アイソトープ電池の ME における利用[†]

堀 原一, 今井健雄

東京女子医科大学 日本心臓血圧研究所理論外科
東京都新宿区河田町10

電池は ME (medical engineering) の領域においても、いろいろに用いられてきた。すなわち、ふつうの直流、交流電源に電線で連結してエネルギーを得ることで満足でない用途、たとえば portable, movable あるいは implantable (植込み可能な) 電源が必要な場合、医用以外の領域におけると同様、電池が用いられてきているのである。

portable, movable とはヒトや動物が携帯して移動でき、したがってそれが可能な大きさ、重量、形で、それに便利なものということで、たとえば運動中の心電図や血圧の測定などという目的をもった wireless telemeter があり、それに適した小型電池が用いられる。これとは異なり、携帯するのではなく、治療などの目的でヒトに植込む ME 機器の電源としての電池の必要性が、そういった治療目的をもった機器の出現とともにでてきたのである。それが implantable な電池である。

当然理解されるように、implantable なといえば小型、軽量、しかも植込みに適する形状でヒトの生体に害がなくということが共通して要求され、そのうえ、多くの場合に高容量、定電圧という特性が望まれる。この implantable な電池の例として、以下に述べる心臓を電氣的に刺激して心拍を維持する人工ペースメーカに用いられる電池があり、1960年ごろから水銀電池が用いられてきた。この心臓ペースメーカは手術によりヒトに植込まれ、多くの例でそのヒトの一生にわたって電気パルスを発振し、心臓を刺激し続けなければならないのであるが、従来のものは約2年の電池寿命しかなく、したがって2年に1回交換のため手術を要するというようになっていた。そこに小型アイソトープ電池出現の意味があるわけであるが、本論にはいる前に心臓ペースメーカについて解説する必要がある。

そのほか ME 機器のなかでは特殊な位置を占め、まだ実験の域を出ないもので人工心臓がある。これはや

はり植込みを目指すものであるが、人工ペースメーカとは異なってまだ多数の問題を有するもので、いままぐエネルギー源さえあればというものではないけれども、いずれは同じく小型アイソトープ電池が要求されるであろうし、アメリカにおいてはすでに試みがある。しかし人工ペースメーカのエネルギーが数 μW でよいのに反し、人工心臓の場合には数 $\sim 10W$ が要求され、この点でも問題が多いのである。本稿では人工心臓についても概説することにする。

なおこれらについて総説を尽すには紙数に制限があるので、参考文献^{1)~11)}をあげて便に供したい。

1. 心臓ペースメーカの電池

近年、内科的薬物治療を主とする不整脈治療の進歩のなかにあって、薬物によっては予防・治療が困難ないし不可能であるか、あるいは時間的余裕がない場合に、有力な方法として心臓の電気刺激による方法が普及しつつある。

その例として、心房細・粗動、発作性頻拍に対するカルディオバージョン (cardioversion)、心室細動に対する直流除細動 (defibrillation) があり、もう1つの例としてこれから紹介する心臓ペースメーカ (artificial cardiac pacemaker) によるペースング (pacing) がある。

1.1 心臓ペースメーカとは一ことに植込み型について

エレクトロニクスの進歩によって、電気生理学的には周知の心筋の電気刺激による興奮の原理を、心臓停止や房室ブロックという徐脈による Adams-Stokes 症

[†] Application of Radioisotope Battery in Biomedical Engineering, Motokazu HORI and Takeo IMAI: Heart Institute of Japan, Tokyo Women's Medical College, 10 Kawada-cho, Shinjuku-ku, Tokyo.

状群（意識消失，痙攣を起こす発作）の予防・治療のために，臨床的に用いた報告が1950年以後，多くの人びとによってなされるようになった。

最初のこれらは体外のペースメーカによる一時的なものであったが，現在のように，すべてを植込み型にまとめたペースメーカが臨床に用いられ始めたのは，1960年代にはいつてからであり，わが国においては1963年がその第1例に応用された年である。

ペースメーカをその構造から，ペースメーカ本体（pulse generator）と電極（electrode and lead）に分けることができる（図1）。

図1 ヒトに植込まれた水銀電池心臓ペースメーカとカテーテル電極(X線写真)

1・1・1 ペースメーカ本体

これは刺激パルスを発生する電池とエレクトロニクス回路をコンパクトに内蔵したもので，重量150g程度，径5cm，厚さ2cm程度の円板状に，プラスチックやチタニウムなどの金属カプセル内に包埋されたものが多い。

パルス発生の方によっていろいろあるが，レート固定型，デマンド型，心房同期型の植込み型ペースメーカが現在おもに用いられている。

このうち，デマンド型は心室電極からR波をピックアップし，R-R間隔が一定以下になると自動的にパルス発生が抑制されるが，そうでないとき（on demand）にはレート固定型ペースメーカとしてパルス

を発生するような抑制型（inhibit-type）と，結果的には同様のデマンド作用を有するが，R波に同期して心臓の絶対不応期にパルスを発生するような同期型（trigger-type）の2つがある。抑制型デマンド型ペースメーカが全植込みの90%を占めている。

なお，植込み型ペースメーカのエネルギー源についてはのちにまとめて述べることにするが，出力としては余裕をみて50～200 μ W程度で十分であり，0.5～2msのパルス幅の矩形波を発生する。レート70～80/minのペースメーカの場合，従来から用いられてきた水銀電池の寿命は約2年である。回路の寿命はもっと長いのがふつうであるので，ペースメーカの寿命は電池によって決まるといってよい。

1・1・2 ペースメーカ電極

双極刺激と単極刺激（他極は不関電極）いずれの場合でも，刺激電極先端は白金，白金-イリジウムや18-8ステンレススチールで作られ，植込みにさいし心臓を露出し，心外膜側から心筋に刺入・縫着する心筋電極と，いずれかの静脈切開により，右心室心尖部内腔へ挿入・留置し，心内膜側から刺激するカテーテル電極とがある。

カテーテル電極の普及によって，心臓ペースングは外科医の手から内科医（cardiologist）の手に移ったといわれるほど，ペースメーカ植込みは開胸を要さず簡単なものとなった。

1・2 心臓ペースメーカ植込み後患者の諸問題

患者が退院して医師の手を離れてから，本当の治療が始まると考えてよい。ペースメーカ植込み後，患者ができるだけ完全に社会復帰することが目標である。しかし，ペースメーカは基礎疾患に対する治療ではないから，その対症療法としての治療限界を知らなければならぬ。したがって，リハビリテーションの指示は，患者の心拍数に対する心機能の予備を考え，つねに適切であることを要する。

患者はペースメーカ植込みによって生命を保つことができる一方，寿命あり故障することもあるペースメーカによる生命をつねに意識し，片時もペースメーカを忘れることができないと訴えることが多い。これは電池に対する不信と不安によることが大部分であって，このことがペースメーカの効果や利益を削減し，患者の社会復帰を大いに妨げる結果となっている。

また2年に1回の交換手術を気にやみ，またその身体的・経済的負担からできるだけ長時間のがれたいと，すべての患者が希望していると考えてよい。

1.3 心臓ペースメーカの従来のエネルギー源と諸問題

1960年前後から今日まで、ペースメーカ電池として水銀電池が主流を占めてきた。容量、電圧、大きさ、重さなどの点で、世界中の植込み型ペースメーカには、Mallory 社水銀電池（ことに1.3Vの850mAhのもの）が多く用いられている。これを3~6個直列あるいは並列に並べて、4~6V以上としたものが多い。

しかし、ペースメーカとしての寿命は植込み後約2年というのが経験的なものであり、したがって約2年に1回の交換手術を余儀なくされている現状である。

この電池の寿命は、製品のバラツキにより異なるだけでなく、心筋のインピーダンス、回路・電極のインピーダンス、ペースメーカレート、レート固定型かデマンド型かななどによっても異なり、またモールドの關係で体液の浸漬の有無やガス発生に伴うその吸収のぐあいによっても、きわめて短寿命のものが出ることがある。銀電池も本質的には水銀電池と同じである。

電池の消耗を知る方法が問題だが、回路がそれに応じ発振レート数を変化させるものでは容易であるけれども、そうでない場合には生体内に植込まれているだけに、必ずしも容易でない。体表から心電図を誘導すると同様に、ペースメーカパルスも誘導し、オシロスコープ上にパルスを拡大して写真にとる方法で、パルスの高さ、幅、波形を計測することが行なわれる。そのほか電池軸の方向にX線写真を取り、電池の同心円状構造がガス発生でぼけてくるのを経過を追い観察する方法があるが、電池寿命を予測し、適切な時期にペースメーカ本体を交換することは必ずしも容易ではない。

1.4 心臓ペースメーカ用 RI 電源と世界の動向

以上のように、心臓ペースメーカには水銀電池が用いられ、その植込みにより心臓病の治療にみるべき効果をあげてきたが、ここでより長寿命電源が要求され、化学電池の改良も加えられた一方、小型 RI 電源が注目され、いち早く心臓ペースメーカに組み込まれて臨床の患者に植込まれたのは、上のような理由があったのである。

1.4.1 プルトニウム-238 (^{238}Pu) 電池

実際には発電器 (RTG) と呼ぶべきもので、 ^{238}Pu (半減期 86.4 年) の α 崩壊による発熱の熱電変換を用いたものである。

もともと人工ペースメーカに要するエネルギーとしては安全を見越しても 200 μW でよいとされ、そのた

図2 1970年7月にロンドンで植込まれた ^{238}Pu ペースメーカと患者のX線写真

めにはごく少量の ^{238}Pu で十分で、実際には0.1~0.2gの $^{238}\text{PuO}_2$ が使われて、それからの α 崩壊による熱が熱電対 (Bi-Te 素子) で電気エネルギーに変換される (thermoelectric conversion)。

これを DC-DC コンバータにより直流変換し、回路と組み合わせた人工ペースメーカが、1970年4月パリで患者に植込まれ¹²⁾、ひきつづき同年ロンドンでも植込まれ¹³⁾(図2)てから、1973年4月現在¹⁴⁾、フランスで51人、イギリスで2人、西ドイツで109人、オランダで10人、ベルギーで10人、アメリカで24人、ブラジル、ベネズエラで数人ほか合計223人に ^{238}Pu 電池ペースメーカ (西ドイツのものについてはのちに述べる ^{147}Pm 電池のものを含む) が使われ、イギリスの1例が他の原因で死亡した以外はすべて順調に動作し、いずれも10年の電池寿命が保証されている (図3)。アメリカでは1972年8月から1973年4月までに24例の植込みが行なわれたが、AECの完全登録・許可制でまず軍関係病院で植込まれ、ついで民間にまで広げられたものである。

この ^{238}Pu 電池ペースメーカの放射線漏えいは、主として混在する ^{236}Pu の娘核種の γ 線や初期のころの Pu^{17}O_2 や Pu^{18}O_2 で (α, n) 反応による中性子が、Ta-10Wカプセルや最外側のステンレススチールの二重のカプセルを通して出るものである。そして漏えい線量は、製造後年数の経過による核分裂の進行による ^{236}Pu の増量とともに増し、10年後には約2倍に達する。

最近、 ^{236}Pu (不純物)を0.3ppm程度まで減少せしめた medical grade $^{238}\text{PuO}_2$ の0.18gが熱源として

(a)

(b)

(c)

図3 フランス製 ^{238}Pu 電池を有するアメリカ製心臓ペースメーカーの1例

カプセルとも直径6 mm, 長さ12 mmにおさまられ、でき上がったペースメーカー用電池として直径17 mm, 長さ40 mmの円柱状に作られ、重量26 gで、熱エネルギーとして47 mW, 電気エネルギーとして負荷抵抗100 Ω で440 μW (効率0.94%), 0.4 Vのものが作られている。そしてこの表面の漏えい線量は3 mrem/hである。なおICRPの勧告では、50 cm離れた空気中の許容線量率は0.17 mrem/hである。

しかし、電源の寿命がかりに10年以上であっても、回路部品やモールドは同程度保証されるかの疑問がある。これには現在のところ、納得できるデータがないのは、片手落ちといわねばならない。

また放射線に対する安全性の問題がある。このTa-Wの密封容器に入れられた ^{238}Pu 電池は、50 m/secの速度での衝撃試験、800°Cに燃焼して水につけたのち、1,000 kgの圧潰に耐え、1,300°Cの火災や焼却に30分以上や、-20°Cの寒冷にも耐えて漏えいが起こらず、純水や海水に1年間浸漬しても腐食せず性能に変わりがなく、核分裂により発生するHeガスがたまり、10年後20気圧、100年後200気圧以上になっても破裂しないといわれるが、年々増加する上記の放射線漏えいに対しては、ペースメーカーの重量と大きさを犠牲にするならばメタルシールドを強化できても、それに

(a)

(b)

図4 著者の入手したアメリカ製 ^{238}Pu 電池 (a)と組み立てた試作ペースメーカー(b)

は限界がある。なお発熱によるペースメーカ表面と周囲組織との温度差は 0.1°C 以下で、この点での問題はない(図4)。

つぎに ^{238}Pu ペースメーカの値段の問題がある。現在、電池だけで1個2,500ドル、ペースメーカにして4,000~5,000ドルの値がついている。ちなみに水銀電池ペースメーカは約1,000ドルである。この経済性に関しては、水銀電池ペースメーカを2年に1回交換する場合に比べ、入院費、手術料の出費、休職に伴う損失を考えればむしろ経済性もすぐれているという計算も成立し、また電池消耗の精神的負担からのがれられるとすれば総合的なメリットは大きいともいわれる。

なお西ドイツでは熱電素子としてp型にZnSb, n型としてBi-Teを幅11mm、長さ1mのポリアミドテープ上に710対(最近はさらに少なくなったといわれる)を直列になるように蒸着し、それをロール状に巻いて ^{238}Pu カプセルを2個のそれで挟むようにセットした小型発電器が開発され、DC-DCコンバータを要せず開放電圧10Vが得られ、これを組み込んだペースメーカが作られている。

1.4.2 プロメチウム- ^{147}Pm 電池

β 線源である ^{147}Pm を $^{147}\text{Pm}_2\text{O}_3$ の形で薄くコーティングした基板と、シリコン半導体p-n接合面とを密着したものを重ね合わせた直接発電部分を有し(その意味で原子電池と称してもよい)、これをTaのカプセルに入れ、さらに、ステンレススチールのカプセルに入れた密封線源電池が作られている(betavoltaic conversion)。もちろん発熱はない。 ^{147}Pm の半減期は2.6年であり、この15Ciを用いた電池のエネルギーは $66\mu\text{W}$ にすぎないが、100Ciの ^{147}Pm を用いた電池(効率1.7%で4.7Vの開放電圧、 $370\mu\text{W}$ の最大出力)か、複数個の電池(初期状態において $250\mu\text{W}$ 程度)を用いることにより、 ^{147}Pm 電池ペースメーカとしておよそ10年の寿命が保証されることになる。なお前者の ^{147}Pm 電池は直径23mm、長さ24mm、重量98gの円柱状に作られている。

また ^{147}Pm 電池を用いて非常に小形のペースメーカ回路を組み、右心室心尖部内腔にカテーテルでそう入し、留置しておくというintracardiac pacemakerなるものが、アメリカCox Heart Instituteで試作されている。

著者ら¹⁵⁾も1971年、約15Ciの $^{147}\text{Pm}_2\text{O}_3$ を有する開放電圧2V、短絡電流33 μA 、重量16gの原子電池2個を直列につないだレート固定型ペースメーカを某社とともに試作し(図5)、動物実験によりそれを植

図5 試作した ^{147}Pm ペースメーカ

込んでペースメーカとしての有効性を確かめた。

漏えい放射線¹⁶⁾としては ^{146}Pm による γ 線と ^{147}Pm の β 線による制動X線がおもなものであるが、 ^{146}Pm を0.15ppm以下に抑えたmedical gradeのものは経年線量率も低く、そのしゃへいはさほど困難でないが、上記 $370\mu\text{W}$ の ^{147}Pm 電池の表面漏えい線量は3.5mrem/hである。

なおペースメーカ電池にアイソトープを用いる場合、 ^{238}Pu と ^{147}Pm の得失が比較されているが、いずれも長短がある。法的には ^{238}Pu は規制法、 ^{147}Pm は障害防止法の適用を受ける。

1.4.3 トリチウム(^3H) 電池

半減期12.3年の β 崩壊をするトリチウムの0.5gを用い、 $200\mu\text{W}$ 、5Vの出力を有する15mlの容積、100gの重量の密封型原子電池がペースメーカ用としてオーストラリアなどで作られた(betavoltaic conversion)。その表面漏えい線量は0.1mrem/hで、崩壊に伴うHeの産生で70気圧に内圧が上昇するのに十分な安全性が見込まれているが、出力密度が熱電変換を用いるものの1/10~1/50と低い。なお、ペースメーカとした場合の電池寿命は約10年という。

1.5 RI 電池に伴う諸問題

初期の1960年代には細々と存在したわが国産の植込み型ペースメーカは、現在無に等しい。MEがこれだけ勃興したエレクトロニクスの日本として、考えなければならぬ問題である。現在アメリカ製が90%強、そのほかイギリス製をはじめとして、西ドイツ製、スウェーデン製が占めている。これは高性能、高信頼性が要求される水銀電池ですら、満足な国産品がないことが一因である。

1970年4月からフランスやイギリスで植込まれ、ヨーロッパ共同体では大幅に規制がゆるめられ、すでに200余人に植込まれてなお増加しつつある ^{238}Pu ペースメーカや ^{147}Pm 、 ^3H の β 線利用電池ペースメー

カが、10年以上という長寿命のゆえをもって希望を持たれ、わが国でも患者がこれら RI ペースメーカの植込みを望んでおり、その国産が期待されている。

しかし、それらアイソトープの分離・精製にはばく大な設備を要し、わが国では当分は輸入に頼らざるを得ない。

幸か不幸かわが国がこういう状態である現在、RI ペースメーカ国産を考える前に、あるいは AEC が条件付きで解いたように、わが国でも法的規制を改変して RI ペースメーカの輸入を許す前に、考えなければならないことがある。

まず RI 電源の安全性の問題である。かりにそれからの漏えい線量が ICRP の勧告を満たすもので、植込まれた個人、周囲の公衆に放射線障害を及ぼすものでなくても、また ^{238}Pu 電池で述べられたテストを満足するものであっても、不特定多数の患者に植込まれた場合、あるいは完全登録制をとった場合でも、多数になれば follow-up から逸脱したり、不慮の事故で死亡したりして RI ペースメーカの回収ができないことを考えておかなければならない。

すなわち、そのような場合にかりに10年間の安全は保証されていても、100年、1000年後のカプセルの運命についての保証はまずないと考える必要がある。

完全登録制（背番号制）や ID のための RI マークの入れ墨などは、患者の人権、完全な社会復帰の点からいろいろ問題がある。

このような理由で、子孫代々の地球の放射線による汚染を今から考えてから RI ペースメーカを植込まなければならないという、深慮にもとづく意見が出始めている。

また、RI ペースメーカの必要性に関する問題がある。まず年齢70歳以上で、余命が10年以下と考えられる患者には、このような長寿命のペースメーカは必要でないと考えのはふつうである。また20歳以下の青少年、ことに発育期であり、しかも生殖年齢にある婦人には、かりに ICRP の基準に合っても少量-長期間照射の影響が十分明らかになっていない現在、安全の保証がないという理由で、RI ペースメーカ植込みは避けるべしという意見も納得される。このように考えてくると、RI ペースメーカ植込みが真に適応となるのは、全ペースメーカ植込み患者の約17%という予測がある¹²⁾。ちなみにわが国での年間新規植込み患者の発生は約1,500人であり、アメリカのそれは約10,000人である。するとわが国では年間約250個、アメリカでは約1,700個の RI ペースメーカが必要という数字

になる。

必要性に関連して、RI 電池でなくても、化学電池でもそれに近い寿命が期待できるという見通し(後記)がでてきた現在、この点からも批判が加えられるのは当然といえる。

ペースメーカに限らなくても、これら植込み型人工臓器は単に技術開発にのみ目を奪われず、正しいアセスメントを行ない、社会によって支持され、ときには監視されなければならないが、RI ペースメーカはすでにこの問題を提起しているということができる。昭和48年度科学技術庁原子力平和利用研究委託費が「ラジオアイソトープ電池を用いた心臓ペースメーカの安全評価に関する試験研究」に対し、著者らのチームに交付されたが、以上のような意味で時宜を得たものといつてよい。

1・6 RI 電源以外の電池とその進歩

一方では RI 電源以外で、心臓ペースメーカ用としての電源の進歩も少なからずあることを、RI 電源の正しい認識のために記しておかねばならない。

水銀電池については心臓ペースメーカにおいて最も長い歴史と実績を有するので省略し、それ以外の電池の最近の進歩を述べる。

1・6・1 ニッケル-カドミウム (Ni-Cd) 電池

充電可能な Ni-Cd 電池も人工ペースメーカに使われた。ペースメーカのパルス発生器と送信コイルは体外にあり、受信コイルと電極のみ植込む誘導型にこれが用いられた。

また植込み型でも、体外からコイルで誘導により体内に植込まれた Ni-Cd 電池を充電する方式の人工ペースメーカがある¹⁷⁾。

しかし、Ni-Cd 電池の充電、放電の繰り返しは約100回くらいが限度ともいわれ、この特徴はあまり重視されていない。

1・6・2 リチウム (lithium) 電池

固体電解質を用いる固体電池が、長寿命など数々の利点をもつといわれている。その1つとして、すでにヨウ化リチウムを用いた電池がペースメーカ用に試みられている。その開放電圧は2.8Vで、容量は4 Ahといい、2、3個直列に用いれば、寿命約10年のペースメーカになろうとされている¹⁸⁾。

1・6・3 生体エネルギーの利用

永久機関が現実存在しないことは、エネルギー保存の法則により、生体にあってもあてはまる。

しかし、ペースメーカは人工心臓と異なり、心臓の

収縮のトリガとなる信号を与えるにすぎぬもので, 前述のように50~200 μW あれば十分である。

したがって, 生体エネルギーの一部を変換し, 電気的エネルギーにすればこと足りるわけで, そのような試みがいくつかある(biogalvanic conversion)^{19), 20)}。

(1) 生体燃料電池 (biological fuel cell)

燃料電池とは, 燃焼(酸化)に伴う熱を介さないで, 化学エネルギーを電気エネルギーに変換する変換器と考えてよいもので, 酸水素電池 (hydrogen oxygen cell) が最も簡単な燃料電池として人工衛星にも用いられた。

ブドウ糖の化学エネルギーを電気エネルギーに変換するブドウ糖燃料電池が試みられ, 5 mlの10%ブドウ糖液を用いて120時間で72 mW/h が発生したという。ブドウ糖燃料電池が人工ペースメーカに用いられたことはないが, 陰極に鉄-フタロシアニンを触媒的に用い, 炭水化物やアミノ酸の酸化によって発電するエネルギーを用いたペースメーカが, 西ドイツで臨床症例に植込まれている^{7), 21)}。

(2) 生体電位の利用

生体という電解質溶液に浸した状態の組織に, 異なる2種の金属をそう入すれば, 生体電位を得る。金-白金黒と銅の両極で0.5 V, 300 μW の出力を得たとするもの, 鉄-塩化銀と亜鉛で1 V, 500 $\mu\text{A}/\text{in.}^2$, 銀-塩化銀とアルミニウムで0.7 V, 150 $\mu\text{A}/\text{in.}^2$ が得られたとするものがある。なお, 心電は心臓収縮により発生する生体電位であるが, これを利用するにはあまりにエネルギーが小さく, 実用性がない。筋電, 脳波なども同様である。

(3) 体温の利用

体内の体温 (38°C程度) を用いて熱電変換することは原理的には可能であるが, これにより得られるエネルギーは不足である。

(4) ピエゾ電気の利用

心臓の収縮や血管の拍動, 呼吸筋の収縮などの運動エネルギーをピエゾ電気に変換して, ペースメーカ電源とした試みがある (piezoelectric conversion)。イスの大動脈に多数の結晶セラミックを巻いて, 0.8~1.2 Vの出力を得たという報告や, 心臓, 大動脈, 横隔膜で3~6 V, 100 μW の出力が得られたことが知られており, 原理的には人工ペースメーカエネルギーとして実用に値する。

2. 人工心臓の電池

心臓は安静時 $1 \times 10^4 \text{ kg} \cdot \text{m}/\text{日}$ (ほぼ20 kcal) の仕事

をし*, 運動時にはこの数倍にも達し, エネルギー効率は15~35%のポンプである。

人工的に心臓ポンプを作るとすると, 少なくともこれだけの外部仕事ができるように, その人工心臓のエネルギー効率を考えに入れて, エネルギー源を付与しなければならない。

人工心臓が体外にある間は, かりに電気モータで駆動しようと, 圧搾空気や, あるいは水圧で動作させようと, エネルギー伝達の方法や効率, 制御性が問題になっても, 原理的には可能である。

しかし, いったん植込み型人工心臓となると, この数 W の機械エネルギーを何から得るかが大問題になる。

上述の人工ペースメーカ用としては十分なエネルギー源であっても, それはせいぜい mW の何分の一かですむエネルギーであり, 数 W の出力を得るエネルギー源としては, ただ前述の諸方法を比例的に大きくすればよいものばかりではない。

一方, 機械的なポンプである人工心臓であるから, 純機械的に横隔膜-横隔神経片や大腿四頭筋-坐骨神経

* 心臓の仕事の計算

心臓の外部仕事 W_T は, 心室がその内圧に抗して容積を減少させる (血液を拍出する) ことと考えてよい。それを2つに分けて,

(1) 動脈圧に抗して血液を動脈に拍出するための圧エネルギー W_P

$$W_P = \text{平均動脈圧 } \bar{P} \text{ cm H}_2\text{O} \times \text{1 回拍出量 } Q \text{ ml}$$

(2) 拍出する血液に速度を与えるための運動のエネルギー W_K

$$W_K = \frac{1 \text{ 回拍出量 } Q' \text{ g} \times [\text{平均拍出速度 } \bar{V} \text{ m/s}]^2}{2G}$$

(ただし G : 重力の加速度 $9.8 \text{ g} \cdot \text{m/s}^2$) とすると,

$$W_T = W_P + W_K$$

である。

いま左心室に関する安静時の概算値として, $Q = 60 \text{ ml}$, $Q' = 60 \text{ g}$ (血液比重を1とする), $\bar{P} = 100 \text{ mmHg} = 1.36 \text{ mH}_2\text{O}$, $\bar{V} = 50 \text{ cm/s}$ とすると,

$$W_P = Q \cdot \bar{P} = 60 \times 1.36 = 81.6 \text{ g} \cdot \text{m}$$

$$W_K = \frac{Q' \bar{V}^2}{2G} = \frac{60 \times 0.5^2}{2 \times 9.8} = 0.7 \text{ g} \cdot \text{m}$$

$$W_T = W_P + W_K = 82.4 \text{ g} \cdot \text{m}$$

となる。

右心室に関しては, $Q = 60 \text{ ml}$, $Q' = 60 \text{ g}$, $\bar{P} = 20 \text{ mmHg} = 0.27 \text{ mH}_2\text{O}$, $\bar{V} = 50 \text{ cm/s}$ とすると,

同様の計算で

$$W_P = 16.2 \text{ g} \cdot \text{m}$$

$$W_K = 0.7 \text{ g} \cdot \text{m}$$

となり, 左右心室の安静時1回仕事量は約 $100 \text{ g} \cdot \text{m}/1 \text{ 拍動}$ となり, 1日当たりの仕事は約 $1 \times 10^4 \text{ kg} \cdot \text{m}$ となる。

片を心臓あるいは人工心臓駆動のために用い、それぞれの神経刺激を電氣的に行なって筋収縮エネルギーを得ようという、単純な試みもなかったわけではない。

また電磁エネルギーで、Faraday の法則により生じる力を利用して直接血液を動かす電磁ポンプや、あるいは electro-osmotic pump の試みもあったが、ほとんど実用とは成り得ぬ方法である²²⁾。

アメリカ National Institutes of Health (NIH) は人工心臓プログラムを、ここ数年にわたり強力に推進してきたが、1969年6月に行なわれたカンファレンスでは、人工心臓のエネルギー源が多数取り上げられた。

それを詳記することはできないので、その報告集²³⁾

図6 アメリカ NIH の開発している ^{238}Pu 人工心臓ポンプ模型 (左) と ^{238}Pu 封入カプセル模型 (右, 手の上)
(東大桜井靖久助教授提供)

を参照ねがうとして、biological fuel cell, endogenous heat のほか、transcutaneous power transmission, electromagnetic and piezoelectric conversion, electrical energy storage などが話題となったことをあげるにとどめる。

ところで、1972年2月、同じ NIH は ^{238}Pu を密封熱源とした、50Wの発電器をもつ人工心臓あるいは補助心臓ポンプの動物実験を発表した²⁴⁾。この電源は人工ペースメーカーで述べたと同原理によるものであるが、直径1.28 in., 高さ2.0 in., 重量1.0 lbの円柱形に作られており、表面での放射線量は2,740 mrem/h, 1 m 離れると、0.6 mrem/h であるという (図6)。

これを用い、vapor cycle engine として modified Rankine engine, tidal regenerator engine が作られ、また gas cycle engine として thermocompressor engine, modified Stirling engine, high pressure Stirling engine が作られて動物 (ウシ) への植込み実験が行なわれたのである。

このような ^{238}Pu 電源が動物の生体に及ぼす影響、ことに熱源としておよび放射線源としてのそれを研究

されているが^{25), 26)}、いずれも許容限界内にあるとはいうものの、用いる ^{238}Pu の量も多く、それを入れるカプセルの安全耐久テストも十分なされてはいるといっても、心臓ペースメーカー以上の問題を有していることはたしかである^{31), 27)}。

3. 総 括

ME の領域における電池の利用、ことに RI 電源を中心に、現在最も実用化される見通しの大きい心臓ペースメーカーについて総説した。現状を解説するとともに、ことに RI 電源を用いた場合の諸問題を考察した。

人工心臓については、エネルギー源以外にも多くの解決すべき問題が山積しているので、直ちに RI 電源が要求され、それがヒトに植込まれることはないであろうが、いずれ問題になることとして今から準備しておかねばならない。

RI 電源の研究は、単に技術的方向にのみ向けられるのでは十分でなく、ことに ME 領域への応用の場合には期待される効果のほかに、直接、間接的にヒトの安全、地球全体の環境保全と密接な関係を有し、それも10年単位でなく超遠未来を考えての保証と社会のコンセンサスが、技術を裏づけとして得られなければならないものである。RI の処理処分や消滅処理の技術とともに、これによって真の原子力平和利用の目的が達せられるのである。

また諸法規は人間福祉と安全性確保の基盤の上に立ち、科学・技術を裏づけとして制定ないし改変されなければならないものである。

わが国の RI 電源、さらにそれ以前の RI そのものの分離・精製などの技術の実力がいかにばかりか詳細は知らぬが、これまで経験したところによると、必ずしも十分でなく、アメリカやフランス、イギリスに遠く劣るようである。RI は輸入に頼り、その先の利用をすればよいという考えにも一理はあるが、専門家でない著者が会員諸氏にこの点も含めて検討を願いたいと考える次第である。

平素御指導を賜わっている東大生産技術研究所加藤正夫教授に、この機会を借りてお礼申し上げる。

文 献

- 1) 堀 原一：人工臓器とそのエネルギー，日本機械学会誌，75，1279 (1972)
- 2) 豊島英徳，堀 原一：人工臓器用ラジオアイソ

- トープエネルギー源(電源), 人工臓器, **1**, 256 (1972)
- 3) OCDE/ENEA: Proc. Second International Symposium on Power from Radioisotopes, Madrid (1972.5.29.~6.1.)
 - 4) 堀 原一, 豊島英徳, 今井健雄: アイソトープ心臓ペースメーカー, *Isotope news*, p.12 (1972.8.)
 - 5) 加藤正夫: アイソトープ発電について—第2回国際シンポジウム「Power from Radioisotopes」発表論文から, *Radioisotopes*, **21**, 733 (1972)
 - 6) 堀 原一: 医用電池, OHM, p.70 (1973.1.)
 - 7) Schaldach, M., 堀 原一: 新しい植込み型心臓ペースメーカー用電源について, 人工臓器, **2**, 2 (1973)
 - 8) 日本原子力産業会議: 核分裂生成物等総合対策懇談会報告書, p.23および I-1 (1973.5.)
 - 9) ENEA: Draft Safety Guidelines for the Design, Construction, Testing and Control of Cardiac Pacemakers Powered by Radioisotope Sources, Paris (1971.5.)
 - 10) OECD/NEA/Steering Committee for Nuclear Energy: Standards for the Design, Construction, Testing and Control of Cardiac Pacemakers Powered by Radioisotopic Sources, Paris (1972.4.)
 - 11) *idem*: Renewal of the Mandate and Future Programme of the Study Group on Isotopic Batteries, Paris (1973.4.)
 - 12) Laurens, P. & Piwnica, A.: 238-Plutonium-powered generator for implantable cardiac pacemaker. VI World Congress of Cardiology, London (1970.9.7.)
 - 13) Poole, M.J. & Sowton, E.: The development and evaluation of a nuclear powered pacemaker. *Ann. Cardiol. Angéiol.*, **20**, 397 (1971)
 - 14) Laurens, P.: Clinical results of an isotopic cardiac pacemaker. Session on Energy Sources, IV International Symposium on Cardiac Pacing, Groningen(1973.4.17.~19.)
 - 15) 堀 原一, 豊島英徳, 遠山正俊, 黒沢守儀, 大原雄一: 新しい原子力電池を用いた心臓ペースメーカー, 医学のあゆみ, **78**, 29 (1971)
 - 16) 豊島英徳, 今井健雄, 堀 原一: 心臓ペースメーカー用ラジオアイソトープ電源について, 人工臓器, **1** (Suppl.), 28 (1972)
 - 17) 豊島 健, 根本 鉄, 神谷 瞭, 戸川達男, 根本栄之: ニッケル・カドミウム電池による充電式ペースメーカー, 同上, 30 (1972)
 - 18) Greatbatch, W.: Chemical power sources for implantable cardiac pacemakers. 14)に同じ。
 - 19) Roy, O.Z., Wehnert, R.W., Heggveit, H. A. & Waddell, W.G.: Biological energy sources. *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, **167**, 645 (1969)
 - 20) Cywinski, J.K.: Biogalvanic power sources for implantable devices 14)に同じ。
 - 21) Schaldach, M.: Implantable electrochemical energy sources. Digest 9 Intern. Conf. Med. Biol. Eng., p.276, Melbourne (1971)
 - 22) 渥美和彦: 人工臓器, 東大出版会 (1970)
 - 23) National Heart Institute: Artificial Heart Program Conference, U.S. Dept. Health, Education & Welfare (1969)
 - 24) National Heart and Lung Institute: Totally Implantable Nuclear Heart Assist and Artificial Heart, U.S. Dept. Health, Education & Welfare (1972)
 - 25) Sandberg, G.W., Huffman, F.N. & Norman, J.C.: Implantable nuclear power sources for artificial organs. I. Physiologic monitoring and pathologic effects, *Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs*, **16**, 172 (1970)
 - 26) Ponn, R.B., Molokhia, F.A., Huffman, F. N., Curtis, G.W. & Norman, J.C.: Abdominal implants of radiation sources. *J. Surg. Res.*, **11**, 207 (1971)
 - 27) 桜井靖久, 井街 宏: 原子力人工心臓の開発計画, *Modern Medicine*, 1973.7.: 22 (1973)