



República Federativa do Brasil
Ministério do Desenvolvimento, Indústria
e do Comércio Exterior
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) PI 0720535-0 A2



* B R P I 0 7 2 0 5 3 5 A 2 *

(22) Data de Depósito: 13/12/2007
(43) Data da Publicação: 07/01/2014
(RPI 2244)

(51) Int.Cl.:
G01R 33/567
G01R 33/565

(54) Título: ARRANJO DE FORMAÇÃO DE IMAGEM DE DIAGNÓSTICO, E, ARRANJO TERAPÊUTICO

(57) Resumo:

(30) Prioridade Unionista: 19/12/2006 EP 06126443.8

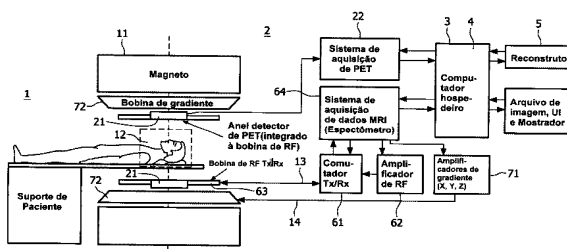
(73) Titular(es): Koninklijke Philips Electronics N.V.

(72) Inventor(es): Paul R. Harvey

(74) Procurador(es): Momsen, Leonardos & Cia.

(86) Pedido Internacional: PCT IB2007055080 de 13/12/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2008/075265de
26/06/2008



“ARRANJO DE FORMAÇÃO DE IMAGEM DE DIAGNÓSTICO, E, ARRANJO TERAPÊUTICO”

CAMPO DA INVENÇÃO

5 A invenção pertence a um arranjo de formação de imagem de diagnóstico que compreende um sistema de exame de ressonância magnética e um sistema de tomografia por emissão.

FUNDAMENTOS DA INVENÇÃO

10 Um arranjo de formação de imagem de diagnóstico que inclui tomografia por emissão de pósitron (PET) e a formação de imagem por ressonância magnética (MRI) é conhecido do trabalho publicado "Frame misalignment-induced errors in PET studies: an investigation on strategies for correction" de S. Sechet e outros, em Nuclear Science: A Symposium Conference Record. novembro 2002, Vol. 2, pp. 1330-1334.

15 A mencionada referência se refere ao problema de artefatos de movimento que podem corromper a análise de dados em um estudo de PET. A abordagem conhecida cria uma imagem de transmissão artificial de PET para o alvo 3D, a partir de uma imagem de ressonância magnética reconstruída. A imagem de transmissão artificial de PET derivada da imagem de ressonância magnética imita a resposta espacial do sistema de PET. A
20 seguir, um algoritmo de alinhamento de quadro é aplicado entre a imagem de transmissão de PET e uma imagem de emissão de PET para alinhar as imagens de transmissão e emissão.

Esta abordagem conhecida é limitada, uma vez que, apenas registros desalinhados entre a transmissão e emissão de dados são
25 considerados. Além disso, a abordagem conhecida requer um grande esforço computacional na reconstrução de várias imagens (intermediárias).

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

Um objetivo da invenção é prover tomografia por emissão de pósitron na qual, artefatos de movimento são melhor corrigidos sem a

necessidade de um esforço computacional maciço.

Este objetivo é conseguido por um arranjo de formação de imagem de diagnóstico de acordo com a invenção que compreende:

- um sistema de exame de ressonância magnética para adquirir
5 sinais de ressonância magnética
- um sistema de tomografia por emissão para adquirir sinais de decaimento nuclear e
- um módulo de análise para derivar correção(ões) de movimento dos sinais de ressonância magnética e
- 10 - um módulo de reconstrução para reconstruir uma imagem tomográfica de emissão corrigida por movimento, a partir dos sinais de decaimento nuclear, com base nas correções de movimento(s).

O sistema de tomografia por emissão, como, por exemplo, um sistema de tomografia por emissão de pósitron (PET), ou um sistema de
15 tomografia por emissão de fóton único (SPECT) detecta a emissão do decaimento radioativo de um composto no objeto a ser examinado. A detecção do decaimento radioativo gera sinais de decaimento nuclear que são adquiridos pelo sistema de tomografia por emissão. Os sinais de decaimento nuclear representam a emissão radioativa detectada a partir de uma
20 pluralidade de orientações. O sistema de exame de ressonância magnética adquire os sinais de ressonância magnética que são gerados pela excitação de RF de spins (nuclear ou elétron) no objeto. Ou seja, os sinais de ressonância magnética podem se relacionar à ressonância magnética de um spin nuclear, como próton, ^{19}F , ^{31}P , etc., ou a uma ressonância de spin de elétron. Com o
25 decaimento dos spins excitados, os sinais de ressonância magnética são adquiridos por escaneamento de espaço k. Ou seja, os sinais de ressonância magnética são adquiridos fazendo-se o escaneamento do vetor de onda (vetor k) dos sinais de ressonância magnética. Uma percepção da invenção é que os sinais de ressonância magnética incluem informação sobre o movimento que

ocorre dentro, ou fora, do objeto a ser examinado. O objeto pode ser um paciente a ser examinado e o movimento pode pertencer ao movimento do corpo do paciente, como um todo, no conjunto, ou como parte do corpo do paciente, como movimentações da cabeça do paciente em um exame do cérebro. O movimento também pode ser movimento interno dentro do corpo do paciente, como movimento respiratório ou cardíaco. A correção do movimento pode ser derivada dos sinais de ressonância magnética sem ter que reconstruir uma imagem de ressonância magnética a partir dos sinais adquiridos de ressonância magnética. Com base na correção do movimento e nos sinais de decaimento nuclear, uma imagem tomográfica de emissão corrigida por movimento, é reconstruída. Esta imagem de tomografia por emissão corrigida por movimento tem um nível de artefato baixo, ou está mesmo livre de artefatos de movimento, de modo que uma qualidade diagnóstica elevada da imagem é conseguida. Ou seja, detalhes pequenos com baixo contraste são criados bem visíveis e não são, especialmente, obscurecidos por artefatos de movimento.

A aquisição, tanto dos sinais de decaimento nuclear quanto dos sinais de ressonância magnética, é controlada por um controlador de sistema que é comum ao sistema de tomografia por emissão e ao sistema de exame de ressonância magnética. O controlador de sistema comum permite ligar os sinais de decaimento nuclear e os sinais de ressonância magnética, de modo que um relacionamento definido entre sinais de decaimento nuclear e sinais de ressonância magnética é estabelecido. Ou seja, a informação de movimento contida nos sinais de ressonância magnética é igual ao movimento que afeta os sinais de decaimento nuclear. Este relacionamento entre os sinais de ressonância magnética e os sinais de decaimento nuclear permite que o movimento derivado a partir dos sinais de ressonância magnética possa ser aplicado para reconstruir a imagem tomográfica de emissão corrigida por movimento. A correção do movimento pode ser executada aplicando correção

de movimento aos sinais adquiridos de decaimento nuclear e, então, reconstruindo a imagem tomográfica de emissão corrigida por movimento dos sinais de decaimento nuclear corrigidos. Alternativamente, uma imagem tomográfica de emissão preliminar pode ser reconstruída a partir dos sinais adquiridos de decaimento nuclear e, então, aplicando-se a correção de movimento à imagem tomográfica de emissão preliminar para produzir a imagem de tomografia por emissão corrigida por movimento.

Estes e outros aspectos da invenção serão elaborados adicionalmente com referência aos modos de realização definidos nas reivindicações subordinadas.

De acordo com um aspecto da invenção, o momento de aquisição, ou seja, a posição instantânea ou temporal do intervalo de tempo é registrada quando, ou enquanto os sinais de decaimento nuclear e os sinais de ressonância magnética, respectivamente, são adquiridos. Este registro do momento da aquisição dos sinais de decaimento nuclear e dos sinais de ressonância magnética pode ser conseguido, por exemplo, adquirindo-se, simultaneamente, sinais correspondentes de decaimento nuclear e sinais de ressonância magnética, ou efetuando-se uma marca de tempo a ambos, os sinais de decaimento nuclear e os sinais de ressonância magnética. Desse modo, a correção do movimento derivada dos sinais de ressonância magnética pode ser aplicada aos sinais de decaimento nuclear que foram adquiridos no mesmo momento. Conseqüentemente, a correção do movimento derivada dos sinais de ressonância magnética pertence ao mesmo movimento que afetou os sinais de decaimento nuclear e, a correção precisa do movimento da imagem tomográfica de emissão corrigida por movimento, é conseguida. É conveniente implementar a função de registro do tempo no controlador de sistema.

Os sinais de decaimento nuclear são gerados freqüentemente administrando-se um produto radiofarmacêutico ao paciente a ser examinado.

Com a administração, os produtos radiofarmacêuticos se desintegram radioativamente a partir de dentro do corpo do paciente e farão com que a emissão de radiação radioativa (geralmente radiação gama), a partir do corpo do paciente, seja examinada. Devido aos sinais de decaimento nuclear poder ser adquiridos a partir do momento da administração do produto radiofarmacêutico, a ativação da aquisição de sinais de decaimento nuclear e sinais de ressonância magnética provêm um tempo de aquisição eficiente de sinais de decaimento nuclear tendo um nível de sinal relativamente elevado.

De acordo com outro aspecto da invenção, a correção de movimento também é empregada para reconstruir uma imagem de ressonância magnética corrigida por movimento com base nos sinais de ressonância magnética adquiridos. Desse modo, a imagem tomográfica de emissão corrigida por movimento e a imagem da ressonância magnética corrigida por movimento podem ser vista em conjunto. Frequentemente, a imagem de tomografia por emissão corrigida por movimento e a imagem da ressonância magnética corrigida por movimento representam informação morfológica fisiológica e/ou anatômica, complementar. A imagem de tomografia por emissão corrigida por movimento e a imagem de ressonância magnética corrigida por movimento podem ser disponibilizadas separadamente e, por exemplo, mostradas simplesmente lado a lado. A informação complementar também pode ser combinada em uma imagem combinada de modo que o usuário precise ver apenas uma única imagem para recolher a informação da imagem a partir da origem respectiva de decaimento nuclear e da ressonância magnética.

A correção de movimento é precisa e sem a necessidade de um esforço computacional elevado com base na redundância dos dados MR, na região central de espaço k. A saber, a maior parte de movimentos relevantes ocorre em uma escala espacial ampla, ou seja, envolvendo tamanhos muito maiores do que os pequenos detalhes da anatomia do paciente.

Conseqüentemente, estruturas de escala maior e seu movimento são representados por sinais de ressonância magnética na região central de espaço k. Por outro lado, os pequenos detalhes de estruturas são representados por sinais de ressonância magnética da região periférica de espaço k. O tamanho da região central, na qual a redundância é gerada, pode ser selecionado pelo usuário com base na exatidão da correção de movimento requerida e na duração aceitável do tempo de aquisição dos sinais de ressonância magnética. Resultados muito bons foram conseguidos pela, assim chamada, seqüência de aquisição em HÉLICE. A seqüência de aquisição em HÉLICE, de per si, está discutida em detalhe em "Motion correction with PROPELLER MRI: Application to Head Motion and Free-breathing Cardiac Imaging" em MRM42 (1999) 963-969 por James G.Pipe. Neste trabalho publicado, a própria correção da imagem de ressonância magnética do movimento, reconstruída a partir de sinais de ressonância magnética adquiridos, é discutida. O método em HÉLICE escaneia o espaço k ao longo de tiras planas retangulares (ou seja, em um plano ou fatia fina no espaço k) que são giradas sucessivamente ao redor da origem de espaço k. Esta aquisição 2D pode ser repetida para planos sucessivos no espaço k. Esta abordagem requer um tempo de aquisição relativamente curto. Alternativamente, uma aquisição verdadeiramente tridimensional de espaço k pode ser realizada aplicando-se uma codificação de fase na direção de espaço k transversal ao plano de rotação, ou fatia fina. Outra aquisição verdadeiramente tridimensional de espaço k envolve girar uma coluna, ou volume em forma de barra, que contenha a origem de espaço k sobre dois, por exemplo, eixos ortogonais no espaço k, simultaneamente. Conseqüentemente, a região central de espaço k é amostrada para tiras individuais sucessivas. A região central é, nesta implementação, formada pela sobreposição de tiras individuais sucessivas e o tamanho da região central é definido pela largura das tiras, ou coluna, ou volume em forma de barra, no espaço k e as diferenças entre as orientações

das tiras no espaço k. A redundância dos sinais de ressonância magnética amostrados a partir da região de controle de espaço k permite, especialmente, corrigir inconsistências espaciais na posição, rotação, e fase. Igualmente, a redundância permite rejeitar dados afetados por movimento através do plano.

5 Além disso, a redundância permite calcular a média, o que diminui artefatos para frequências espaciais baixas nas imagens de ressonância magnética corrigidas por movimento. Devido à seqüência da aquisição em HÉLICE ser de natureza cíclica, é possível a aquisição continuada de sinais de ressonância magnética executando-se múltiplas rotações da tira(s) no espaço k. A
10 aquisição continuada dos sinais de ressonância magnética permite aumentar a relação sinal-para-ruído da imagem de ressonância magnética finalmente reconstruída. A aquisição continuada de sinais de decaimento nuclear consegue o aperfeiçoamento de ambas, a relação sinal-para-ruído, bem como, a resolução espacial da imagem de tomografia por emissão reconstruída.

15 A invenção, adicionalmente, pertence a um arranjo terapêutico no qual, um sistema terapêutico, é operacionalmente combinado com o arranjo diagnóstico, de acordo com a invenção, especialmente como definido em qualquer uma das reivindicações 1 a 8. O sistema de exame de ressonância magnética provê informação sobre a morfologia anatômica, ou a distribuição
20 da temperatura local, do paciente a ser examinado. O sistema de tomografia por emissão provê informação operacional sobre o metabolismo local. Além disso, de acordo com a invenção, a correção do movimento é aplicada à informação operacional sobre o metabolismo local e/ou à informação da morfologia anatômica. Com base nesta informação corrigida por movimento,
25 o sistema terapêutico é controlado. Ou seja, a aplicação da atividade terapêutica, especialmente a localização de onde a atividade terapêutica é efetuada e/ou a intensidade, ou duração da atividade terapêutica, é controlada com base na informação corrigida por movimento a partir do sistema de exame de ressonância magnética e do sistema de tomografia por emissão. O

sistema terapêutico pode ser implementado, por exemplo, como um sistema de ultra-som de alta intensidade (HIFU). O sistema de HIFU gera uma intensidade de ultra-som de intensidade elevada em uma região local (foco) que altera, ou destrói, localmente o tecido. O arranjo de formação de imagem de diagnóstico tem a capacidade de localizar uma lesão, especialmente um tumor maligno, com base na combinação da informação anatômica e metabolismo local. A seguir, o sistema terapêutico é controlado para aplicar a ação terapêutica, como radiação de ultra-som focalizada de intensidade elevada, precisamente, na lesão. Além disso, o arranjo de formação de imagem de diagnóstico é capaz de monitorar o efeito da ação terapêutica, por exemplo, por meio de termografia por ressonância magnética. A termografia por ressonância magnética é conhecida, de per si, do trabalho publicado de J. de Poorter, "Noninvasive MRI Thermometry with the proton resonance frequency (PRF) method: In Vivo results in human muscle", *Magnetic Resonance Imaging* 33 (1995), p 74-81.

Em outro exemplo do arranjo de formação de imagem de diagnóstico da invenção, o sistema de tomografia por emissão inclui um detector de alta-energia para receber sinais de decaimento nuclear. O sistema de exame de ressonância magnética inclui ambos, bobinas de gradiente para gerar gradientes e campos de codificação. O sistema de exame de ressonância magnética também inclui antenas de RF para transmitir e/ou receber sinais de ressonância magnética. As antenas de RF e o detector de alta-energia são posicionados ao redor de uma zona de exame na qual um paciente a ser examinado pode ser posicionado. As antenas de RF e o detector de alta-energia podem ser integrados, de modo que, ambos, as antenas do RF, bem como, o detector de alta-energia fiquem relativamente perto do paciente a ser examinado sem comprometer o tamanho, especialmente a largura, da zona de exame. Devido às antenas de RF estarem próximas ao paciente a ser examinado, a distribuição espacial do campo de excitação de RF dentro do

paciente a ser examinado pode ser bem controlada, de modo que excitação adequada de spins seja conseguida sem provocar uma carga desnecessária de RF (SAR) ao paciente a ser examinado. Igualmente, sinais de ressonância magnética são mais sensivelmente detectados pelas antenas de RF perto do paciente a ser examinado. Além disso, os sinais de decaimento nuclear são sensivelmente detectados pelo detector de alta-energia perto do paciente a ser examinado.

DESCRIÇÃO RESUMIDA DOS DESENHOS

Estes e outros aspectos da invenção serão explicados com referência aos modos de realização descritos em seguida e com referência aos desenhos de acompanhamento onde:

a Figura 1 mostra uma representação esquemática de um modo de realização do arranjo de formação de imagem de diagnóstico de acordo com a invenção,

a Figura 2 mostra, na forma de um fluxograma, o controle, fluxo de dados e processamento executados pelo arranjo de formação de imagem de diagnóstico da invenção e

a Figura 3 mostra, na forma de um fluxograma, o processamento de dados para corrigir por movimento dados de decaimento de emissão nuclear (dados de PET) usando simultaneamente sinais de ressonância magnética adquirida (dados de MRI), de acordo com a invenção.

DESCRIÇÃO DETALHADA DOS MODOS DE REALIZAÇÃO

A Figura 1 mostra uma representação esquemática de um modo de realização do arranjo de formação de imagem de diagnóstico, de acordo com a invenção. O arranjo de formação de imagem de diagnóstico compreende um sistema de exame de ressonância magnética 1 e um sistema de tomografia por emissão 2 que é, de fato, um escâner de PET 2. O sistema de exame de ressonância magnética compreende um ímã principal 11 que gera um campo magnético principal homogêneo constante dentro da zona de

exame 12. Este campo magnético principal faz com que uma orientação parcial dos spins no paciente seja examinada ao longo das linhas de campo do campo magnético principal. Um sistema de RF 13 é provido com uma ou mais antenas de RF 63 para emitir um campo eletromagnético de excitação de RF para a zona de exame, para excitar spins no corpo do paciente a ser examinado. Os spins de relaxamento emitem sinais de ressonância magnética na faixa de RF, que são recolhidos pelas antenas de RF, especialmente sob a forma de bobinas receptoras de RF. O sistema de RF tem a função de transmissão (Tx) do campo de excitação de RF, bem como, de recepção dos sinais de ressonância magnética. O mesmo hardware pode ser empregado para transmissão e recepção. Um comutador Tx/Rx 61 é provido para comutar entre excitação de RF e aquisição de sinal. Além disso, bobinas de superfície separadas podem ser usadas como antenas de receptor de RF locais. Para a transmissão, também bobinas locais podem ser empregadas. Especialmente, uma bobina de superfície local, ou uma bobina de volume local (ou seja, uma bobina de cabeça de gaiola de pássaro T/R) pode ser empregada para gerar e receber os sinais de ressonância magnética da porção relevante da anatomia do paciente. Ou seja, o sistema de exame de ressonância magnética da presente invenção não exige necessariamente uma bobina de corpo fixo MR, desde que outra bobina esteja disponível para a excitação dos spins e recepção de sinais de ressonância magnética. Um sistema amplificador de RF 62 é acoplado ao comutador Tx/Rx 61 e tem a função de aplicar formas de onda de RF às antenas de RF 63. Além disso, bobinas de gradiente 14 são providas para gerar campos de gradientes magnéticos temporários, especialmente pulsos de gradiente de leitura e gradientes de codificação de fase. Estes campos de gradiente são orientados geralmente em direções ortogonais mútuas e impõem codificação espacial sobre os sinais de ressonância magnética. Amplificadores de gradiente 71 são providos para ativar as bobinas de gradiente 72 para gerar os campos de codificação de gradientes

magnéticos. Os amplificadores de gradiente 71, juntamente com as bobinas de gradiente 72, formam um sistema de gradiente 14. Os sinais de ressonância magnética recolhidos pelas antenas receptoras de RF são aplicados a um sistema de aquisição de dados de MRI (MRI-DAS) que inclui um espectrômetro.

O sistema de tomografia por emissão, neste exemplo, um sistema de escaneamento de PET 2, compreende um anel detector de PET que é localizado ao redor da zona de exame para recolher sinais de decaimento nuclear do paciente a ser examinado. Especialmente, o anel detector de PET e as antenas de RF são arrançados para ser sensíveis ao mesmo volume de interesse e são localizados, por exemplo, ao redor do mesmo volume de interesse. Em particular, o centro do anel detector de PET coincide com o centro da zona de exame 12. Especialmente, o anel detector de PET é integrado com a bobina de RF 63. Por exemplo, o detector de PET tem elementos detectores que são sensíveis à radiação gama e aninhados entre hastes condutoras da bobina de RF. Por exemplo, a bobina de RF 63 é feita de tiras finas que são localizadas entre os elementos detectores do detector de PET. Os elementos detectores são formados por cristais detectores individuais. Desta maneira as hastes condutoras da bobina de RF provêm suporte mecânico para os elementos detectores de PET. Por outro lado, os detectores de PET pouco, ou nada, interferem com a função da bobina de RF e vice-versa. O anel detector de PET 21, integrado com a bobina de RF, é localizado na frente das bobinas de gradiente, como visto da zona de exame. Ou seja, o detector de PET com a bobina de RF é localizado mais perto do paciente a ser examinado do que as bobinas de gradiente. Isto faz com que o anel detector de PET 21, bem como, as antenas de RF (bobina) tenham suas respectivas regiões espaciais de sensibilidade elevada na zona de exame 12. Devido aos cristais detectores não serem significativamente eletricamente condutores, eles podem operar dentro da bobina de gradiente afetando

desfavoravelmente o campo de gradiente. Além disso, as partes eletrônicas do detector são feitas de componentes semicondutores e montadas, de tal modo, que correntes parasitas induzidas pela operação da bobina de gradiente sejam minimizadas. Os sinais de decaimento nuclear recebidos pelo anel detector de PET 21 são convertidos em sinais eletrônicos de decaimento (dados de PET) que são enviados para um sistema de aquisição de PET 22. O sistema da aquisição de PET adquire os dados de PET diretamente para os assim chamados, sinogramas.

Pares de detectores individuais têm, associados com eles, uma respectiva linha de resposta que conecta os detectores separados dos pares em debate. A linha de não resposta é especificada por seu ângulo de orientação e pela distância mais curta entre a linha de não resposta e o centro do anel detector de PET. Para um evento de coincidência individual, uma pluralidade de linhas de resposta e seus ângulos e orientações coletados os quais, quando plotados levam a uma curva em forma de seno para a coincidência em debate (por isso o termo sinograma). A partir do ângulo de orientação e da distância mais curta (entre a linha de resposta e o centro do anel detector de PET) do sinograma do evento de coincidência, sua localização pode ser determinada. Para diversos eventos de coincidência anjos e orientações das respectivas linhas de resposta são coletados como pixéis no sinograma, de modo que, finalmente, um pixel individual no sinograma represente o número de eventos de coincidência associados com sua linha de resposta, ou, equivalentemente, um par de orientações do detector (opostos). A partir do sinograma final pode ser reconstruída uma imagem por meio de, por exemplo, uma retro-projeção filtrada. Para reconstruir imagens de PET a partir de dados de PET, especialmente o sinograma, e reconstruir a imagem de ressonância magnética a partir de sinais de ressonância magnética, um reconstrutor 5 é provido. De modo geral, o reconstrutor 5 é implementado no software.

O sistema de exame de ressonância magnética excita spins no

objeto a ser examinado e posicionado na zona de exame, aplicando um campo de excitação de RF, por meio de uma antena de RF, especialmente, a bobina de RF 63. A bobina de RF é ativada pelo amplificador de RF 62 e pela operação do comutador de Tx/Rx no modo transmissor. Devido à excitação de RF, o relaxamento dos spins excitados provoca sinais de ressonância magnética a partir do objeto. Os sinais de ressonância magnética são recebidos pela bobina de RF e aplicados ao MRI para escanear o espaço k para a aquisição dos sinais de ressonância magnética. Aplicando-se gradientes de codificação, o espaço k é escaneado e os dados de MRI recebidos são aplicados ao MRI-DAS 64 e, finalmente, ao reconstrutor 5. O computador hospedeiro 3 controla o sistema de RF 13 e o sistema de gradiente 14 de modo a executar uma seqüência de aquisição apropriada para escanear o espaço k para a aquisição de sinais de ressonância magnética. Em particular, o sistema de exame de ressonância magnética executa uma seqüência de aquisição do tipo em HÉLICE que escaneia a região central de espaço k redundantemente. Este escaneamento redundante implica em que a mesma região central de espaço k é amostrada sucessivamente, diversas vezes. Se nenhum movimento ocorrer, as amostras sucessivas são essencialmente iguais. Conseqüentemente, a variação das amostras sucessivas a partir do centro de espaço k representa mudanças, por exemplo, devido ao movimento ter ocorrido durante a amostragem sucessiva. Em particular, parâmetros de correção do movimento são avaliados para cada tira escaneada no espaço k. Estes parâmetros relacionam-se, especialmente, à rotação, translação e ponderação através do plano. Igualmente, outras seqüências de aquisição que amostrem redundantemente a região central de espaço k podem ser empregadas. Exemplos particulares de seqüências de aquisição que operam de maneira satisfatória para conseguir redundância no centro de espaço k são TRILHAS-3D que envolvem um re-escaneamento periódico do centro de espaço k; bons resultados também são conseguidos com TRILHAS-4D que

envolvem iniciar o escaneamento a partir de uma posição fora do centro de espaço k para adquirir sinais com realce máximo de contraste a partir do centro de espaço k e emprega abordagens de aquisição diferentes em uma região central e periférica de espaço k , respectivamente. Além disso, técnicas de formação de imagem paralelas podem ser combinadas com estas seqüências de aquisição.

Os dados de PET e MRI adquiridos são "marcados com tempo" compartimentado para quadros correspondentes ao tempo necessário para a aquisição de sinais de ressonância magnética a partir de uma tira individual no espaço k . Os sinais de ressonância magnética podem ser adquiridos simultaneamente com a aquisição dos dados de PET. Então, para sinogramas individuais de PET, as respectivas tiras no espaço k são adquiridas. Quando a tira seguinte girada no espaço k de sinais de ressonância magnética é adquirida, os dados de PET simultaneamente adquiridos são armazenados como um quadro novo associado com a tira recém girada no espaço k .

A unidade de análise 4 é incorporada ao computador hospedeiro, especialmente como um módulo de software. A unidade de análise 4 deriva a correção de movimento requerida a partir dos dados amostrados da região central de espaço k redundantemente escaneada. A correção de movimento derivada a partir dos sinais de ressonância magnética é aplicada aos dados de PET adquiridos simultaneamente. Em particular, os sinogramas individuais de PET são processados, ou seja, reconstruídos como quadros de imagens individuais de PET que são corrigidos subseqüentemente por movimento. As correções de movimento podem ser aplicadas aos sinogramas individuais antes da reconstrução da projeção. As correções requeridas são traduzidas do domínio espacial para o espaço do sinograma. Subseqüentemente, os quadros de imagem de movimentos corrigidos de PET são reconstruídos (por exemplo, pela soma ponderada) para a imagem de PET

corrigida por movimento. Alternativamente, correção de movimento pode ser aplicada aos quadros de imagem individuais de PET que inclui rotações e distorções da geometria do quadro de imagem. Além disso, correções para o movimento através do plano também podem incluir a ponderação de quadros de imagem individuais de PET sobre uma base pixel-por-pixel.

A Figura 2 mostra um fluxograma para a aquisição e pré-processamento simultâneos de sinais de ressonância magnética (dados de MRI) e de sinais de decaimento nuclear (dados de PET). Os dados de MRI são adquiridos de maneira a torná-los apropriados para correção de movimento de ambos, dados de MRI e de PET e as imagens reconstruídas a partir destes dados adquiridos.

A Figura 3 mostra um fluxograma para a reconstrução que se segue ao término da aquisição de todos os dados (MRI e PET) que são empregados para reconstruir uma imagem de movimento de ressonância magnética compensada e uma imagem tomográfica de movimento de emissão compensada (imagem de PET).

REIVINDICAÇÕES

1. Arranjo de formação de imagem de diagnóstico, caracterizado pelo fato de compreender:

- um sistema de exame por ressonância magnética (1) para
5 adquirir sinais de ressonância magnética,
- um sistema de tomografia por emissão (2) para adquirir
sinais de decaimento nuclear e
- um módulo de análise (4) para derivar correções de
movimento dos sinais de ressonância magnética e
- 10 - um módulo da reconstrução (5) para reconstruir uma imagem
tomográfica por emissão corrigida por movimento dos sinais de decaimento
nuclear com base nas correções do movimento.

2. Arranjo de formação de imagem de diagnóstico de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de incluir:

- 15 - um controlador de sistema (3) acoplado ao sistema de exame da ressonância magnética e ao sistema de tomografia por emissão,
- o controlador de sistema tendo as funções de controlar,
- a aquisição de sinais de ressonância magnética pelo sistema de exame da ressonância magnética, e
- 20 - a aquisição de sinais de decaimento nuclear pelo sistema de tomografia por emissão.

3. Arranjo de formação de imagem de diagnóstico de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de:

- o controlador de sistema ter adicionalmente a função de
25 registrar o tempo das aquisições dos sinais de ressonância magnética e dos
sinais de decaimento nuclear e
- os sinais de ressonância magnética para derivar a correção de movimento, e os sinais de decaimento nuclear para a reconstrução da imagem tomográfica por emissão que tem o mesmo tempo de aquisição.

4. Arranjo de formação de imagem de diagnóstico de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato do registro do tempo do controlador de sistema ser implementado pelo controle do sistema de exame de ressonância magnética e o sistema de tomografia por emissão para a aquisição simultânea de sinais de ressonância magnética e de sinais de decaimento nuclear, respectivamente.

5. Arranjo de formação de imagem de diagnóstico de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato do registro de tempo do controlador de sistema ser implementado pela atribuição uma marca de tempo aos sinais de ressonância magnética e aos sinais de decaimento nuclear.

6. Arranjo de formação de imagem de diagnóstico de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato do registro de tempo do controlador de sistema incluir o disparo de aquisição de sinal pelo sistema de sinais de ressonância magnética e/ou de tomografia por emissão, com base no instante de administrar um produto radiofarmacêutico a um objeto a ser examinado.

7. Arranjo de formação de imagem de diagnóstico de acordo com a reivindicação 1, 2 ou 3, caracterizado pelo fato do módulo de reconstrução servir adicionalmente para reconstruir uma imagem de ressonância magnética corrigida por movimento dos sinais de ressonância magnética com base na correção de movimento.

8. Arranjo de formação de imagem de diagnóstico de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato do sistema de exame da ressonância magnética ser arranjado para fazer a varredura do espaço-k na aquisição de sinais de ressonância magnética para gerar a redundância de dados em uma região central de espaço-k.

9. Arranjo terapêutico, caracterizado pelo fato de que compreende um arranjo de formação de imagem de diagnóstico como definida na reivindicação 2 e um módulo de terapia, em que o controlador de

sistema é acoplado adicionalmente ao módulo da terapia e tem a função de controlar o módulo de terapia com base na informação de imagem gerada pelo sistema de formação de imagem de diagnóstico.

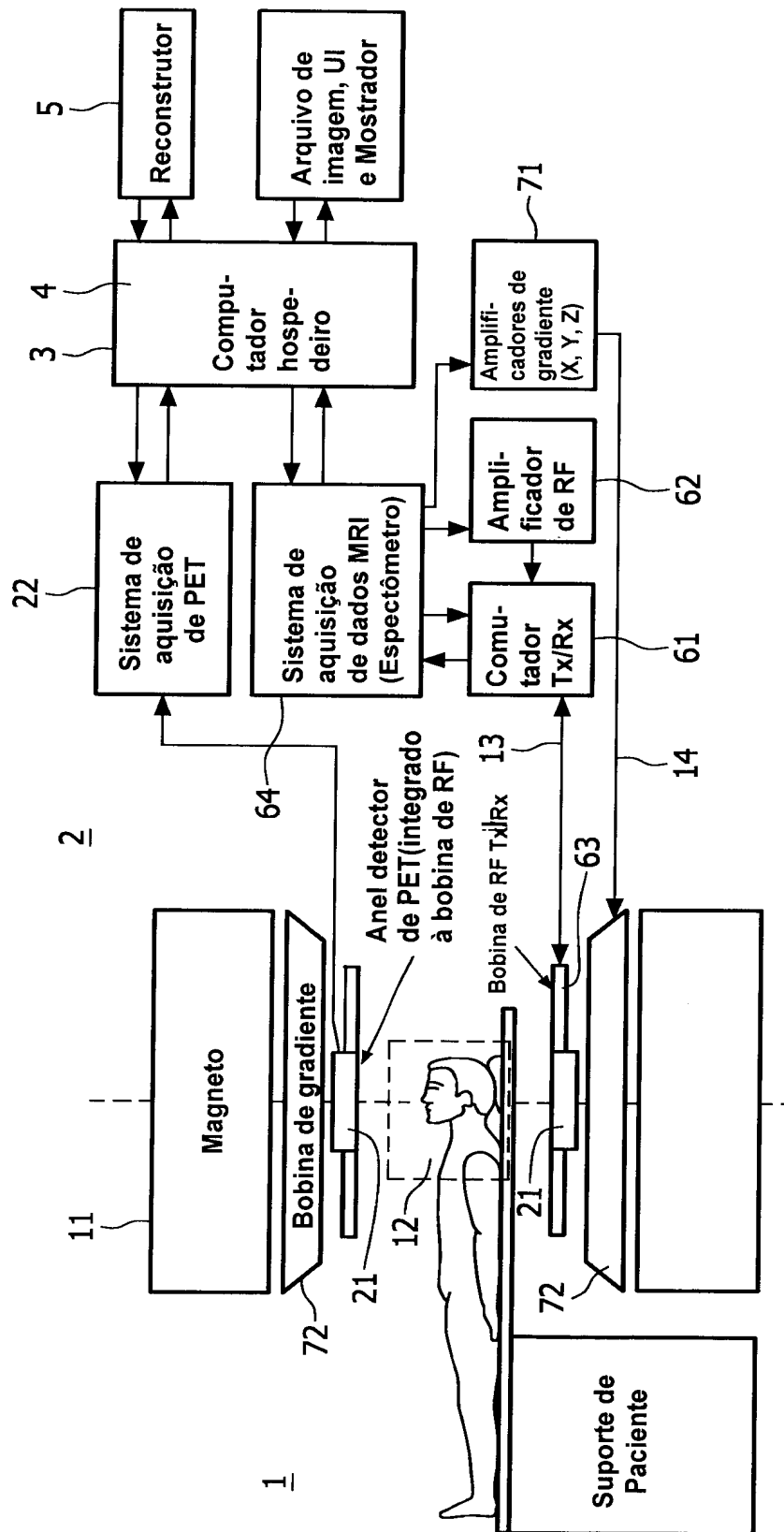


FIG. 1

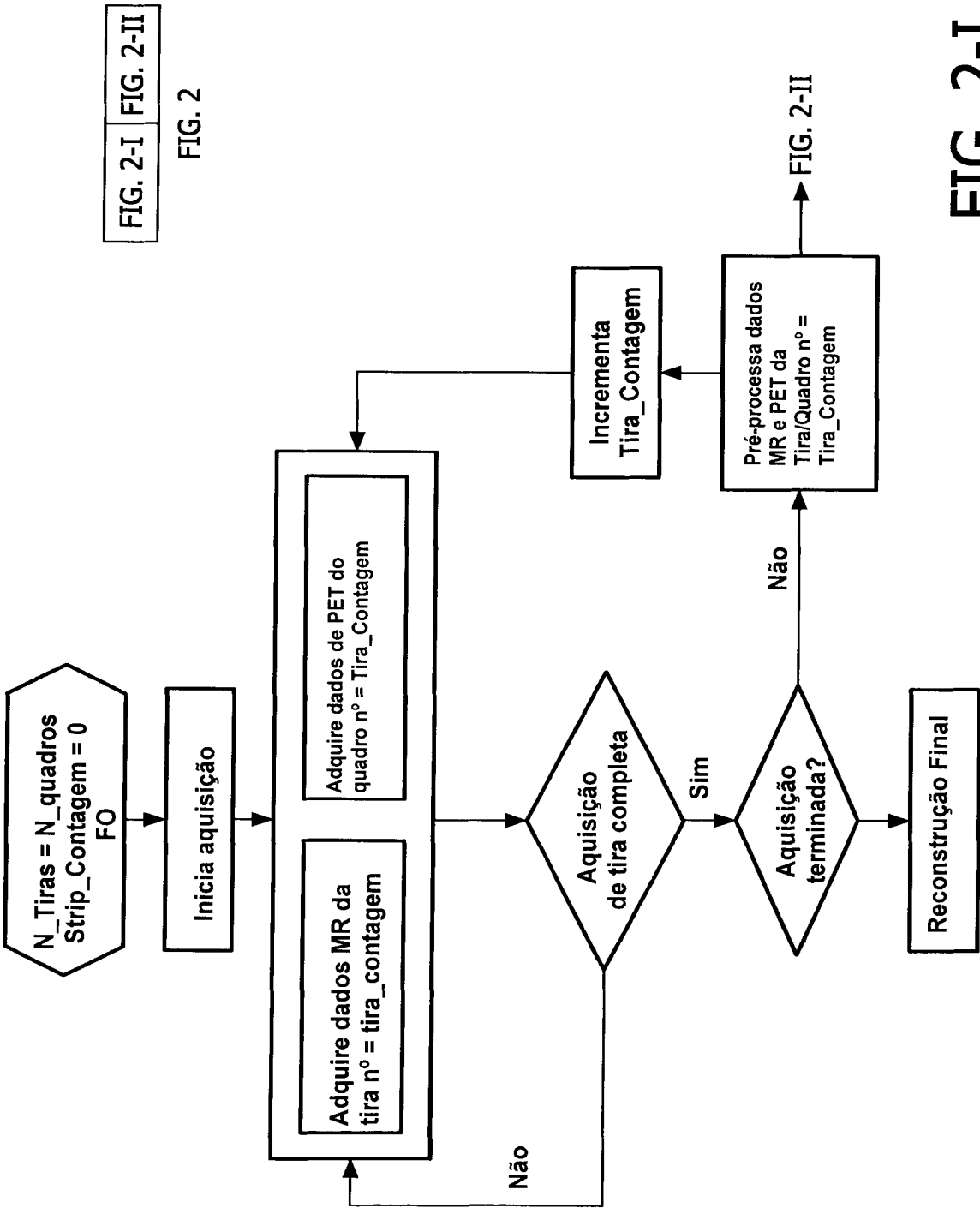


FIG. 2-I

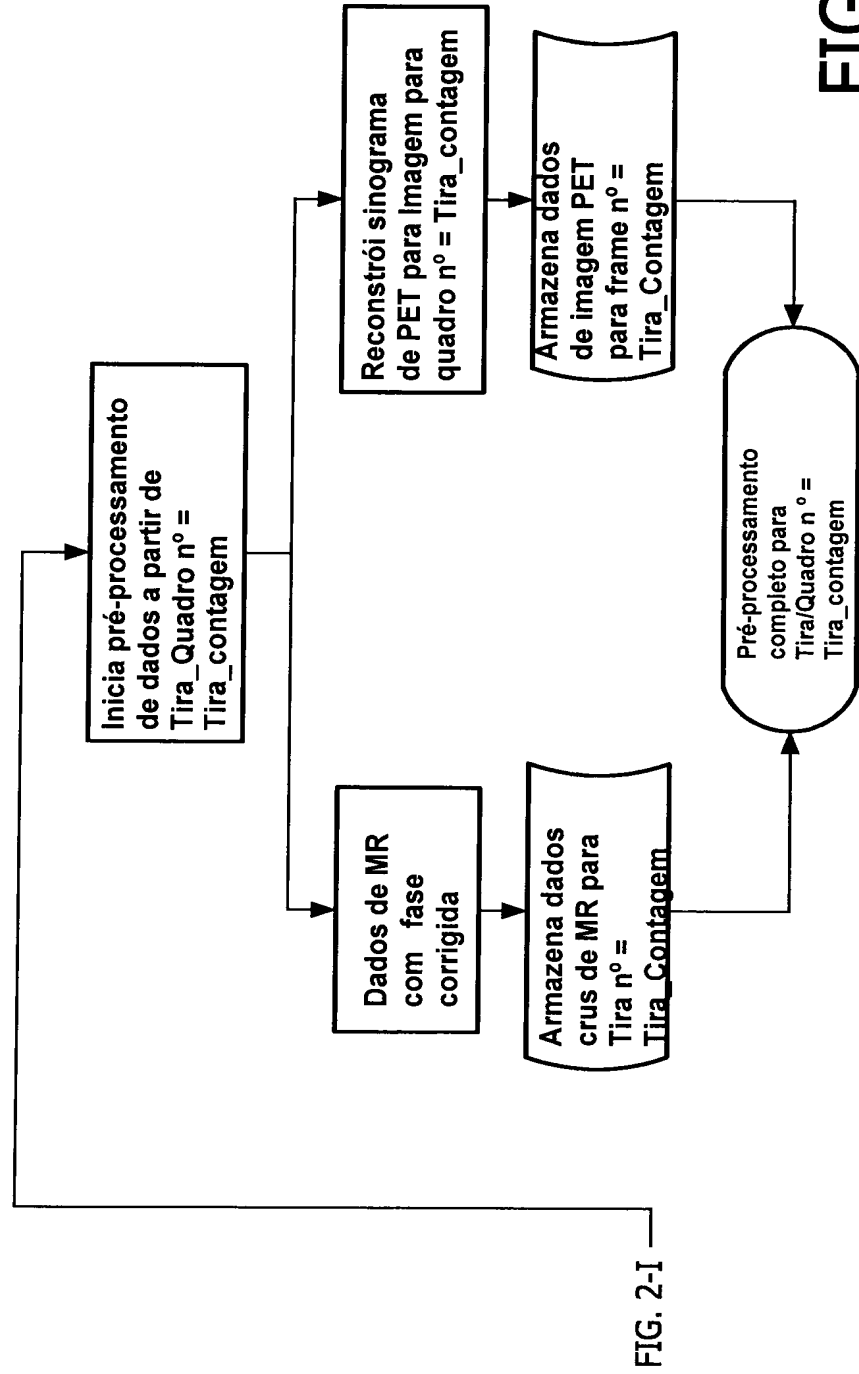


FIG. 2-II

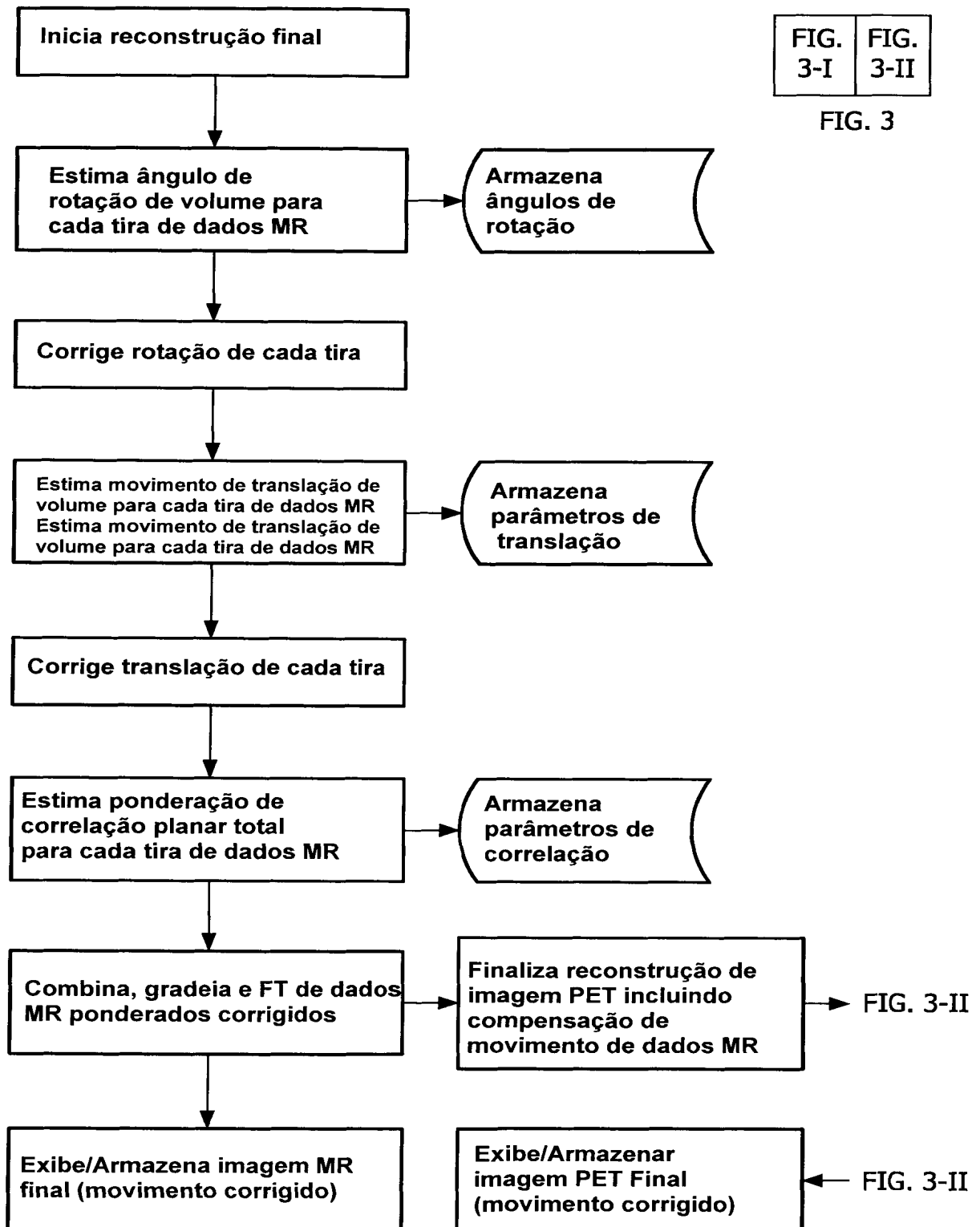
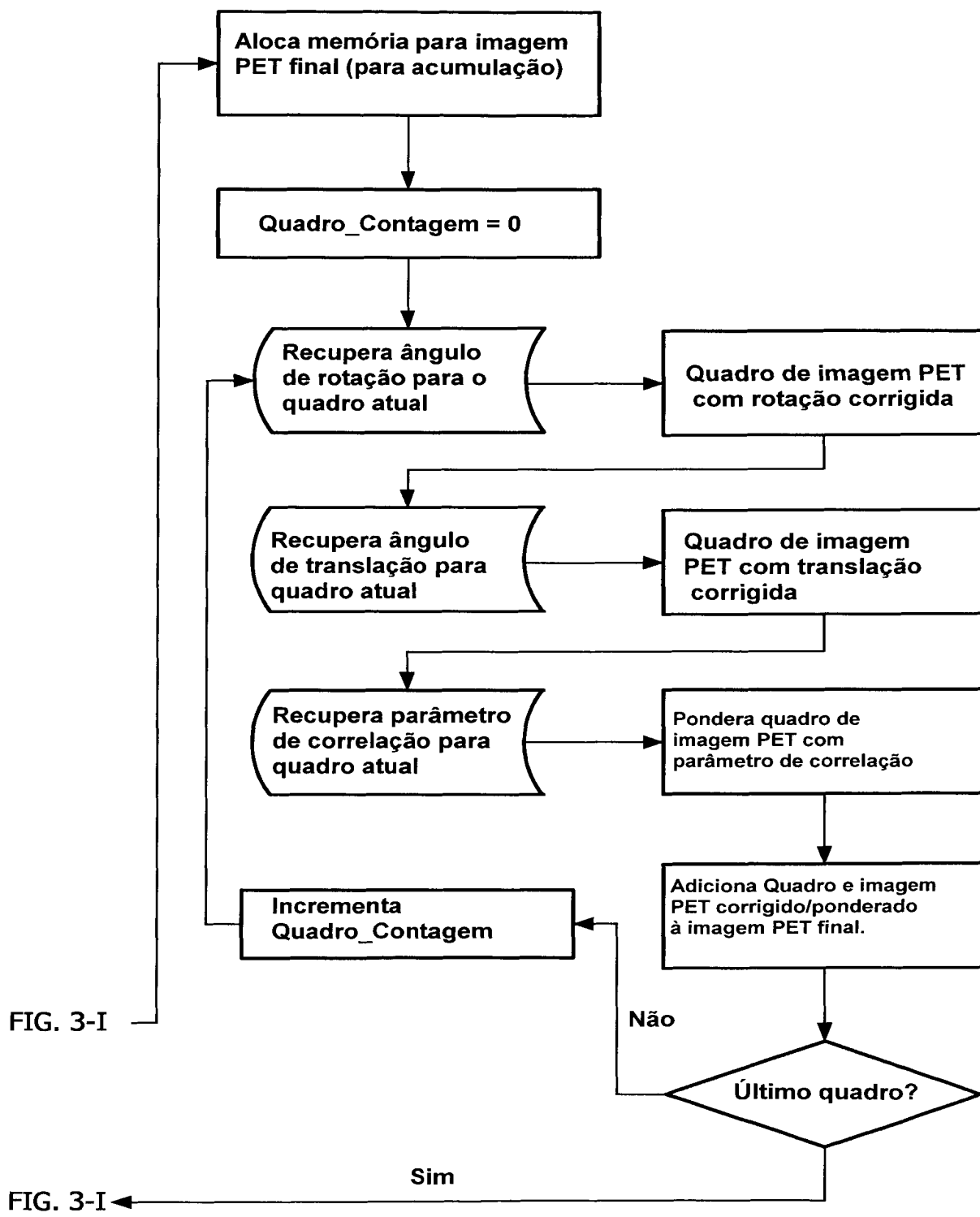


FIG. 3-I



RESUMO**“ARRANJO DE FORMAÇÃO DE IMAGEM DE DIAGNÓSTICO, E, ARRANJO TERAPÊUTICO”**

Um arranjo de formação de imagem de diagnóstico
5 compreende um sistema de exame por ressonância magnética (1) para adquirir
sinais de ressonância magnética e um sistema de tomografia por emissão (2)
para adquirir sinais de decaimento nuclear. Um módulo de análise (4) é
provido para derivar correção(ões) de movimento dos sinais de ressonância
magnética. Um módulo de reconstrução (5) reconstrói uma imagem
10 tomográfica por emissão corrigida por movimento dos sinais de decaimento
nuclear com base na correção de Movimento. Além disso, um arranjo
terapêutico é revelado com um arranjo de formação de imagem de diagnóstico
e um módulo de terapia, com um controlador de sistema ser adicionalmente
acoplado ao módulo de terapia e tendo a função de controlar o módulo de
15 terapia com base na informação de imagem gerada pelo sistema de formação
de imagem de diagnóstico.