

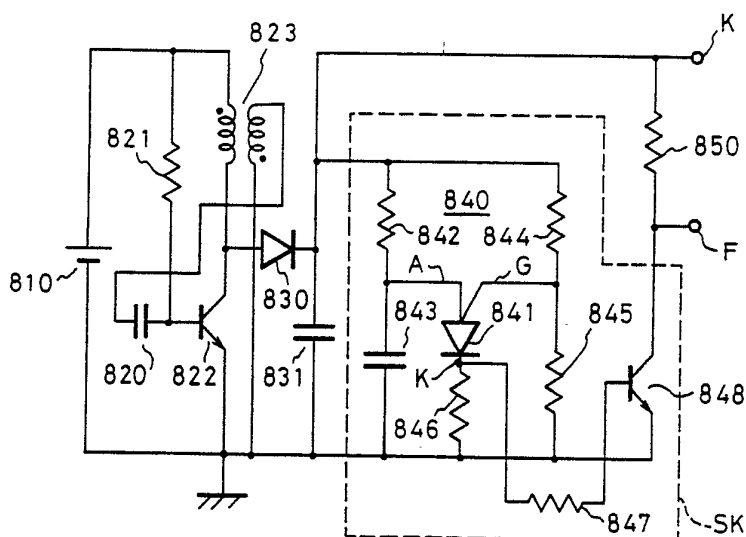


特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類 ⁴ A61N 1/32	A1	(11) 国際公開番号 WO 87/ 03497 (43) 国際公開日 1987年6月18日 (18.06.87)
(21) 国際出願番号 PCT/JP86/00615 (22) 国際出願日 1986年12月4日(04. 12. 86) (31) 優先権主張番号 特願昭60-271589 特願昭61-266690 (32) 優先日 1985年12月4日(04. 12. 85) 1986年11月11日(11. 11. 86) (33) 優先権主張国 JP (71) 出願人(米国を除くすべての指定国について) 株式会社 アドバンス (KABUSHIKI KAISYA ADVANCE)(JP/JP) 〒103 東京都中央区日本橋小舟町5番7号 Tokyo, (JP) (72) 発明者; および (75) 発明者/出願人(米国についてののみ) 竹内三了 (TAKEUCHI, Mitsunori)(JP/JP) 〒228 神奈川県相模原市上鶴間1丁目41番地9号 Kanagawa, (JP) 佐々木 実 (SASAKI, Minoru)(JP/JP) 〒241 神奈川県横浜市旭区若葉台4丁目6番地704 Kanagawa, (JP) (74) 代理人 弁理士 青木 朗, 外 (AOKI, Akira et al.) 〒105 東京都港区虎ノ門一丁目8番10号 静光虎ノ門ビル 青和特許法律事務所 Tokyo, (JP)		(81) 指定国 DE(欧州特許), FR(欧州特許), GB(欧州特許), IT(欧州特許), US. 添付公開書類 国際調査報告書 補正書

(54) Title: COMPACT LOW-FREQUENCY THERAPEUTIC DEVICE

(54) 発明の名称 小型低周波治療器



(57) Abstract

A compact low-frequency therapeutic device that can be directly stuck to an object that is to be stimulated, such as a human body. High-frequency boosted pulses are produced using an electric energy supplied from a small power source and are temporarily stored until a predetermined amount of the pulse that is capable of stimulating the living body is reached. Then, the stored electric charge is discharged to generate low-frequency pulses having an amplitude that effectively serve as electric stimuli. Therefore, despite a small power source of a small capacity, the electric stimuli can be applied to the object with a sufficiently large magnitude and stability.

(57) 要約

人体等の刺激対象物に直接貼着使用可能な小型低周波治療器。小型電源からの電気エネルギーで高周波の昇圧パルスを生成し、この昇圧パルスを生体刺激可能な所定量に達するまで一時的に蓄積した後で、その蓄積電荷を放電することにより電気刺激としての刺激に有効な振幅を有する低周波パルスを発生させ、これによって、小型電源の小容量にもかかわらず、充分な大きさに安定した電気刺激を刺激対象物に印加することができる。

情報としての用途のみ

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第1頁にPCT加盟国を同定するために使用されるコード

AT	オーストリア	FR	フランス	MR	モーリタニア
AU	オーストラリア	GA	ガボン	MW	マラウイ
BB	バルバドス	GB	イギリス	NL	オランダ
BE	ベルギー	HU	ハンガリー	NO	ノルウェー
BG	ブルガリア	IT	イタリア	RO	ルーマニア
BJ	ベナン	JP	日本	SD	スーダン
BR	ブラジル	KP	朝鮮民主主義人民共和国	SE	スウェーデン
CF	中央アフリカ共和国	KR	大韓民国	SN	セネガル
CG	コンゴ	LI	リヒテンシュタイン	SU	ソビエト連邦
CH	スイス	LK	スリランカ	TD	チャード
CM	カメルーン	LU	ルクセンブルグ	TG	トーゴ
DE	西ドイツ	MC	モナコ	US	米国
DK	デンマーク	MG	マダガスカル		
FI	フィンランド	ML	マリ		

明 細 書

小型低周波治療器

5 技術分野

本発明は、小電源にもかかわらず生体等の電氣的刺激対象に対して所要の電氣的刺激を提供し得る小型低周波治療器に関し、特に生体に直接貼着使用可能な超小型化し得る小型低周波治療器に関する。

10

背景技術

従来、経皮的電氣刺激装置、即ちいわゆる低周波治療器としては携帯使用可能な程度の寸法のものが提供され、使用されているが、リード線等を要せず、しかもバンデージやパップ剤等と同様に皮膚に貼着使用し得る程度にまで軽量小型化され得るものは、未だ提案されていない。皮膚に貼着使用可能な程度までの軽量化および小型化の達成の為には、当然のことながら、その電源としてボタン電池、ペーパー電池等の微小電池(マイクロバッテリー)または小型電池の使用は回避し得ない。しかしながら、これら小型電源の使用に当っては、
15 下記諸問題が必然的に提起される。即ち皮膚インピーダンスはその組織構造から高い抵抗値を示し、従って、体感できる低周波の刺激電流を通電するには低周波の高電圧を印加する
20 必要があり、また、低い電源電圧を用いて高電圧を生成するには昇圧する手段が必要である。体感できる電氣刺激は所定
25

の電圧値と電流値を必要とするが、小型電池等の小電源は、放電電流の増加に伴い内部インピーダンスが増加することから、上述の条件を実現することは困難である。

5 上述した問題点は、例えば、電池エネルギーを生体に刺激が与えられる程度に蓄積した後、この蓄積エネルギーを放電するという方法を採用することにより、克服され得ると考えられるが、充放電の時期の設定あるいは充放電動作を行なわせる為には、いくつかの能動素子が必要とされる。しかしながらこのような能動素子に対し、実際に動作を行なわせる為には、安定した所要の電気エネルギーの供給を必要とすることが少なくない。従って、小型電池のエネルギーあるいは該エネルギーを昇圧した昇圧エネルギーにより、これらの条件を満足させることは電池のエネルギーの持続時間及び電池容量から見ても不可能に近く、まして不安定な電圧条件下では余分なエネルギーが放電消費される等の欠点を誘発せしめること
10 ことから、小型電池を使用した実用的な低周波治療器は未だ提案されていない。

発明の開示

20 本発明の目的は、少数素子であるにもかかわらず体感できる電気刺激を生体に印加することが可能な小型低周波治療器を提供することにある。

本発明の他の目的は、小型電源が有するエネルギー量に係わることなく長時間で、かつ安定した電気刺激を供給できる
20 小型低周波治療器を提供することにある。

上述した目的は、小型電源と、該小型電源からの電気エネルギーを受けて昇圧されたパルス列を発生する昇圧パルス発生手段と、該昇圧パルス発生手段からのパルス列を受け入れ、
5 少なくとも電気的刺激対象に対して刺激が有効な所定量に達するまで電気エネルギーを蓄積するように構成された蓄積手段と、該蓄積手段に蓄積された所定量の電気エネルギーが刺激対象に対し刺激可能なレベルに到達した時、低周波パルス
 出力する低周波パルス出力手段と、を備えてなる小型低周波治療器を提供することにより達成される。

10

図面の簡単な説明

第1図は本発明による小型低周波治療器の基本的な構成を示すブロック図、

第2A図～第2D図は第1図装置の各部の信号波形図、

15 第3A図および第3B図は第1図に示される昇圧パルス発生手段の構成例を示す回路図、

第4図は第1図に示される蓄積手段および低周波パルス出力手段の構成例を示す回路図、

20 第5A図～第5C図は第1図に示される脱分極手段の作用を説明するための低周波電流波形図、

第6図は脱分極手段の一実施例を示す回路図、

第7図は脱分極手段の他の実施例を示す回路図、

第8図は本発明の一実施例としての小型低周波治療器の構成を示す回路図、

25 第9A図および第9B図は本発明の他の実施例としての小

4

型低周波治療器の構成を示す回路図、

第10図は第9A図および第9B図に示される実施例の変形例の構成を示す回路図、

5 第11図は本発明のさらに他の実施例としての小型低周波治療器の構成を示す回路図、

第12図は第11図に示される小型電源および昇圧パルス発生手段の一構成例を示す回路図、

第13図は第11図に示される実施例の変形例の構成を示す回路図、

10 第14図は第11図に示される実施例の変形例であって、装着時に動作する回路構成の一例を示す図、

第15図は第11図に示される実施例の変形例であって、動作開始後、自動的にその動作を停止する回路構成の一例を示す図、

15 第16図は第14図に示される実施例の変形例の構成を示す回路図、

第17図は第11図に示される実施例の変形例であって、装着時に動作し、動作開始後、自動的にその動作を停止する回路構成の一例を示す図、

20 第18A図および第18B図は本発明の小型低周波治療器の全体構成の一例を示す図、

第19A図および第19B図は全体構成の他の例を示す図、

第20図は全体構成のさらに他の例を示す図、
である。

発明を実施するための最良の形態

第1図には本発明による小型低周波治療器の基本的な構成がブロック的に示され、第2A図～第2D図には第1図装置の各部の信号波形が示される。

- 5 第1図に示されるように本発明の低周波治療器は、小型電源1と、発振回路21および昇圧回路22によって構成されている昇圧パルス発生手段2と、蓄積手段3と、スイッチ制御回路41およびスイッチ44により構成されている低周波パルス出力手段4とを備え、さらに好適には脱分極手段5を
- 10 備えて構成されている。KおよびFはそれぞれ関導子、不関導子を示す。昇圧パルス発生手段2において、発振回路21は小型電源1からの電源供給を受けて自走的にパルスを発振し、昇圧回路22は同様に小型電源1からの電源供給を受けてこの発振パルス(第2A図参照)の振幅値を数倍に昇圧して
- 15 出力端aに出力する。この昇圧されたパルス、例えばパルス幅が1 μ secで、周波数が2.5 kHzの脈波状のパルス、は蓄積手段3に入力され、蓄積される。この蓄積手段3の出力端bにおける波形は第2B図に示される。低周波パルス出力手段4において、スイッチ制御回路41は出力端bに現われる電
- 20 圧と所定の電位 V_{ref} とを比較し、前者が後者を越えた時にスイッチ42に制御信号を出力する。これによって、スイッチ42がオンし、蓄積手段3の蓄積電荷が放電する。一定の電位になった時、スイッチ制御回路41は制御信号の出力を停止するのでスイッチ42はオフ状態となり、低周波パルス
- 25 出力手段4は第2C図に示されるようにパルス幅が例えば

0.3 msecで、周波数が5 Hzの低周波パルスを出力端Cに出力する。この低周波パルスは関導子Kを介して生体組織に印加されるが、低周波パルスの立ち下がりにおいて、生体組織に生じた分極電荷は好適には脱分極手段5を介して放電されることが望ましい。この場合の出力端dに現われる波形は第2 D図に示される。

なお、昇圧パルス発生手段2が発振する発振パルスのパルス幅及び周波数は、後段に設置されるスイッチ制御回路41の出力周波数及びパルス幅に応じて適宜選択され得るが、通常1～数百kHz程度である。

次に、各部構成要件につき詳細に分説する。

(a) 小型電源

本実施例に示す小型電源は、ボタン型電池、シート型電池、コイン型電池、同筒型電池、ピン型電池等を1個または複数個使用するものであり、小型電源の形状は特に限定するものではないが、小型で薄型でかつ軽量の電池が好ましい。また、充電可能な2次電池等を使用してもよい。

(b) 昇圧パルス発生手段(第3 A図および第3 B図参照)

昇圧パルス発生手段2は、無安定マルチバイブレータ等の発振器とインダクタ、トランス、またはチャージポンプ式昇圧回路等による昇圧手段との組合せ構成、あるいはブロッキング発振器等に示される如く昇圧機能を一体的に併せ持つ発振器等によって構成される。例えば第3 A図に一例として示される自走ブロッキング発振回路は、ベース側コイルL₁およびコレクタ側コイルL₂からなるトランスと、トランジス

タTRを用いて昇圧パルスを発振することができる。まず、抵抗 R_0 を介して電源Eからの電流がトランジスタTRのベースに供給され、トランジスタTRがオンする。これによってコイル L_2 に電流が流れ、出力端子OUTの電位は+Eから0に変化する。コイル L_2 に電流が流れることにより、コイル L_1 にはキャパシタ C_0 の電荷を引抜く方向に電圧が誘起される。この結果、トランジスタTRのベース電位が低下してトランジスタTRはオフし、出力端子OUTの電位が0から+Eに変化する。すなわち、トランジスタTRのスイッチング動作によりコイル L_2 に生じる逆起電力によって昇圧パルスが発振される。この場合、発振パルスの周期Tは、 $T = C_0 \cdot R_0 \cdot 1_n(1+n)$ で表わされる。第3A図の例示は、少ない素子数であるにもかかわらず昇圧パルスを発生させることができる昇圧パルス発生手段の極めて好適な例を示すものであり、さらにその変形を行なった例が第3B図に示される。第3B図の例示は、さらにダイオード $D_1 \sim D_3$ を付加することによりトランジスタTRのベース電位のレベル安定化を図ったもので、電源Eの電圧変動にかかわらず常に安定した昇圧パルスを発振可能にした例を示すものである。

20 (c) 蓄積手段および低周波パルス出力手段(第4図参照)

蓄積手段3および低周波パルス出力手段4は、昇圧パルス発生手段2から出力された昇圧パルス等の電気エネルギーを蓄積する手段と、蓄積された電荷を出力する手段の2つの手段を設定する手段であり、蓄積量によって放電電荷が描くパルスのパルス幅が規定される。上記手段4は、蓄積手段の電

8

- 荷量すなわち電位を所定のしきい値電圧 V_{ref} と比較し、前者が後者を越えた時に信号を出力するスイッチ制御回路 4 1 と、このスイッチ制御回路の信号を受けて前記蓄積手段の蓄積電荷を放電するスイッチ 4 2 との構成によって出力手段が
- 5 形成されるが、回路素子を少なく、しかも変換された低周波パルスのパルス波形を直角波に近似させるために、例えば第 4 図に示すようにコンデンサ C (蓄積手段) と並列に接続された負性抵抗素子 N が用いられる。端子 I N に入力される昇圧パルス発生手段 2 からの昇圧パルスは、コンデンサ C に充電
- 10 されると共に、コンデンサ C_1 および抵抗 R_1 による時定数 $C_1 \cdot R_1$ でコンデンサ C_1 に充電される。これによって負性抵抗素子 N のアノード端子 A の電位が徐々に上昇し、この電位がゲート端子 G の電位、すなわち抵抗 R_2 および R_3 の分圧比により決まる電圧 V_{ref} を越えると該素子 N は導通状態となる。この時、負性抵抗素子 N を介してコンデンサ C および C_1 の蓄積電荷が放電され、負性抵抗素子の固有の下限値において該素子は非導通状態となる。より具体的には、第 4 図の入力端子 I N からパルス幅が $1 \mu sec$ で振幅が $24 V$ の昇圧パルスが周波数 $1 \sim$ 数百 kHz で入力された場合、コン
- 20 デンサ C を $1 \mu F$ として負性抵抗素子 N が導通する状態まで蓄積し、負性抵抗素子 N の導通時間が約 $0.3 msec$ で振幅が $24 V$ の 1 つの低周波パルスが端子 OUT から出力され、以降、これを繰り返すことによって周波数 $5 Hz$ 、パルス幅 $0.3 msec$ 、振幅 $24 V$ の低周波パルス列が出力される。
- 25 以上の説明により、負性抵抗素子 N とコンデンサ C および

C₁、ならびに抵抗RおよびR₁による構成は、弛張波発振器を構成し、主としてコンデンサCの充電電荷を放電することにより高エネルギーの発振パルスが得られる。この負性抵抗素子Nは、電流制限抵抗素子でもあり、具体的にはUJT
5 (ユニジャンクション トランジスタ)、サイダック、PUT (プログラマブル ユニジャンクション トランジスタ)、n型SCR(サイリスタ)等を用いてもよく、特に限定されるものではない。また、負性抵抗素子を用いた弛張波発振器をスイッチング手段として用い、蓄積手段の放電電圧を直接、関
10 導子あるいは不関導子に印加することは、周期的に安定した低周波パルスを生成できる等、極めて好適な実施態様である。具体的な使用例は後述の第8図に示される。

なお、蓄積量は刺激電流を生成するに十分な値であればよく、これは、蓄積手段の容量によって決定される。また、放
15 電開始電圧及び放電停止電圧は、負性抵抗素子Nの固有値すなわち負性抵抗素子によって構成された弛張波発振器の時定数によって決定される。

また、PUTの場合、アノード側に取り付けられた抵抗値によってPUTの導通開始電圧が決定されるので、好適に使用
20 される。

蓄積手段は、蓄積する機能を有するものであればよく、コンデンサ、バリキャップ等の蓄積可能なダイオード、インダクタ等を用いてもよい。

(d) 脱分極手段(第5A図～第5C図、第6図および第7
図参照)

5 生体に印加するパルスが例えば第5A図に示す様に直角脈波である場合、生体組織に残留する電荷(分極電荷)は第5B図に示す様な状態で表われる。この状態で印加するパルスの周期を短くした場合、残留電荷によって生体への通電は阻止され、体感する刺激はごくわずかとなる。しかも印加パルスの電圧値が小さい場合には分極の影響は大きい。

10 従って、好適には第1図に示されるように脱分極手段5が設けられる。この手段としては、印加するパルスのオフ期間中の所定の時点で関導子と不関導子を短絡する手段、または所定の抵抗値を有する抵抗器が考えられる。短絡する手段はパルスのオフ期間中の所定時間にのみ作動するように設定されてもよく、例えばトランジスタのスイッチング動作を利用して所定時間にONした状態を設定すればよい。以上の構成によって、第5A図の入力に対し第5C図の如く振幅値の大きい出力が生成可能となる。また、上記抵抗器による手段を用いた場合には、該抵抗器の値を皮膚抵抗を考慮した値に設定すれば、常時配置しておいても十分な脱分極作用が可能で
15 あり、小型化する点において好適な一実施例となる。この抵抗器の値は最大100k Ω 程度が適当である。また、パルスのオフ期間とはパルスの立下りから次のパルスの立上りまでの間を指示し、脱分極動作は好ましくはパルスの立ち下がり時に行わせるのがよい。

20 第6図には脱分極手段の一実施例が示される。同図におい

て61は電源、62は昇圧パルス発生手段、63は蓄積手段を含む低周波パルス出力手段を示す。64は低周波パルス出力手段63からパルス出力が有る時にオンし、無い時にオフするスイッチング手段(電界効果トランジスタ)で、65はスイッチング手段64と逆の条件の時にオン・オフするスイッチング手段(電界効果トランジスタ)を示す。66は脱分極手段としての抵抗であり、スイッチング手段65と直列に接続されている。なお、破線で示されるRZは皮膚インピーダンスを示す。第6図の構成によれば、低周波パルス出力手段63から出力された低周波パルスはスイッチング手段64および関導子Kを介して負荷すなわち生体に印加される。パルスが立下るとスイッチング手段64はオフし、スイッチング手段65はオンする。これによって、負荷RZに印加されたパルスによって生じた分極電荷はスイッチング手段65を介して放電される。更に脱分極手段の他の実施例として、抵抗体及び短絡状態を設定し、回路側での放電を行なう代わりに分極電荷を回収し、電源電圧の一部として使用してもよく、電源消費量を低くし、より一層の長時間の使用も可能である。

第7図には上記の如く分極電荷の回収を行なうための実施例が示される。図中71は電源である。電源71は本発明を動作させるための電源であり、分極電荷の回収によって生じた電気エネルギーを蓄積するものであり、例えば、2次電池、コンデンサからなる。72は昇圧パルス発生手段、73は蓄積手段を含む低周波パルス出力手段である。74は低周波パルス出力手段73からの出力が有る時にオフし、無い時にオ

ンするスイッチング手段であり、75は低周波パルス出力手段73からの出力が有る時にオンし、無い時にオフするスイッチング手段である。76はトランスであって、1次側は低周波パルス出力手段の出力と関導子Kとの間に接続され、2
5 次側は、一端が接地され、他端がダイオード77を順方向に介して電源71に接続されている。破線で示すRZは皮膚インピーダンスを示す負荷である。第7図の回路構成によれば、低周波パルス出力手段73から出力された低周波パルスはスイッチング手段75、トランス76の1次側、および関導子
10 Kを通過して負荷に印加される。パルスが立下るとスイッチング手段75はオフし、スイッチング手段74はオンする。これによって、負荷RZに印加されたパルスによって生じた分極電荷はスイッチング手段74を介して放電するが、その際トランス76の2次側に電圧が誘導され、誘導された電圧によ
15 って流れる電流がダイオード77を介して電源71に回収される。

なお、分極電荷の回収手段は、分極電荷による電圧が電源電圧より高くなる場合、電源側に別個の電池を並列に接続したり、トランスの巻数を変化させたり、途中で抵抗による電
20 圧降下手段を設ける等、適宜選択されるものである。

次に、本発明による小型低周波治療器の各種実施例について詳細に説明する。

第8図には本発明の一実施例としての小型低周波治療器の回路構成が示される。

25 公称電圧1.5Vのボタン型電池(LR44:松下電池工業株

式会社製)を使用した電源810の一端(+側)は、トランス823の1次巻線を介して、エミッタ接地されたNPN形トランジスタ822のコレクタに接続されている。トランス823の2次巻線は一端が接地され、他端はコンデンサ820を介してトランジスタ822のベースに接続されている。更に抵抗821が電源810の一端とベースとの間に接続され、構成要素810, 820, 822 および823 と共に自走ブロッキング発振器(昇圧パルス発生手段)を構成する。トランジスタ822のコレクタ、すなわちブロッキング発振器の出力端はダイオード830を順方向に介してコンデンサ831の一端および関導子Kに接続される。コンデンサ831の他端は接地されている。また、コンデンサ831と並列に、直列接続された抵抗842 およびコンデンサ843 と、直列接続された抵抗844および845とが接続されている。841はPUT(プログラマブル ユニジャンクション トランジスタ)であって、アノードAは抵抗842とコンデンサ843の接続点に、ゲートGは抵抗844と845の接続点に、カソードKは抵抗846を介して接地されている。構成要素841~846により弛張波発振器840が構成される。

弛張波発振器840の出力、すなわちPUT841のカソードKは抵抗847を介してNPN形スイッチングトランジスタ848のベースに接続される。スイッチングトランジスタ848のコレクタは、不関導子Fに接続され、エミッタは接地されている。関導子Kと不関導子Fの間には、脱分極を行なうための抵抗850が接続されている。第8図において、破線部SKで示される部分は低周波パルス出力手段に相当する。

次に、第8図に示される小型低周波治療器の作用について説明する。

まず、電源810 から1.5 Vの直流電圧がトランス823 に印加され、1次巻線を介してトランジスタ822 のコレクタに入力される。トランス823 の2次側に誘導された電圧と、抵抗821 を介して充放電を行なうコンデンサ820 によってトランジスタ822 はスイッチング動作を行う。この時生じるトランス823 の逆起電力は25 Vに昇圧され、ダイオード830 を介してコンデンサ831に入力される。この場合、ダイオード830 の逆バイアスによって昇圧パルス発生手段への蓄積電荷の放出は阻止される。コンデンサ831 の蓄積電荷が増加すると、同時にPUT841を含む弛張発振器840 内のコンデンサ843 の電位が上昇し、この電位がゲートGの電位を越えた時点でPUT841 は導通状態となる。この時、コンデンサ843 の電荷がPUT841を介して放電し、トランジスタ848 のベースに入力され、トランジスタ848 はオン状態となり、コンデンサ831 に充電された電荷は関導子Kを介して人体等負荷に通電される。この時の低周波パルスは、周波数が5 Hzでパルス幅が0.3 msecになるように設定されている。弛張発振器840 におけるPUT841の電荷は放電しながら減少し、ある値においてトランジスタ848はオフする。そして、コンデンサ831の蓄積動作が再び行われ、上述した動作が繰り返し行われる。低周波パルスの休止期間において、人体内で分極した電荷は抵抗850 を介して放電され、脱分極動作が行われる。

なお、低周波パルスの周期は、弛張発振器840 における抵

抗842 とコンデンサ843 によって決定される充電速度と、抵抗845 およびPUT841の固有値で決定されるスイッチング動作によって決定される。

5 また、高周波昇圧パルスのパルス幅は、トランス823 のインダクタンスと浮遊容量で決まり、周期は、抵抗821 の値とコンデンサ820 の値の積によって決まるものであり、必ずしも上記数値に限定されるものではなく、適宜選択され得る。

10 以上詳述した第8図の回路構成による実施例によれば、極めて少ない回路素子で、しかも低電源電圧で使用できると共に、貼着可能な程小型化された装置とすることができる。

15 なお、低周波出力パルスは、直角脈波を周期的に出力する形態をとっているが、それに限らず、台形波、変形波等の形態をとってもよい。また、このような変形波を非周期的に出力することによって人体が感じる様々な刺激形態に適応させてもよく、出力パルスの振幅、周期、波形は適宜選択される。

20 第9A図および第9B図には本発明の他の実施例としての小型低周波治療器の回路構成が示される。第9A図の回路は第1図の小型電源1 および昇圧パルス発生手段2 に相当し、第9B図の回路は第1図の蓄積手段3、低周波パルス出力手段4 および脱分極手段5 に相当する。第9A図および第9B図に示される実施例は、出力される低周波パルスの振幅を実質的に2倍以上に昇圧することのできる低周波治療器を示すものである。

25 まず第9A図において、910 は公称電圧1.5Vのボタン電池(LR44: 松下電池工業株式会社製)を使用した電源であり、

この電源910には電圧安定化用のコンデンサ911と、発振回路としての無安定マルチバイブレータAMV(破線表示)とが並列に接続されている。また、電源910の一端(一側)は接地され、他端(+側)はインダクタ924の一端に接続されている。

- 5 インダクタ924の他端(端子90A)はNPN形トランジスタ923のコレクタに接続され、このトランジスタのエミッタ(端子90B)は電源910の一端(一側)に接続されている。無安定マルチバイブレータAMVの出力、すなわちトランジスタ920のコレクタは、抵抗921とコンデンサ922の並列接続部
10 を介して、トランジスタ923のベースに接続されている。出力端子90Aおよび90Bは、第9B図の入力端子90Aおよび90Bに接続される。

- 第9B図において、端子90Aと90Bの間には順方向接続されたダイオード941と、逆方向接続された2個のツェナダイ
15 オード942および943とが直列に接続されている。ツェナダイオード943と並列にコンデンサ944が接続され、このコンデンサ944の一端は抵抗945を介してPUT946のゲートGに接続され、コンデンサ944の他端は抵抗947を介してPUT946のカソードKに接続されている。端子90Aは、2個のダイオード
20 ド948および949を順方向に介して、NPN形トランジスタ930のコレクタおよびコンデンサ931の一端に接続されている。コンデンサ931の他端はダイオード933を順方向に介して端子90Bに接続され、トランジスタ930のエミッタは端子90Bに接続され、ベースは抵抗940を介してPUT946のカソードKに
25 接続されている。また、端子90Aは、ダイオード951を順方

向に介して、抵抗952、コンデンサ932および関導子Kにそれぞれ接続されている。抵抗952は、PUT946のアノードAに接続されると共に、コンデンサ953を介して端子90Bに接続されている。コンデンサ932の他端も端子90Bに接続されている。また、ダイオード933のアノード側にNPN形トランジスタ934のエミッタが接続され、該トランジスタのコレクタは不関導子Fに、ベースは抵抗935を介して端子90Bに、それぞれ接続されている。関導子Kと不関導子Fの間には脱分極手段としての抵抗950が並列に接続されている。

10 電源910と該電源に並列に接続された容量の大きいコンデンサ911によって構成された電源部によって供給される電圧は、無安定マルチバイブレータAMVおよびインダクタ924に印加される。無安定マルチバイブレータAMVの構成要素であるトランジスタ920のオン・オフ動作により高周波パルスが発振され、この発振パルスはスイッチングトランジスタ
15 923をオン・オフさせる。一方、昇圧用インダクタ924は、トランジスタ923のオフ時において電荷を蓄積しており、トランジスタ923のオン時において電流を流す。トランジスタ923のオン・オフ時において生じる逆起電力は、電源電圧を
20 数倍に昇圧し、端子90Aに出力する。

なお、無安定マルチバイブレータAMVの発振周波数は1～100kHz程度になるように各素子の値が選定されている。

また、トランジスタ923のスイッチング動作をスピードアップさせるために、抵抗921に並列にコンデンサ922が接続
25 されている。

次に、第9B図を参照しながら本実施例装置の作用について説明する。

端子90Aから入力される電圧は、第9A図の出力端90Aに出力される昇圧パルスであり、昇圧パルスはツェナダイオード942によって定電圧化され、抵抗945に供給される。ツェナダイオード943は昇圧パルスの振幅を整え、さらにコンデンサ944は該パルスの定電圧化を行ない、抵抗945に供給される電圧の変動を少なくしている。また、昇圧パルスはダイオード951を介して、抵抗952およびコンデンサ953に供給されると共に、コンデンサ932に供給される。さらに、昇圧パルスは2つのダイオード948および949を介して、コンデンサ931に供給され、蓄積される。コンデンサ953の電位が徐々に上昇し、アノード電位が、抵抗945を介して与えられているゲート電位を上回ると、PUT946が導通状態となる。これによって、コンデンサ953の電荷がPUT946を通して流れ、さらに抵抗940を介してスイッチングトランジスタ930のベースに供給されると、該トランジスタ930は導通する。コンデンサ931の蓄積電荷はスイッチングトランジスタ930を介して放電され、抵抗935を介してスイッチングトランジスタ934のベースに供給される。これによって、スイッチングトランジスタ934は導通状態となり、コンデンサ932は放電を開始する。従って、コンデンサ932とコンデンサ931とは、導通状態にあるスイッチングトランジスタ930を介して直列接続状態となり、この結果、コンデンサ931およびコンデンサ932の電荷が加算され、関導子Kを介して生体に低周波パル

ス電圧が印加される。この場合、直列接続状態なので印加電圧は第8図実施例の場合に比べて実質的に2倍となる。関導子Kを介して皮膚に加えられた2倍の電圧は、スイッチングトランジスタ934が導通状態となっているため、皮膚抵抗を含む閉回路を形成し電流が流れる。

低周波パルスの生成は、スイッチングトランジスタ934のオン・オフによって行われ、その周期はPUT946の固有値および抵抗945の抵抗値等によって決定され、その周波数は1～数百Hzになるように適宜選択される。

一方、スイッチングトランジスタ934がオフの場合、つまり非導通である場合には、スイッチングトランジスタ934がオンのときに皮膚に印加された低周波パルス電圧によって生じた分極電荷が抵抗950を介して放電されるため、脱分極が行なわれる。また、蓄積手段の蓄積電荷を2倍にするためのスイッチングトランジスタ930のスイッチング動作により、コンデンサ931の放電動作による昇圧インダクタ924の破損を防止すると共に、スイッチングトランジスタ930が導通状態において、過電流が昇圧インダクタ924に流れないようにする事を目的として、2つの直列接続されたダイオード948および949を設置した。

第10図には第9A図および第9B図に示される小型低周波治療器の変形例の回路構成が示される。この回路の特徴は、PUT114のオン・オフ動作に関与するコンデンサ111に蓄積される電荷が低周波出力パルスのエネルギーとして利用される点にある。昇圧パルス発生手段の構成形態については相違点

はあるものの、基本的な構成については前述した各実施例と同様であるので、作用についてのみ説明する。

まず、トランジスタ108のベースに電源101から電流が供給されると、トランジスタ108はオンし、これによってインダクタ107に電流が流れる。インダクタ106にはインダクタ107による誘導電流が流れ、この誘導電流によりダイオード102および抵抗104を介して、トランジスタ108のベース側が負となるようにコンデンサ105が充電される。この結果、トランジスタ108がオフし、コンデンサ105に蓄積された電荷は抵抗104および103を介して放電される。これによって、トランジスタ108のベース電位が負から正に反転し、再びトランジスタ108はオンする。従って、トランジスタ108のコレクタにはオン・オフ動作によって生じる昇圧パルスが現われ、この昇圧パルスはダイオード109および110を介してコンデンサ111および112にそれぞれ充電される。この場合、コンデンサ111は、抵抗113を介して充電されるので、徐々に充電される。コンデンサ111の端子電圧はPUT114のアノード電圧として供給されており、このアノード電圧は抵抗115で設定されたゲート電圧と比較され、前者が後者を越えた時、PUT114はオンする。PUT114がオンすると、コンデンサ111の電荷はPUTを介して放電され、端子Kに出力されると共に、抵抗116を介してトランジスタ117のベースに供給され、これによってトランジスタ117はオンする。

ここで、端子KおよびF間に生体インピーダンスを接続すると、コンデンサ111からの放電電流は、PUT114、端子K、

生体、端子F、コンデンサ112、およびトランジスタ117を介してコンデンサ111にループして流れる。この時、コンデンサ112も同様に放電を行うので、実質的に生体に印加されるコンデンサのエネルギーは2つのコンデンサ111および112
5 のエネルギーを加算したものとなる。コンデンサ111と112の放電により、やがてアノード電圧が低下し、PUT114はオフする。PUT114がオフしている間、生体内に生じた分極電荷は抵抗116を介して放電され、脱分極作用が行われる。

上述した各実施例では低周波パルス出力手段におけるスイッチング素子としてPUTを用いた構成例について説明したが、PUTはアノード電位とゲート電位との大小関係に基づきオン・オフ動作を行う素子であり、このゲート電位は前述した回路構成からも明らかなように電流電圧の変動に影響される場合があり得る。そこで、この問題を回避するために本
10 出願人が提案した回路構成のいくつかについて、以下詳述する。

第11図には本発明のさらに他の実施例としての小型低周波治療器の回路構成が示される。

第11図において210は小型電源、220は昇圧パルス発生手段を示し、これらの具体的構成の一例は第12図に示される。第11図において昇圧パルス発生手段220の出力はダイオード230のアノードに接続され、該ダイオードのカソードはコンデンサ231、抵抗240およびトランジスタ241のエミッタのそれぞれ接続されている。コンデンサ231は昇圧パルス発生手段220の出力を蓄積する手段である。トランジスタ
20
25

241 はスイッチング用として用いられ、ここでは P N P 形トランジスタを使用した。抵抗 240 の他端はトランジスタ 241 のベース、および抵抗 242 を介してツェナダイオード 243 のカソードに接続されている。このツェナダイオード 243 のアノードにはトリガー用ダイオード 244 (以下、ダイアック (DIC) 244 と称する) とコンデンサ 245 が接続される。DIC 244 およびコンデンサ 245 は並列に接続されている。トランジスタ 241 のコレクタは出力端 (関導子 K) に接続されている。DIC 244 は、所定の端子間電圧でブレークダウンが起こり、オンする。なお、上記 D I C による動作は、SRD, SSS 等の素子においても実現可能であり、D I C に限るものではない。関導子 K と不関導子 F の間には脱分極手段として抵抗 250 が接続されている。

次に、第 1 1 図装置の動作について第 1 2 図を併用しながら説明する。

まず、小型電源 210 内のボタン電池等のマイクロバッテリー 211 からの電気エネルギーは発振回路 221 に入力される。発振回路 221 は、無安定マルチバイブレータを構成し、周波数が刺激パルスより高い矩形波パルスを生成する。この矩形波パルスはトランジスタ 223 に入力され、これによってインダクタ 224 に流れる電流がオン・オフされ、インダクタ 224 に生じる逆起電力、即ちマイクロバッテリー 211 のエネルギーを昇圧した昇圧パルスが出力端 a に出力される。第 1 2 図における出力端 a は第 1 1 図に示すノード a に対応し、昇圧パルスはダイオード 230 を介してコンデンサ 231 に蓄積される。

この時、コンデンサ231の端子電圧はゆっくり上昇し、同時に抵抗240, 242およびツェナダイオード243を介してコンデンサ245は徐々に充電される。コンデンサ245の充電により、DIC244の端子電圧は高くなっていき、ブレイクダウン電圧値に達した時、DIC244はオン状態となり、コンデンサ245に充電された電荷が急速に放電される。同時に、トランジスタ241のベース電位が低下し、ベース・エミッタ間に電位差が生じるので、トランジスタ241はオン状態となり、蓄積されていたコンデンサ231の蓄積エネルギーは出力端Kに出力される。

一方、DIC244は、コンデンサ245が放電され、その両端の電位が低下してDIC244を流れる電流が小さくなることによってオフする。さらに、トランジスタ241は、コンデンサ231が放電され、エミッタ電位が下がることによってオフの状態となる。その後、コンデンサ231およびコンデンサ245に再びエネルギーが蓄積される。トランジスタ241がオフの時、生体に蓄積された分極電荷は抵抗250を介して放電され、脱分極作用が行われる。

以上の過程を繰り返すことにより低周波刺激パルスが生成される。この低周波刺激パルスのパルス幅は、抵抗240, 242、コンデンサ245および生体インピーダンスの大きさにより決定される。

第11図実施例による低周波出力パルスの強さは、蓄積手段であるコンデンサ231の容量とその蓄積電位に依存しているが、例えばコンデンサ231の容量が限定される場合、ある

いは昇圧パルス発生手段による昇圧パルスの電圧が充分でない場合の実施例を第13図を参照しながら説明する。

第13図の例示は、第9A図および第9B図に示す実施例、すなわち低周波パルスの振幅を2倍以上に昇圧することのできる低周波治療器を示すものである。

第13図において、小型電源210 および昇圧パルス発生手段220 は第12図と同様の構成を具備する。

昇圧パルス発生手段220 の出力はダイオード330 のアノードに接続され、ダイオード330 のカソードはコンデンサ331 、抵抗340 およびトランジスタ341 のコレクタに接続されている。抵抗340 の他端は抵抗342 、抵抗343 およびトランジスタ344 のベースに接続され、トランジスタ344 のコレクタは出力端Kに接続されている。抵抗343 の他端はツェナダイオード345 のカソードに接続され、ツェナダイオード345 のアノードはDIC346およびコンデンサ347 に接続されている。DIC346およびコンデンサ347 の他端には抵抗348 およびトランジスタ341 のベースが接続され、抵抗348 の他端にはトランジスタ341 のエミッタ、抵抗349 およびコンデンサ332 が接続されている。抵抗349 の他端は出力端Fに接続される。コンデンサ332 の他端には抵抗342 およびトランジスタ344 のエミッタが接続されている。更に、脱分極手段として抵抗350 が出力端KとFの間に接続されている。

以上の回路構成からなる第13図実施例の動作について説明する。

昇圧パルス発生手段220 の昇圧出力パルスはダイオード

330 を介してコンデンサ331 に入力される。この時、トランジスタ341 および344 は共にオフの状態となっている。同時に、抵抗340 および342 を介してコンデンサ332 が充電され、他方、抵抗343 およびツェナダイオード345 を介してコンデンサ347 が充電される。これによりDIC346の端子間電圧が次第に高くなり、ブレークダウン電圧に達した時、DIC346がオンして電流が抵抗348 の方向に流れ、トランジスタ341 および344 がオン状態となる。この状態において、コンデンサ331 と332 はトランジスタ341 を介して直列に接続され、2倍の電圧となってトランジスタ344 を介して出力端Kに出力される。なお、トランジスタ344 はPNP形を使用したか、これに限るものではなく、NPN形で構成しても良い。また、コンデンサ331、332および他の電気素子の定格も上記に限らず適宜選択されるものとする。さらに、トランジスタについてはスイッチング特性を有する能動素子であればいかなるものであってもかまわないのは当然である。

さらに第14図には、具体的利用時における好適な実施態様、即ち装着時において動作する回路構成の一例が示される。

第14図において、昇圧回路320 は第12図で示すインダクタ224 およびスイッチング素子223 からなり、低周波パルス出力手段321 は第11図ないし第13図に示す回路構成をとり得るものである。出力手段321 の出力はダイオード322 を介して出力端Kに接続されると共に、電池電源310 に抵抗323 を介して接続されている。抵抗323 は、生体インピーダンスに比べ十分に大きい値の抵抗値とし、該抵抗の電源310

と反対側には抵抗324 が接続され、この抵抗324 の他端はノアゲート325 の一方の入力に接続される。ノアゲート325 とインバータ326 はコンデンサ327 および抵抗328, 329と共に無安定マルチバイブレータOSCを構成し、この無安定マルチバイブレータOSCの出力は昇圧回路320 に接続されている。

次に、第14図の構成による小型低周波治療器の作用について説明する。

最初に、出力端KおよびFに何も装着されていない状態とする。この時、ノアゲート325 の一方の入力には、小型電源310 の出力が抵抗323 および324 を介して入力されており、“H”レベルの状態となっている。この時、ノアゲート325 の他方の入力は“H”レベル、“L”レベルのどちらの状態でも出力は“L”レベルなので発振回路OSCは発振動作を行わない。

他方、出力端KおよびFに生体インピーダンスRZが装着されると、小型電源310 からの電流のほとんどは生体インピーダンスRZの方に流れ込む。すなわちノアゲート325 の一方の入力は“L”レベルの状態となるので、発振回路OSCは発振動作を開始する。この場合、抵抗323 と生体インピーダンスRZは $(323) \gg (RZ)$ を条件として設定されるものとする。

なお、上記発振回路OSCはゲートを利用して構成されているが、装着による負荷のインピーダンス変化により発振の動作が停止する発振回路であってもその適用は可能であるから、上記構成に限定されるものではない。

さらに第15図には、小型低周波治療器が動作を開始した

後、自動的にその動作を停止する回路構成の一例が示される。

第15図において221は第12図で示した発振回路221であり、321は第11図、第13図または第14図に示した低周波パルス出力手段である。発振回路221からの出力信号は

5 ノアゲート401の一方の入力に入力され、ノアゲート401の出力はトランジスタ402のベースに入力される。低周波パルス出力手段321の出力は、低周波パルスとして出力端Kより出力されると共に、抵抗403を介してカウンタ404のクロック入力端CPに入力され、同時に抵抗405および406を介して

10 カウンタ404のリセット入力端RTに入力される。ここで、リセット入力端RTは、出力端KおよびFに生体インピーダンスRZが装着されていない時“H”レベルの状態であり、カウンタ404はリセット状態となる。また、生体インピーダンスRZが装着されることにより、低周波パルスは抵抗403を

15 介して入力端CPに入力されるが、リセット入力端RTでは低周波パルスが抵抗405およびコンデンサ407により積分されると共に“L”レベルとなって、カウンタ404は計数状態となる。カウンタ404はパルスを計数し、予め設定された所定の計数値となった時に出力端Qが“L”レベルから“H”レベル

20 に変化する。ノアゲート401は入力的一端が“H”レベルになると、その論理から、他端の入力状態にかかわらず出力は“L”レベルとなり、出力動作は停止する。従って、カウンタ404が所定の計数値をカウントすると、その出力Qのレベルは“H”となり、これによってノアゲート401が閉じて、低周

25 波パルスの発生が絶たれる。なお上述したカウンタ404の計

数は低周波出力パルスに基づき行うように構成したが、これは発振回路221 で発生するパルスを用いても良い。

第16図にはスイッチング素子としてDIC(ダイアック)を用いた小型低周波治療器の全体的な回路構成が示される。

- 5 第16図において510 は公称直流電圧約3Vのボタン電池(2LR53:松下電池工業株式会社製)からなる電源である。電池510 の出力は抵抗520 を介して、出力端Kに接続されると共に、抵抗521 を介して、無安定マルチバイブレータ524 中のノアゲート523 の一方の入力に入力される。このノアゲート523 を備えて構成された無安定マルチバイブレータ524 の
- 10 出力は、スイッチングトランジスタ525 のベースに入力される。この無安定マルチバイブレータ524 は、周波数1~2kHz 程度のパルスを発振する。スイッチングトランジスタ525 のコレクタには、電源510 に一端が接続されたインダクタ522 の他端が接続されている。更にスイッチングトランジスタ525 のコレクタにはダイオード526 のアノードが接続され、ダイオード526 のカソードはコンデンサ(約0.1 μ F)
- 15 530、抵抗540 およびPNP形トランジスタ541 のエミッタに接続されている。抵抗540 の他端は、PNP形トランジスタ541 のベースに接続されると共に、抵抗542 を介してツェナダイオード543 のカソードに接続されている。ツェナダイオード543 のアノードにはコンデンサ544 を並列に接続したDIC545が接続されている。トランジスタ541 のコレクタは直接、出力端Kに接続され、出力端においては導子等を介して
- 20 生体インピーダンスRZが貼着接続されるものとする。なお、
- 25

インピーダンス R_Z と抵抗 520 は (抵抗 53) > (生体インピーダンス R_Z) の関係を有している。

次に、第 16 図の回路構成よりなる低周波治療器の作用について説明する。

- 5 まず、インピーダンス R_Z が装着される前、電池 510 の出力は抵抗 520 および 521 を介し、“H”レベルの状態が無安定マルチバイブレータ 524 のノアゲート 523 の一方の入力に入力されるので、ノアゲート 523 の他の入力が“H”レベル、“L”レベルにかかわらずノアゲート 523 の出力は“L”レベルとなる。
- 10 従って、発振動作は行われぬ。
- 次に、インピーダンス R_Z が装着されると、ノアゲート 523 の一方の入力の電位は抵抗 521 を介して人体抵抗 R_Z に入力される。この時、ノアゲート 523 の一方の入力の電位は抵抗 520 とインピーダンス R_Z で分圧された値となる。すなわち
- 15 “L”レベルとなり、ノアゲート 523 が開いて発振動作が開始される。無安定マルチバイブレータ 524 の出力信号によってインダクタ 522 への電池エネルギーが断続され、逆起電力がインダクタ 522 内に生じる。例えばこの逆起電力のピーク値は約 50 V であり、ダイオード 526 へ入力されるパルスは周
- 20 波数 1 ~ 2 kHz、ピーク振幅値 50 V の昇圧パルスとなる。この昇圧パルスはコンデンサ 530 に入力される。当初、トランジスタ 541 は“オフ”の状態であるので、コンデンサ 530 に昇圧パルスが蓄積される。同時に、昇圧パルスはツェナダイオード 543 を介してコンデンサ 544 を充電し、これによって
- 25 コンデンサ 544 の端子間電圧は徐々に上昇していく。コンデ

ンサ544の端子間電圧が所定の値に達した時、DIC545は“オン”の状態となり、コンデンサ544は放電を開始し、トランジスタ541も“オン”する。コンデンサ530に蓄積されていた電気エネルギーは、トランジスタ541を介して生体インピーダンスRZに印加される。

コンデンサ544の放電によって徐々にDIC545の端子間電圧は低下し、急激に“オフ”する。これによりトランジスタ541もオフとなり、コンデンサ544の放電も急激に停止する。

さらに第17図には、小型低周波治療器を、生体に貼着した後、動作を開始し、所定時間後その動作を停止する回路構成の一例が示される。

第17図に示される回路は、第13図実施例の特徴、すなわち低周波パルスの振幅を2倍以上に昇圧することのできる手段（コンデンサ631および632）と、第15図に示した昇圧パルス発生手段と、第14図に示した装着時に動作を開始する手段と、第15図に示した所定の時間で動作を自動的に停止する手段と、脱分極手段としての抵抗650との組合せ構成であり、その構成および作用については前述した通りなので、その説明は省略する。電源610はマイクロバッテリー（公称電圧3Vのボタン電池）を使用しながらも生体感ずる程の低周波パルスを生成し得ることができ、且つ使用時において余分な操作を行わず、しかも消費エネルギーをできる限り抑制していることから、連続使用でも100時間を超え、さらに本装置を集積化すれば、その実施態様は極めて簡素で且つ小型化できる。

以上、いくつかの実施例を用いて説明したように、本発明によれば、小型電池等の小型電源で昇圧パルスを生成し、この昇圧パルスを例えばコンデンサで蓄積し、この蓄積電荷を一時に放電することによって所定の電圧と電流を有する低周波パルスを発生することができる低周波治療器を実現し、しかも簡単な構成であることから、貼着できるほどに小型化できる等、実用上顕著な効果を奏するものである。

また、絶対的容量が小さい電源から生体に刺激を与える程度の電気エネルギーを生成することが可能となり、しかも安定した低周波刺激パルスを発生させることができる。さらに、本発明の低周波治療器は、バンデージ程度に小型化するに適した形態を具備するものであるばかりでなく、長時間かつ安定した動作を実現可能にし得るものである。

本発明の小型低周波治療器の全体構成についていくつかの実施例を参照しながら以下に詳述する。

第18A図および第18B図は全体構成の一例を示す。第18A図は第18B図のP-P線から見た断面図である。図中、700は皮膚一体貼着形即ちプラスター形状に構成した小型低周波治療器で、関導子701と不関導子702とを有している。関導子701は、柔軟シートまたはフィルム状に形成した皮膚接着性導電性ゲル層703と、アルミニウム箔等の金属箔、導電性ゴムもしくは樹脂フィルムまたはカーボンフィルムや導電塗料等で形成された導電性部材層704とを積層して一体的に形成したものである。また、不関導子702は柔軟シートまたはフィルム状に形成された皮膚接着性導電性ゲル層705と、前

記と同様アルミニウム箔等で形成された導電性部材層706 とを積層して一体的に形成したものである。関導子701 の上面のほぼ中央部には電源ユニット707 が設置されている。この電源ユニット707 には、電源例えばボタン状電池と、脱分極手段とを含むハイブリッド回路が内設されており、その一方の出力端子、例えば(−)端子が導電性部材層704 に接触するように設置されている。また、この電源ユニット707 の(+)端子はその両端近傍を除く下面に絶縁コーティングを施した例えばアルミニウム箔のリード線708 により不関導子702 の導電性部材層706 に接続されている。709 は絶縁性バックキング層である。この絶縁性バックキング層709 は例えば非導電性の合成樹脂を柔軟シートまたはフィルム状に形成したもので、関導子701 および不関導子702 はこの絶縁性バックキング層709 に離間して配置固着されている。

次にこのように構成した小型低周波治療器の作用及び使用方法を説明する。まず人体の治療希望位置に関導子701 が当接するように貼着する。これと同時に関導子701と不関導子702 は閉回路を形成し、その結果パルス発振が開始されるような構成にして、関導子701 を介して低周波パルスが人体に印加されるようにすることができる。

本実施例によると、人体皮膚に直接貼着することができ、操作が極めて簡単で、かつ軽量で、十分な治療効果の得られる小型低周波治療器が得られる。

第19A図および第19B図には全体構成の他の例が示される。第19A図は第19B図のQ-Q線から見た断面図である。同図

において720は小型低周波治療器で、721は関導子、722は不関導子を示す。この関導子721および不関導子722のそれぞれの導電性部材層723, 724は5mm程度離間して配置されており、その下面には例えば0.3mm程度の極薄に形成された導電性ゲル層725が一体に貼着されている。また、不関導子722および関導子721は絶縁性バックング層726により一体的に支持連結されている。727および728はそれぞれ関導子721、不関導子722に接続された端子である。この端子727, 728の頂部は絶縁性バックング層726を貫通して突出しており、小型電源と電子回路を含む電源ユニット729はこの端子727, 728により電氣的に接続されると共に、機械的に支持連結されている。

本実施例の小型低周波治療器の使用方法は前述の第1の実施例と同一のため省略する。本実施例によると関導子721および不関導子722に積層配置する導電性ゲル層を、同一すなわち一枚の導電性ゲル層725を導電性部材層723, 724に貼着した構成としたため、各導子間に若干のリーク電流が生じるが、導電性ゲル層自体が抵抗を有しており、導電性部材層723, 724間の距離が導電性ゲル層725の厚さに比べて極めて大きいので、関導子721と不関導子722との間に設置した抵抗は十分に脱分極手段としての機能を有する。

第19A図および第19B図の形態によれば、前述の第1の実施例の効果の他に、その製造工程が極めて簡易で、かつ能率的になる効果が得られる。すなわち、導電性ゲル層、導電性部材層、絶縁性バックング層を積層配置した一本の帯状シー

トを所定の間隔をもって切断したものに端子および電源を取付けるのみでデバイスが得られ、大量生産を考慮した場合において非常に有用な効果を奏する。さらに、両端子の配置間隔を狭くし、デバイス上面のほぼ中央部に電源を配置すると、

5 デバイス全体に対する電源の大きさの影響はほとんど無いものとなり、人体の曲面部に貼着する場合においても柔軟性をほとんど損なわずに良好に使用することができる。

第20図には全体構成のさらに他の例が示される。同図において740は小型低周波治療器用デバイスで、741は関導子、

10 742は不関導子を示す。743は電源ユニットで、その(−)端子は関導子741の導電性部材層744に接続され、また(+)端子はリード線745を介して不関導子742の導電性部材層746に接続されている。747は導電性ゲル層を示す。

本実施例の構成によると、関導子741と不関導子742とは

15 リード線745の長さの範囲で任意に離間させて人体に貼着することができる。貼着部位が小さい場合や比較的大きな曲率の面にも無理なく使用することができる。また、高温多湿時に使用し、皮膚が多量に発汗した場合も、各導子は離れているため表皮を流れる電流の影響を全く受けないプラスター形状

20 の皮膚貼着形低周波治療器が得られる。

なお、皮膚接着・導電性ゲル剤としては、例えば、

特開昭52年95895号、 同54年77489号
同 55年52742号、 同55年81635号
同 55年129035号、 同56年15728号
25 同 56年36939号、 同56年36940号

同 56年60534号、 同56年89270号
同 57年55132号、 同57年131428号
同 57年160439号、 同57年164064号
同 57年166142号、 同57年168675号
5 同 57年4569号、 同58年10066号
実開昭54年80689号、 同56年135706号
同 56年138603号、 同57年93305号
同 57年179413号、 同57年185309号
等の各公報に開示されているものを好適に使用し得る。

請 求 の 範 囲

1. 小型電源(1) と、

該小型電源からの電気エネルギーを受けて昇圧されたパルス列を発生する昇圧パルス発生手段(2) と、

該昇圧パルス発生手段からのパルス列を受け入れ、少なくとも電氣的刺激対象に対して刺激が有効な所定量に達するまで電気エネルギーを蓄積するように構成された蓄積手段(3) と、

該蓄積手段に蓄積された所定量の電気エネルギーが刺激対象に対し刺激可能なレベルに到達した時、低周波パルスを出
力する低周波パルス出力手段(4) と、
を備えてなる小型低周波治療器。

2. 前記低周波パルスが刺激対象に印加された後で該刺激対象内に残留する分極電荷を放電させるための脱分極手段
(5) をさらに有する、請求の範囲第1項記載の小型低周波治療器。

3. 前記脱分極手段(5) は、前記低周波パルス出力手段の出力端に並列に接続された抵抗器(66, 850, 950, 116, 250, 350, 650) を具備する請求の範囲第2項記載の小型低周波治療器。

4. 前記脱分極手段(5) が変成器(76)を具備し、該変成器の1次巻線が前記低周波パルス出力手段の出力端に直列に挿入され、該変成器の2次巻線が前記小型電源に直列に接続されている、請求の範囲第2項記載の小型低周波治療器。

5. 前記低周波パルス出力手段(4) は制御端子(G)を有す

る単方向性のスイッチング素子(N, 841, 946, 114)と該スイッチング素子に並列接続されたコンデンサ(C₁, 843, 953, 111)とを有し、該スイッチング素子は、前記昇圧パルス発生手段の出力に応じて該制御端子に現われる電圧と該コンデンサの両端に現われる電圧との比較に基づき付勢または消勢し、
5 それによって前記蓄積手段に蓄積された電気エネルギーが刺激に有効な振幅を有する低周波パルスに変換される、請求の範囲第1項記載の小型低周波治療器。

6. 前記低周波パルス出力手段(4)は制御端子(G)を有する単方向性のスイッチング素子(N, 841, 946, 114)と該スイッチング素子に並列接続されたコンデンサ(C₁, 843, 953, 111)とを有し、該スイッチング素子は、前記昇圧パルス発生手段の出力に応じて該制御端子に現われる電圧と該コンデンサの両端に現われる電圧との比較に基づき付勢または消勢し、
10 それによって前記蓄積手段に蓄積された電気エネルギーが刺激に有効な振幅を有する低周波パルスに変換される、請求の範囲第2項記載の小型低周波治療器。

7. 前記コンデンサ(C₁, 111)に蓄積された電気エネルギーが付勢時の前記スイッチング素子(N, 114)を介して刺激対象に供給される、請求の範囲第5項記載の小型低周波治療器。
20

8. 前記コンデンサ(C₁, 111)に蓄積された電気エネルギーが付勢時の前記スイッチング素子(N, 114)を介して刺激対象に供給される、請求の範囲第6項記載の小型低周波治療器。
25

9. 前記低周波パルス出力手段(4) は双方向性のスイッチング素子(244, 346, 545) と該スイッチング素子に並列接続されたコンデンサ(245, 347, 544) とを有し、該スイッチング素子は、該コンデンサの両端に現われる電圧が所定値より
5 大きいかまたは小さいかに応じて付勢または消勢し、それによって前記蓄積手段に蓄積された電気エネルギーが刺激に有効な振幅を有する低周波パルスに変換される、請求の範囲第1項記載の小型低周波治療器。

10. 前記低周波パルス出力手段(4) は双方向性のスイッチング素子(244, 346, 545) と該スイッチング素子に並列接続されたコンデンサ(245, 347, 544) とを有し、該スイッチング素子は、該コンデンサの両端に現われる電圧が所定値より
15 大きいかまたは小さいかに応じて付勢または消勢し、それによって前記蓄積手段に蓄積された電気エネルギーが刺激に有効な振幅を有する低周波パルスに変換される、請求の範囲第2項記載の小型低周波治療器。

11. 前記蓄積手段を複数個(931, 932; 111, 112; 331, 332; 631; 632)有し、前記低周波パルス出力手段(4) は、該複数個の蓄積手段に蓄積された電気エネルギーを取出して低
20 周波パルスに変換する際に該電気エネルギーを該蓄積手段が直列接続された時の電気エネルギーの和として取出す、請求の範囲第1項記載の小型低周波治療器。

12. 前記低周波パルス出力手段(4) または昇圧パルス発生手段(2) から発生されるパルスを計数し、該計数されたパルス
25 数が所定値を越えた時に該昇圧パルス発生手段からのパルス

スの発生を停止させる作動停止手段(404, 620)をさらに有する、請求の範囲第11項記載の小型低周波治療器。

13. 前記昇圧パルス発生手段(2)が前記小型電源からの電流入力用抵抗器(324, 521)を有し、かつ前記低周波パルス出力手段(4)の出力端(K)は該小型電源からの電流が流入可能に接続され、該入力用抵抗器の抵抗値は少くとも刺激対象のインピーダンス(RZ)の大きさに依存して選定され、それによって前記低周波治療器が該出力端を介して生体に取り付けられた時に該昇圧パルス発生手段がパルスの発生を開始する、請求の範囲第12項記載の小型低周波治療器。

14. 前記蓄積手段を複数個(931, 932; 111, 112; 331, 332; 631; 632)有し、前記低周波パルス出力手段(4)は、該複数個の蓄積手段に蓄積された電気エネルギーを取出して低周波パルスに変換する際に該電気エネルギーを該蓄積手段が直列接続された時の電気エネルギーの和として取出す、請求の範囲第2項記載の小型低周波治療器。

15. 前記低周波パルス出力手段(4)または昇圧パルス発生手段(2)から発生されるパルスを計数し、該計数されたパルス数が所定値を越えた時に該昇圧パルス発生手段からのパルスの発生を停止させる作動停止手段(404, 620)をさらに有する、請求の範囲第14項記載の小型低周波治療器。

16. 前記昇圧パルス発生手段(2)が前記小型電源からの電流入力用抵抗器(324, 521)を有し、かつ前記低周波パルス出力手段(4)の出力端(K)は該小型電源からの電流が流入可能に接続され、該入力用抵抗器の抵抗値は少くとも生体のイン

ピーダンス(R Z)の大きさに依存して選定され、それによって前記低周波治療器が該出力端を介して生体に取り付けられた時に該昇圧パルス発生手段がパルスの発生を開始する、請求の範囲第15項記載の小型低周波治療器。

[1987年5月1日 (01.05.87) 国際事務局受理；出願当初の請求の範囲
1は補正された；他の請求の範囲は変更なし (1頁)]

1. (変更) 小型電源 (1) と、

5 該小型電源からの電気エネルギーを受けて昇圧されたパルス列を発生する昇圧パルス発生手段 (2) と、

 該昇圧パルス発生手段からのパルス列を受け入れ、少なくとも電氣的刺激対象に対して刺激が有効な所定量に達するまで電気エネルギーを蓄積するように構成された蓄積手段 (3)

10 と、

 該蓄積手段に蓄積された電気エネルギーを低周波パルスとして出力する低周波パルス出力手段 (4) と、

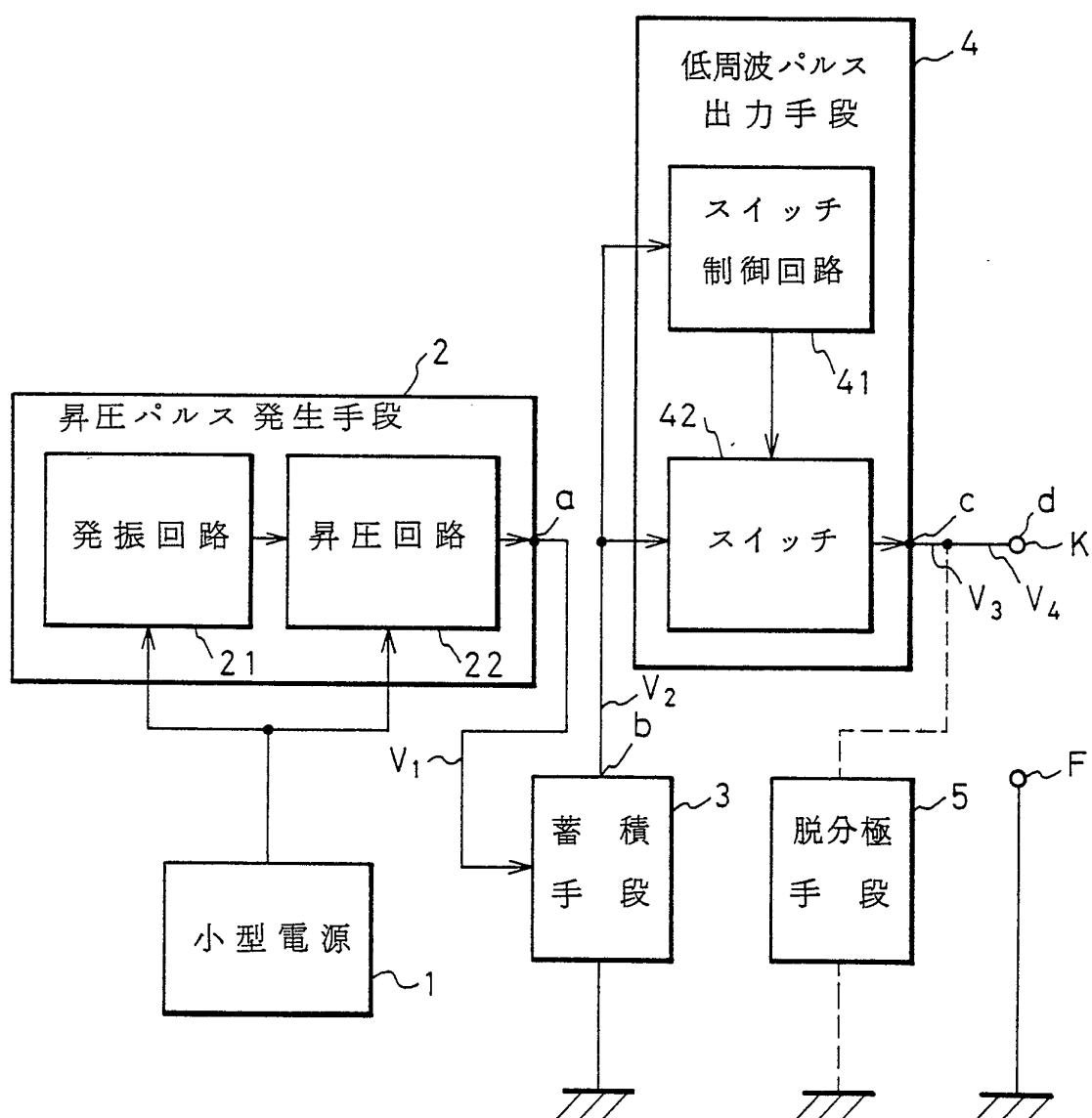
 該刺激対象に対し面状に貼着され得るように構成され、該低周波パルス出力手段からの低周波パルスを該刺激対象に伝達する 1 対の導子 (K, F) と、

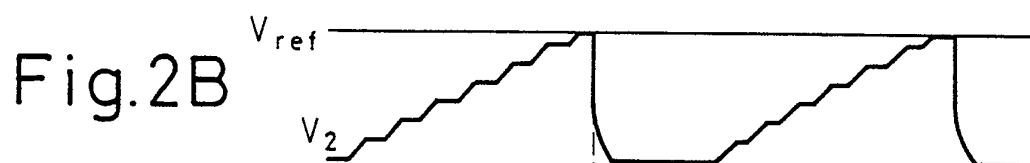
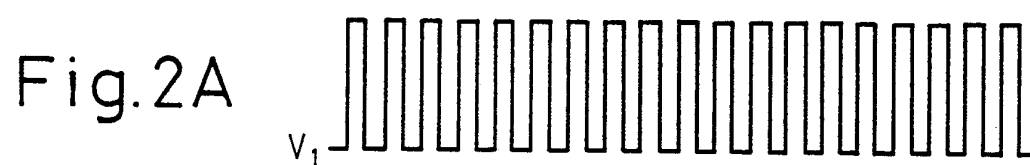
15

 を備えてなる小型低周波治療器。

1/17

Fig. 1



$\frac{2}{17}$ 

$\frac{3}{17}$

Fig. 3A

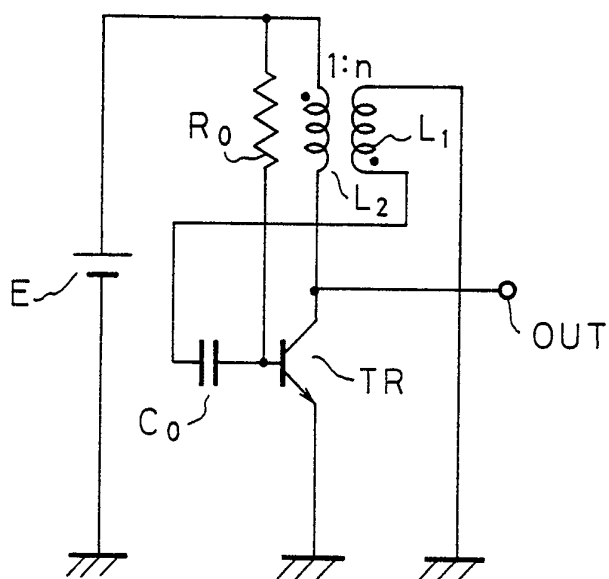
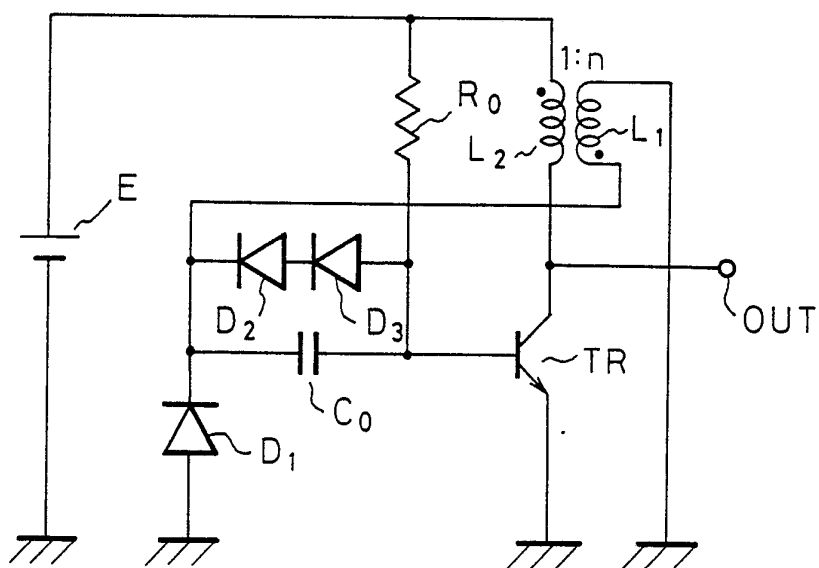


Fig. 3B



4/
17

Fig. 4

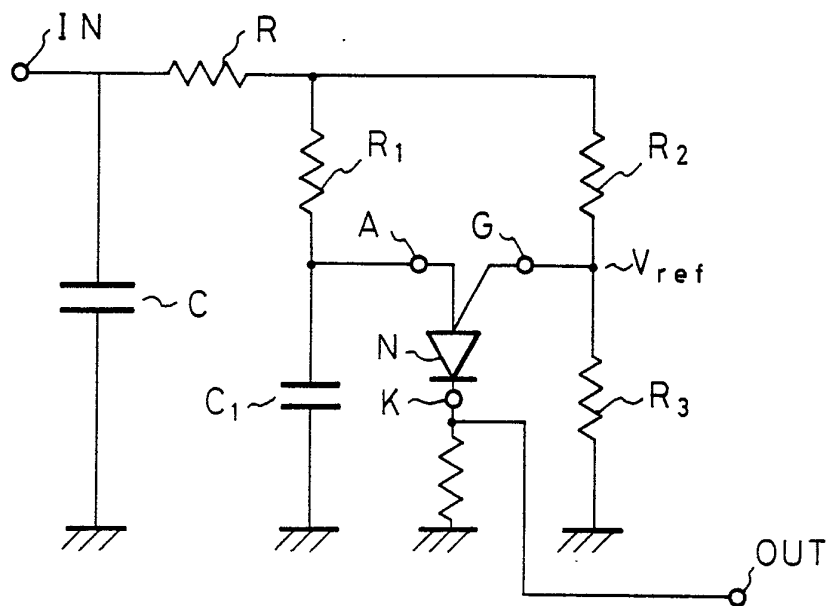


Fig.5A

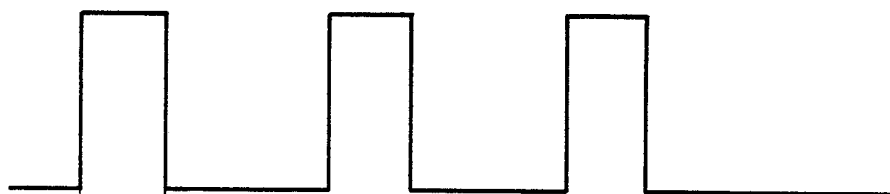


Fig.5B

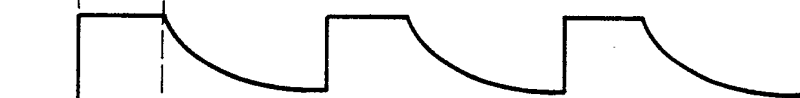
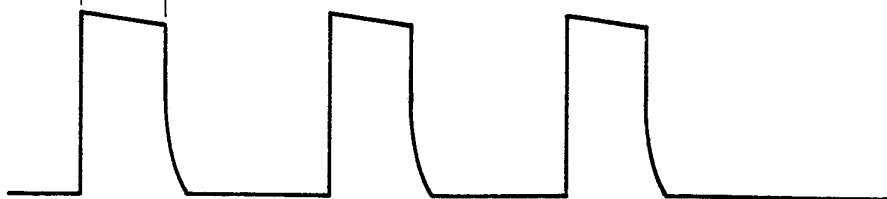


Fig.5C



5/
17

Fig. 6

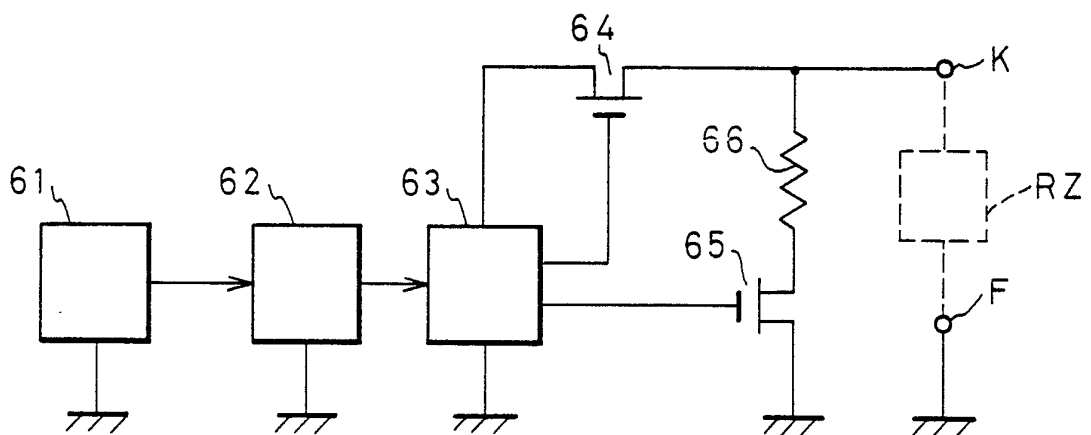
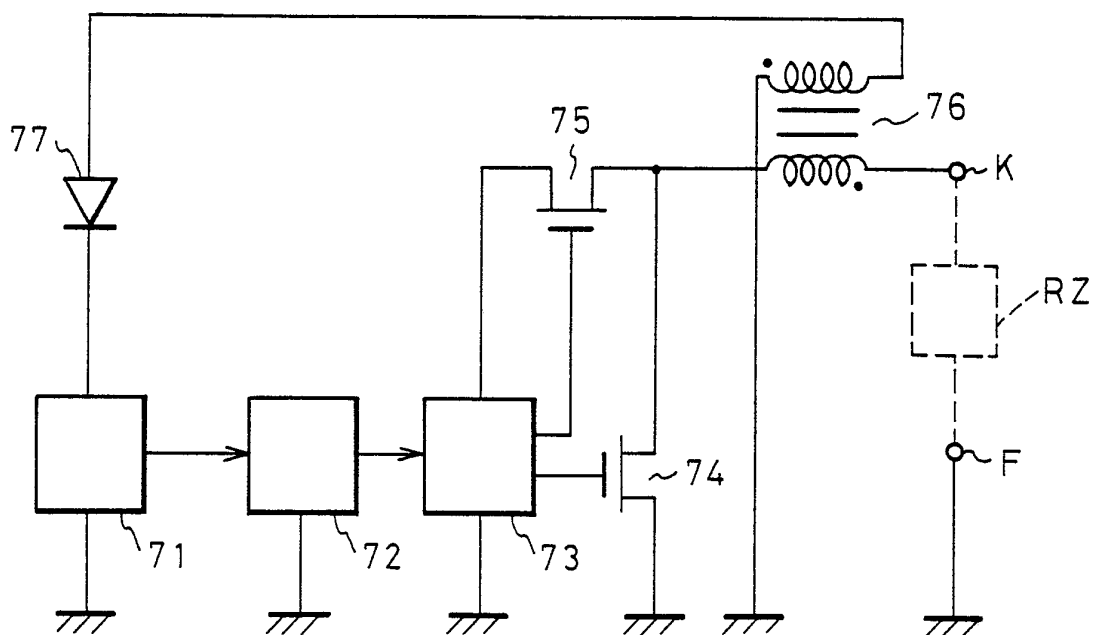
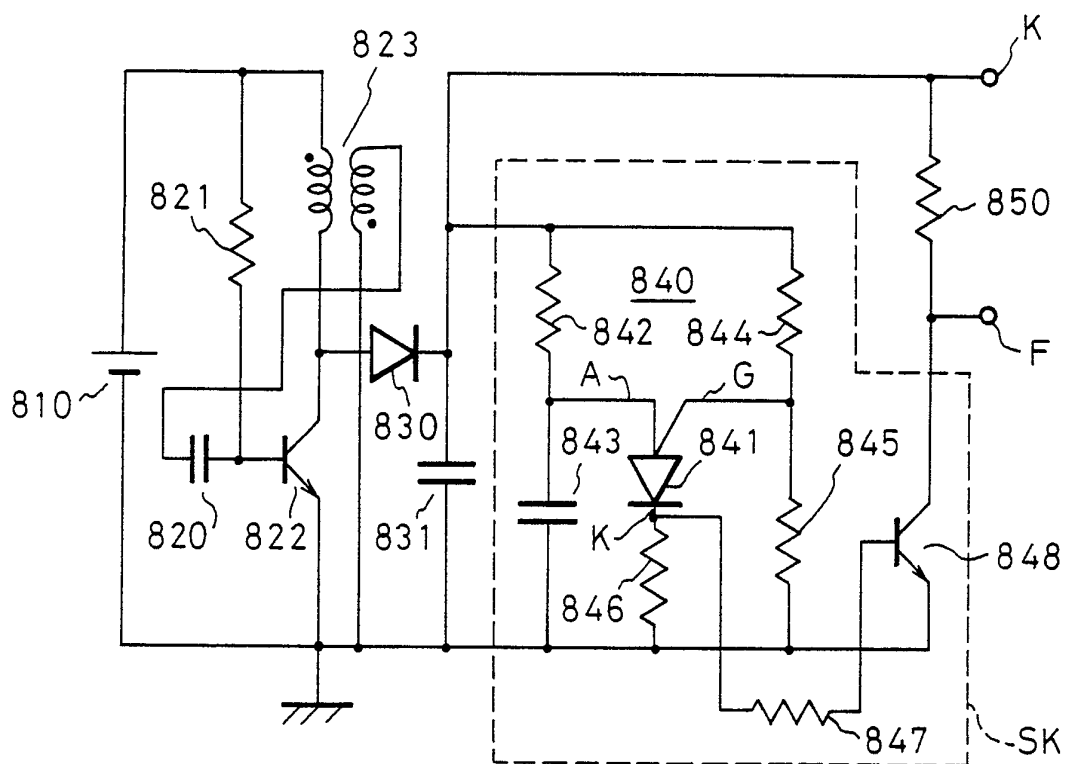


Fig. 7



6/17

Fig.8



$$\frac{7}{17}$$

Fig. 9A

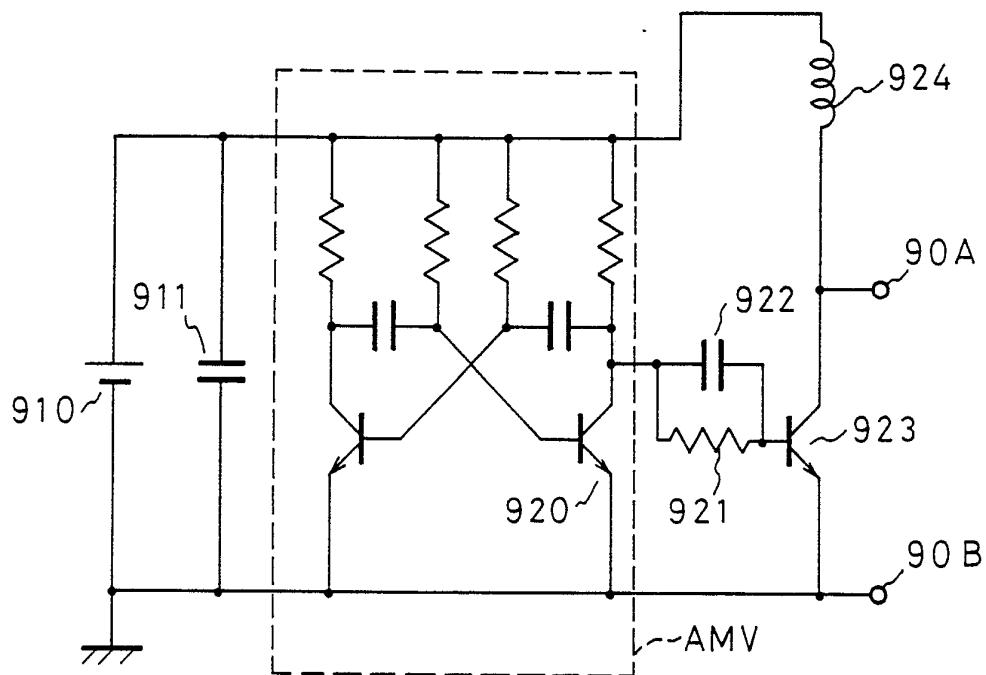
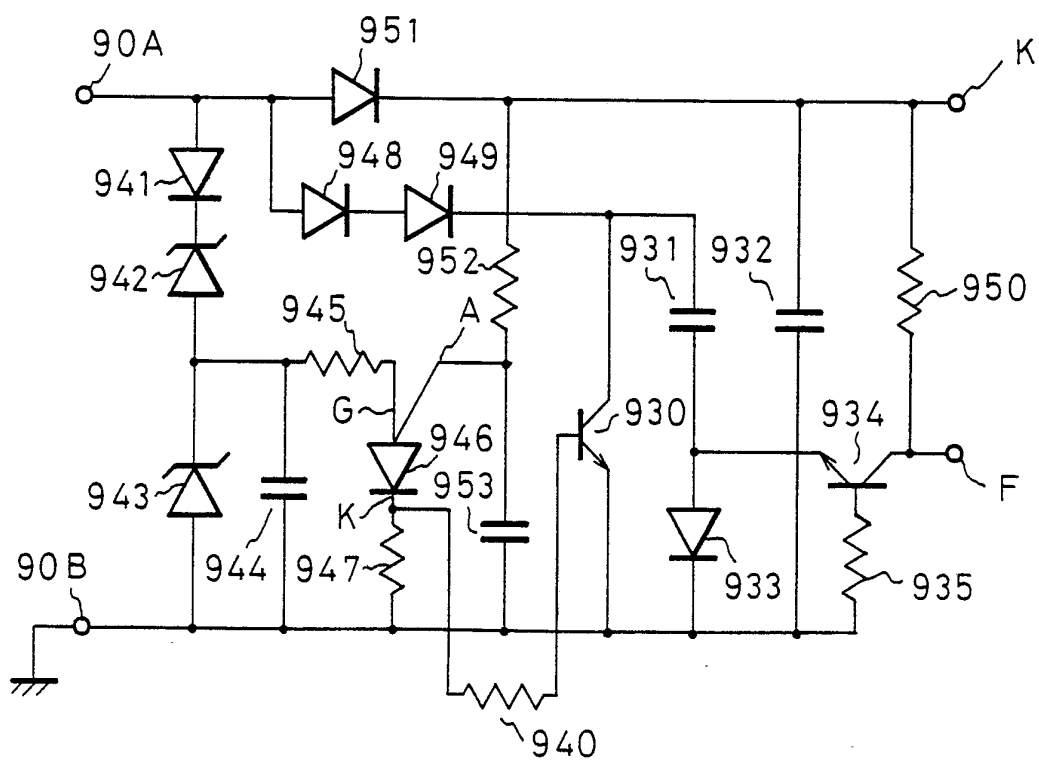
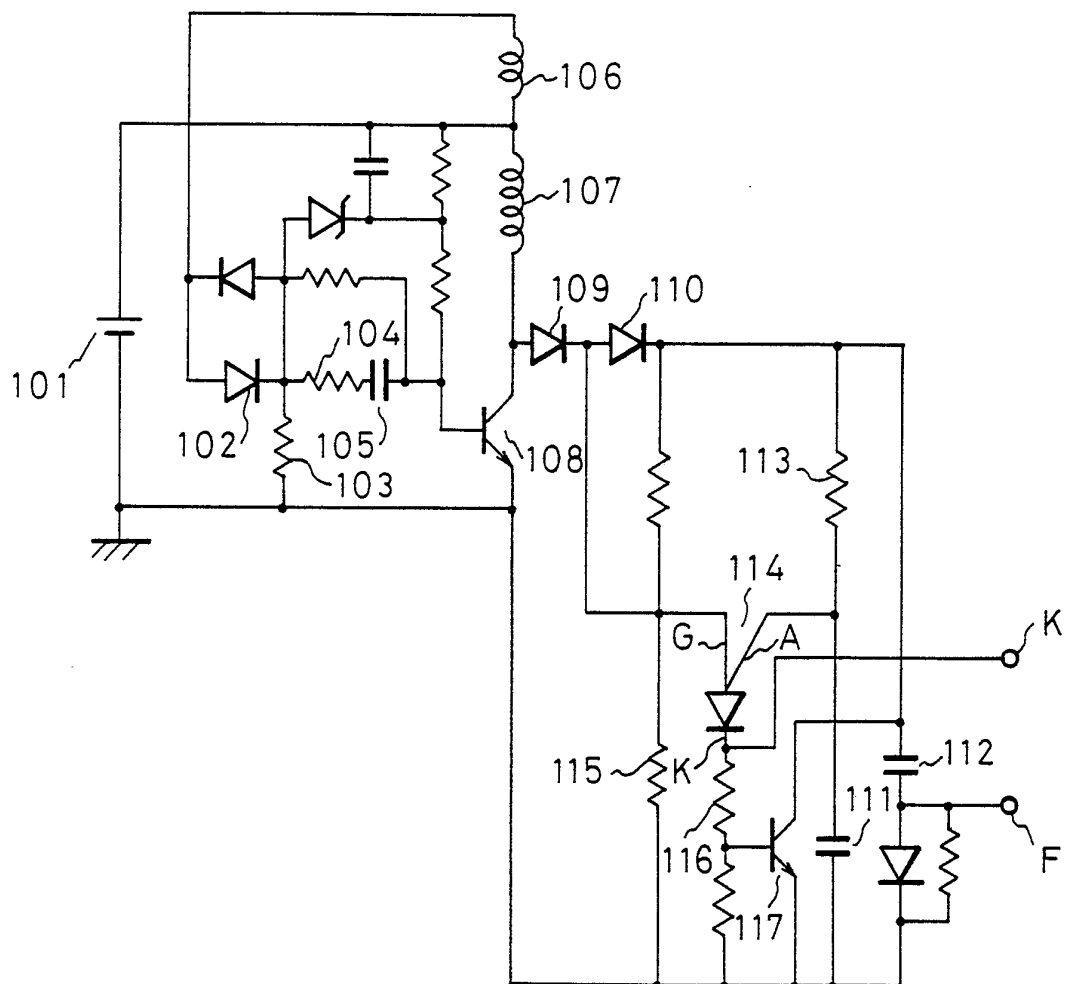


Fig.9B



8/17

Fig.10



9/17

Fig.11

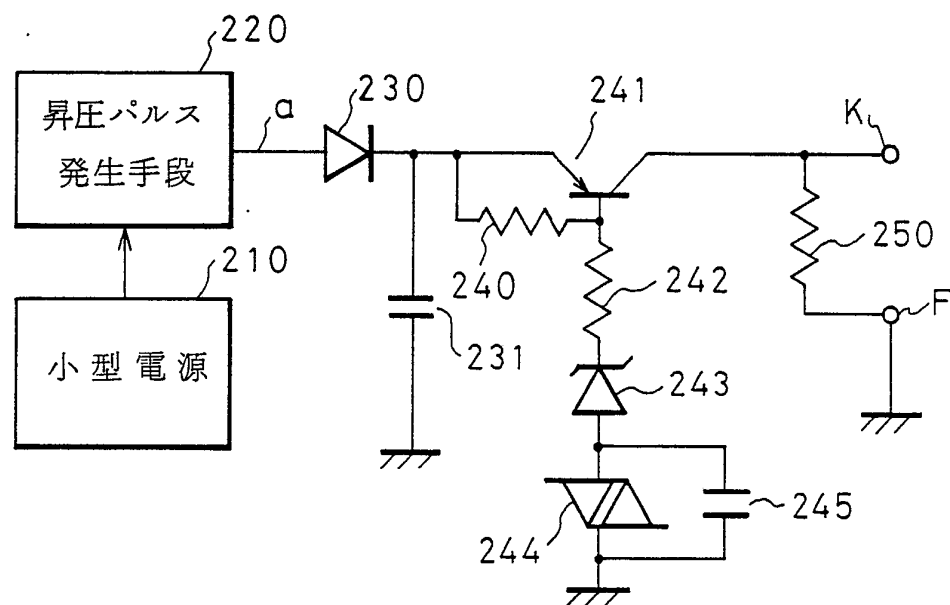
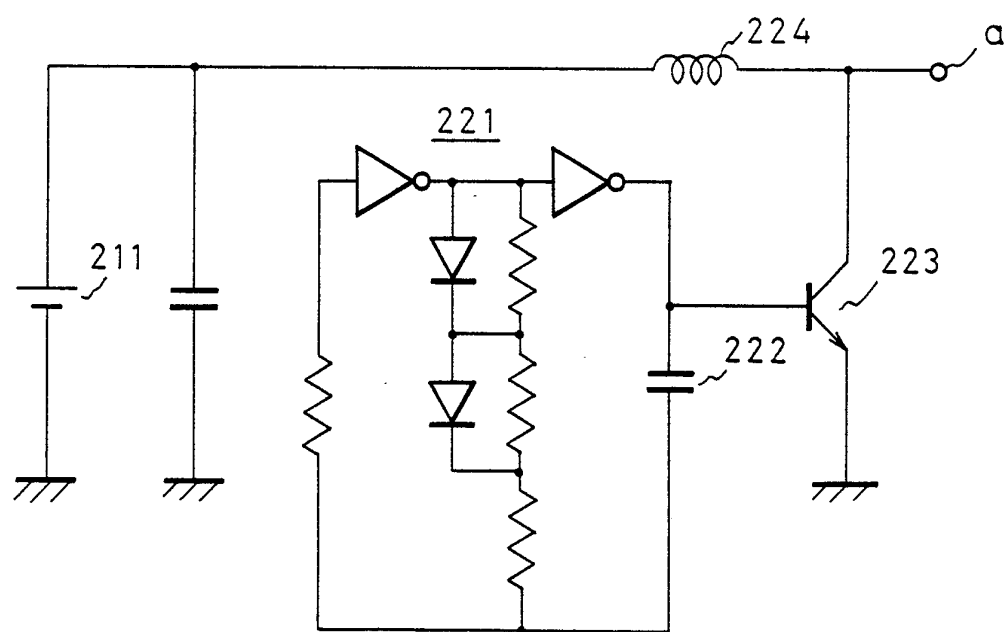


Fig.12



10/17

Fig. 13

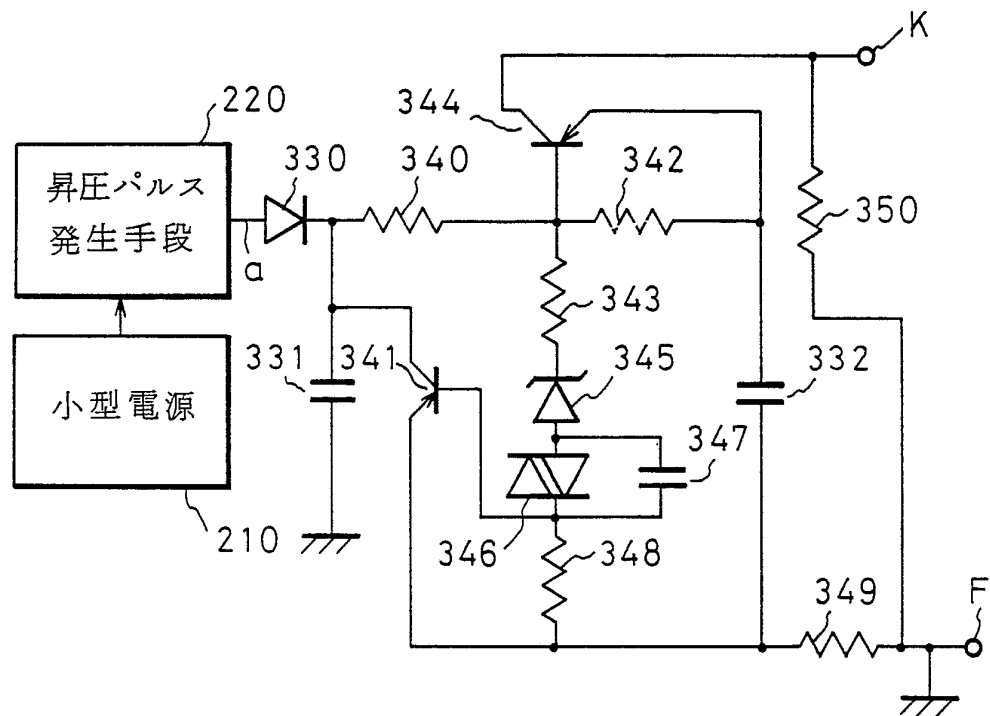
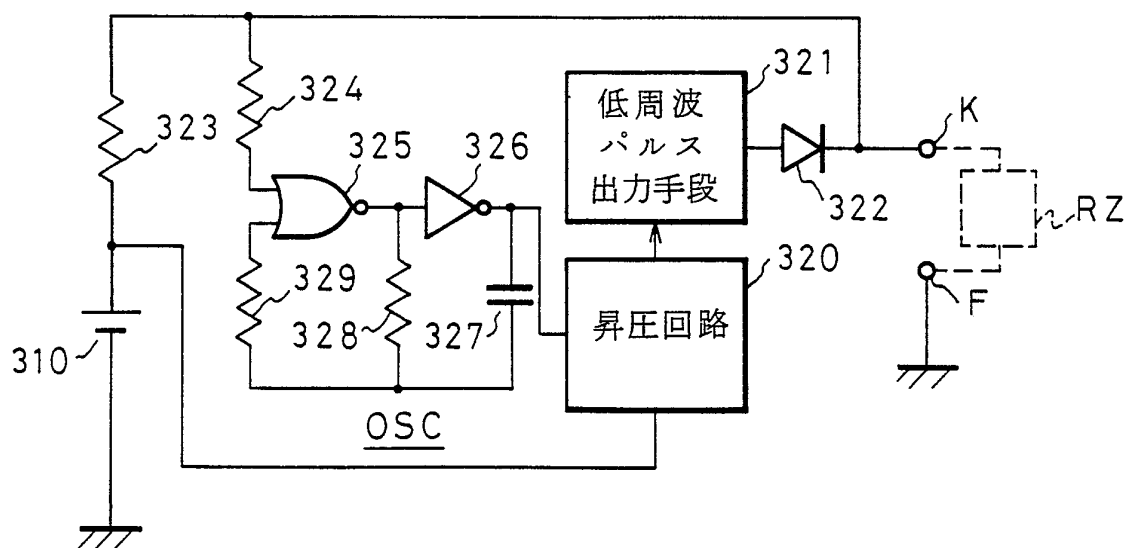
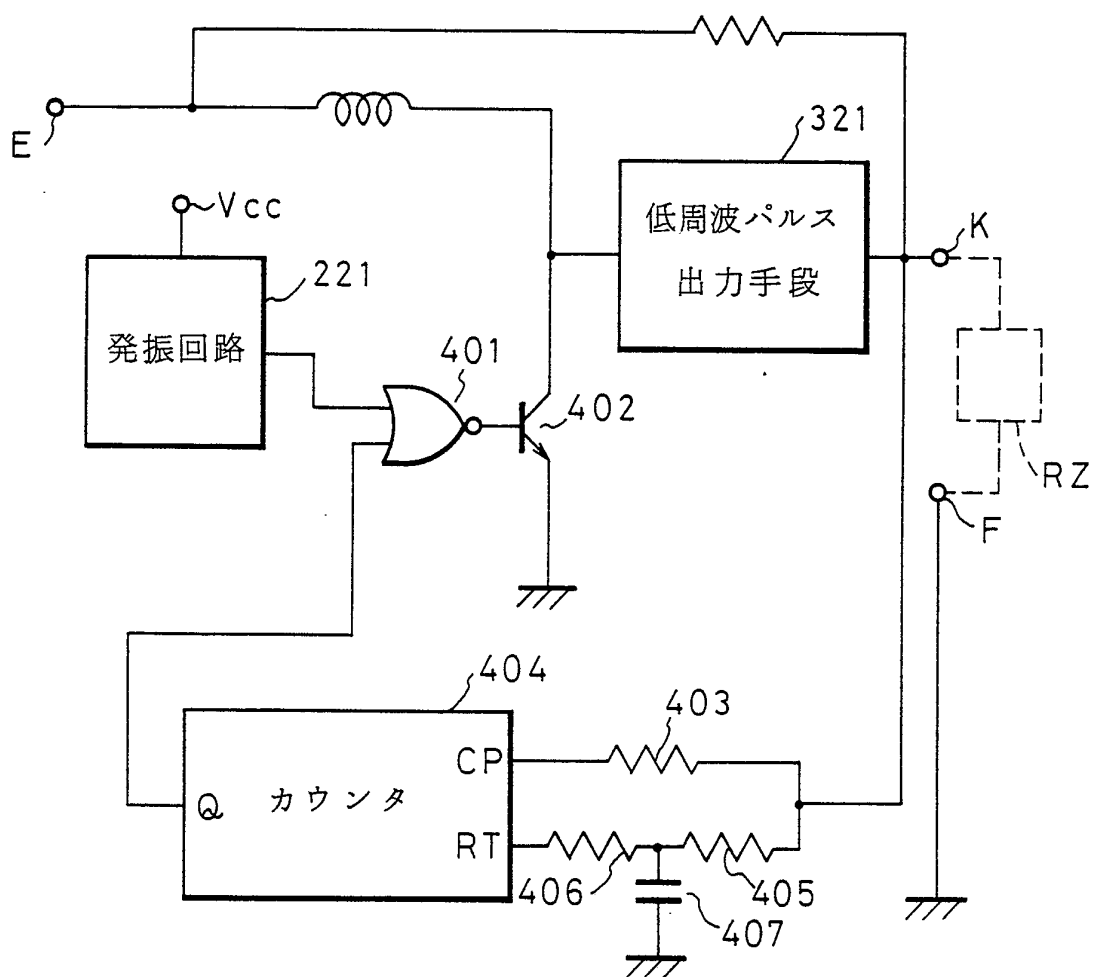


Fig. 14



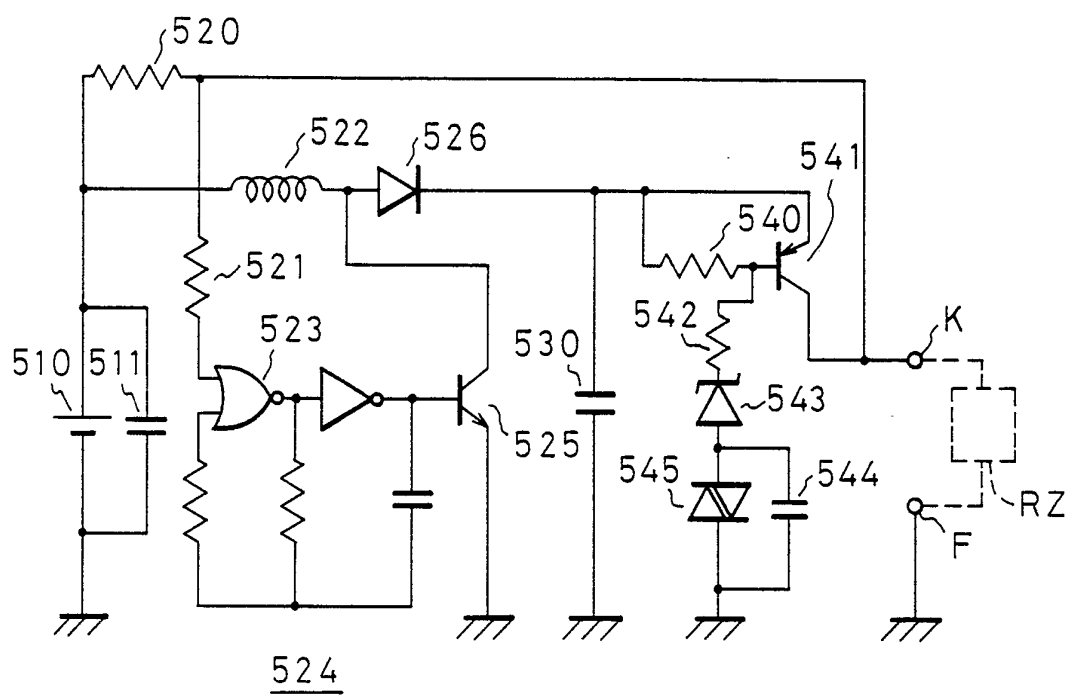
11/
17

Fig. 15



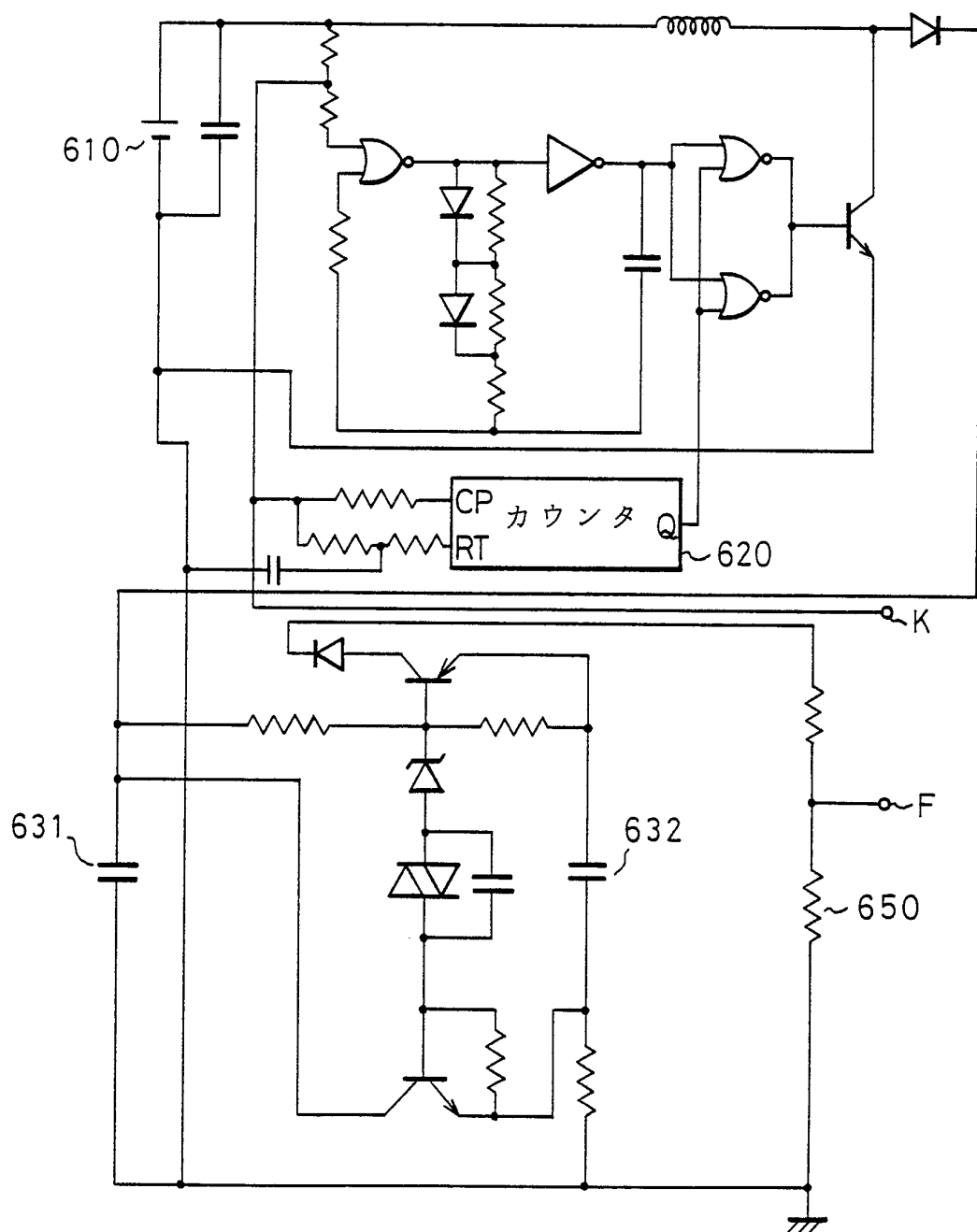
12/
17

Fig. 16



13/
17

Fig. 17



14/
17

Fig. 18A

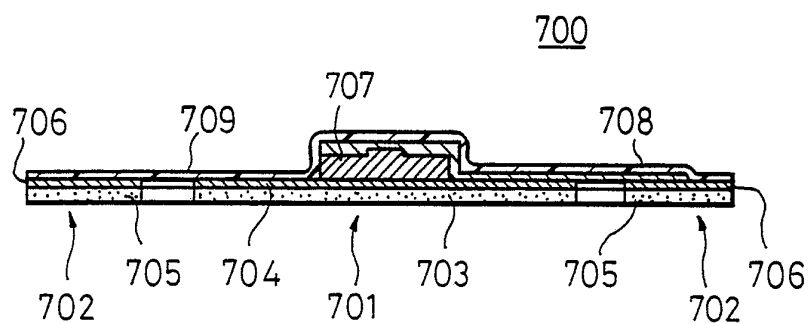
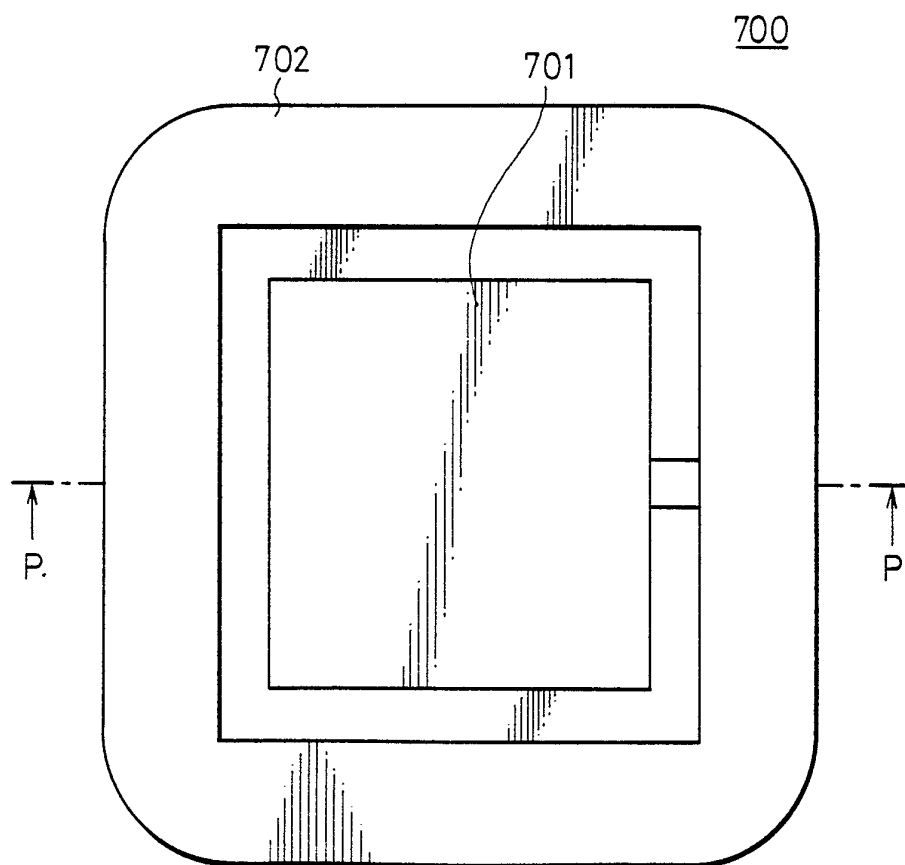


Fig. 18B



15/
17

Fig. 19A

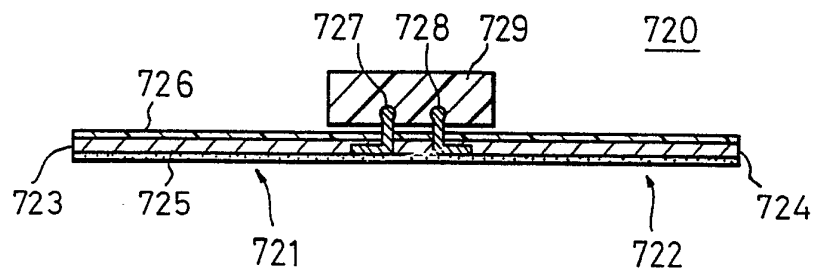
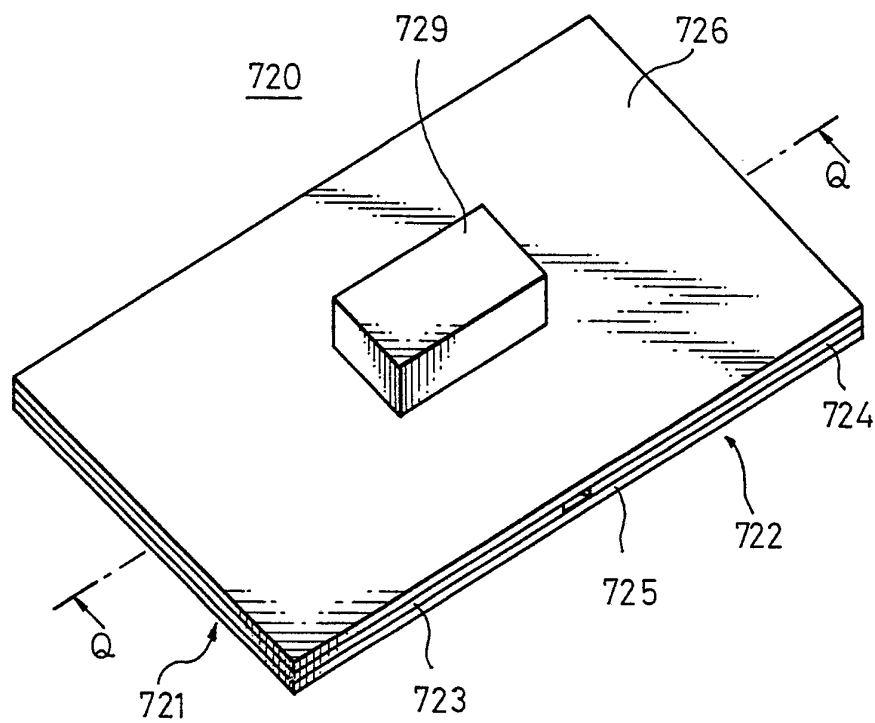
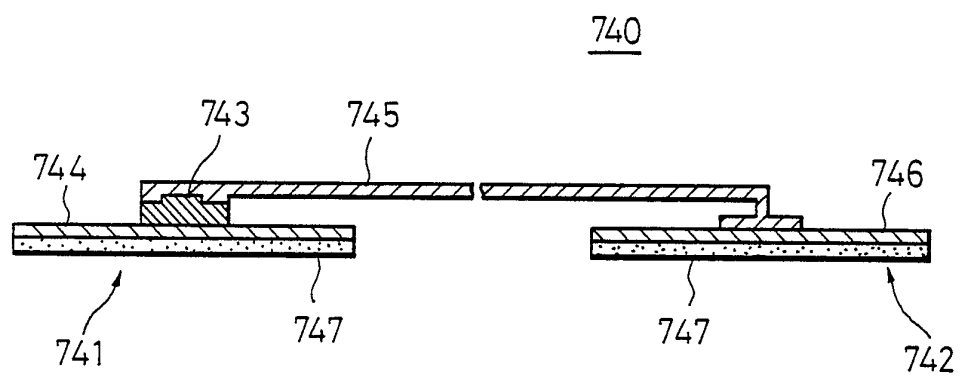


Fig. 19B



16/
17

Fig. 20



$\frac{17}{17}$

参照符号の一覧表

- 1 … 小型電源、
- 2 … 昇圧パルス発生手段、
- 3 … 蓄積手段、
- 4 … 低周波パルス出力手段、
- 5 … 脱分極手段、
- 2 1 … 発振回路、
- 2 2 … 昇圧回路、
- 4 1 … スイッチ制御回路、
- 4 2 … スイッチ。

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/JP86/00615

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (if several classification symbols apply, indicate all) ³		
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC		
Int.Cl. ⁴ A61N1/32		
II. FIELDS SEARCHED		
Minimum Documentation Searched ⁴		
Classification System	Classification Symbols	
IPC	A61N1/32	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched ⁵		
Jitsuyo Shinan Koho		1926 - 1986
Kokai Jitsuyo Shinan Koho		1971 - 1986
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT ¹⁴		
Category ¹	Citation of Document, ¹⁵ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹⁷	Relevant to Claim No. ¹⁸
X	JP, A, 52-91581 (Stanley Electric Co., Ltd.) 2 August 1977 (02. 08. 77) (Family: none)	1-4
X	JP, U, 53-145393 (TDK Electronics Co., Ltd.) 16 November 1978 (16. 11. 78) (Family: none)	1
X	JP, U, 57-173755 (Kabushiki Kaisha Advance) 2 November 1982 (02. 11. 82) (Family: none)	1
A	JP, A, 55-110562 (Tokyo Electric Co., Ltd.) 26 August 1980 (26. 08. 80) (Family: none)	1
¹⁶ Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
IV. CERTIFICATION		
Date of the Actual Completion of the International Search ¹		Date of Mailing of this International Search Report ²
February 24, 1987 (24.02.87)		March 9, 1987 (09.03.87)
International Searching Authority ¹		Signature of Authorized Officer ¹⁹
Japanese Patent Office		

I. 発明の属する分野の分類			
国際特許分類 (IPC) Int. Cl.⁴ A 61 N 1 / 3 2			
II. 国際調査を行った分野			
調 査 を 行 っ た 最 小 限 資 料			
分 類 体 系	分 類 記 号		
IPC	A 61 N 1 / 3 2		
最小限資料以外の資料で調査を行ったもの			
日本国実用新案公報		1 9 2 6 - 1 9 8 6 年	
日本国公開実用新案公報		1 9 7 1 - 1 9 8 6 年	
III. 関連する技術に関する文献			
引用文献の カテゴリー ※	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	請求の範囲の番号	
X	JP, A, 52-91581 (スタンレー電気株式会社) 2. 8月. 1977 (02. 08. 77) (ファミリーなし)	1-4	
X	JP, U, 53-145393 (東京電気化学工業株式会社) 16. 11月. 1978 (16. 11. 78) (ファミリーなし)	1	
X	JP, U, 57-173755 (株式会社 アドバンス) 2. 11月. 1982 (02. 11. 82) (ファミリーなし)	1	
A	JP, A, 55-110562 (東京電気株式会社) 26. 8月. 1980 (26. 08. 80) (ファミリーなし)	1	
※引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日の後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリーの文献			
IV. 認 証			
国際調査を完了した日 24. 02. 87		国際調査報告の発送日 09.03.87	
国際調査機関 日本国特許庁 (ISA/JP)		権限のある職員 特許庁審査官	4 C 7 2 4 2
		谷 口 浩 行	