



(12)

BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: **a 2011 00194**

(22) Data de depozit: **03.03.2011**

(45) Data publicării mențiunii acordării brevetului: **30.04.2015** BOPI nr. **4/2015**

(41) Data publicării cererii:
30.09.2011 BOPI nr. **9/2011**

(73) Titular:
• **INNOVATIVE TECHNOLOGY INDUSTRY
S.R.L., STR. ÎMPĂRATUL TRAIAN NR.206,
CRAIOVA, DJ, RO**

(72) Inventatori:
• **GODEANU EMIL,
STR. ÎMPĂRATUL TRAIAN NR.206,
BL.K 10, AP.1, CRAIOVA, DJ, RO;**

• **GODEANU MIHAELA,
STR. ÎMPĂRATUL TRAIAN NR.206, BL.K 10,
AP.1, CRAIOVA, DJ, RO;**
• **GODEANU VIRGILIU, CALEA BUCUREȘTI
NR.27, BL.17 B, ET.5, SC.1, AP.17,
CRAIOVA, DJ, RO;**
• **GODEANU ANTONIU,
STR. ÎMPĂRATUL TRAIAN NR.206, BL.K 10,
AP.1, CRAIOVA, DJ, RO**

(56) Documente din stadiul tehnicii:
**US 6398779 B1; US 8133218 B2;
RO 105890 B1**

(54) **RADIOGENERATOR PROGRAMABIL CHIRURGICAL**



RO 126630 B1

1 Invenția se referă la un radiogenerator programabil chirurgical, pentru tăiere pură,
tăiere combinată cu coagulare și coagulare, cu aplicabilitate în toate domeniile chirurgicale.

3 Se cunosc o serie de aparate folosite în diverse domenii chirurgicale. Astfel, se
cunoaște un sistem de sigilare a vaselor sanguine și a altor țesuturi similare, dezvăluit în
5 documentul de brevet **US 6398779 B1**. Documentul dezvăluie un sistem de sigilare electro-
chirurgicală a vaselor sanguine și a altor țesuturi. Sistemul este format dintr-un generator
7 electro-chirurgical și un instrument chirurgical. Generatorul electro-chirurgical are câteva
subunități, și anume: un circuit de sincronizare RF, un circuit de comandă a puterii, o sursă
9 de alimentare cu putere variabilă și un amplificator de putere. La rândul său, instrumentul
chirurgical are un element de capăt sub forma unui forceps electro-chirurgical bipolar, care
11 folosește doi electrozi, dar se menționează că poate fi și monopolar sau o combinație de
forcepsuri mono- și bipolare. Circuitul de comandă a puterii cuprinde un procesor de date
13 programabil, de preferat sub forma a două sau mai multe microcontrolere, dintre care unul
principal și unul de răspuns (feedback), apte să-și comunice datele stocate și preluate de la
15 o memorie. Procesorul funcționează pe baza unui program stocat într-o memorie-program,
care include algoritmi și rutine de software pentru comanda integrală a generatorului electro-
17 chirurgical. Microcontrolerul de răspuns este cuplat la un bloc convertor digital-analogic DAC,
acest ansamblu formează un sistem de comandă a tensiunii, care acționează asupra puterii
19 variabile de intrare, comandând mărimea tensiunii și a curentului impulsurilor RF de ieșire.
Un bloc convertor analogic-digital ADC primește semnalele analogice și furnizează semnal
21 digital la microcontrolerul de răspuns. Într-un exemplu preferat de realizare a invenției, este
folosit un al treilea microcontroler, destinat generării unui semnal sinusoidal de 470 kHz, ca
23 bază a impulsului RF aplicat pe țesut. De asemenea, se menționează existența unui
dispozitiv supresor bidirecțional de supratensiune, care lucrează în legătură cu niște
25 componente capacitive și inductive; ansamblul acestora acționează ca un comutator de
tensiune, ceea ce conduce la modificarea instantanee a formei de undă a semnalului-sursă
27 RF și previne apariția unei supratensiuni.

29 Prin intermediul acestui sistem electro-chirurgical, se aplică pe țesut un impuls inițial
RF, ca răspuns la acesta se măsoară valoarea unei caracteristici electrice a țesutului, în
31 funcție de care controlerul din componența generatorului adaptează o serie de parametri de
lucru ai impulsului RF de lucru, precum puterea, nivelul inițial al tensiunii, rata de descreștere
a tensiunii și intervalul dintre impulsuri.

33 Sistemele cunoscute prezintă dezavantajele funcționării în regimuri de lucru
intermitente cu perioade de 1/3, nu pot fi programate înaintea actului operator, realizează
35 doar coagulări superficiale și nu au, de regulă, posibilitatea personalizării și actualizării
regimurilor de lucru folosite și a puterii, în funcție de necesitățile specifice operației.

37 Obiectivul invenției este să realizeze toate tipurile de operații din domeniul chirurgical,
începând cu tăiere pură, tăiere combinată cu grad redus, mediu și mare de coagulare,
39 coagulare rece, coagulare caldă pentru toate tipurile de țesuturi, în funcție de gradul de
sângerare și vascularizare a zonelor supuse operației chirurgicale în regim monopolar,
41 precum și tăiere combinată cu coagulare sau coagulare pură, în regim bipolar.

43 Problema tehnică respectivă constă în posibilitatea programării regimurilor de lucru,
specifică fiecărei intervenții chirurgicale.

45 Invenția rezolvă problema tehnică prin aceea că radiogeneratorul este compus dintr-
un modul de alimentare, un filtru de rețea, o sursă de tensiune stabilizată, o sursă de
tensiune programabilă, un bloc de comutație, un comutator pedală și un bloc de semnalizare
47 audio, precum și un modul de radiofrecvență format dintr-o unitate centrală, un oscilator, un
modulator, un amplificator de putere, un bloc transformator de radiofrecvență și un modul de

RO 126630 B1

acordare a frecvenței, proiectat pentru acordajul frecvenței de 4,4 MHz la ieșirea dintr-un condensator executat din două plăci plate de cupru, astfel încât modulul de radiofrecvență generează forme de undă sinusoidale nespecifice, corespunzătoare regimurilor de lucru, și permite reglarea parametrilor de lucru ai regimurilor de funcționare, inclusiv memorarea acestora, afișând regimul selectat și puterea de ieșire.	1 3 5
Prin aplicarea invenției se obțin următoarele avantaje:	
- timp de funcționare nelimitat și continuu în condiții normale de utilizare, fără riscuri pentru pacient;	7
- manevrabilitate foarte ușoară și rapidă în schimbarea parametrilor de funcționare, respectiv, reglarea puterilor separat, dintr-un singur buton, pe toate regimurile de lucru, înainte și în timpul actului operator, precum și reglarea automată a puterii și a temperaturii la parametri optimi intervenției chirurgicale;	9 11
- personalizarea modului de lucru, în funcție de necesitățile și specificul intervenției chirurgicale;	13
- posibilitatea conectării la unități de intervenții laparoscopice;	15
- afișarea pe un ecran grafic (display) a parametrilor prin mărimi numerice și grafice sugestive, precum și avertizarea sonoră, în timp real, cu voce în limba română sau engleză, a regimului de lucru setat, pentru rapiditatea luării de decizii urgente, necesare în timpul actului operator;	17 19
- fiabilitate mare și intervenție rapidă la mentenanță;	
- consum mic de energie electrică;	21
- randament de peste 70%, ce asigură reducerea riscului defecțiunilor în timpul actului operator;	23
- raport ridicat calitate/cost de producție.	
Se prezintă în continuare un exemplu de realizare a invenției, în legătură cu fig. 1...3, ce reprezintă:	25
- fig. 1 - schema bloc a radiogeneratorului programabil chirurgical, conform invenției;	27
- fig. 2 - schema logică-program după care funcționează radiogeneratorul conform invenției;	29
- fig. 3 - semnal de ieșire nesinusoidal, specific radiogeneratorului conform invenției;	
- fig. 3a-3c – detalii ale pantelor descendente și ascendente din compunerea semnalului din fig. 3;	31
- fig. 3d-3k - forme ale semnalului modulat în amplitudine, caracteristic diferitelor regimuri de lucru.	33
Radiogeneratorul programabil chirurgical, conform invenției, reprezentat prin schema-bloc din fig. 1, cuprinde, în primul rând, un modul de alimentare 1, și are prevăzut un filtru de rețea 2, care împiedică pătrunderea perturbațiilor de radiofrecvență în rețeaua de alimentare.	35 37
Modulul de alimentare 1 conține un transformator (nefigurat) cu impedanțe variabile și separare galvanică dublă pe intrare și ieșire, pentru o bună protecție a pacientului împotriva electrocutării. Modulul de alimentare 1 generează tensiunile necesare funcționării unei surse de tensiune 3 stabilizată în comutație, și unei surse de tensiune 4 programabilă în comutație, sursa de tensiune 3 stabilizată în comutație generând și tensiunile necesare funcționării unei unități centrale 5.	39 41 43
Unitatea centrală 5 cuprinde un bloc de comandă cu microcontroler, și un ecran de afișare grafică (de 7 inch, de exemplu), prevăzut cu un singur buton, cu ajutorul căruia se setează regimul de lucru dorit și puterea de ieșire, în procente față de puterea maximă de ieșire, acești parametri fiind memorați în unitatea centrală 5.	45 47

RO 126630 B1

1 În continuare, unitatea centrală **5** generează comanda pentru un oscilator cu cuarț
6, care asigură o frecvență de 4,4 MHz, transmisă mai departe unui modulator **7**, pentru a
3 asigura modulația semnalului nesinusoidal specific radiogeneratorului, semnal ce se
transmite unui amplificator de putere **8**, cu reglare automată a puterii și temperaturii,
5 alimentat de la sursa programabilă **4**. Amplificatorul de putere **8** este construit în clasa E, cu
un randament de peste 90%, și conferă aparatului posibilitatea de lucru în regim continuu
7 pe timp nelimitat, respectiv, amplifică semnalul și îl trimite către un bloc **9** transformator de
radiofrecvență, acesta îl trimite către un modul **10** de acordare a frecvenței, constituit dintr-un
9 condensator cu o construcție specifică (nefigurată), fiind calculat și realizat din două plăci de
cupru plate, montate pe un dielectric, la o distanță și dimensiuni de gabarit fixe, punctele de
11 contact pentru culegerea semnalelor electrice fiind, de asemenea, calculate foarte riguros.

13 Ansamblul compus din unitatea centrală **5**, oscilatorul de cuarț **6**, modulatorul **7**,
amplificatorul de putere **8**, blocul **9** transformator de radiofrecvență și modulul **10** de acordare
a frecvenței formează un modul de radiofrecvență **MRF**. Poziționarea componentelor în
15 modulul de radiofrecvență **MRF** este strict dimensionată și asigură acordajul pe frecvența de
lucru de 4,4 MHz, între amplificatorul de putere **8** și blocul **9** transformator de radiofrecvență.

17 Semnalul purtător de radiofrecvență, modulat în amplitudine de modulatorul **7** și
amplificat cu amplificatorul **8**, are o formă de undă sinusoidală nespecifică, conform fig. 2,
19 iar caracteristica undei este că pe panta descendentă semnalul nu este liniar, ci modificat
prin mijloacele electronice descrise.

21 De la modulul **10** de acordare a frecvenței, semnalul purtător de radiofrecvență
ajunge la un bloc de comutație **11**, care o distribuie unui comutator pedală **12** și unui bloc de
23 semnalizare audio **13**. Acesta semnalizează sonor, cu voce în limba română sau engleză,
regimul ales.

25 Semnalul din blocul de comutație **11** și comutatorul pedală **12**, cu rol și de
întrerupere/comutație a circuitului, ajunge, printr-un portelectrod neutru **14**, la un electrod
27 neutru **15**, cu rol de închidere a circuitului prin pacient, apoi, printr-un portelectrod monopolar
16, ajunge la un electrod activ monopolar **17**, cu care se face intervenția chirurgicală pe
29 pacient. Ansamblul compus din portelectrodul neutru **14**, electrodul neutru **15**, portelectrodul
monopolar **16** și electrodul activ monopolar **17** constituie un modul de ieșire monopolar **MIM**.

31 Semnalul din blocul de comutație **11** și comutatorul pedală **12** ajunge și la un modul
de ieșire bipolar **MIB**, constituit dintr-un portelectrod bipolar **18** și o pensă bipolară **19**,
33 utilizată la intervenții chirurgicale de coagulare specifice pe pacient.

35 Selecția regimului de lucru dorit se realizează prin intermediul unui program ilustrat
de schema logică din fig. 2.

37 Prima etapă de program (INIT DEVICES) reprezintă inițializarea globală a
componentelor și a variabilelor/structurilor de date folosite, în care semnalul de ieșire de la
sursa programabilă este zero ("OUTPUT = OFF"), modulatorul = OFF ("DUTY CYCLE=0%"),
39 de asemenea, inițializează placa relee (folosită pentru comutarea prizelor de impedanță);
urmează UPDATE LCD/REFRESH LCD, cu scrierea explicită, pe primul rând, a regimului
41 (spre exemplu, "CUT"), regim în care valoarea puterii de ieșire este exprimată procentual
instantaneu, într-un grafic sub formă de bare (bar graph) colorate conform standardelor în
43 vigoare, și sub formă de text explicit corespunzător, direct proporțional cu puterea setată de
către utilizator prin intermediul butonului. Prin setarea indicatorului "PEDAL" - "ON" sau
45 "OFF"- programul implementat în microcontroler citește starea pedalei de acționare a
semnalului de radiofrecvență, care, dacă este acționată, face ca sursa presetabilă să devină
47 activă ("REFRESH DAC VALUE"), modulatorul este validat ("DUTY CYCLE = CURRENT

RO 126630 B1

DUTY CYCLE”), iar aparatul livrează semnal la bornele de ieșire corespunzător regimului preselectat, unde se modifică în mod corespunzător impedanța de ieșire a modului de radiofrecvență: de exemplu, “RUN MODE 1”; “NO-POWER LEVEL ++YES” realizează setarea, dacă tasta de incrementare a puterii de ieșire este apăsată, iar “NO-POWER LEVEL --YES” realizează setarea, dacă tasta de decrementare a puterii de ieșire este apăsată; “LEVEL = MAX” se realizează prin setarea ieșirii convertorului digital - analogic în maxim, maxim deferit regimului preselectat, în care orice regim are un maxim de putere setabil digital; “LEVEL = MINIM” este tensiunea sub care nu poate funcționa aparatul în regim liniar, în care “SET DAC – OUTPUT” este valoarea minimă la care toate regimurile sunt setate inițial (default) de minimum 12 V c.c.; “MAX LIMIT IMPOSED” este temperatura maximă impusă regimului de lucru; “POWER LEVEL ++” se face prin incrementarea indicatorului “POWER LEVEL”, ceea ce crește tensiunea sursei programabile; “POWER LEVEL –” se face prin decrementarea indicatorului “POWER LEVEL”, ceea ce scade tensiunea sursei programabile; în acest modul temperatura este citită cu o sondă de convertor analog-digital ADC; pentru toate regimurile de funcționare se procedează la fel, pornind de la selecția modului de lucru MODE SETTING, urmând aceleași etape.

La blocul de comutație 11 se poate conecta un osciloscop digital 20, la care se poate vizualiza forma undei sinusoidale nespecifice cu panta descendentă neliniară, ca în fig. 3.

Caracteristicile acestei unde se vizualizează cu ajutorul fig. 3a-3c, în care semnalul coboară în pantă descendentă, se oprește și își schimbă sensul la 10 V sub linia de zero (fig. 3a), apoi panta începe să fie ascendentă până la linia de zero, unde își schimbă din nou sensul (fig. 3b), urmând ca, încă o dată, panta să redevină descendentă, cu alura unei sinusoide clasice, până la valoarea minimă, pentru ca apoi să crească (fig. 3c).

Unitatea centrală 5 comandă, prin microcontroler, atât sursa programabilă 4, cât și oscilatorul 6, modulatorul 7 și amplificatorul 8, precum și blocul de comutație 11 și blocul de semnalizare 13. Astfel, unitatea centrală 5 permite prereglarea parametrilor pentru opt regimuri de lucru, inclusiv memorarea acestora, asigură puterea de ieșire a fiecărui regim de lucru, precum și afișarea regimului selectat și a puterii de ieșire.

Pentru presetarea sursei programabile 4 (de exemplu, de 70 V/5 A) în sensul selecției unui anumit regim, este folosit un convertor digital-analog DAC din componența unității centrale 5, cu ajutorul căruia semnalul este variat în amplitudine. Dacă DAC este pe 12 biți, atunci intrarea digitală în DAC aparține intervalului 0...4095, nivelul puterii la convertorul digital-analog variind de la 10% la 100% (parametrul DAC POWER LEVEL MAX) față de nivelul maxim.

Cele opt regimuri de lucru sunt următoarele:

1. regimul 1, “CUT”, de tăiere pură, prin care se realizează incizii pure de mare precizie în zone slab vascularizate; DAC POWER LEVEL MAX = 100% (fig. 3d);

2. regimul 2, “BLEND 1”, de tăiere combinată cu grad redus de coagulare, pentru incizii în zone vascularizate, simultan cu coagulare în zona inciziei; DAC POWER LEVEL MAX = 75% (fig. 3e);

3. regimul 3, “BLEND 2”, de tăiere combinată cu coagulare, pentru incizii în zone puternic vascularizate, combinate cu coagulare; DAC POWER LEVEL MAX = 50% (fig. 3f);

4. regimul 4, “BLEND 3”, de tăiere combinată cu grad mărit de coagulare, prin care se realizează incizii în zone puternic vascularizate; DAC POWER LEVEL MAX = 25% (fig. 3g);

5. regimul 5, “COAG 1”, de coagulare rece pentru țesuturile cu grad mare de sângerare; DAC POWER LEVEL MAX = 100%, în intervalul 0...3071 (fig. 3h);

RO 126630 B1

1 6. regimul 6, "COAG 2", de coagulare caldă, pentru țesuturile cu grad redus de
sângerare; DAC POWER LEVEL MAX = 10%, în intervalul 0...4095 (fig. 3i);

3 7. regimul 7, "BIPOLAR 1", de tăiere și/sau coagulare simultane; DAC POWER
LEVEL MAX = 100%, în intervalul 0...2500 (fig. 3j);

5 8. regimul 8, "BIPOLAR 2", de coagulare pură; DAC POWER LEVEL MAX = 50%, în
intervalul 0...2500 (fig. 3k).

7 În aceste regimuri de lucru, modulatorul de joasă frecvență 7 realizează modulația
semnalului de radiofrecvență de 4,4 MHz cu un semnal de 30 Hz, având un factor de
9 umplere de 50%.

11 Radiogeneratorul programabil chirurgical are, pentru fiecare regim de lucru, o
impedanță specifică ce reglează, în mare, puterea de ieșire, dar pentru o reglare instantanee
13 a puterii și a temperaturii, semnalul de ieșire aplicat pe pacient preia rapid diferența de
sarcini mici, reglându-se automat puterea și temperatura necesare actului operator, pentru
15 a nu produce necroze ale țesutului și zonelor operate, ceea ce implică o perioadă operatorie
și postoperatorie de vindecare mai mici.

17 Prin aceasta, în radiogenerator sunt presetate toate modurile de lucru întâlnite în
practica chirurgicală curentă, făcând din acesta un dispozitiv universal de radiochirurgie.

19 Radiogeneratorul programabil chirurgical de 4,4 MHz, conform invenției, a fost testat
în condiții normale de utilizare, în săli de operații de diverse specialități, cu rezultate
remarcabile.

21 Astfel, în cazul unui pacient de 63 de ani, internat la secția de ortopedie, diagnosticat
cu coxartroză cu protezare de șold, s-a utilizat regimul de lucru "CUT" pentru incizii
23 tegumentare pe suprafețe mari, corespunzătoare articulației coxofemorale și conexiunilor
articulare ligamentare, "BLEND 2" pentru zonele cu grad mediu de vascularizare și "COAG
25 1" pentru zonele cu grad mare de sângerare. Operația a fost reușită, timpul de vindecare a
fost redus cu o treime față de operația clasică, iar recuperarea postoperatorie s-a făcut cu
27 mobilizarea rapidă a pacientului.

29 În cazul unui pacient de 47 de ani, internat la secția de dermatologie, diagnosticat cu
epiteliom în regiunea geniană, s-a utilizat modul de lucru "BLEND 1" și "COAG 1". Operația
a decurs cu succes, obținându-se o crustă de culoare alburie, fără necrozarea țesutului
31 subiacent. Perioada de vindecare, fără cicatrice inestetice, a fost redusă la jumătate.

33 În cazul unei paciente de 40 de ani, internată la secția ginecologie, diagnosticată cu
condilom genital, s-a intervenit chirurgical, practicându-se extirparea formațiunii cu un
electrod tip buclă, folosind regimul "BLEND 3", urmată de coagulare cu regimul "COAG 1",
35 cu electrod tip bilă. Evoluția a fost favorabilă, pacienta fiind vindecată chirurgical la controlul
post-operator la 3 zile.

37 În cazul unui pacient de 72 de ani, internat la secția de oftalmologie, cu glaucom în
stadiul terminal, s-a efectuat procedura ciclodistructivă, prin ciclocoagulare directă cu regimul
39 "BLEND 2", s-a procedat la incizia și decolarea conjunctivei în jumătatea superioară, cu un
electrod tip ac teflonat, apoi s-a schimbat regimul în "COAG 1", realizându-se coagularea cu
41 un electrod tip bilă a sclerei în jumătatea superioară, concentric cu limbul sclero-cornean, la
o distanță de 4...5 mm de acesta, corespunzătoare proiecției corpului ciliar.

43 Față de sistemul clasic cu termocauter sau electrocauter, ce produce necroze ale
sclerei, operațiile efectuate cu radiogeneratorul programabil chirurgical au fost reduse ca
45 timp de execuție cu 50%; de asemenea, s-au redus semnificativ incidentele intraoperatorii.
Cazuistica operatorie este vastă, ceea ce recomandă utilizarea acestui aparat pentru toate
47 tipurile de intervenții chirurgicale.

RO 126630 B1

Revendicări

1. Radiogenerator programabil chirurgical, destinat efectuării de operații de tăiere pură, tăiere combinată cu coagulare și coagulare, compus dintr-un modul de alimentare (1), un filtru de rețea (2), o sursă de tensiune stabilizată (3), o sursă de tensiune programabilă (4), un bloc de comutație (11), un comutator pedală (12) și un bloc de semnalizare audio (13); operațiile sunt realizate prin intermediul unor module de ieșire, monopolar (MIM) și/sau bipolar (MIB), alcătuite din portelectrozi (14, 16 și 18), electrozii aferenți (15, 17) și o pensă bipolară (19), **caracterizat prin aceea că** mai cuprinde și un modul de radiofrecvență (MRF), format dintr-o unitate centrală (5), un oscilator (6), un modulator (7), un amplificator de putere (8), un bloc transformator de radiofrecvență (9) și un modul de acordare a frecvenței (10), proiectat pentru acordajul frecvenței de 4,4 MHz la ieșirea dintr-un condensator executat din două plăci plate de cupru; modulul de radiofrecvență (MRF) generează forme de undă sinusoidale nespecifice, corespunzătoare regimurilor de lucru, și permite, prin programarea unității centrale (5), prereglarea parametrilor de lucru ai regimurilor de funcționare, inclusiv memorarea acestora, afișând regimul selectat și puterea de ieșire. 3 5 7 9 11 13 15
2. Radiogenerator conform revendicării 1, **caracterizat prin aceea că** unitatea centrală (5) este programată pentru reglarea instantanee a temperaturii la vârful electrodului de lucru, în funcție de puterea de ieșire. 17 19
3. Radiogenerator conform revendicărilor 1...2, **caracterizat prin aceea că** semnalul final, de la blocul transformator de radiofrecvență (9) și transmis, prin modulul de acordare (10), la blocul de comutație (11), are o formă sinusoidală nespecifică, prezentând panta descendentă neliniară. 21 23
4. Radiogenerator conform revendicărilor 1...3, **caracterizat prin aceea că**, prin blocul de semnalizare audio (13), se anunță, printr-un mesaj vocal, regimul de lucru selectat. 25
5. Radiogenerator conform revendicării 1, **caracterizat prin aceea că**, prin modulul de ieșire monopolar (MIM), se realizează tăiere pură, tăiere combinată cu grad redus, mediu și mărit de coagulare, coagulare rece - pentru țesuturi cu grad mare de sângerare, și coagulare caldă - pentru țesuturi cu grad redus de sângerare. 27 29
6. Radiogenerator conform revendicărilor 1 și 2, **caracterizat prin aceea că**, prin modulul de ieșire bipolar (MIB), se realizează coagulări pure și coagulări combinate cu tăiere. 31

(51) Int.Cl.
A61B 18/18 (2006.01),
A61B 18/12 (2006.01),
A61B 18/14 (2006.01)

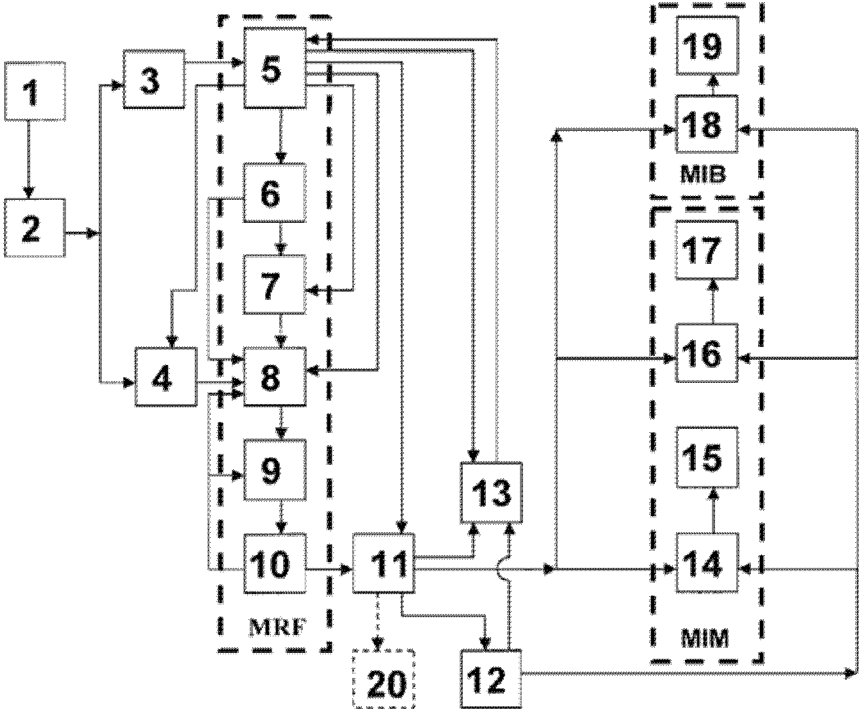


Fig. 1

(51) Int.Cl.
 A61B 18/18 (2006.01);
 A61B 18/12 (2006.01);
 A61B 18/14 (2006.01)

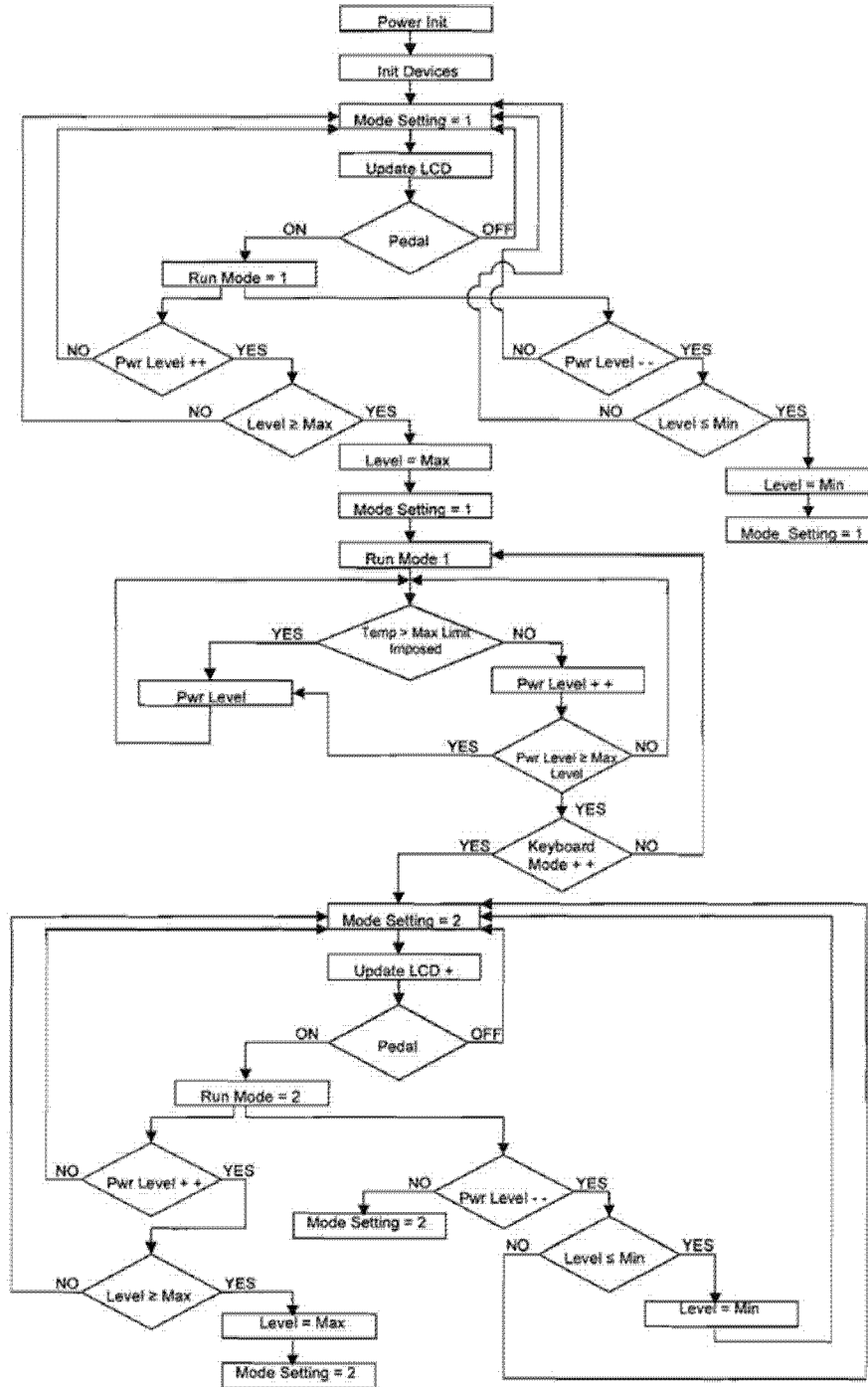


Fig. 2

(51) Int.Cl.
A61B 18/18 (2006.01);
A61B 18/12 (2006.01);
A61B 18/14 (2006.01)

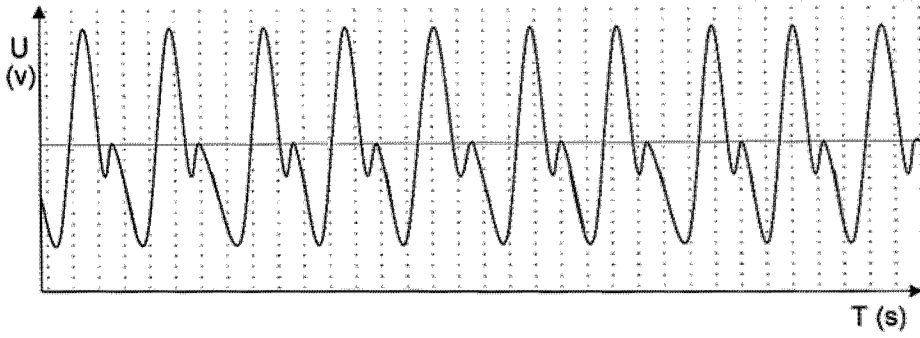


Fig. 3

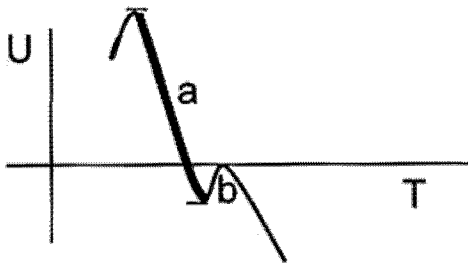


Fig. 3a

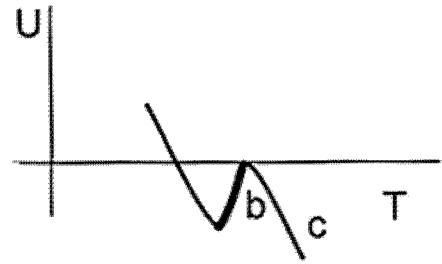


Fig. 3b

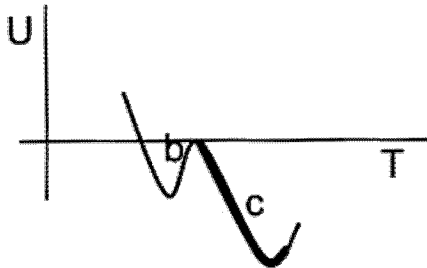


Fig. 3c

(51) Int.Cl.
A61B 18/18 (2006.01);
A61B 18/12 (2006.01);
A61B 18/14 (2006.01)

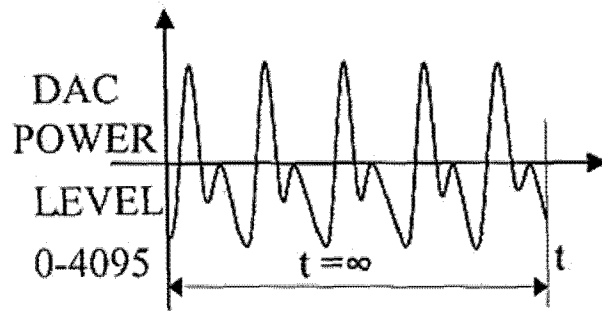


Fig. 3d

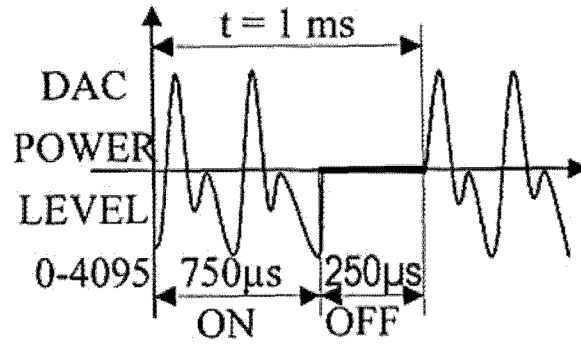


Fig. 3e

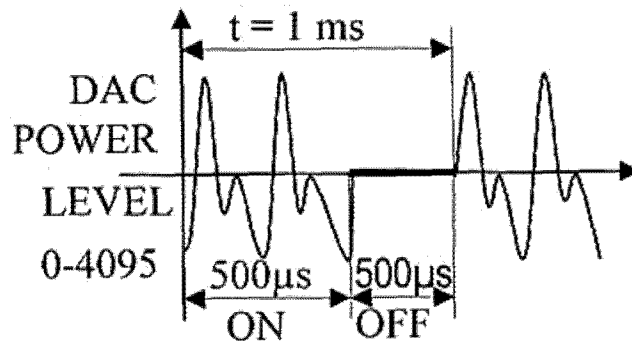


Fig. 3f

(51) Int.Cl.
A61B 18/18 (2006.01);
A61B 18/12 (2006.01);
A61B 18/14 (2006.01)

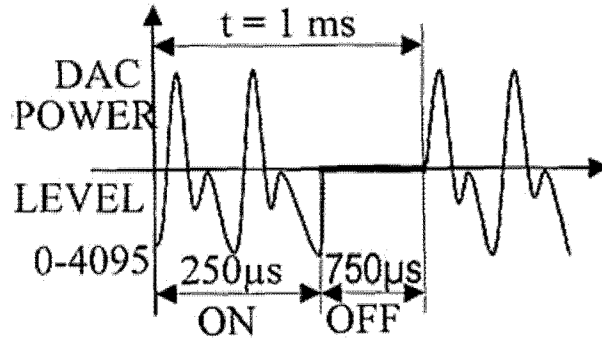


Fig. 3g

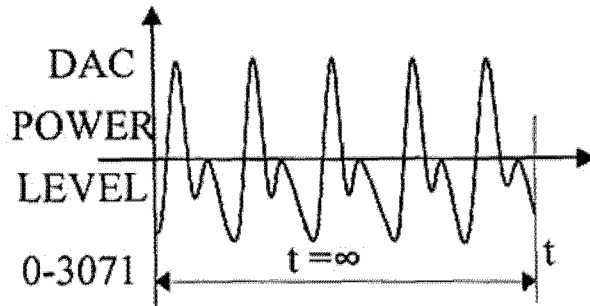


Fig. 3h

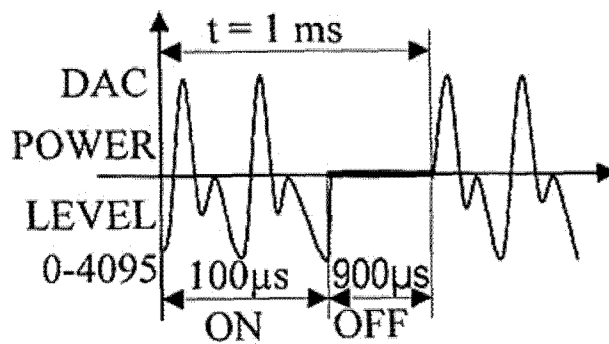


Fig. 3i

(51) Int.Cl.

A61B 18/18 (2006.01);

A61B 18/12 (2006.01);

A61B 18/14 (2006.01)

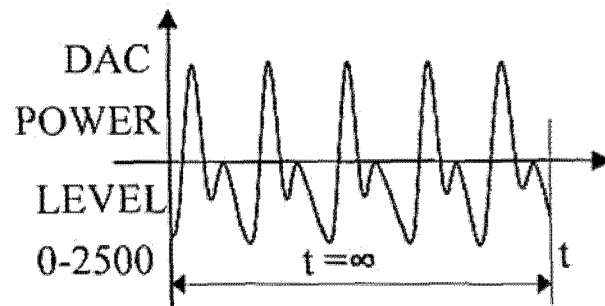


Fig. 3j

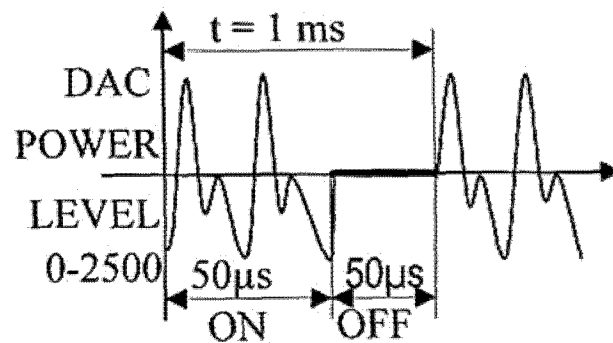


Fig. 3k

