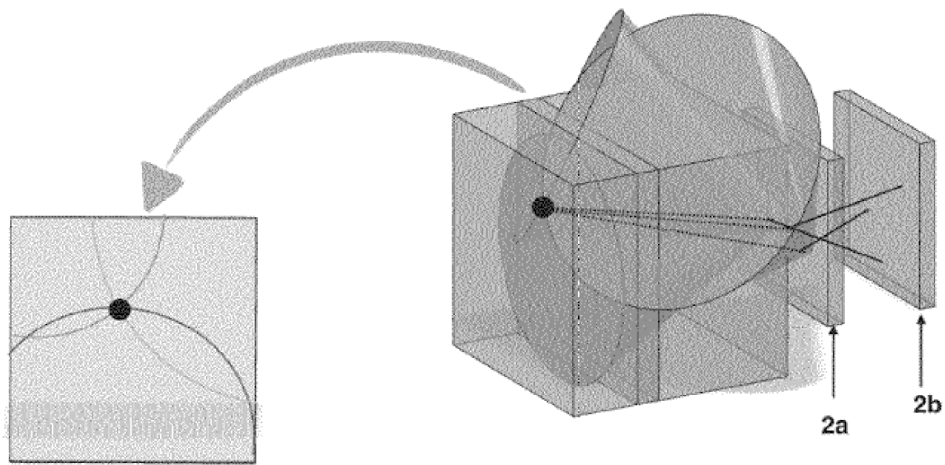


FIG. 2

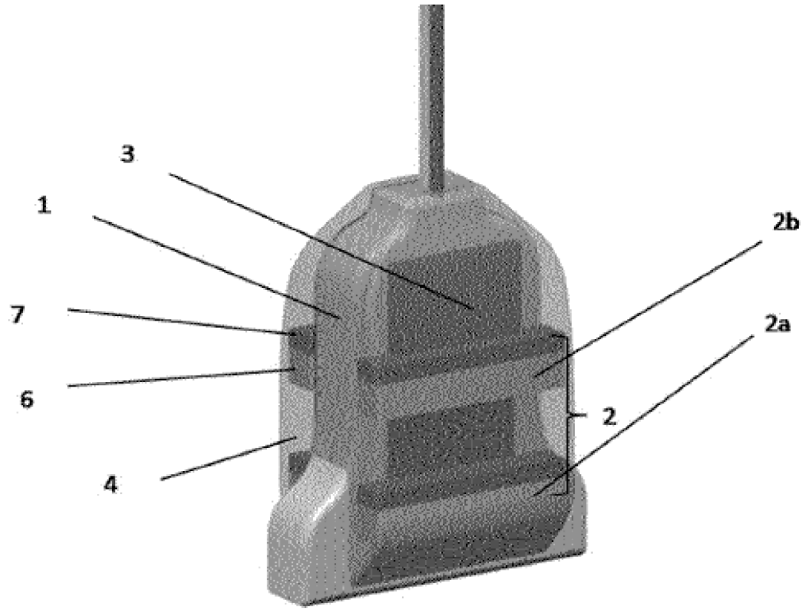


FIG. 3

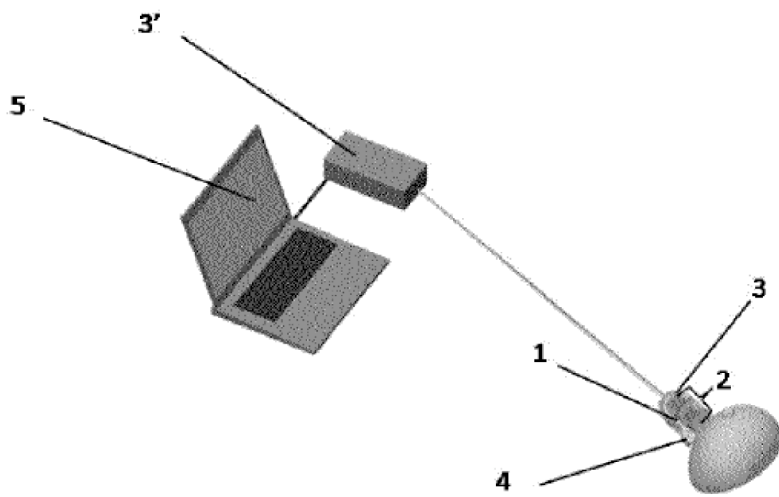


FIG. 4

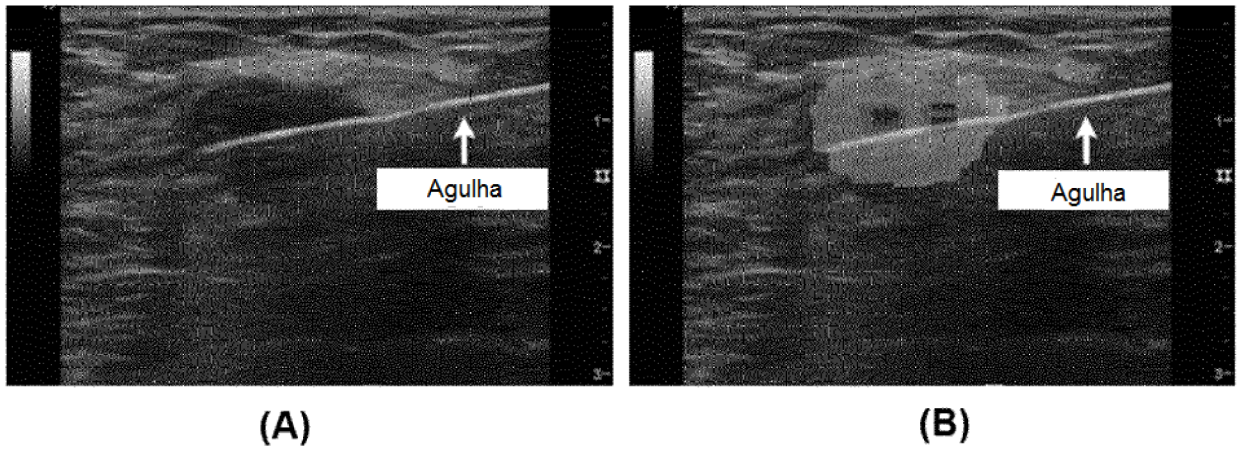


FIG.5