



República Federativa do Brasil
Ministério da Economia
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(11) PI 0819622-2 B1



(22) Data do Depósito: 27/11/2008

(45) Data de Concessão: 24/12/2019

(54) Título: CONTROLE DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA ADAPTADO PARA UM SISTEMA DE DISPOSITIVO MÉDICO

(51) Int.Cl.: A61N 1/378; A61F 2/02.

(30) Prioridade Unionista: 27/11/2007 US 60/996,601.

(73) Titular(es): IMPLANTICA PATENT LTD..

(72) Inventor(es): FORSELL, PETER.

(86) Pedido PCT: PCT SE2008000665 de 27/11/2008

(87) Publicação PCT: WO 2009/070086 de 04/06/2009

(85) Data do Início da Fase Nacional: 25/05/2010

(57) Resumo: CONTROLE DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA ADAPTADO PARA UM SISTEMA DE DISPOSITIVO MÉDICO A presente invenção divulga a variação da largura dos pulsos de energia com frequência constante e amplitude constante para regular a quantidade de energia transferida de um dispositivo de transmissão de energia colocado fora do corpo de um paciente para um receptor de energia no interior do paciente. A largura de pulso é obtida através de uma técnica de modulação (PWM), para controlar a quantidade de energia transferida da bobina externa de transmissão de energia no sistema para o receptor implantado. A técnica de PWM é utilizada para variar digitalmente a quantidade de energia do amplificador de energia que aciona a bobina de transmissão. Comparado aos sistemas analógicos anteriores, um sistema PWM é de eficiência muito maior, podendo ser facilmente controlado a partir de um sistema de domínio digital, tal como, um 20 microprocessador.

**"CONTROLE DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA ADAPTADO PARA UM
SISTEMA DE DISPOSITIVO MÉDICO"**

A presente invenção, de um modo geral, se refere
5 a um método e sistema para suprimento de energia sem fio a
um dispositivo médico implantado em um paciente. Em
particular, a invenção está correlacionada com o controle
da quantidade de energia transferida de um dispositivo de
transmissão de energia, colocado fora do corpo do paciente,
10 para um receptor de energia, colocado no interior do
paciente.

Antecedentes da Invenção

Os dispositivos médicos projetados para serem
15 implantados em um corpo de paciente são tipicamente
operados por meio de energia elétrica. Esses dispositivos
médicos incluem estimuladores elétricos e mecânicos,
motores, bombas, etc., que são designados para suportar ou
estimular diversas funções do corpo. A energia elétrica
20 pode ser suprida a esses dispositivos médicos implantados a
partir de uma bateria igualmente implantada, ou a partir de
um transmissor externo de energia, que pode suprir qualquer
quantidade necessária de energia elétrica, de modo
intermitente ou de modo contínuo, sem exigir repetidas
25 operações cirúrgicas.

Um transmissor externo de energia pode transferir
energia sem fio para um receptor interno de energia
implantado, localizado no interior do paciente, e conectado
ao dispositivo médico para fornecimento da energia recebida
30 ao mesmo. Os chamados dispositivos TET (Transferidores de
Energia Percutânea) são conhecidos na técnica, e podem
transferir energia sem fio dessa maneira. Portanto, nenhum
elemento metálico ou similar de penetração na pele
necessita ser usado para conectar o dispositivo médico a

uma fonte externa de energia, como, por exemplo, uma bateria.

Um dispositivo tipo TET, tipicamente, compreende uma fonte externa de energia, no presente pedido de patente, uma parte de um transmissor externo de energia, incluindo uma bobina primária, adaptada para transferir de forma indutiva qualquer quantidade de energia sem fio, através da indução de voltagem em uma bobina secundária de um receptor interno de energia, o qual, preferivelmente, é implantado logo abaixo da pele de um paciente. Uma mais alta eficiência de transferência é obtida quando a bobina primária é posicionada próxima à pele adjacente, e em alinhamento com a bobina secundária, isto é, quando um eixo de simetria da bobina primária é paralelo ao da bobina secundária.

Tipicamente, a quantidade de energia exigida para operar um dispositivo médico implantado pode variar no curso do tempo, dependendo das características operacionais do dispositivo. Por exemplo, o dispositivo pode ser projetado para ser ligado e desligado em determinados intervalos ou, ainda, para modificar o seu comportamento, a fim de proporcionar uma adequada estimulação elétrica ou mecânica ou outro efeito similar. Essas variações operacionais, naturalmente, irão resultar em correspondentes variações com relação à quantidade de energia exigida.

Além disso, a posição da fonte externa de energia em relação ao receptor interno de energia implantado é um fator que afeta a eficiência da transferência de energia, que acentuadamente depende da distância e do ângulo relativo entre a fonte e o receptor. Por exemplo, quando são usadas bobinas primária e secundária, modificações no espaçamento da bobina resultam numa correspondente variação da voltagem induzida. Durante a operação do dispositivo

médico, os movimentos do paciente, tipicamente, irão modificar, arbitrariamente, o espaçamento relativo da fonte externa e do receptor interno, de modo que a eficiência de transferência energia varia de forma acentuada.

5 Se a eficiência da transferência de energia se tornar baixa, a quantidade de energia fornecida ao dispositivo médico pode ser insuficiente para sua operação adequada, assim, sua ação deve ser momentaneamente interrompida, naturalmente, prejudicando o efeito médico
10 idealizado do dispositivo.

 Por outro lado, a energia fornecida ao dispositivo médico pode também aumentar drasticamente, caso as posições relativas da fonte externa e do receptor interno se modifiquem de um determinado modo, que de forma
15 não intencional, aumente a eficiência de transferência de energia. Essa situação pode provocar graves problemas, uma vez que o implante pode não "consumir" a súbita alta quantidade de energia suprida. Uma energia excessiva não utilizada deve ser absorvida de alguma maneira, resultando
20 na geração de calor, o que é altamente indesejável. Conseqüentemente, se uma quantidade excessiva de energia for transferida da fonte externa de energia para o receptor interno de energia, a temperatura do implante irá aumentar, o que poderá prejudicar o tecido envolvente ou, de outro
25 modo, proporcionar um efeito negativo sobre as funções do corpo. Geralmente, é considerado que a temperatura do corpo não deva aumentar mais do que três graus, para que esses problemas sejam evitados. Portanto, se faz necessário um sistema de transferência de energia bastante eficiente.

30 Portanto, é altamente desejável sempre fornecer a quantidade correta de energia para um dispositivo médico implantado, a fim de garantir uma adequada operação e/ou evitar aumentos de temperatura. Diversos métodos são conhecidos para o controle da quantidade de energia

transferida em resposta a diferentes condições na recepção do implante. Entretanto, as soluções presentemente disponíveis para o controle de transferência de energia sem fio para os dispositivos médicos implantados são omissas de
5 precisão a esse respeito.

Assim, por exemplo, a Patente U.S. No. 5.995.874 divulga um sistema de TET, no qual a quantidade de energia transmitida de uma bobina primária é controlada em resposta a uma indicação de características medidas de uma bobina
10 secundária, tal como, corrente de carga e voltagem. A energia transmitida pode ser controlada mediante variação da corrente e voltagem na bobina primária, frequência de transmissão ou dimensões da bobina. Em particular, é efetuada uma modificação no ponto de saturação do campo
15 magnético entre as bobinas, a fim de ajustar a eficiência de transferência de energia. Entretanto, é improvável que essa solução funcione bem na prática, uma vez que um ponto de saturação no tecido humano pode não ocorrer, devido aos níveis de campo magnético que são possíveis de se utilizar.
20 Além disso, se a transmissão de energia for demasiadamente aumentada, por exemplo, para compensar as perdas devido às variações de alinhamento e/ou espaçamento entre as bobinas, a radiação relativamente alta gerada poderá ser danosa, insalubre ou desagradável para o paciente, conforme já é
25 bem conhecido.

Portanto, se faz necessária uma solução eficaz para precisamente controlar a quantidade de energia transferida para um dispositivo médico implantado, de modo a garantir uma adequada operação do mesmo. Além disso, a
30 ocorrência de excessiva transferência de energia, que resulta em uma elevada temperatura para o dispositivo médico, e/ou surtos de energia, devem ser evitados, a fim de evitar danos ao tecido e outras consequências insalubres ou desagradáveis para o paciente.

Resumo da Invenção

A invenção ora divulgada, de outro modo, varia a largura dos pulsos de energia com frequência constante e amplitude constante. A largura do pulso é obtida mediante
5 uma técnica de modulação (conhecida como PWM) (na modalidade preferida, muitas vezes por segundo), para controlar a quantidade de energia transferida da bobina externa de transmissão de energia no sistema, para o receptor implantado. A técnica de PWM é usada para
10 digitalmente variar a quantidade de potência do amplificador de potência que aciona a bobina de transmissão. Comparado com sistemas analógicos anteriores, um sistema PWM se constitui em um grande benefício, de maior eficiência, o qual pode ser facilmente controlado a
15 partir de um sistema de domínio digital, tal como, um microprocessador.

Existem diversos diferentes modos de se obter o sistema PWM para controlar a quantidade de energia de saída do amplificador de potência para a bobina de
20 transmissão. Geralmente, a modulação da largura do pulso pode ser criada com um sistema que controla a potência, usando um sinal contínuo de pulso de onda quadrada, com uma frequência constante, onde o ciclo de atividade dos pulsos é variado, ou um sistema que controla a potência usando um
25 sinal contínuo de sequência de pulsos de onda quadrada, com frequência constante e uma largura de pulso constante, dessa forma, ajustando a largura do ciclo de atividade da sequência de pulsos. Essas duas técnicas básicas, assim como, a maioria das modificações das mesmas, podem ser
30 usadas para controlar a potência de saída da bobina de transmissão.

A transmissão de energia sem fio a partir do dispositivo externo transmissor de energia pode ser controlada, mediante aplicação ao dispositivo externo

transmissor de energia de pulsos elétricos, provenientes de um primeiro circuito elétrico, para transmitir a energia sem fio, os pulsos elétricos tendo arestas guias e de arrasto, com variação das extensões dos primeiros
5 intervalos de tempo entre sucessivas arestas guia e de arrasto de pulsos elétricos e/ou as extensões de segundos intervalos tempo entre sucessivas arestas de arrasto e arestas guias dos pulsos elétricos, e transmissão da energia sem fio, a energia transmitida gerada dos pulsos
10 elétricos tendo uma potência variada, a variação da potência dependendo das extensões dos primeiros e/ou segundos intervalos de tempo.

Assim, é proporcionado um método de transmissão de energia sem fio a partir de um dispositivo externo de
15 transmissão de energia, o qual é colocado externamente em relação a um corpo humano, para um receptor interno de energia, o qual é colocado internamente no corpo humano, o método compreendendo as etapas de:

- aplicar ao dispositivo externo de transmissão pulsos
20 elétricos provenientes de um primeiro circuito elétrico, para transmitir a energia sem fio, os pulsos elétricos apresentando arestas guias e de arrasto;
- variar as extensões dos primeiros intervalos de tempo entre sucessivas arestas guias e de arrasto dos pulsos
25 elétricos, e/ou as extensões dos segundos intervalos de tempo entre sucessivas arestas guias e de arrasto dos pulsos elétricos; e
- transmitir a energia sem fio, a energia transmitida gerada a partir dos pulsos elétricos apresentando uma
30 potência variada, a variação da potência dependendo das extensões dos primeiros e/ou segundos intervalos de tempo.

Também, é proporcionado um aparelho adaptado para transmitir energia sem fio a partir de um dispositivo externo de transmissão de energia, o qual é colocado

externamente em relação a um corpo humano, para um receptor interno de energia, o qual é colocado internamente no corpo humano, o aparelho compreendendo:

- um primeiro circuito elétrico para fornecimento de pulsos elétricos ao dispositivo externo de transmissão, ditos pulsos elétricos apresentando arestas guias e de arrasto, dito dispositivo de transmissão adaptado para fornecimento de energia sem fio; em que,
- o circuito elétrico é adaptado para variar as extensões dos primeiros intervalos de tempo entre sucessivas arestas guias e de arrasto dos pulsos elétricos, e/ou as extensões dos segundos intervalos de tempo entre sucessivas arestas de arrasto e arestas guias dos pulsos elétricos; e em que,
- a energia sem fio transmitida, gerada a partir dos pulsos elétricos, apresenta uma potência variada, a variação da potência dependendo das extensões dos primeiros e/ou segundos intervalos de tempo.

O método e aparelho podem ser implementados de acordo com diferentes modalidades e características, conforme exposto a seguir.

Nesse caso, a frequência dos pulsos elétricos pode ser substancialmente constante, quando da variação dos primeiro e/ou segundo intervalos de tempo. Quando da aplicação de pulsos elétricos, os pulsos elétricos podem permanecer sem modificações, exceto quando da variação dos primeiro e/ou segundo intervalos de tempo. A amplitude dos pulsos elétricos pode ser substancialmente constante quando da variação dos primeiro e/ou segundo intervalos de tempo. Além disso, os pulsos elétricos podem ser variados, somente variando as extensões dos primeiros intervalos de tempo, entre sucessivas arestas guias e arestas de arrasto dos pulsos elétricos.

Uma sequência de dois ou mais pulsos elétricos pode ser suprida em uma fila, pelo que quando da aplicação

da seqüência de pulsos, a seqüência tendo um primeiro pulso elétrico no início da seqüência de pulsos e tendo um segundo pulso elétrico no final da seqüência de pulsos, duas ou mais seqüências de pulsos podem ser fornecidas em
5 uma fila, em que as extensões dos segundos intervalos de tempo entre sucessivas arestas de arrasto do segundo pulso elétrico em uma primeira seqüência de pulsos e aresta guia do primeiro pulso elétrico de uma segunda seqüência de pulsos são variadas.

10 Quando da aplicação de pulsos elétricos, os pulsos elétricos podem apresentar uma corrente substancialmente constante e uma voltagem substancialmente constante. Além disso, os pulsos elétricos podem também apresentar uma freqüência substancialmente constante. Os
15 pulsos elétricos dentro de uma seqüência de pulsos podem, igualmente, apresentar uma freqüência substancialmente constante.

Quando da aplicação dos pulsos elétricos ao dispositivo externo de transmissão de energia, os pulsos
20 elétricos podem gerar um campo eletromagnético sobre a fonte externa de energia, o campo eletromagnético sendo variado através da variação dos primeiro e segundo intervalos de tempo, e o campo eletromagnético podendo induzir pulsos elétricos no receptor interno de energia, os
25 pulsos induzidos transportando a energia transmitida para o receptor interno de energia. A energia sem fio é então transmitida em um modo substancialmente e totalmente indutivo, a partir do dispositivo externo de transmissão energia para o receptor interno de energia.

30 Os pulsos elétricos podem ser liberados do primeiro circuito elétrico com uma tal freqüência e/ou período de tempo entre as arestas guias de pulsos consecutivos, de modo que quando as extensões dos primeiro e/ou segundo intervalos de tempo são variadas, a energia

transmitida resultante é variada. Quando da aplicação dos pulsos elétricos, os pulsos elétricos podem apresentar uma frequência substancialmente constante.

O circuito formado pelo primeiro circuito elétrico e o dispositivo externo de transmissão de energia pode apresentar um primeiro período de tempo característico ou primeiro tempo constante, e quando efetivamente se varia a energia transmitida, essa frequência de período de tempo pode se apresentar na faixa do primeiro período de tempo característico ou de tempo constante ou de tempo mais curto.

Deverá ser entendido que todas as modalidades descritas acima, referidas principalmente como um método, poderão ser usadas também como referidas a um aparelho, adaptado para executar todas as ações acima descritas, e ainda como um método para execução das diferentes tarefas descritas acima.

Sistema de Realimentação de Energia a ser Usado com a Presente Invenção

Numa modalidade preferida, a energia sem fio é transmitida a partir de um dispositivo externo de transmissão de energia, o qual é localizado fora do corpo do paciente, sendo recebida por meio de um receptor interno de energia localizado no interior do paciente, o receptor interno de energia sendo conectado ao dispositivo médico para, direta ou indiretamente, fornecer a energia recebida ao mesmo. Um balanço de energia é determinado entre a energia recebida pelo receptor interno de energia e a energia usada no dispositivo médico, a transmissão de energia sem fio proveniente da fonte externa de energia sendo então controlada com base no balanço de energia determinado.

Um aparelho adaptado para controlar ou um método de controle são também proporcionados para controlar a transmissão de energia sem fio, fornecida a um dispositivo médico eletricamente operável, implantado em um paciente. O

5 aparelho é adaptado para transmitir a energia sem fio, a partir de um dispositivo externo de transmissão de energia, localizado fora do corpo do paciente, a energia sendo recebida por um receptor interno de energia localizado no interior do paciente, o receptor interno de energia sendo

10 conectado ao dispositivo médico para direta ou indiretamente fornecer a energia recebida ao mesmo. O aparelho é ainda adaptado para determinar um balanço de energia entre a energia recebida pelo receptor interno de energia e a energia usada no dispositivo médico, e

15 controlar a transmissão de energia sem fio proveniente da fonte externa de energia, com base no balanço de energia determinado. O método compreende as etapas de transmitir a energia sem fio, a partir de um dispositivo externo de transmissão de energia, localizado fora do corpo do

20 paciente, a energia sendo recebida por um receptor interno de energia localizado no interior do paciente, o receptor interno de energia sendo conectado ao dispositivo médico para direta ou indiretamente fornecer a energia recebida ao mesmo. O método compreende ainda determinar um balanço de

25 energia entre a energia recebida pelo receptor interno de energia e a energia usada no dispositivo médico, e controlar a transmissão de energia sem fio proveniente da fonte externa de energia, com base no balanço de energia determinado.

30 O método de controle e o aparelho adaptado para executar o controle podem ser implementados de acordo com diferentes modalidades e características, conforme apresentado a seguir.

A energia sem fio pode ser transmitida de modo indutivo, a partir de uma bobina primária na fonte externa de energia, para uma bobina secundária no receptor interno de energia. Uma mudança no balanço de energia pode ser detectada para controlar a transmissão de energia sem fio, com base na mudança detectada do balanço de energia. Uma diferença pode também ser detectada entre a energia recebida pelo receptor interno de energia e a energia usada no dispositivo médico, para controlar a transmissão de energia sem fio, com base na diferença de energia detectada.

Quando do controle da transmissão de energia, a quantidade de energia sem fio transmitida pode ser diminuída, se a detectada mudança do balanço de energia implicar em que o balanço de energia esteja aumentando ou vice-versa. A diminuição/aumento de transmissão de energia pode corresponder ainda a uma velocidade detectada da mudança.

A quantidade de energia sem fio transmitida pode ainda ser diminuída, se a diferença de energia detectada implicar que a energia recebida é maior que a energia usada, ou vice-versa. A diminuição/aumento de transmissão de energia pode então corresponder à magnitude da diferença de energia detectada.

Conforme mencionado acima, a energia usada para o dispositivo médico pode ser consumida para operar o referido dispositivo médico, e/ou armazenada em pelo menos um dispositivo de armazenamento de energia do referido dispositivo médico.

Em uma alternativa, toda a energia substancialmente usada no dispositivo médico é consumida (por exemplo, pela parte consumidora (200a) mostrada na figura 2) para operar o dispositivo médico. Nesse caso, a energia pode ser consumida após ser estabilizada em pelo

menos uma unidade de estabilização de energia do dispositivo médico.

Em outra alternativa, toda a energia substancialmente usada no dispositivo médico é armazenada no pelo menos um dispositivo de armazenamento de energia. Em ainda outra alternativa, a energia usada no dispositivo médico é parcialmente consumida para a operação do referido dispositivo, e parcialmente armazenada no dito pelo menos um dispositivo de armazenamento de energia.

10 A energia recebida pelo receptor interno de energia pode ser estabilizada por meio de um capacitor, antes de a energia ser fornecida direta ou indiretamente ao dispositivo médico.

15 A diferença entre a quantidade total de energia recebida pelo receptor interno de energia e a quantidade total de energia consumida e/ou armazenada pode ser direta ou indiretamente medida no curso do tempo, pelo que o balanço de energia pode então ser determinado com base em uma mudança detectada na diferença da quantidade total.

20 A energia recebida pelo receptor interno de energia pode ainda ser acumulada e estabilizada em uma unidade de estabilização de energia, antes de a energia ser fornecida ao dispositivo médico. Nesse caso, o balanço de energia pode ser determinado com base em uma mudança detectada, acompanhada no curso do tempo com relação à quantidade de energia consumida e/ou armazenada. Além disso, a mudança na quantidade de energia consumida e/ou armazenada pode ser detectada mediante determinação no curso do tempo da derivada de um parâmetro elétrico medido, correlacionada à quantidade de energia consumida e/ou armazenada, em que a derivada de um primeiro determinado instante corresponde à velocidade de mudança no primeiro dado instante, em que a velocidade de mudança inclui a direção e velocidade da mudança. A derivada pode ainda ser

25

30

determinada com base em uma velocidade detectada da mudança do parâmetro elétrico.

A energia recebida pelo receptor interno de energia pode ser fornecida ao dispositivo médico com pelo
5 menos uma voltagem constante, em que a voltagem constante é criada por um circuito de voltagem constante. Nesse caso, a energia pode ser fornecida com pelo menos duas diferentes voltagens, incluindo a dita pelo menos uma voltagem constante.

10 A energia recebida pelo receptor interno de energia pode também ser fornecida ao dispositivo médico com pelo menos uma corrente constante, em que a corrente constante é criada por um circuito de corrente constante. Nesse caso, a energia pode ser fornecida com pelo menos
15 duas diferentes correntes, incluindo a dita pelo menos uma corrente constante.

O balanço de energia pode também ser determinado com base numa diferença detectada entre a quantidade total de energia recebida pelo receptor interno de energia e a
20 quantidade total de energia consumida e/ou armazenada, a diferença detectada sendo correlacionada à integral em relação ao tempo de pelo menos um parâmetro elétrico medido correlacionado ao balanço de energia. Nesse caso, os valores do parâmetro elétrico podem ser plotados com
25 relação ao tempo, na forma de um gráfico em um diagrama tipo parâmetro-tempo, e a integral pode ser determinada com base no tamanho da área subjacente ao gráfico plotado. A integral do parâmetro elétrico pode ser correlacionada ao balanço de energia, como uma diferença acumulada entre a
30 quantidade total de energia recebida pelo receptor interno de energia e a quantidade total de energia consumida e/ou armazenada.

O dispositivo de armazenamento de energia no dispositivo médico pode incluir pelo menos um dentre uma

bateria recarregável, um acumulador ou um capacitor. A unidade de estabilização de energia pode incluir pelo menos um dentre um acumulador, um capacitor ou um semicondutor, adaptados para estabilizar a energia recebida.

5 Quando a energia recebida pelo receptor interno de energia é acumulada e estabilizada em uma unidade de estabilização de energia, antes de a energia ser fornecida ao dispositivo médico e/ou ao dispositivo de armazenamento de energia, a energia pode ser fornecida ao dispositivo
10 médico e/ou ao dispositivo de armazenamento de energia com pelo menos uma voltagem constante, mantida por um circuito de voltagem constante. Nesse caso, o dispositivo médico e o dispositivo de armazenamento de energia podem ser supridos com duas voltagens diferentes, em que, pelo menos, uma
15 voltagem é constante, mantida pelo circuito de voltagem constante.

Alternativamente, quando a energia recebida pelo receptor interno de energia é acumulada e estabilizada em uma unidade de estabilização de energia, antes de a energia
20 ser fornecida ao dispositivo médico e/ou ao dispositivo de armazenamento de energia, a energia pode ser fornecida ao dispositivo médico e/ou ao dispositivo de armazenamento de energia com pelo menos uma corrente constante, mantida por um circuito de corrente constante. Nesse caso, o
25 dispositivo médico e o dispositivo de armazenamento de energia podem ser supridos com duas correntes diferentes, em que, pelo menos, uma corrente é constante, mantida pelo circuito de corrente constante.

A energia sem fio pode ser inicialmente
30 transmitida de acordo com um predeterminado consumo de energia, mais uma velocidade de armazenamento. Nesse caso, a transmissão de energia sem fio pode ser desativada quando uma predeterminada quantidade total de energia tiver sido transmitida. A energia recebida pelo receptor interno de

energia pode também ser acumulada e estabilizada em uma unidade de estabilização de energia, antes de a energia ser consumida para operar o dispositivo médico e/ou armazenada no dispositivo de armazenamento de energia, até que uma
5 predeterminada quantidade total de energia tenha sido consumida e/ou armazenada.

Além disso, a energia sem fio pode ser primeiramente transmitida com a predeterminada velocidade de energia, e depois transmitida com base no balanço de
10 energia, o qual pode ser determinado pela detecção da quantidade total de energia acumulada na unidade de estabilização de energia. Alternativamente, o balanço de energia pode ser determinado através da detecção de uma mudança na quantidade presente da energia acumulada na
15 unidade de estabilização de energia. Em ainda outra alternativa, o balanço de energia pode ser determinado através da detecção da direção e velocidade da mudança, na quantidade presente da energia acumulada na unidade de estabilização de energia.

20 A transmissão de energia sem fio pode ser controlada, de modo que uma velocidade de recepção de energia no receptor interno de energia corresponda ao consumo de energia e/ou velocidade de armazenamento. Nesse caso, a transmissão de energia sem fio pode ser desativada
25 quando uma predeterminada quantidade total de energia tiver sido consumida.

A energia recebida pelo receptor interno de energia pode ser primeiramente acumulada e estabilizada em uma unidade de estabilização de energia, depois, consumida
30 ou armazenada pelo dispositivo médico, até que uma predeterminada quantidade total de energia tenha sido consumida. Nesse caso, o balanço de energia pode ser determinado com base numa quantidade total detectada de energia acumulada na unidade de estabilização de energia.

Alternativamente, o balanço de energia pode ser determinado através da detecção de uma mudança na quantidade presente de energia acumulada na unidade de estabilização de energia. Em ainda outra alternativa, o balanço de energia
5 pode ser determinado através da detecção da direção e velocidade da mudança, na quantidade presente de energia acumulada na unidade de estabilização de energia.

Uma Modalidade de um Aparelho ou de um Método a serem
10 Usados com o Sistema de Controle de Energia

A invenção proporciona um aparelho adaptado para executar ou um método para controlar o fluxo de fluidos e/ou de outra matéria corporal em lumens formados por paredes de tecido de órgãos do corpo, de modo a, pelo menos
15 substancialmente, ou mesmo completamente, eliminar os problemas de paredes de tecidos prejudicadas devido aos dispositivos implantados descritos pelo estado da técnica, indicados como meios de contração desses órgãos do corpo.

De acordo com uma modalidade da presente
20 invenção, se proporciona um aparelho ou um método, em que o aparelho compreende um dispositivo de contração implantável, para suavemente comprimir uma porção de parede do tecido, de modo a induzir o fluxo no lúmen, um dispositivo de estimulação para estimular a porção de
25 parede da parede do tecido, e um dispositivo de controle para comandar o dispositivo de estimulação para estimular a porção de parede, quando o dispositivo de contração comprime a porção de parede, provocando a contração da mesma, de modo a induzir ainda mais o fluxo no lúmen.

30 A presente invenção proporciona uma vantajosa combinação de dispositivos de contração e estimulação, o que resulta em uma influência de dois estágios sobre o fluxo de fluidos e/ou outras matérias corporais no lúmen de um órgão do corpo. Assim, o dispositivo de contração pode

suavemente comprimir a parede do tecido, mediante aplicação de uma força relativamente fraca contra a porção de parede e o dispositivo de estimulação pode estimular a porção de parede comprimida, para se obter a desejada influência final sobre o fluxo no lúmen. A expressão "suavemente
5 contraindo uma porção da parede do tecido" deverá ser entendida como a contração da porção de parede, sem substancialmente obstruir a circulação de sangue na parede do tecido.

10 Preferivelmente, o dispositivo de estimulação é adaptado para estimular diferentes áreas da porção de parede, na medida em que o dispositivo de contração comprime a porção de parede, e o dispositivo de controle comanda o dispositivo de estimulação para de forma
15 intermitente e individual, estimular as áreas da porção de parede. Essa estimulação intermitente e individual de diferentes áreas da porção de parede do órgão permite ao tecido da porção de parede manter a circulação de sangue substancialmente normal, durante a operação do aparelho da
20 invenção.

A combinação dos dispositivos de contração e estimulação possibilita a aplicação do aparelho ou do método da invenção em qualquer local sobre quaisquer tipos de órgãos do corpo, particularmente, mas sem que seja a
25 isso limitado, os órgãos do corpo tubulares, o que constitui um significativo avanço no segmento da técnica, se comparado com os dispositivos de estimulação anteriores, os quais são correlacionados à estimulação elétrica de esfíncteres de mau funcionamento.

30 Em algumas das aplicações que utilizam a presente invenção, irão ocorrer ajustes diários do dispositivo de contração implantado. Portanto, numa modalidade preferida da invenção, o dispositivo de contração é ajustável, de modo a possibilitar o ajuste da contração da porção de

parede quando desejado, pelo que o dispositivo de controle comanda o dispositivo de contração para ajustar a contração da porção de parede. O dispositivo de controle pode comandar os dispositivos de contração e estimulação independentemente entre si, e também de modo simultâneo. Opcionalmente, o dispositivo de controle pode comandar o dispositivo de estimulação para estimular ou não estimular a porção de parede, ao mesmo tempo em que o dispositivo de controle comanda o dispositivo de contração para modificar a contração da porção de parede.

Inicialmente, o dispositivo de contração pode ser calibrado, através do uso do dispositivo de controle para comandar o dispositivo de estimulação, para estimular a porção de parede, ao mesmo tempo em que comanda o dispositivo de contração, para ajustar a contração da porção de parede, até que a desejada restrição do fluxo no lúmen seja obtida.

Restrição de Fluxo

O aparelho ou o método da modalidade descrita acima é satisfatoriamente adequado para restringir o fluxo de fluidos e/ou de outras matérias corporais em um lúmen de um órgão do corpo. Assim, numa principal modalidade da presente invenção, o dispositivo de contração é adaptado para comprimir a porção de parede, de modo a pelo menos restringir o fluxo de fluidos no lúmen, e o dispositivo de controle comanda o dispositivo de estimulação, de modo a provocar a contração da porção de parede comprimida, de modo que o fluxo no lúmen seja, pelo menos, adicionalmente restringido. Especificamente, o dispositivo de contração é adaptado para comprimir a porção de parede para um estado contraído, no qual a circulação de sangue na porção de parede comprimida é substancialmente não-restringida e o fluxo no lúmen é pelo menos restringido, e o dispositivo de

controle comanda o dispositivo de estimulação, para provocar a contração da porção de parede, de modo que o fluxo no lúmen seja, pelo menos, adicionalmente restringido, quando a porção de parede for mantida pelo
5 dispositivo de contração no estado contraído.

Os dispositivos de contração e estimulação podem ser controlados, para comprimir e estimular, respectivamente, em um grau que dependa da restrição de fluxo que é desejada de ser conseguida, uma aplicação
10 específica do aparelho da invenção. Assim, em conformidade com uma primeira opção de restrição de fluxo, o dispositivo de controle comanda o dispositivo de contração, para comprimir a porção de parede, de modo que o fluxo no lúmen seja restringido ou interrompido, e comanda o dispositivo
15 de estimulação, para estimular a porção de parede comprimida, causando a contração da mesma, de modo que o fluxo no lúmen seja adicionalmente restringido ou mais seguramente interrompido. Mais precisamente, o dispositivo de controle pode comandar o dispositivo de estimulação em
20 um primeiro modo, para estimular a porção de parede contraída, para adicionalmente restringir ou interromper o fluxo no lúmen e, também para:

- a) comandar o dispositivo de estimulação em um segundo modo, para finalizar a estimulação da porção de parede, de
25 maneira a aumentar o fluxo no lúmen; ou
- b) comandar os dispositivos de estimulação e contração em um segundo modo, para finalizar a estimulação da porção de parede e proporcionar a sua liberação, de maneira a restaurar o fluxo no lúmen.

30

Movimento do Fluido e/ou de Outra Matéria Corporal no Lúmen

Em uma modalidade, o dispositivo de contração é adaptado para contrair a porção de parede, para restringir ou variar o fluxo no lúmen, e o dispositivo de controle

comanda o dispositivo de estimulação para progressivamente estimular a porção de parede contraída, na direção a jusante ou a montante do lúmen, de modo a proporcionar uma progressiva contração da porção de parede, para movimentar
5 o fluido e/ou outra matéria corporal no lúmen.

Estimulação

O dispositivo de controle pode comandar o dispositivo de estimulação para estimular uma ou mais das
10 áreas da porção de parede de uma só vez, por exemplo, estimulando sequencialmente as diferentes áreas. Além disso, o dispositivo de controle pode comandar o dispositivo de estimulação para ciclicamente propagar a estimulação das áreas ao longo da porção de parede,
15 preferivelmente, de acordo com um determinado padrão de estimulação. Para obtenção da desejada reação da parede do tecido durante a sua estimulação, o dispositivo de controle pode comandar o dispositivo de estimulação para, preferivelmente, variar ciclicamente a intensidade da
20 estimulação da porção de parede.

Numa modalidade preferida da invenção, o dispositivo de controle comanda o dispositivo de estimulação para estimular de forma intermitente as áreas da porção de parede com pulsos, os quais, preferivelmente,
25 formam seqüências de pulsos. Pelo menos uma primeira área e uma segunda área das áreas da porção de parede podem ser repetidamente estimuladas com uma primeira seqüência de pulsos e uma segunda seqüência de pulsos, respectivamente, de modo que a primeira e segunda seqüências de pulsos, no
30 curso do tempo, são desviadas relativamente entre si. Por exemplo, a primeira área pode ser estimulada com a primeira seqüência de pulsos, enquanto que a segunda área não é estimulada com a dita segunda seqüência de pulsos, e vice-versa. Alternativamente, as primeira e segunda seqüências

de pulsos podem ser desviadas relativamente entre si, de modo que as primeira e segunda seqüências de pulsos, pelo menos parcialmente, se sobreponham entre si.

As seqüências de pulsos podem ser configuradas de diversas e diferentes maneiras. Assim, o dispositivo de controle pode comandar o dispositivo de estimulação para variar as amplitudes dos pulsos das seqüências de pulsos, o ciclo ativo dos pulsos individuais de cada seqüência de pulsos, a largura de cada pulso das seqüências de pulsos, o comprimento de cada seqüência de pulsos, a freqüência de repetição dos pulsos das seqüências de pulsos, a freqüência de repetição das seqüências de pulsos, o número de pulsos de cada seqüência de pulsos, e/ou os períodos de tempo inativos das seqüências de pulsos. Diversas seqüências de pulsos de diferentes configurações podem ser utilizadas para se obter o efeito desejado.

No caso do dispositivo de controle comandar o dispositivo de estimulação para variar os períodos de tempo inativos entre as seqüências de pulsos que estimulam a respectiva área da porção de parede, é também possível controlar cada período de tempo inativo entre as seqüências de pulsos, de modo a permanecer o tempo suficiente para restaurar substancialmente a circulação normal do sangue na área, quando esta não é estimulada durante os períodos de tempo inativos.

Um dispositivo de estimulação elétrica, adequadamente, compreende pelo menos um, preferivelmente, uma pluralidade de elementos elétricos, tais como, eletrodos, para ativação e estimulação da porção de parede com pulsos elétricos. Opcionalmente, os elementos elétricos podem ser colocados em uma orientação fixa relativamente entre si. O dispositivo de controle comanda o dispositivo de estimulação elétrica, para eletricamente energizar os elementos elétricos, um de cada vez, ou grupos de elementos

elétricos de uma só vez. Preferivelmente, o dispositivo de controle comanda o dispositivo de estimulação elétrica para ciclicamente energizar cada elemento com pulsos elétricos. Opcionalmente, o dispositivo de controle pode comandar o

5 dispositivo de estimulação para energizar os elementos elétricos, de modo que os elementos elétricos sejam energizados um de cada vez, em seqüência, ou de modo que um determinado número de grupos de elementos elétricos seja energizado ao mesmo tempo. Também, grupos de elementos

10 elétricos podem ser seqüencialmente energizados, tanto aleatoriamente, como de acordo com um padrão predeterminado.

Os elementos elétricos podem formar qualquer padrão de elementos elétricos. Preferivelmente, os

15 elementos elétricos formam um padrão alongado de elementos elétricos, em que os elementos elétricos são aplicáveis sobre a parede do órgão do paciente, de modo que o padrão alongado de elementos elétricos se estenda na direção longitudinal, ao longo da parede do órgão, e que os

20 elementos se apoiem nas respectivas áreas da porção de parede. O padrão alongado dos elementos elétricos pode incluir uma ou mais filas de elementos elétricos que se estendem na direção longitudinal, ao longo da parede do órgão. Cada fila de elementos elétricos pode formar um

25 percurso reto, helicoidal ou de ziguezague de elementos elétricos, ou pode formar qualquer tipo de formato de percurso. O dispositivo de controle pode comandar o dispositivo de estimulação para sucessivamente energizar os elementos elétricos de modo longitudinal, ao longo do

30 padrão alongado dos elementos elétricos, numa direção oposta ou na mesma direção que aquela do fluxo no lúmen do paciente.

De acordo com uma modalidade preferida da invenção, os elementos elétricos formam uma pluralidade de

grupos de elementos, em que os grupos formam uma série de grupos que se estendem ao longo do órgão do paciente, na direção do fluxo, no lúmen do paciente. Os elementos elétricos de cada grupo de elementos elétricos podem formar

5 um percurso de elementos que se estendem, pelo menos parcialmente, em volta do órgão do paciente. Numa primeira alternativa, os elementos elétricos de cada grupo de elementos elétricos podem formar mais de dois percursos de elementos que se estendem sobre diferentes lados do órgão

10 do paciente, preferivelmente, substancialmente de modo transversal à direção do fluxo no lúmen do paciente. O dispositivo de controle pode comandar o dispositivo de estimulação para energizar os grupos de elementos elétricos na série de grupos, de forma aleatória ou de acordo com um

15 predeterminado padrão. Alternativamente, o dispositivo de controle pode comandar o dispositivo de estimulação para sucessivamente energizar os grupos de elementos elétricos na série de grupos, numa direção oposta ou na mesma direção daquela do fluxo no lúmen do paciente, ou em ambas as

20 referidas direções, partindo de uma posição que se dispõe substancialmente no centro da porção de parede contraída. Por exemplo, grupos de elementos elétricos energizados podem formar ondas de avanço de elementos elétricos energizados, conforme descrito acima; isto é, o dispositivo

25 de controle pode comandar o dispositivo de estimulação para energizar os grupos de elementos elétricos, de modo que os elementos elétricos energizados formem duas ondas de elementos elétricos energizados, que simultaneamente avançam a partir do centro da porção de parede contraída,

30 nas duas direções opostas de ambas as extremidades do padrão alongado de elementos elétricos.

Operação Mecânica

Quando o dispositivo de operação opera mecanicamente o dispositivo de contração da unidade de contração/estimulação, o mesmo pode ser do tipo não-inflável. Além disso, o dispositivo de operação pode compreender um servossistema, o qual pode incluir uma caixa de engrenagens. O termo "servossistema" abrange a definição normal de um servomecanismo, isto é, um dispositivo automático que controla grandes quantidades de força por meio de uma quantidade bastante pequena de energia, mas, podendo, alternativamente ou adicionalmente, abranger a definição de um mecanismo que transfere uma força de fraca atuação sobre um elemento em movimento de longo curso, para uma força de forte atuação sobre outro elemento em movimento de curto curso. Preferivelmente, o dispositivo de operação opera o dispositivo de contração de um modo não-magnético e/ou não-manual. Um motor pode ser operacionalmente conectado ao dispositivo de operação. O dispositivo de operação pode ser operado para executar, pelo menos, uma função reversível e o motor pode ser capaz de inverter a função.

Operação Hidráulica

Quando o dispositivo de operação opera hidraulicamente o dispositivo de contração da unidade de contração/estimulação, ele inclui um dispositivo hidráulico para ajustar o dispositivo de contração.

Numa modalidade da invenção, o dispositivo hidráulico compreende um reservatório e uma cavidade expansível/contrátil no dispositivo de contração, pelo que o dispositivo de operação distribui fluido hidráulico do reservatório para expandir a cavidade, e distribui fluido hidráulico da cavidade para o reservatório, para contrair a cavidade. A cavidade pode ser definida como um balão do

dispositivo de contração, que se apóia na porção de parede do tecido do órgão do paciente, de modo que a porção de parede do paciente é contraída depois da expansão da cavidade e liberada depois da contração da cavidade.

5 Alternativamente, a cavidade pode ser definida como um fole que desloca um elemento de contração relativamente grande do dispositivo de contração, por exemplo, um grande balão que se apóia na porção de parede, de modo que a porção de parede do paciente é contraída após
10 a contração do fole e liberada após a expansão do fole. Assim, uma adição relativamente pequena de fluido hidráulico ao fole provoca um aumento relativamente grande na contração da porção de parede. Esse dispositivo de fole pode ser também substituído por um adequado mecanismo
15 projetado de pistão/cilindro.

Quando o dispositivo hidráulico compreende uma cavidade no dispositivo de contração, o aparelho da invenção pode ser projetado de acordo com as opções relacionadas abaixo:

20 (1) - o reservatório compreende primeira e segunda porções de parede, e o dispositivo de operação desloca as primeira e segunda porções de parede relativamente entre si para modificar o volume do reservatório, de modo que o fluido seja distribuído a partir do reservatório para a cavidade
25 ou a partir da cavidade para o reservatório;

(1a) - as primeira e segunda porções de parede do reservatório são deslocáveis relativamente entre si mediante, pelo menos, um dentre um dispositivo magnético, dispositivo hidráulico ou um dispositivo de comando
30 elétrico;

(2) - o aparelho compreende um conduto de fluido entre o reservatório e a cavidade, em que o reservatório faz parte do conduto. O conduto, o reservatório e o aparelho são desprovidos de válvula de contrapressão. O reservatório

forma uma câmara de fluido com um volume variável e distribui fluido da câmara para a cavidade mediante uma redução no volume da câmara e retira fluido da cavidade mediante uma expansão do volume da câmara. O aparelho
5 compreende ainda um motor para acionamento do reservatório, compreendendo uma parede móvel do reservatório para modificar o volume da câmara.

Numa especial modalidade da invenção, o dispositivo de operação compreende um mecanismo servo
10 inverso, operacionalmente ligado ao dispositivo hidráulico. O termo "servo inverso" deve ser entendido como um mecanismo que transfere uma força de forte atuação sobre um elemento em movimento tendo um curto curso, para uma força de fraca atuação sobre outro elemento em movimento tendo um
15 longo curso, isto é, a função inversa de um servomecanismo normal. Assim, pequenas modificações na quantidade de fluido em um reservatório menor podem ser transferidas pelo mecanismo de servo inverso para maiores modificações na quantidade de fluido em um reservatório maior. O mecanismo
20 de servo inverso é particularmente adequado para operação manual do mesmo.

Modelo do Dispositivo de Controle

O dispositivo de controle, adequadamente, comanda
25 a unidade de contração/estimulação fora do corpo do paciente. Preferivelmente, o dispositivo de controle é operável pelo paciente. Por exemplo, o dispositivo de controle pode compreender um interruptor operável manualmente, para ligar e desligar a unidade de
30 contração/estimulação, em que o interruptor é adaptado para implantação subcutânea no paciente, para ser manualmente ou magneticamente operado fora do corpo do paciente. Alternativamente, o dispositivo de controle pode compreender um dispositivo manual de controle remoto sem

fio, o qual pode ser convenientemente operado pelo paciente, para ligar e desligar a unidade de contração/estimulação. O dispositivo de controle remoto sem fio pode também ser projetado para aplicação no corpo do
5 paciente, na forma de um relógio de pulso. Esse tipo de relógio de pulso de controle remoto pode emitir um sinal de controle que acompanha o corpo do paciente, para o dispositivo responsivo de sinal implantado do aparelho.

10 Breve Descrição dos Desenhos

A presente invenção será agora descrita em maiores detalhes, fazendo-se referência aos desenhos anexos, nos quais:

- a figura 1 representa um diagrama em bloco esquemático
15 ilustrando uma disposição para fornecimento de uma quantidade precisa de energia para um dispositivo médico eletricamente operável;
- a figura 2 representa um diagrama em bloco mais detalhado de um aparelho para controlar a transmissão de energia sem
20 fio fornecida a um dispositivo médico eletricamente operável, implantado em um paciente;
- a figura 3a representa um diagrama em bloco de uma disposição para transmitir energia de um modo sem fio para um implante em um corpo humano;
- 25 - as figuras 3b-3i representam diagramas em bloco de disposições alternativas para transmitir energia de um modo sem fio para um implante em um corpo humano;
- a figura 4a representa um diagrama mostrando um exemplo de pulsos a serem modificados;
- 30 - a figura 4b representa um diagrama mostrando um exemplo de uma sequência de pulsos a ser modificada;
- a figura 5a é um diagrama de circuito mostrando o gerador de onda triangular;

- as figuras 5b' e 5b" representam um diagrama de circuito mostrando uma modalidade de um amplificador tipo PWMT;
- as figuras 5c-5i representam gráficos mostrando diferentes formas de ondas de sinais, em um gerador de onda triangular e o amplificador tipo PWMT;
- a figura 6a representa um diagrama de circuito mostrando outra modalidade de um amplificador tipo PWMT;
- as figuras 6b-6f representam gráficos mostrando diferentes formas de ondas de sinais no amplificador tipo PWMT, com relação à segunda modalidade;
- a figura 7a representa um diagrama de circuito mostrando uma modalidade de um circuito terminal receptor em um sistema TET;
- as figuras 7b-7j representam gráficos mostrando diferentes formas de ondas de sinais no amplificador tipo PWMT, com relação à segunda modalidade;
- a figura 8a representa um diagrama de circuito mostrando ainda outra modalidade de um amplificador tipo PWMT, em que a energia é transferida por meio de ondas ultra-sônicas;
- as figuras 8b' e 8b" representam um diagrama de circuito mostrando outra modalidade de um amplificador tipo PWMT;
- as figuras 8c-8d representam gráficos mostrando diferentes formas de ondas de sinais no amplificador tipo PWMT, com relação à modalidade ultra-sônica;
- as figuras 9a-9e ilustram, de forma esquemática, diferentes estados de operação de uma modalidade geral de um aparelho usado de acordo com a presente invenção;
- as figuras 9f-9h ilustram diferentes estados de operação de uma modificação da modalidade geral;
- as figuras 9i-9k ilustram um modo alternativo de operação da modificação da modalidade geral;
- a figura 10 é uma vista em seção transversal longitudinal de uma modalidade preferida do aparelho, incluindo um

dispositivo de contração e um dispositivo de estimulação elétrica;

- a figura 11 é uma vista em seção transversal ao longo da linha III-III mostrada na figura 10;

5 - a figura 12 é uma vista da mesma seção transversal mostrada na figura 11, porém, com o aparelho em um diferente estado de operação;

- a figura 13 é um diagrama de circuito esquemático ilustrando um projeto proposto de um aparelho para
10 controlar a transmissão de energia sem fio, de acordo com um possível exemplo de implementação;

- as figuras 14-22 representam diagramas ilustrando diversas medições obtidas, quando da implementação do método e do aparelho da invenção, de acordo com o diagrama
15 de circuito apresentado na figura 13.

Descrição Detalhada de Modalidades Preferidas

Numa descrição resumida, a energia sem fio é transmitida a partir de uma fonte externa de energia, localizada fora do corpo de um paciente, sendo recebida por
20 um receptor interno de energia, localizado no interior do paciente. O receptor interno de energia é conectado a um dispositivo médico eletricamente operável, implantado no paciente, para direta ou indiretamente fornecer a energia
25 recebida ao dispositivo médico. Um balanço de energia é determinado entre a energia recebida pelo receptor interno de energia e a energia usada no dispositivo médico, e a transmissão de energia sem fio é então controlada com base no balanço de energia determinado. Assim, o balanço de
30 energia proporciona uma precisa indicação da quantidade correta de energia necessária, que seja suficiente para operar adequadamente o dispositivo médico, mas, sem provocar uma indevida elevação de temperatura.

Na figura 1 é ilustrada esquematicamente uma

disposição para fornecimento de uma precisa quantidade de energia para um dispositivo médico eletricamente operável (100) implantado em um paciente, cuja pele é indicada por uma linha vertical (S), separando o interior (Int) do paciente do exterior (Ext). O dispositivo médico (100) é conectado a um receptor interno de energia (102), igualmente localizado no interior do paciente, preferivelmente, logo abaixo da pele (S). De um modo geral, o receptor de energia (102) pode ser colocado no abdômen, tórax, músculo da fáscia (por exemplo, na parede abdominal), subcutaneamente ou em qualquer outra localização. O receptor de energia (102) é adaptado para receber a energia sem fio (E) transmitida de uma fonte externa de energia (104) localizada exteriormente à pele (S), na vizinhança do receptor de energia (102).

Conforme é bem conhecido no segmento da técnica, a energia sem fio (E) pode, geralmente, ser transferida por meio de um adequado dispositivo tipo TET, tal como, um dispositivo incluindo uma bobina primária disposta na fonte de energia (104), e uma bobina secundária adjacente, disposta no receptor de energia (102). Quando uma corrente elétrica é alimentada através da bobina primária, a energia na forma de voltagem é induzida na bobina secundária, a qual pode ser usada para operar um dispositivo médico, por exemplo, após armazenamento da energia de chegada em um dispositivo de armazenamento de energia ou acumulador, tal como, uma bateria ou um capacitor. Entretanto, a presente invenção, de um modo geral, não é limitada a qualquer particular técnica de transferência de energia, a dispositivos tipo TET ou a dispositivos de armazenamento de energia e qualquer tipo de energia sem fio pode ser utilizado.

A quantidade de energia transferida pode ser regulada por meio de uma unidade externa de controle (106)

que comanda a fonte de energia (104) baseada em um determinado balanço de energia, conforme descrito acima. A fim de transferir a quantidade correta de energia, o balanço de energia pode ser determinado por meio de uma
5 unidade interna de controle (108), conectada ao dispositivo médico (100). A unidade de controle (108) pode, então, ser disposta para receber diversas aferições, obtidas através de adequados sensores ou elementos similares (não
10 mostrado), que medem determinadas características do dispositivo médico (100), de algum modo refletindo a quantidade exigida de energia necessária para uma adequada operação do dispositivo médico (100). Além disso, a condição presente do paciente pode ser também detectada por meio de adequados dispositivos de medição ou sensores, a
15 fim de prover parâmetros que indicam a condição do paciente. Dessa forma, essas características e/ou parâmetros podem ser correlacionadas ao estado presente do dispositivo médico (100), tal como, consumo de energia, modo operacional e temperatura, assim como, a condição do
20 paciente indicada, por exemplo, pela temperatura do corpo, pressão sangüínea, batimentos cardíacos e respiração.

Além disso, um dispositivo de armazenamento de energia ou acumulador (não mostrado) pode ser também conectado ao receptor de energia (102), para acumular a
25 energia recebida, para uso final pelo dispositivo médico (100). Alternativamente ou adicionalmente, as características de tal dispositivo de armazenamento de energia, que também indicam a quantidade exigida de energia, podem também ser aferidas. O dispositivo de
30 armazenamento de energia pode ser uma bateria e as características medidas podem ser correlacionadas ao estado presente da bateria, tais como, voltagem, temperatura, etc. A fim de proporcionar uma suficiente voltagem e uma suficiente corrente para o dispositivo médico (100), e

também para evitar um excessivo aquecimento, é claramente entendido que a bateria deve ser carregada de modo ótimo, através do recebimento de uma correta quantidade de energia do receptor de energia (102), isto é, uma quantidade de energia não tão pequena nem demasiadamente grande. O dispositivo de armazenamento de energia pode ser também um capacitor com características correspondentes.

Por exemplo, as características da bateria podem ser medidas regularmente, para determinar o estado momentâneo da bateria, que podem então ser armazenadas como uma informação do estado em um adequado dispositivo de armazenamento, na unidade interna de controle (108). Assim, sempre que novas medições forem feitas, a informação armazenada do estado da bateria pode, conseqüentemente, ser atualizada. Desse modo, o estado da bateria pode ser "calibrado" através da transferência de uma correta quantidade de energia, de modo a manter a bateria em uma condição ótima.

Portanto, a unidade interna de controle (108) é adaptada para determinar o balanço de energia e/ou a quantidade exigida momentaneamente de energia (como, energia por unidade de tempo ou energia acumulada), baseada nas medições feitas pelos sensores acima mencionados ou dispositivos de medição do dispositivo médico (100), ou do paciente ou, se for usado um dispositivo de armazenamento de energia, ou qualquer combinação dos mesmos. A unidade de interna de controle (108) é ainda conectada a um transmissor interno de sinal (110), disposto para transmitir um sinal de controle que reflete a determinada quantidade requerida de energia para um receptor externo de sinal (112), conectado à unidade externa de controle (106). A quantidade de energia transmitida da fonte de energia (104) pode então ser regulada em resposta ao sinal de controle recebido.

Alternativamente, as medições de sensor podem ser transmitidas diretamente para a unidade externa de controle (106), pelo que o balanço de energia e/ou a quantidade de energia momentaneamente exigida podem ser determinados pela
5 unidade externa de controle (106), dessa forma, integrando a função acima descrita da unidade interna de controle (108) na unidade externa de controle (106). Nesse caso, a unidade interna de controle (108) pode ser omitida e as medições de sensor são supridas diretamente para o
10 transmissor de sinal (110), o qual envia as aferições através do receptor (112) e da unidade externa de controle (106). O balanço de energia e a quantidade de energia presentemente exigida podem então ser determinados pela unidade externa de controle (106), com base nas referidas
15 medições do sensor.

Entretanto, é importante que seja entendido que o presente sistema de realimentação de energia é muito mais eficiente do que os sistemas anteriores, pelo fato de não enviar realimentação correlacionada a qualquer parâmetro
20 específico, ao invés disso, se fundamenta no uso real de energia, o qual é comparado ao da energia recebida, por exemplo, com relação à quantidade de energia recebida e usada, à diferença de energia, ou à velocidade de recebimento de energia, quando comparado com a velocidade
25 de energia usada pelo implante médico. O implante pode usar a energia recebida para consumo ou para armazenamento em qualquer dispositivo de armazenamento de energia. Todos os diferentes parâmetros discutidos acima poderiam, então, ser usados, se relevante e necessário, e até mesmo, como uma
30 ferramenta para determinação do balanço real de energia. Entretanto, esses parâmetros podem prestar um importante papel para outras ações tomadas internamente pelo dispositivo médico.

O transmissor interno de sinal (110) e o receptor externo de sinal (112) podem ser implementados como unidades separadas, usando um adequado dispositivo de transferência de sinais, como, por exemplo, sinais de rádio, sinais de IR (infravermelho) e sinais de ultra-som. Alternativamente, o transmissor de sinal (110) e o receptor de sinal (112) podem ser integrados, respectivamente, no receptor interno de energia (102) e na fonte de energia (104), de modo a transportar os sinais de controle numa direção inversa em relação à transferência de energia, basicamente, usando a mesma técnica de transmissão. Os sinais de controle podem ser modulados com relação à frequência, fase ou amplitude.

Para concluir, a disposição de suprimento de energia ilustrada na figura 1 pode, basicamente, operar da seguinte maneira. O balanço de energia é inicialmente determinado pela unidade interna de controle (108). Um sinal de controle (S), que indica a quantidade exigida de energia é também criado pela unidade interna de controle (108), e o sinal de controle (S) é transmitido do transmissor de sinal (110) para o receptor de sinal (112). Alternativamente, o balanço de energia pode ser determinado pela unidade externa de controle (106), ao invés de depender da implementação, conforme mencionado acima. Nesse caso, o sinal de controle (S) pode transportar resultados de medições de diversos sensores. A quantidade de energia emitida da fonte de energia (104) pode então ser regulada por uma unidade externa de controle (106), baseado no balanço de energia determinado, por exemplo, em resposta ao sinal de controle recebido (S). Esse processo pode ser repetido de forma intermitente em determinados intervalos, durante o procedimento de transferência de energia, ou pode ser realizado em um modo mais ou menos contínuo, durante a transferência de energia.

A quantidade de energia transferida, geralmente, pode ser regulada mediante uso de um sistema tipo PWM na fonte de energia (104), tal como, voltagem, corrente, amplitude, frequência de onda e características de pulso.

5 A figura 2 ilustra diferentes modalidades de como a energia recebida pode ser fornecida e usada por um dispositivo médico (200). Similar ao exemplo da figura 1, um receptor interno de energia (202) recebe energia sem fio (E) de uma fonte externa de energia (204), que é controlada
10 por uma unidade de controle de transmissão (206). O receptor interno de energia (202) pode compreender um circuito de voltagem constante, indicado na figura por um quadro tracejado ("V constante"), para fornecimento de energia sob voltagem constante ao dispositivo médico (200).
15 O receptor interno de energia (202) pode compreender ainda um circuito de corrente constante, indicado na figura por um quadro tracejado ("C constante"), para fornecimento de energia sob corrente constante ao dispositivo médico (200).

O dispositivo médico (200) compreende uma parte
20 consumidora de energia (200a), que pode ser um motor, uma bomba, um dispositivo de restrição ou qualquer outro acessório médico que exija energia para sua operação elétrica. O dispositivo médico (200) pode compreender ainda um dispositivo de armazenamento de energia (200b), para
25 armazenamento de energia fornecida a partir do receptor interno de energia (202). Assim, a energia fornecida pode ser diretamente consumida pela parte consumidora de energia (200a) ou armazenada pelo dispositivo de armazenamento de energia (200b), ou a energia fornecida pode ser
30 parcialmente consumida e parcialmente armazenada. O dispositivo médico (200) pode compreender ainda uma unidade de estabilização de energia (200c) para estabilizar a energia fornecida do receptor interno de energia (202). Assim, a energia pode ser fornecida de uma maneira

flutuante, de modo que pode ser preciso estabilizar a energia, antes de a mesma ser consumida ou armazenada.

A energia suprida do receptor interno de energia (202) pode ser ainda acumulada e/ou estabilizada por uma
5 unidade de estabilização de energia separada (208), localizada exteriormente ao dispositivo médico (200), antes de ser consumida e/ou armazenada pelo dispositivo médico (200). Alternativamente, a unidade de estabilização de energia (208) pode ser integrada no receptor interno de
10 energia (202). Em qualquer caso, a unidade de estabilização de energia (208) pode compreender um circuito de voltagem constante e/ou um circuito de corrente constante.

A figura 3a mostra uma primeira modalidade de uma disposição para transmissão de energia sem fio a um
15 implante. A disposição compreende um receptor interno de energia (302) e uma fonte externa de energia (304). Além disso, o receptor interno de energia (302) compreende um elemento interno de recepção (302a). A fonte externa de energia compreende um primeiro circuito elétrico (304a), o
20 qual compreende um gerador de pulsos (304b) e uma unidade de controle de partida e terminal de pulsos (304c), além de um elemento externo de transmissão (304d).

A figura 3b mostra uma segunda modalidade de uma disposição para transmitir energia de um modo sem fio para
25 um implante. A disposição compreende um receptor interno de energia (402) e uma fonte externa de energia (404). Além disso, o receptor interno de energia (402) compreende uma bobina interna receptora (402a). A fonte externa de energia compreende um primeiro circuito elétrico (404a), o qual
30 compreende um gerador de pulsos (404b) e uma unidade de controle de extensão e intercalação de pulsos (404c), além de uma bobina externa de transmissão (404d).

A figura 3c mostra uma terceira modalidade de uma disposição para transmitir energia de um modo sem fio para

um implante. A disposição compreende um receptor interno de energia (502) e uma fonte externa de energia (504). Além disso, o receptor interno de energia (502) compreende uma bobina interna receptora (502b).

5 A figura 3d mostra uma quarta modalidade de uma disposição para transmitir energia de um modo sem fio para um implante. A disposição compreende um receptor interno de energia (602) e uma fonte externa de energia (604). Além disso, a fonte externa de energia (604) compreende uma
10 unidade de controle de extensão e intercalação de pulsos (604b) e um elemento externo de transmissão (604c).

 A figura 3e mostra uma quinta modalidade de uma disposição para transmitir energia de um modo sem fio para um implante. A disposição compreende um receptor interno de
15 energia (702) e uma fonte externa de energia (704). Além disso, o receptor interno de energia (702) compreende um circuito receptor (702a) e um elemento interno receptor (702b).

 A figura 3f mostra uma sexta modalidade de uma
20 disposição para transmitir energia de um modo sem fio para um implante. A disposição compreende um receptor interno de energia (802) e uma fonte externa de energia (804). Além disso, a fonte externa de energia (804) compreende uma unidade de controle de extensão e intercalação de pulsos
25 (804a), um gerador de pulsos (804b) e um elemento externo de transmissão (804c).

 A figura 3g mostra uma sétima modalidade de uma disposição para transmitir energia de um modo sem fio para um implante. A disposição compreende um receptor interno de
30 energia (902) e uma fonte externa de energia (904). Além disso, a fonte externa de energia (904) compreende uma unidade de controle de extensão e intercalação de pulsos (904a), um gerador de pulsos (904b) e um elemento externo de transmissão (904c). Além disso, o receptor interno de

energia (902) compreende um circuito receptor (902a) e um elemento interno receptor (902b).

A figura 3h mostra uma oitava modalidade de uma disposição para transmitir energia de um modo sem fio para um implante. A disposição compreende um receptor interno de energia (1002) e uma fonte externa de energia (1004). Além disso, a fonte externa de energia (1004) compreende uma unidade de controle de tempo constante (1004a), um gerador de pulsos (1004b) e um elemento externo de transmissão (1004c).

A figura 3i mostra uma nona modalidade de uma disposição para transmitir energia de um modo sem fio para um implante. A disposição compreende um receptor interno de energia (1102) e uma fonte externa de energia (1104). Além disso, o receptor interno de energia (1102) compreende um circuito receptor (1102a), um elemento interno receptor (1102b) e uma unidade de controle de tempo constante (1102c).

A figura 4a mostra um exemplo de pulsos transmitidos, de acordo com uma primeira modalidade da presente invenção. Os pulsos apresentam frequência e amplitude constantes. Entretanto, a relação entre os tempos (t_1) e (t_2) é variável.

A figura 4b mostra outro exemplo de pulsos transmitidos, de acordo com uma segunda modalidade da presente invenção. Durante o tempo (t_1), uma sequência de pulsos é transmitida, e durante o tempo (t_2) nenhuma sequência de pulsos é transmitida. Os pulsos apresentam frequência e amplitude constantes. Entretanto, a relação entre os tempos (t_1) e (t_2) é variável. As figuras 5a e 5b mostram uma solução usando um circuito que utiliza um sinal contínuo de pulso de onda quadrada, com uma frequência constante, em que o ciclo ativo de cada pulso é variado. Nesse tipo de solução, a largura dos pulsos de saída do

amplificador tipo PWMT é linearmente regulada pela voltagem do sinal de entrada. A saída analógica do amplificador tipo PWMT depende do fator de amplificação do circuito.

Esse tipo de amplificador pode produzir qualquer
5 freqüência dentro de sua faixa de freqüência de corrente contínua (DC) para a largura de faixa do filtro de saída do amplificador, em que a saída de energia para a carga é uma réplica da voltagem de entrada, não sendo fixada em nenhuma freqüência específica. Entretanto, nesse exemplo, o
10 amplificador tipo PWMT é utilizado em uma freqüência de 25 kHz, a mesma freqüência usada no exemplo anterior. O sinal de entrada para o amplificador é uma onda senoidal de 25 kHz, e a saída fornece um circuito de ressonância paralelo sintonizado em 25 kHz. A bobina no circuito ressonante
15 paralelo é a bobina de transmissão.

A potência de saída do amplificador para a bobina de transmissão pode ser regulada linearmente, mediante ajuste da amplitude do sinal de onda senoidal de entrada que é diferente do sinal da última solução aqui
20 apresentada, em que a regulação da potência ocorre ao se comutar de modo rápido a potência para um modo de liga e desliga.

A figura 5a mostra o circuito gerador de onda triangular, cuja saída é conectada como uma entrada no
25 amplificador tipo PWMT, conforme mostrado na figura 5b. Nas figuras 5a e 5b os símbolos (Y1), (Y2), (Y3), etc., simbolizam pontos de teste dentro do circuito. Referências aos pontos de teste são encontradas nos gráficos nas figuras. Os componentes nos diagramas de circuito e seus
30 respectivos valores são indicações de valores que funcionam nessa particular implementação, que, logicamente, se constitui em apenas uma de um infinito número de possíveis soluções de projeto.

As figuras 5b' e 5b" mostram um diagrama de circuito contendo a maior parte do amplificador tipo PWMT, onde, no canto esquerdo inferior, se apresenta a entrada (LF), que é a entrada para a onda senoidal de 25 kHz que
5 deverá ser amplificada. Na entrada (LF) se dispõe a entrada de onda triangular que se origina do triângulo esquemático. Para a direita, na metade do núcleo esquemático, se dispõe uma bobina de transmissão (L7), conectada a saídas diferenciais, saídas positiva e
10 negativa, do amplificador tipo PWMT. A bobina de transmissão (L7) se dispõe em série com a resistência de perda em série (R1) do fio na bobina, e em paralelo com (C1), que é o capacitor de sintonização para sintonizar a bobina de transmissão para o envio da frequência, que nesse
15 caso em particular, é de 25 kHz.

O fator de amplificação do amplificador tipo PWMT é aproximadamente de 70.

O circuito do amplificador tipo PWMT tem início no triângulo esquemático. Esse esquema contém o gerador de
20 onda triangular do amplificador tipo PWMT. O gerador de onda triangular é o cerne do circuito e a precisão final do amplificador é acentuadamente influenciada pela qualidade da onda triangular.

As referências (V2) e (V8) encontradas no
25 triângulo esquemático constituem o suprimento de energia para o amplificador operacional, com uma voltagem de $\pm 15V$. O suprimento de energia (V1) e (V2) gera voltagens de suprimento para os comparadores configurados (X1) e (X2), de modo que as saídas dos comparadores sejam centralizadas
30 no potencial terra. A figura 5c mostra a voltagem de saída do comparador (X1), ou seja, (Y1), junto com o sinal de realimentação (Y2), para o mesmo comparador.

O comparador (X1) compara o sinal de entrada (Y2) com o potencial terra. Se esse sinal de entrada for maior que o potencial terra, a saída estará em um alto nível e se for menor, a saída estará em um baixo nível. Existe uma
 5 pequena quantidade de realimentação positiva proveniente da saída do comparador para a entrada positiva, conforme pode ser visto pelo traço de (Y2) no diagrama. Quando a saída se modifica de um nível alto para um nível baixo, o nível do traço de (Y2) é puxado para um nível mais alto pela
 10 realimentação da saída, mesmo que estivesse correto no instante em que a saída começou a se modificar. A realimentação funciona da mesma maneira que aquela da mudança de nível alto para baixo, a única diferença sendo que a entrada é puxada para baixo, para um nível mais
 15 baixo, ao invés de ser puxada para um nível mais alto. A realimentação cria uma histerese no circuito do comparador, que juntamente com o lento crescente e decrescente rendimento do amplificador (X1x), forma o núcleo de um circuito oscilante, com oscilação em 250 kHz.

20 A saída de (X1), isto é, (Y1), é conectada à entrada de (X1x) através do resistor de determinação de corrente (R2x). O amplificador operacional sempre tenta manter as suas entradas no mesmo nível e quando uma corrente positiva é colocada em (R2x) pelo comparador (X1),
 25 a saída do amplificador operacional (X1x) tem de suprir a mesma exata quantidade de corrente através do capacitor (C1x), a fim de manter o diferencial de voltagem entre suas entradas em zero.

Quando a entrada do comparador para (X1x) se
 30 encontra em um nível alto, a corrente que circula em (R2x) também circula através de (C1x).

A figura 5d mostra a corrente através de (C1x), ou seja (iy3x), e a voltagem de saída do amplificador operacional (X1x), ou seja (y2x). Na medida em que a

corrente que circula através de ($C1x$) é perfeitamente constante, a saída do amplificador ($X1x$) aumenta ou diminui em um modelo perfeitamente linear.

A linearidade da corrente circulante através de ($C1x$) pode ser estudada na figura 5e. A figura mostra uma vista ampliada da parte positiva da corrente ($iy3x$) através do capacitor ($C1x$). O valor da corrente é de aproximadamente 5,49 mA, e se modifica muito pouco, na medida em que a voltagem de saída ($y2x$) se modifica no curso do tempo. A resolução vertical apresentada no diagrama é de 50 uA por divisão, e a corrente não está se modificando mais do que um máximo de 5 uA de afastamento no pedaço inicial do traço, onde alguma anelação é vista, devido à largura de faixa finita do amplificador operacional. A mudança de 5 uA da corrente total de 5,49 mA, se transfere para uma condição não linear de menos que 0,09% na forma de onda triangular de saída.

Para se obter esse nível de linearidade, alguns truques adicionais devem ser aplicados ao circuito. Uma pequena parte da forma de onda de saída ($y2X$) é realimentada através de ($C3$) e ($R1x$) para a entrada positiva do amplificador operacional. Essa realimentação positiva é usada para remover o fator de amplificação finito dos amplificadores da equação e para compensar o vazamento de corrente circulante através do resistor de realimentação de corrente contínua (DC), o resistor ($R4x$). Ao aplicar a correta quantidade de realimentação positiva, é quase que possível balancear perfeitamente esses fatores.

A figura 5f mostra como o sinal de realimentação positiva ($y9$) se modifica, na medida em que a voltagem de saída ($y2x$) do amplificador se modifica no curso do tempo. O traço ($y9$) não está em um nível constante, como poderia estar se a entrada estivesse simplesmente conectada ao potencial terra, se encontrando em modificação no curso do

tempo para compensar qualquer vazamento de corrente e o fator finito de amplificação do amplificador operacional, na medida em que a voltagem de saída (y_{2x}) se modifica. O diagrama também mostra o nível de sinal de entrada negativo
 5 (y_8) dentro do amplificador.

A anelacão na forma de onda de saída (y_{2x}) e a corrente (i_{y3x}) nos pontos em que a voltagem de saída se modifica da inclinação positiva para negativa ou da inclinação negativa para positiva se deve ao limite da
 10 largura de faixa do amplificador operacional. Um circuito de onda triangular necessita um amplificador de largura de faixa infinita para ser perfeitamente linear, uma vez que as frequências necessárias para uma perfeita transição da inclinação positiva para negativa são infinitas.

Esse tipo de circuito, logicamente, não existe, porém, existe um truque implementado no circuito que melhora a situação. A saída do comparador (X_2) se modifica sempre que a saída de (X_1) se modificar. A saída do comparador (X_2) é usada para aumentar a corrente de saída e
 20 a largura de faixa do amplificador operacional (X_{1x}) durante as mudanças de inclinações. A voltagem de saída de (X_2), ou seja (y_4), conforme visto na figura 5g, é acoplada à saída do amplificador operacional através dos componentes de filtração de alta frequência (R_2) e (C_2). A
 25 intensificação proporcionada por (X_2) promove a linearidade da onda triangular e diminui a anelacão na forma de onda de saída (y_{2x}), no diagrama.

A saída do circuito triangular, saída de onda triangular em 250 kHz, é alimentada no circuito do núcleo
 30 na base esquerda, como a entrada de onda triangular em 250 kHz. O sinal de onda triangular é conectado ao comparador (X_{17}), que compara o sinal de entrada de onda triangular com o sinal de entrada analógico de frequência mais baixa alimentado ao comparador, a partir da entrada (LF).

A figura 5h mostra as relações entre o sinal de entrada de onda triangular em 250 kHz (y24), a entrada de onda senoidal em 25 kHz na entrada (LF), ou seja (y25) e a voltagem de saída (y23) do comparador (X17). As voltagens (y24) e (y25) apresentam a mesma escala vertical no diagrama. Pode ser observado que quando a voltagem do triângulo (y24) se encontra em um nível mais alto que do sinal de entrada de (LF) (y25), a saída do comparador (y23) se encontra em um nível alto, pelo que, conseqüentemente, quando a onda triangular for inferior ao sinal de (LF), a saída estará em um nível baixo.

Ao estudar o sinal de saída (y23) do comparador, se torna evidente que o sinal é um sinal de PWM, com a freqüência de mudança de base de 250 kHz, a qual é controlada pela freqüência da onda triangular. A quantidade de alto ou baixo nível do sinal de saída digital (y23) do comparador se correlaciona ao nível de sinal do sinal de entrada de (LF), embora, nesse caso, corresponda realmente ao nível invertido de entrada de (LF). Esse circuito extremamente simples, realmente, proporciona toda a translação de um sinal de entrada linear para um sinal de PWM de alta precisão, mediante simples comparação do nível de sinal de (LF) com uma onda triangular bastante linear.

De modo a talvez mostrar ainda mais claramente a correlação entre o nível do sinal de entrada e o sinal de saída de PWM do comparador (X17), a figura 5i mostra as formas de onda de PWM de saída positiva e negativa provenientes do comparador (X17), juntamente com o sinal de entrada de (LF).

Quando o sinal de entrada de (LF) se encontra em um nível mais alto, a saída positiva (y30) do comparador permanece em um nível alto ainda mais crescente, na medida em que o sinal de entrada de (LF) alcança níveis cada vez maiores e, do mesmo modo, a saída permanece crescente em um

nível baixo, na medida em que o nível do sinal diminui. A saída (y23) do comparador (X17) é o inverso da saída (y30), conforme pode ser claramente visto no diagrama.

As saídas positiva e negativa do comparador (X17) são depois alimentadas a dois circuitos tampões (X2) e (X11), para diminuir a impedância de saída dos dois sinais, antes de serem introduzidos nos circuitos de retardamento de pulsos no amplificador.

A partir de agora, o comportamento do circuito que manipula a parte positiva do sinal de PWMT na parte superior do esquema é exatamente o mesmo que do circuito inferior que manipula a parte negativa do sinal de PWMT. Por razões de simplicidade, somente a parte inferior do circuito que manipula o sinal negativo de PWMT é discutida.

A figura 5j mostra a saída do circuito de distribuição, feita de dois comparadores (X15) e (X16), juntamente com os componentes distintos que os envolvem no esquema. A finalidade do circuito de distribuição é retardar o sinal de ligação a um dos transistores tipo MosFet (Sigla em Inglês de: Transistor de Efeito de Campo de Semicondutor de Óxido Metálico), comparado ao sinal de desligamento para o outro. Normalmente, os transistores tipo MosFet exibem um tempo de retardo de desligamento ligeiramente maior, quando comparado ao retardo da ligação. Devido a esse comportamento, existe um risco na aplicação de comutação, como, por exemplo, quando da ligação e desligamento de sinais que chegam ao mesmo tempo aos transistores tipo MosFet superior e inferior no estágio de saída, poderá ocorrer um pico de corrente circulando nos mesmos durante o período de transição, quando um dos transistores é ligado, um pouco antes do outro ser desligado. Logicamente, isso não é desejável, uma vez que dentre outros efeito indesejáveis, radicalmente diminui a eficiência do circuito.

O circuito de distribuição gera um retardo na ligação para ambos os transistores tipo MosFet superior e inferior. No caso dos MosFets inferiores, o capacitor (C12), o resistor (R31) e o diodo (X12) para um retardo
5 assimétrico, somente retardam o flanco de ligação no sinal e não o flanco de desligamento. Ao se desligar o capacitor (C12), o mesmo é rapidamente carregado pela impedância de baixa saída do comparador de transmissão (X2), através do diodo (X12), no nível limite do comparador (X16) e a saída
10 é desviada momentaneamente, na medida em que a entrada se desvia. Ao se ligar o diodo, se bloqueia a voltagem e o capacitor (C12) é carregado em um compasso mais lento através do resistor (R31), criando um retardo na transição de saída, comparado à transição de entrada.

15 A figura 5j mostra a relação entre as duas voltagens, resultante do circuito de distribuição. O traço de (y19) mostra o sinal para o transistor MosFet superior e o traço de (y20) mostra o sinal para o transistor MosFet inferior. A resolução horizontal no diagrama é de 50 ns, por divisão. Para entendimento do diagrama é importante
20 saber que o traço de (y20) apresenta uma função invertida, se comparado ao traço de (y19). Quando (y20) for alto, o transistor MosFet inferior é desligado, e quando for baixo, o transistor é ligado. Isso se deve à função de inversão dos transmissores tipo MosFet (X13) e (X14) e ao fato de
25 que o MosFet superior é um dispositivo de canal tipo (P), o qual, também, uma vez mais inverte o sinal, provocando a correção do traço de (y19) e a inversão do traço de (y20), no caso de se considerar normal, quando o nível do sinal é
30 alto, o MosFet estar ligado.

No diagrama, fica então claro que o sinal (y20) está desligando o transistor MosFet inferior de aproximadamente 25 ns, antes de o sinal (y19) estar ligando o transistor MosFet superior e, da mesma maneira, o MosFet

superior é desligado pelo sinal (y19) cerca de 25 ns antes do MosFet inferior ser ligado pelo sinal (y20).

A figura 5k mostra as voltagens de entrada para os transistores Mosfets superior e inferior, respectivamente. A voltagem de acionamento do Mosfet superior é representada pelo traço (y14) e a voltagem de acionamento do Mosfet inferior é representada pelo traço (y16).

Ambos os sinais de saída dos *drivers* do Mosfet X13 e X14 são acoplados em corrente alternada (AC), antes de serem conectados aos Mosfets. Isso é benéfico para ambos os Mosfets inferior e superior. O acoplamento em corrente alternada do sinal ao Mosfet inferior modifica os níveis de sinal, de modo que a oscilação de saída do *driver*, que é variável entre 0 e 15 volts na saída, oscila entre -0,7 e 14,3 volts no portão do Mosfet. A oscilação negativa é benéfica pelo fato de que proporciona uma margem um pouco maior para a ligação indesejada do Mosfet durante a transição da voltagem de saída de um nível baixo para um nível alto. O transistor Mosfet, tipicamente, começa a conduzir quando a voltagem da fonte do portão é maior que 1,5V. Se a voltagem da fonte do portão no estado desligado for abaixada de zero volt para -0,7 volts, isso aumenta a margem de segurança para a ligação indesejada de 1,5V para 2,2V, o que é uma melhoria de aproximadamente 45%.

Um dos benefícios do acoplamento em corrente alternada do Mosfet superior é o mesmo que o do inferior, criando uma margem de segurança maior para a ligação indesejada do Mosfet durante transições de voltagem de saída de alta voltagem para baixa voltagem. A outra vantagem do acoplamento em corrente alternada (AC) é que não existe necessidade de um *driver* de alta voltagem para o Mosfet superior, uma vez que o acoplamento em corrente alternada, automaticamente, coloca a faixa de voltagem do

portão, de 0,7V acima da voltagem de suprimento, para 14,3V abaixo voltagem de suprimento. Isso é demonstrado pelo traço (y14) na figura 5k, que altera de 90,7V em nível alto para 75,7V em nível baixo, com uma voltagem de suprimento de 90V, criando um portão para a voltagem de fonte, para o Mosfet superior, que se modifica entre 0,7V em um nível alto, diminuindo para -14,3V em um nível baixo.

A figura 5i mostra a relação entre a voltagem de saída (y13) dos Mosfets e as voltagens do transmissor do portão (y14) e (y16). A importância da margem de segurança discutida acima para a ligação indesejada dos Mosfets é claramente mostrada pela curvatura no traço (y16), no início da parte de baixa voltagem para o traço no diagrama, coincidindo com a transição de baixa para alta, para a voltagem de saída (y13). O que acontece é que o capacitor de desvio de drenagem do portão no Mosfet inferior puxa a voltagem do portão para um nível mais alto, quando a voltagem de drenagem rapidamente aumenta a força do *driver* (X13) do portão do Mosfet, para liberar corrente para o portão, de modo a manter o mesmo em um nível de baixa voltagem. Devido ao fato de que a impedância de saída do *driver*, de modo ideal, não é de zero ohms, mas, de alguns ohms, ocasiona o aumento da voltagem do portão durante esse período para um nível de cerca de 1V acima do potencial terra. Sem a adicional margem de segurança de 0,7V, isso poderá ter ocasionado ao Mosfet inferior a sua ligação, conduzindo a corrente, quando isto seria altamente indesejável. O mesmo comportamento pode ser estudado no traço (y14), quando a voltagem de saída (y13) se modifica de alta para baixa, quando a capacitância de desvio do portão de drenagem puxa para baixo o nível de (y14), para cerca de 1 volt abaixo da voltagem de suprimento.

O diagrama também mostra as correntes através dos Mosfets, (iy8) e (iy21), a corrente de saída (iy26) se

deslocando através da bobina de filtração de saída (L2). A saída de onda quadrada (y13), conforme a técnica PWM, dos Mosfets, é filtrada pelo filtro de saída formado por (L2) e (C7). O filtro remove a alta frequência de comutação e deixa o sinal de baixa frequência amplificado, o que se assemelha ao sinal de entrada de LF para o amplificador, amplificado para um nível de cerca de 70 vezes o nível de entrada de LF.

A saída positiva do amplificador se dispõe em uma versão invertida da saída negativa do amplificador, isto é, se a saída positiva for de +10V, a negativa será de -10V. A carga, a bobina de transmissão (L7) e o circuito de ressonância paralelo formado conjuntamente com (C1), são conectados entre as saídas positiva e negativa do amplificador. Quando não existe sinal de entrada para o amplificador, ambas as saídas permanecem na metade do nível de tensão de suprimento, criando um nível de saída de zero volt. Se o sinal de entrada for positivo, a tensão positiva será acima da metade da tensão de suprimento, e a negativa abaixo, criando uma tensão de saída positiva a partir do amplificador, e se a tensão de entrada for negativa, a saída positiva será abaixo da metade da tensão de suprimento, e a negativa acima, criando uma tensão de saída negativa a partir do amplificador.

A vantagem significativa da abordagem da técnica PWM do primeiro circuito de implementação, é que as perdas de potência no amplificador de PWM, comparado a um modelo linear padrão, são radicalmente diminuídas. Ao mesmo tempo, o circuito exibe o mesmo comportamento que do modelo linear, apresentando um fator de amplificação constante, amplificando um sinal de entrada de corrente contínua (DC) para cerca de 25 kHz, por meio desse fator. A largura de faixa de saída do amplificador é limitada pela frequência de comutação e pela frequência de interrupção superior do

filtro de saída. A frequência de interrupção do filtro de saída tem de ser baixa o suficiente, para evitar significativas quantidades da frequência de comutação na saída do amplificador. Para aumentar a largura de faixa do
5 amplificador, portanto, é necessário aumentar a frequência de comutação. O limite superior da frequência de comutação é estabelecido pelas capacitâncias de desvio nos Mosfets, e seus retardos de ligação e desligamento. Os Mosfets de grande potência apresentam retardos mais longos e
10 capacitâncias de desvios mais altas, tornando as comutações mais altas nas frequências, acentuadamente difícil. Assim, no presente modelo escolhido, uma frequência de 250 kHz pode ser ligeiramente aumentada, porém, ao custo do aumento das perdas de comutação e, dessa forma, com uma reduzida
15 eficiência.

A figura 6a mostra outra modalidade de um sistema de PWMT. A técnica de controle de transferência de energia, nesse caso, usa uma abordagem de PWMT modificada, que desvia uma seqüência de pulsos contínua, durante diversos
20 períodos de pulsos e, então, novamente por diversos períodos de pulsos. A vantagem dessa técnica é que ela é facilmente controlada por um microprocessador padrão e, desnecessariamente, não sobrecarrega o microprocessador com uma grande sobrecarga para a tarefa de regulação. A
25 comutação do sistema pode ser feita de modo lento, na faixa de milissegundo. Logicamente, isso constitui uma grande vantagem, uma vez que é possível ter o processador realizando outras tarefas no sistema, também, sendo possível se utilizar um microprocessador menos potente e,
30 portanto, mais barato.

Na figura 6a, os símbolos (Y1), (Y3), (Y4), etc., simbolizam pontos de teste dentro do circuito. Referências aos pontos de testes são encontradas nos gráficos, nos diagramas seguintes do texto. Os componentes nos diagramas

e seus respectivos valores são valores que funcionam nessa particular implementação, que, logicamente, representa apenas uma dentre uma infinidade de possibilidades de soluções de projeto.

5 Na figura 6a, (L1) é a bobina de transmissão. (R1) é a resistência de perda da série no condutor na bobina e (C1) é o capacitor de sintonização para sintonizar a bobina de transmissão com a frequência de envio, que nesse caso em particular, é de 25 kHz.

10 O sinal de entrada de PWMT é um sinal de entrada lógico, proveniente de um microprocessador, ou de algum outro adequado dispositivo de controle lógico. O sinal de entrada de PWMT liga e desliga a energia para a bobina de transmissão, diversas vezes por segundo. Sempre que a
15 entrada se encontrar em um nível lógico baixo, a energia é transmitida e quando se encontrar em um nível lógico alto, a transmissão é desativada.

Os componentes do circuito (V1) e (V4) são supridores de energia. A voltagem de (V1) é 100V, acionando
20 o amplificador de potência que energiza a bobina de transmissão. A voltagem de (V4) é 5V, acionando os circuitos analógicos e lógicos apresentados no esquema. Os símbolos (Y1), (Y3), (Y4), etc., simbolizam pontos de teste dentro do circuito. Referências aos pontos de testes são
25 encontradas nos gráficos, nos diagramas seguintes do texto. Os componentes nos diagramas e seus respectivos valores são valores que funcionam nessa particular implementação, que, logicamente, representa apenas uma dentre uma infinidade de possibilidades de soluções de projeto.

30 A figura 6b mostra diferentes voltagens no circuito, circundando o comparador (X10) na partida, quando a voltagem de acionamento (Y1) é acionada. O ponto de acionamento se encontra na metade do diagrama, onde a voltagem (Y1) começa a diminuir de 100V para cerca de 20V.

Os resistores (R4 e (R3) formam um divisor de
voltagem que divide a voltagem (Y1), sobre a bobina de
transmissão (L1). Essa voltagem (Y4) é alimentada na
entrada positiva do comparador (X10), o que está
5 apresentado na figura 6b pelo gráfico 3. Os diodos tipo
Schottky (X4) e (X5) em combinação como capacitor (C2) e
resistor (R2) são usados para tornar retardada a voltagem
(Y5), atrás da voltagem (Y4). Quando a voltagem (Y4)
aumenta, a voltagem (Y5) será uma voltagem de diodo abaixo
10 de (Y4) e a corrente através do diodo (X5) irá carregar o
capacitor (C2). Quando a voltagem (Y4) começar a diminuir,
a voltagem (Y5) irá permanecer mais alta que a voltagem
(Y4), devido à carga armazenada em (C2). Desse modo, a
voltagem (Y5) será sempre mais alta que (Y4) se a voltagem
15 (Y4) estiver caindo e será sempre mais baixa que (Y4) se a
voltagem (Y4) estiver se elevando. Ao alimentar essas
voltagens às entradas, respectivamente, positiva e negativa
do comparador (X10), a voltagem de saída do comparador (Y3)
será uma indicação se a voltagem (Y1) sobre a bobina de
20 transmissão está se elevando ou caindo. Se a voltagem (Y1)
estiver se elevando, a voltagem (Y3) se encontrará em um
alto nível lógico, e se a voltagem (Y1) estiver caindo, a
voltagem (Y3) estará em um baixo nível lógico. Isso é
mostrado na figura 6.

25 A figura 6c mostra as voltagens em volta do
comparador (X1), quando a voltagem de saída de (X10), (Y3),
está se modificando, devido à voltagem de alteração em
(Y1), conforme visto no diagrama, à direita do ponto
central do diagrama.

30 A figura 6d mostra quatro gráficos, sendo descrita
a seguir. O circuito (X10) é usado para gerar uma única
saída de pulso com extensão constante após as mudanças da
voltagem (Y3) de um nível de lógica alta para um nível de
lógica baixa, significando que cada tempo (Y1) ao se

modificar de positivo para negativo, gera uma voltagem de pulso (Y6) negativa. A entrada negativa de (X10), ou seja, (Y8), é mantida em um nível constante de cerca de 3,5V, pelos resistores divisores (R8) e (R9). Essa voltagem constante é comparada à voltagem (Y7). A voltagem (Y7) é impulsionada lentamente pela transição de nível alto para nível baixo da voltagem (Y3), retornando para um nível alto em um passo determinado pelo carregamento do capacitor (C3) através do resistor (R7). O diodo (X6) se dispõe simplesmente no circuito para prevenir voltagens mais altas que a voltagem de suprimento em (Y7), quando a voltagem (Y3) se modifica de um nível baixo para um nível alto. O capacitor (C3), nesse caso, é descarregado através do diodo (X6).

As voltagens no circuito em torno de (X3) são mostradas na figura 6e. As voltagens são mostradas a partir de uma partida de energização inicial do circuito com a duração de 500 microssegundos. Em $T=0$, a voltagem (Y10) começa a aumentar, quando o capacitor (C4) é carregado através do resistor (R11). Quando a voltagem (Y10) alcança o mesmo nível que a voltagem (Y12), a voltagem de saída de (X3), isto é, (Y11), se modifica de um nível lógico alto para um nível lógico baixo. Essa mudança em (Y11) faz com que o nível da voltagem (Y12) caia, e a voltagem (Y10) começa a diminuir, devido à descarga do capacitor (C4) através do resistor (R11). Novamente, quando a voltagem (Y10) alcança o mesmo nível que a voltagem (Y12), a voltagem (Y11) se modifica de um nível lógico baixo para um nível lógico alto. A voltagem de saída (Y3), do circuito (X3), é uma seqüência de pulsos contínua, com uma frequência de 25 kHz.

A figura 6f mostra as voltagens no circuito (X3), quando a voltagem (Y1) se desvia de zero. Na parte esquerda do diagrama, as voltagens (Y10), (Y11) e (Y12) são as

mesmas que as mostradas na figura 6f, após a fase de partida inicial. Imediatamente, quando a voltagem (Y1) começa a se modificar, a voltagem (Y10) é puxada para baixo através do diodo (X2) pela voltagem de alteração (Y3), gerada por (X3). Isso faz com que a saída da sequência de pulsos contínua (Y11) de (X3) seja interrompida. Na medida em que (Y3) se torna baixa no curso do tempo, devido à mudança da voltagem (Y1), a voltagem (Y10) nunca irá retornar para um nível tão alto quanto o da voltagem (Y12) e, assim, a voltagem de saída (Y11) irá sempre permanecer em um alto nível lógico, na medida em que a voltagem (Y1) esteja se modificando.

No circuito, o transistor de potência (X9) é completamente acionado pela voltagem de acionamento de (X7) ou completamente desligado. O sinal de entrada para (X7) é variável ou constante, dependendo do nível lógico do sinal de entrada de PWMT. Se o sinal de entrada de PWMT se encontrar em um alto nível lógico, a saída de (A2A) será sempre alta, tornando a saída de (X7) sempre baixa, fazendo com que o transistor de potência (X9) seja desligado. Nesse modo, não ocorre nenhuma força de acionamento para a bobina de transmissão e nenhuma energia é transmitida para a bobina de recepção. Se o sinal de entrada de PWMT se encontrar em um nível lógico baixo, a saída de (A2A) é livre para se modificar, de acordo com as alterações do sinal de chegada de (A1A). O sinal de saída de (A1A) pode se modificar quando a voltagem (Y6) se encontrar em um nível lógico alto, o que ocorre na partida, antes de o sinal (Y1) começar a mudar de nível.

Inicialmente, quando se dá a partida ao circuito, não existe nenhuma mudança de voltagem em (Y1) e, portanto, a voltagem (Y6) está constantemente em um nível lógico alto. Para se proceder à mudança de voltagem de (Y1), é exigido um sinal de partida. Esse sinal de partida é

extraído da sequência de pulsos contínua (Y11). Quando o sinal (Y11) dá a partida ao sinal (Y1), o sinal (Y11) é interrompido e auxiliado em um alto nível lógico pela presença do sinal (Y3), e o sinal (Y6) começa a gerar os pulsos de saída de (A1A), que, no final, acionam o transistor de potência (X9). Os pulsos de volt agem (Y6), nesse caso, acionam a bobina de transmissão (L1) em um passo determinado pela frequência de sintonização da bobina de transmissão (L1) e do capacitor (C1). Esse comportamento da partida é mostrado na figura 6f.

A figura 7a mostra um diagrama de um circuito eletrônico no terminal receptor do sistema de transmissão TET. A bobina de captação de energia (L1), recebe a energia transmitida da bobina de envio, também denominada (L1), no diagrama do amplificador tipo PWMT. O circuito e o diagrama são incluídos para ilustrar o efeito da regulação da energia transmitida do amplificador tipo PWMT.

A bobina receptora (L1), juntamente com os diodos (D1x) a (D4x), carrega o capacitor (C6), que cria um primeiro filtro retificador para o sinal recebido de energia de corrente alternada (AC). O diodo (D3) impede o capacitor (C1) da descarga em (C6), quando a energia não é fornecida a partir da bobina receptora (L1). Os resistores (R5) e (R10) são somente usados para fins de medição de corrente, não ocasionando nenhum outro efeito no circuito, devido a sua baixa resistência de 1 mohm. O capacitor (C1) é o principal elemento de armazenamento de energia do circuito. Ele fornece energia para o resistor de carga (LOAD), variando a carga da fonte de corrente (I1).

A figura 7b mostra quatro gráficos. A corrente de carga total extraída de (C1) pelo resistor (LOAD) e a fonte de corrente (I1) variam no curso do tempo, começando em 40 mA e mudando para 4 mA após 25 ms, conforme mostrado no diagrama pelo gráfico 4, (IY10). No referido diagrama, (Y5)

mostra a voltagem sobre (C1), em que a corrente fornecida à (C1) é mostrada por (iy12) e, finalmente, a voltagem sobre a bobina receptora (L1) é mostrada pelo gráfico (y1).

A voltagem sobre (C1), isto é, (Y5), cai, na
5 medida em que a corrente da carga é de 40 mA. Quando a corrente da carga diminui para 4 mA, a voltagem se torna estável, indicando que a corrente média fornecida por (L1), (iy12), para (C1) é de 4 mA. Os pulsos recebidos pela bobina receptora são bastante curtos, com cerca de 2% de
10 ciclo de atividade, significando que a energia recebida do amplificador tipo PWMT é somente fornecida durante 2% do período total do amplificador tipo PWMT, de 5 ms. O ciclo de atividade de 2%, aparentemente, proporciona suficiente energia para uma carga de 4 mA, mas, não é suficiente para
15 a carga de 40 mA, uma vez que a voltagem sobre (C1) se encontra em um nível constante, quando os 4 mA são dela extraídos pela carga. A figura 7c mostra uma vista detalhada da voltagem na bobina receptora (L1) e do sinal de modulação dos amplificadores tipo PWMT, o sinal de
20 entrada de PWMT no diagrama do amplificador PWMT, nesse caso, com ciclo de atividade de 2%.

A figura 7d mostra um detalhe ainda maior da voltagem na bobina receptora (L1) e no sinal de modulação dos amplificadores tipo PWMT. No diagrama pode ser
25 observado que a voltagem na bobina receptora (L1) exhibe uma longa anelação lentamente decrescente após os amplificadores tipo PWMT serem desligados. Esse comportamento se deve à energia armazenada no circuito de ressonância, no lado de transmissão do sistema, formado
30 pela bobina de transmissão (L1) e capacitor (C1) no diagrama do amplificador tipo PWMT. Quando o amplificador tipo PWMT é desligado, o circuito de ressonância de transmissão ainda transmite, usando a energia armazenada no próprio circuito de ressonância paralelo. Mesmo que o sinal

de entrada de PWMT dos amplificadores tipo PWMT tenha um ciclo de atividade de 2%, o sinal transmitido resultante parece ser igual ao de um ciclo de atividade de cerca de 4%, devido a essa energia armazenada.

5 A fim de suprir suficiente energia e corrente durante o período de consumo de 40 mA, para que a voltagem em (C1) permaneça constante, o ciclo de atividade do amplificador tipo PWMT tem de ser aumentado para 40%. A figura 7e mostra as voltagens e correntes que estão
10 presentes no circuito com um ciclo de atividade de 40%. A voltagem em (C1), ou seja (Y5), é agora constante desde o período inicial até 25 ms, começando então a aumentar quando a corrente da carga é diminuída para 4 mA.

 A figura 7f mostra uma vista detalhada da
15 voltagem na bobina receptora (L1) e no sinal de modulação dos amplificadores tipo PWMT, no sinal de entrada de PWMT, com um ciclo de atividade de 40%.

 Na particularmente detalhada figura 7g, pode ser observado que a anelação da energia armazenada no circuito
20 de ressonância paralelo de transmissão contribui, agora, muito menos para o sinal total sobre (L1) com um ciclo de atividade de 40%, comparado ao caso do ciclo de atividade de 2%.

 De acordo com a figura 7h, mediante aumento do
25 ciclo de atividade de PWMT para 80%, é possível suprir ainda mais energia para a bobina receptora e circuito. O consumo de energia, agora, tem de ser aumentado para 80 mA, para ser possível equilibrar a corrente suprida por (L1). Durante os primeiros 25 ms, a voltagem em (C1), ou seja
30 (Y5), permanece no mesmo nível e, rapidamente, começa a aumentar, quando a carga da corrente for diminuída para 4mA.

 As figuras 7i-7j mostram vistas detalhadas da voltagem na bobina receptora (L1) e no sinal de modulação

dos amplificadores tipo PWMT, com o ciclo de atividade de 80%. A figura 8a mostra uma solução com um circuito utilizando um sinal de pulso contínuo de onda quadrada, com uma frequência de base constante, em que o ciclo de
 5 atividade de cada pulso é variado. A voltagem de saída do amplificador tipo PWMT é linearmente regulada pela voltagem de entrada. A voltagem de saída média digital do amplificador tipo PWMT é a mesma que da voltagem de entrada analógica, multiplicada pelo fator de amplificação do
 10 circuito.

Esse tipo de amplificador pode produzir qualquer frequência dentro de sua faixa de frequência de corrente contínua (DC), para cerca de um terço da frequência de base constante, a saída para a carga sendo uma réplica digital
 15 da voltagem de entrada e não sendo fixada para qualquer frequência particular. Entretanto, nesse exemplo, o amplificador tipo PWMT é usado com uma frequência de sinal de entrada de 25 kHz. O sinal de entrada para o amplificador é uma onda senoidal de 25 kHz e a saída
 20 fornece o piezo-cristal e circuito de sintonização sintonizado em 25 kHz, com uma réplica digital do sinal analógico de entrada. O cristal, (X4) no núcleo esquemático abaixo, é o elemento de transmissão.

A potência de saída do amplificador para o
 25 cristal de transmissão pode ser regulada mediante ajuste da amplitude do sinal de onda senoidal de entrada.

A figura 8a mostra o circuito gerador de onda triangular, cuja saída é conectada como uma entrada na figura 8b' e 8b" do amplificador tipo PWMT. Nas figuras 8a,
 30 8b' e 8b", os símbolos (Y1), (Y2) e (Y3), etc., simbolizam pontos de teste dentro do circuito. Referências aos pontos de teste são encontradas nos gráficos nos diagramas que se seguem no presente texto. Os componentes nos diagramas de circuito e seus respectivos valores são indicações de

valores que funcionam nessa particular implementação, que, logicamente, se constitui em apenas um de um infinito número de possíveis soluções de projeto.

A figura 8a mostra um diagrama de circuito contendo a maior parte do amplificador tipo PWMT; no canto esquerdo inferior da figura se dispõe a entrada de LF, que é a entrada para a onda senoidal de 25 kHz que deveria ser amplificada em um sinal digital de saída. Na entrada de LF se dispõe a entrada de onda triangular que surge no triângulo esquemático. À direita, na metade do núcleo esquemático, se dispõe o cristal de transmissão (X4), conectado às entradas digitais diferenciais, saída positiva e negativa, do amplificador tipo PWMT. O cristal de transmissão (X4) se dispõe em série com seus componentes do circuito de sintonização associado, sintonizado na frequência de envio, que, nesse caso particular, é de 25 kHz. As figuras 8c-8d mostram a relação entre o sinal de entrada e o sinal de saída do amplificador tipo PWMT; na figura 8c, (Y25) é o sinal de entrada e (Y2) é o sinal de saída positivo digital do amplificador, e na figura 8d, (Y13) é a saída negativa digital do amplificador.

As figuras 9a-9c ilustram esquematicamente diferentes estados de operação de um aparelho geralmente projetado de acordo com a presente invenção, quando o aparelho é aplicado sobre uma porção de parede de um órgão do corpo referido como (B0). O aparelho inclui um dispositivo de contração e um dispositivo de estimulação, que são designados por (CSD) e um dispositivo de controle designado por (CD), para comandar os dispositivos de contração e estimulação (CSD). A figura 9a mostra o aparelho em um estado inativo, em que o dispositivo de contração não comprime o órgão do corpo (B0) e o dispositivo de estimulação também não estimula o órgão (B0). A figura 9b mostra o aparelho em um estado de contração, no

qual o dispositivo de controle (CD) comanda o dispositivo de contração para suavemente comprimir a porção de parede do órgão (BO) para um estado contraído, no qual a circulação de sangue na porção de parede contraída é substancialmente não-restringida, e o fluxo no lúmen da porção de parede é restringido. A figura 9c mostra o aparelho em um estado de estimulação, no qual o dispositivo de controle (CD) comanda o dispositivo de estimulação para estimular diferentes áreas da porção de parede contraída, de modo que quase toda a porção de parede do órgão (BO) se contrai (se torna espessa) e fecha o lúmen.

As figuras 9d e 9e mostram como a estimulação da porção de parede contraída pode ser ciclicamente variada, entre um primeiro modo de estimulação, no qual a área esquerda da porção de parede (ver a figura 9d) é estimulada, enquanto a área direita da porção de parede não é estimulada, e um segundo modo de estimulação, no qual a área direita da porção de parede (ver a figura 9e) é estimulada, enquanto a área esquerda da porção de parede não é estimulada, a fim de manter no curso do tempo uma satisfatória circulação do sangue na porção de parede contraída.

Deve ser observado que os modos de estimulação mostrados nas figuras 9d e 9e constituem apenas um exemplo do princípio de como a porção de parede contraída do órgão (BO) pode ser estimulada. Assim, mais de duas diferentes áreas da porção de parede contraída podem ser simultaneamente estimuladas em ciclos ou estimuladas de modo sucessivo. Também, grupos de diferentes áreas da porção de parede contraída podem ser sucessivamente estimulados.

As figuras 9f-9h ilustram diferentes estados de operação de uma modificação da modalidade geral mostrada nas figuras 9a-9e, em que os dispositivos de contração e

estimulação (CSD) incluem diversos elementos de contração/estimulação separados, no presente caso, três elementos, (CSDE1), (CSDE2) e (CSDE3). A figura 9f mostra como o elemento (CSDE1) em um primeiro estado de operação é
 5 ativado, para contrair e estimular o órgão (BO), de modo que o lúmen do órgão (BO) seja fechado, enquanto os outros dois elementos (CSDE2) e (CSDE3) são tornados inativos. A figura 9g mostra como o elemento (CSDE2) em um segundo estado de operação seguinte é ativado, de modo que o lúmen
 10 do órgão (BO) seja fechado, enquanto os outros dois elementos (CSDE1) e (CSDE3) são tornados inativos. A figura 9h mostra como o elemento (CSDE3) em um terceiro estado de operação seguinte é ativado, de modo que o lúmen do órgão (BO) seja fechado, enquanto os outros dois elementos
 15 (CSDE1) e (CSDE2) são tornados inativos. Ao se modificar entre os primeiro, segundo e terceiro estados de operação, de modo aleatório ou de acordo com uma seqüência predeterminada, diferentes porções do órgão podem ser temporariamente contraídas e estimuladas, ao mesmo tempo em
 20 que se mantém o lúmen do órgão fechado, pelo que o risco de prejudicar o órgão é minimizado. Também, é possível ativar os elementos (CSDE1-CSDE3) sucessivamente ao longo do lúmen do órgão, de modo a movimentar os fluidos e/ou outra matéria corporal no lúmen.

25 As figuras 9i-9k ilustram um modo alternativo de operação da modificação da modalidade geral. Assim, a figura 9i mostra como o elemento (CSDE1) em um primeiro estado de operação é ativado para comprimir e estimular o órgão (BO), de modo que o lúmen do órgão (BO) seja fechado,
 30 enquanto os outros dois elementos (CSDE2) e (CSDE3) são ativados para comprimir, porém, não estimular o órgão (BO), de modo que o lúmen do órgão (BO) não seja completamente fechado, enquanto os elementos (CSDE2) e (CSDE3) se engatam com o órgão (BO). A figura 9j mostra como o elemento

(CSDE2) em um segundo estado de operação seguinte é ativado para comprimir e estimular o órgão (BO), de modo que o lúmen do órgão (BO) seja fechado, enquanto os outros dois elementos (CSDE1) e (CSDE3) são ativados para comprimir, porém, não estimular o órgão (BO), de modo que o lúmen do órgão (BO) não seja completamente fechado, enquanto os elementos (CSDE1) e (CSDE3) se engatam com o órgão (BO). A figura 9k mostra como o elemento (CSDE3) em um terceiro estado de operação seguinte é ativado para comprimir e estimular o órgão (BO), de modo que o lúmen do órgão (BO) seja fechado, enquanto os outros dois elementos (CSDE1) e (CSDE2) são ativados para comprimir, porém, não estimular o órgão (BO), de modo que o lúmen do órgão (BO) não seja completamente fechado, enquanto os elementos (CSDE1) e (CSDE2) se engatam com o órgão (BO). Ao se modificar entre os primeiro, segundo e terceiro estados de operação, de modo aleatório ou de acordo com uma seqüência predeterminada, diferentes porções do órgão podem ser temporariamente estimuladas, ao mesmo tempo em que se mantém o lúmen do órgão fechado, pelo que o risco de prejudicar o órgão é reduzido. Também, é possível ativar a estimulação dos elementos (CSDE1-CSDE3) sucessivamente ao longo do lúmen do órgão (BO), de modo a movimentar os fluidos e/ou outra matéria corporal no lúmen.

As figuras 10-12 mostram os componentes básicos de uma modalidade do aparelho de acordo com a invenção, para o controle de um fluxo de fluido e/ou outra matéria corporal, em um lúmen formado por uma parede de tecido de um órgão de um paciente. O aparelho compreende um alojamento tubular (1) com extremidades abertas, um dispositivo de contração (2) disposto no alojamento (1), um dispositivo de estimulação (3) integrado no dispositivo de contração (2) e um dispositivo de controle (4) (indicado na figura 12) para comandar os dispositivos de contração e

estimulação (2) e (3), respectivamente. O dispositivo de contração (2) apresenta dois elementos de aperto alongados (5, 6), que são radialmente móveis no alojamento tubular (1), dirigidos para o lado e distantes entre si, entre posições retraídas (ver a figura 11) e posições de aperto (ver a figura 12). O dispositivo de estimulação (3) inclui uma multiplicidade de elementos elétricos (7), os quais são posicionados sobre os elementos de aperto (5, 6), de modo que os elementos elétricos (7) sobre um dos elementos de aperto (5, 6) se defrontam com os elementos elétricos (7), dispostos sobre o outro elemento de aperto. Assim, na presente modalidade, os dispositivos de contração e estimulação formam uma unidade de contração/estimulação, na qual os dispositivos de contração e estimulação são integrados em uma única peça.

Os dispositivos de contração e estimulação podem também ser separados entre si. Nesse caso, pode ser provida uma estrutura para sustentar os elementos elétricos (7) numa orientação fixa relativamente entre si. Alternativamente, os elementos elétricos (7) podem incluir eletrodos, os quais são separadamente fixados em relação à porção de parede do órgão do paciente.

A figura 3, esquematicamente, mostra um diagrama de circuito de um dos modelos propostos do aparelho da invenção, para controlar a transmissão de energia sem fio ou um sistema de balanço de energia. O esquema mostra que o circuito de medição de balanço de energia possui um sinal de saída centralizado em 2,5V, proporcionalmente correlacionado ao desequilíbrio de energia. Um nível de sinal em 2,5V significa que o balanço de energia existe, se o nível cair abaixo de 2,5V, a energia é extraída da fonte de energia no implante e se o nível se elevar acima de 2,5V, a energia é carregada na fonte de energia. O sinal de saída do circuito, tipicamente, é alimentado de um

conversor analógico/digital (A/D) e convertido em um formato digital. A informação digital pode depois ser enviada para o transmissor externo, permitindo ao mesmo ajustar o nível da energia transmitida. Outra possibilidade
5 é ter um sistema completamente analógico que utiliza comparadores, que comparam o nível de balanço de energia com determinados limites máximos e mínimos, enviando informação para um transmissor externo, caso o balanço extrapole o intervalo de valores máximos ou mínimos.

10 A figura 13 mostra de forma esquemática uma implementação de circuito para um sistema que transfere energia para o implante, de fora do corpo do paciente, usando transferência indutiva de energia com controle de realimentação. Um sistema de transferência indutiva de
15 energia, tipicamente, usa uma bobina externa de transmissão e uma bobina interna receptora. A bobina receptora (L1) é incluída na figura esquemática 13; as partes de transmissão do sistema são excluídas.

A implementação do conceito geral de balanço de
20 energia e o modo pelo qual a informação é transmitida para o transmissor externo de energia pode, logicamente, serem implementados de numerosas e diferentes maneiras. A figura esquemática 13 e o método acima descrito de avaliação e transmissão de informação devem somente ser considerados
25 como exemplos de como implementar o sistema de controle.

Detalhes do Circuito

Na figura 13, esquemática, os símbolos (Y1), (Y2), (Y3), etc., simbolizam pontos de teste dentro do
30 circuito. Referências aos pontos de teste são encontradas nos gráficos, nos diagramas que se seguem no presente texto. Os componentes nos diagramas e seus respectivos valores são indicações de valores que funcionam nessa particular implementação, que, logicamente, se constitui em

apenas uma de um infinito número de possíveis soluções de projeto.

A energia para ativar o circuito é recebida pela bobina receptora de energia (L1). A energia para o implante
5 é transmitida nesse caso específico em uma frequência de 25 kHz. O sinal de saída do balanço de energia está presente no ponto de teste (Y1).

O diagrama na figura 14 mostra a voltagem (Y7x) na bobina receptora (L1) e a energia de entrada (Y9) recebida pela bobina, proveniente do transmissor externo. O
10 gráfico da energia (Y9) é normalizado e varia entre 0-1, onde 1 significa energia máxima e 0 nenhuma energia; conseqüentemente, (Y9) não mostra o valor absoluto do nível de energia recebido. O ponto de teste de energia (Y9) não
15 está presente no esquema, ele é o sinal de modulação de amplitude no sinal transmissor de energia. No diagrama, pode ser observado que a voltagem (Y7x) na bobina receptora (L1) aumenta, na medida em que a energia proveniente do transmissor externo aumenta. Quando a voltagem (Y7x)
20 alcança o nível do real carregamento da fonte de energia (C1), o nível de (yX7) no implante começa a aumentar, numa velocidade bem mais lenta que do aumento da energia de entrada, pelo fato da carga que a fonte de energia impõe na bobina receptora.

A bobina receptora (L1) é conectada a uma ponte retificadora com quatro diodos de Schottky (D1x-D4x). A voltagem de saída da ponte (Y7) é mostrada no diagrama da figura 15. O capacitor (C6) absorve as correntes de carga de alta frequência da ponte e junto com o diodo de Schottky
30 (D3), impede a frequência de transmissão de energia de 25 kHz de entrar no restante do circuito. Isto é benéfico, uma vez que o balanço de energia do sistema é medido ao longo da voltagem (R1), que fora da combinação (C6-D3) poderia conter alto nível de corrente de carga alternada de 25 kHz.

A fonte de energia no implante é o capacitor (C1). O capacitor (C3) é um capacitor de desacoplamento de alta frequência. O resistor denominado LOAD é a carga imaginária da fonte de energia no implante. A voltagem na fonte de energia (Y5) é também mostrada no diagrama da figura 15, juntamente com o gráfico de energia (Y9).

A voltagem (Y3) no diagrama da figura 16 é uma voltagem estabilizada em cerca de 4,8V, usada para acionar o amplificador operacional (X1). A voltagem (Y3) é estabilizada por meio de um regulador de voltagem linear padronizado, o qual consiste dos componentes MosFet (X2), diodo tipo Zener (D5), capacitor (C4) e resistor (R3). O capacitor (C2) é um capacitor de desacoplamento de alta frequência. No diagrama da figura 6, a voltagem de entrada para o regulador é vista como (Y5) e a voltagem de saída como (Y3).

O amplificador operacional (X1) é usado para amplificar o sinal do balanço de energia juntamente com (R6) e (R7), que estabelecem o ganho do circuito amplificador em 10 vezes. Os sinais de entrada para o circuito são mostrados no diagrama da figura 17. (Y4) é fixado em um nível mais ou menos constante, de aproximadamente 2,74V, pelo diodo tipo Zener (D1). A voltagem (Y4) é desviada e a alta frequência é filtrada pelo capacitor (C5). Uma parte da voltagem de corrente contínua (DC) em (Y4) é acoplada na voltagem (Y2) pelo resistor (R8), a fim de centralizar a voltagem de saída (Y1) em 2,5V, quando a energia é equilibrada. A voltagem (Y2), basicamente, é a mesma voltagem que a voltagem (Y6) em (R1), somente com uma alta frequência ligeiramente filtrada por (R9) e (C7) e desviada no nível de corrente contínua (DC) pela corrente que segue através de (R8). Para comparar (Y6) e (Y2), observar o diagrama da figura 17.

O sinal de saída do balanço de energia do circuito (Y1) no diagrama mostrado pela figura 18, também, corresponde de forma próxima à voltagem (Y6). A voltagem (Y1) é amplificada de 10 vezes, e a corrente contínua (DC) é desviada para se centrar em torno de 2,5V, ao invés da versão de 0V da voltagem (Y6). O nível mais alto de sinal em (Y1) e o ponto central de (DC) em torno de 2,5V é mais fácil de ser considerado como uma interface para os circuitos conectados ao sinal de saída do balanço de energia.

O diagrama da figura 9 mostra a relação entre o sinal de balanço de energia (Y1) e a voltagem real sobre a fonte de energia do implante. O sinal de balanço de energia é a derivada do nível de voltagem em relação à fonte de energia (Y5). Quando o sinal do balanço de energia (Y1) é negativo em relação ao nível de voltagem de 2,5V, (Y5) cai, e quando o sinal do balanço de energia é positivo em relação ao nível de 2,5V, a voltagem de (Y5) aumenta. Quanto mais negativo ou positivo em relação a 2,5V for o sinal de balanço de energia (Y1), mais rapidamente, aumenta ou diminui a voltagem (Y5) em relação à fonte de energia.

O diagrama da figura 20, de outra condição do circuito, talvez, mostre ainda mais claramente como o sinal do balanço de energia corresponde à derivada da voltagem (Y5) em relação à fonte de energia. Os traços mostram uma situação onde a energia colocada na fonte de energia é mantida em um nível constante, e a carga sofre uma variação entre 5 mA e 30 mA, em quatro etapas distintas. Durante os primeiros 25 ms, a carga é de 30 mA, nos 25 ms seguintes é de 5 mA, seguindo, então, a mesma sequência de 30 mA e 5 mA. Quando a voltagem (Y5) em relação à fonte de energia diminui em um nível constante, devido à carga de 30 mA, o nível da derivada em um nível constante é abaixo de 2,5V, e

quando a voltagem (Y5) aumenta, a voltagem derivada é positiva em um nível constante.

Os dois diagramas da figura 21 mostram a relação entre o sinal de balanço de energia (Y1) e o desequilíbrio de energia no circuito, numa situação complexa, em que a
5 carga é variada e a quantidade de energia colocada no implante é também variada. Os dois traços no primeiro diagrama da figura 21 mostram a corrente de carregamento na fonte de energia e a corrente da carga. A corrente de
10 carregamento é representada pelo traço (IY12) e a corrente da carga representada pelo traço (IY10). O segundo diagrama da figura 21 mostra a voltagem (Y1) gerada pelas correntes modificadas mostradas no primeiro diagrama. Quando a
15 quantidade de energia armazenada na fonte de energia é modificada devido a um desequilíbrio de energia, o sinal de derivada de (Y1) rapidamente responde ao desequilíbrio, conforme mostrado no diagrama.

Em um sistema em que o sinal do balanço de energia é utilizado como um sinal de realimentação para um
20 transmissor externo de energia, possibilitando ao mesmo regular a energia transmitida de acordo com o desequilíbrio de energia, se torna possível manter um ótimo balanço de energia e manter a eficiência ao máximo. O diagrama da figura 22 mostra a corrente de carregamento na fonte de
25 energia e a corrente da carga, a corrente de carregamento representada pelo traço (IY12) e a corrente da carga representada pelo traço (IY10), assim como, o nível de voltagem (Y5) em relação à fonte de energia, e o sinal (Y1) do balanço de energia nesse sistema. Pode ser claramente
30 visto que esse sistema rapidamente responde a quaisquer mudanças de corrente de carga através do aumento da corrente de carregamento. Somente um pequeno pico no sinal de balanço de energia pode ser observado à direita, nas arestas onde a carga é rapidamente modificada devido à

finita largura de faixa do circuito de realimentação. Apesar desses pequenos picos, a energia é mantida em perfeito equilíbrio.

Pelos exemplos descritos acima, é evidente que a
5 abordagem de PWM modificada, que comuta uma sequência de pulsos contínua durante diversos períodos de pulsos e, depois, novamente, para diversos períodos de pulsos, é capaz de ajustar a quantidade de energia fornecida a um circuito receptor numa faixa bastante ampla de cargas. Com
10 uma variação de ciclo de atividade entre 2% e 80%, é possível se obter um balanço de energia com variação de cargas de 4 mA para 80 mA. Nesse caso particular, o ciclo de atividade de PWM corresponde, praticamente, à carga no sistema; uma carga de 80 mA precisa de um ciclo de
15 atividade de 80% para o balanço de energia e uma carga de 40 mA necessita de 40%. A única divergência dessa função de transferência quase que perfeitamente linear é o ciclo de atividade de 2% que equilibra a carga de 4 mA. A razão para essa irregularidade é que o ciclo de atividade de 2%
20 realmente produz uma voltagem de ciclo de atividade de 4% na bobina receptora devido ao armazenamento de energia anteriormente discutido no circuito de ressonância paralelo de transmissão.

Conforme mencionado com relação à figura 1,
25 adequados sensores podem ser usados para medição de determinadas características do dispositivo médico e/ou para detecção da condição presente do paciente, de algum modo refletindo a quantidade exigida de energia, que é necessária para uma adequada operação do dispositivo
30 médico. Assim, parâmetros elétricos e/ou físicos do dispositivo médico e/ou parâmetros físicos do paciente podem ser determinados, e a energia pode então ser transmitida com uma velocidade de transmissão que é determinada com base nos parâmetros. Além disso, a

transmissão de energia sem fio pode ser controlada, de modo que a quantidade total de energia transmitida seja baseada nos ditos parâmetros.

Deverá ser entendido que todas as diferentes
5 modalidades aqui descritas podem ser usadas como métodos e ainda com um aparelho adaptado para o alcance dos objetivos mencionados acima.

Também, deverá ser observado que as figuras 1-22 ilustram algumas possíveis, porém não-limitativas opções de
10 implementação com relação a como os diversos componentes e elementos funcionais mostrados podem ser dispostos e conectados entre si. Entretanto, um especialista versado na técnica irá facilmente observar que diversas variações e modificações poderão ser feitas dentro do escopo da
15 presente invenção.

REIVINDICAÇÕES

1. método de transmissão de energia sem fio de um dispositivo transmissor de energia externa (104) colocado externamente a um corpo humano para um receptor interno de energia (102) colocado internamente no corpo humano, o método compreendendo:

- aplicar ao dispositivo de transmissão externo pulsos elétricos de um primeiro circuito elétrico para transmitir a energia sem fio, os pulsos elétricos tendo arestas guias e arestas de arrasto;

- variar as extensões dos primeiros intervalos de tempo entre as sucessivas arestas guias e arestas de arrastos dos pulsos elétricos e / ou as extensões dos segundos intervalos de tempo entre sucessivas arestas guias e arestas de arrasto dos pulsos elétricos, e

- transmitir energia sem fio, a energia transmitida gerada a partir dos pulsos elétricos tendo uma potência variada, a variação de potência dependendo das extensões dos primeiro e / ou segundos intervalos de tempo,

caracterizado pelo fato de que

- fornece uma sequência de dois ou mais pulsos elétricos em uma fila, em que na etapa de aplicar ao dispositivo transmissor externo pulsos elétricos de um primeiro circuito elétrico para transmitir a energia sem fios, a referida sequência tendo um primeiro pulso elétrico no início da sequência de pulsos e tendo um segundo pulso elétrico no final da sequência de pulsos, e fornecendo duas ou mais sequências de pulsos em uma fila, em que uma frequência e extensão de pulso de dois ou mais pulsos de uma primeira

sequência de pulsos são os mesmos que uma frequência e extensão de pulso dos dois ou mais pulsos de uma segunda sequência de pulsos, em que as extensões dos segundos intervalos de tempo entre sucessiva aresta de arrasto do segundo pulso elétrico na primeira sequência de pulsos e da aresta guia do primeiro pulso elétrico de uma segunda sequência de pulso são variadas.

2. Método, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo** fato de que, quando as extensões dos segundos intervalos de tempo são reduzidas, a transmissão de energia resultante sobre a primeira bobina é aumentada.

3. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 2, **caracterizado pelo** fato de que na etapa de aplicar ao dispositivo transmissor externo pulsos elétricos de um primeiro circuito elétrico para transmitir a energia sem fios, os pulsos elétricos são ainda variados pela variação das extensões dos primeiros intervalos de tempo entre sucessivas arestas guia e aresta de arrasto dos pulsos elétricos.

4. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 3, **caracterizado pelo** fato de que uma relação ou proporção entre as extensões dos primeiro e segundo intervalos de tempo é variada, pelo qual, pela variação uma potência variável é transmitida.

5. Sistema compreendendo um dispositivo de transmissão externo (104) colocado externamente no corpo humano, um receptor interno de energia (102) colocado internamente no corpo humano e um aparelho adaptado para transmitir energia sem fio do dispositivo externo de transmissão de energia

(104) para o receptor interno de energia (102) colocado internamente no corpo humano, o aparelho **caracterizado pelo** fato de que compreende,

um primeiro circuito elétrico para fornecer pulsos elétricos ao dispositivo de transmissão externo, os referidos pulsos elétricos tendo arestas guia e arestas de arrasto, o dito dispositivo de transmissão adaptado para fornecer energia sem fios, em que

o primeiro circuito elétrico sendo adaptado para variar as extensões dos primeiros intervalos de tempo entre as sucessivas arestas guias e arestas de arrasto dos pulsos elétricos e / ou as extensões dos segundos intervalos de tempo entre as sucessivas arestas guias e arestas de arrasto dos pulsos elétricos, e, em que

a energia sem fio transmitida gerada a partir dos pulsos elétricos tendo uma potência variada, a potência, dependendo das extensões dos primeiro e / ou segundos intervalos de tempo,

o primeiro circuito elétrico ainda adaptado para fornecer uma sequência de dois ou mais pulsos elétricos em fila, a referida sequência tendo um primeiro pulso elétrico no início da sequência de pulsos. e tendo um segundo pulso elétrico no final da sequência de pulso, e fornece duas ou mais sequência de pulso em uma fileira,

em que uma frequência e extensão de pulso dos dois ou mais pulsos de uma primeira sequência de pulso são as mesmas que uma frequência e extensão de pulso dos dois ou mais pulsos de uma segunda sequência de pulso,

em que as extensões dos segundos intervalos de tempo

entre sucessiva aresta de arrasto do segundo pulso elétrico na primeira sequência de pulsos e da aresta guia do primeiro pulso elétrico de uma segunda sequência de pulso são variadas.

6. Sistema, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado pelo** fato de que quando as extensões dos segundos intervalos de tempo são reduzidas, a transmissão de energia resultante é aumentada.

7. Sistema, de acordo com qualquer uma das reivindicações 5 a 6, **caracterizado pelo** fato de que a energia sem fio transmitida é ainda mais variada pela variação das extensões dos primeiros intervalos de tempo, entre sucessivas arestas guia e aresta de arrasto dos pulsos elétricos.

8. Sistema, de acordo com qualquer uma das reivindicações 5 a 7, **caracterizado pelo** fato de que uma relação ou proporção entre as extensões dos primeiro e segundo intervalos de tempo é variada, pelo qual, pela variação, uma potência variável é transmitida.

Fig.1

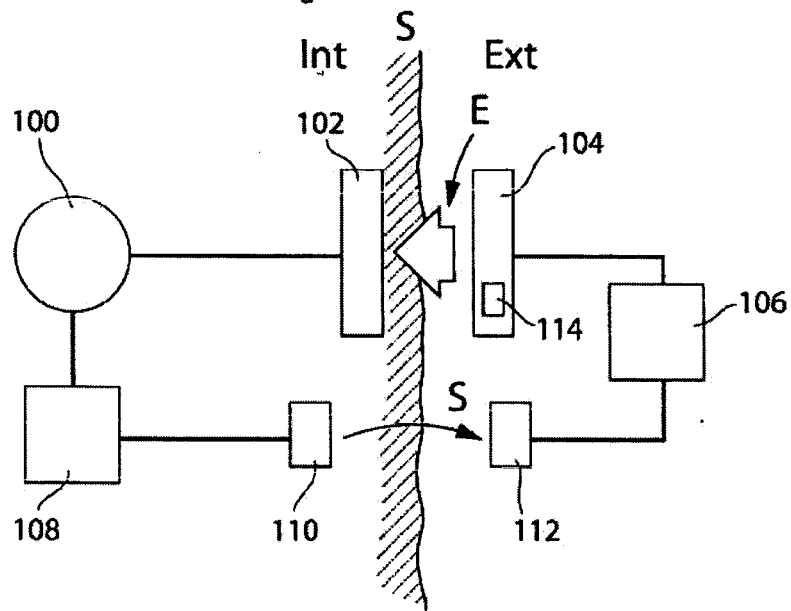


Fig.2

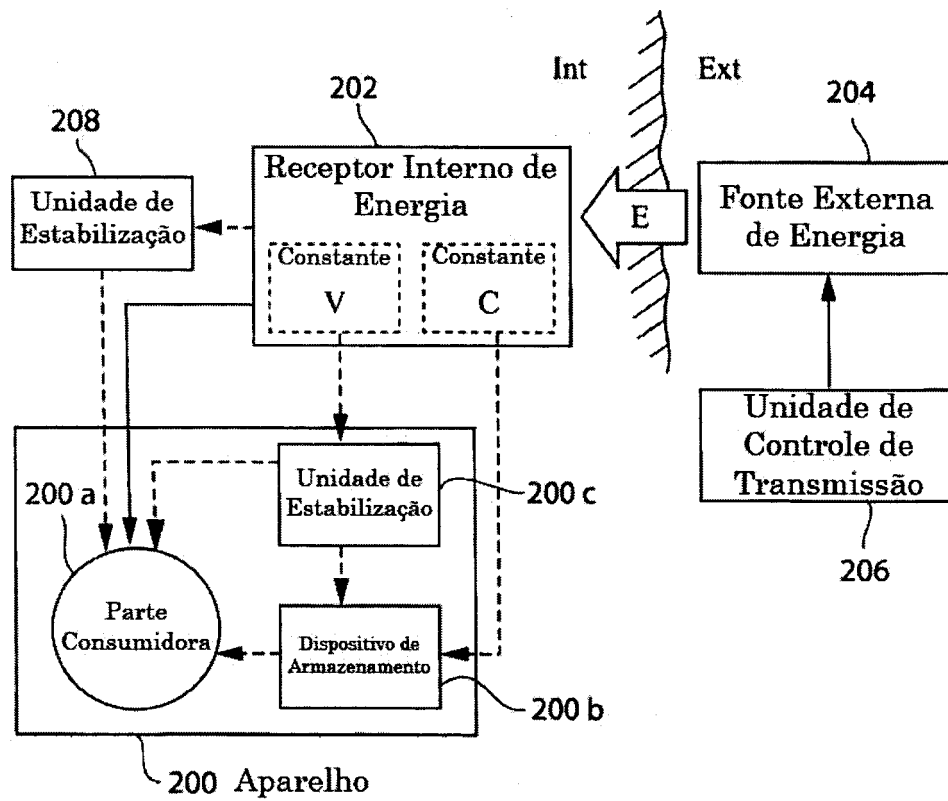


Fig. 3a

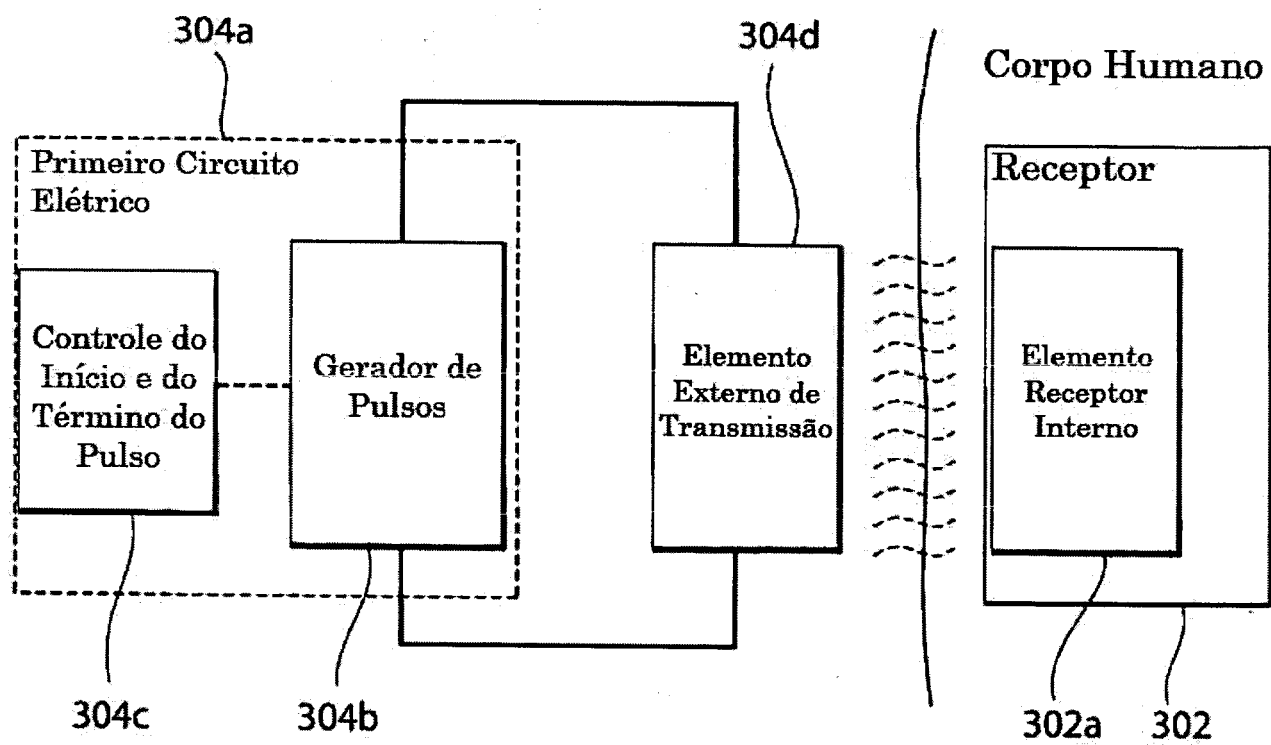


Fig. 3b

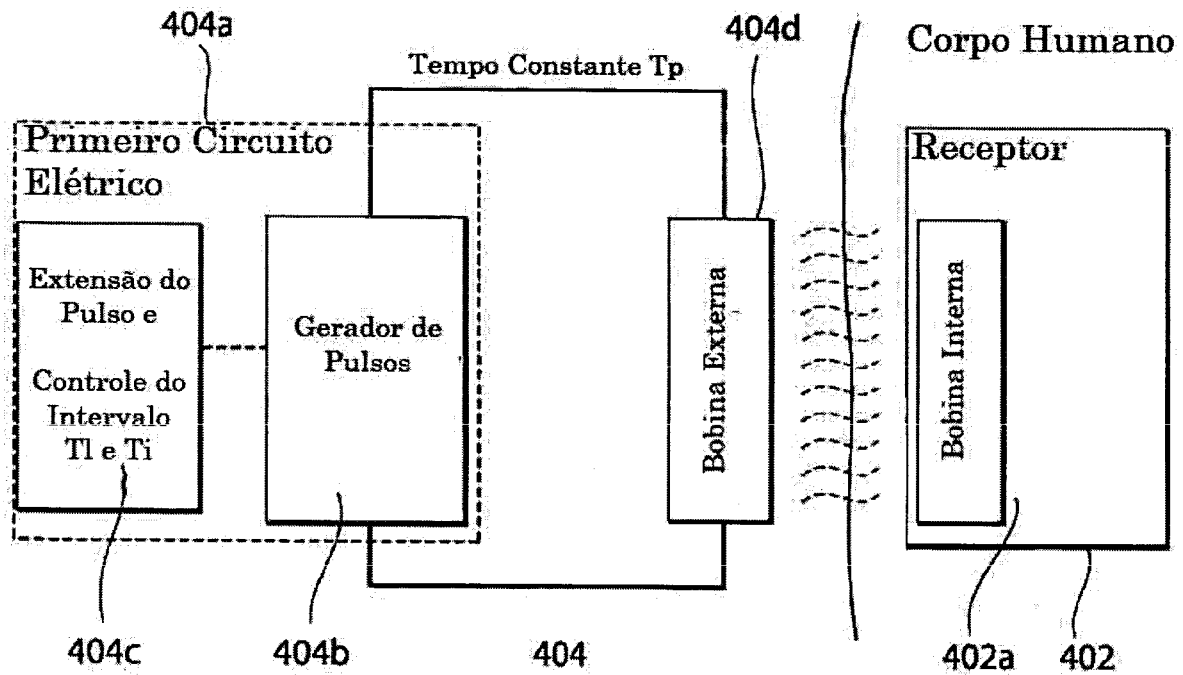


Fig. 3c

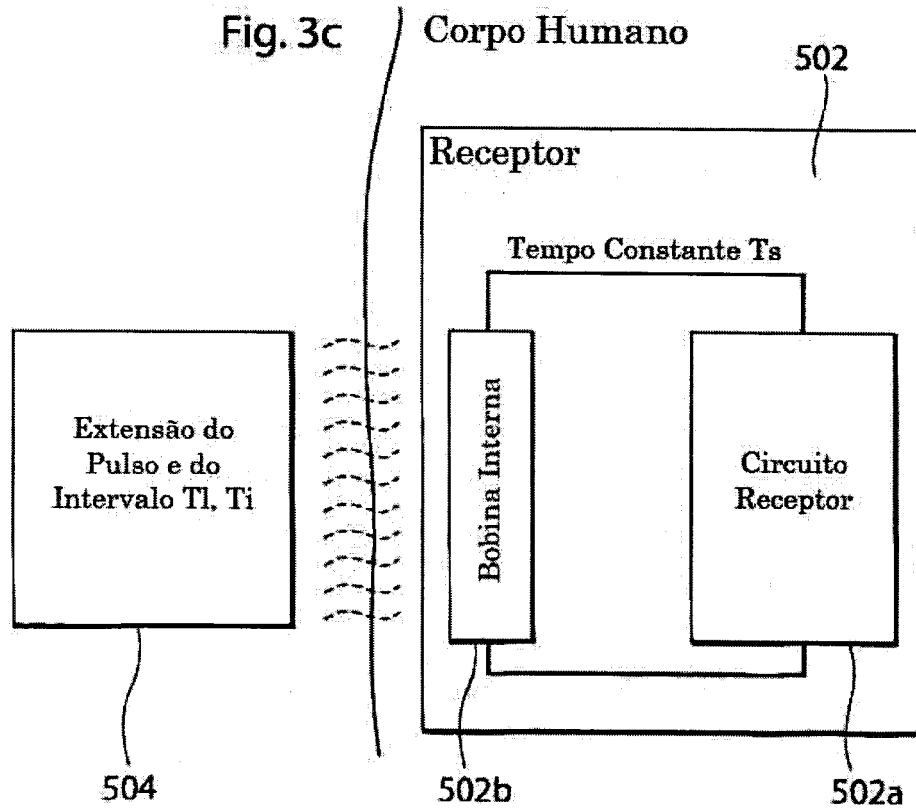


Fig. 3d

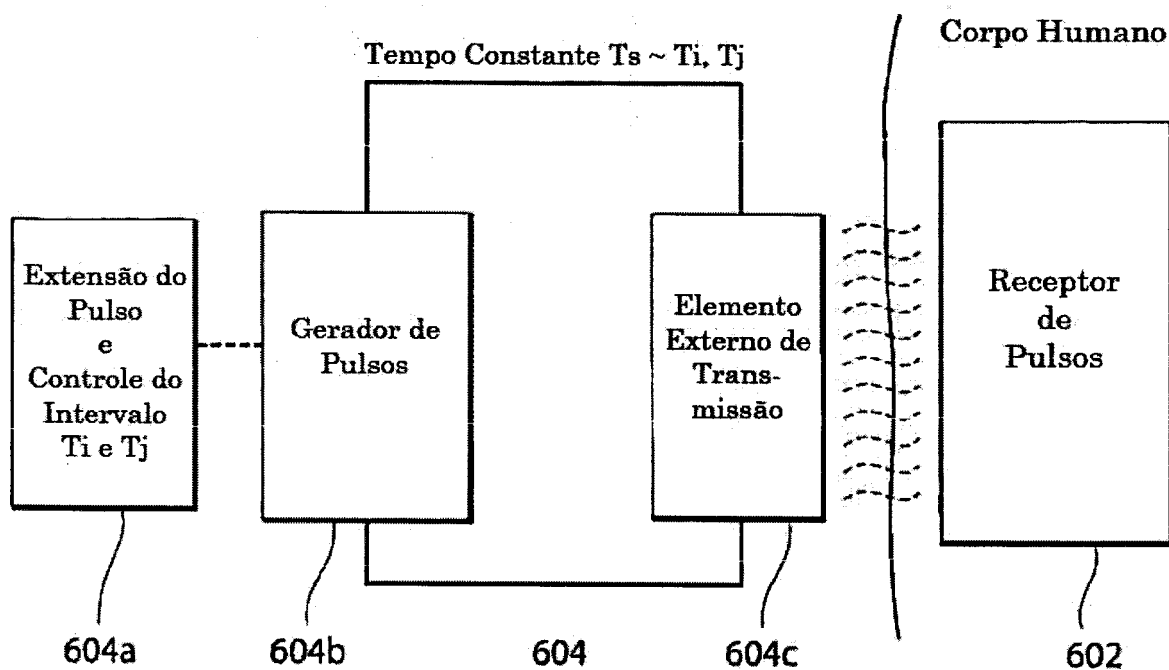


Fig. 3e

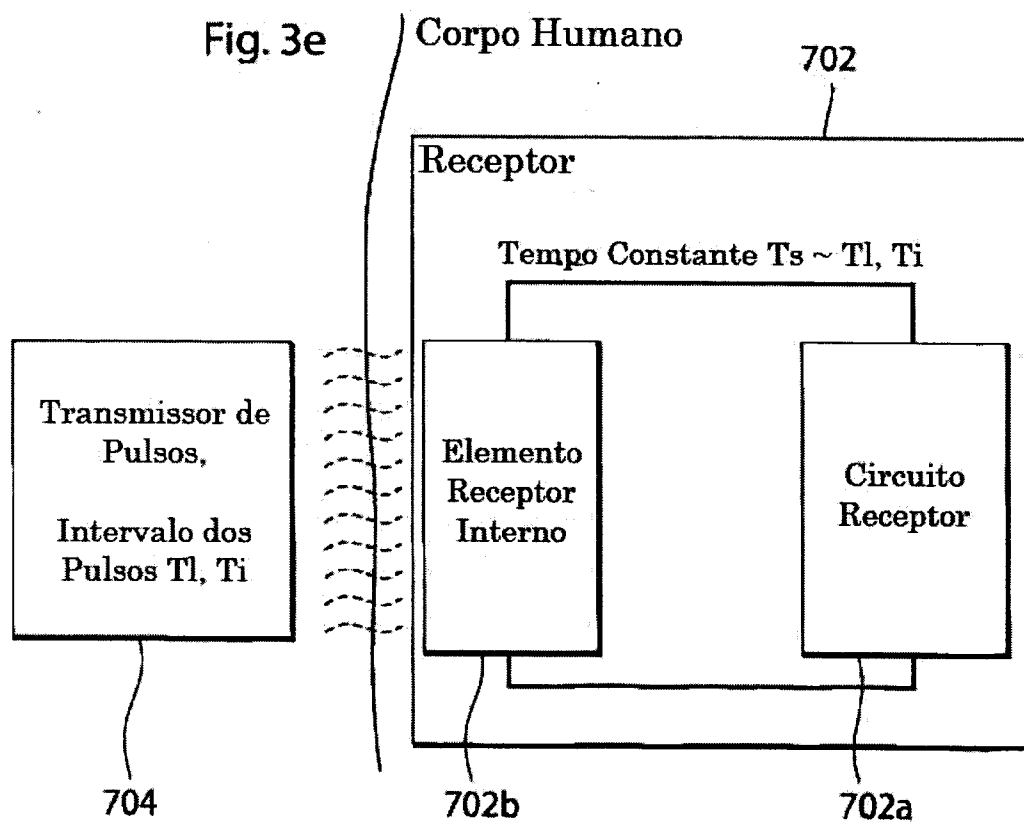


Fig. 3f

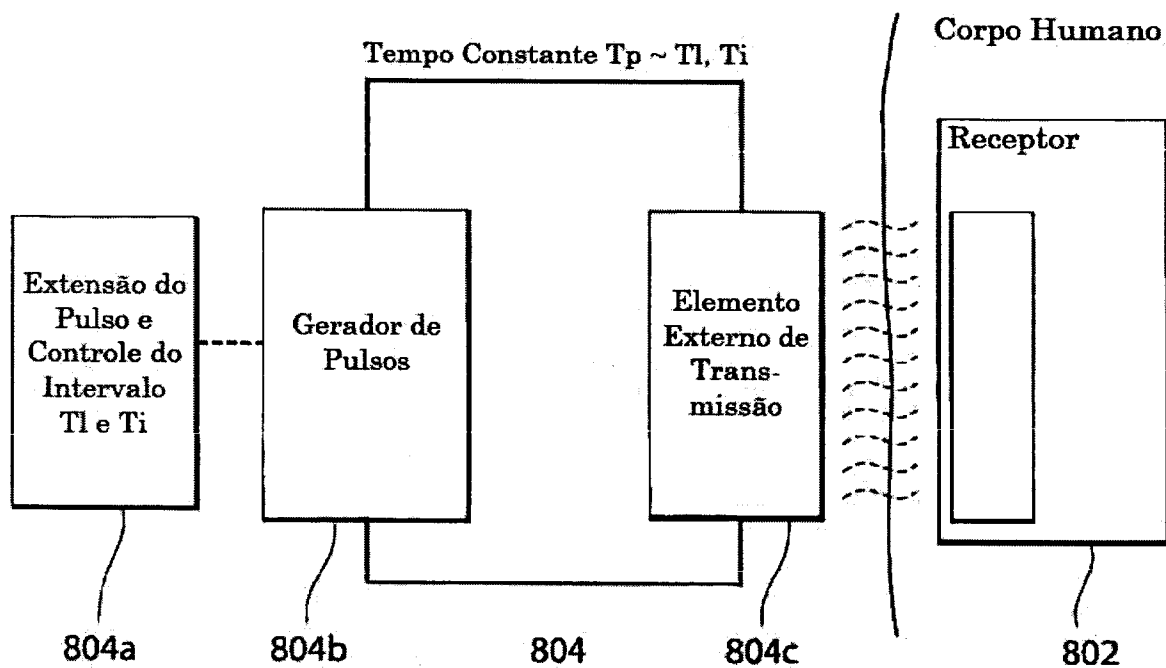


Fig. 3g

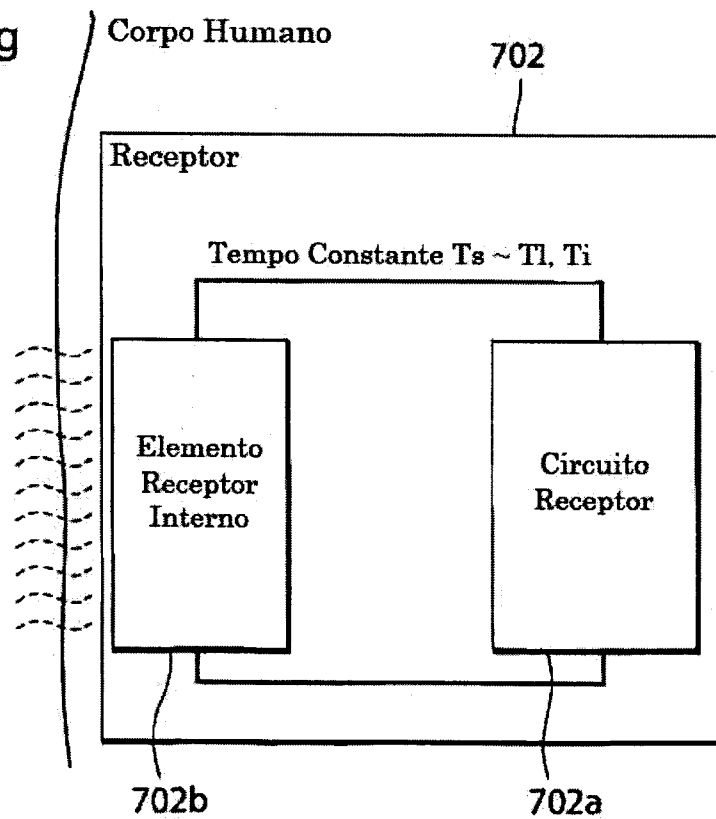


Fig. 3g

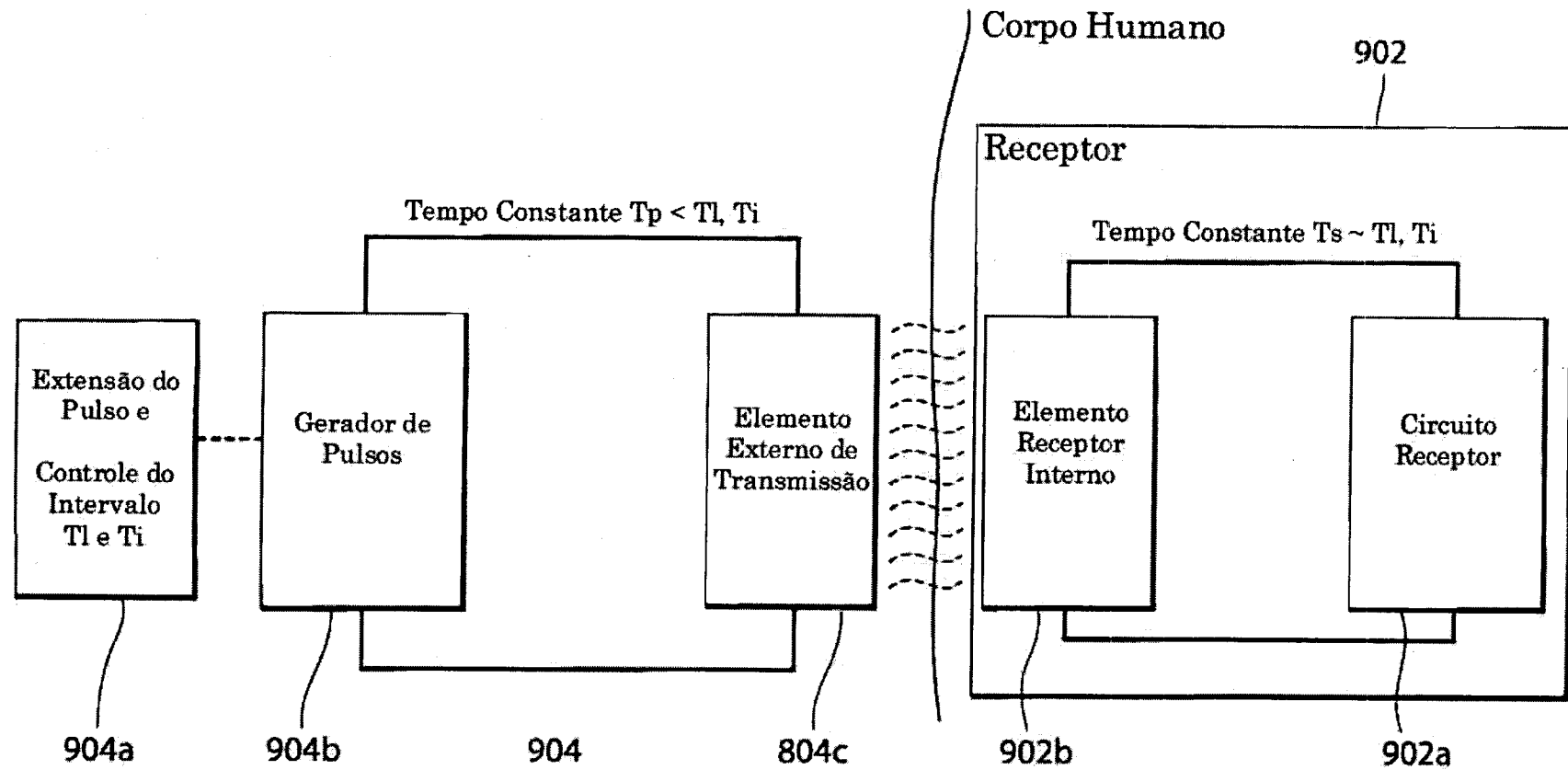


Fig. 3h

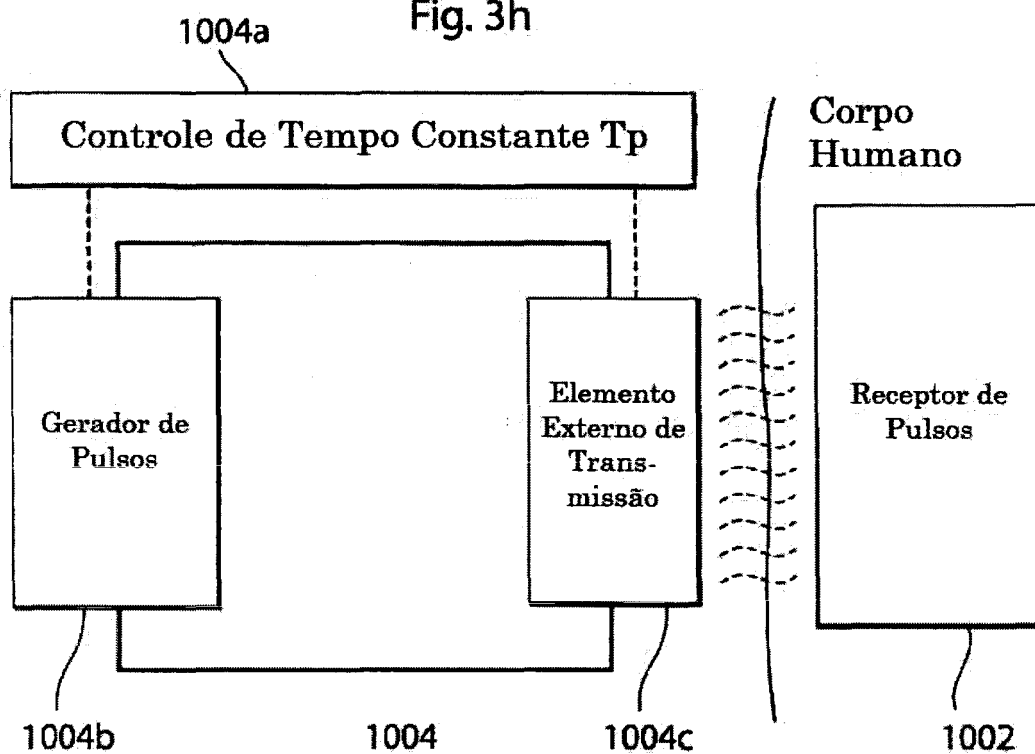


Fig. 3i

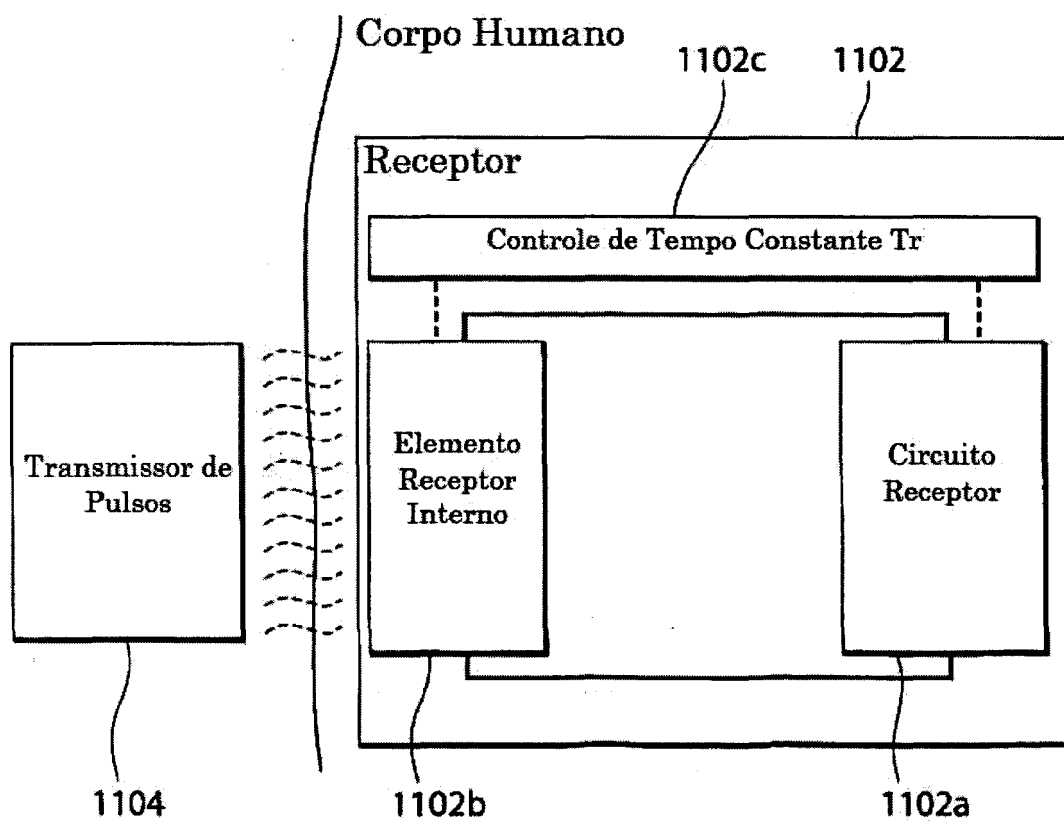


Fig.4a

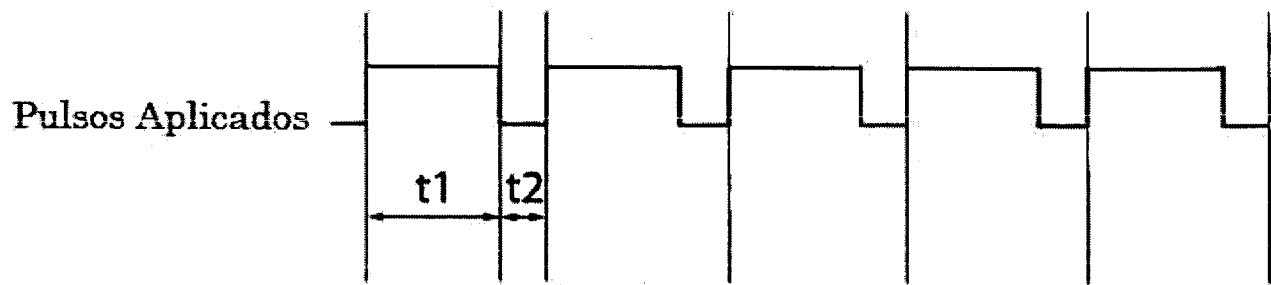


Fig.4b

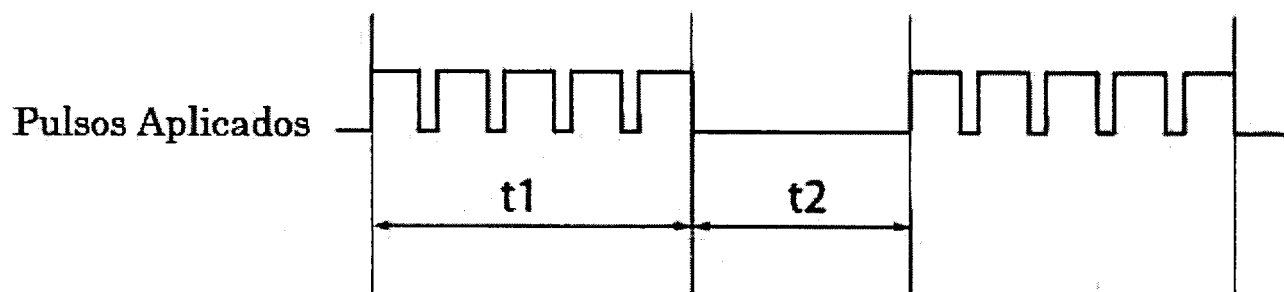


Fig.5a

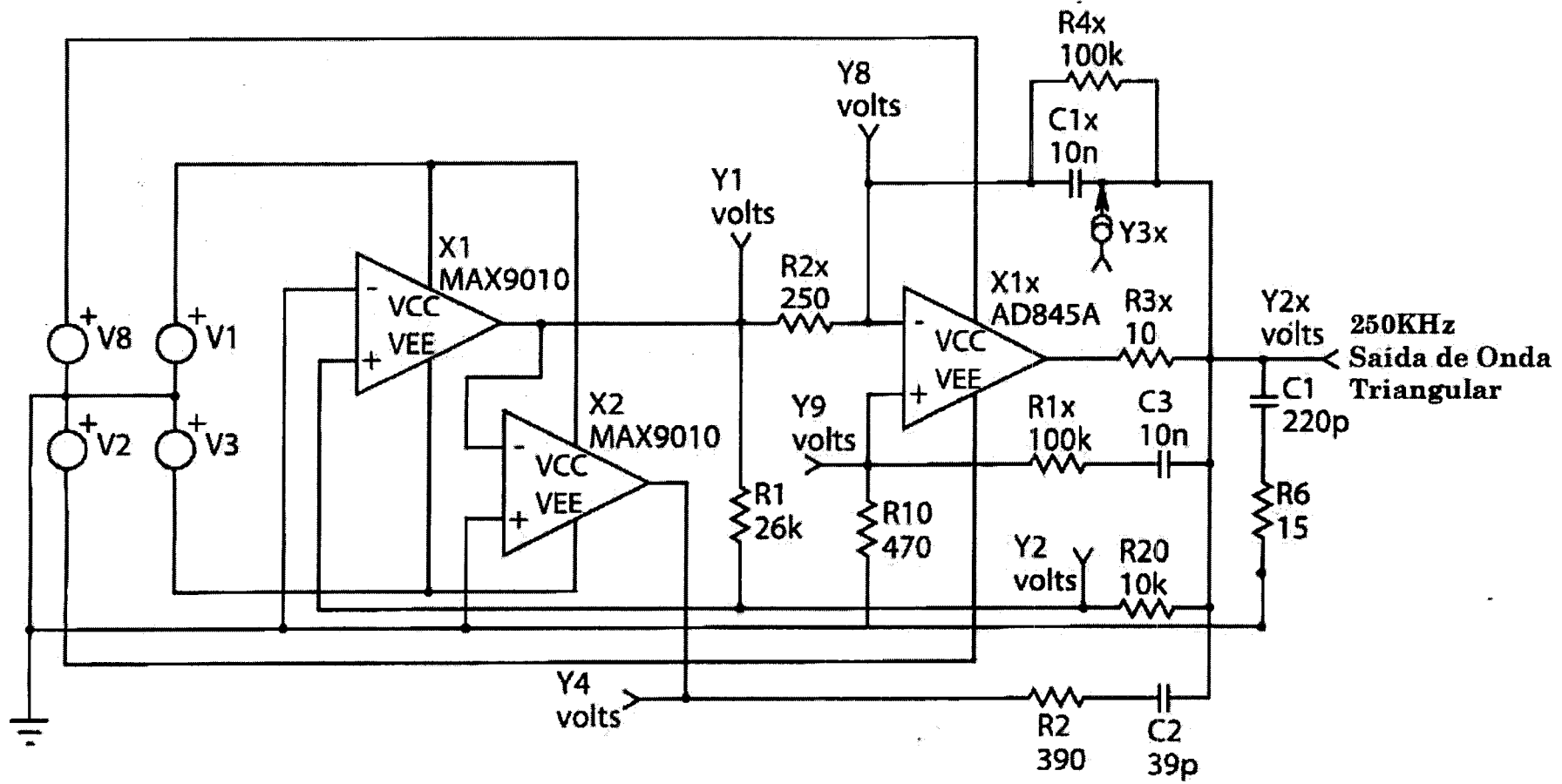


Fig.5b'

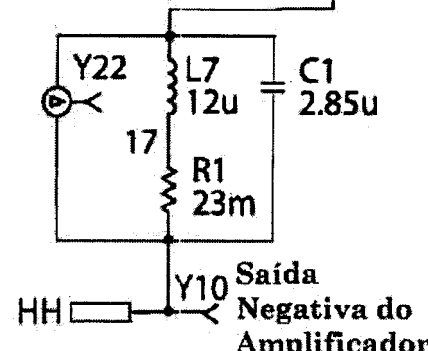


Fig.5b''

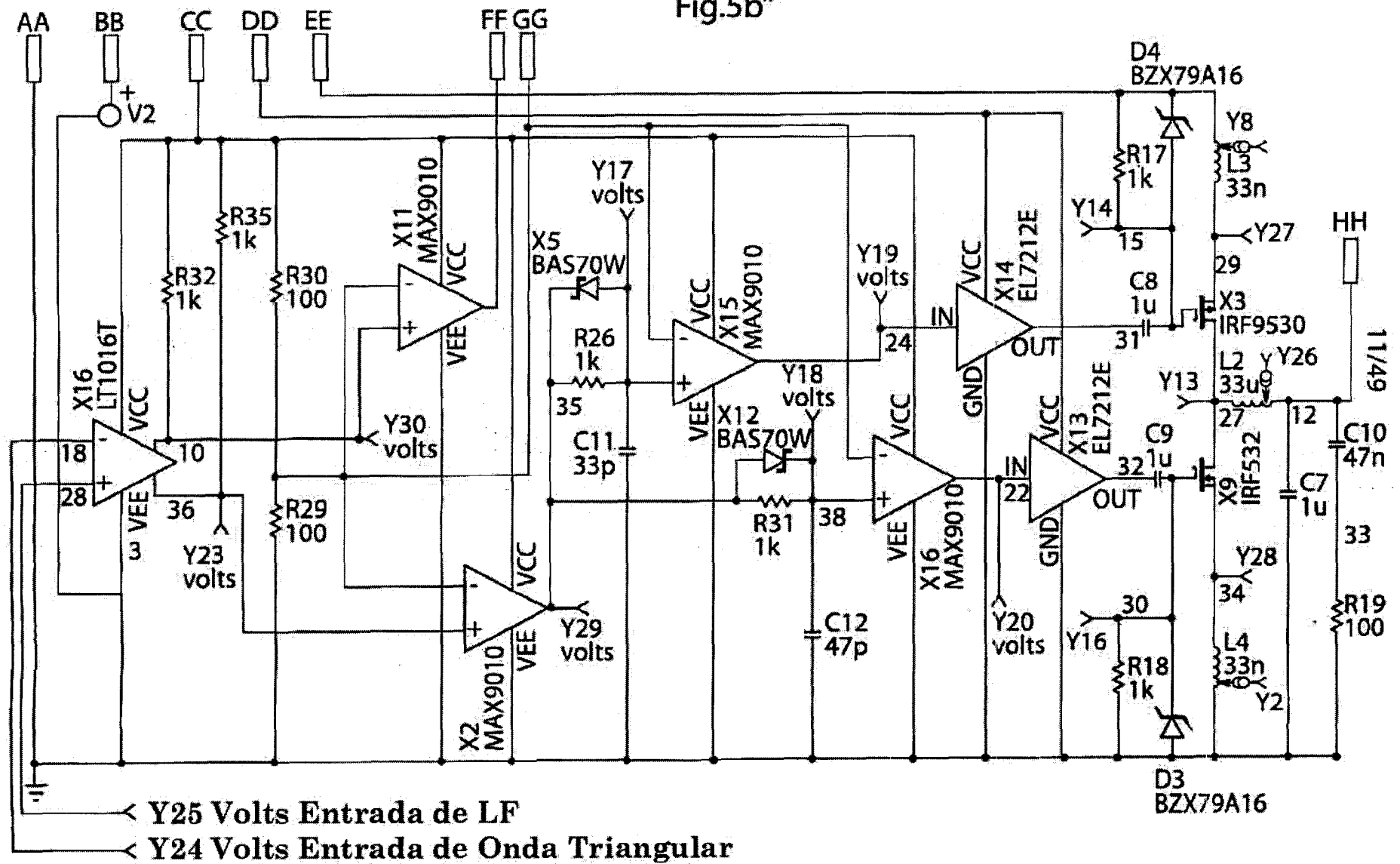


Fig.5c

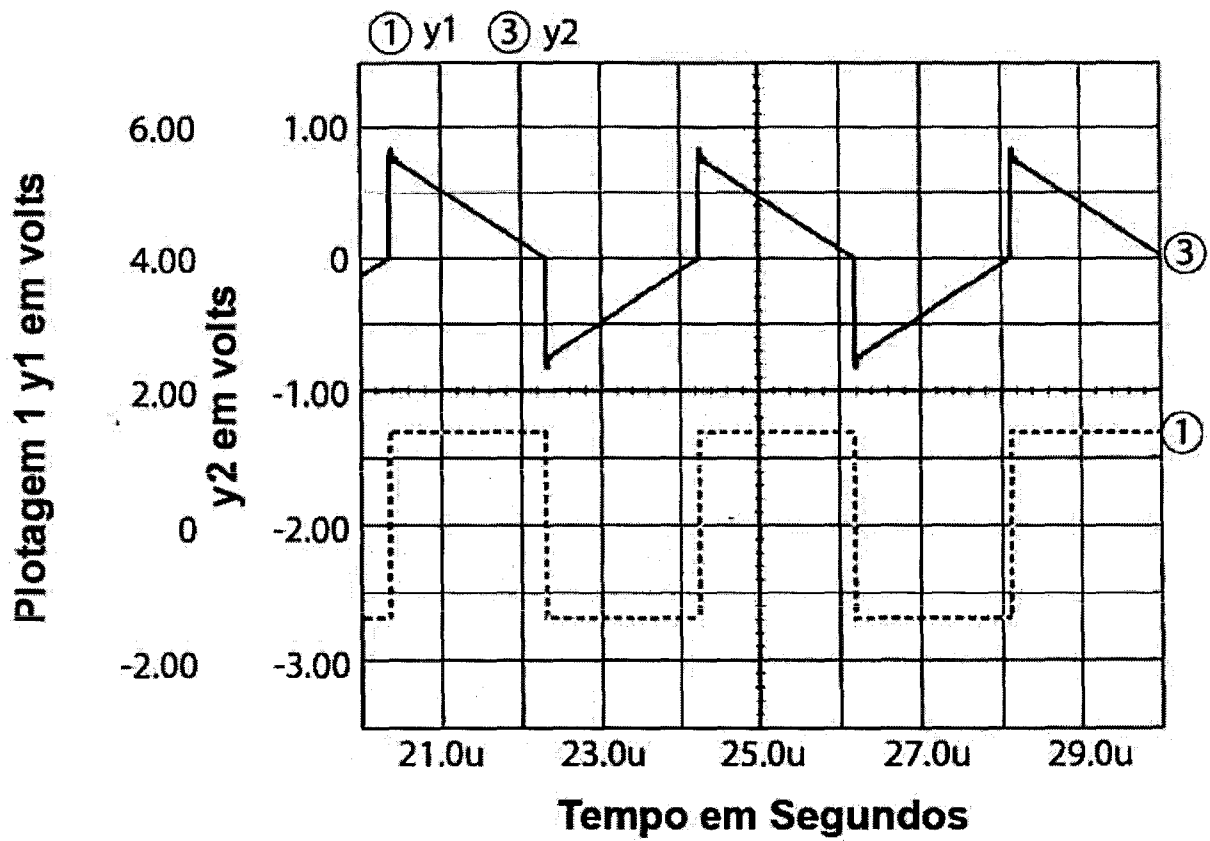


Fig.5d

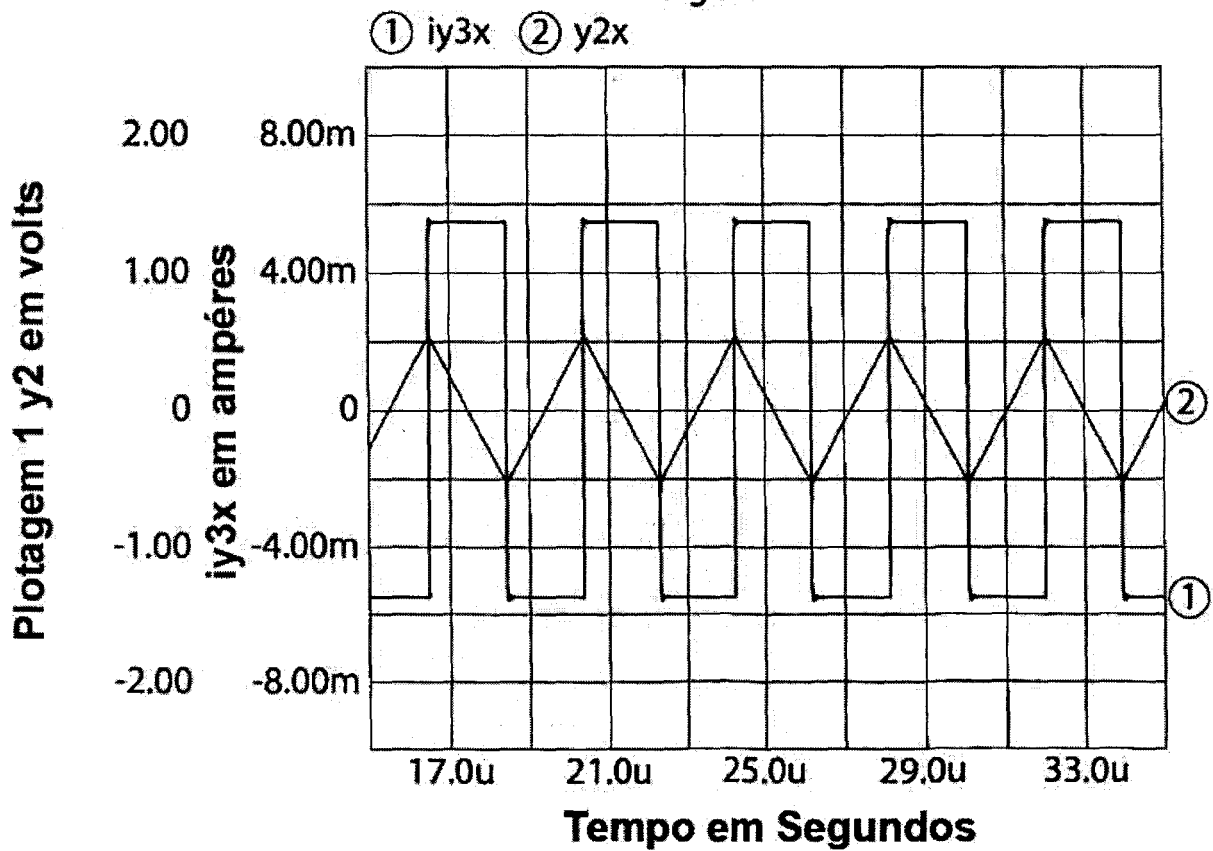


Fig.5e

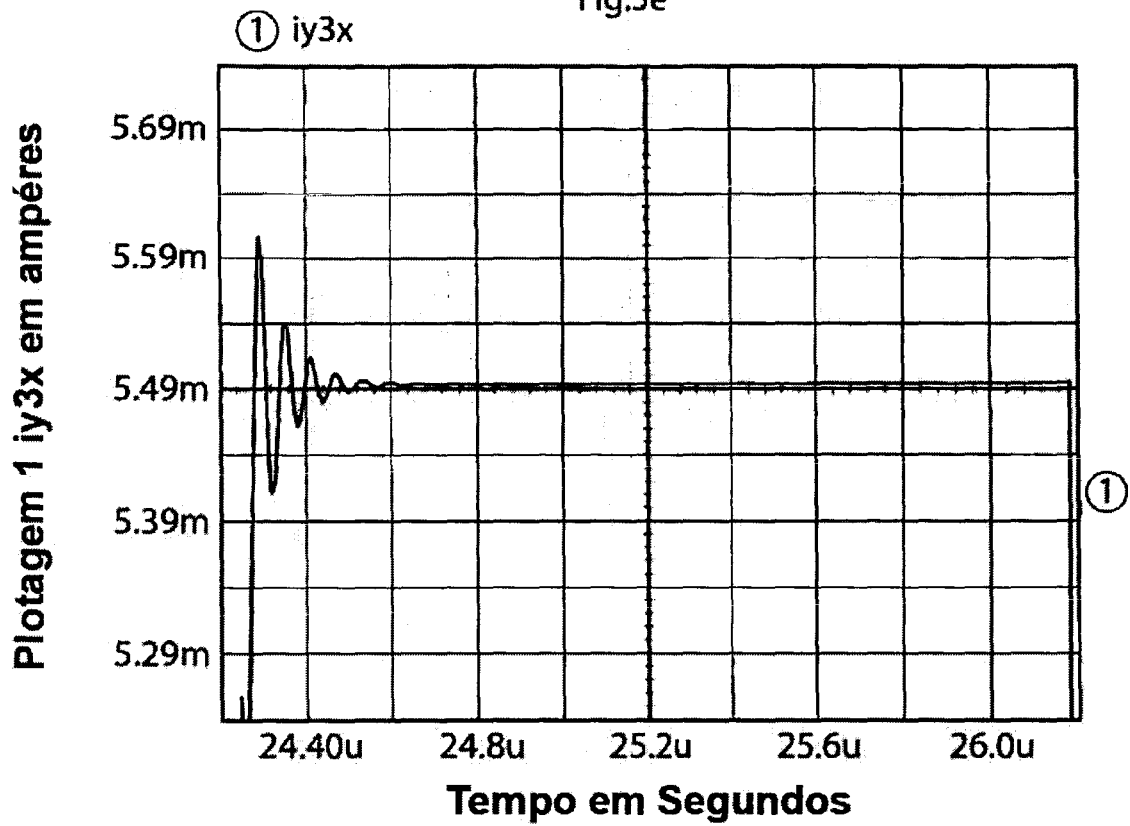


Fig.5f

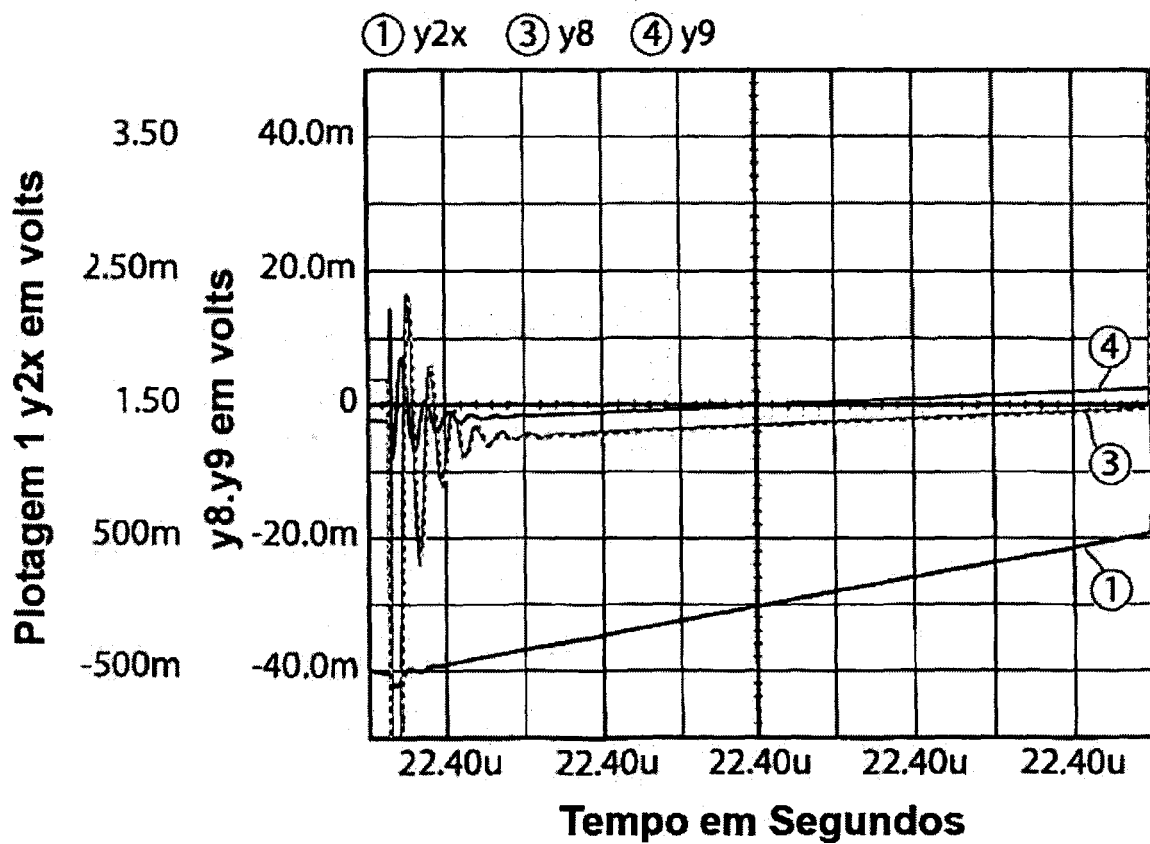


Fig.5g

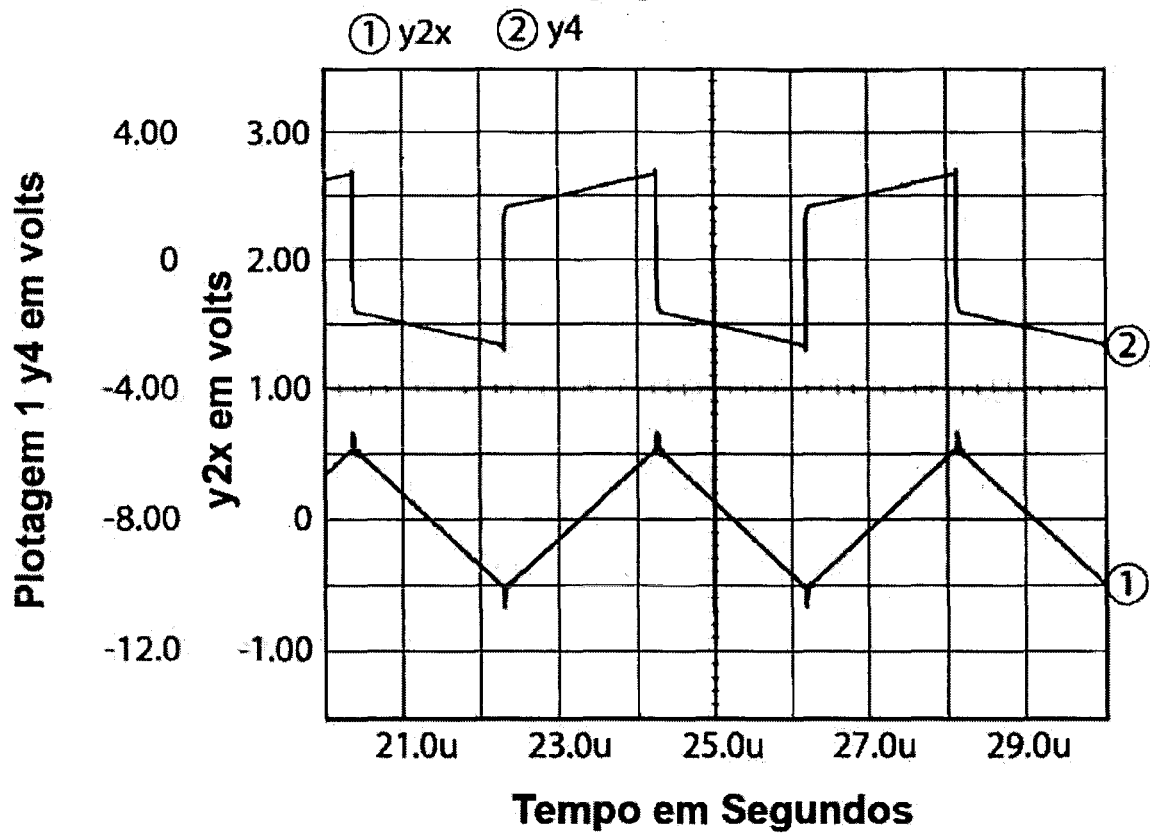


Fig.5h

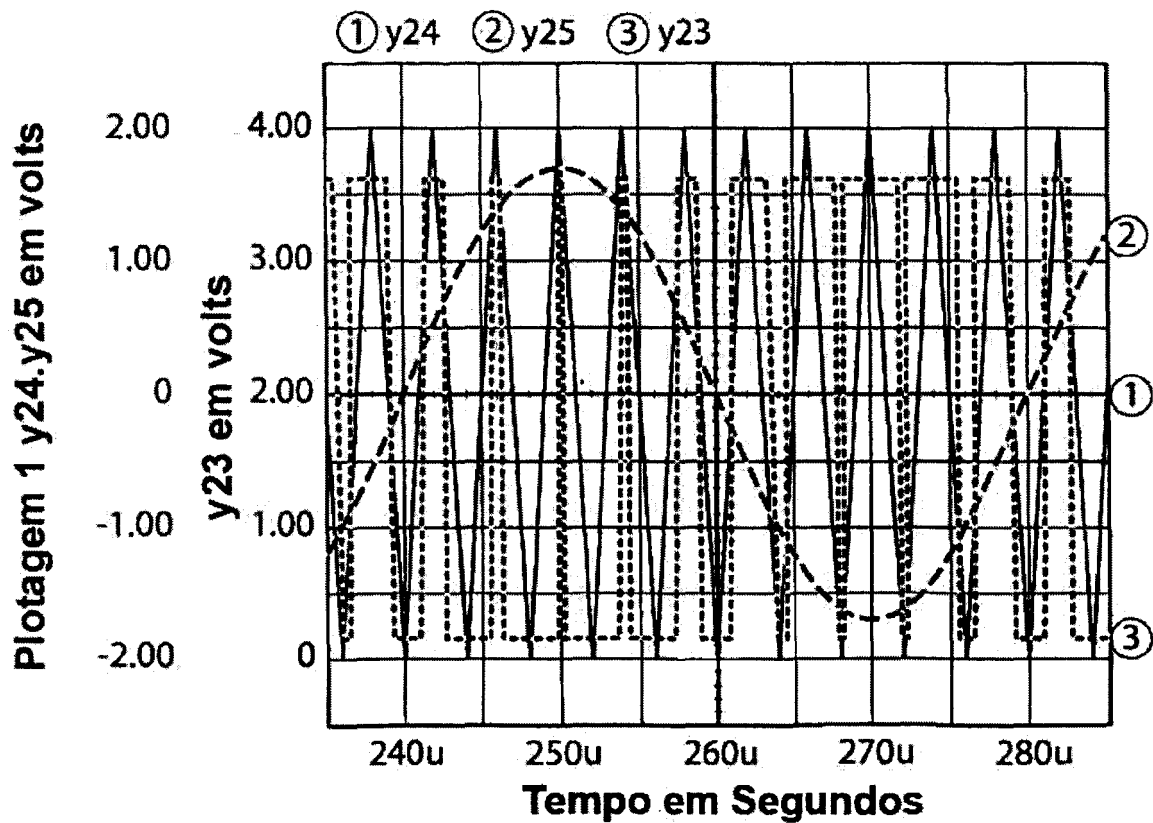


Fig.5i

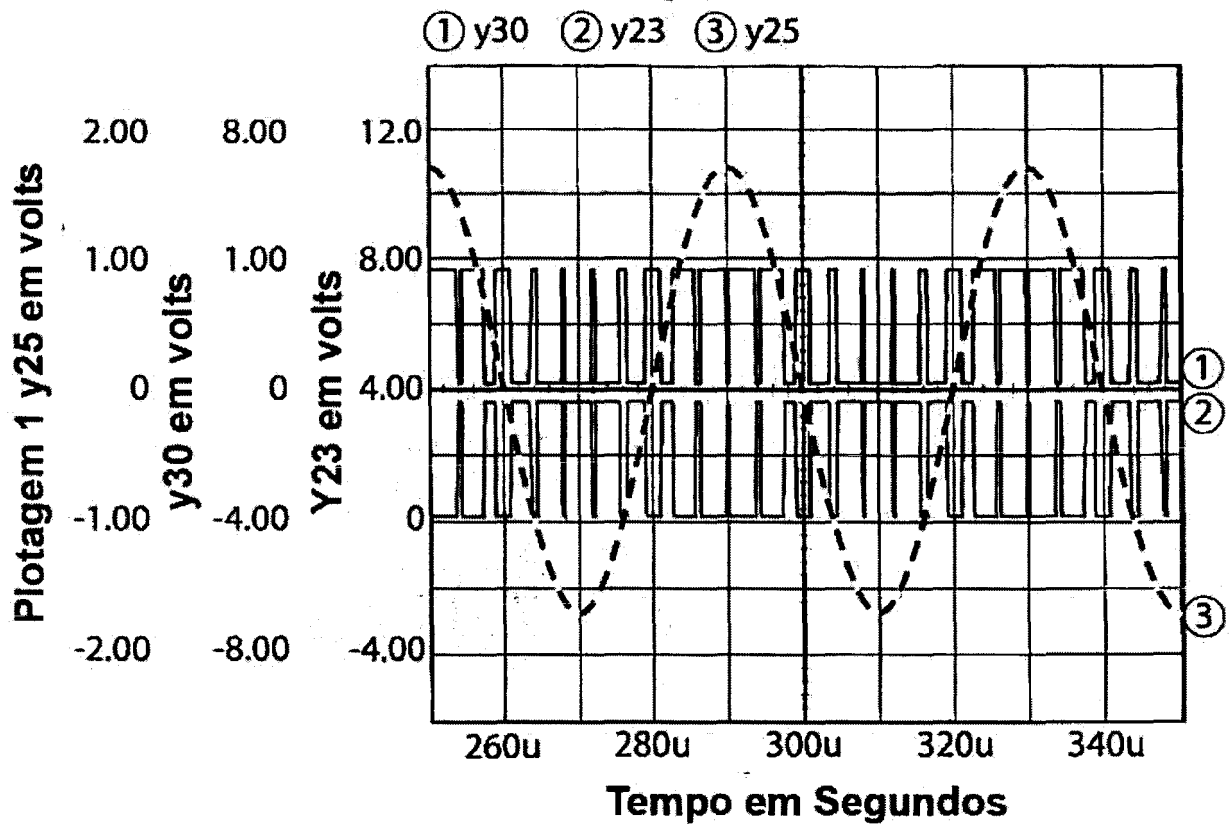


Fig.5j

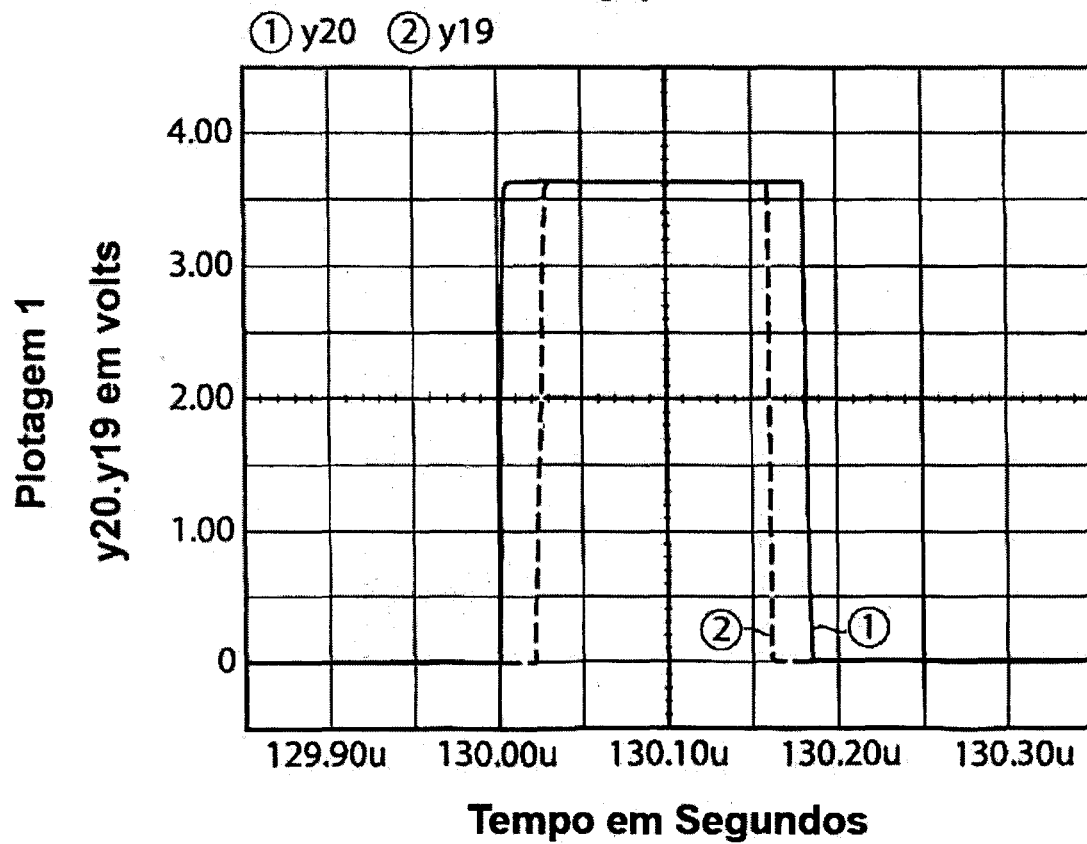


Fig.5k

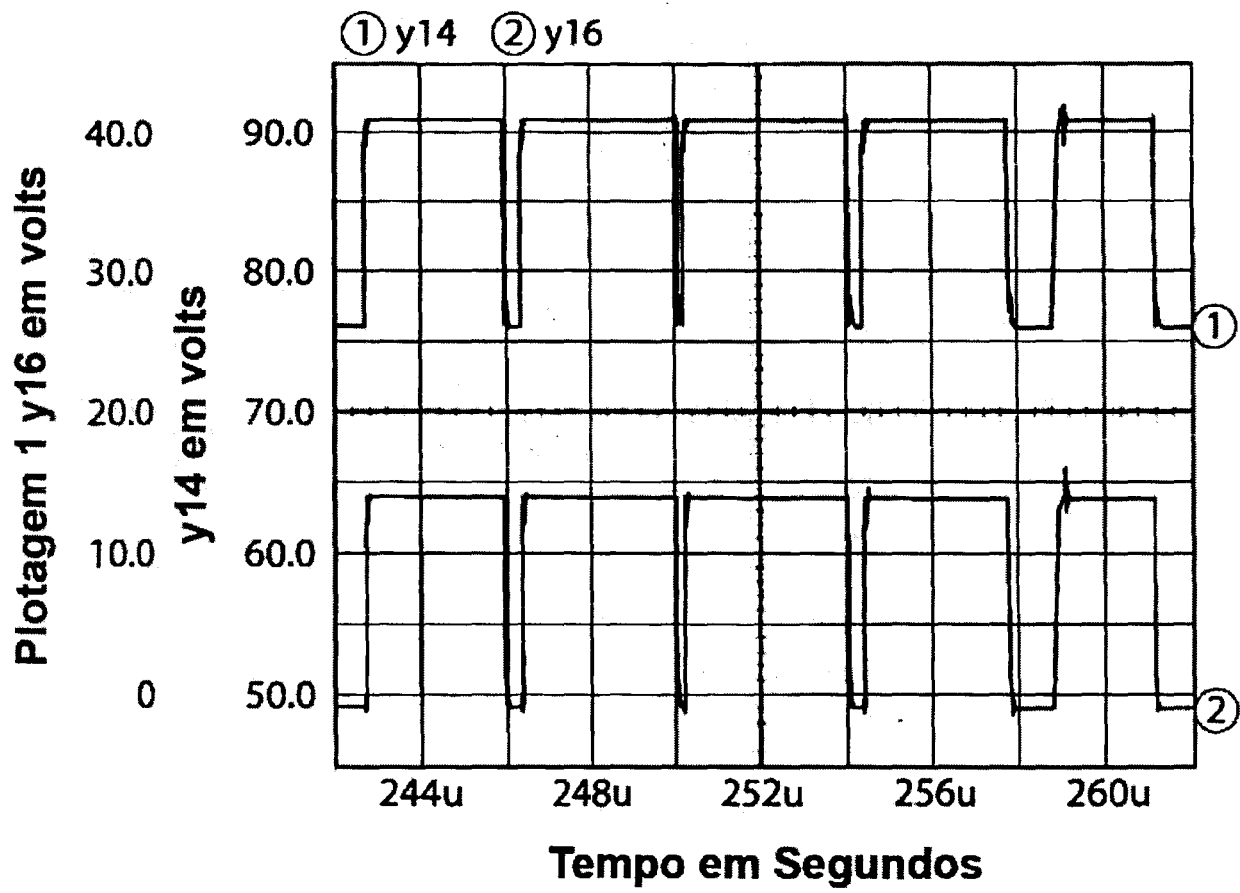


Fig.5I

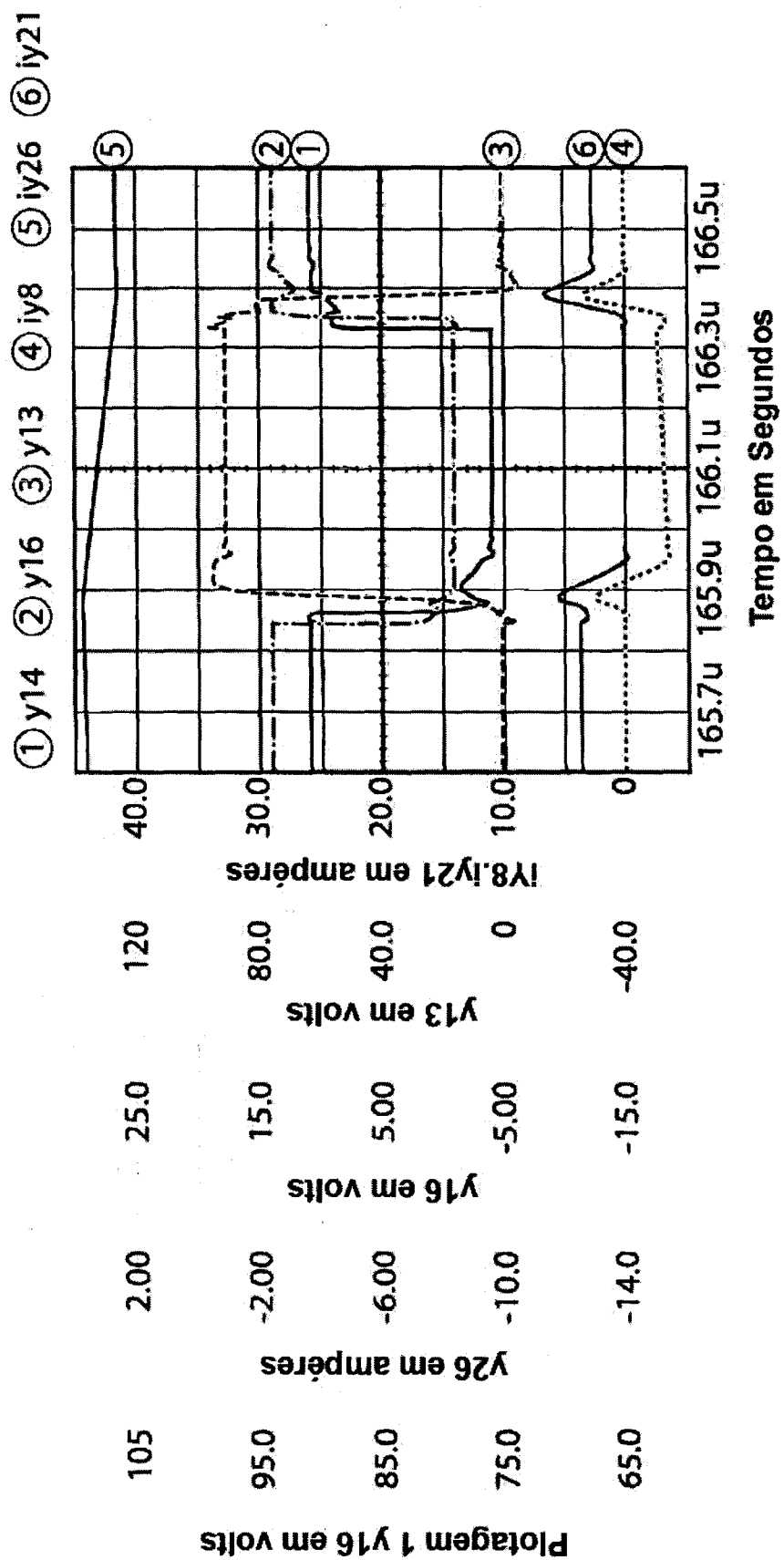


Fig.6a

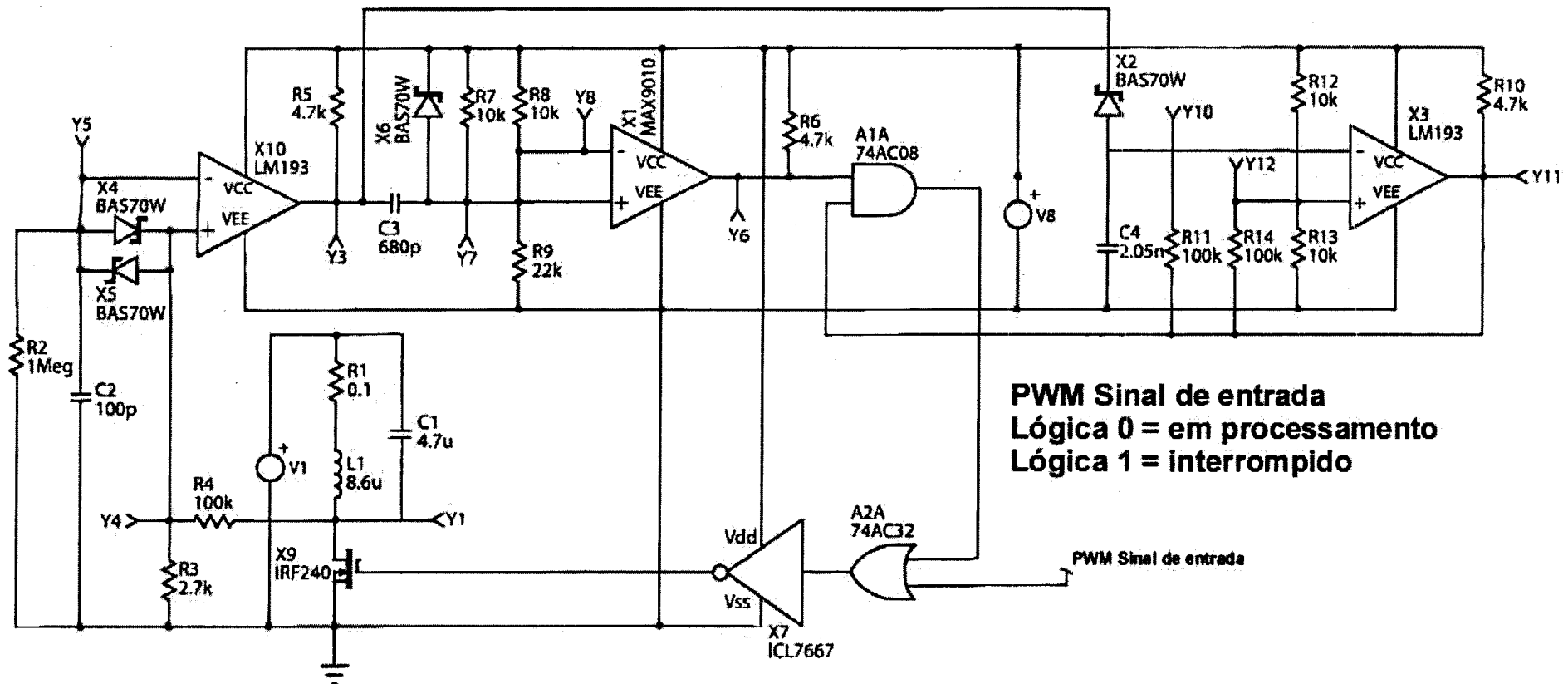


Fig.6b

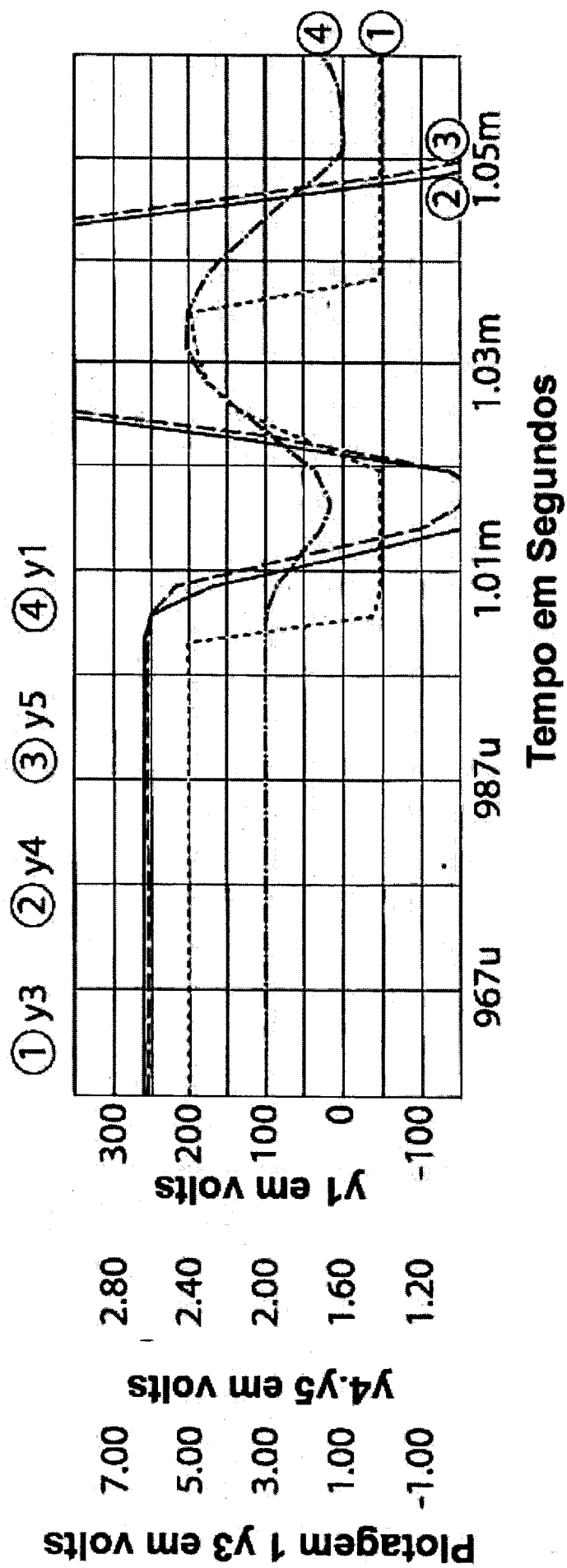


Fig.6c

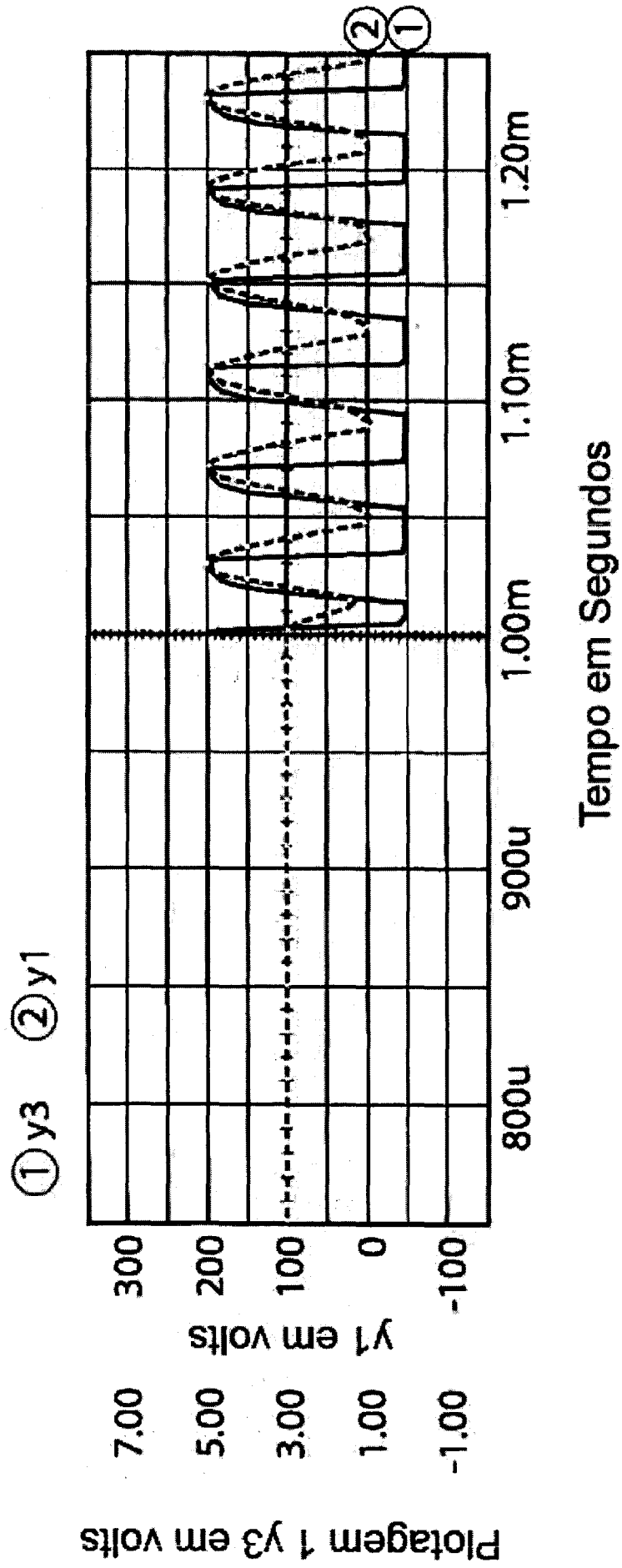


Fig.6d

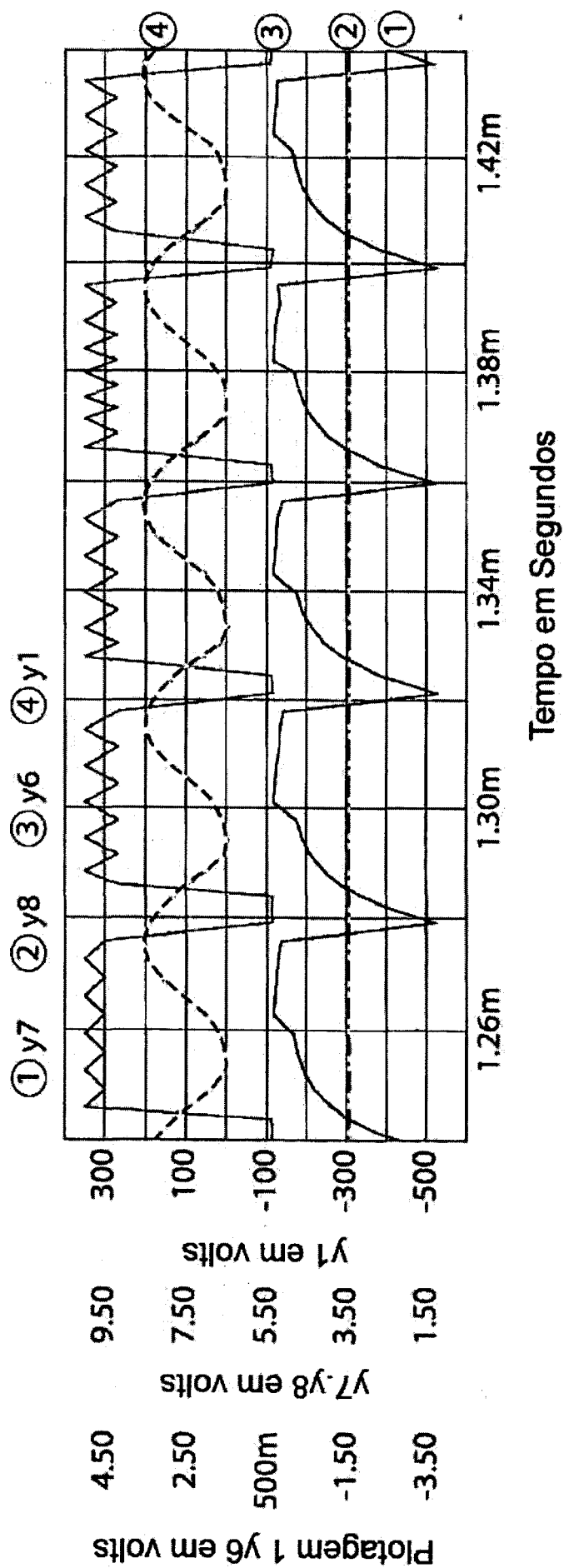


Fig.6e

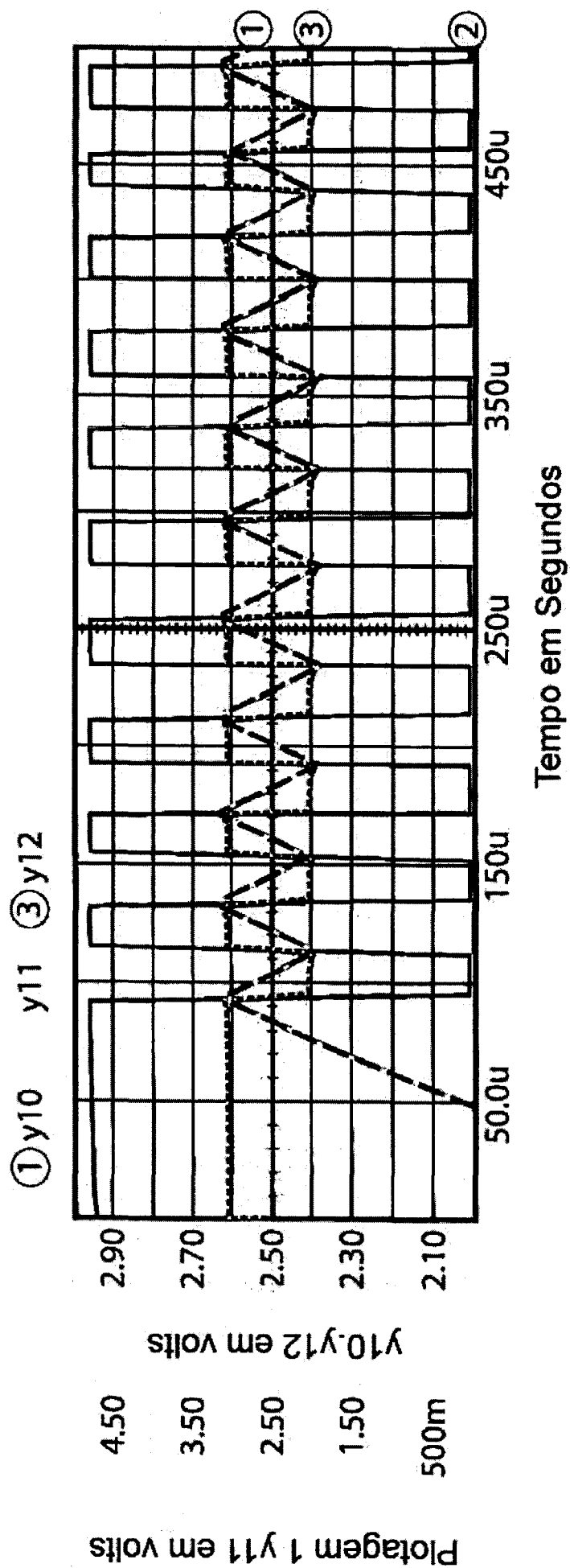


Fig.6f

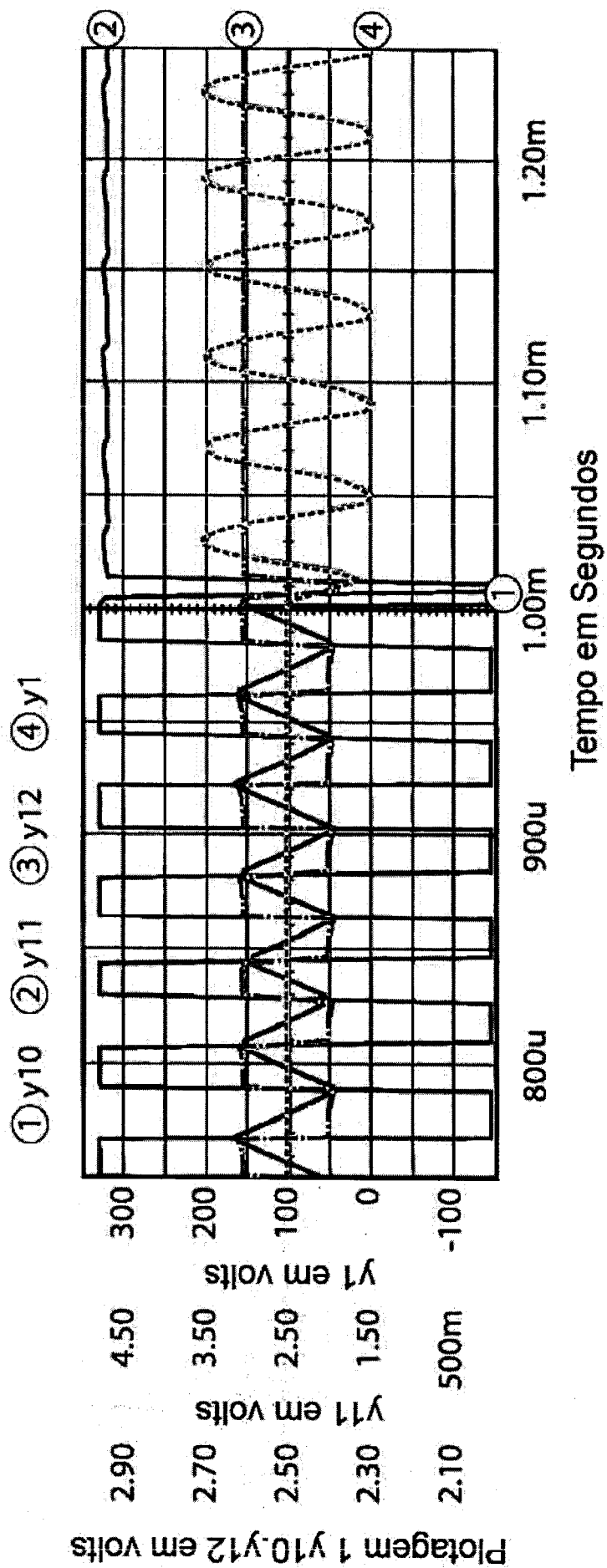


Fig.7a

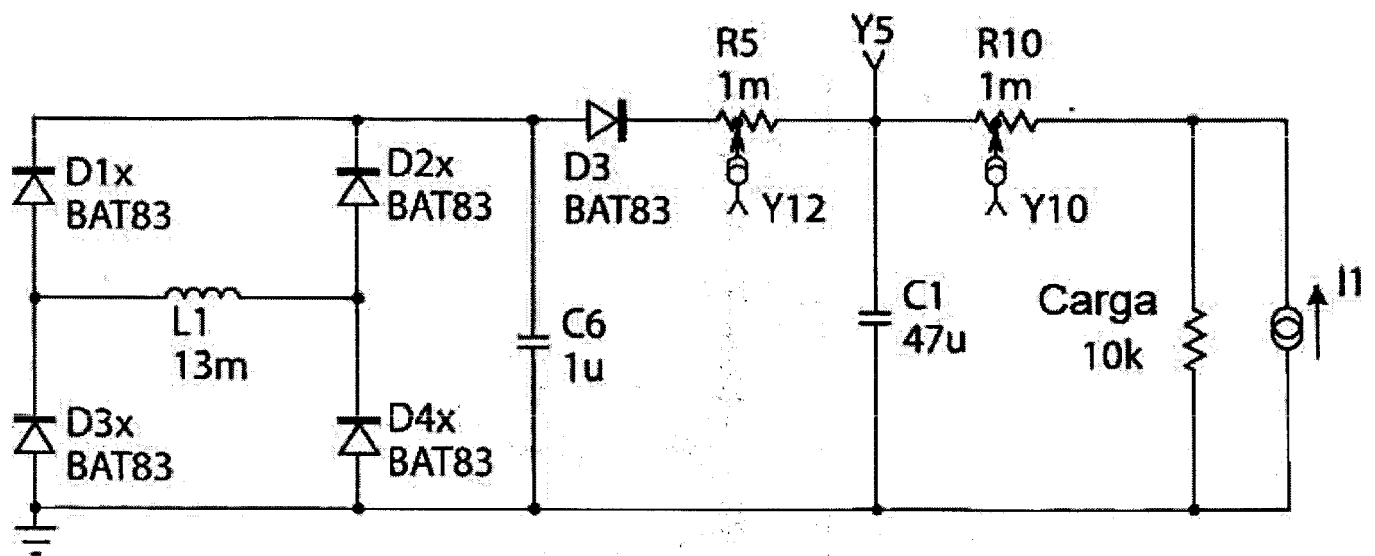


Fig.7b

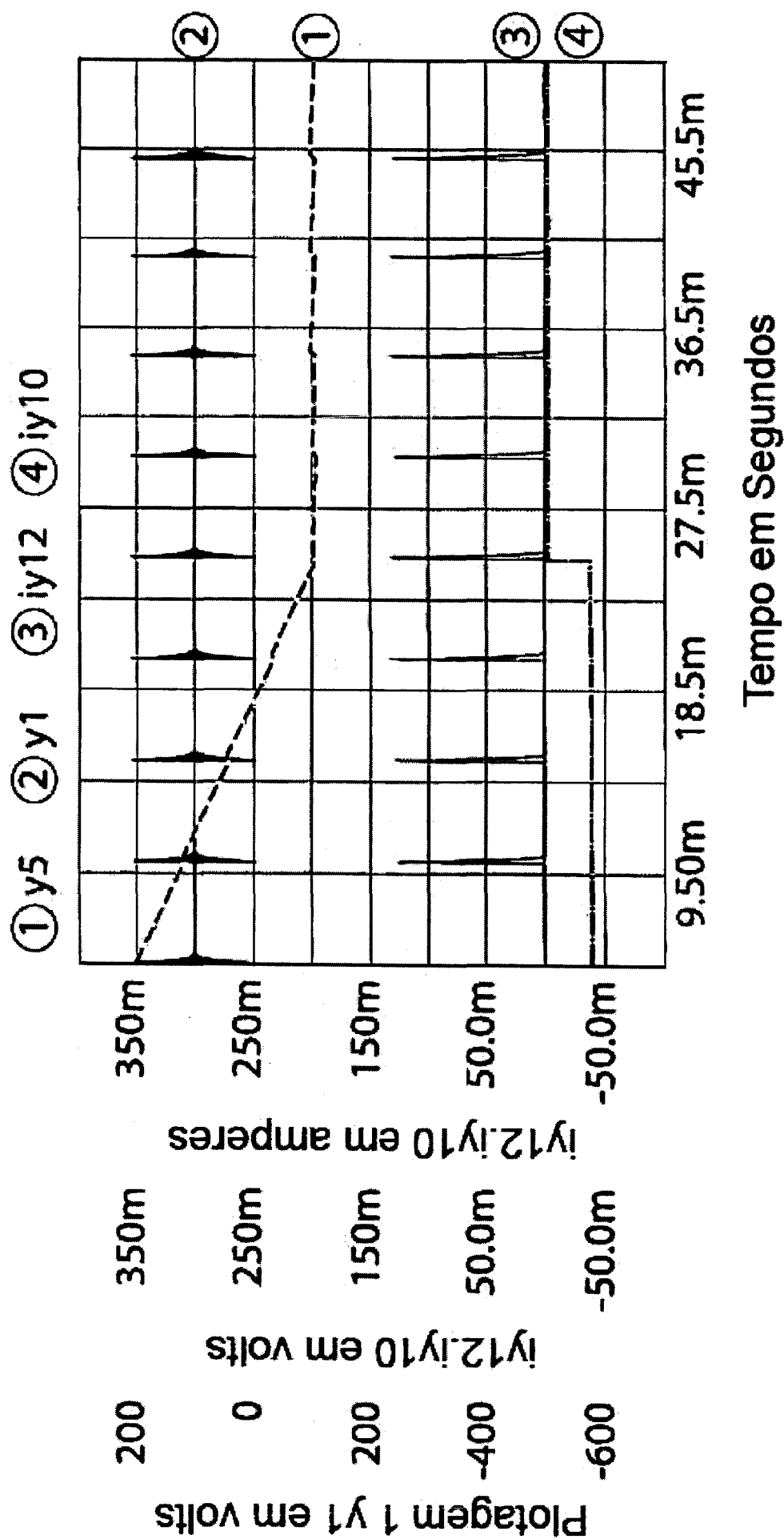


Fig.7c

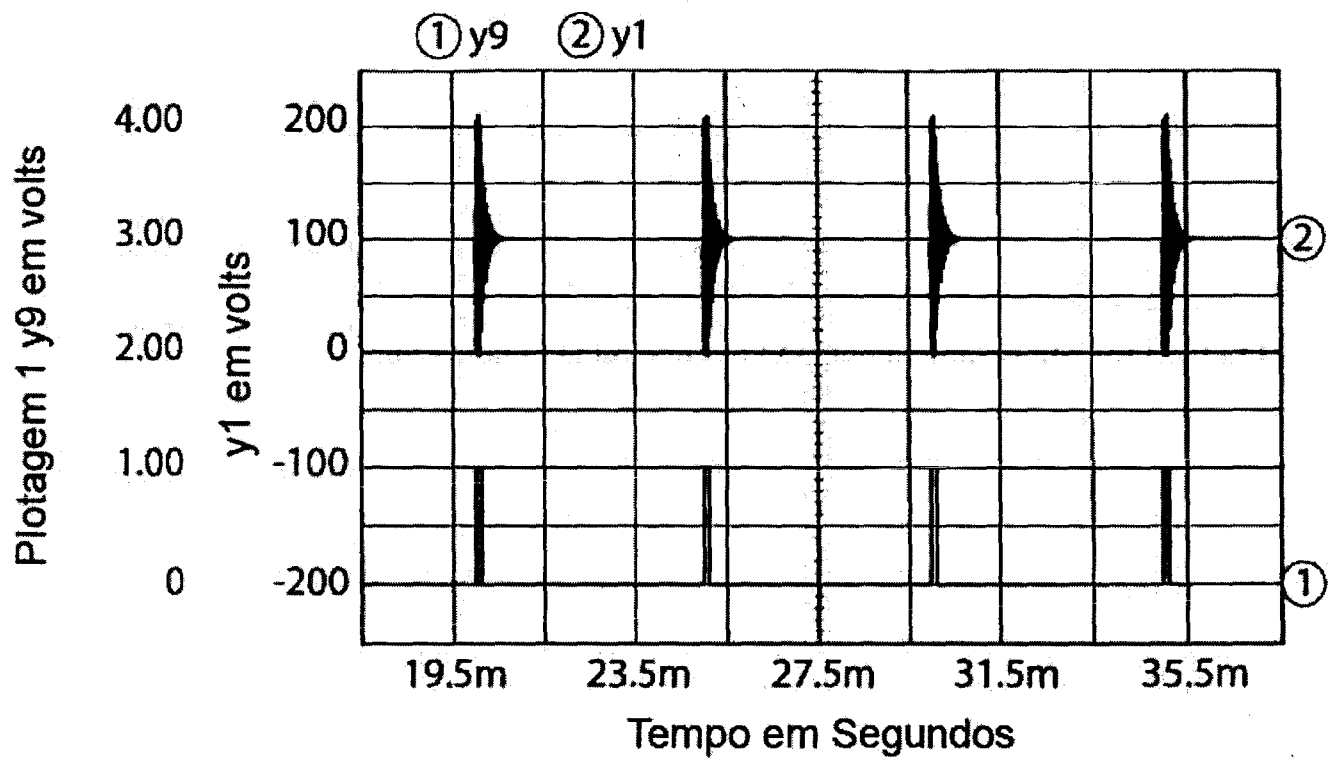


Fig.7d

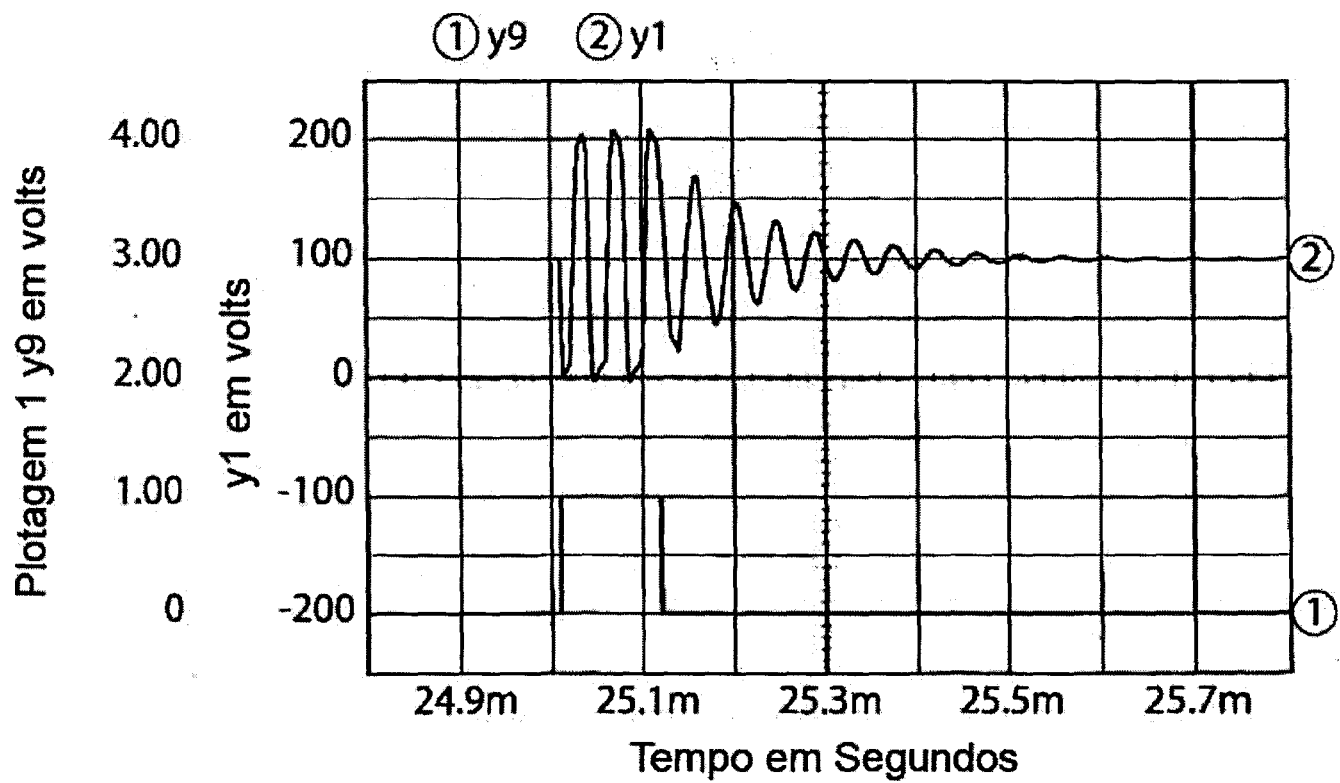


Fig.7e

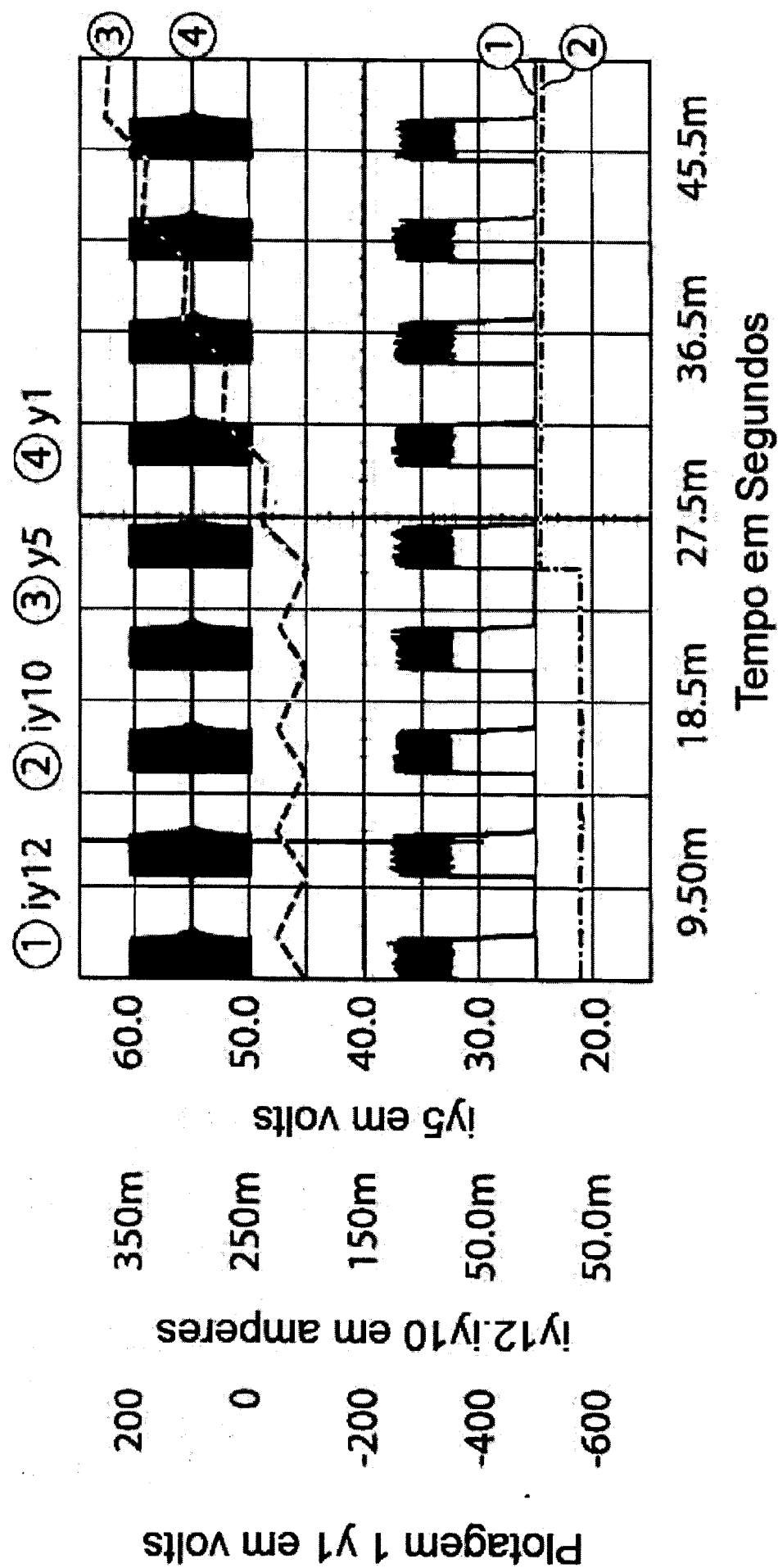


Fig.7f

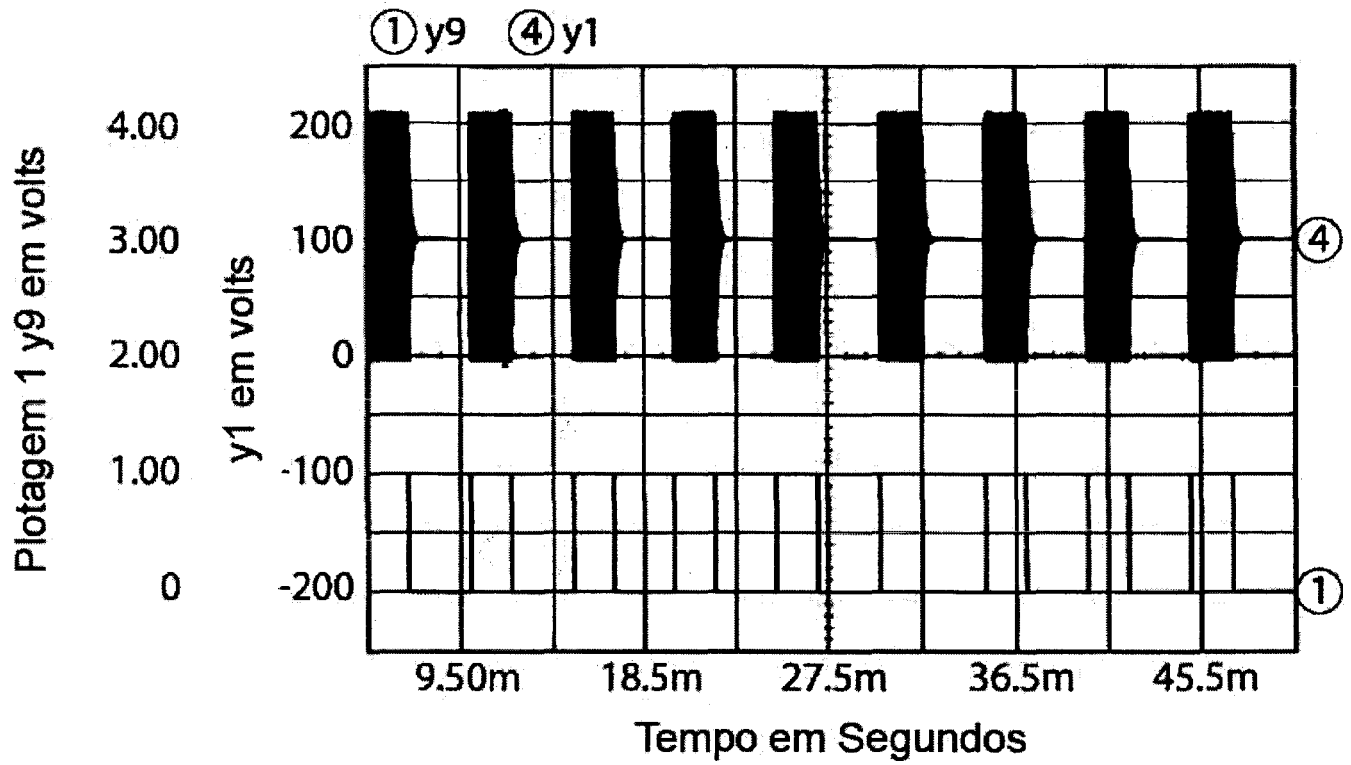


Fig.7g

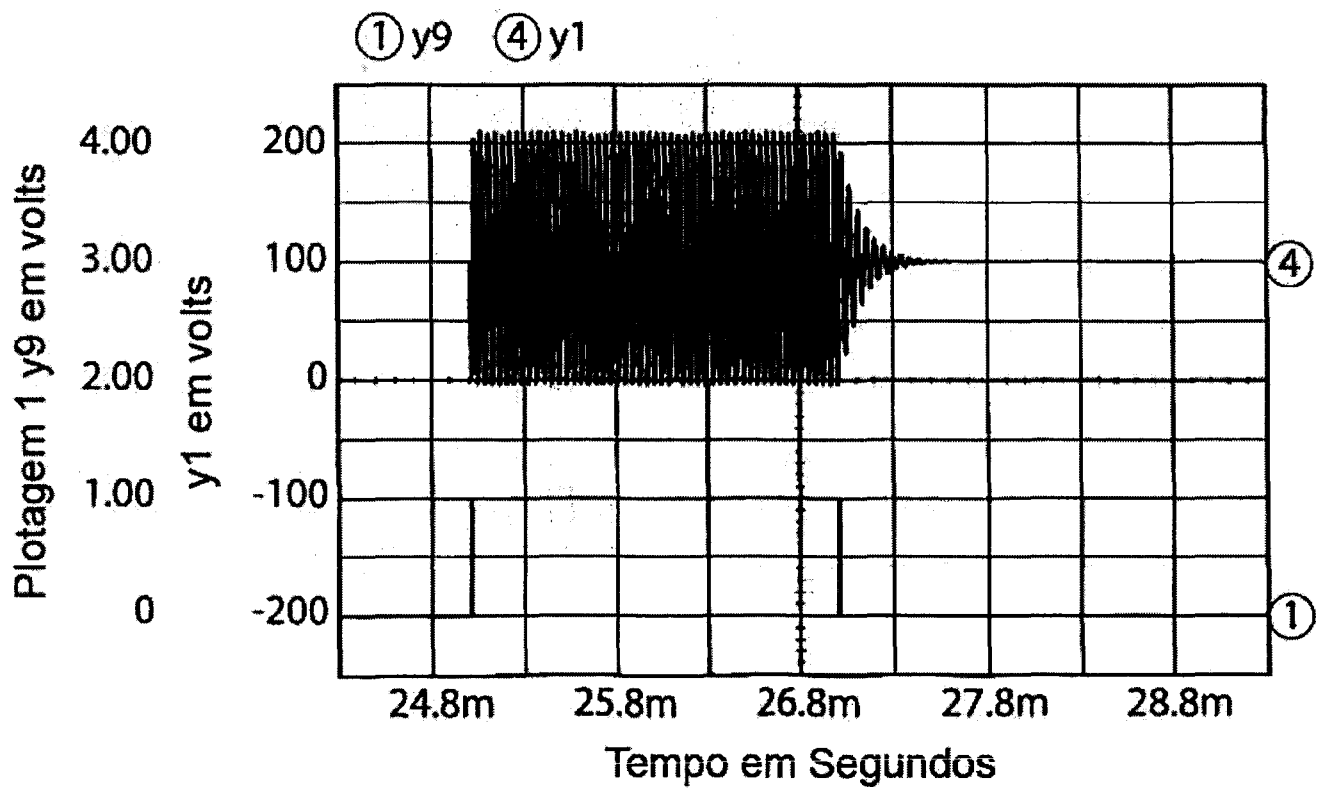


Fig.7h

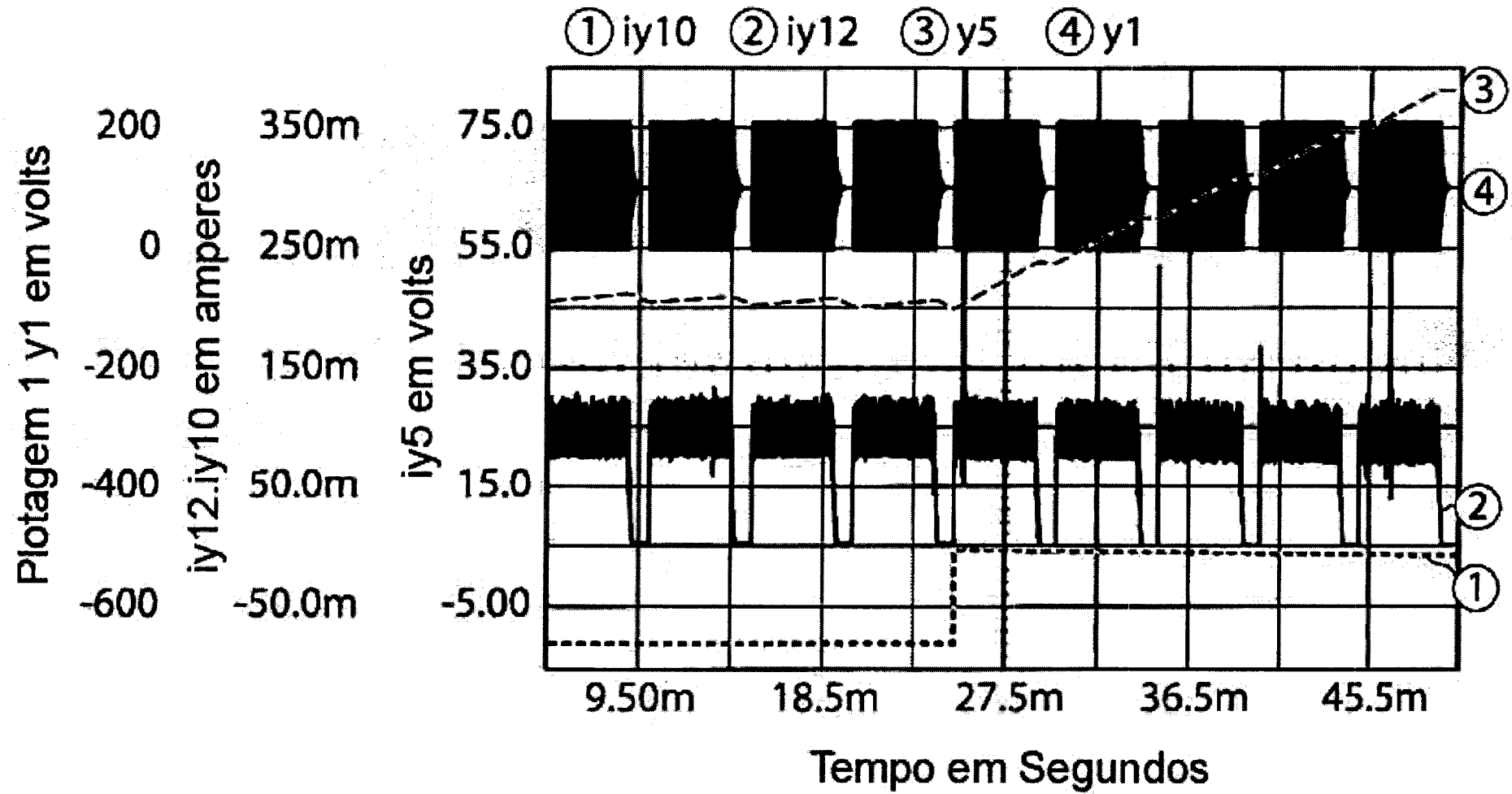


Fig.7i

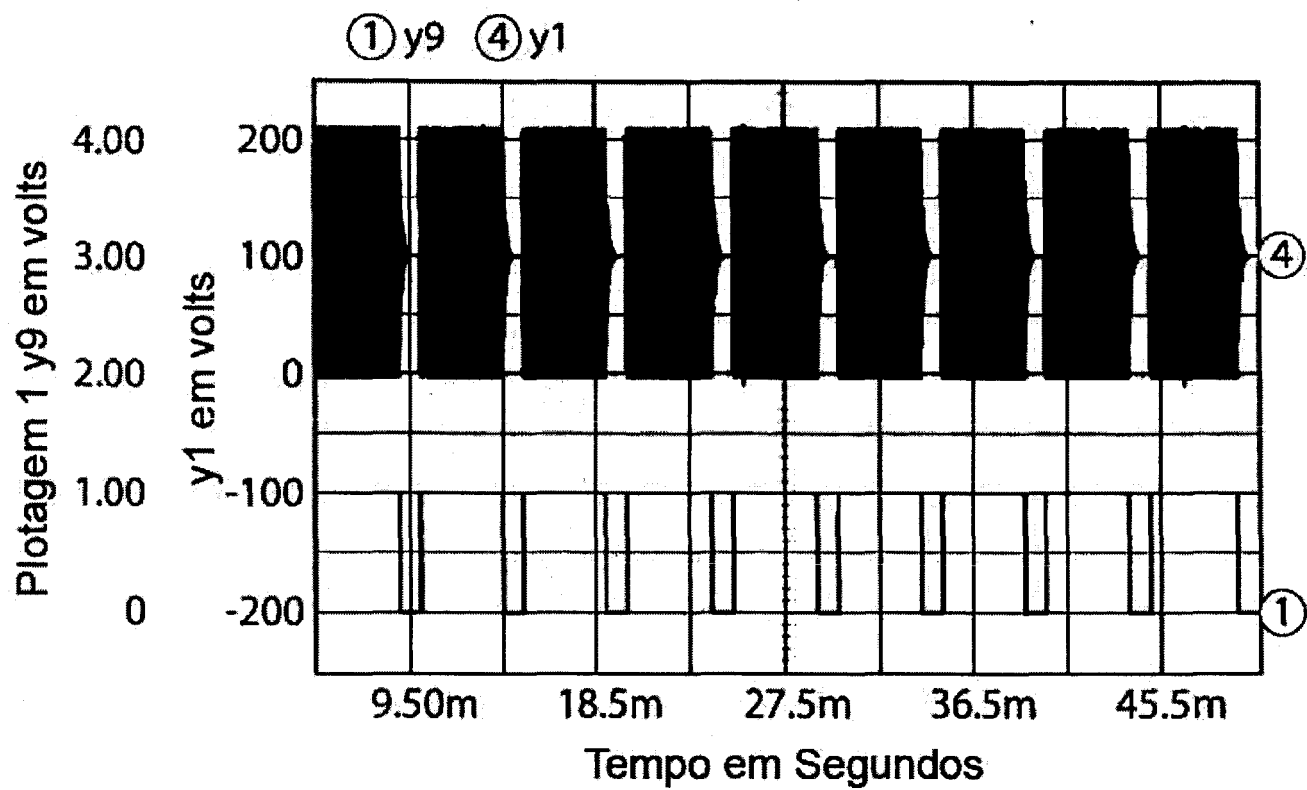


Fig.7j

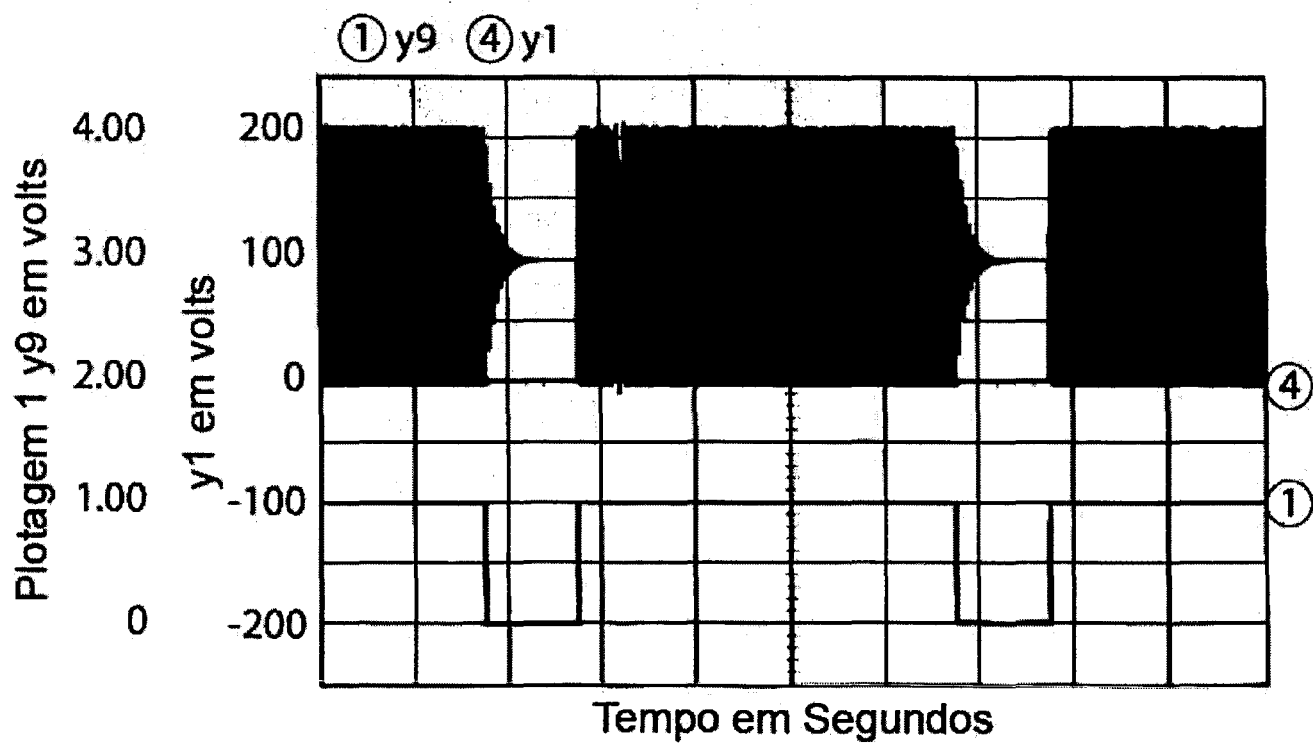


Fig.8a

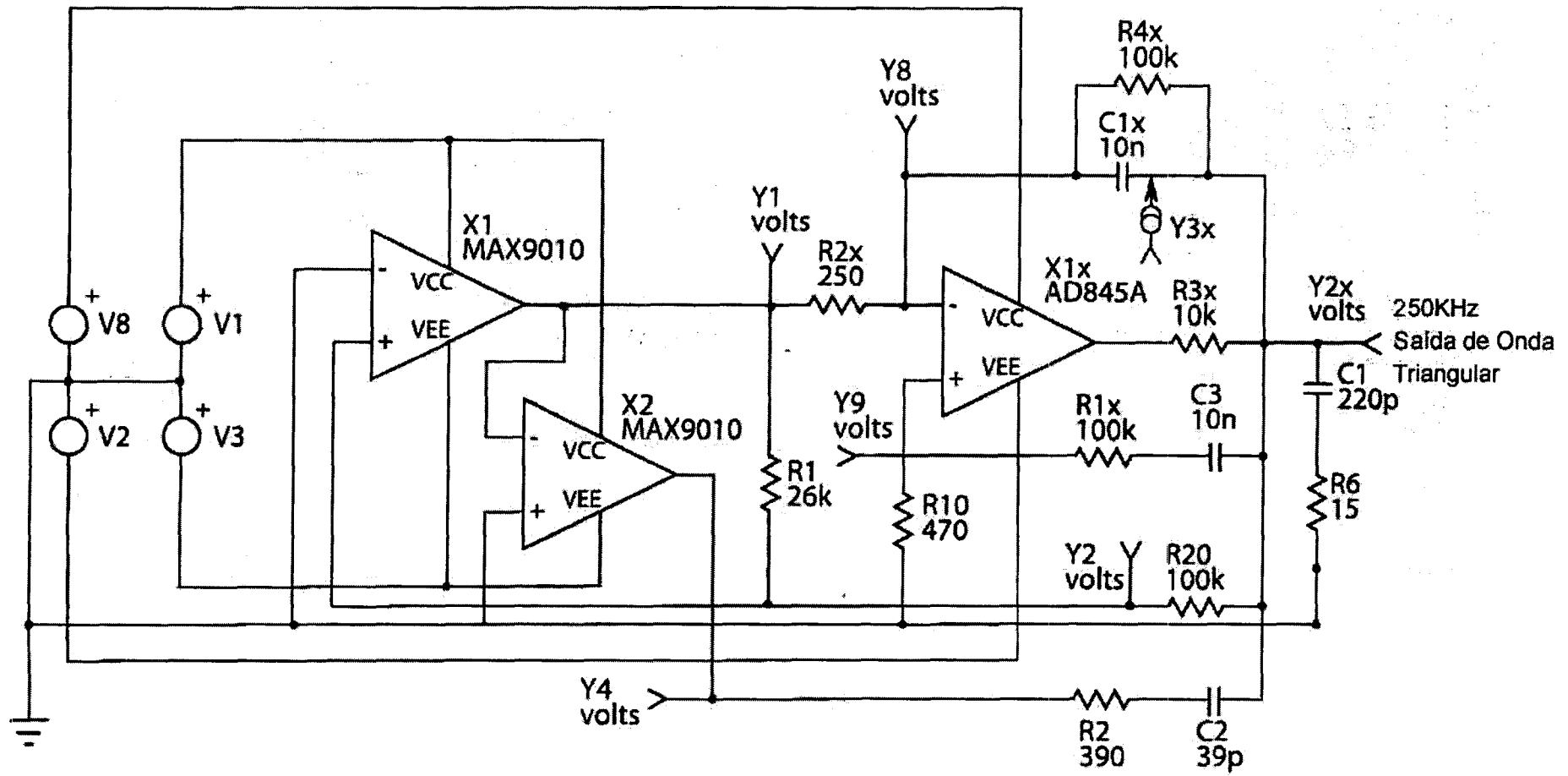


Fig.8b'

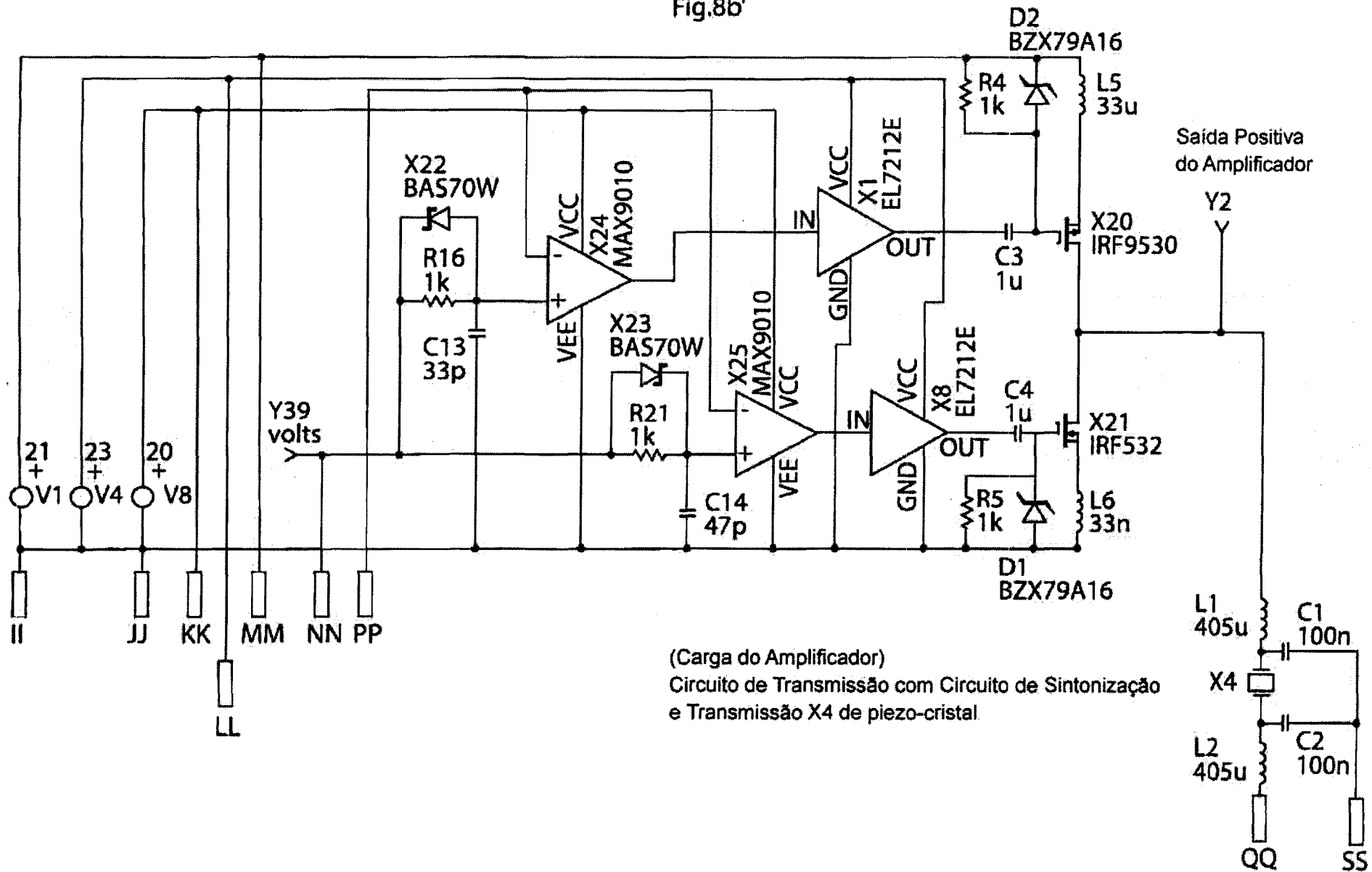
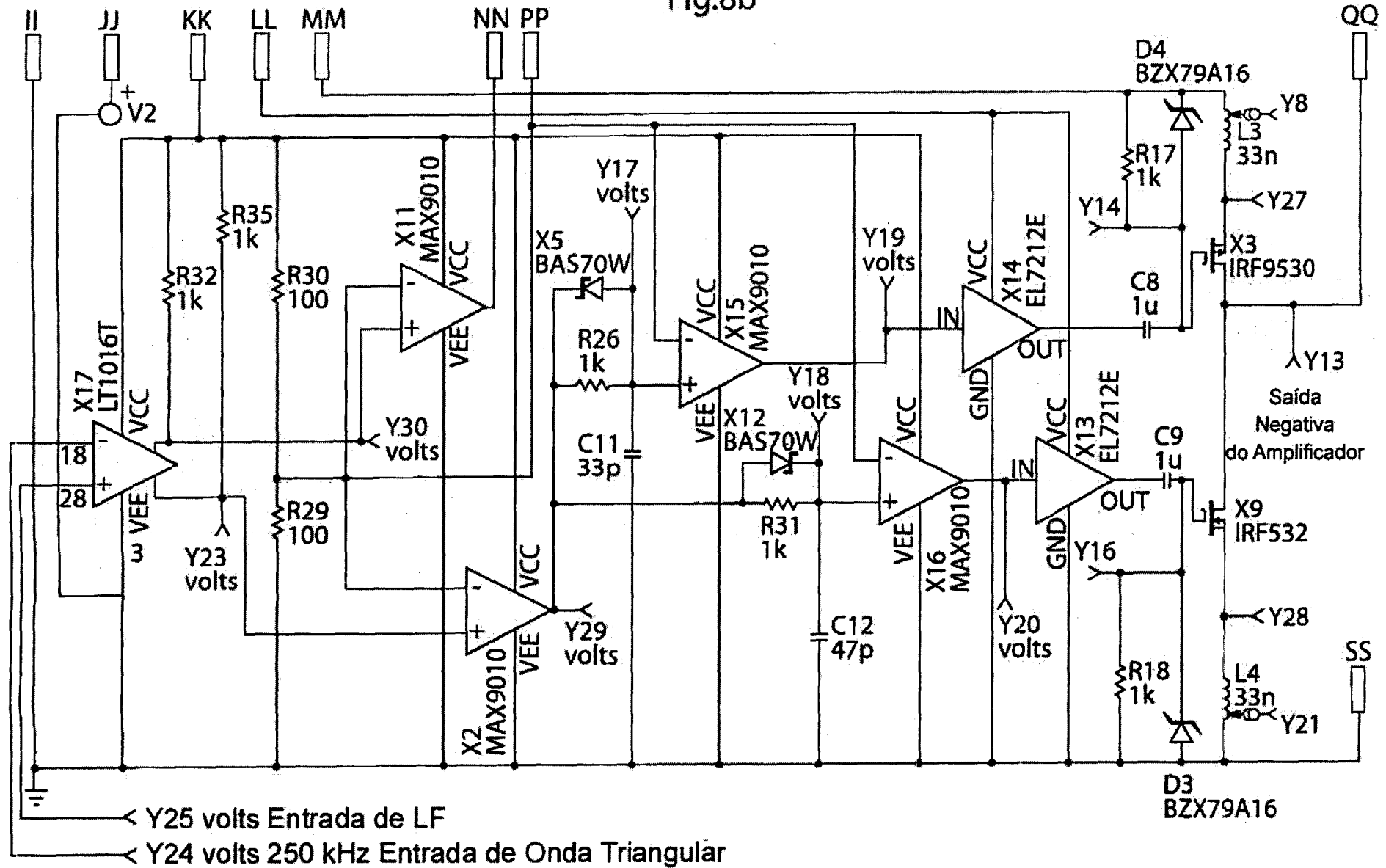


Fig.8b''



② y2 ③ y25 Fig.8c

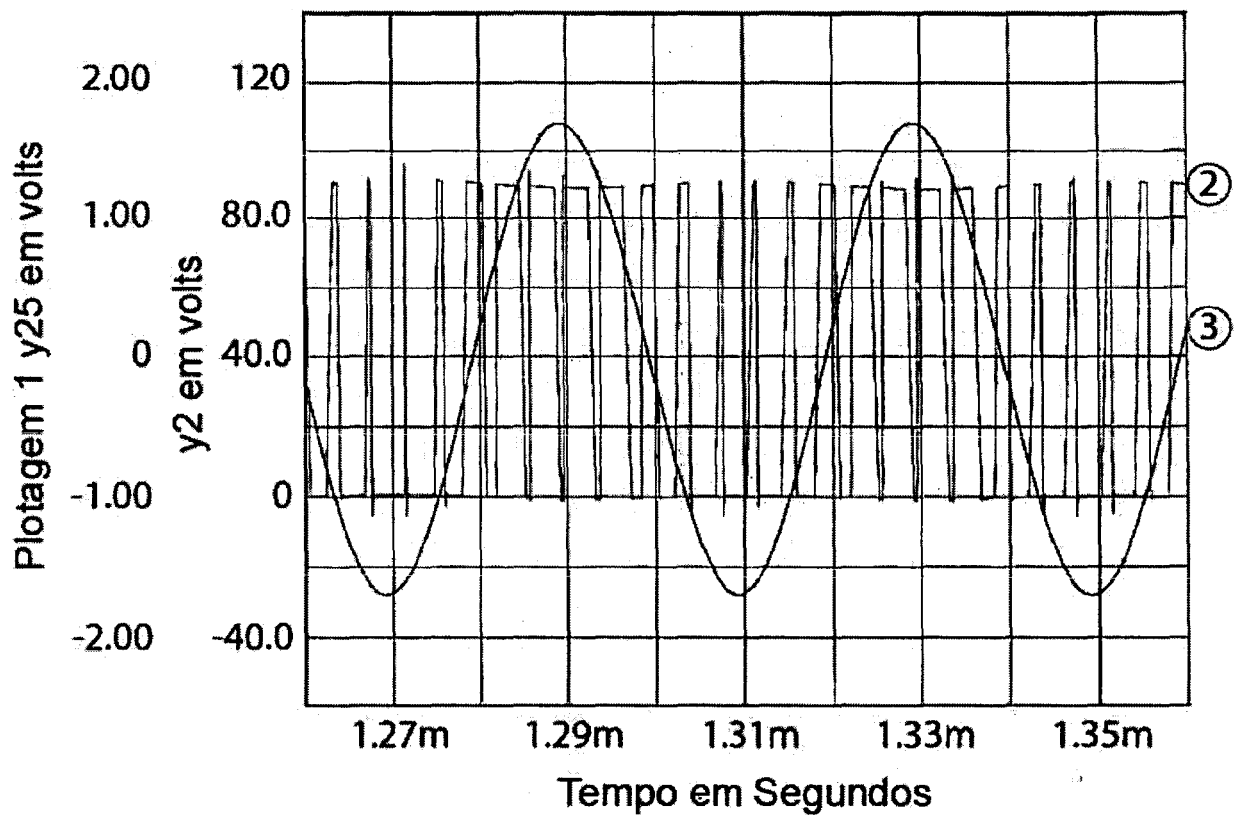
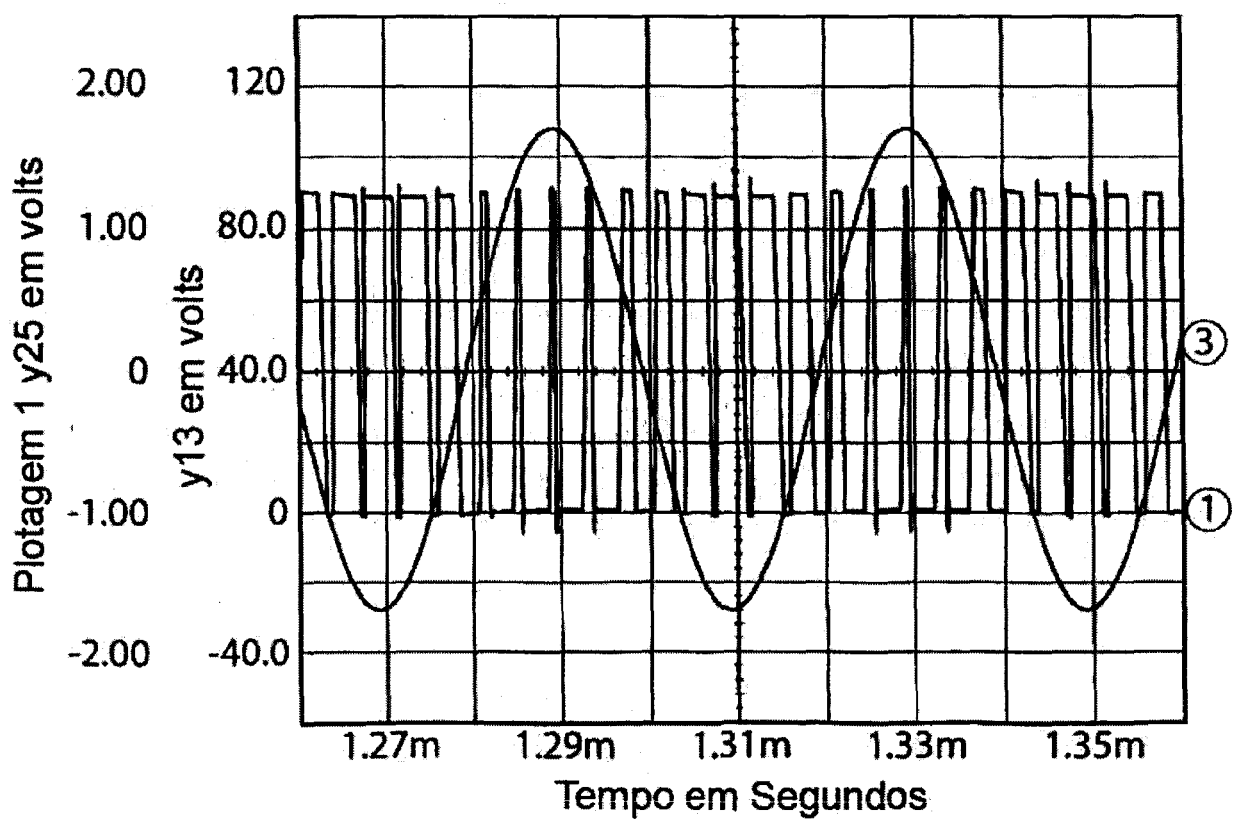


Fig.8d

① y13 ③ y25



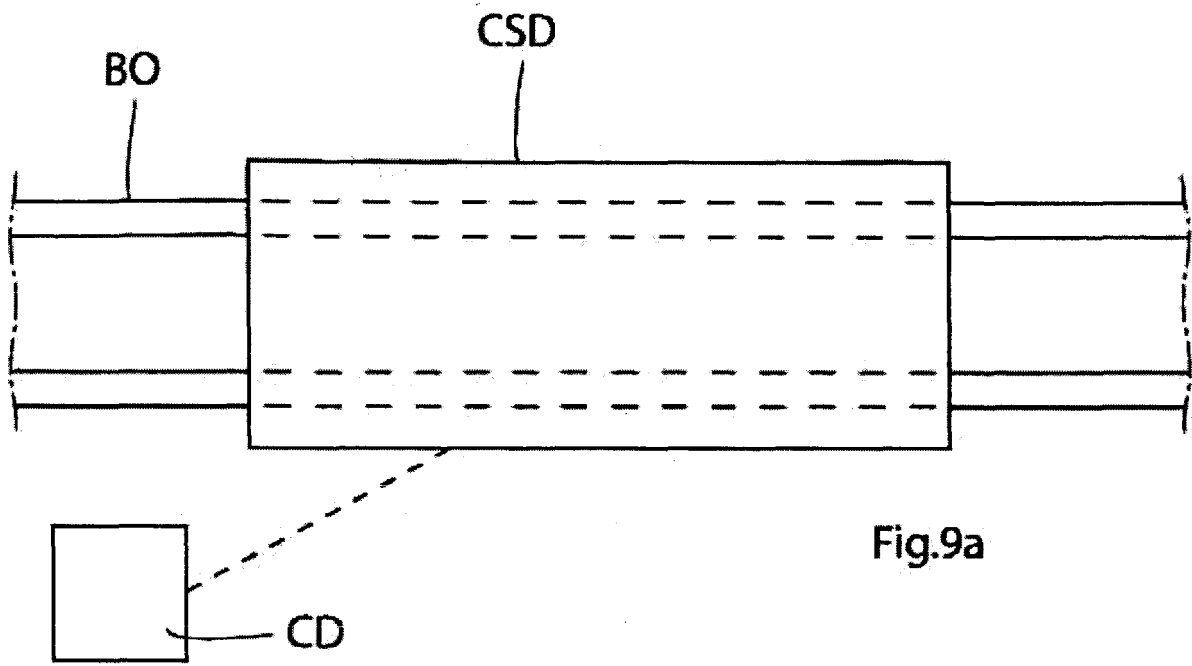


Fig.9a

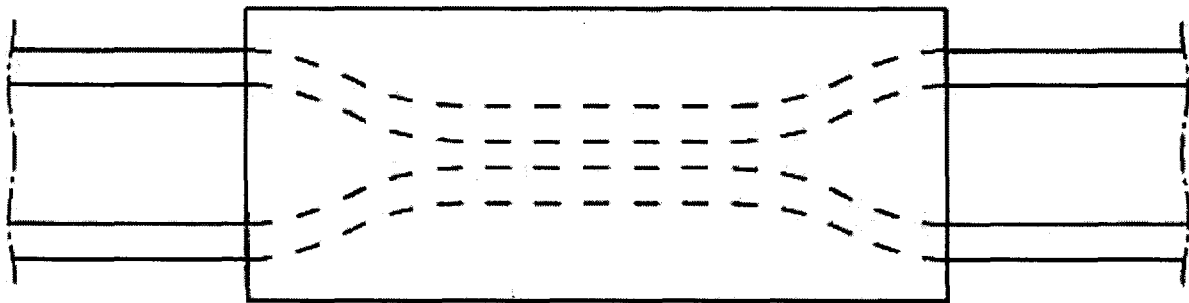


Fig.9b

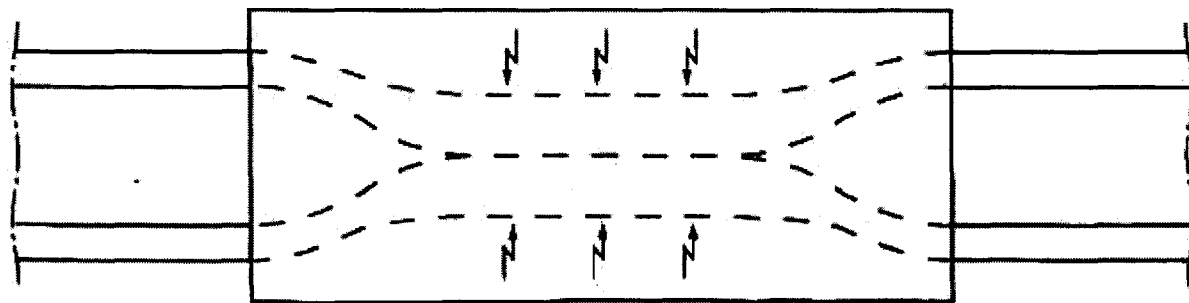


Fig.9c

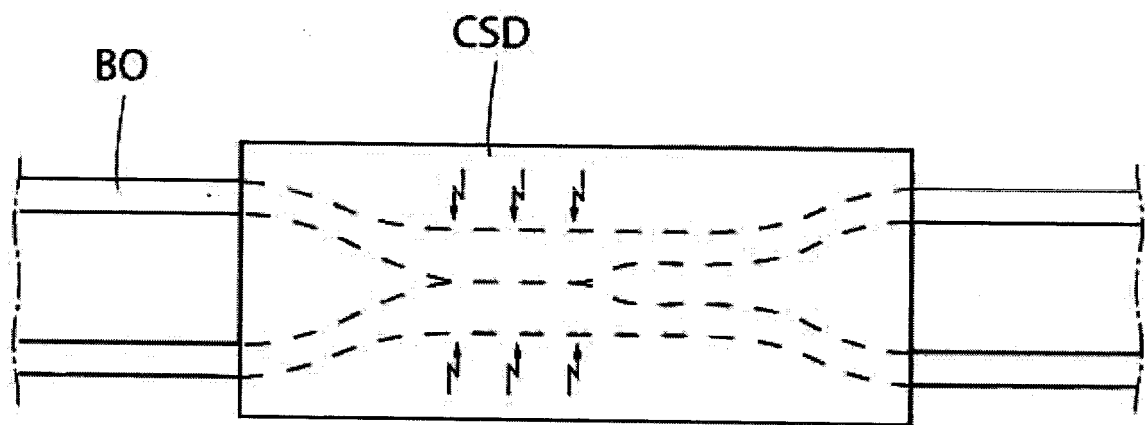


Fig.9d

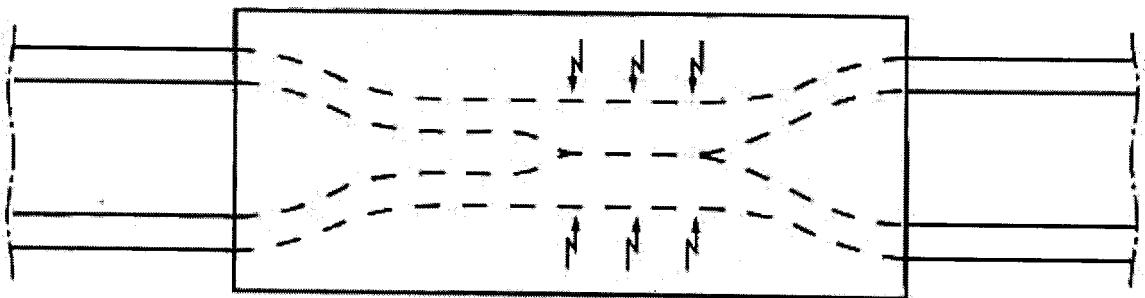
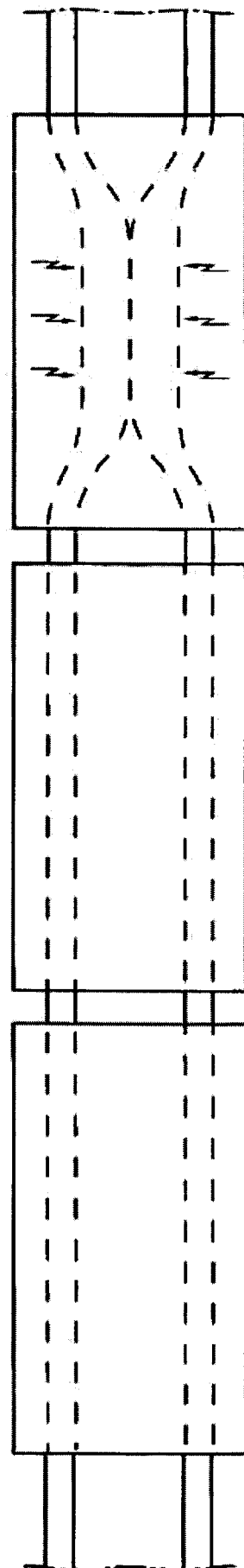
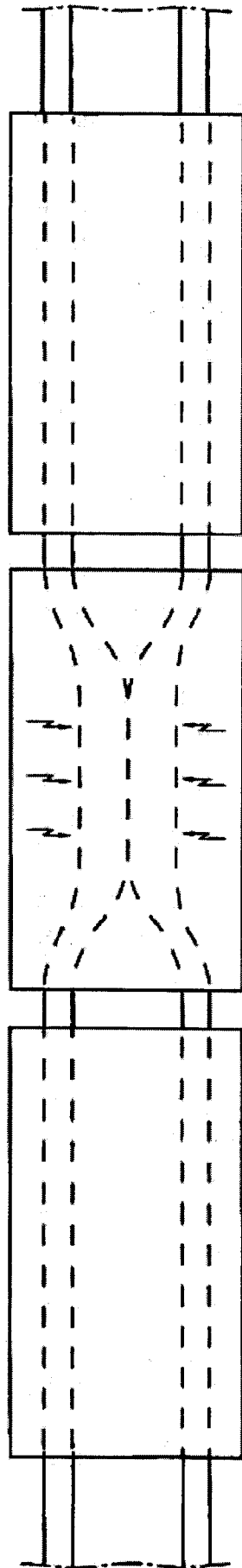
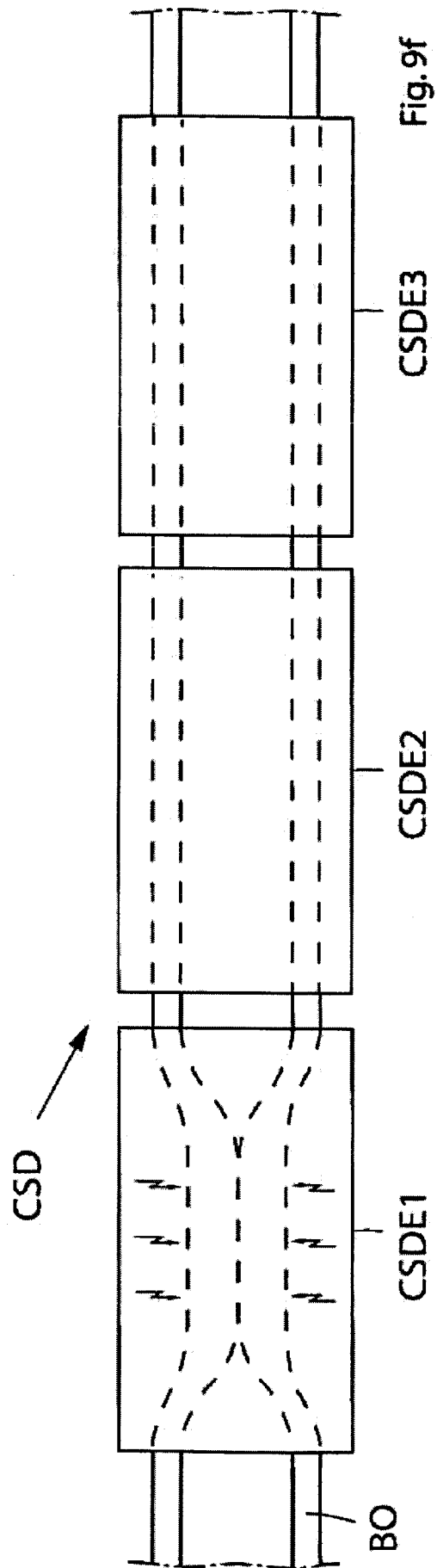
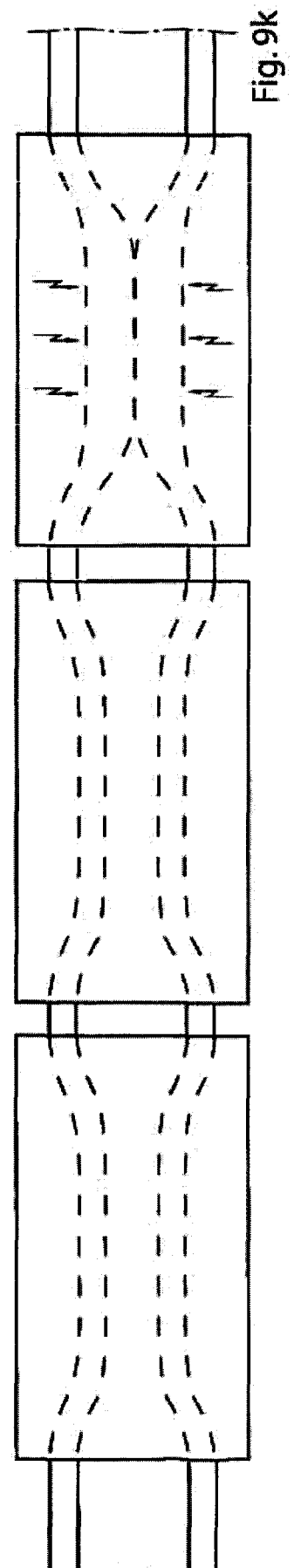
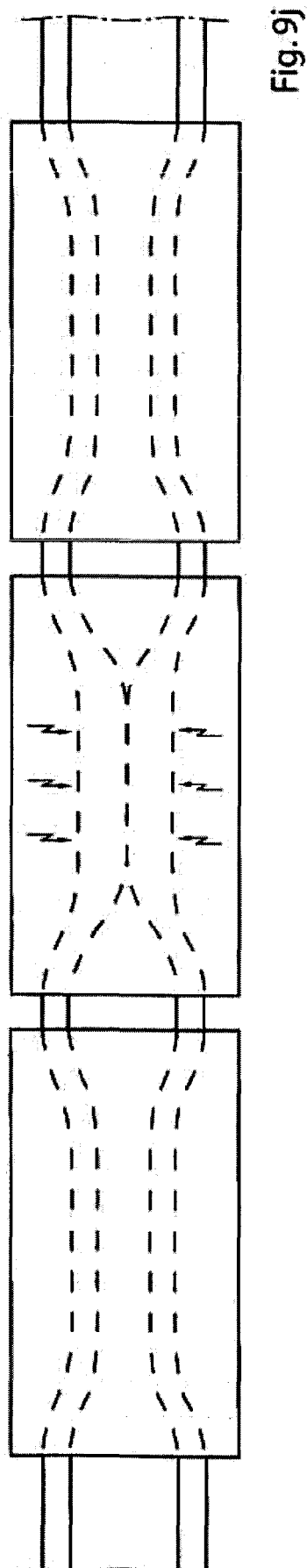
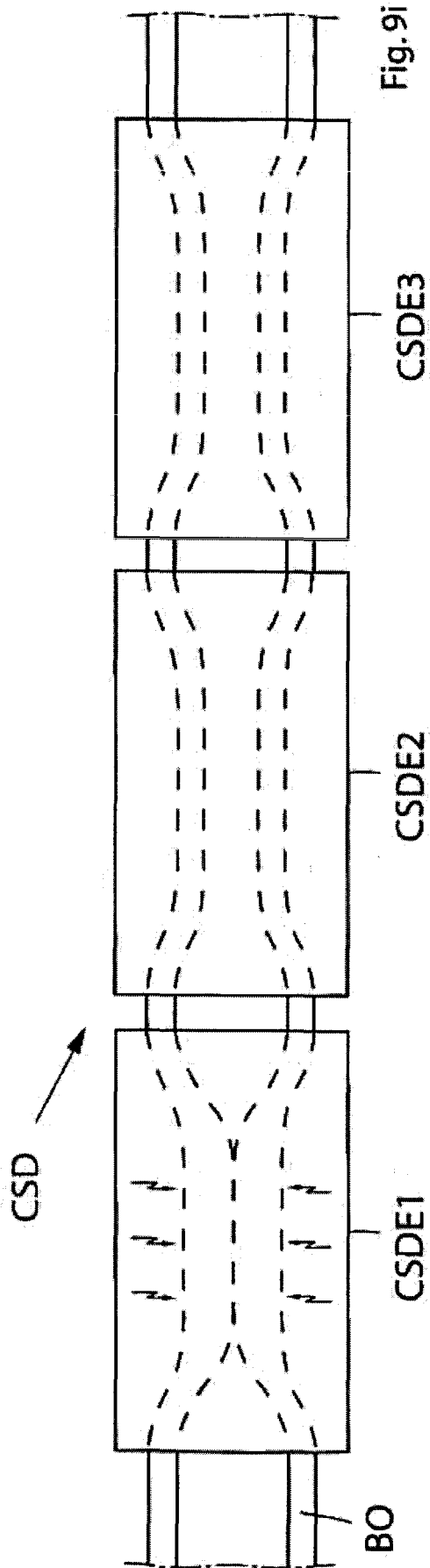


Fig.9c





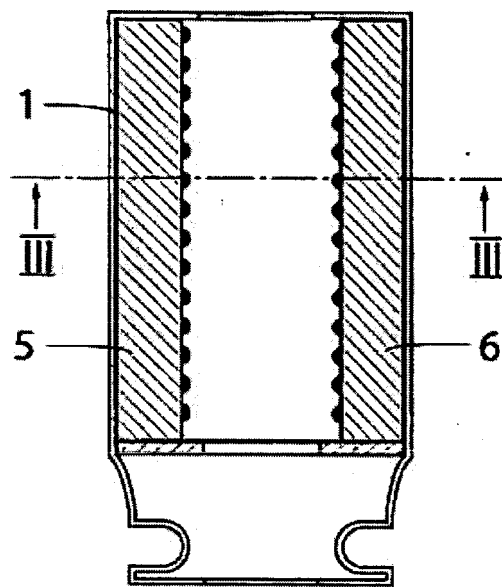


Fig. 10

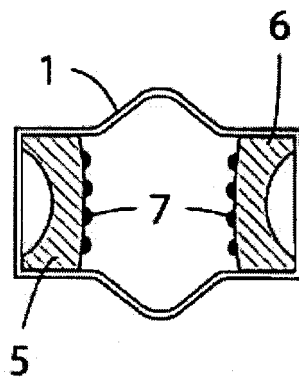


Fig. 11

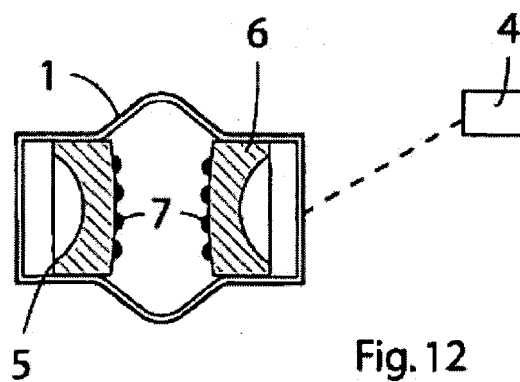


Fig. 12

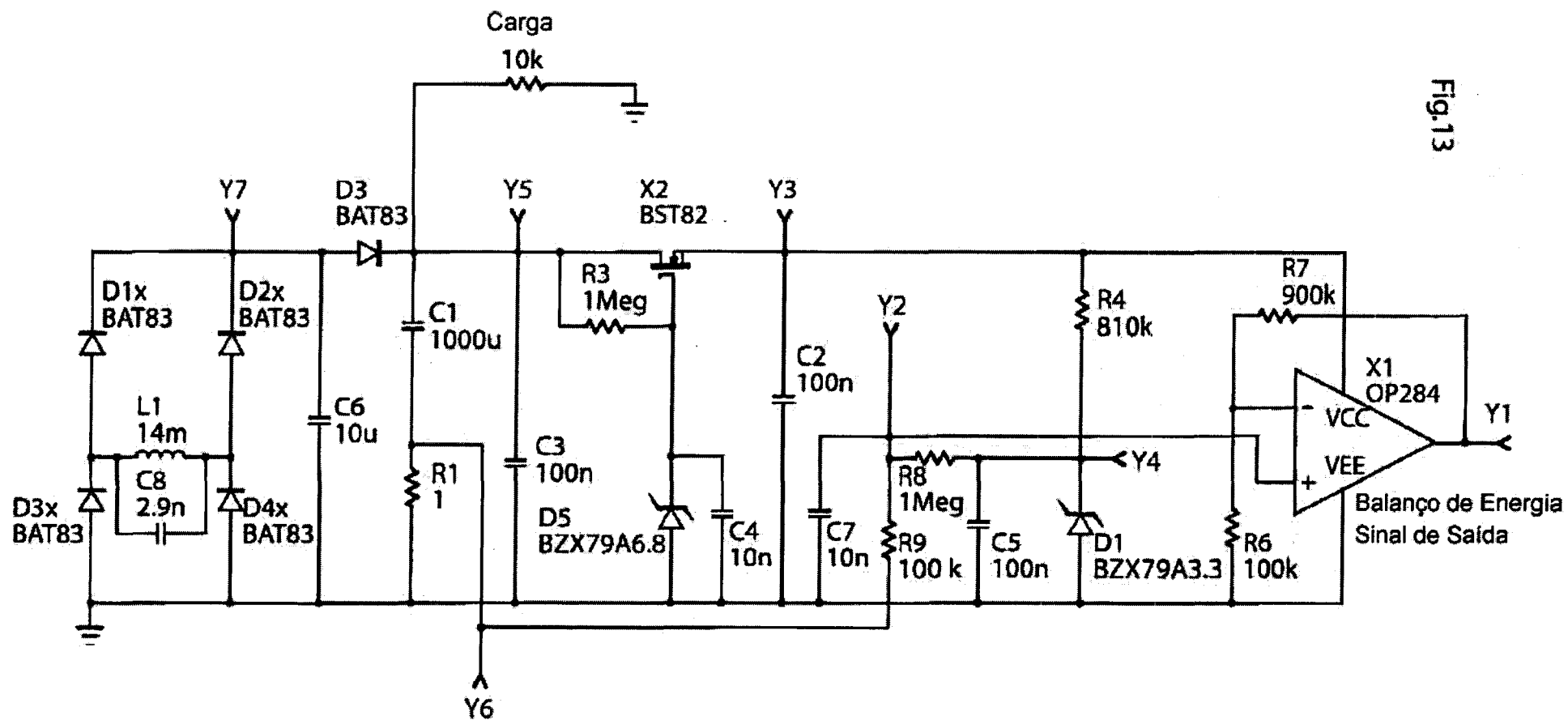


Fig.13

Fig.14

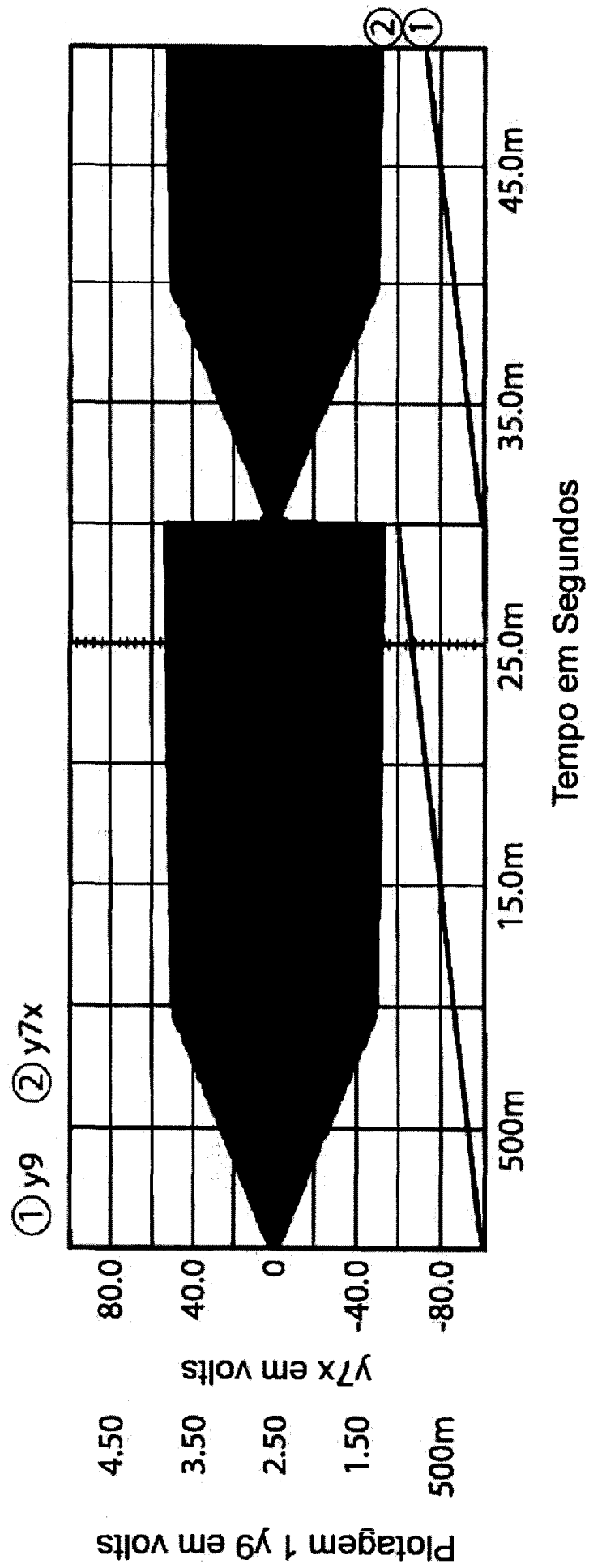


Fig.15

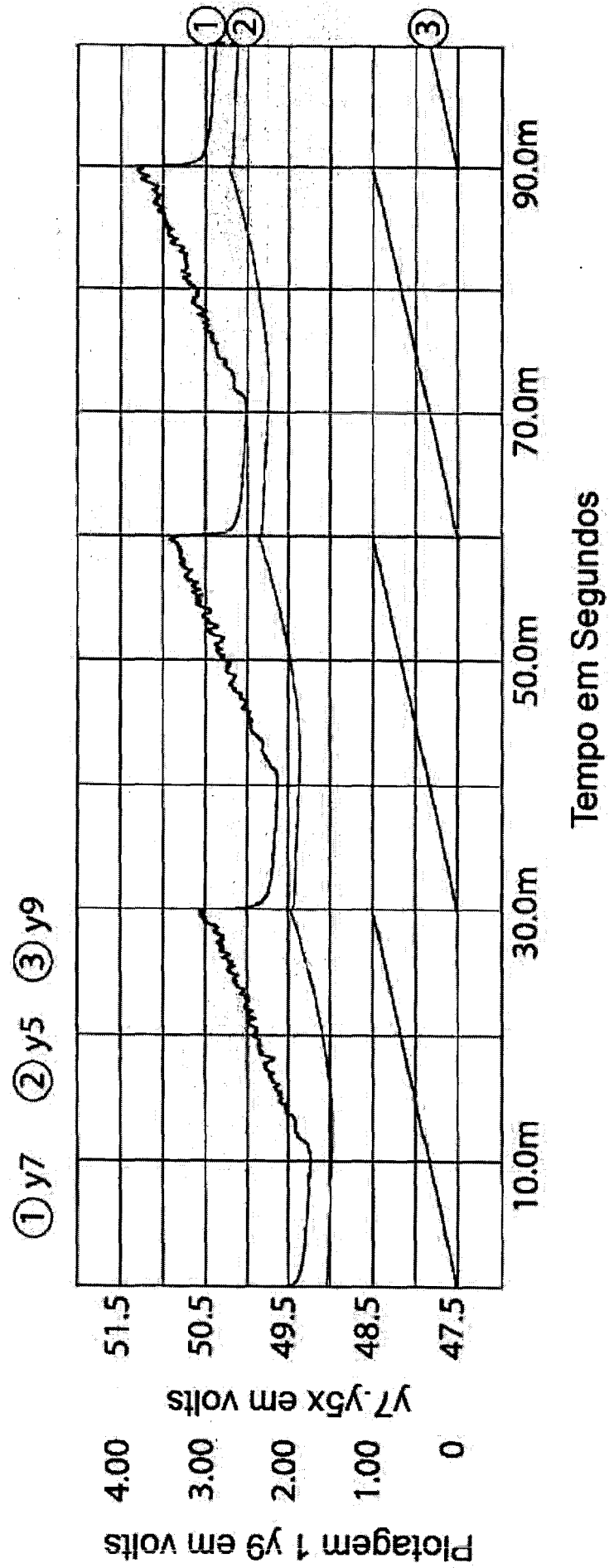


Fig.16

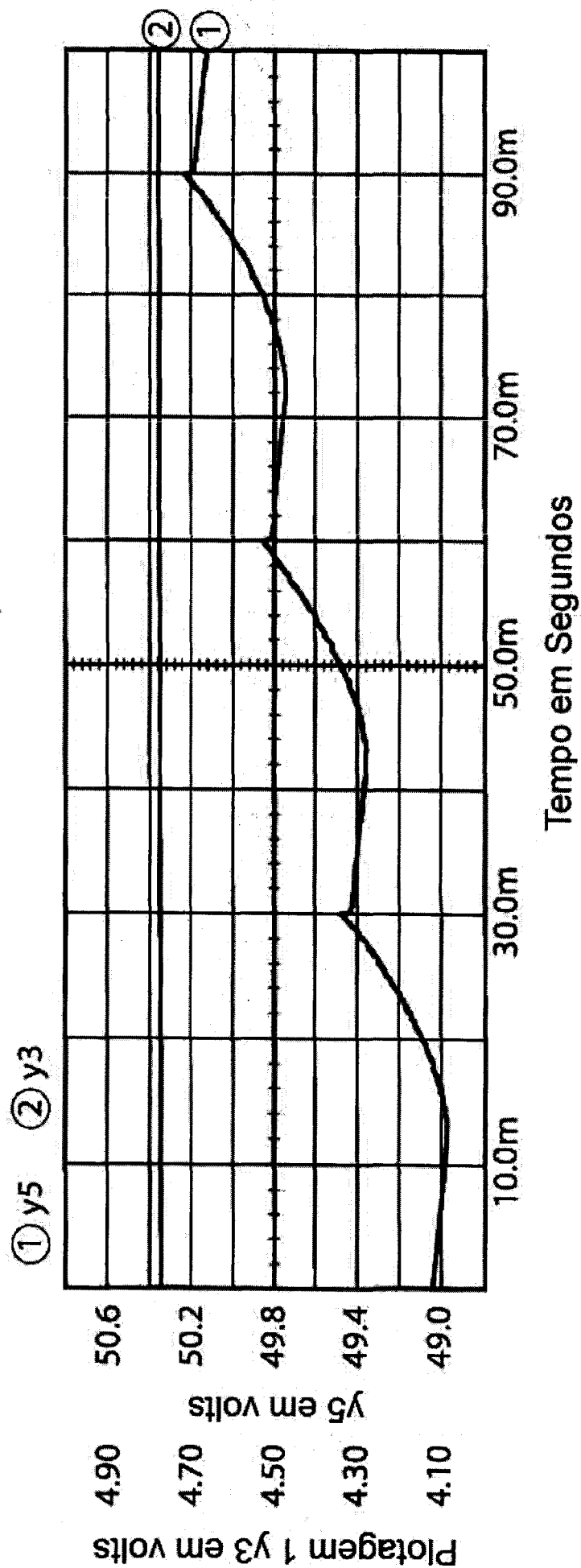


Fig.17

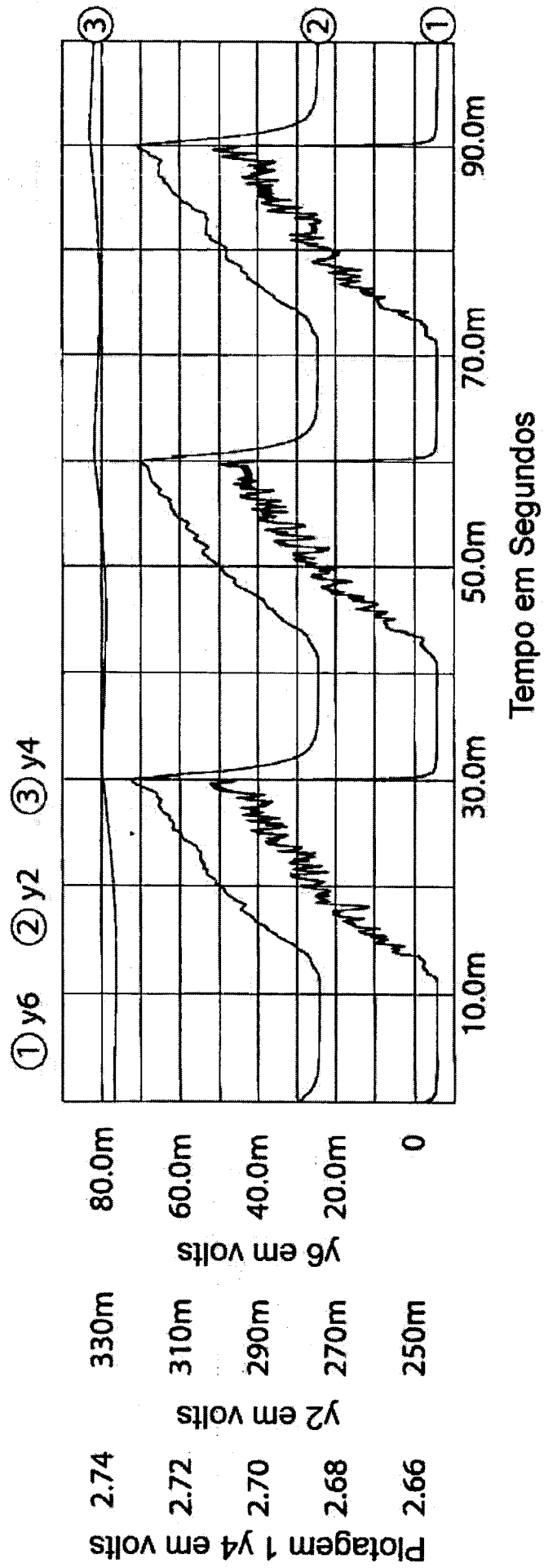


Fig.18

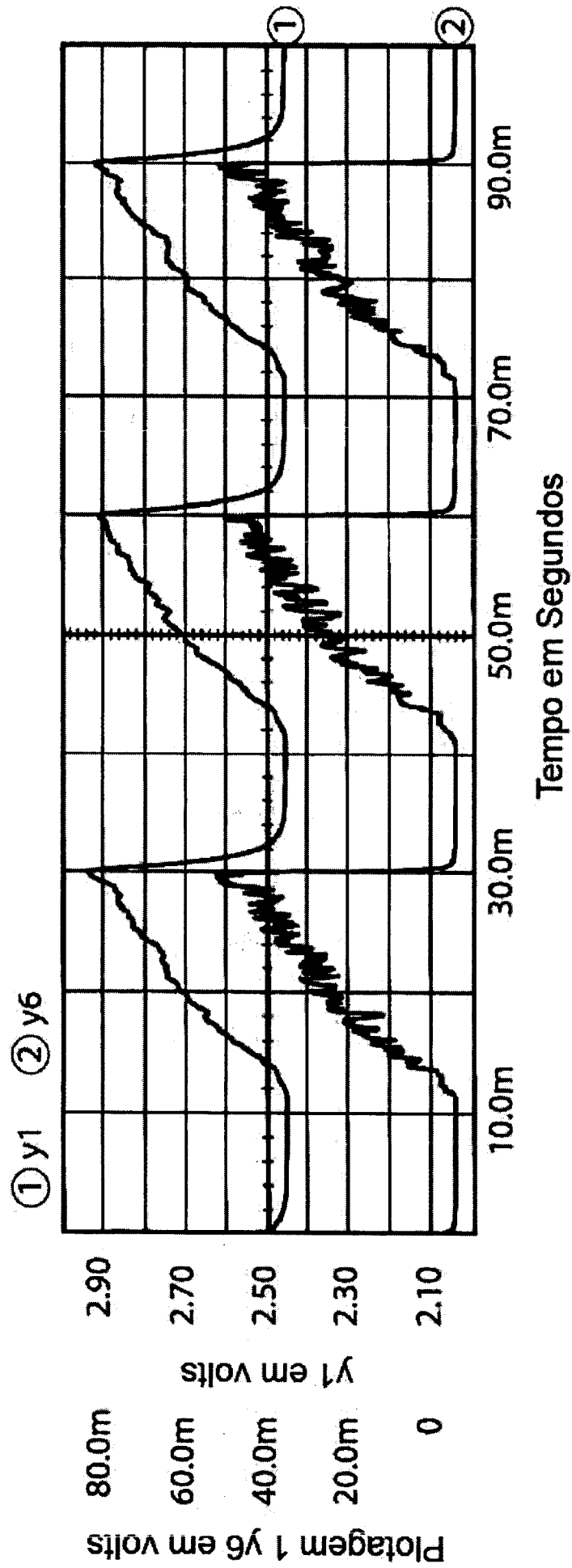


Fig.19

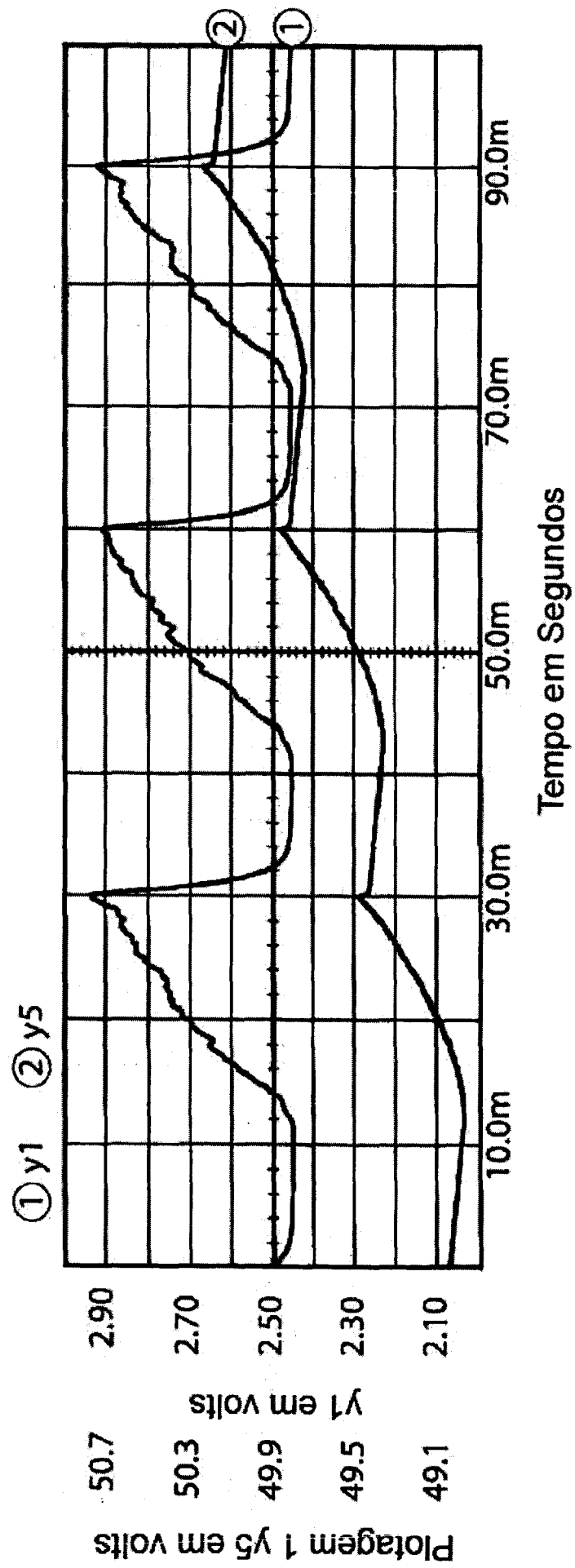


Fig.20

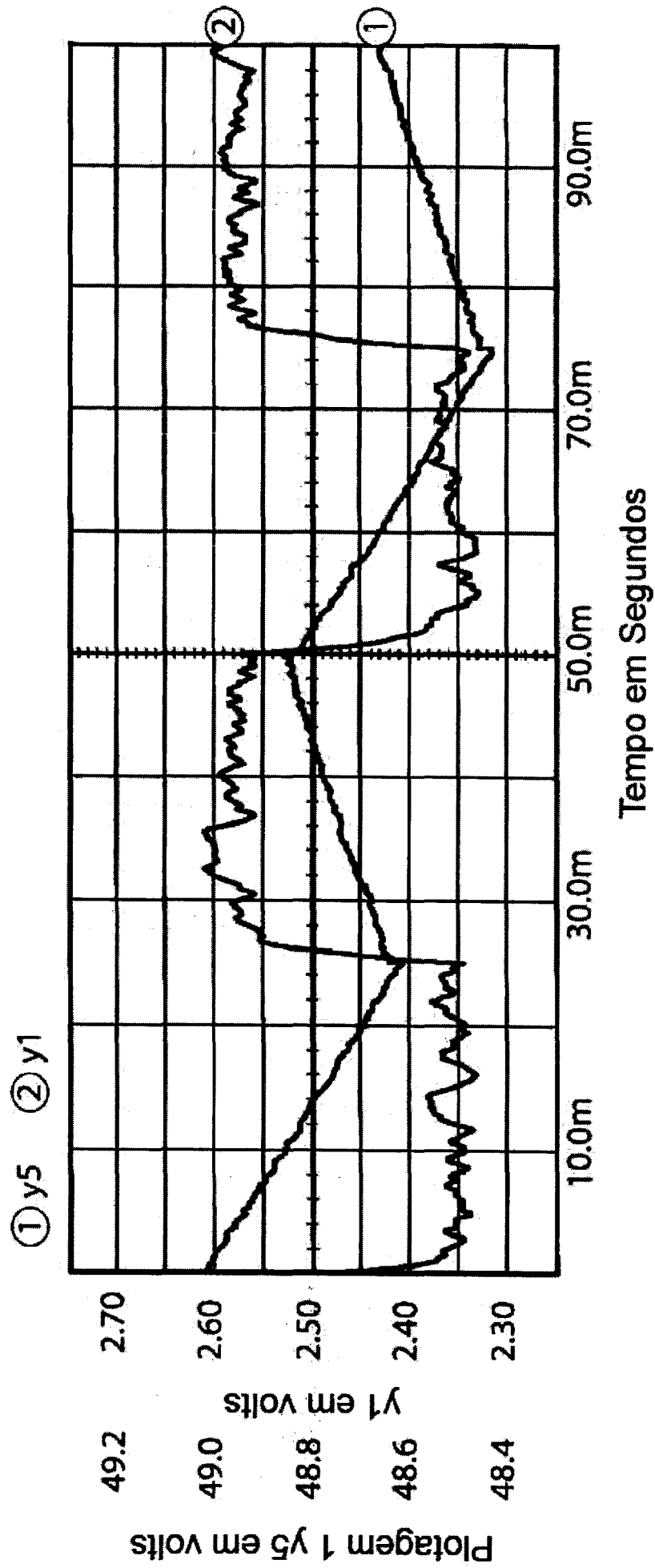
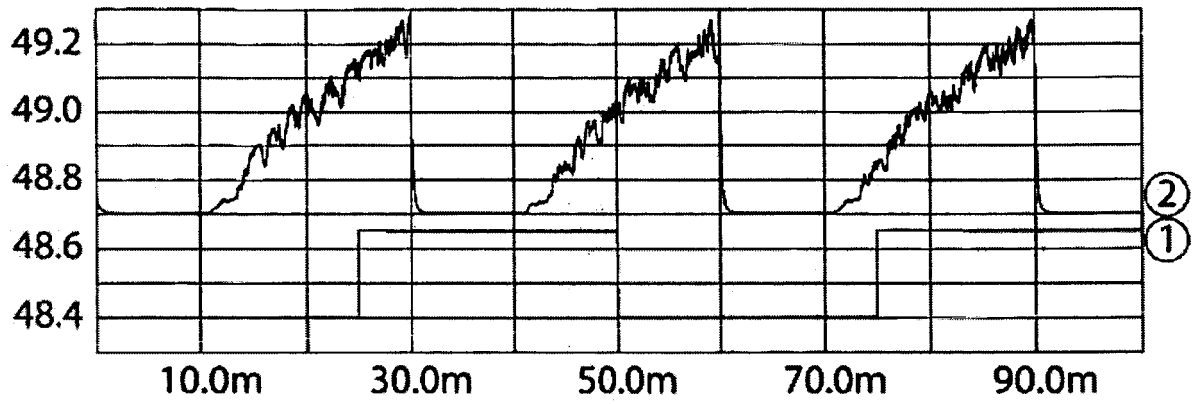


Fig.21

① iy10 ② iy12



① y1

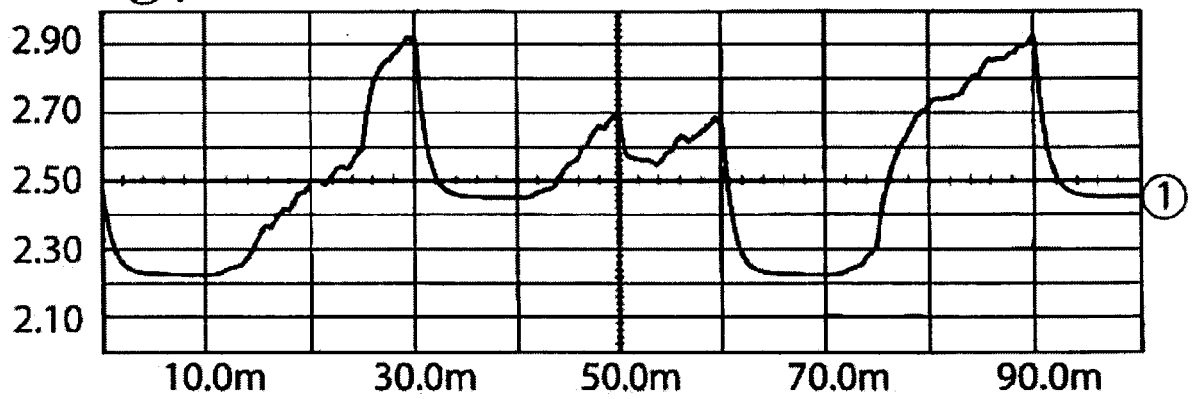


Fig.22

