



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

(21) **PI0709234-2 A2**

(22) Data de Depósito: 19/03/2007  
(43) Data da Publicação: 28/06/2011  
(RPI 2112)



\* B R P I 0 7 0 9 2 3 4 A 2 \*

(51) *Int.Cl.:*  
A61B 19/00 2006.01

(54) Título: **SISTEMA GUIADO POR IMAGEM**

(30) Prioridade Unionista: 31/03/2006 US 60/788441

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

(72) Inventor(es): Douglas Stanton, Guy Shechter

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

(86) Pedido Internacional: PCT IB2007050955 de 19/03/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2007/113713 de 11/10/2007

(57) Resumo: SISTEMA GUIADO POR IMAGEM. Um sistema de cirurgia guiado por imagem é exposto que inclui um sistema de detecção de posição que mede a posição de um instrumento cirúrgico e exibe visualmente o instrumento cirúrgico na sua correspondente posição em uma imagem CT ou uma imagem MIRI. O sistema de detecção de posição é munido de um sistema indicador que mostra uma região para a qual o sistema de detecção de posição é sensível. De preferência, a unidade de câmera do sistema de detecção de posição incorpora pelo menos duas câmeras e dois lasers semicondutores para emitir feixes laser separados que se entrecruzam e geram um marcador visível dentro da região, cada um dos lasers semicondutores sendo montado sobre a unidade de câmera de tal maneira que cada um dos raios laser substancialmente trilha o eixo geométrico óptico de cada câmera.



## “SISTEMA GUIADO POR IMAGEM”

A presente invenção refere a um sistema de cirurgia guiado por imagem um vantajoso sistema de detecção de posição.

Um sistema de cirurgia guiado por imagem é conhecido da  
5 patente US 5.389.101.

Sistemas de cirurgia guiados por imagem são genericamente empregados para auxiliar o cirurgião a posicionar um instrumento cirúrgico durante uma operação. Durante cirurgias complicadas é com frequência muito difícil ou mesmo impossível para o cirurgião ver diretamente onde no interior  
10 do paciente, ele/ela desloca o instrumento cirúrgico. Sobre uma tela ou visor o sistema de cirurgia guiado por imagem exhibe ao cirurgião a posição de um instrumento cirúrgico em relação à região onde a operação cirúrgica está sendo executada. Assim, o sistema de cirurgia guiado por imagem habilita o cirurgião a mover o instrumento cirúrgico no interior do paciente e fora da  
15 visão direta, sem risco de lesar partes vitais.

O sistema de detecção de posição do sistema de cirurgia guiado por imagem conhecido inclui duas câmeras que captam imagens do instrumento cirúrgico a partir de diferentes direções. O sistema de cirurgia guiado por imagem inclui um processador de dados para derivar a posição no  
20 espaço do instrumento cirúrgico a partir de sinais de imagem provenientes de ambas as câmeras. Durante a operação imagens que foram captadas anteriormente estão sendo exibidas ao cirurgião. Por exemplo, imagens de tomografia computada (CT) ou imagens de ressonância magnética (MRI) que foram formadas antes da operação podem ser exibidas em um monitor. O  
25 processador de dados calcula a correspondente posição do instrumento cirúrgico na imagem. Na imagem exibida a posição efetiva do instrumento cirúrgico é mostrada juntamente com uma imagem de uma região na qual o instrumento cirúrgico é usado.

Um sistema de cirurgia guiado por imagem de preferência é

empregado em neurocirurgia para mostrar ao cirurgião a posição do instrumento cirúrgico no cérebro de um paciente que está operado.

Uma deficiência do sistema de cirurgia guiado por imagem conhecido é o fato de ser difícil saber quando o instrumento cirúrgico ultrapassou o campo de medição. Caso o instrumento tenha ultrapassado o campo de medição, então o sistema de detecção de posição não será mais capaz de detectar a posição do instrumento cirúrgico.

Em uma tentativa de superar este problema, o documento de patente US 5 954 648 apresenta um sistema aperfeiçoado de cirurgia guiado por imagem que incorpora um sistema indicador que pode gerar uma fonte de luz, tal como de um laser semiconductor.

Todavia, problemas ainda persistem. As câmeras do sistema de rastreamento óptico ou sistema de detecção de posição são usualmente pré-configuradas para que seus eixos geométricos ópticos convirjam a uma distância nominal de afastamento da câmera. Este ponto de convergência aproximadamente define o centro do campo de visão do sistema de rastreamento óptico. É difícil posicionar idealmente o sistema de câmera em um ambiente cirúrgico uma vez que é difícil determinar a localização do centro do campo de visão do sistema de rastreamento óptico.

Na prática, o sistema de rastreamento óptico é primeiramente manualmente posicionado em uma posição aproximada, com uma orientação inicial confrontando o espaço de trabalho desejado (isto é, região operacional). Então o usuário (e.g. o cirurgião) procura rastrear objetos no espaço de trabalho desejado para testar se o espaço de trabalho está contido no campo de visão do sistema de rastreamento óptico (isto é, o campo de medição). Caso contrário, o usuário efetua um ajuste na posição e/ou orientação do sistema de rastreamento e executa outro teste. Estas iterações continuam até a orientação e posição do sistema de rastreamento óptico comprovar ser satisfatórias.

Também, o pedido de patente US nº 2005/0015099 A1 publicado em 20 de janeiro de 2005 apresenta um aparelho de medição de posição cirúrgica incluindo pelo menos dois raios laser para determinar a posição do instrumento cirúrgico. Todavia, inexiste qualquer exposição quanto a superar o problema de rapidamente assegurar que o campo de visão da câmera e a região opcional substancialmente coincidam durante o procedimento operatório.

Um dos objetivos da presente invenção é proporcionar um sistema cirúrgico guiado por imagem que inclui *inter alia* um sistema de detecção de posição que pode ser exatamente dirigido para a região cirúrgica.

Este objetivo é alcançado por um sistema cirúrgico guiado por imagem de acordo com a presente invenção que é caracterizado pelo fato do sistema de detecção de posição ser munido de um sistema indicador dotado de uma pluralidade de lasers semicondutores, e.g., dois lasers semicondutores para marcar uma região para a qual o sistema de detecção de posição é sensível.

A região operacional é um espaço em que o instrumento cirúrgico é movido durante o tratamento cirúrgico. O sistema indicador mostra, em relação à região operacional, a parte de espaço para a qual o sistema de detecção de posição é sensível, isto é, o campo de medição do sistema de detecção. O campo de medição é a parte de espaço da qual a unidade de câmera capta imagens. O sistema de detecção de posição é dirigido dispondo a unidade de câmera e a região operacional em relação recíproca.

De preferência, a unidade de câmera é dirigida para a região operacional, porém o paciente a ser operado também pode ser movido de modo a situar a região operacional dentro do campo de medição do sistema de detecção de posição. O sistema indicador mostra se o campo de medição corresponde de forma adequada ou não à região operacional. A unidade de

câmera do sistema de detecção de posição é facilmente exatamente direcionada pelo fato da região para a qual o sistema de detecção de posição é sensível, isto é, tal que o campo de medição substancialmente corresponda com a região operacional. Aqui, complicações que ocorreriam devido ao instrumento cirúrgico deixar o campo de medição são facilmente evitadas. Isto reduz a tensão sobre o cirurgião realizando uma operação intrincada. Outrossim, o sistema de cirurgia guiado de acordo com a presente invenção torna desnecessário elaboradas operações de teste para dirigir exatamente a unidade de câmera antes de a cirurgia efetiva poder ser iniciada. O sistema de cirurgia guiada de acordo com a presente invenção proporciona estas vantagens não somente para operações cirúrgica do cérebro ou medula espinhal, porém, também em cirurgia relacionada com outras regiões e/ou órgãos anatômicos.

Uma modalidade preferencial de um sistema de cirurgia guiado por imagem de acordo com a presente invenção é caracterizada, pelo menos em parte pelo fato do sistema indicador ser previsto para marcar o centro da dita região.

Nas ditas modalidades típicas preferenciais, o sistema indicador mostra o centro, que é uma posição substancialmente no meio, do campo de medição. O sistema de detecção de posição é exatamente dirigido para a região de operação quando o centro mostrado pelo sistema indicador se enquadra substancialmente conjuntamente com o centro da região operacional. Como uma alternativa, o sistema indicador é previsto para mostrar uma delimitação do campo de medição. Neste caso, o sistema de detecção de posição é exatamente dirigido para a região operacional quando os limites do campo de medição são mostrados circundar a região da operação.

Outra modalidade preferencial de um sistema de cirurgia guiado por imagem de acordo com a presente invenção é caracterizado, pelo

menos em parte, pelo fato do sistema indicador ser previsto para prestar uma interpretação da dita região sobre um dispositivo de apresentação visual (display).

5 Uma interpretação da dita região sobre um campo de dispositivo de apresentação visual é, por exemplo, um centro mostrando a circunferência do campo de medição, ou um símbolo indicando o centro do campo de medição. A interpretação do campo de medição é tipicamente exibida sobre o dispositivo de apresentação visual juntamente com a região operacional. Assim, é fácil exatamente dirigir o sistema de detecção de  
10 posição de tal modo que o campo de medição corresponda à região operacional. A saber, enquanto o sistema de detecção de posição está sendo alinhado, o campo de medição efetiva está sendo exibido conjuntamente com a região operacional. Assim, o dispositivo de apresentação visual mostra como o campo de medição é colocado em correspondência com a região  
15 operatória.

Nas modalidades típicas preferenciais em causa, o sistema indicador é previsto para detectar uma fonte de luz que está situada na região operatória em que o instrumento cirúrgico vai ser movido. Nas modalidades de realização em causa, a unidade de câmera do sistema de detecção de  
20 posição é também genericamente empregada igualmente para detectar a fonte de luz. Em vez de utilizar uma fonte de luz separada, o paciente objeto da cirurgia pode ser detectado. Naquele caso, de preferência uma câmera infravermelha, que pode também ser a câmera do sistema de detecção de posição, é empregada. O sistema indicador é ainda previsto para exibir a  
25 imagem da fonte de luz ou o paciente propriamente dito sobre o dispositivo de apresentação visual (ou display). Quando o campo de medição não corresponde suficientemente à região de operação, então o sistema indicador não será suscetível de detectar a fonte de luz ou o paciente. Quando existe somente pequena superposição do campo de medição com a região

operacional, então a fonte de luz ou o paciente serão detectados dentro de uma região periférica do campo de medição.

5 Outra modalidade preferencial de um sistema de cirurgia guiado por imagem de acordo com a presente invenção distingue-se, pelo menos em parte, pelo fato do sistema indicador ser previsto para gerar um marcador visível (isto é, o ponto de interseção de dois raios laser) em uma região de interesse.

O marcador visível mostra onde o campo de medição se situa. Particularmente, o marcador visível mostra o centro do campo de medição.  
10 Assim, a localização do campo de medição é indicada.

Outra modalidade preferencial de um sistema de cirurgia guiado por imagem de acordo com a presente invenção é caracterizada, pelo menos em parte, pelo fato do sistema indicador compreender dois lasers semicondutores para emitir feixes laser separados que se entrecruzam e gera  
15 um marcador visível dentro da região de medição, cada um dos lasers semicondutores sendo montado sobre a unidade de câmera de tal forma que cada um dos feixes de laser substancialmente trilharia o eixo óptico de cada câmera.

Os feixes de luz laser de interseção incidem sobre a região  
20 operacional e geram um ponto de luz que forma um marcador visível. De preferência, o ponto de interseção dos feixes de luz laser está localizado no centro do campo de medição. O ponto de luz mostra o centro do campo de medição na região de operação. Por exemplo, quando o sistema de cirurgia guiado por imagem é empregado em cirurgia do cérebro, o sistema de  
25 detecção de posição é exatamente dirigido quando o ponto de luz incide em uma posição apropriada da cabeça do paciente. As ditas posições apropriadas incluem, por exemplo, o centro da cabeça do paciente, ou uma posição ligeiramente acima do centro. O cirurgião ou um assistente que seleciona posição onde o ponto de luz deve incidir leva em conta a região vai ser

realizada. Outrossim, é evitado que o campo de medição da unidade de câmara seja obstruído por qualquer equipamento que esteja situado contíguo ao sistema de cirurgia guiado por imagem.

Um laser semiconductor emite um estreito feixe de luz. Além disso, um laser semiconductor é genericamente de custo relativamente econômico e tem um baixo consumo de energia. De preferência, um laser semiconductor Classe 1 é empregado que é inócuo para o paciente e a equipe e que emite luz visível.

Estes e outros aspectos da presente invenção são explanados em maior de talhe com referência as modalidades que se seguem e com referência ao desenho.

Para auxiliar aqueles versados na técnica no confeccionar e fazer uso do sistema exposto, referência é feita à figura apenas.

O desenho compreende uma figura que mostra um diagrama esquemático de um sistema de cirurgia guiado por imagem de acordo com a invenção.

A figura mostra um diagrama esquemático de um sistema de cirurgia guiado por imagem típico de acordo com a presente invenção. O sistema de cirurgia guiado por imagem inclui um sistema de detecção de posição que compreende uma unidade de câmara 1 com pelo menos duas câmeras 10 e um processador de dados 2. As câmeras captam imagens provenientes de diferentes direções de um instrumento cirúrgico 11. Por exemplo, a unidade de câmara incorpora dois sensores de imagem CCD montados sobre uma armação rígida. A armação é móvel de modo a dirigir os sensores CCD para a região de operação. Os sinais de imagem provenientes de câmeras separadas, ou sinais de imagem subseqüentes provenientes das câmeras, porém, de sucessivas posições de câmara, são fornecidos ao processador de dados 2. Para aquela finalidade, a unidade de câmara 1 é acoplada com o processador de dados 2 por intermédio de um cabo 17. O

processador de dados 2 inclui um computador 21 que, na base dos sinais de imagem, computa uma posição do instrumento cirúrgico em relação ao paciente 12 que está sendo submetido a uma operação cirúrgica. O processador de imagem 22 é incorporado no processador de dados 2. O  
5 instrumento cirúrgico é equipado com diodos emissores de luz ou infravermelhos 13 (LEDs ou IREDs) que emite radiação para a qual as câmeras 10 são sensíveis. O computador 21 também computa a correspondente posição do instrumento cirúrgico 11 em uma imagem anteriormente gerada, tal como uma imagem CT ou uma imagem MRI. Os  
10 dados CT e/ou os dados MRI são armazenados em uma unidade de memória 23.

Nos dados de imagem, marcadores de confiança têm a sua imagem representada que são situadas em posições específicas sobre o paciente. Por exemplo, marcadores condutivos ou suscetíveis a MR são  
15 aplicados nas orelhas, nariz e frente do paciente. No início da operação os marcadores de confiança são indicados com um instrumento cirúrgico carregado com LEDs ou IREDs e suas posições no espaço são medidas pelo sistema de detecção de posição. O computador 21 calcula a matriz de transformação que conecta as posições dos marcadores de confiança com as  
20 correspondentes posições das imagens dos marcadores na imagem anteriormente gerada. Esta matriz de transformação é subsequentemente usada para computar uma correspondente posição na imagem para qualquer posição arbitrária em espaço na região operacional efetiva.

Os dados provenientes da unidade de memória 23 são  
25 fornecidos ao processador de imagem 22. Os dados de posição computados pelo computador 21 também são fornecidos ao processador de imagem 22. O computador 21 pode ser alternativamente programado para calcular as coordenadas da posição do instrumento cirúrgico com respeito ao sistema de referência fixo, a seguir o processador de imagem 22 é disposto para

converter aquelas coordenadas na correspondente posição na imagem. O processador de imagem é adicionalmente previsto para selecionar um conjunto apropriado de dados de imagem na base da posição do instrumento cirúrgico. Um conjunto apropriado deste tipo, e.g., representa dados de  
5 imagem CT ou MRI de uma fatia específica através da região operacional. O processador de imagem 22 gera um sinal de imagem que combina os dados de imagem anteriormente gerados com a correspondente posição do instrumento cirúrgico. Em uma interpretação das informações de imagem anteriormente gerada, também a correspondente posição do instrumento cirúrgico é exibida.

10 Assim, o cirurgião 7 que manipula o instrumento cirúrgico 11 pode ver a posição efetiva do instrumento cirúrgico 11 na região operacional sobre o dispositivo de apresentação visual 5, e.g. uma imagem CT é mostrada com uma imagem 8 do instrumento na correspondente posição na imagem CT. Assim, a posição do instrumento cirúrgico na região operacional é  
15 mostrada sobre o dispositivo de apresentação visual 5. O dispositivo de apresentação visual e, e.g. um monitor que inclui um tubo de raios catódicos, porém uma tela de apresentação visual LCD pode ser usada igualmente.

A unidade de câmera 1 inclui um sistema indicador que, por exemplo, inclui dois lasers semicondutores 3. Os lasers semicondutores 3 são  
20 cada um montado sobre a unidade de câmera adjacente às câmeras 10, e posicionado e orientado de forma que os feixes de laser emitidos se aproximam e trilharão o eixo geométrico óptico de cada câmera e se entrecruzam, desse modo gerando no ponto de interseção um marcador visível dentro do campo de medição. Cada laser semicondutor emite um feixe de luz  
25 estreito através do campo de medição da unidade de câmera. Assim, o sistema da presente invenção simplifica o estabelecimento do sistema de detecção de posição em um ambiente cirúrgico/medicinal. O usuário/cirurgião pode rapidamente observar o ponto de interseção dos feixes laser e posicionar a unidade de câmera do sistema de detecção de posição (isto é, sistema de

rastreamento óptico) de forma que o ponto de interseção 6 seja localizado sobre o corpo do paciente na região operacional, assegurando o campo de medição das câmeras substancialmente se superponha à região operacional. Para dirigir exatamente a unidade de câmera de modo que o campo de medição da câmeras cubra a região operacional, o ponto de luz 6 é posicionado no centro da região operacional

Desta maneira, é obtido que o campo de medição se estenda aproximadamente na mesma extensão em todas as direções a partir do centro da região operacional. Assim, o risco de que o instrumento cirúrgico seja movido além do campo de medição da unidade de câmera é significativamente reduzido e/ou completamente reduzido. Outrossim, é evitado que o campo de medição da unidade de câmera seja obstruído por qualquer equipamento que esteja situado próximo do sistema de cirurgia guiado por imagem. Isto é, caso determinado equipamento seja situado entre a unidade de câmera e a região de operação, então os feixes laser entrecruzados geram o ponto de luz 6 sobre o equipamento mais exatamente do que sobre o paciente. Assim, a pessoa que dirige a unidade de câmera percebe de imediato que o equipamento está bloqueando o campo de medição da unidade de câmera e que o equipamento deve ser reorientado antes da iniciação da cirurgia.

Adicionalmente, o sistema indicador pode incluir uma fonte de radiação 4 que seja posicionada na região operacional. Com as câmeras 10 a fonte de radiação 4 é observada. Os sinais de imagem das câmeras são processados pelo computador 21 e pelo processador de imagem 22. Uma imagem 4 da fonte de radiação é exibida sobre o dispositivo de apresentação visual 5. De preferência, o processador de imagem 22 e o monitor 5 são dispostos de tal maneira que o centro do campo de medição da unidade de câmera 1 é exibido no centro da tela de apresentação visual do monitor 5. Então, a unidade de câmera 1 é exatamente direcionada quando a fonte de

radiação 4 tem a sua imagem apresentada no centro da tela de exibição. De preferência, um diodo emissor de raios infravermelhos (IRED) é empregado como uma fonte de radiação, este IRED emitindo radiação infravermelha para a qual as câmeras 10 são substancialmente sensíveis. Em vez de um IRED separado, também o paciente propriamente dito pode ser empregado. Naquele caso, as câmeras 10 captam imagens infravermelhas do paciente que são exibidas sobre o monitor.

Sistemas de detecção de posição ou sistemas de rastreamento óptico são usados para localizar objetos no espaço. Duas ou mais câmeras observam o objeto alvo e triangulam sua posição no espaço tridimensional (3D). Os produtos comerciais incluem o “Polaris & Certus Systems” produzidos pela Northern Digital Inc., Waterloo, Ontário, Canadá. Estes sistemas têm um campo de visão limitado. Na prática, tem-se de estabelecer o sistema de rastreamento de forma que seu campo de visão cubra o ambiente de trabalho contemplado. Por exemplo, presume-se que se deseje rastrear a posição de um laparoscópio e/ou endoscópio sendo inserido no abdômen de um paciente em um sítio cirúrgico. O sistema de rastreamento óptico teria de ser posicionado em um local tal que seu campo de visão cubra a área em torno do abdômen do paciente. Assim, este problema de posicionamento é superado de acordo com a invenção aqui exposta.

Considere-se o uso do sistema guiado por imagem da invenção aqui para a biópsia de um tumor em um fígado humano. O sistema de detecção de posição seria usado para rastrear o paciente e a posição da agulha da biópsia. O usuário ativaria os lasers e buscaria pelo ponto em que os raios laser se entrecruzam. O usuário então passa então a orientar e reposicionar o sistema de detecção de posição de forma que o ponto de interseção coincida com a posição do fígado do paciente. Assim, o fígado do paciente poderia ser rapidamente posicionado no centro do campo de visão do sistema de detecção de posição.

Outros exemplos de uso do sistema guiado por imagem da presente invenção incluem o posicionar e/ou orientar o uso de agulhas ou cateteres medicinais, e o uso com sistemas de formação de imagens de raio-X rotativos e transdutores de ultra-som portáteis.

5                   Embora o sistema de detecção de posição tenha sido descrito precedentemente utilizando um sistema óptico incorporando uma unidade de câmara como uma modalidade dos dispositivos receptores para receber um sinal do objeto cuja posição está sendo rastreada, é contemplado dentro da estrutura da presente invenção que outros dispositivos receptores podem  
10 também ser usados que são bem conhecidos dentro da técnica. Por exemplo, além de câmara para receber sinais visuais ou ópticos, os ditos dispositivos receptores para formação de imagem podem receber sinais ultra-sônicos (veja-se, p.ex. as patentes US 5.563.346 e US 5.511.423) sinais magnéticos ou eletromagnéticos (veja-se, e.g. as patentes US 7.003.342; 6.990.417 e  
15 6.856.823) e sinais de radiofrequência (RF) (veja-se patente US 6.762.600).

Embora a presente invenção tenha sido descrita com respeito a modalidades específicas da mesma, será reconhecido por aqueles versados na técnica que muitas modificações, otimizações e/ou variações podem ser realizadas sem se afastar do espírito e âmbito da invenção. Por conseguinte, é  
20 manifestadamente proposto que a invenção seja limitada somente pelo âmbito das reivindicações e seus equivalentes.

## REIVINDICAÇÕES

1. Sistema guiado por imagem, caracterizado pelo fato de que compreende:

5 um sistema de detecção de posição para detectar uma posição de um instrumento cirúrgico em uma região de operação de um paciente a ser operado, o sistema de detecção de posição compreendendo um dispositivo receptor para captar sinais, uma unidade de memória para armazenar uma imagem de um paciente, e dispositivos processadores de dados para processar sinais provenientes dos dispositivos receptores para detectar a posição do  
10 instrumento cirúrgico e para superpor uma posição detectada do instrumento cirúrgico sobre a imagem armazenada sobre a imagem armazenada sobre a imagem armazenada do paciente;

um dispositivo indicador para marcar uma região de medição da região de operação, o sistema de detecção de posição sendo sensível na  
15 região de medição, no qual o sistema indicador compreende dois lasers semicondutores para emitir feixes laser separados que se entrecruzam e gera um marcador visível dentro da região de medição, cada um dos lasers semicondutores sendo montado em estreita proximidade dos dispositivos receptores de tal modo que cada um dos feixes laser substancialmente rastreia  
20 o eixo geométrico receptor de sinal dos dispositivos receptores; e

um dispositivo de apresentação visual para exibir a imagem armazenada do paciente com a posição detectada superposta do instrumento cirúrgico.

2. Sistema guiado por imagem de acordo com a reivindicação  
25 1, caracterizado pelo fato de que compreende ainda:

um sistema de detecção de posição para detectar uma posição de um instrumento cirúrgico em uma região de operação de um paciente a ser operado, o sistema de detecção de posição compreendendo uma unidade de câmera tendo pelo menos duas câmeras para captar sinais de imagem, uma

unidade de memória para armazenar uma imagem de um paciente, e dispositivos processadores de dados para processar sinais de imagem provenientes da unidade de câmera e detectar a posição do instrumento cirúrgico e para superpor uma posição detectada do instrumento cirúrgico  
5 sobre a imagem armazenada do paciente;

um sistema indicador para marcar uma região de medição da região operacional, o sistema de detecção de posição sendo sensível na região de medição; no qual o sistema indicador compreende dois lasers semicondutores para emitir feixes laser separados que se entrecruzam e geram  
10 um marcador visível dentro da região de medição, cada um dos lasers semicondutores sendo montado sobre a unidade de câmera de tal modo que cada um dos feixes laser substancialmente trilha o eixo geométrico óptico de cada câmera;

e uma unidade de apresentação visual para exibir a imagem  
15 armazenada do paciente com a posição detectada superposta do instrumento cirúrgico.

3. Sistema guiado por imagem de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o marcador visível é gerado no centro da região de medição.

20 4. Sistema guiado por imagem de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que os dispositivos processadores de dados devem também superpor um sinal indicando o centro da região de medição sobre a imagem armazenada do paciente.

25 5. Sistema guiado por imagem de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que os dispositivos processadores de dados devem também superpor um contorno indicando a circunferência da região de medição sobre a imagem armazenada do paciente.

6. Sistema guiado por imagem de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o sistema indicador adicionalmente

compreende dispositivos para detectar uma imagem corrente do paciente, e no qual os dispositivos processadores de dados serem também para superpor a imagem corrente do paciente sobre a imagem armazenada do paciente.

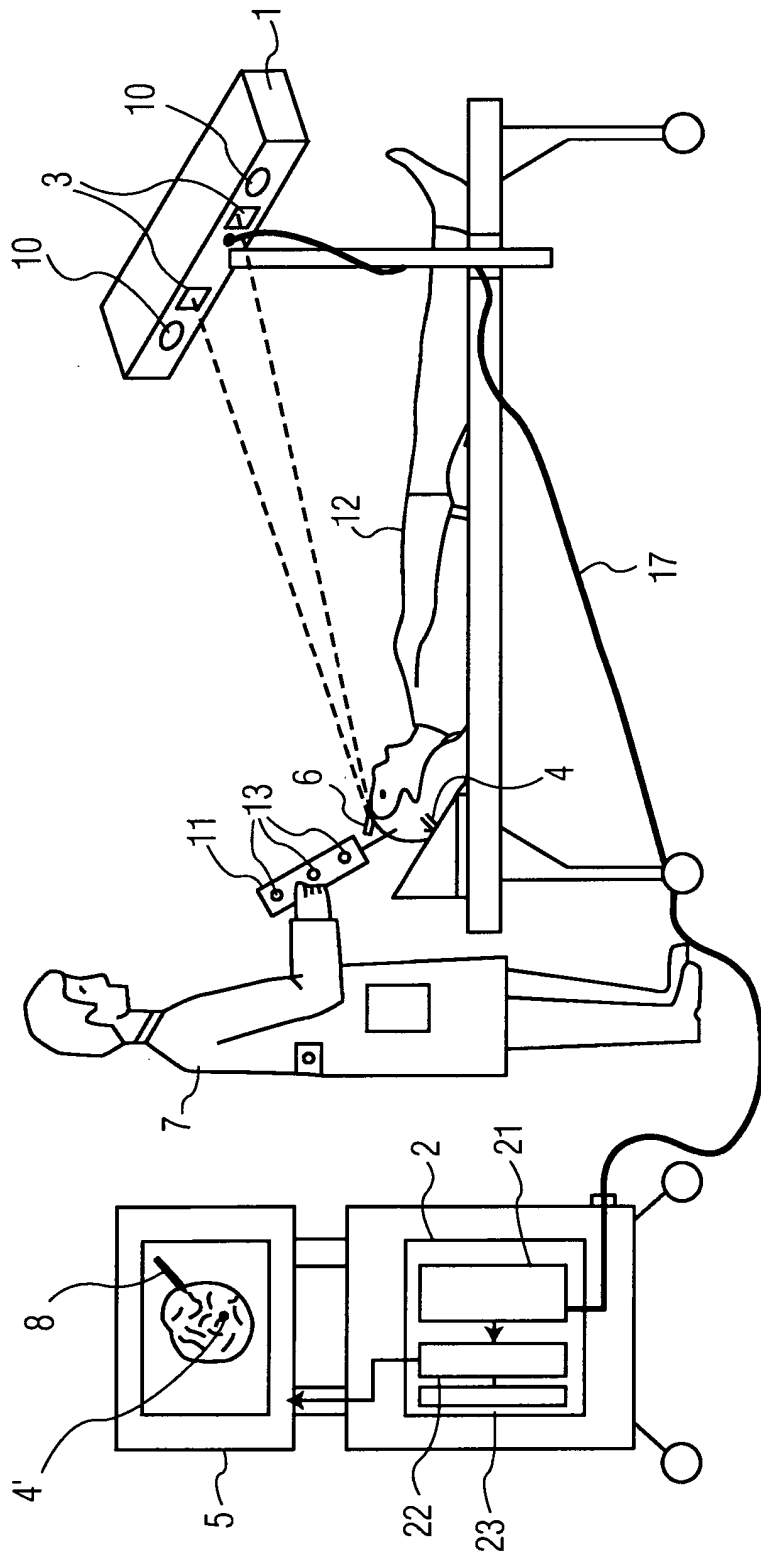


FIG. 1

RESUMO

## “SISTEMA GUIADO POR IMAGEM”

Um sistema de cirurgia guiado por imagem é exposto que inclui um sistema de detecção de posição que mede a posição de um instrumento cirúrgico e exibe visualmente o instrumento cirúrgico na sua correspondente posição em uma imagem CT ou uma imagem MRI. O sistema de detecção de posição é munido de um sistema indicador que mostra uma região para a qual o sistema de detecção de posição é sensível. De preferência, a unidade de câmera do sistema de detecção de posição incorpora pelo menos duas câmeras e dois lasers semicondutores para emitir feixes laser separados que se entrecruzam e geram um marcador visível dentro da região, cada um dos lasers semicondutores sendo montado sobre a unidade de câmera de tal maneira que cada um dos raios laser substancialmente trilha o eixo geométrico óptico de cada câmera.