

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4073967号
(P4073967)

(45) 発行日 平成20年4月9日(2008.4.9)

(24) 登録日 平成20年2月1日(2008.2.1)

(51) Int.Cl.

A 6 1 F 7/00 (2006.01)

F I

A 6 1 F 7/00 3 2 2

請求項の数 16 (全 11 頁)

| | | | |
|---------------|------------------------------|-----------|-------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願平10-546136 | (73) 特許権者 | エキソゲン, インコーポレイティド |
| (86) (22) 出願日 | 平成10年4月16日(1998.4.16) | | アメリカ合衆国, ニュージャージー 08 |
| (65) 公表番号 | 特表2001-520558(P2001-520558A) | | 855, ビスカタウェイ, ビー. オー. ボ |
| (43) 公表日 | 平成13年10月30日(2001.10.30) | | ックス 6860, コンスティテューショ |
| (86) 国際出願番号 | PCT/US1998/007531 | | ン アベニュー 10 |
| (87) 国際公開番号 | W01998/047568 | (74) 代理人 | 弁理士 石田 敬 |
| (87) 国際公開日 | 平成10年10月29日(1998.10.29) | | |
| 審査請求日 | 平成17年4月15日(2005.4.15) | (74) 代理人 | 弁理士 鶴田 準一 |
| (31) 優先権主張番号 | 60/044,709 | | |
| (32) 優先日 | 平成9年4月18日(1997.4.18) | (74) 代理人 | 弁理士 下道 晶久 |
| (33) 優先権主張国 | 米国(US) | (74) 代理人 | 弁理士 西山 雅也 |
| | | 最終頁に続く | |

(54) 【発明の名称】 超音波による骨治療の装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

(a) 圧電変換器(12)と、
(b) 該圧電変換器の超音波が放射される側面と反対側の側面に実装されている集積回路ユニット(20)であって、
該変換器(12)の駆動信号発生用の信号発生回路(28,30,32,34)と、
該信号発生回路(28,30,32,34)とインターフェイスし該信号発生回路(28,30,32,34)を制御するタイマ(34)であって、外部制御源(70)から受信する制御信号により作動させることができる、タイマ(34)と、
該外部制御源(70)と、
該外部制御源(70)から制御信号を受信する制御インターフェイス(24)と、を備え、該信号発生回路と該タイマと該制御インターフェイスを収容する前記集積回路ユニット(20)と、
(c) 該信号発生回路(28,30,32,34)と該変換器(12)の間の駆動インターフェイス(16,26)と、を具備する超音波療法用複合体であって、
該信号発生回路(28,30,32,34)は駆動信号を発生することが可能であり、該駆動インターフェイス(16,26)は該駆動信号を伝送可能であり、該駆動信号は、療法用超音波を放射することが可能な該変換器(12)を駆動可能である超音波療法用複合体。

【請求項 2】

(a) 変換器(12)と、

(b) 集積回路ユニット(20)であって、
該変換器(12)の駆動信号発生用の信号発生回路(28, 30, 32, 34)と、
該信号発生回路(28, 30, 32, 34)とインターフェイスし該信号発生回路(28, 30, 32, 34)を制御するタイマ(34)であって、外部制御源(70)から受信する制御信号により作動させることができる、タイマ(34)と、
該外部制御源(70)と、
該外部制御源(70)から制御信号を受信する制御インターフェイス(24)と、を備え、該信号発生回路と該タイマと該制御インターフェイスを収容し、該変換器(12)は前記集積回路用の基板を形成する圧電基板によって形成される前記集積回路ユニット(20)と、
(c) 該信号発生回路(28, 30, 32, 34)と該変換器(12)の間の駆動インターフェイス(16, 26)と、を具備する超音波療法用複合体であって、
該信号発生回路(28, 30, 32, 34)は駆動信号を発生することが可能であり、該駆動インターフェイス(16, 26)は該駆動信号を伝送可能であり、該駆動信号は、療法用超音波を放射することが可能な該変換器(12)を駆動可能である超音波療法用複合体。

10

【請求項3】

前記集積回路ユニット(20)に収容される前記信号発生回路(28, 30, 32, 34)は無線周波数発振器(28)、変調器(30)、および変換器駆動部(32)を備える、請求項1又は2記載の超音波療法用複合体。

【請求項4】

前記タイマ(34)は前記信号発生回路(28, 30, 32, 34)への電力供給を制御する、請求項1又は2記載の超音波療法用複合体。

20

【請求項5】

前記信号発生回路(28, 30, 32, 34)と前記変換器(12)の間の前記駆動インターフェイス(16, 26)は前記集積回路ユニット(20)から突き出る電子工学的ピン(26)を包含し、該電子工学的ピンは該変換器(12)上の対応する電子工学的レセプタ(16)で受けられるよう構成されている、請求項1又は2記載の超音波療法用複合体。

【請求項6】

前記集積回路ユニット(20)は、前記の複合体(10)から隔離している外部電源(54)から前記信号発生回路(28, 30, 32, 34)用の電力を受ける電力インターフェイス(22)をさらに備える、請求項1又は2記載の超音波療法用複合体。

30

【請求項7】

前記集積回路ユニット(20)に近接して位置する電源(64)、および該電源(64)と前記信号発生回路(28, 30, 32, 34)の間の回路(66)をさらに具備する、請求項1又は2記載の超音波療法用複合体。

【請求項8】

前記電源(64)は電池である、請求項7記載の超音波療法用複合体。

【請求項9】

前記の複合体を外部皮膚の場所に近接する前記変換器(12)の作動面(14)に取付け且つ位置づけする手段(61, 62A, 62B)をさらに具備する、請求項7記載の超音波療法用複合体。

40

【請求項10】

(a) 請求項1又は2記載の超音波療法用複合体(10)と、
(b) 該複合体(10)から隔離された外部治療制御回路(72)であって、集積回路上のタイマを駆動可能な制御信号を発生するよう構成される外部治療制御回路(72)、および
(c) 該外部治療制御回路(72)と該集積回路(28, 30, 32, 34)の間の制御インターフェイスであって、該外部治療制御回路(72)により発生する該制御信号を該集積回路(28, 30, 32, 34)へ送出する制御インターフェイスと、を具備する超音波療法システム。

【請求項11】

前記外部治療制御回路(72)は可搬式の制御ユニット(90)内に存在する、請求項10記載の超音波療法システム。

50

【請求項 1 2】

前記外部治療制御回路(72)は、プロセッサ(74)および個別の患者に該当するデータを記憶するメモリ(76)を包含する、請求項 1 1 記載の超音波療法システム。

【請求項 1 3】

前記外部治療制御回路(72)は、集中データ処理センタに存在する、請求項 1 0 記載の超音波療法システム。

【請求項 1 4】

前記外部治療制御回路(72)による前記制御信号の発生は遠隔の場所における患者により電子的コードの送出により開始されることが可能であるように構成されている、請求項 1 3 記載の超音波療法システム。

10

【請求項 1 5】

前記電子的コードは電話接続線を通して送出されるように構成されている、請求項 1 4 記載の超音波療法システム。

【請求項 1 6】

前記外部治療制御回路(72)により発生する前記制御信号(70)は前記集中データ処理センタから電話接続線を通して前記集積回路(20)へ送出されるように構成されている、請求項 1 3 記載の超音波療法システム。

【発明の詳細な説明】

発明の背景

1. 発明の分野

20

本発明は、超音波を用いて傷病を療法的に治療する装置に関する。より特定的には、本発明は、骨の傷病または種々の筋肉と骨格の傷病および/または問題を治療する可搬式の信号発生器および変換器を利用する装置に関する。

2. 関連技術の記述

骨の傷病を療法的に治療し評価するために超音波を使用することは知られている。適切な時間長の間、骨の傷病に近接する適切な外部の場所において、適切なパラメータ、例えば周波数、パルス反復率、および振幅、を有する超音波パルスを投射することは、例えば骨折および骨崩落の自然治癒を加速することであると決定されてきた。治癒能力が減少している患者、例えば骨粗しょう症をもつ高令者にとり、超音波治療は骨の傷病の治癒を促進することが可能であり、該骨の傷病はそのような治療を行わなければ人工装具による置換を必要とするかまたは患者を永久的に能力障害者にしてしまう事態を招く可能性がある。Duarteへの米国特許第4530360号(“Duarte”)は、皮膚上で骨の傷病に近接する場所に置かれた超音波印加装置から超音波パルスを印加する基礎的療法技術および装置を記述している。Duarteは、超音波を生成する無線周波数信号のレベル、超音波パワー密度のレベル、各超音波パルスの継続時間の範囲、および超音波パルスの周波数の範囲について記述している。毎日の治療の時間長もまた記述されている。'360号特許に記述される印加装置は操作者用の把持装置として役立つプラスチックの管、無線周波数電源への接続用のプラスチック管に取付けられた無線周波数用プラグ、および超音波変換器に接続された内部電線接続を有する。治療の期間に超音波パルスを印加するために、操作者は治療が完了するまで印加装置を所定場所に手で保持せねばならぬ。その結果、患者は、実際に、治療の期間動くことができない。治療の期間が長いと、それだけ患者は不自由である。

30

40

一般的に、比較的低周波数の変調信号(例えば5 Hzないし10 kHz)および低い強度の音波信号(例えば100 mW / cm²より小)と結合される250 kHzと10 kHzの間の超音波搬送波の周波数が、前述の傷病治療の方法および装置をサポートし、また該方法および装置に有効であるはずである。

米国特許第5003965号および5186162号の両者はTalishとLifsheyに与えられたものであり(“Talish '965”および“Talish '162”とそれぞれあらわす)、超音波供給のシステムを記述しているが、その場合に無線周波数発生器と変換器はいずれも皮膚の場所に置かれるモジュール式の印加装置ユニットの一部である。超音波パルスの継続時間およびパルス反復の周波数を制御する信号は、印加装置から離隔して発生させられる。Talish '965とT

50

alish '162はまた、印加装置ユニットを、作動表面が皮膚の場所に近接するよう印加装置ユニットを取付ける取付け装置を記述している。Talış '965およびTalış '162においては皮膚は包帯（cast）で囲まれるが、TalışとLifsheyに与えられた米国特許第5211160号（Talış '160）においては取付け装置は、覆われていない身体部分上に装着されるものとして（すなわち包帯またはその他の医療用包装を用いないで）記述されている。Talış '160はまた印加装置ユニットの種々の改良を記述している。

Durate, Talış '965, Talış '162、およびTalış '160はすべて、参考として本明細書に合体される。

これらの特許に記述されるシステムは、傷病の骨を超音波で治療する療法の方法および装置に関連しているが、これらの特許は、治療期間における患者の動きが最大になることを可能にする内蔵の信号発生器および変換器を開示していない。したがって、超音波療法の治療の期間において患者の動きを最適にする装置の必要性が存在する。

発明の概要

本発明の超音波治療装置は、超音波を用いて傷病を療法的に治療することに用いられる。該装置は、超音波による治療の複合体（composite）を包含し、該複合体は、該組合せ内の超音波変換器用の励振信号を提供する。可搬式の複合体は、治療場所に近接する患者が身に着けるように構成され、治療の時限制御回路を具備する。該複合体は、外部電源用のパワーのインターフェイスおよび制御のインターフェイスを有することが可能であり、該制御のインターフェイスは毎日の超音波治療を提供するために複合体の要素を適切に作動させる。（その代りに、該複合体は一体化された電源を有することが可能である。）作動に際して、該複合体は、変換器を傷病に対応する外部の皮膚の場所に近接させて位置づけられ、予め定められた期間の間励振される。

したがって、本発明は、変換器および該変換器に近接して位置する集積回路ユニットを具備する超音波療法用複合体を包含することが可能である。超音波療法用複合体はまた、集積回路ユニット上に収容され変換器用の駆動信号を発生する信号発生回路、および信号発生回路と変換器の間の駆動インターフェイスを包含する。作動に際して、信号発生回路により発生する駆動信号は、インターフェイスにより変換器へ送出され、療法用超音波を生成するよう変換器を駆動する。

好適には、複合体は変換器の近接して位置する集積回路ユニット（“ICU”）を有し、該ICUは信号発生回路をサポートし変換器への励振信号を提供する。該ICU上の制御インターフェイスは信号発生回路と外部治療制御回路の間のデータリンクをサポートすることができる。データリンクが制御インターフェイスへアクセスを行うとき、外部治療制御回路は信号発生回路へ適切な制御情報を提供し、したがって、或る期間超音波療法の治療を作動させる。

本発明の好適な実施例において、ICUは個別のシリコンをベースとするチップであり、該チップはセラミックの圧電形変換器のウエハーの非作動の面（裏面）に装着されている。該ICUは変換器上のレセプタとインターフェイスする外部導体を有し、したがってチップ上の信号発生回路により生成される駆動信号が変換器を駆動することが可能であるよう電子的連系を提供する。代りの好適な実施例において、該ICUはセラミックの変換器ウエハーの背側に合体され、該ウエハーは信号発生回路用の基板を提供する。そのような代替の実施例において、信号発生回路と変換器の間の電子的連係はセラミックのウエハーの内部にあることが可能である。

したがって本発明の代替の好適な実施例は、圧電形基板の一部により構成される変換器を具備する超音波療法用複合体を包含し、該変換器は療法用超音波の送出用の作動表面を有する。圧電形基板の一部に1つの集積回路が形成され、該集積回路は変換器の駆動信号発生用の信号発生回路を有する。1つの駆動面が基板内に信号発生回路と変換器の間に形成され、作動に際して、信号発生回路により発生する駆動信号はインターフェイスにより変換器へ送出され、変換器を駆動し作動面において療法用超音波が生成される。

本発明はまた、療法用超音波による治療用のシステムを包含し、該システムは超音波治療の複合体を具備し、該複合体は変換器に隣接しそれと電子工学的にインターフェイスする

10

20

30

40

50

信号発生回路を包含する集積回路を有する。信号発生回路は、駆動信号をインターフェイスを通して変換器へ提供するように構成され、療法用超音波を発生させる。複合体から離隔された1つの外部治療制御回路が設けられ、集積回路用の制御信号を発生するように構成されている。外部治療制御回路と集積回路の間の制御インターフェイスが包含され、外部治療制御回路により発生する制御信号が集積回路へ送出される。

信号発生回路は好適には駆動部とインターフェイスする無線周波数発振器および変調器、および信号発生回路を作動および非作動にするタイマを包含する。外部治療制御回路は、制御インターフェイスにまたがってデータリンクが形成されるとき、適切な治療時間間隔の間、タイマを設定することに役立つ。外部治療制御回路はタイマ設定用の制御信号を発生するプロセッサを具備することができる。タイマへ送出される制御信号は、特定の患者のためにメモリに記憶されているデータを用いてプロセッサにより発生させられることが可能であり、またはキーボードによりプロセッサへ入力されるデータにより発生させられることが可能である。

外部治療制御回路は例えば、患者に対し規定される可搬式の制御ユニット内で、超音波治療の複合体と組合せられることが可能である。制御ユニットは、特定の患者について要求される治療にもとづき予めプログラムされることが可能である。患者は、制御ユニットとICUの制御インターフェイスの間のデータリンクを完成し、次いで制御ユニットを作動させることが可能である。制御ユニットからの制御信号は発生させられ信号発生回路のタイマへ送出されることが可能であり、そのようにして、規定される期間の間、回路を作動させ超音波治療を施すことが可能である。

その代りに、外部治療制御回路は、患者から遠隔に位置することが可能であり、ICUとのデータリンクが、例えば電話ラインにより提供されることが可能である。その場合に、ICUの通信インターフェイスは、標準の電話用ジャックであることが可能である。

【図面の簡単な説明】

本発明の好適な実施例が図面を参照して以下に記述されるが、該図面は下記のようなものである。

第1図は、本発明による可搬式の超音波治療の複合体および外部電源の透視図であり、超音波治療の複合体は集積回路ユニット（“ICU”）と超音波変換器を図解するものである。

。

第2図は、第1図の可搬式の超音波治療の複合体の分解した透視図であり、ICUが変換器と分離されて示されるものである。

第3図は、第1および第2図に示される可搬式の超音波治療の複合体であって、複合体を外部皮膚の場所に近接して装着するためのストラップおよび1つのストラップと一体にされた電池パックを有するもの、の透視図である。

第4図は、治療の期間第3図の可搬式の超音波治療の複合体を装着している患者の透視図である。

第5図は、第1および第2図のICUの回路のブロック図である。

第6図は、第1および第2図のICU用の外部治療制御回路の回路構成のブロック図である。

。

第7図は、第3図の可搬式の超音波治療の複合体を装着する患者と外部治療制御回路を包含する可搬式の制御ユニットの透視図である。

第8図は、本発明による可搬式の超音波治療の複合体の代替の好適な具体例、および同じ基板上に収容される集積回路と超音波変換器の透視図である。

第9図は、第1図の超音波治療の複合体と集積回路ユニットに近接して装着される電池ホルダの透視図である。

第10図は、第8図の超音波治療の複合体と集積回路ユニットに近接して装着される電池ホルダの透視図である。

好適実施例の詳細な説明

本発明の超音波治療の装置は、超音波を用いて傷病を療法的に治療するために用いられる。筋肉と骨格の傷病の治療に伝統的な強調が置かれてきたが、静脈の潰瘍を包含する他の

10

20

30

40

50

傷病も考慮される。該装置は可搬式の超音波治療の複合体を包含し、該複合体は変換器の部分に近接し電子工学的に連係する集積回路ユニット（“ICU”）を包含する。該ICUは信号発生回路を収容し、該信号発生回路は駆動信号を電子的リンクを通して変換器に供給する。駆動信号は内部のタイマ回路によりイネーブルおよびディスエーブルにされる。タイマはICU上の通信インターフェイスを通して受信される外部治療制御回路からの信号により制御される。作動に際し、変換器の作動面は、傷病の区域に対応する外部皮膚の場所に近接して位置させられる。外部治療制御回路はタイマを設定するために用いられ、信号発生回路がイネーブルにされる。次いで信号発生回路は変換器用駆動信号を生成し、該変換器は超音波療法の治療を外部の場所に施す。

図面を参照すると、特に第1図には、本発明の可搬式の超音波治療の複合体10が示される。超音波治療の複合体10はICU20に結合された超音波変換器12を包含する。圧電形変換器12は、ウエハーのような形状を有し、圧電形変換器12の作動面14の反対側にはICU20が装着されている。（変換器12の“作動面”は、その面から超音波が変換器12により送出されるところの面であると規定される。変換器12の“裏側”は、変換器12の作動面14の反対側であると規定される。）

ICU20は、ジャック22として示され外部電源54から電力を受ける第1のインターフェイスを有する。（電力は、電源54から導体52およびジャック22で受けるプラグ50を通して供給される。）ICU20はまた、ジャック24として示され制御信号を後述される外部治療制御回路から受信する第2のインターフェイスを有する。

第2図を参照すると、変換器12はICU20から離隔されて示されている。変換器12の裏側に近接するICU20の面は、一連の電子工学的ピン26を有し、該電子工学的ピンは変換器12の裏面上のレセプタ16で受ける。後述されるように、これは、ICU20より発生させられ変換器12へ送出される駆動信号用の電子工学的リンクを提供する。

第3図は、ユニット60の一部としての本発明の超音波治療の複合体10を示し、該複合体は変換器12を傷病に対応する外部皮膚の場所に近接して位置させるよう、使用されることが可能である。プラスチックのフレーム61は、変換器12の周囲を確実に覆う。ストラップの区分62A、62Bはフレーム61とインターフェイスし、1つのストラップの区分62Bは、電力をICU20へ供給するリチウム電池用の電池ホルダ64を支持する。（電力コード66は電池ホルダ64に接続され、電力コード66のプラグ68はICU20のジャック22で受ける。電力コード66とICU20の間のその他のインターフェイスの方法で代替することが可能であり、電力

コード66の一端をICU20へ直接にハードワイヤ接続することも代替の方法に包含される。）第4図は第3図のユニット60が患者の腕に取付けられることをあらしめ、それにより変換器12の作動面14は腕の外側の皮膚に近接して位置させられる。作動させられると、以下に記述されるように、変換器は、患者の腕へ、その場所において超音波療法の治療を提供することが可能である。

第5図を参照すると、ICU20の信号発生回路の1つの具体例のブロック図が示されている。信号発生回路は無線周波数発振器28を包含し、該発振器は変調器30を通して変換器駆動部32へ接続される。変換器駆動部32は変換器12を励振する。（変換器駆動部32は第2図に示されるピン26およびレセプタ16を通して変換器12に接続される。）信号発生回路はタイマ34によりイネーブルにされる。タイマ34は、例えばICU20への電力入力部と内部要素の1つまたは複数の間の電子的スイッチであることが可能であり、このことはタイマ34と無線周波数発振器28、変調器30、および変換器駆動部32の間の破線で示されるようなものである。タイマ34は、以下に記述されるように外部治療制御回路から受信される治療制御信号70により設定される。

前述されるように、一般的に、無線周波数発振器28は250kHzと10MHzの間の超音波搬送波周波数を発生する。搬送波周波数は比較的低い周波数の信号（例えば5Hzないし10kHz）で変調器30により変調される。変調された搬送波周波数は変換器駆動部32へ入力され、該変調器駆動部は変換器12への駆動信号を発生させる。変換器12は治療に効果的な低強度の音波信号（例えば100mW/cm²より小）を送出する。

第6図は、ICU20のタイマ34のために治療制御信号70を発生する外部治療制御回路70のブ

10

20

30

40

50

ロック図をあらわす。第6図の外部治療制御回路72はメモリ76（例えばRAMおよびROM）を有するプロセッサ74を包含し、該メモリは、プロセッサの作動そして結果的にICU20の作動を制御する記憶されたプログラム（例えばシステムプログラムおよびアプリケーションプログラム）を有する。プロセッサ74はマイクロプロセッサ、例えばIntel（登録商標）80/x86ファミリーのマイクロプロセッサ）、であり、またはプロセッサ74は内部メモリを有するマイクロコントローラであることが可能である。プロセッサ74は特定の患者の超音波治療の時間を制御することに利用される。超音波治療を作動させるためプロセッサ74は患者用に調節された治療制御信号70をICU20のタイマ34ヘインターフェイス22を通して送出する（第5図参照）。治療制御信号70は適切な治療時間についてタイマ34を設定し、このことは前述されるようにICU20の信号発生回路をイネーブルにする。治療時間が満了すると、タイマは信号発生回路をディスエーブルにする。

10

第6図の外部治療制御回路72は可搬式の制御ユニットに特に適しており、該可搬式の制御ユニットは超音波の複合体を作動させるため各患者について予めプログラムされ割当てられる。通信インターフェイス82は、通信ポート84とプロセッサ74の間に接続され、例えば外部のコンピュータと通信するために提供される。したがって、メモリ76は患者への割当てに先立って予めプログラムされることが可能であり、それによりプロセッサ74により治療制御信号70により送出される治療時間は特定の患者に適切なものである。（代表的な治療時間は1分と55分の間の範囲であることが可能であり、ただし10分ないし20分のオーダーの治療が代表的である）。通信インターフェイス82は、直列のインターフェイス例えばRS-232のインターフェイス、並列のインターフェイス、またはモデムであることが可能である。

20

第7図は、第6図の外部治療制御回路を収容する可搬式の制御ユニット90を示し、該制御ユニットはここに示される患者の治療の要求について予めプログラムされている。ここに示される制御ユニット90は、第1図および第2図の超音波治療の複合体を作動させるが、該超音波治療の複合体は第3図のユニット60と合体されており第5図の信号発生回路を有する。超音波治療を開始するに際し、患者は制御ユニット90からの導体92の接続プラグ94により制御インターフェイスを完成させる。患者はボタン96を押下することにより外部治療制御回路（第6図に示される）を作動させ、プロセッサ74は治療制御信号70をICU20のタイマ34（第5図に示される）へ転送する。前述されるように、それによりICU20の信号発生回路はタイマにより設定される期間の間イネーブルにされ、規定された超音波治療が施される。ユニット60がいったんイネーブルにされるとプラグ24は取外されることが可能であり、それにより患者は完全に動くことが可能になる。

30

第7図に示されるようにICU20のための治療制御信号70を生成するために個別の制御ユニット90を患者に割当てる代りに、外部治療制御回路は遠隔の集中データ処理センタに存在することが可能である。該センタは電話ラインに連係されることが可能であり、患者は電話呼出しを行って外部治療制御回路へのアクセスを行い治療制御信号70のICU20へのダウンロードを作動させる。電話呼出しを行った後、患者は例えば識別コードを電話機のタッチパッドにより入力することが可能であり、それによりデータセンタに対し患者のデータのメモリにおける場所を確認し、その特定の患者についての治療制御信号70を発生させるデータ処理を開始させることが可能である。超音波の複合体のICU20における制御インターフェイス（第5図参照）は、例えば標準の電話ジャックであることが可能である。識別コードを入力した後、患者はプラグを電話機から取外し、複合体20におけるジャックインターフェイス24に挿入する。次いで治療制御信号70は遠隔の外部治療制御回路から送出されることが可能であり、ICU20の信号発生回路を作動させることが可能である。

40

前述されるように、超音波治療の複合体は、第1および第2図に示される形態に限定されない。第8図に示される代りの好適な実施例において変換器112のセラミックの圧電形ウエハの裏側は超音波治療の複合体100のICU120のための基板を形成する。ICU120の信号発生回路は第5図に示されるものと同じであることが可能であるが、変換器駆動部と変換器の間のインターフェイスはシリコンウエハの内部にあることが可能である。第8図に示されるように、電力インターフェイス122と制御インターフェイス124はまた、変換器基板

50

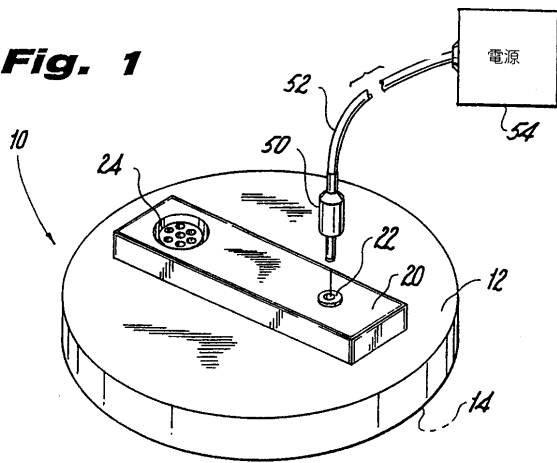
の裏面とICU120の信号発生回路の間に直接にハードワイヤ接続されることが可能である。プラスチックのキャップ126が、ICU120の信号発生回路を覆うことに用いられることが可能である。

超音波の複合体をさらによりコンパクトにするために、電池ホルダがICUに近接して置かれることが可能である。第9図において、第1および第2図の複合体10は、ICU20に近接して装着されるリチウム電池のホルダ55とともに示されている。この実施例において、電池とICU20の信号発生回路の間の電力インターフェイスはハードワイヤ接続され、したがって第1および第2図の電力インターフェイスをなくすことが可能である。第10図において、第8図の超音波治療の複合体の代りの類似の具体例が示されており、その場合に電池ホルダ155は変換器とICUを収容するシリコンウエーハの裏面に近接して装着されている。

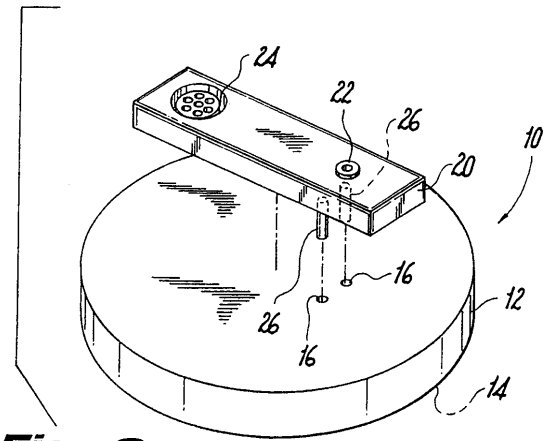
本明細書に開示される本発明の種々の実施例に対し種々の変形が、本発明の精神および範囲を逸脱することなく、なされ得ることが理解されるであろう。例えば超音波治療の複合体、ICU、および変換器の種々の形状、および構成材料の種々の形式が考慮される。また、超音波変換器を励振するために用いられる要素の形態に種々の変形がなされることが可能である。したがって以上の記述は発明を限定するものと解釈されるべきではなく、単に発明の好適な実施例を提示するものと解釈されるべきである。技術の熟達者は提示される特許請求の範囲により規定される本発明の範囲および精神内において他の変形を想像するであろう。

10

【図1】

Fig. 1

【図2】

Fig. 2

【図 3】

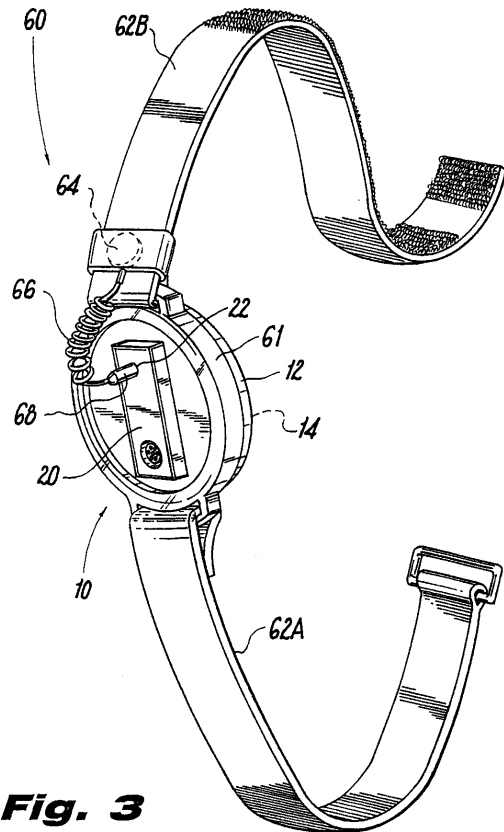


Fig. 3

【図 4】

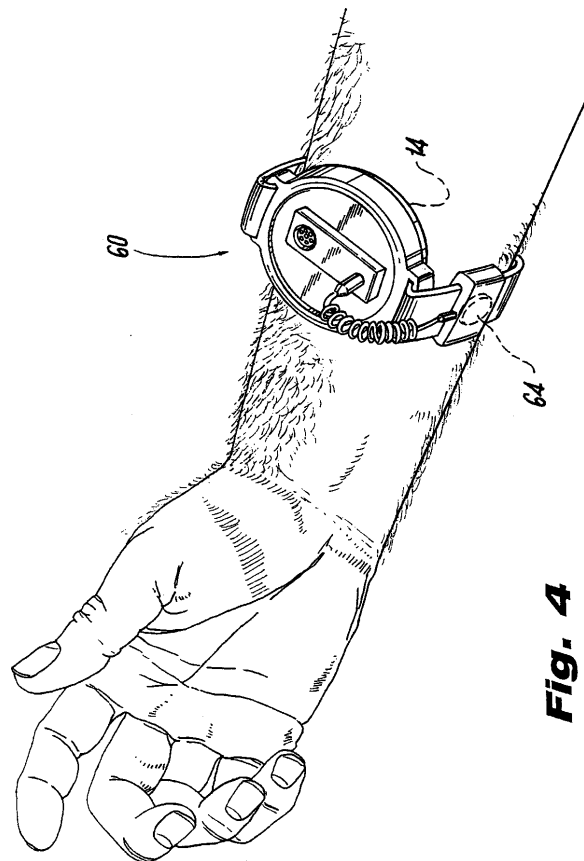


Fig. 4

【図 5】

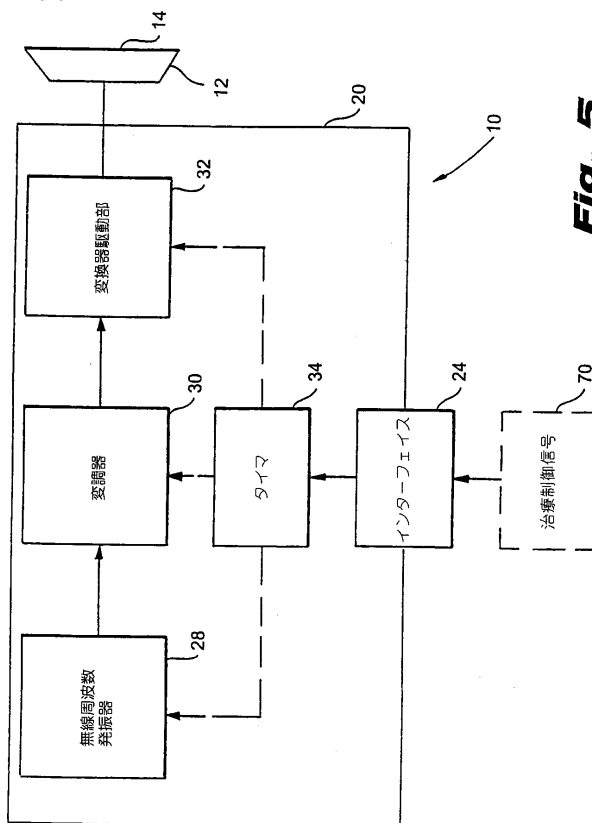


Fig. 5

【図 6】

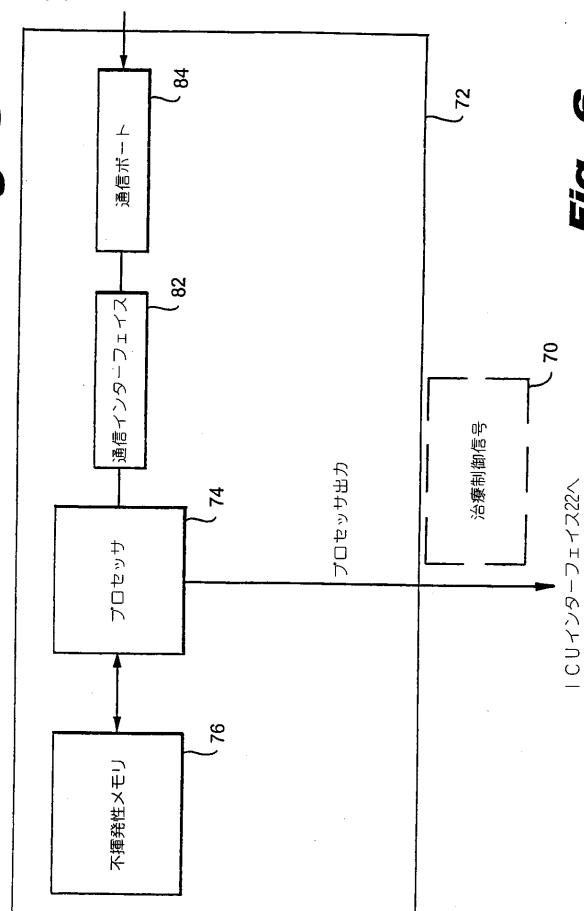
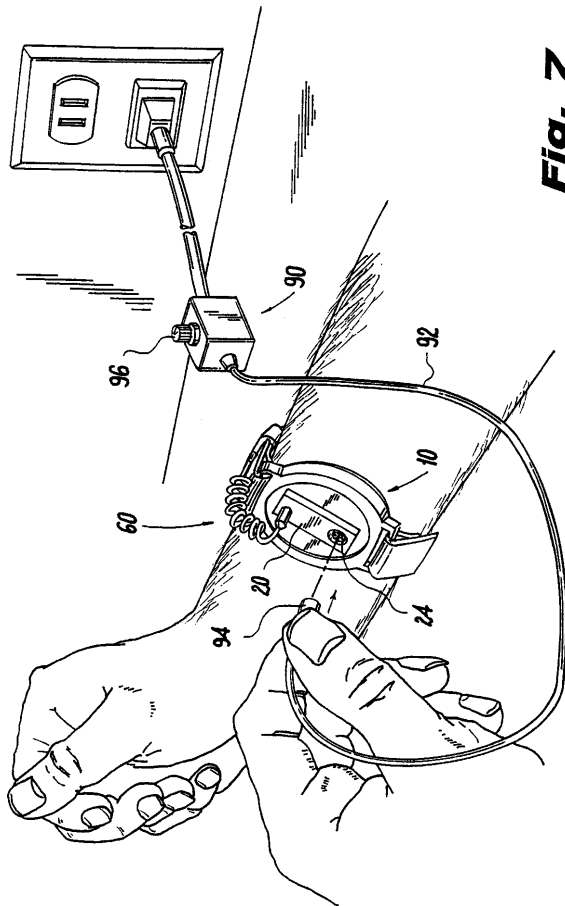
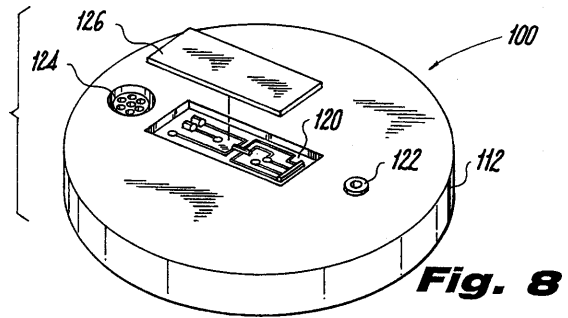


Fig. 6

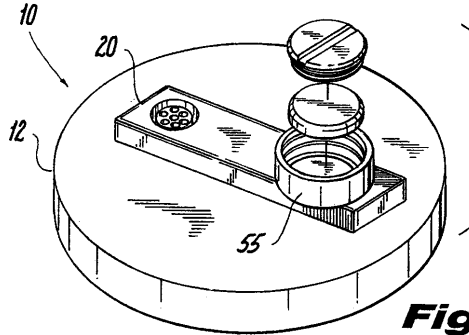
【図 7】

**Fig. 7**

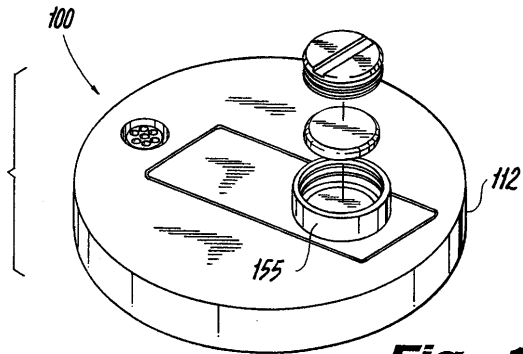
【図 8】

**Fig. 8**

【図 9】

**Fig. 9**

【図 10】

**Fig. 10**

フロントページの続き

(74)代理人

弁理士 樋口 外治

(72)発明者 タリッシュ, ロジャー ジェイ.

アメリカ合衆国, ニュージャージー 08876, ヒルズボーロー, ハーマン コート 5

審査官 長屋 陽二郎

(56)参考文献 特開平08-238284(JP, A)

欧州特許第1350540(EP, B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 7/00