

図2 ICD 実験機回路構成案

C-2.2. 回路構成の検討

“図2”に ICD 試作機の回路構成ブロック図案を示す。

主にアナログ回路で構成されるセンシング部で必要とされる帯域は 500Hz 以下と低く、離散的に信号を処理する SC (スイッチトキャパシタ) 回路形式の採用が有効と考えられる。SC 回路形式では、差動入力/差動出力形式のアンプを構成する事ができ、同相信号除去比の向上が期待できる。但し、SC 回路の消費電力は使用するオペアンプで決まるので、バイアス電流等オペアンプ自体の低消費電力化が必要である。また電流削減によりノイズの影響を受け易くなる為注意が必要である。

主にデジタル回路として実装される既存の ICD と同等の機能に関しては、ほとんど全てが CPU 上で動作するソフトウェアとして実現可能なレベルと考えられる。

開発に当たっては、当面アナログ回路はディスクリート部品で、デジタル回路は CPU のソフトウェアとして既存 ICD 相当の機能を実現することを想定している。

そして、実際の心電図波形データベースの様々な信号を入力信号として用いてシミュレーションを実施し、回路構成の検討を進める。

この後デジタル部分は CPU を内蔵した FPGA で実現する形で実験ボードを試作する。これによりソフトウェアを修正する事によって、心室細動を未然に防止するアルゴリズムや低エネルギーで除細動を行うアルゴリズム等を、動物実験等を通じて検討できる。

このように FPGA 内蔵タイプの CPU を実装して、このソフトウェアとして新しいアルゴリズムを確立する事により、後の省電力化の為のハード化回路検討が容易になる。

C-3. 小型化・省電力化技術に関する研究

ICD は人体に留置して使用する電子機器であり、その大きさや重量は患者の負担に大きく関わる問題である。また電池交換は機器の入替えを必要とし外科手術を伴う。

従って電子回路を小型・省電力化する事は最重要課題の1つである。これらの技術に関する動向調査の結果を以下に示す。

C-3.1. 電子回路の小型化技術

①半導体プロセスの微細化技術

半導体の微細化技術は、ムーアの法則に沿って進歩が継続しており、今後もこの状況は変わらない事が予測されている。

種々の機関の予測を俯瞰すると、2004年：90nm、2007年：65nm、2010年：45nmと

西暦	2004	2007	2010
先端プロセスルール	90nm	65nm	45nm
トランジスタ密度	170MTr/cm ²	350MTr/cm ²	710MTr/cm ²
電源電圧(コア部)	1.0v	0.9v	0.7v
実用最高動作周波数	500MHz	650MHz	800MHz
コア部の比率	60~65%	60~65%	60~65%
実用搭載ゲート数 7mm ² チップ、37部面積63% 4Tr = 1ゲート(2入力NAND)換算	13Mgate	27Mgate	54Mgate

図3 半導体微細化の進化

“図3”に示すように微細化が進むと予想されている。LSIの微細化の進歩は既にICDを実現するには充分であり、診断や治療の為に複雑なアルゴリズムを採用したとしても、LSIが実現できない程大規模化する事はまず想定しなくても良い。

しかし、アナログ回路(信号処理回路、パワー系回路、高周波無線通信回路)とデジタル回路を1チップ化する技術は、集積度は向上しても、耐圧やノイズ、テストの問題があり、必ずしも有利ではない。

従って近年は無理に同一チップにはせず、後述する複数チップ実装技術により1個のパッケージに収める方法が主流になりつつある。

電子回路を小型化する為には、外付け部品を必要としたり最先端の微細化技術適用が困難なアナログ回路をデジタル化する事も非常に有効な方法である。

②実装技術

電子回路を小型化する上で実装技術は非常に重要である。

“図4”はLSIの実装方法と回路基板に占める面積の割合を示した図である。COBやFCによる実装は、実装面積を小さくする事が可能であるが、テストやチップの取り扱いが難しく、品質面での課題があったが、近年WL-CSP技術により、小面積で信頼性の高い

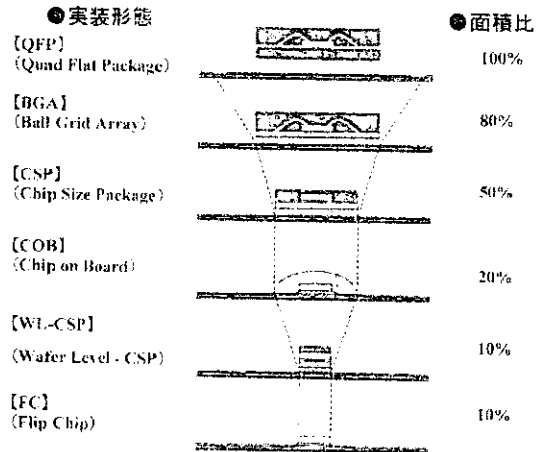


図4 パッケージによる実装面積の違い

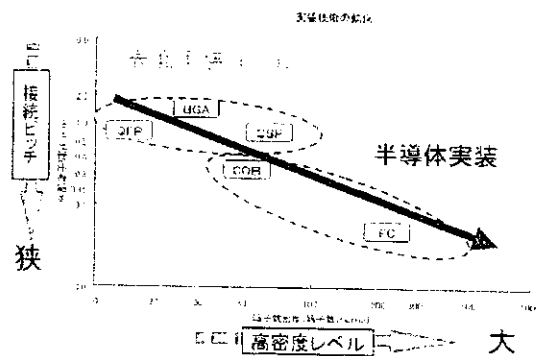


図5 実装技術の動向

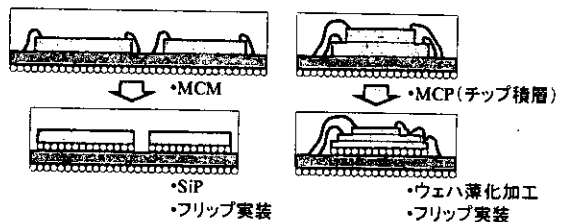


図6 複数チップ実装技術

実装が可能になった。

また“図5”に示すように端子密度も向上させる事が可能になってきている。

また、多ピン化に対応する技術としては、“図6”に示すように複数のチップを1つのパッケージに実装するMCM (Multi Chip Module)の技術が数年前から実用化されている。当初は同一のメモリ等を複数個実装して高容量化する利用法が主流であったが、近年は、CPU+メモリ(フラッシュROM+DRAM)を1チップ化したようなSiP(System In Package)へと発展してきている。また3次元にチップを積層して実装する技術MCP

(Multi Chip Package) も既に実用段階にあり、ウェハの裏面を研磨して薄化加工して実装する事により、多段化してもパッケージを薄くする事も可能になってきている。

またこれらのチップを実装する基板の高密度実装技術も進歩しており、基板の多層化とビルドアップ基板の技術により、従来のスルーホールを持つ基板のような穴の部分には実装できないという問題も解消し、部品をほとんど隙間無く敷き詰めて実装する事が可能になった。

C-3.2. 電子回路の省電力化技術

現在、省電力な LSI の大半は CMOS 回路により実現されている。CMOS 回路の消費電力は以下の式によって表される。

$$P = pt * fclk * Cl * Vs * Vdd \\ + pt * Isc * \Delta tsc * Vdd * fclk \\ + Idc * Vdd \\ + Ileak * Vdd$$

この式において pt はスイッチング確率、 $fclk$ はクロック周波数、 Cl は負荷容量、 Vs は信号振幅、 Vdd は電源電圧、 Isc は貫通電流の平均値、 Δtsc は貫通電流が流れる時間、 Idc は差動増幅器等の直流電流、 $Ileak$ はリーク電流である。

第1項は CMOS の論理回路が負荷の充放電に要する電力である。この項における Vdd と Vs は高速化や低電力化等の為に信号振幅を小さくする場合を除いて通常等しい。第2項はゲートがスイッチングする時に流れる貫通電流による消費電力である。貫通電流は入力信号が早く遷移する程小さく抑える事ができる。第3項はメモリのセンスアンプやアナログ回路のバイアス電流として流れる直流電流による消費電力である。第4項はリーク電流による消費電力である。リーク電流の主なものは MOS トランジスタのサブスレッショルド電流が支配的であり、他にソースやドレイン接合の逆方向電流も加わる。待機時の消費電力を低減する為には、この項を小さくしなければならない。

以下に省電力化技術について簡単に説明する。

C-3.2.1. アルゴリズム/アーキテクチャ/回路レベルの省電力化技術

アルゴリズムレベルの省電力化技術は、例えば画質や音質等の許容値を設定して演算精度を最適化する事と、演算式の簡易化、近似計算、因数分解、級数展開等の数学的な手法を用いて回路規模を軽減する事、順次処理の演算を並列化可能にする事、処理の順序を入れ替えてメモリアクセスを効率化する事、アプリケーションに特化して回路規模を削減したり処理クロック周波数を低減可能化する事等の技術である。

アーキテクチャレベルの省電力化技術はクロックシステムを工夫する技術が中心となる。最も良く用いられて効果の大きいものが、クロックシステムを分離してゲーテッドクロック化する事である。しかしこの技術も極端に用いると、クロックスキュー調整の為の遅延バッファが数多く必要になり、逆に消費電力が増大してしまう事もある。また機能の実現に必要な最低限の周波数で駆動するようにクロック周波数を制御する技術も省電力化には大きな効果がある。但しこの技術も複数クロック間の同期化の為、PLL や分周回路、スキュー調整回路による消費電力を考慮して採用する必要がある。また、複雑な演算式を用いる代わりにルックアップテーブルを用いたり、排他的にしか使わない回路を共有化して回路規模を低減する技術もある。

クロックを用いない非同期回路はデータの変化が無い限り信号遷移が発生しない為、クロック同期回路に比較して大幅な低電力化が期待できる。このため大学や企業の研究機関等で非同期プロセッサの研究が実施されているが、設計ツールが対応できていない等依然課題は多く、現在はまだ実用化には至っていない。

A/D 変換回路に関しては、“図7”に示すよう

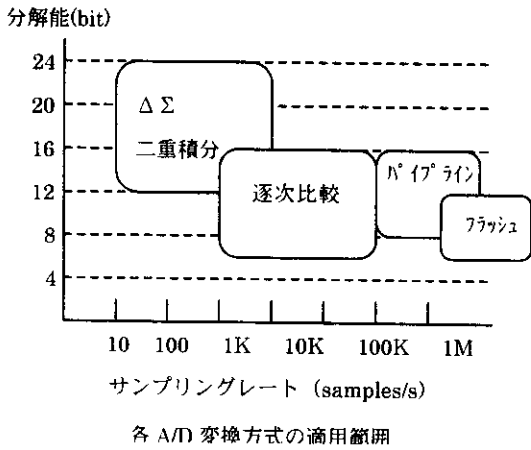


図7 A/D 変換回路方式

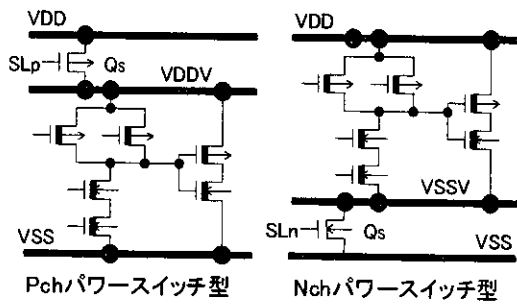


図8 マルチ閾値電圧制御 (MTCMOS)

に種々の方式が実用化されているが、ICD に必要なサンプルレートが500回/秒程度の場合、 $\Delta\Sigma$ 方式、又は、二重積分方式が適していると考えられる。

C-3.2.2. デバイス・プロセスレベルの省電力化技術

① 閾値電圧制御

閾値電圧 (V_t) が低く高速な MOSFET と、閾値電圧が高くサブスレッショルドリークが小さい MOSFET を最適に組合わせて製造する技術である。

“図8” に示す MTCMOS 技術はこれの応

用例の1つである。擬似電源線 (VDDV 又は VSSV) を設け、これと電源 (VDD) やグランド (VSS) との間に V_t の高いトランジスタ (パワースイッチ) を配置して、回路部分は V_t の低いトランジスタで構成する。そして回路動作時はパワースイッチを ON する事により擬似電源線に電流を供給し、待機時には OFF にする事でリーク電流を軽減する。

② 可変電源電圧技術

プロセッサ等の電源電圧を DC/DC コンバータを用いて可変して供給する技術である。クロック周波数制御と併用し高速処理が必要無い時には、低い電圧を供給して低速クロックで処理し消費電力を低減する。

どこまでクロック周波数を下げる事が出来るか検証する為に、クリティカルパスのレプリカ回路と、これに数 ns の遅延を加えた回路を用意して、遅延を加えないクリティカルパス回路の演算結果は正しく、数 ns の遅延を加えると誤りとなるクロック周波数を選ぶ事により、動作電圧や周波数を最適に自動制御する技術もある。

③ 電源化技術

2系統の電源線を持ち、クリティカルパス以外の信号経路を低い電源電圧で駆動して省電力化する技術である。

④ SOI (Silicon On Insulator)

埋込み酸化膜を設ける事により、低寄生容量化し、低電源電圧化でも高速動作する MOSFET を実現する技術である。

⑤ パストラジスタ

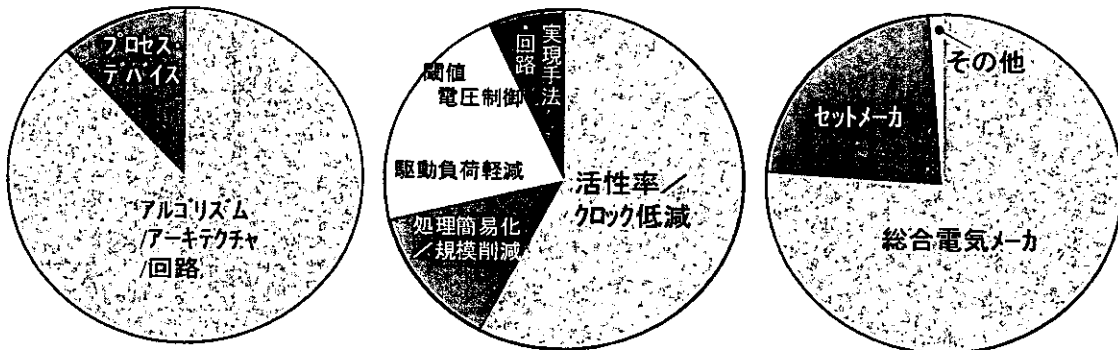


図9 省電力化技術に関する特許出願状況

パストランジスタ（トランスファークエートまたはトランスミッションゲート）の対でセレクトを構成し、それを複数個用いた組合わせて所望の論理を構成する技術である。特に SPL（Single-rail Pass-transistor Logic）は低消費電力化に重点を置いた技術である。

⑥次世代不揮発性メモリ（MRAM、FeRAM）

強誘電体薄膜を記憶素子として用いた不揮発性メモリである FeRAM は、フラッシュメモリの 10 倍以上高速な書込み、低電圧動作、高信頼性、高集積化が可能であり、DRAM の代替記憶素子としても期待されており、既に IC カード等で実用化が始まっている。

磁気によってデータを保持する不揮発性メモリである MRAM も、DRAM よりも高速な読書き速度、高集積化が可能であり、将来は DRAM を置換える記憶素子となる可能性がある。

3-2.3. 省電力化に有効な設計ツール

低消費電力化を目的とした設計ツールとしては、消費電力解析ツールとパワー合成ツールがある。

消費電力解析ツールは、C 言語等のアルゴリズムから演算量等を算出し、概略の電力を推定するものと、ゲートレベルの回路情報にレイアウト情報も加えて電力を詳細に解析するものがある。

パワー合成ツールは、論理合成時にレイアウト情報も加味して、回路の各素子毎の負荷に応じて、最適な駆動能力を持つライブラリーを自動で選択して置換する機能を備えている。

3-2.4. 省電力化に関する特許出願状況

省電力化技術に関する日本の特許出願状況の概略を調査した。調査方法は、要約のみを対象として次の検索式【(ローパワー+省電力+低消費電力) * (G06+H04)】を用いて、1989 年公開分～2003 年 11 月 14 日公開分までのキーワード検索を実施した。

抽出された 4601 件（登録・公告・公開）の

うちアプリケーションに限定されたものを除き、汎用的に使える技術に絞った上で、登録と公開などの重複を除外した 878 件を分類した結果を“図 9”に示す。

出願はアルゴリズム/アーキテクチャレベルの技術が大半を占めており、技術領域ではクロックに関連する技術が過半数を占めている。また出願者は、ほぼ全てが総合電気メーカーとセット機器メーカーである。

今後は、実際に採用する省電力化技術が明確になった時点でさらに詳細な調査を実施する。

C-4. 特許状況についての研究

日本とアメリカの植込み型除細動器関連の特許調査結果の概要をそれぞれの表に示す。

C-4.1. 日本の有効/失効件数

審査区分	有効	失効	合計
済み	90	119	209
未審査	325	260	585
合計	415	379	794

C-4.2. 米国有効/失効件数

審査区分	有効	失効	合計
特許公報	2202	131	2333
公開公報	393	0	393
合計	2595	131	2726

C-4.3. 日本公開、米国発行件数推移

年度	日本	米国	米国重要
1970	7	16	6
1971-80	48	109	37
1981-90	98	230	109
1991-95	200	518	361
1996-00	265	813	496
2001-04	176	1040	676
計	794	2726	1685

米国特許件数のなかで、植込み型除細動器に明らかに適用できるものを「米国重要」とし

てカウントした。

日本の件数は 1982 年までは一桁で、1991 年までは 10 件前後で推移し、1992 年より増加し、以降は年間 21 件から 96 件の間で推移している。

アメリカの件数は 1977 年まではほぼ一桁で、1993 年までは二桁で推移し、1994 年から 100 件代に増え、2002 年には 379 件、2003 年 418 件、と急増している。

C-4.4. 日本、米国技術分類別件数

分類	日本	米国	米国重要
電極/リード	229	598	280
衝撃発生	115	755	576
構造/材料	101	112	61
治療	92	330	273
検出	83	479	279
通信/表示	52	201	80
制御	48	93	55
電源	43	55	46
消費電力	9	26	11
パースメカ	9	24	21
その他	13	53	3
計	794	2726	1685

日本の技術分類別件数は、電極/リード関連が 229 件、衝撃エネルギー発生関連が 115 件、構造/材料関連が 101 件、治療アルゴリズム関連が 92 件、検出関連が 83 件と多く、低消費電力化は 9 件と少なかった。

アメリカの技術分類別件数は、衝撃エネルギー発生関連が 755 件と多く、電極/リード関連が 598 件、検出関連が 479 件、治療アルゴリズム関連が 330 件、構造/材料関連が 112 件と続き、低消費電力化は 26 件と少なかった。

C-4.5. 日本、米国出願人上位 5 社

	日本	米国
1	トヨタ 120	トヨタ 755

2	パナソニック 77	カーディアック 245
3	カーディアック 54	パナソニック 202
4	インタメディクス 52	インタメディクス 109
5	シーメンス 44	アンジオン 87

日本の出願人は欧米のメーカーが上位を占めており、日本のメーカーは少ない。

アメリカの出願人も欧米の主力メーカーが上位を占めており日本のメーカーは少ない。

D. 考察

D-1. ICD の仕様、機能、性能に関する研究

既存ICDにおいて電気回路で実現している機能は、LSI化等により目標仕様の大きさに収める事が可能と考えられる。

しかし、LSI開発には多大な費用と時間が必要であり、また一旦作成すると回路修正にはほぼ同等の費用と時間が必要になる。

従って当初はLSI化は最小限に留め、実験ボードの試作で十分検討して、LSI化等による小型化、省電力化の具体案は、これと並行して詰めてゆく事が現実的と考える。

信号帯域が数百 Hz と遅い事と、新しいアルゴリズムの組込みに対応する為、実験ボードでは出来る限りソフトウェアで柔軟に処理し、機能が固まった所で LSI 化するのが効率的と考える。

個々の機能を実現する回路の省電力設計も重要であるが、システム制御的な観点からアルゴリズムの簡略化による計算負荷の軽減、動作モードに応じた回路の電力制御やクロック制御も重要な手段である。

D-2. ICD を構成する回路に関する研究

ICD を構成する回路は、患者や病状に応じたパラメータ変更や将来の新しい診断・治療アルゴリズムへの対応を考慮すると、大きさや消費電力的に問題なければ容易に修正可能なソフトウェア的な手段で実現する事が得策である。

D-3. 小型化・省電力化技術に関する研究

ICD を小型化する技術と省電力化する技術は、互いに関連している。

総括すると、処理のアルゴリズムやアーキテクチャを簡易化し、可能な限りデジタル化、LSI 化して高密度実装する事が重要である。

また、LSI を低電圧・低周波数で駆動し、かつリーク電流を低減する為に半導体製造プロセスも工夫し、不揮発メモリを採用する事が得策である。

D-4. 特許状況についての研究

今年度の調査では、植込み型除細動器関連を主体に先行技術の把握を目的に調査したので、低消費電力化の競争が激しい携帯電話等に使われる技術で汎用性のあるものが検索対象外となっていると思われる。図-9 で示した省電力化特許の内容についても対象となるものがあるかどうか更に調べていく必要がある。低消費電力化以外の技術についても同様な事があると考えられる。

来年度以降は仕様・設計の固まり具合に応じて、調査対象範囲を拡大すると共に、対象技術手段と構成は絞込み、抵触判断の観点から調査を深めてゆく必要がある。

E. 結論

今年度の調査及び仕様検討の結果、既存 ICD の実現に必要な技術を確立し、更に既存 ICD の機能を凌駕する機能を組込み、かつ小型で長寿命な植込み型除細動器を開発する事には十分可能性がある事が分った。

来年度以降、試作機の設計、製作の中で目標仕様の達成度と限界並びに個々の仕様項目間でのトレードオフを見極めてゆく。

この中で、既存 ICD の仕様に加え、新たに組込まれる診断、治療のアルゴリズムに柔軟に対応し、かつ小型、低消費電力化を達成する為に、実験ボードでの機能・性能検証を十分に行い、実現可能性を見極めた上で最適な

LSI を起し、超小型省電力 ICD を実現してゆく事が重要である。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

G-1. 論文

なし

G-2. 学会発表

なし

G-3. 新聞報道

なし

H. 知的所有権の取得状況

なし

植込み型突然死防止装置の開発
ICD 通信システム・除細動高電圧発生方式の開発

分担研究者 吉住 修三（松下電器株式会社 ヘルスケア社 GM）

研究要旨：

植込み型突然死防止装置（ICD）を体内に植込んだ患者が、ICD 検査のため定期的に来院する負担をなくし、また医師が患者の心電図と ICD 稼動状態を常時把握できるように、患者がどこにいても患者体内 ICD と病院内管理装置間の遠隔データ転送ができ、ICD 計測・治療情報の収集と ICD 制御パラメータ送信設定ができる ICD 通信システムの検討を行った。これらの遠隔通信に伴い、患者取り違えを防止する ICD 認証処理や患者個人情報保護を図るデータ暗号化処理などのセキュリティ手法と患者位置情報検知方法の検討を行った。

更に ICD 除細動用高電圧発生・放電方式と電池に関して、植込みに適した小型軽量化や効率性・信頼性・長寿命および安全性の観点から、それぞれの方式と部品について検討を行い今後の展開方向を検討した。

あわせて開発の参考資料として現用 ICD 機器の解析と ICD 技術動向調査を行った。

A. 研究目的

本研究の目的には、ICD 通信システムの開発、ICD 除細動高電圧発生・放電方式の開発および現用 ICD 機器の解析と ICD 技術動向調査がある。

1) ICD 通信システムに関しては、ICD を植え込んだ患者がどこにいても

・ ICD の心電図診断と治療履歴のデータをプログラマやモニタ機能を持つ病院内の管理装置から遠隔収集できる

・ ICD の心電図波形データを管理装置でリアルタイム遠隔モニタができる

・ ICD が自己の異常を検知した時点で管理装置に遠隔通報できる

・ ICD の心電図診断やペーシング・除細動治療の制御パラメータを管理装置から変更設定できる

という要望に応えるデータ通信方式を検討す

る。さらに遠隔通信に関しては、

・ ICD 電池電力を消費せずにデータ転送ができる経皮的通信

・ ICD 取り違えの起きない ICD 認証

・ 個人情報保護のデータ暗号化

・ 患者位置を把握できる患者位置情報の検知などの機能を検討し、患者が自由に行動でき装着しやすい装置を検討する。

2) ICD 除細動用高電圧発生・放電方式では、小型軽量で効率がよく信頼性の高い高電圧発生・放電方式を検討する。突然死を防止するには、除細動治療の高電圧放電が間違いなく行われなければならない、いつ細動が発生しても正確に動作する高信頼性と安全性が求められる。

また電池の寿命で ICD 埋め込み期間が左右されるので、ICD 電源に適用でき安全な 2 次電池と経皮的充電方式の可能性を検討する。

3) 現用 ICD の解析では ICD 内部の回路配置・回路特性を調査し開発資料とする。

あわせて特許・文献調査により ICD 技術動向を探る。

詳細は各分冊報告書(資料)を参照されたい。

B. 研究方法

B-1. ICD 通信システムに関する研究

B-1.1. ICD 通信システムの構成

上記の機能を実現するためには、患者体内の ICD と病院内管理装置とでデータ通信を行うネットワーク(ICD 通信システム)が必要となる。以下これの検討を行う。詳細は資料 1「ICD 通信システム基本設計書」を参照されたい。

体内 ICD と体外装置間とのデータ転送は経皮的通信であるから必然的に無線通信となり、ICD 電池の電力を消費せずに体外装置とデータ転送ができことが要求される。更に体外装置と管理装置との通信ネットワークは患者が自由に行動できるように、無線ネットワーク構成とする。これらの条件を満たすために、図 B-1 に示すネットワークを構成し、ICD と管理

装置を結合する ICD 通信システムを構築する。

このシステムでは ICD と経皮的データ転送を行う送受信器を患者が装着し、これに携帯電話データ通信機能を持たせる。

ICD 経皮的データ転送の媒体には、電波、光、超音波などがあり、経皮的通信方式と植込み医療機器安全規格調査(資料 5: ICD 規格、信頼性・耐久性試験、経皮通信に関する規制、外部 EMI 安全性、に関する調査研究)を行った。

いずれにしても ICD 電池電力を使用せず、送受信器から電力を供給しながら通信できることが ICD 通信の重要な選択条件になる。

この観点から、送受信器出力の搬送波で ICD に電磁誘導で電力を供給できる電波通信方式を採用し、ICD 電池の電力消費を節減する。

管理装置と送受信器に携帯電話パケット通信機能を持たせ、携帯電話網を介して両者間でのデータ通信を行う。このような ICD 通信システムにより、患者がどこにいても ICD と管理装置とのデータ転送が可能になる。

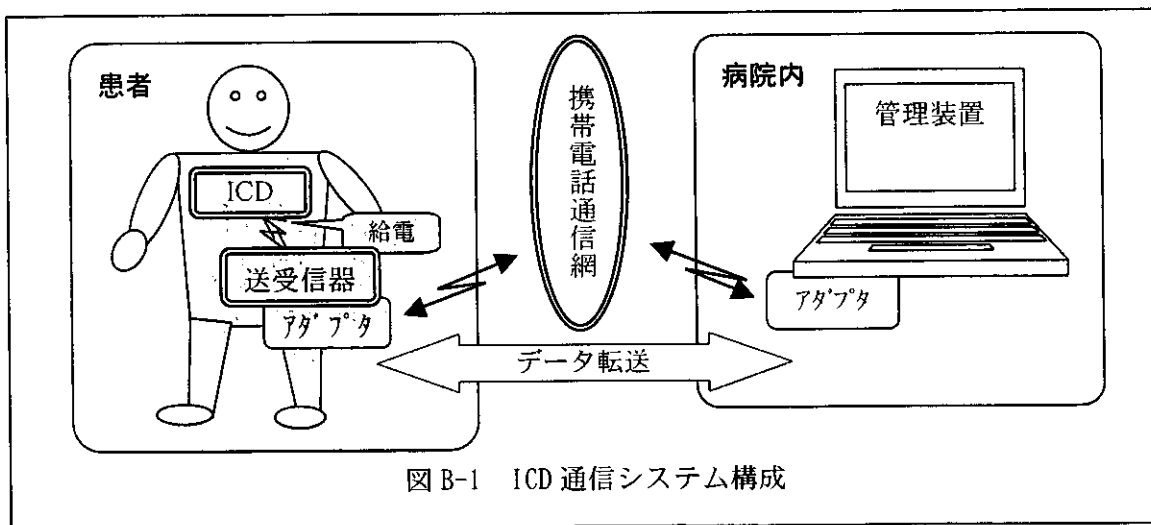


図 B-1 ICD 通信システム構成

B-1.2. ICD 通信システム機能

ICD 通信システムの機能を、セキュリティや通信方式などから検討する。

1) 遠隔診断でのセキュリティ機能

ICD と管理装置間で転送されるデータは、ICD 制御パラメータのように患者の生命に影響を与えたり、患者の心電図データのようにプライバシーに関わるものであり、また

転送相手の ICD を間違えると患者の取り違えになるなど、セキュリティは重要なものであり十分な配慮が必要になる。

ICD 通信システムのセキュリティ機能には次の事項が挙げられる。

- ・管理装置の操作者認証 ICD 制御パラメータなど患者の生命に影響する変更処理や患者データなどプライバシー保護のための管理装置における操作者認証機能

- ・ICD 認証 ICD と患者は直結しており患者取り違え防止などのためのデータ転送先の ICD 認証機能

- ・データ暗号化 プライバシィデータを保護するための転送データ暗号化機能

2) ICD 通信機能

ICD の通信に必要な条件として下記の項目が挙げられる。

- ・低電力通信方式 ICD の電池寿命を延ばすために ICD の通信電力はできるだけ小さくし ICD 電池の消費電力を抑える。

- ・相互アクセス方式 ICD 異常通報など ICD からのアクセスもできるようにする。

- ・アクセス認証 アクセス時の ICD の ID 認証をおこない ICD 間違いをなくす。

- ・通信誤り制御 通信データ誤りを抑える通信制御を行い信頼度を高める。

3) 送受信器機能

送受信器は装着が苦痛にならないように小型化軽量化をはかり、携帯電話通信網と GPS 機能付きの携帯電話アダプタカードで結合し、患者がどこにいてもデータ通信ができ、位置情報を送信できるようにする。

- ・通信方式 管理装置とは携帯電話データ通信網を介して ICD データ転送を行う。

- ・相互アクセス方式 ICD 異常を検知時に管理装置に異常通報ができるようにする。

- ・通信誤り制御 通信誤り制御を行い誤りの無いデータを転送できるようにする。

- ・暗号化処理 院内 PC 間の転送データ暗

号化処理を行い、セキュリティ保全をはかる。

- ・患者位置情報 GPS で患者位置情報を検知し管理装置に送信する。

これらの機能を実現できる ICD 通信通信システムの開発を進める。

B-2. 高電圧発生・充放電方式と電池に関する研究

ICD の除細動治療は、心電図診断による除細動治療指示で、必要な電気エネルギーを瞬時に心臓部位に与える事により行われ、0.6 J ~ 30 J まで細かくプログラム設定ができるようになっている。J は 1 ワット×1 秒で示されるエネルギーであり、加える電圧は最高 750V という高電圧である。この電圧およびエネルギーは、ICD 電池 3.2V の電圧を昇圧し 6 ~ 7 秒間にコンデンサに充電し、除細動治療指示で瞬時に心臓部位に放電している。これらのエネルギーは ICD 電池電力を消耗し、電池寿命が ICD 交換期間を左右するため、電池の長寿命化も重要な課題となる。以下除細動用高電圧発生・放電方法および電源を検討する。詳細は資料 2「ICD の高電圧発生、充放電方式、電池に関する研究」を参照されたい。

B-2.1. 高電圧発生方法

除細動治療に使用する 750V、30J の高電圧発生方法として次のような手法がある。

1) 巻線トランス昇圧方法

図 B2-1 に示すように、電池の直流を発振回路で交流に変化し、巻線トランスにより巻線比で決まる高電圧に昇圧する。手軽に使用でき、液晶表示パネルのバックライト用蛍光灯インバーターなどに広く使われている。

現用の ICD でも使用されている方法である。

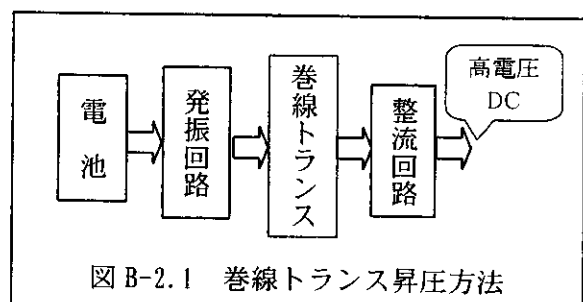


図 B-2.1 巻線トランス昇圧方法

2) 圧電トランス昇圧方法

巻線トランスのように鉄心や巻線を使用せず、圧電セラミックなど圧電材料だけで昇圧トランスを構成できるため、巻線トランスに比べて小型・軽量化・変換効率化が図れる利点がある。積層型圧電トランスでは積層数により昇圧比を大きくでき、効率の良い圧電トランスの開発が進んでいる。

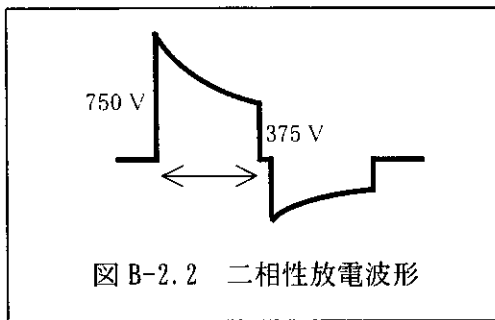
3) コンデンサ積み上げ方法

並列に接続した複数個のコンデンサを低電圧電池で同時に充電し、充電完了後にこれらを直列に接続して高電圧を得る方法である。

コンデンサ 1 個あたりの耐電圧と静電容量を小さくできる利点がある。

B-2.2. 高圧充電放電方法

現用 ICD の除細動放電には、図 B-2.2 に示すようなエネルギーが小さく治療効果の良い二相性波形特性が用いられている。



この放電特性は、放電の過程で充電されたコンデンサの極性をスイッチで反転させて実現させている。放電電圧 $V(t)$ はコンデンサ静電容量 C と人体の内部抵抗 R で決められ、次式で示される。

$$V(t) = V_0 \times \exp(-t/RC)$$

(V_0 : 初期電圧, t : 放電時間)

この際必要とするエネルギー E 、コンデンサ容量 C および加電圧 V は次式の関係になる。

$$E = (1/2) \times CV^2$$

E : エネルギー C : 静電容量 V : 電圧

上式でエネルギー E を 30J、電圧 V を 750V

とするとコンデンサ静電容量 C は約 $110 \mu\text{F}$ となる。このような除細動用充放電に適用できる安全性と信頼性の高いコンデンサを検討する。

1) アルミ電解コンデンサ放電方法

除細動治療は前述の方法で発生した高電圧直流でコンデンサを充電し、このエネルギーを放電することにより行われている。

現在得られるアルミ電解コンデンサの最大耐圧は 450V なので、除細動電圧 750V 充電には 2 個を直列接続して使用する。

このようにすぐれた特徴を持つアルミ電解コンデンサにも課題がある。寿命が短く、かつ電圧のかかかっていない状態で放置すると誘電体として用いている酸化アルミが減少し、充電時間が長くなり、治療を必要とするときに合わなくなってしまう。このため定期的に治療目的以外で充電し、コンデンサリフォームをする必要がある。

2) セラミック積層コンデンサ

上記のリフォームの必要がないコンデンサとして、セラミック積層コンデンサがある。

最近セラミック積層コンデンサの容量拡大、小型化の開発が急速に進み、小型アルミ電解コンデンサの領域に進出している。セラミック積層コンデンサは小型で寿命が長く、コンデンサリフォームの必要はないが、耐圧 50V 容量 $1 \mu\text{F}$ 以下しか製品化されておらず、新誘電材料の開発、電極材料の開発などが精力的になされているが、ICD に採用するにはまだ相当の時間を要する。

B-2.3. 電池

除細動治療が行われるたびに電池電力が消耗される。ICD の使用期間が電池寿命で制約され、ICD 交換手術が必要になることから、電池の長寿命化が望まれる。特に医療用電池には安全性と信頼性が重要である。この観点から ICD に適用できる電池を 1 次電池、2 次電池および蓄電池の面から検討する。

1) 1次電池

・リチウム系電池

現用 ICD に使われている電池は、リチウム酸化バナジウム銀電池である。電池特性は、電圧 3.2V 電流容量 2AH という高容量のほか、使用過程での内部抵抗の増加が少なく充電時間の変化が少ないのが特徴である。

コイン型リチウム電池はメモリー電流保持用として非常に多く使われているが、直径 23mm、厚み 7mm で最大電圧 3V、電流容量 190 μ A と容量の小さいのが欠点である。今後材料の改良、工法の改善などでさらに進歩することが予測される。

・ポリマー電池

他の有望な電池としてリチウム系ポリマー電池の開発が進められている。形状が小型軽量で薄型の構造にできるが、電流容量がまだ数 10mA と少なく大電流用途には適していない。

2) 2次電池

現用 ICD は 1次電池を使用しているため、ICD 埋め込み期間や ICD 機能が電池寿命で制限され、手術による電池交換が必要など患者の負担が大きい。経皮的充電が可能な 2次電池が使えれば、繰返して電池が使用でき、ICD の使用期間延長や機能の拡大など、そのメリットは大きなものがある。

・リチウムイオン電池

2次電池としては、携帯電話に多用されているリチウムイオン電池があるが、ICD に適用するには、充電時の人体に害のない安全対策が必要であり、短時間で経皮的充電できる充電技術の開発も必要となる。

3) コンデンサ

・電気二重層コンデンサ

電池ではないが、大容量の静電容量を持ち蓄電能力が高いコンデンサが 2次電池の役目を果たす電力源として期待できる。

これには充電放電効率の良さからメモリー

の内容保持などに使われ始めた電気二重層コンデンサがある。現在容量 2000F まで実用化されており、耐電圧が低い(数ボルト)など課題はあるが、小型化が進めばさらなる活用が進むと見られている。

B-3. 技術動向調査および現用 ICD 機器解析

B-3.1. 技術動向調査

ICD の技術動向を調べるために特許・文献を調査する。ICD が 1980 年に使用が開始されてから 20 年以上経過しており、主要な海外特許は殆ど日本出願がなされていることから、日本公開特許を調査すれば殆どの技術動向が把握できと想定される。また公開特許のほうが公告特許よりも広範囲にカバーできるため、日本公開特許を特許庁電子図書館データベースで検索して除細動器に関連する特許を収集し、特許マップを作成する。詳細は資料 3「ICD 技術動向調査特許調査」、資料 4「ICD の技術動向調査(文献による)」を参照されたい。

B-3.2. 現用 ICD 機器解析

現用 ICD の 1つを対象とし、部材構造や部材仕様などを調査する。

C. 研究結果

C-1. ICD 通信システムに関する研究

B-1 で述べた機能を満たす ICD 通信システム各部の基本設計を行った。

詳細は資料 1「ICD 通信システム基本設計書」を参照されたい。

C-1.1. ICD 通信部の構成

ICD 電池の電力を使わないデータ転送方法としては、送受信器から ICD に経皮的に電力を供給しながら通信を行う手法がある。その 1つとして、非接触 IC カードのように、送信側からの発信電波で受信側に電磁結合や電磁誘導による電力を供給しながらデータ転送を行う RFID (Radio Frequency Identification) 方式がある。この方式は送受信間の距離が短い場合に適しており、ICD

通信部の構成は図 C-1.1 に示すようになる。

体内 ICD 直近の皮膚上に置いた送受信器アンテナからデータ搬送波電波を発信し、ICD アンテナで受信搬送波を整流して直流電圧を発生する。この電力で ICD の MODEM (変調回路・復調回路) を起動させるため、ICD 電池電力が不要となり更に ICD の ID 認証を行なえるので省電力と認証機能を兼ねるというメ

リットがある。次節で述べる通信速度に対応できるように、使用する RFID 方式は ISO14443 規格に準拠し、搬送周波数は 13.56MHz を採用する。

RFID 方式では、ICD 金属ケースによる電波遮蔽・アンテナとの電磁結合などでの通信妨害が生じる恐れがあり、実証実験が必要である。

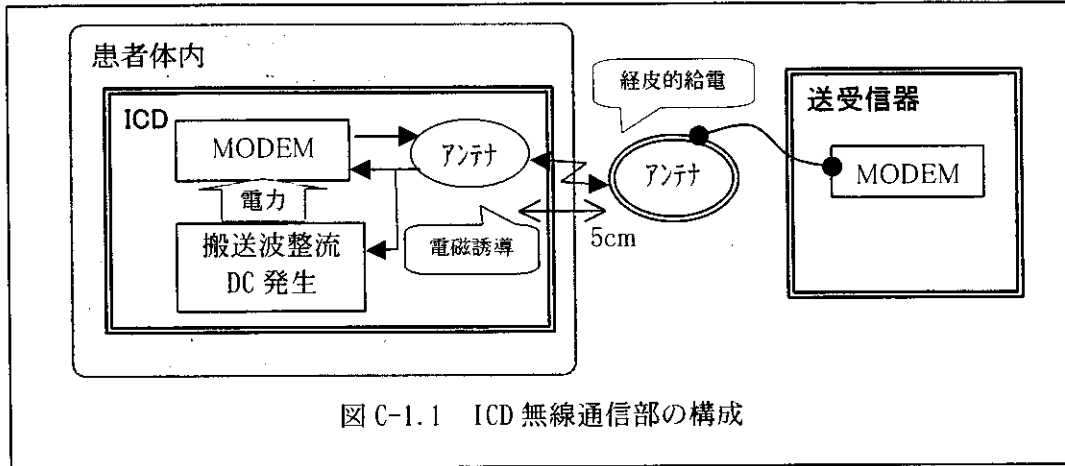


図 C-1.1 ICD 無線通信部の構成

C-1.2. 通信情報量と通信速度

ICD での計測情報には、心電図と心収縮の 2 種類があり、それぞれ表 C-1.1 に示す特性になっている。

表 C-1.1 ICD 計測特性

	心電図情報	心収縮情報
チャンネル数	3	5
サンプリング速度 (Hz)	500	200
分解能 (bit)	12	12

データ処理は通常 8bit (バイト) 単位で扱うので、処理の便宜上 1 サンプルのビット数を

	密着型	近接型	近傍型
ISO 規格	10536	14443	15693
通信距離	~2mm	~10cm	~70
搬送周波数 (MHz)	4.91	13.56	13.56
通信速度 (kbps)	9.6~	106~	~26

心容積 5 チャンネルのデータ量：
 $5 \text{ チャンネル} \times 200\text{Hz} \times 16\text{bit} = 16\text{kbps}$
 $= 2\text{k バイト/秒}$

16bit (2 バイト) として発生データ量を求める。

心電図 3 チャンネルのデータ量：
 $3 \text{ チャンネル} \times 500\text{Hz} \times 16\text{bit} = 24\text{kbps}$
 $= 3\text{k バイト/秒}$

これらのデータを圧縮せずにリアルタイムで転送する場合の最低転送速度を求める。

最低転送速度 = $(24+16) \text{ kbps}$
 $= 40\text{kbps} = 5\text{k バイト/秒}$

ICD ステータスデータやプログラム更新・制御パラメータなどのデータはリアルタイム転送は必要ないので、ICD 通信速度は 40kbps 以上に設定する。

C-1.1 で考察した RFID 方式には、表 C-1.2 に示すような ISO 規格がある。

表 C-1.2 RFID の ISO 規格

上記の通信速度で適用できる規格は通信速度

106Kbps 以上の ISO14443 となり、表 C-1.3 に示す通信方式規格に準じて ICD 通信を行う。

受信 (ICD 書込)	伝送方式	ASK10%
	符号化方式	NRZ
	通信速度	106kbps 以上
送信 (ICD 読出)	伝送方式	BPSK
	符号化方式	NRZ
	通信速度	106kbps 以上

表 C-1.3 ISO14443 の通信方式

C-1.3. ICD データ送信・受信制御回路

ICD 通信に RFID 方式を用いる場合、図 C-1.2 に示す回路構成で ICD 内のデータ転送を行い、ICD 電池電力を使用せずに受信搬送波を整流し DC 発生回路で発生する直流電力で転送データ送信/受信制御を行う。

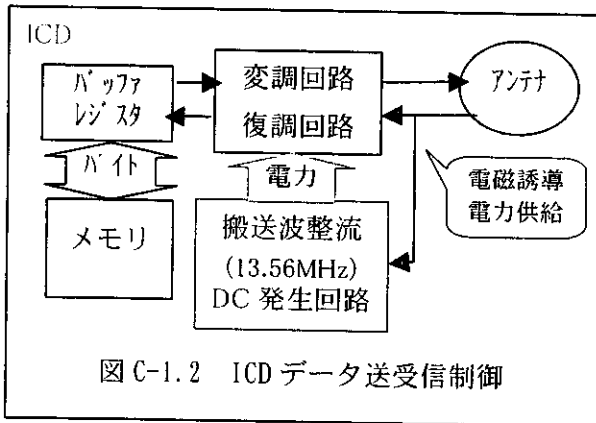


図 C-1.2 ICD データ送受信制御

1) ICD からのデータ送信

ICD データはデータメモリからバッファレジスタに並列バイト入力され、変調回路に 106kbps 以上の速度で直列ビット出力される(並直列変換)。この処理は、500Hz サンプリングで得た計測データのリアルタイムモニタが行えるように、バッファレジスタに並列バイトで書き込まれ、変調回路に直列ビットで出力し、搬送波を変調出力する動作が繰り返される。

2) ICD でのデータ受信

アンテナで受信した搬送波(13.56MHz)から復調回路で受信データを復調してバッファレジスタに直列ビットで入力し、データメモリに

並列バイトで出力する(直並列変換)。

C-1.4. データ転送制御処理

図 B-1 で示す ICD 通信システムでのデータ転送には、ICD-送受信器間と送受信器-携帯電話データ通信網-制御装置間の 2 種類があり、通信のセキュリティと通信誤り防止機能を持たせる。

この間の処理は図 C-1.3 に示す流れになる。

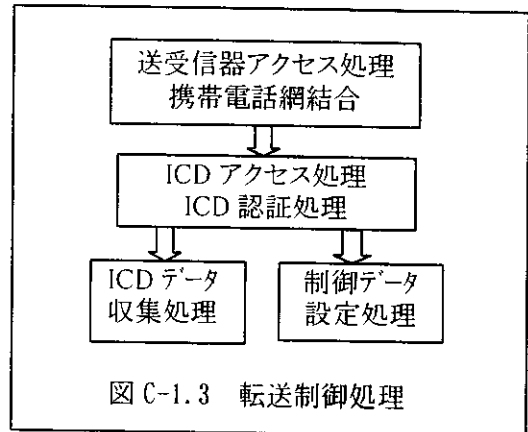


図 C-1.3 転送制御処理

- ・送受信器アクセス処理 制御装置から携帯電話網を介して送受信器にダイアリングアクセスし、両者の認証後に転送路を確立する。

- ・ICD アクセス処理 送受信器から ICD に給電とアクセスを行い ICD 認証コードを求める(RHID)。送受信器から ICD 認証コードを管理装置に転送し、管理装置で ICD 認証を行い、管理装置と ICD の転送路を確立する。

- ・ICD データ収集処理 管理装置から ICD データ収集コマンド(治療データか心電図データかなど)を送受信器に転送する。送受信器から ICD にコマンドを送信し、データ転送を行う。送受信器からこの収集データを管理装置に送信する。

- ・制御データ設定処理 管理装置から設定データを送受信器に送信する。送受信器でデータ誤り処理後、ICD にデータを送信する。

1) 送受信器アクセス処理

管理装置から送受信器携帯電話番号をダイヤルし送受信器応答後に、相互の ID コード・パスワード認証を行い間違いのないことを確認し、

ダイヤルミス・成りすましなどを防止する。

送受信器から管理装置にダイアリングアクセスする場合も同じ認証処理を行う。

2) ICD アクセス処理

送受信器から搬送波を ICD に送信給電し、ICD から ICD 認証コードを送受信器に送信する。送受信器から管理装置に送信し、管理装置で ICD 認証を行って ICD を確認し、患者取違いを防止する。

3) ICD データ収集処理

管理装置からデータ収集コマンド（治療履歴データ収集かリアルタイム心電図データ収集かの指定）を送受信器に送信する。

送受信器では ICD にコマンドを送信し、ICD ではコマンドで指定されたデータを送受信器に送信する。送受信器でこのデータを編集（暗号化・誤り訂正符号化など）し、管理装置に送信する。管理装置でデータを受信し、誤り制御処理（データ誤り検出と訂正）を行い誤りのないデータを得る。

4) 制御データ設定処理

設定処理時には管理装置で操作者認証を行い、認定操作者のみがログインができる。

管理装置から送受信器に ICD に設定する制御データを送信する。送受信器では誤り制御処

理で誤りのないデータを受信する。

ICD は、誤り制御処理で受信データに誤りがないことを確認してデータを更新設定する。

C-1.5. 送受信器の構成

1) 装置構成

送受信器のアンテナ部は、ICD の直近に装着できるように送受信器本体と切り離してケーブルで接続する。送受信器本体も患者装着に適した形態で軽量化を図り、電源は充電可能な 2 次電池を使用する。

2) 回路構成

送受信器には上述の通信制御以外に次の諸機能を付加する。

- ・電源監視 使用する 2 次電池の電圧を監視し、規定電圧以下では警報音を出力する。
- ・操作ボタン 携帯電話ダイヤリングで管理装置にアクセスしデータ転送開始を要求する。
- ・警報表示 ICD 異常、通信異常、電池異常などの警報を出力する。
- ・患者位置情報 GPS 情報を検知し送信する。

送受信器の基本的な回路ブロックは図 C-1.4 に示すようになる。

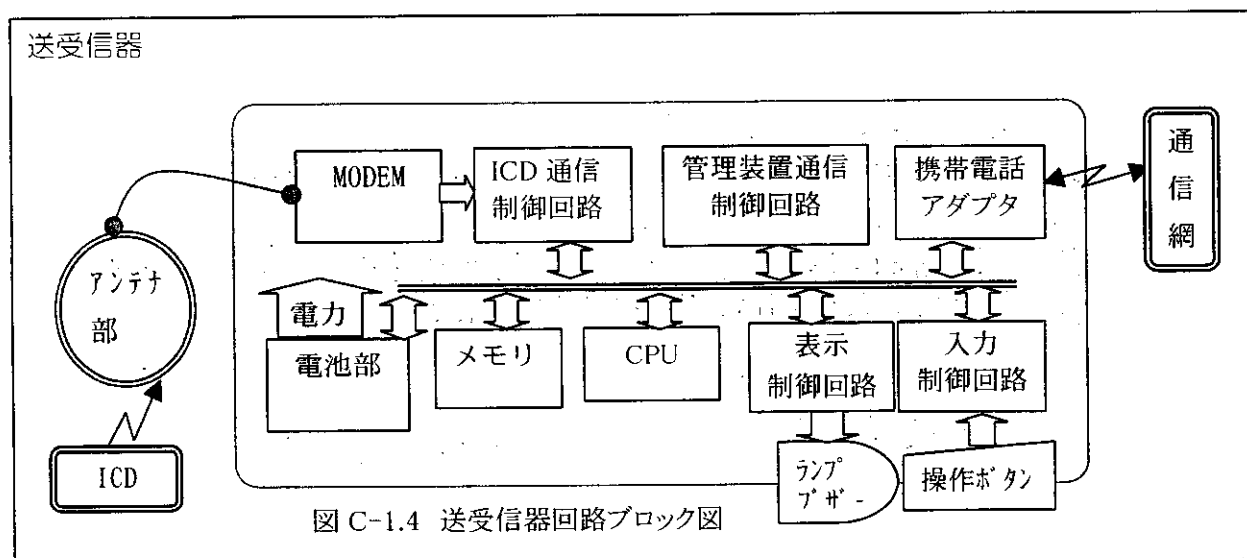


図 C-1.4 送受信器回路ブロック図

C-2. 高電圧発生・放電方式・電池に関する研究

B-2 で述べたように高電圧発生方法、高電圧充電放電方法および電池について、現用の ICD

仕様に沿う方法を検討してきた。ICD には、心電図機能測定など常時低消費電流で動作している機能と、除細動治療などのため断続的かつ短時間ではあるが大電流を消費する機能とがある。詳細は資料2「ICD の高電圧発生、充放電方式、電池に関する研究」を参照されたい。

C-2.1. 高電圧発生方法

昇圧方法として、1) 巻線トランス昇圧方法、2) 圧電トランス昇圧方法、3) コンデンサ積み上げ方法を検討してきた。現在では、750V の高電圧発生には巻線トランス昇圧方法が適当である。多くの使用実績があり、巻線トランスに使われる絶縁被膜銅線の絶縁耐力が向上し、小型化して実用化されていることがその理由である。

今後、除細動治療方法が進展し、低電圧、低エネルギー化に成功すれば、CCFL 発光用として発展著しい圧電トランス昇圧方法も検討に加えることができる。

C-2.2. 高電圧充電・放電方法

除細動高電圧充放電は図 C-2.1 に示すように、充放電時間と電圧を監視している。充電が規定時間 7 秒以上は異常とし充電を停止している。除細動放電は図 B2-2 に示す 2 相性放電で行われており、放電過程での所定電圧で極性をスイッチで切り替えて行っている。

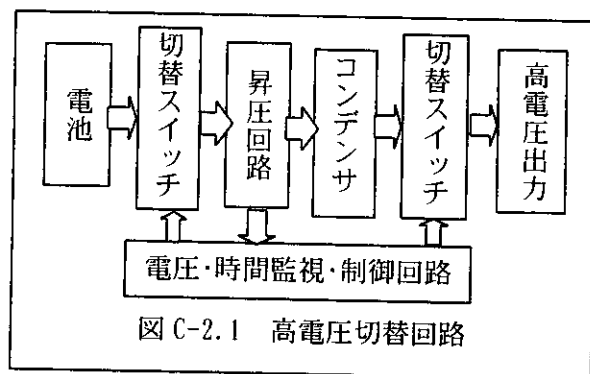


図 C-2.1 高電圧切替回路

放電はコンデンサに充電された電荷を用いるため、コンデンサの選定が重要になる。

適用コンデンサには、アルミ電解コンデンサとセラミックコンデンサとがある。これらを放電に必要なとなる静電容量が 200 μ F、耐圧

が 400V 以上の条件で絞ると、現在使用可能なコンデンサは、アルミ電解コンデンサのみになる。アルミ電解コンデンサの問題は、誘電体である酸化膜が無電圧状態では次第に減少し、除細動治療が必要なときの充電時間が長くなってしまふことである。

このためコンデンサに定期的に充電を行って酸化膜の劣化を防いでおり（アルミ電解コンデンサのリフォーム）、このときの充電時間を測定し、規定時間以内に入っているか異常チェックをしている。

セラミックコンデンサはリフォームの必要はないが、容量、耐圧に問題があり、将来除細動の低電圧治療が可能になれば有望になる。

C-2.3. 電池

C-2.3.1 1次電池

ICD 用電池に要求される特性は、常時使用する電流は数十 μ A と小さいが、除細動治療時には数 A の大電流を瞬時に供給する必要があるところに特徴がある。現用の ICD 電池は、体積あたりの電流容量が大きく、長寿命であるという要求特性を満足する特別に生産されたりチウム系の電池が使われており、市販品でこれに匹敵する電池は見あたらない。

このため、コイン型リチウム電池とカメラ用円筒型リチウム電池を用いたハイブリッド方法を検討する。小型コイン型電池はメモリー保持用として微少電流を長時間供給することができるが、除細動治療に必要な大電流を瞬時に取り出せない。カメラフラッシュ用に使われる大電流放電用電池は、円筒型で 2AH となると形状が大きくなる。

ICD 回路の 5 年間で消費する電流概算値は次のようになっている。

心電図測定・診断などの信号処理回路

(常時小電流) : 0.45AH

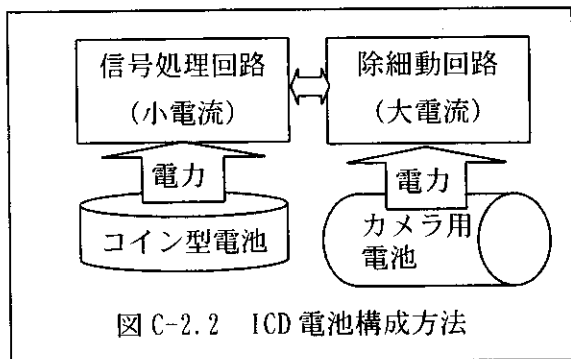
除細動治療・コンデンサリフォーム

(瞬時大電流) : 0.43AH

これを、常時小電流はコイン型電池で、瞬時大電流はカメラ用円筒型電池で分担させるハイブリッド構成とすると、次表のようになる。

	電圧	電流容量	体積
現用 ICD 電池	3.2V	2.0AH	7,280mm ³
コイン型電池	3.0V	0.62AH	2,076mm ³
カメラ用電池	3.0V	0.85AH	5,158mm ³

2つの電池の体積合計(7,234mm³)は現用 ICD 電池(7,280mm³)と同等となり、電流容量も使用可能範囲となる。この電池構成方法を図に示すと図 C-2.2 のようになる。



形状、電流容量余裕度の検討、医療用としての安全性の検討が必要であるが、電池価格の低廉化、入手の容易さなど利点が多く、この方法は検討を進める価値がある。

今後の除細動治療方法の進展で低エネルギー治療が可能になれば、ポリマー電池など小形軽量化をねらった電池も期待が持てるが、現時点では小電流であり除細動治療には向かない。

C-2.3.2. 2次電池

現用 ICD は、使用期間が電池寿命で決まり、5年間以内に手術により新品と交換しているため、患者の負担が大きく、経皮的充電が可能な2次電池が使用でき、交換期間を延長できればそのメリットは大きなものがある。

2次電池は、除細動治療には大電流放電が瞬

時にかつ安全にできることが絶対条件であり、経皮的充電で短時間に2次電池にエネルギーを安全に送り込めることなど課題が多く、大電流放電可能な2次電池の開発と新しい充電技術の開発が必要である。

1) リチウムイオン電池

携帯電話などのモバイル機器にもっとも使われているのがリチウムイオン電池である。

これらのリチウムイオン電池は、電流容量が大きくなり、形状も小さくなってきたが、2アンペアの電流が放電できる電池形状は、電流容量750mAで体積は7,792mm³(厚み5.4×幅30.0×高さ48.1)となり、現用 ICD 電池の体積7,280mm³と同等程度となる。

1年間の ICD 消費電流は約300mAであるから、2倍の余裕をみても必要電流は半年に1度の充電でまかなえることになり、信頼性実験などにより除細動治療のための瞬時大電流が、放電できることが確認できれば使用可能になる。

また電磁遮蔽のある ICD 本体チタンケースから2次電池を分離し、充電が容易にできるケースに収容しコネクタで接続する構造にすると使用上の問題も解決できる。

2) 電気二重層コンデンサ

電気二重層コンデンサは、起電力を持つ電池ではないが、大きな静電容量を持ち蓄電能力が高く、2次電池の役割を果たす電力源となる。瞬時充電、瞬時放電能力が高く動力用の補助エネルギー供給源や、メモリーの保持電流供給用として使われている。活性炭、有機電解液など無公害部材から構成されている。

小型化すると内部抵抗が大きくなり(数十Ω)、除細動治療用の大電流は取り出せず、大電流を取り出すためどの程度まで容量を大きくできるかなどの研究が今後の課題である。

C-3. 調査

C-3.1. ICD 技術動向調査

ICD 技術動向を特許面から調査した。特許庁

電子図書館日本公開特許データベースから除細動器に関する特許を検索し、337 件の該当特許を選出し、これらの特許を分析して特許マップを作成し種々の技術動向を調べた。

大多数の特許が海外からであり、特に米国からの出願比率が 70%を占め、日本からの出願比率は 8%と少なく、電源と除細動高電圧制御関係が半数を超えている。出願件数は 1997 年まで増加し以後減少している傾向にある。

詳細は資料 3「ICD 技術動向調査特許調査」、資料 4「ICD の技術動向調査（文献による）」を参照されたい。

C-3.2. ICD 機器解析

現用 ICD のケース内部構造・部材特性などを調べ、種々の参考データが得られた。

D. 考察

ICD 通信システムおよび除細動高電圧発生・放電方式・電池の検討、更に ICD 技術動向調査と現用 ICD 機器解析を行った。

D-1. ICD 通信システム

患者体内の ICD と患者が装着する送受信器間の経皮的通信を RFID 方式で行い、通信と同時に搬送波の電磁誘電で給電して ICD 電池電力を節減できる通信回路構成の検討した。

また送受信器と病院内管理装置とを携帯電話データ通信網で結合するネットワークを構成し、患者の行動を妨げずに、いつでも ICD データ遠隔転送を行える ICD 通信システムの基本構成を検討した。

経皮的 RFID 通信特性など、実証実験を要する問題などが残されているが、患者に負担をかけず、患者がどこに居ても患者の行動を妨げずに、心電図リアルタイム遠隔検診と ICD 管理ができる ICD 通信システム構築の可能性が得られた。

今後はシステムと機器の詳細設計を経て実証実験に展開する必要がある。

D-2. 除細動高電圧発生・放電方式・電池

高電圧の発生方法、コンデンサ基本部材およ

び電池について検討してきた。その結果、高電圧発生方法は巻線トランス昇圧方法、充放電はアルミ電解コンデンサが現在適用可能な部材では最適な構成方法であり、今後除細動治療の進展で低エネルギー治療が可能になれば、また新規の構成方法が検討課題になる。

電池については、心電図測定・診断など常時電流の必要な回路部には小電流用電池、除細動治療など大電流が必要な回路部には大電流用電池と 2 個の電池を組合せる方法で、市販電池でも特性的及び形状的にも使用可能になる見通しを得た。今後医療用としての特性確認が不可欠である。

2 次電池は ICD 交換時期を延長できる効果大きく早期実用化が待たれるが、経皮的充電方法、大電流使用時の電気特性の確認など今後の研究課題は多い。

D-3. 調査

現用 ICD 機器解析では、高電圧部材や電池などの参考資料が得られた。ICD 技術動向調査では、日本公開特許マップから技種々の術動向が得られた。今後もこれらの調査を継続し、研究開発の方向付けに供していく必要がある。

E. 結論

ICD 通信システムは実証実験での検証を必要とする課題は残っているが、患者が来院しなくてもいつでも患者心電図のリアルタイム遠隔検診と ICD 管理ができる通信ネットワーク構築の可能性が得られた。

除細動用高電圧発生・放電と電池は、現用 ICD に使用されている昇圧方式とリチウム酸化バナジウム銀電池特性を超えるのは困難であるが、これに対抗できる新規方式の開発が課題となる。2 次電池と経皮的充電方式は将来性が高く一層の検討が必要である。

今後は今回の結果に基づき、ICD システムと機器の詳細設計と実証実験への展開が必要となる。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

G-1.1. 論文

なし

G-1.2. 学会発表

なし

G-3. 新聞報道

なし

H. 知的所有権の取得状況

なし

植え込み型突然死予防装置の開発

ICD 通信システム

基本設計書

松下電器産業株式会社