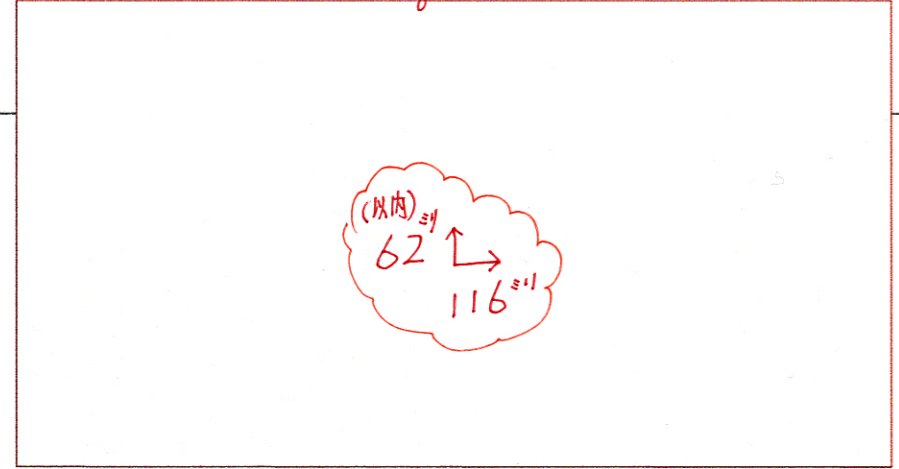






■図6 電磁干渉の種類  
(文献8より作成)



例：電気メス、除細動器、低周波治療など

②変動磁界

単極のリード線は、関・不関電極間の生体組織を含めて1回巻きコイルを形成している。このコイルに変動磁界

が照射されると、発電機と同じ原理で電圧が誘起される。周波数50Hzの場合、70μTで1mVのノイズが入力される(表1)。

例：変電施設、大型のモーター、大電流の溶接機など

■表1 交流高圧電界、単極・双極リード線別の比較

ノイズの種類	単極リード線	単極リード線
□□□□	□□□	300～500μA
□□□□	70μT (100μT以上)	400～700μT
□□□□□□	□□□	30～50kV/m

■表2 病院で注意すべき機器

機器	注意事項
X線・CT装置	事前にデバイスを植え込んでいることを伝える
PET-CT装置	X線束を5秒以上照射しない
MRI	条件つきMRI対応デバイス以外のデバイスは禁忌
体外式除細動器	パドルの位置はデバイス本体から8cm以上離す。または、除細動器の2つのパドルを結ぶ線がデバイス本体と電極を結ぶ線に直行するような位置にパドルを配置する
放射線治療	事前にデバイスを植え込んでいることを伝える
歯科治療	事前にデバイスを植え込んでいることを伝える
結石破砕装置	事前にデバイスを植え込んでいることを伝える 衝撃波の焦点を本体より5cm以上離す 治療の前後にデバイスの作動を確認する
電気メス	事前にデバイスを植え込んでいることを伝える 対極板とメス刃を本体より15cm離れた位置で使用する 治療の前後にデバイスの作動を確認する
高周波アブレーション装置	通電中に本体やリードに接触させてはならない
低周波治療器□	使用を避ける
マイクロ波ジアテルミー□	使用を避ける
通電式の鍼治療□	使用を避ける

③交流高圧電界

電界の変動に応じて体内の荷電粒子(電子やイオン)が移動(振動)することで、体内に電流が流れた場合と同様の現象が起こる。電界が5kV/mで体内に50μAの電流が流れたことと同じになり、単極のリード線では1mVのノイズが入力される。

これらのノイズの混入は、すべて単極電極(単極リード線)の場合であって、双極電極(双極リード線)の場合には、いずれも影響が約1/6～1/10と小さくなる(表1)。

例：高電圧送電線に近づいた場合

④静磁界

1mT(=10 Gauss)以上の静磁界(磁石)がCIEDsの本体やリード線に加わった場合、CIEDsに備わっているペースメーカー機能に影響することがあるが、磁石を遠ざけるとともに戻る。

例：磁石、MRI

⑤高周波電磁界

ノイズの混入経路は本体とリード線をつなぐコネクタ部やテレメトリー用コイルアンテナである。高周波電磁波ノイズは生体組織に進入すると熱エネルギーに変換されるので、体の表面に近いところで影響が最大になる。

皮下植込み型除細動器 sub-cutaneous ICD (S-ICD) は、ペースメーカーやICDに比べリード線が最も体の表面に設置されているため、リード線からノイズが進入しやすい可能性があると考えられる。

例：エンジン、アーク溶接、携帯電話などの通信機器ワイヤレスカード

表2に、病院での使用で注意すべき機器と、その注意事項をまとめる。

CIEDsの種類と機能

ここでは、CIEDsの種類と救急・集中治療領域で必要になる機能を紹介します。

■表3 心臓ペースメーカーのメーカー別製品特性

メーカー	Medtronic	Abbott	BIOTRONIK	Boston Scientific	Microport CRM
デバイス	Azure™	Assurity™	Amvia Sky	ACCOLADE™	Alizea™
X線識別マーカ・識別番号	RNA	SJM HM MRI		▲BSC012	MLP
X線画像					
容積	12.75cm³	10.7cm³	11.0cm³	12.2cm³	14.2cm³
重さ	22.5g	19.6g	23.2g	24.8g	29.2g
サイズ(H×W×D)	46.6×50.8×7.4mm	47×51.8×6.7mm	48×44×6.5mm	44.5×50.2×7.5mm	44.5×58.8×7.5mm
ヒト組織に接する材料	チタン ポリウレタン シリコーンゴム	チタン エポキシ樹脂 ポリウレタン シリコーンゴム	チタン エポキシ樹脂 ポリスルホン シリコーンゴム	チタン エポキシ樹脂 ポリウレタン フルオロシリコーン	チタニウム ステンレス鋼 ポリウレタン シリコーンゴム
電池寿命 (DDD 60ppm, A&V : 2.5V, 100% pacing)	10.1年	11.1年	10.4年	8.2年	13.2年 (EL)

心臓ペースメーカーの種類

表3に、メーカーごとの製品特性とX線画像を示す。救急搬送されたデバイス患者が常にデバイス手帳を所持しているとは限らない。心原性か否かを調べるのにデバイスチェックは必須であるが、どのメーカーのCIEDsか迷うことをよく経験する。そんなときにはX線写真を撮像し、デバイスに記載されているX線識別マーカを確認すればよい。

ペーシング閾値

ペーシング閾値とは、心筋脱分極において興奮させるのに必要な最小の電気刺激のエネルギーである。ペーシングエネルギーは電圧、電流、リード抵抗、パルス幅、より算出される。

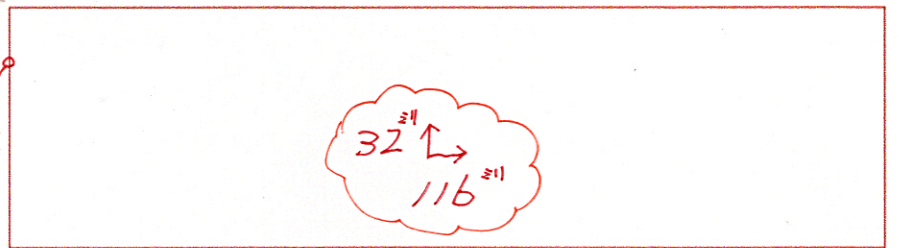
$$E = V^2 \times R \times T$$

E: エネルギー (μJ), V: 電圧 (V),  
R: 抵抗値 (Ω), T: パルス幅 (msec)

リードにはユニポーラ(単極)リードとバイポーラ(双極)リードがあり、現在のリードのほとんどバイポーラリードが使用される。ユニポーラリードでは大胸筋刺激(twitching)が起こりやすく、バイポーラリードに比べリード抵抗は低く、ペーシング閾値は高い特長がある。

■図7 心房・心室の波高値測定のプロ

\*感度の値を小さくする場合は肩回しや揺みテストを行い、筋電図のオーバーセンシングの有無を確認する。



一方、バイポーラリードでは大胸筋刺激が起こりにくく、ユニポーラリードに比べリード抵抗は高く、ペーシング閾値は低い特長がある。さらに、心拍数60～120/minの設定条件である場合、先端が陰極であるほうが陽極であるよりも閾値が低くなる。

センシング機能

センシング機能とは、心房・心室のリードで記録された心内電位図を監視する機能である。ペースメーカーのセンシング回路には、オーバーセンシングを防ぐためにバンドパスフィルターが設置されている。自己心房・心室波は10～100Hzに分布しているため、この領域の周波数を感知するように設定されており、フィルターを通過したあとの電位が設定感度

以上であれば自己心拍として認識される。

感度の安全領域は自己波高値の1/2以下の値とすることが望ましい(図7)。

心房波高: 正常値は0.5mV程度、心室波高: 正常値は2.0mV程度

インピーダンス

インピーダンス(Ω)はリード、電極から心筋へ電流が流れる際の抵抗値の総和を示す。電池寿命を考慮して抵抗値を高値にしたハイインピーダンスのデバイスもある。

ペースメーカーのリード抵抗値: 正常値は300～1000Ω

電池指標

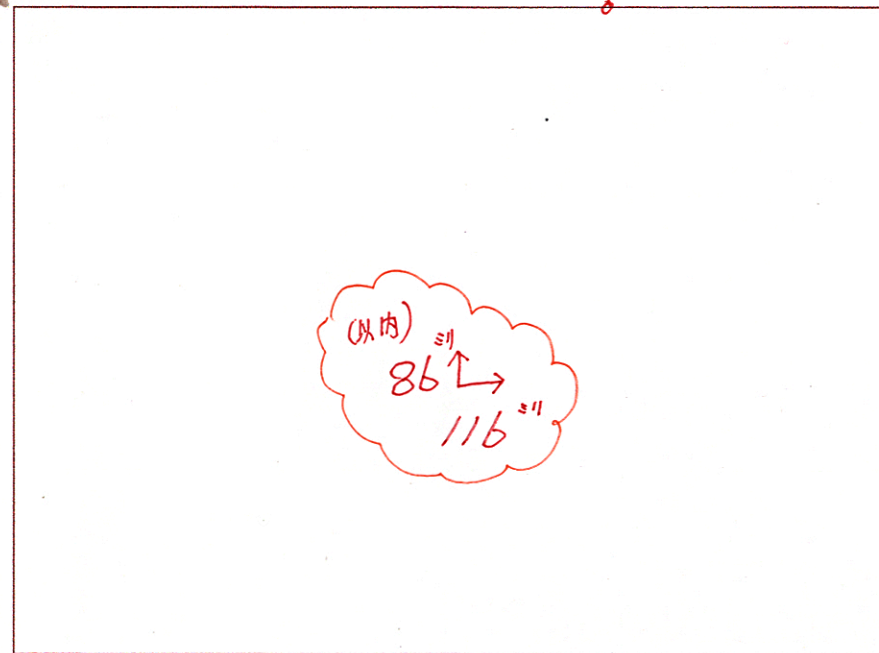
消費エネルギーはパルス電圧の2乗、パルス幅に比例する。バッテリー電圧(2.5



■表4 心室刺激抑制機能

メーカー	自動変更		AV delay 自動延長
	名称	作動	
Medtronic	MVP2.0	AAI + (AAI ⇒ DDD)	—
Abbott	—	—	VIP
BIOTRONIK	VP Suppression	ADI ⇒ DDD	IRS plus
Boston Scientific	RYTHMIQ	AAI with VVI backup	AV Search +
Microport CRM	SafeR	AAI ⇒ DDD	Dplus

■図8 ペースメーカー治療モードのチャート  
(文献12より許可を得て転載)



～2.8V) を超える設定では倍電圧回路が使用され、より多くの電流が消費される。

電池残量が3か月になると選択的交換指標/時間 (ERI/ERT) となり、マグネットレートで非同期モードとなる。さら

■表5 リードレスペースメーカーの比較

メーカー	Medtronic		Abbott	
	Micra VR2	Micra AV2	Aveir AR	Aveir VR
デバイス	VVI, VVIR, VOO, OVO, VDD, VDI, ODO, OFF	VVI, VVIR, VOO, OVO, VDD, VDI, ODO, OFF	VVI, VVIR, VOO, OVO, OFF	VVI, VVIR, VOO, OVO, OFF
パージングモード				
X線画像				
容積	0.8cm³		1.0cm³	1.1cm³
重さ	1.75g		2.1g	2.4g
長さ	25.9mm		32.2mm	38mm
外径	6.7mm		6.5mm	6.5mm

に消費していくとペースング不全となる。これはEOS (end of service) またはEOL (end of life) と表記される。

ペースングモード  
ペースメーカーの動作モードは、ICHHD (inter society commission for heart disease resource) コードと呼ばれるアルファベットで表記される。

- 1文字目: ペースング部位
  - 2文字目: センシング部位
  - 3文字目: センシングに対する応答
  - 4文字目: 心拍応答機能
  - 5文字目: マルチサイトペースング
- 洞不全症候群においても、患者の約20%は房室伝導障害があり、植え込み後5年以内に房室ブロックを合併することが報告されていることから<sup>10)</sup>、DDD設定にすることが多い。

また、右室ペースングは左脚ブロックタイプのため心室同期不全を引き起こし、心房細動や心不全のリスクも高めてしまう<sup>11)</sup>。そこで、モード自動変更方式と、AV delay 自動延長方式の2つある (表4)。

ESC ガイドライン<sup>12)</sup> には、ペースメーカー治療モードのチャートが記載されている。このチャートを使用し、最適な設定を選択していくべきである (図8)。

リードレスペースメーカー  
徐脈性不整脈に対するペースメーカー治療は確立された治療であるものの、従来の経静脈リードペースメーカーでは、本体やリードに伴う合併症が発生する場合がある。これを解消するため、本体とリードが一体型になったリードレスペースメーカーが2017年に本邦で発売された。現在は2社 (Medtronic 社、Abbott 社) から発売され、心筋への固定部分が Micra™ (Medtronic 社) ではタインであり、Aveir™ (Abbott 社) ではスクリューになっている。また、2024年9月より Aveir™ DR

システム (Abbott 社) が承認され、リードレスペースメーカー治療の適応範囲が広がった (表5)。

刺激伝導系ペースング  
刺激伝導系ペースング conduction system pacing (CSP) とは、刺激伝導系を捕捉する新たな生理学ペースング法の総称であり、大きく分けて His 束ペースング His bundle pacing (HBP) と左脚領域ペースング left bundle branch area pacing (LBBAP) の2つがある<sup>13)</sup>。

HBP は、三尖弁輪の心房または心室側にリードを留置してHis束を補足する方法で、最も生理的な興奮伝播様式が得られる。ペースングの出力を変更することにより、His束の単独補足 (selective pacing) もしくはHis束と局所心筋の同時補足 (non-selective pacing) が観察される。

LBBAP は、右室中隔の深部にリードを進め、左室中隔心内膜下からペースングを行う方法であり、左脚幹あるいは左脚枝を補足することを目的としている。HBP とは異なり、必ずしもリード先端で左脚電位は記録されない。LBBAP では右室への興奮伝播が遅延するため、心電図波形でV<sub>i</sub>誘導のQRS終末部にR波を認めるのが特長である (図9)。

## おわりに

CIEDs は進歩し続けている。すべての最新知識を救急・集中治療領域の医師・看護師が維持することは、理想であるものの実際は困難である。CIEDs を熟知した臨床工学技士がこの領域に介入する重要性が期待されている。日本臨床工学技士の臨床工学技士の業務実態報告2024<sup>14)</sup>でも、集中治療領域での業務およびペースメーカー業務ともに臨床工学技士業務全体の割合は26%以上を超えている。今後も、救急・集中治療領域のチーム医療連携として、CIEDs 植込み患者の適切な対応をとるべきである。

- 文献
1. 日本不整脈デバイス工業会・都道府県別ペースメーカー、CRT-P 植込台数 年次推移。2024年ペースメーカー市場調査。< https://www.jadia.or.jp/date/2024\_pm.pdf > Accessed June 10, 2025.
  2. Kanzaki Y, Terasaki F, Okabe M, et al. Three-dimensional architecture of cardiomyocytes and connective tissue in human heart revealed by scanning electron microscopy. Circulation 2010; 122: 1973-4. PMID: 21060087
  3. 芦原貴司. デバイスによってなぜ心臓のペースングや除細動が起きるのか? Heart View 2024; 28: 27-32.
  4. Trayanova N, Constantino J, Ashihara T, et al. Modeling defibrillation of the heart: approaches and insights. IEEE Rev Biomed Eng 2011; 4: 89-102.

■図9 刺激伝導系ペースングにおけるペースング部位 (左図) ならびにHis束および左脚ペースングによる12誘導波形 (右図)

Non-selective pacing では刺激伝導系 (His束もしくは左脚) と局所心筋が同時に捕捉されているが、selective pacing では刺激伝導系が単独で捕捉されている。  
LBB: 左脚, RBB: 右脚, LVSP: 左室中隔ペースング, LBBP: 左脚ペースング, LBBAP: 左脚領域ペースング  
(日本循環器学会/日本不整脈心電学会. 2024年JCS/JHRSガイドラインフォーカスアップデート版不整脈治療。https://www.j-circ.or.jp/cms/wp-content/uploads/2024/03/JCS2024\_lwasaki.pdf. 2025年6月閲覧)

- PMID: 22273793
5. 芦原貴司. 電気的除細動において心室壁の内部は分極するのかもしれないか? 心電図 2012; 32: 249-52.
  6. 総務省 電波利用ポータル. 植込み型心臓デバイス.
  7. 豊島 健. 植込み型心臓治療デバイスのEMIとその機序と携帯電話指針改正の背景。< https://www.tele.soumu.go.jp/resource/j/ref/relate/event/symposium/005.pdf > Accessed June 10, 2025.
  8. 電磁環境・電磁波防護製品評価協会. ペースメーカー・ICD等の電磁干渉に関する基礎知識 第3版 2019年8月22日。< https://denjihabougo-hyoka.org/images/data/PMemi-basicknowledge.pdf > Accessed June 10, 2025.
  9. 日本不整脈心電学会. 植込み型心臓不整脈デバイス認定士制度部会. 植込み型不整脈心臓デバイス認定士公式テキスト. 東京: 南江堂, 2021: 134-38.
  10. Gillis AM, Russo AM, Ellenbogen KA, et al. HRS/ACCF expert consensus statement on pacemaker device and mode selection. J Am Coll Cardiol 2012; 60: 682-703. PMID: 22854177
  11. Lamas GA, Lee KL, Sweeney MO, et al. Ventricular pacing or dual-chamber pacing for sinus-node dysfunction. N Engl J Med 2002; 346: 1854-62. PMID: 12063369
  12. Glikson M, Nielsen JC, Kronborg MB, et al. 2021 ESC guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy. Eur Heart J 2021; 42: 3427-520. PMID: 34455430
  13. 日本循環器学会/日本不整脈心電学会合同ガイドライン. 2024年JCS/JHRSガイドラインフォーカスアップデート版 不整脈治療。< https://www.j-circ.or.jp/cms/wp-content/uploads/2024/03/JCS2024\_lwasaki.pdf > Accessed June 10, 2025.
  14. 調査・統計委員会. 臨床工学技士の業務実態報告 2024. 日臨工技士会誌 2025; 85: 9-138.