

1 ICD・CRT(D)の歴史と概要

1 心臓突然死と除細動治療

心臓に起因する疾患で発生から1時間以内に死亡するものを心臓突然死と呼ぶ。わが国では年間約6万例の心臓突然死が発生する¹⁾。その原因の多くは心室頻拍(ventricular tachycardia: VT)や心室細動(vermicular fibrillation: VF)などの致死性心室性不整脈によるものであり、救命には可及的速やかな除細動がなされる必要がある。

1950年代以降、心室頻拍・心室細動に対する治療は抗不整脈薬による薬物療法が主流であったが、その効果と副作用の点から、限界が実感されていた²⁾。1960年代に心臓突然死の可能性が高い患者に除細動器を植え込むというアイデアが提唱され、1976年に動物実験において有効性と安全性が示された。その後1980年にMirowski³⁾によりヒトに対して初めての植込み型除細動器(implantable cardioverter-defibrillator: ICD)の植込みがなされ、1985年に米国食品医薬品局(FDA)の承認を得た(これを第1世代ICDと呼ぶ) (図1, 図2)。

ICDは常に不整脈の有無を監視しており、心室頻拍・心室細動が検出されれば自動的に治療がなされる。VF治療には直流除細動(R波非同期の高エネルギー除細動)が用いられ、VT治療にはカルディオバージョン(R波同期の低エネルギー除細動)、あるいは抗頻拍ペーシング(antitachycardia pacing: ATP)が用いられる。ICD本体と除細動電極リードの間に直流通電を行うことで除細動やカルディオバージョンが行われる。ATPは頻拍周期よりやや短い周期で心室ペーシングすることによって頻拍発作を停止させるものである。また、徐脈時にはペースメーカーと同様の徐脈ペーシングも行う。以下に世代ごとのICDの特徴について述べる。

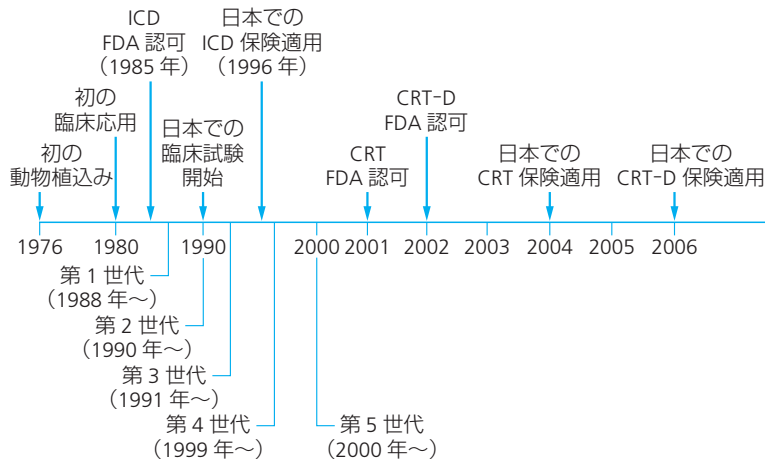


図1 ICD, CRT-Dの開発経緯

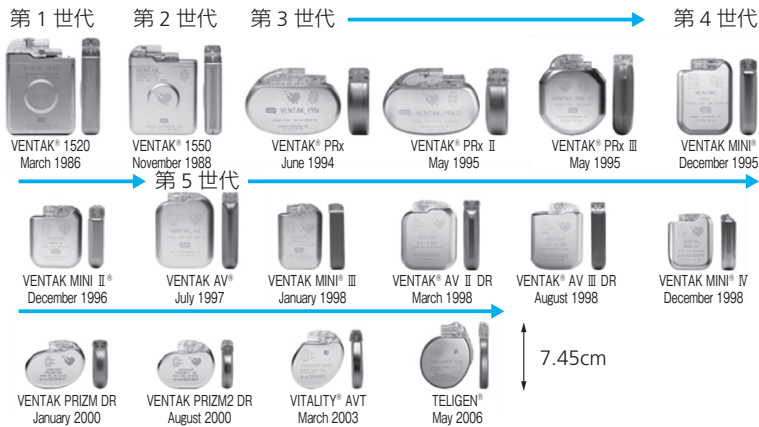


図2 ICD 開発変遷 (ボストンサイエンティフィック社より資料提供)

2 ICD の歴史

第1世代 (1988年～) では、開胸下に除細動パッチを心外膜に縫い付け、ジェネレータは腹部皮下に植え込んだ。機能は心室細動の感知とそれに対する非同期ショックが行えるものであった (図3)。

第2世代 (1990年～) は第1世代と同様に開胸下に心外膜パッチを用い、

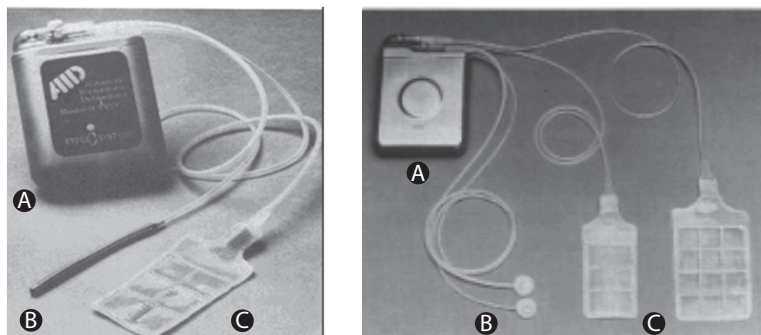


図3 第1世代ICDと心外膜パッチ電極

(左) Intec/CPI 社製 AID シリーズ. **A**ジェネレータ本体. **B** SVC スプリングリード. **C**心外膜パッチリード. SVC スプリングリードと心外膜パッチリードの間で、レートセンシングとショック治療が行われる. SVC スプリングリードは心内に固定されておらず、浮いた状態で留置されたため、オーバーセンシングが多く発生した. このため、その後心外膜のレートセンシングリードが追加された.

(右) CPI 社製 Ventak シリーズ **A**ジェネレータ本体, **B** SVC スプリングリードおよび心筋リード, **C**心外膜パッチ.

AID: automatic implantable defibrillator, SVC: 上大静脈.

ジェネレータは腹部に植え込んだ **図4**. ATP や徐脈ペーシング機能はなく、除細動時のショックパルスは単相性波形 (monophasic pulse) を用いており除細動閾値は高かった. また、心室頻拍・心室細動を検出して充電がいったん開始してしまうと、心室頻拍・心室細動が自然停止した場合でも強制的に除細動治療が行われる committed mode であった. 日本では1990年に第2世代ICDの試験が開始された.

第3世代 (1991年～) では ATP や徐脈ペーシング (VVI モード) 機能が追加された. それまで用いられていた心外膜パッチに代わって、経静脈リードが開発され、非開胸下での植込みが可能となった. しかしジェネレータ本体が大きいことより、植込みは依然として腹部に限られていた. 鎖骨下静脈から挿入された電極リードを前胸部皮下を通してジェネレータ本体に接続した. 除細動閾値が高いため皮下にアレイ電極の植込みを要した. わが国では1996年にICDが保険適用となった. 同時期に欧米では心臓再同期療法 (CRT) の臨床使用が開始された.

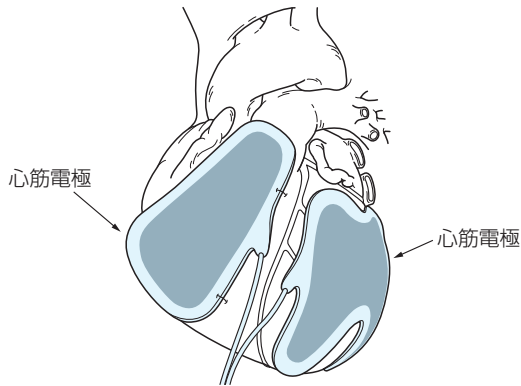


図4 心外膜パッチ電極装着図

右室と左室前面に縫着した心外膜パッチ.

(Troup PJ. Curr Probl Cardiol. 1989; 14: 673-843¹³⁾)

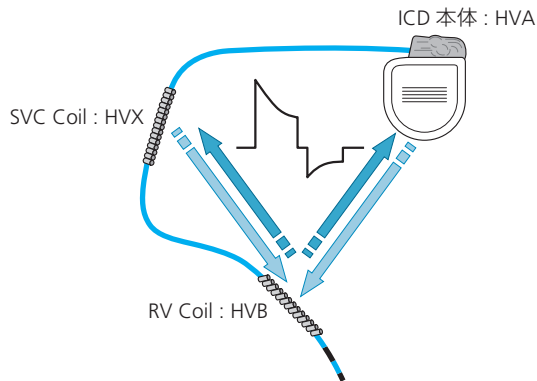


図5 二相性波形の除細動

RV coil (HVB) から ICD 本体 (HVA) および SVC coil (HVX) に向かって電流を流し、その直後反対に ICD 本体 (HVA) および SVC coil (HVX) から RV coil (HVB) に電流を流す。

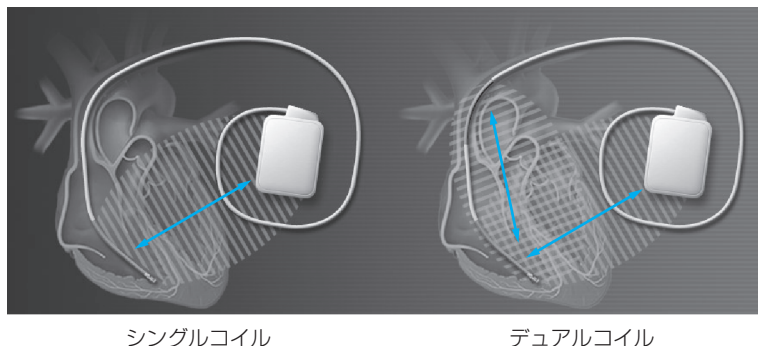
RV: 右心室, SVC: 上大静脈。

第4世代(1999年～)になるとジェネレータの小型化が進み胸部への植込みが可能となった。メモリー機能も大幅に拡充され、イベント日時や心内心電図の保存が可能となった。また、除細動時のショックパルスが二相性波形(biphasic pulse)となり、除細動閾値が約30%低下した⁴⁾ 図5。さら

に、充電中もしくは放電直前に頻拍が停止した場合は、内部放電を行ってショック治療を回避することができるようになったため（non committed mode）、不要なショック治療は激減した⁵⁾。現行の第5世代（2000年～）では、心房電極が追加され、DDDモードによる徐脈ペーシングが可能になった。

3 ICD 電極リード

心血管内に留置される電極リードには強靱性、耐食性に加え、生体適合性が求められる。電極に使用する金属は導通性に富んだもので、また、コイル間を絶縁するポリマー材質の開発が続けられてきた。現行のICD電極リードには大きく分けて2種ある。シングルコイルは、リード内にコイルが1本入っており、先端（陰極）とジェネレーター（陽極）の間に直流電流を流す。デュアルコイルはコイルが2本入っていて、通電箇所が先端（陰極）と上大静脈（陽極）の2カ所ある。シングルコイルのメリットはデュアルコイルに比べて血管壁に癒着しにくく抜去しやすいことである。一方、デュアルコイルのメリットは除細動閾値が低いことである（図6）。



〔図6〕 シングルコイルリードとデュアルコイルリード

近年のICDは高出力（40ジュール前後）ショックが出せるため、除細動閾値が高いとされるシングルコイルリードの場合でも停止不能な不整脈は減少した。