

2-2003



Drs. W.G. de Voogt en drs. M.F. Scholten
Elektrochirurgie bij pacemakers en ICD's – mag er diathermie gebruikt worden? 2

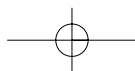
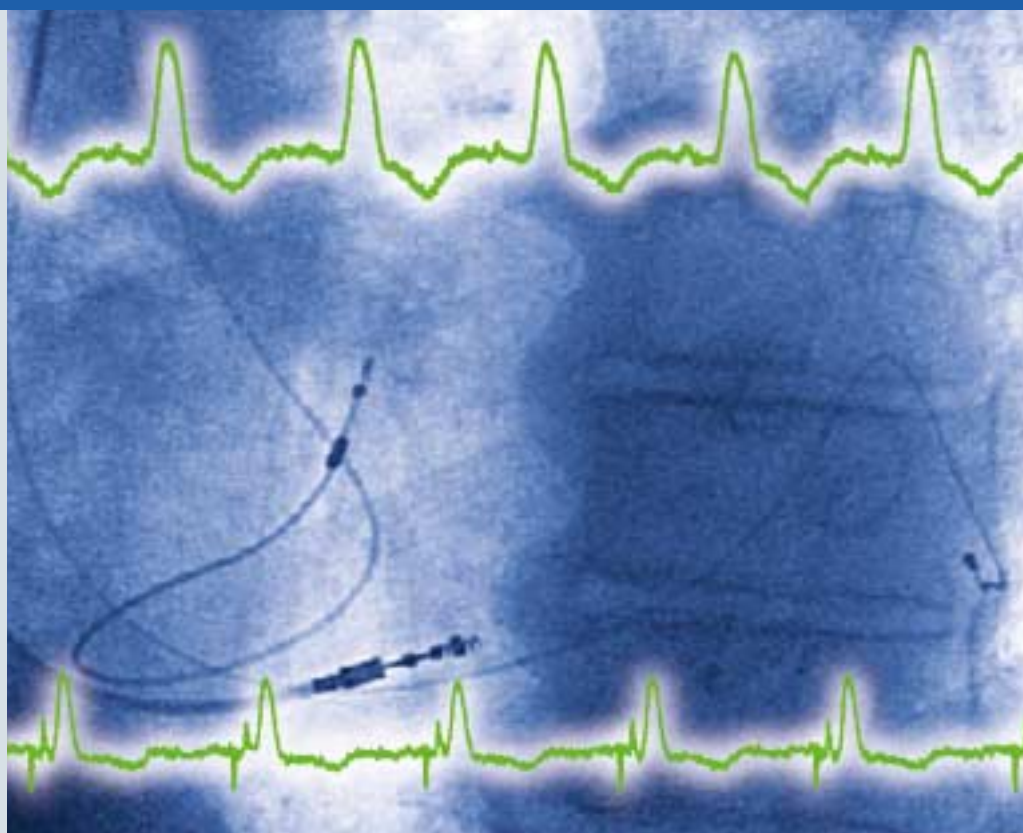
M. van Damme
Cardioversie en defibrillatie bij pacemakerpatiënten 9

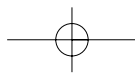
G.J. Uiterwaal en dr. C.W. Hurkmans
Radiotherapie: een bron van zorg bij pacemakers en ICD's 14

Dr. C.J.H.J. Kirchhof en dr. J.H. Ruiters
Interferentie tussen MRI, pacemakers en ICD's 19

L. Herpes
Interferentie bij implanteerbare hartstimulators en defibrillatoren 24

TRENDS IN CARDIAC PACING





ELEKTROCHIRURGIE BIJ PACEMAKERS EN ICD

DRS. W.G. DE VOOGT, CARDIOLOOG, SINT LUCAS-ANDREAS ZIEKENHUIS, AMSTERDAM EN DRS. M.F. SCHOLTEN, CARDIOLOOG, ERAS

Bij ingrepen waarbij gebruik wordt gemaakt van elektrochirurgie (vaak wordt in ons land de term diathermie gebruikt) heeft men bij de pacemaker/ICD-patiënt te maken met het probleem van elektromagnetische interferentie. Vragen als: 'kan een patiënt met een pacemaker/ICD geopereerd worden?', refereren vaak aan dit probleem.

Allereerst gaan we dieper in op de terminologie die bij elektrochirurgie wordt gebruikt.

Diathermie is de therapeutische applicatie van stroom met een korte golflengte op de huid of onderliggend weefsel. Hierbij loopt stroom door het weefsel waardoor interferentie kan optreden.

Elektrocauterisatie is in strikte zin verhitting van een metaal instrument waardoor in het weefsel hemostase optreedt. Hierbij loopt er geen stroom door het lichaam. Bij pacemakerimplantatie worden dergelijke, vaak batterij-

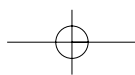
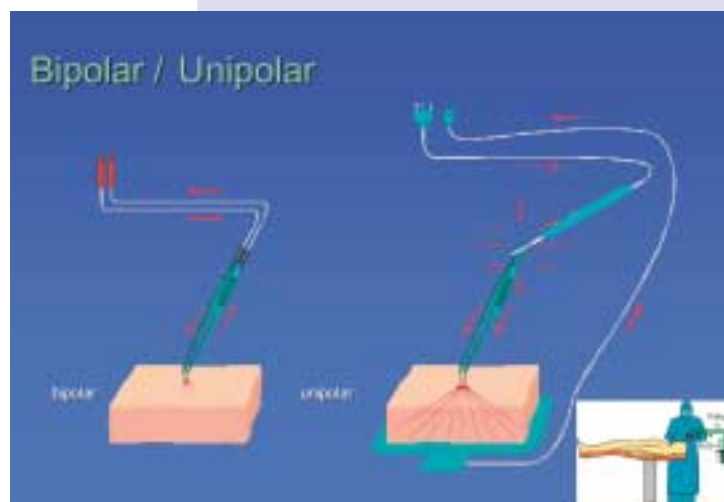
gevoede apparaten dan ook zonder probleem toegepast. Bij de meest gebruikelijke vormen van *elektrochirurgie*, *elektrocoagulatie* en *elektrosectie* loopt er stroom door het weefsel. *Coagulatie* wordt verkregen door intermitterende korte stroomstootjes met een hoog voltage en een laag amperage en een hoge frequentie (100.000 Hz).

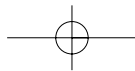
Bij echte *bipolaire elektrochirurgie* loopt de stroom tussen de twee polen en vindt nauwelijks dispersie plaats buiten dit terrein. Liggen de polen dicht bij elkaar, en is de afstand dus niet groot, dan is interferentie met de pacemaker niet waarschijnlijk.

Men spreekt van *unipolaire elektrochirurgie* als er sprake is van een bron die gevormd wordt door het chirurgische in-

Figuur 1

Bipolaire en unipolaire elektrochirurgie.





'S – MAG ER DIATHERMIE GEBRUIKT WORDEN?

MUS MEDISCH CENTRUM, ROTTERDAM

strument, en van een indifferente grondplaat. Hoewel er bij stroom altijd twee polen in het geding zijn, wordt hier het begrip uni- of monopolaire elektrochirurgie gebruikt (ook bij pacemakers komt deze verwarrende nomenclatuur voor: men spreekt over uni- en bipolaire stimulatie).

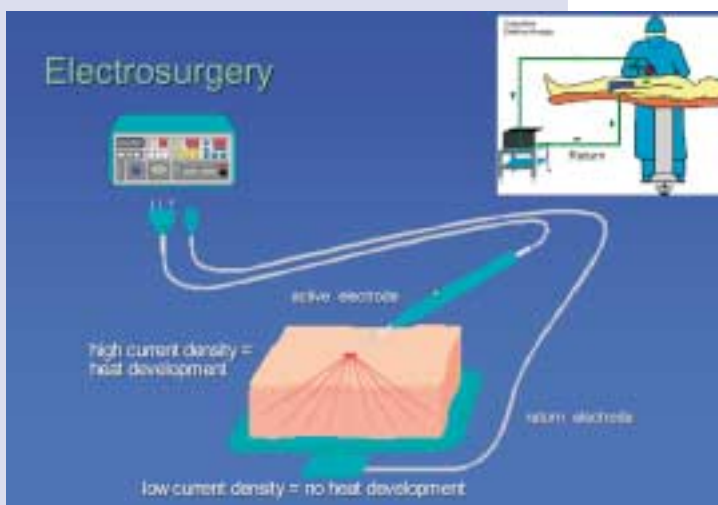
HET WEEFSELEFFECT VERANDERT WANNEER DE GOLFORM WORDT VERANDERD

Elektrochirurgische generatoren kunnen verschillende elektrische golfvormen produceren. Deze verschillende vormen hebben verschillende effecten op de weefsels. Een

‘DE PROBLEMATIEK BIJ ELEKTROCHIRURGIE

BIJ EEN ICD-PATIËNT IS NIET GELIJK AAN DIE

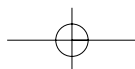
BIJ EEN PACEMAKERPATIËNT’

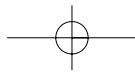


constante golfvorm geeft de chirurg de gelegenheid het weefsel te evaporeren en dus te snijden. Deze golfvorm produceert snel hitte.

Wanneer er van een intermitterende golf wordt gebruikgemaakt, zoals bij coagulatie, verandert de generator de golfvorm zodanig dat de cycluslengte korter wordt. Bij deze onderbroken golfvorm zal minder hitte worden geproduceerd. Het weefsel wordt niet geëvaporeerd, maar geschroeid, en er zal meer stolselvorming ontstaan.

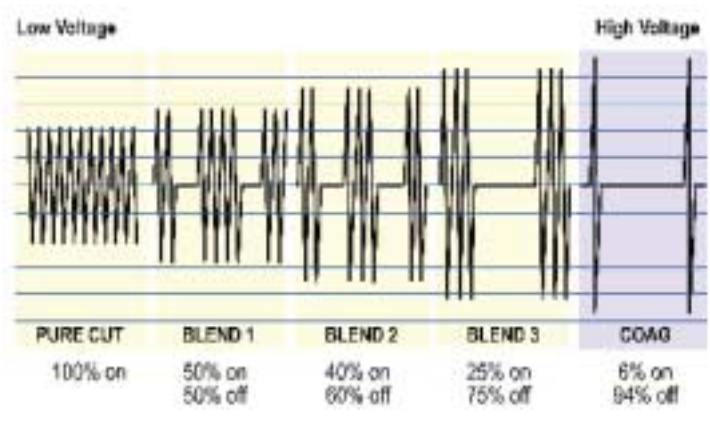
Een samengestelde stroom (blended current) is geen mix van snijden en coaguleren, maar meer een modificatie van de werkcyclus. Bij een overgang van ‘blend 1’ naar ‘blend 2’ wordt de werkcyclus progressief gereduceerd. Een kortere cyclus produceert minder hitte. Blend 1 zal het weefsel dus voornamelijk schroeien en minimale hemostase veroorza-





Figuur 2

De blended current waarbij verschillende frequenties en amplituden kunnen worden gebruikt. De enige variabele die bepaalt of er geschroeid wordt of hemostase plaatsvindt, is de cyclusfrequentie.



ken, terwijl blend 3 minder effectief snijdt en maximale hemostase veroorzaakt.

De enige variabele die bepaalt of er geschroeid wordt of hemostase plaatsvindt, is de cyclusfrequentie (figuur 2).

INTERFERENTIE

Bij monopolaire elektrochirurgie kan een aanzienlijke interferentie met een pacemaker- of ICD-systeem ontstaan.

De signalen die door elektrochirurgie gegenereerd worden, kunnen door de pacemaker of ICD geïnterpreteerd worden als:

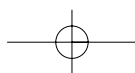
- elektrische signalen, waardoor het device wordt *geïnhibeerd*. De pacemaker kan uitvallen, waardoor de pacemakerafhankelijke patiënt geen ritme meer heeft;
- elektrische signalen, waardoor de pacemaker wordt getriggerd en in mode switch gaat (figuur 3) of atriale therapieën gaat afgeven, al naargelang de programmering. Bij ademminuutvolumegestuurde pacemakers kan ook upper rate-gedrag optreden. De ICD kan de signalen als snelle tachycardie opvatten en zijn geprogrammeerde VT-therapie of een shock afgeven.

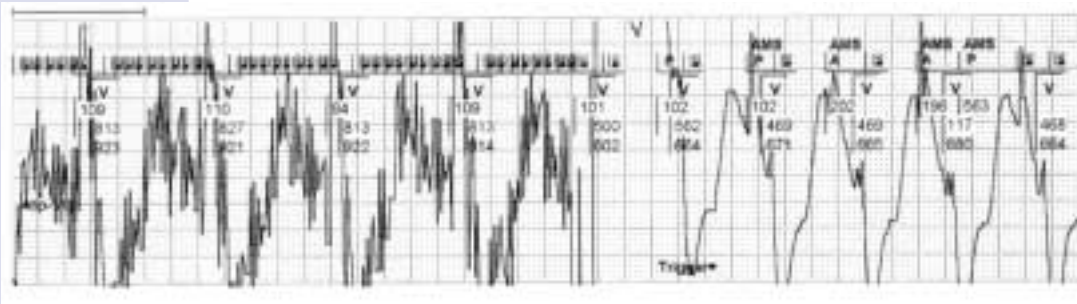
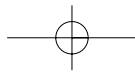
Hieronder noemen we enkele vaker voorkomende problemen en problemen met zeer ernstige gevolgen.

Bij pacemakers kan een *electrical reset* optreden. Alle inge-

stelde programmatuur is dan verdwenen; de pacemaker gaat in een vooraf vastgestelde instelling functioneren. Hoe dichter de chirurgische ingreep in de buurt van de pacemaker/ICD is, hoe groter de kans hierop. Zelfs bij bipolaire elektrochirurgie zeer dicht in de buurt van de pocket kan deze reset niet worden uitgesloten, maar is dan wel zeer zeldzaam. De consequentie van een elektrische reset is vooral groot bij patiënten met een hoge stimulatierempel (boven de nominale output setting van de pacemaker). Als bij een pacemakerafhankelijke patiënt de resetwaarden onder de drempelwaarde liggen, kan de reset resulteren in complete loss of capture. Het is belangrijk bij patiënten met een hoge stimulatierempel de specificaties van de reset-waarden te kennen.

Aan het myocard kan *thermische schade* ontstaan wanneer er geleiding bestaat tussen de indifferente grondplaat en de pacemaker-elektrode. Deze schade kan worden veroorzaakt door de hoge stroomdichtheid op de kleine pacemaker-elektrode. Daarbij kan de Zener-diode, die het pacema-





Figuur 3 Mode switch ten gevolge van de elektrische signalen bij het gebruik van elektrochirurgie.

Links zijn de signalen duidelijk herkenbaar. De witte P in het zwarte vlak boven het ECG geeft aan dat de signalen door de pacemaker als boezemsignalen worden herkend. De pacemaker reageert hierop met een automatische mode switch (AMS).

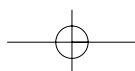
PREVENTIEVE MAATREGELEN EN AANBEVELINGEN

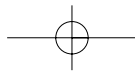
Pacemaker/ICD

- Wanneer een pacemaker- of een ICD-patiënt geopereerd moet worden, kan deze ingreep alleen plaatsvinden in een ziekenhuis waarin de staf goed op de hoogte is met de pacemakertechnologie.
- In de operatieruimte hoort een defibrillator aanwezig te zijn en de staf moet daarmee om kunnen gaan. Hiermee moet ook rekening worden gehouden bij elektrochirurgische ingrepen bij een patiënt met een pacemaker of ICD buiten de operatiekamer, zoals bij dermatologische ingrepen.
- De pacemaker en zeker de ICD moeten voor de ingreep worden doorgemeten (als dat niet kort geleden gebeurd is).
- Een bipolair pacemakersysteem is veel minder gevoelig voor interferentie dan een unipolair systeem. Indien mogelijk is bipolaire programmering van het systeem wenselijk.
- Bij pacemakerafhankelijke patiënten is het soms verstandig een asynchrone mode te programmeren boven het intrinsieke ritme (DOO, VOO, AOO). Bij ICD's is dit soms niet mogelijk.
- Bij sommige pacemakers is een eenvoudige magneetapplicatie om de pacemaker in een asynchrone mode te programmeren, niet mogelijk. De magneetreactie

kercircuit beschermt tegen hoge stroomdichtheid, de stroom juist weg-shunten via de pacing-elektrode. De hoge stimulatierempel die het gevolg is van de thermische myocardschade (brandwond) kan theoretisch zelfs een exit-blok veroorzaken.

Het probleem van thermische schade wordt ernstiger wanneer de *indifferente elektrode per ongeluk losgeraakt* is van het elektrochirurgische circuit. De pace-elektrode kan dan de actieve elektrode in het elektrochirurgische circuit worden. Het cauterisatiecircuit zal dan direct stroom kunnen afleveren aan het myocard, waardoor kamerfibrilleren kan worden geïnduceerd. Erger nog: door de hoge stroom kan onherstelbare schade ontstaan aan het interne circuit van de pacemaker. Permanent verlies van output of een runaway pacemaker kan het gevolg zijn. Hoewel de output zich na enige tijd kan herstellen, is dit herstel onbetrouwbaar en moet de pulsgenerator/ICD worden vervangen. De moderne cauterisatieapparatuur is tegen een loszittende indifferente elektrode beveiligd.





van de pacemaker moet dan ook tevoren bekend zijn. Over het algemeen is magneetapplicatie op de pacemaker in noodsituaties nog wel zinvol. De plaatsing van een magneet boven de pacemaker leidt bij de meeste pacemakers tot een conversie naar asynchrone stimulatie (de pacemaker kan dan niet reageren met inhibitie of triggering). Toch kan dit niet standaard geadviseerd worden. Sommige pacemakers (Teletronics, Siemens) reageren op magneetapplicatie door de 'vario mode' te starten (als die mode geprogrammeerd is). De vario mode wordt gebruikt om drempels te meten; daartoe wordt

de output stapsgewijs verminderd. Blijvende applicatie van een magneet zal leiden tot repeterende drempelbepalingen, afgewisseld met korte periodes van asynchroon pacen. De pacemaker zal bij magneetapplicatie na de drempelcyclus kortdurend uitvallen.

- Tijdens chirurgische ingrepen bij een pacemakerpatiënt is ook de getriggerde mode (VVT) een optie. We zullen ons dan moeten realiseren dat bij interferentie de pacemaker kortdurend op een hogere frequentie gaat lopen, maar accepteren dit om de sensing-functie te behouden. De asynchrone mode heeft dit nadeel natuurlijk niet, maar bij de pacemakerafhankelijke patiënt, die dus in principe geen eigen ritme heeft, kan toch interferentie ontstaan tussen extrasystolen en de asynchrone stimulatievorm, hetgeen onder deze omstandigheden (anesthesie, chirurgische ingreep) minder gewenst is.
- Bij biventriculaire pacemakers is de asynchrone mode van hemodynamisch belang. Als er bij deze patiënten gestimuleerd kan worden op de boezem (en er dus geen sprake is van boezemfibrilleren), is dat van hemodynamisch belang. Synchrone stimulatie op de linker en rechter ventrikeldraad is van nog groter belang. Bij patiënten met een biventriculair systeem kan het verlies van synchrone tweekamerstimulatie acuut een ernstige hemodynamische verslechtering veroorzaken.
- Bij de ICD's kan men met een magneet de therapeutische functies effectief uitschakelen, maar verkrijgt men

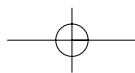
geen asynchrone mode. Hierbij is dus controle van de effectiviteit van de magneetapplicatie nodig. Sommige fabrikanten hebben in deze controle voorzien ('smart magnet'; Medtronic).

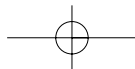
- Bij de ICD's moeten de therapeutische functies zijn uitgeschakeld. Dat geldt eveneens voor pacemakers met

**'DE DREMPELS EN BOEZEM-
EN KAMERTHERAPIEËN VAN DE PACEMAKER/ICD MOETEN
TEVOREN BEKEND ZIJN'**

therapeutische functies ter preventie van of voor interventie bij boezemritmestoornissen.

- Indien de patiënt afhankelijk is van de pacemaker, moet een noodopvang in de vorm van een uitwendige pace-elektrode of een transthoracale externe stimulator aanwezig zijn.





Elektrochirurgie

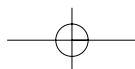
- Elektrochirurgie kan het elektrocardiogram op de monitor verstoren, zodat pacemakerdysfunctie of -uitval niet meer gedetecteerd kan worden. Polsdrukmonitoring (bijvoorbeeld perifere polsoxymetrie) of invasieve bloeddrukmeting is hiervoor een oplossing.
- Waar mogelijk is het van belang bipolair of thermisch te coaguleren.
- Bij gebruik van een unipolaire probe mag absoluut niet binnen 15 cm van de pacemaker worden gewerkt. De elektrische snijtijd en de coagulatietijd moeten zo kort mogelijk zijn, en daarbij moet een zo laag mogelijke energie worden toegepast. Met kort wordt bij de pacemakerafhankelijke patiënt bedoeld minder dan 1 seconde, met tussenpozen van 5 tot 10 seconden zodat de hemodynamiek zich kan herstellen na uitvallende slagen.
- Bij unipolaire elektrochirurgie verdient de grondplaat de nodige aandacht. Daarover moet overleg plaatsvinden met het personeel van de operatiekamer, de anesthesioloog en de chirurg. De grondplaat moet zo dicht

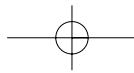
mogelijk bij het operatieterrein worden geplaatst en zo ver mogelijk verwijderd van de pacemaker en de leads om dispersie van het elektrische veld zo veel mogelijk weg te houden van het pacemakercircuit. Goed contact tussen de indifferente grondplaat en de patiënt is van uitermate groot belang, omdat anders de pacemaker-elektrode als ontvanger zal functioneren, met als mogelijk gevolg thermische myocarbescadiging (de meeste moderne apparatuur is hiertegen beveiligd). Het lichaam van de patiënt mag niet met enig geaard materiaal in aanraking komen, omdat dit materiaal een andere stroomroute kan opleveren.

NA DE OPERATIE

- Bij een ICD is het van belang de antitachycardie-algoritmen en de shocktherapie zo spoedig mogelijk opnieuw te activeren.
- Bij een pacemaker is het uitlezen van de ingestelde waarden, inclusief drempelmeting, batterijstatus en eventuele antitachycardie-algoritmen, noodzakelijk.
- Als er ondanks alle voorzorgsmaatregelen toch aanwij-

EEN BIPOLAIR PACEMAKERSYSTEEM
IS MINDER GEVOELIG VOOR INTERFERENTIE
DAN EEN UNIPOLAIR SYSTEEM





zingen worden gevonden dat het pacemakercircuit beschadigd is, is een afwachtende houding niet verantwoord, ook al functioneert de pacemaker na enige tijd weer normaal. De pacemaker moet vervangen worden.

- Indien de stimulatie drempel na 24 tot 28 uur nog hoog blijft, moeten de leads worden vervangen.

SPECIFIEKE PROBLEMATIEK

Een ICD-patiënt die geopereerd wordt in een ziekenhuis waar geen ICD-implantaties worden uitgevoerd en geen ICD-patiënten gecontroleerd worden, vormt voor de ziekenhuisstaf het probleem dat hij onvoldoende voorbereid kan worden op de operatie. Een electieve operatie kan alleen worden uitgevoerd wanneer een ter zake kundige cardioloog of technicus wordt gevraagd de ICD in het betreffende ziekenhuis te programmeren.

Vaak zal worden overwogen een deskundige van de pacemakerfirma uit te nodigen. De kennis van deze deskundige is ruim voldoende om de programmering uit te voeren en na de ingreep de ICD weer te activeren en te controleren. Hoe is dit juridisch echter geregeld? Wie is er verantwoordelijk voor de patiënt als er toch iets mis gaat dat gerelateerd is aan de ICD?

Een cardioloog met onvoldoende kennis van een ICD zal de mogelijkheid moeten hebben een dergelijke patiënt te weigeren. De patiënt zal dan naar de kliniek moeten worden verwezen waar de ICD werd geïmplant. In Nederland zijn de meeste van deze klinieken academische ziekenhuizen. De consequentie van het Nederlandse beleid zal dan moeten zijn dat ook een eenvoudige ingreep 'academisch' moet worden uitgevoerd en bovendien binnen een voor de patiënt acceptabele periode.

CONCLUSIE

Een patiënt met een pacemaker of ICD vormt een probleem bij operatieve ingrepen waarbij elektrochirurgie (in de wandeling: diathermie) wordt gebruikt.

De problematiek bij de ICD-patiënt is zeker niet gelijk aan die bij de pacemakerpatiënt.

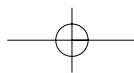
Van de pacemaker/ICD moeten tevoren de drempels en de boezem- en kamertherapieën bekend te zijn.

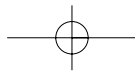
De specifieke setting voor ICD- en pacemakerpatiënten tijdens de ingreep is hierboven beschreven. Na de ingreep moet de pacemaker of de ICD volledig worden gecontro-

leerd op pacing, sensing en effectiviteit van de therapeutische functies. Postoperatieve bewaking tot deze pacemaker/ICD-controle is wenselijk. ■

REFERENTIES

- 1 Barold SS. *New perspectives on cardiac pacing. Vol 3.* Mount Kisco: Futura Publishing; 1993. p. 455-81.
- 2 <http://66.45.30.237/static/pofe/pofes5.htm>.
- 3 Pinski SL, Trohman RG. *Interference in implanted cardiac devices. Part I.* Pacing Clin Electrophysiol 2002;25:1367-81.
- 4 Pinski SL, Trohman RG. *Interference in implanted cardiac devices. Part II.* Pacing Clin Electrophysiol 2002;25:1496-509.





CARDIOVERSIE EN DEFIBRILLATIE BIJ PACEMAKERPATIËNTEN

M. VAN DAMME, PACEMAKER/ICD-LABORANT, MAASLANDZIEKENHUIS, SITTARD

INLEIDING

Het herstel van de synchronisatie tussen atrium en ventrikel en het behoud van sinusritme door middel van stimulatietherapieën staat de laatste jaren sterk in de belangstelling. Het handhaven van sinusritme bij pacemakerpatiënten met paroxismale atriumritmestoornissen is niet altijd eenvoudig. Bij falen van de pacemaker en/of van medicamenteuze therapie moet men soms zijn toevlucht zoeken in elektrische cardioversie. Bij ventrikelritmestoornissen kan ook defibrillatie worden toegepast.

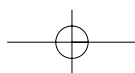
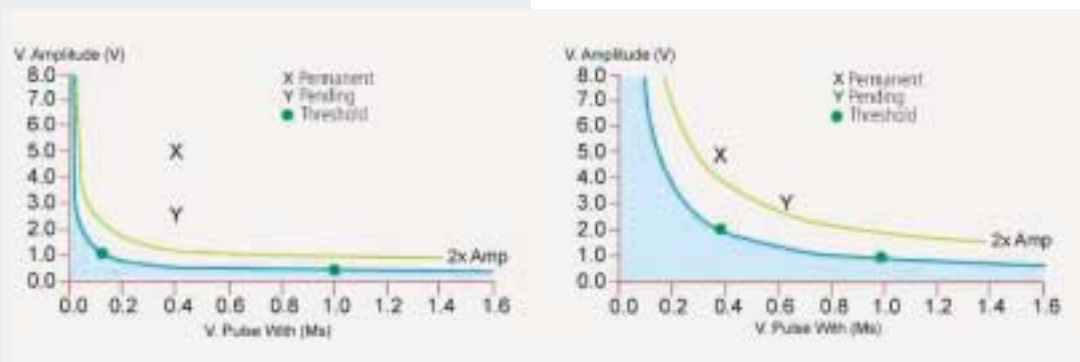
Uit eerdere in-vivometingen voor en na cardioversie is gebleken dat bij een ongunstige paddle-positie de stimulatiedrempel fors kan oplopen. In het hieronder beschreven voorbeeld (figuur 1) was de pacemaker subcutaan geplaatst, met een unipolaire ventriculaire lead in de apex van het

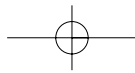
rechter ventrikel. De paddles waren op het sternum en links lateraal geplaatst, en er werd een monofasische elektroshock van 200 joule gegeven. De chronaxie-reobasecurven van de stimulatiedrempel voor en na cardioversie laten een duidelijke stijging van deze drempel zien.

Cardioversie is een medisch-technische handeling waarbij door middel van een elektroshock de chaotische elektrische activiteit in de atria wordt gestopt door alle cellen gelijktijdig te depolariseren zodat de sinusknop weer de gangmaker van het hart wordt. Omdat de elektroshock alleen de atriale myocyten mag depolariseren, wordt de shock gegeven op het moment dat de ventrikels volledig refractair zijn, namelijk tijdens het QRS-complex (QRS-getriggerd).

Defibrillatie is een handeling waarbij een levensbedreigende ongeorganiseerde elektrische activiteit in de ventrikels gestopt moet worden met behulp van een elektroshock. Zowel bij cardioversie als bij defibrillatie worden in een zeer korte tijd hoge energieniveaus toegediend. De energieniveaus kunnen tussen 10 en 360 joule of Ws liggen. Met de toename van de frequentie waarmee deze handeling bij dragers van pacemakers en ICD's werd uitgevoerd,

Figuur 1 De chronaxie-reobasecurven van de stimulatiedrempel voor en na cardioversie.





ontstond de vraag waarop gelet moet worden bij cardioversie of defibrillatie, omdat er in handleidingen voor gewaarschuwd wordt dat deze energieniveaus schade kunnen veroorzaken aan pacemakers en ICD's. Bovendien kan er een thermotrauma ontstaan op de overgang van de elektrode-tip naar het myocardweefsel, met als gevolg een stijging van de stimulatierempel en mogelijke ineffectiviteit van pacemakerstimuli (non-capture).

IN-VITROMETINGEN

Om inzicht te krijgen in dit fenomeen hebben wij door metingen en waarnemingen in een in-vitro-opstelling geprobeerd op empirische wijze zichtbaar te maken wat er gebeurt op de overgang van de geleidertip naar myocardweefsel ('geleider' is weliswaar de juiste Nederlandse benaming, maar de meeste mensen gebruiken het Engelse woord lead).

MEETOPSTELLING

Voor ons onderzoek hebben wij gebruikgemaakt van de volgende opstelling (figuur 2):

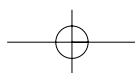
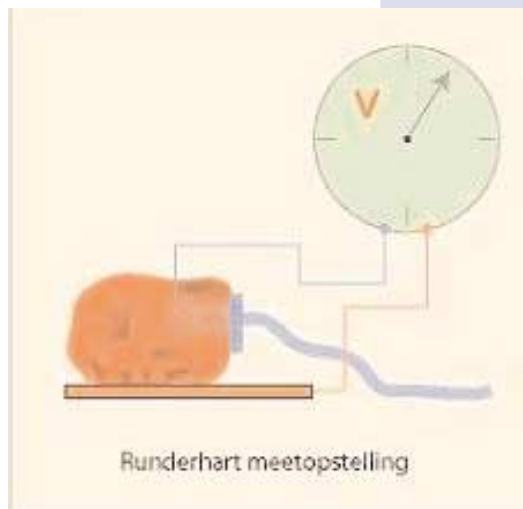
- een meetopstelling in een fysiologische zoutoplossing NaCl 0,9%;
- een voltmeter;
- defibrillator Hewlett-Packard 43120A (monofasisch);
- defibrillator Philips M4735A (bifasisch).

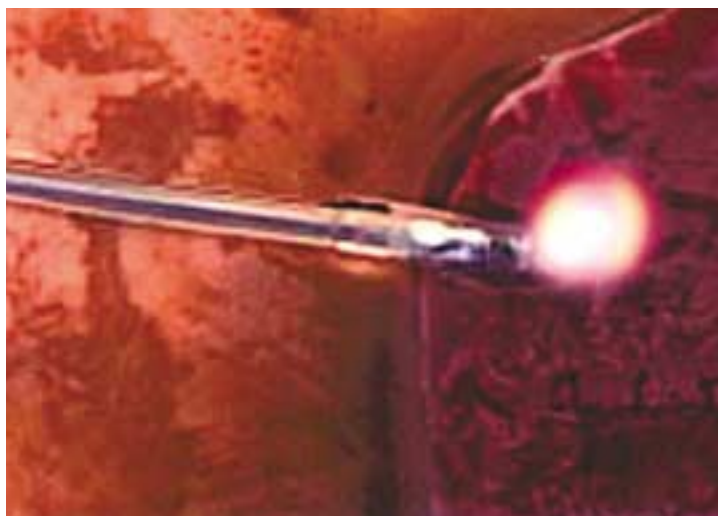
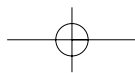
In een kunststofbak, tot een hoogte van 3 cm gevuld met NaCl 0,9%, werden een pacemaker en een geleider geplaatst. Vervolgens werden metingen verricht met oplopende energieniveaus van 50, 100, 150, 300 joule (monofasisch), en bij verschillende paddle-posities. De vier paddle-posities waren: evenwijdig aan het pacemakersysteem op respectievelijk 3 en 10 cm afstand, loodrecht, en onder een hoek van 45° met de pacemakerdipool. Met behulp van een voltmeter (zie figuur 2) werd op het moment van de elektroshock het voltage aan de tip van de geleider op de overgang naar het myocardweefsel gemeten bij de verschillende energieniveaus en paddle-posities.

RESULTATEN

De metingen maakten duidelijk dat er bij de hogere energieniveaus een coagulatie-effect optrad aan de tip van de elektrode (figuur 3). Er was een vonkoverslag zichtbaar bij 70 volt en hoger, die intenser werd naarmate het gemeten voltage aan de tip van de geleider hoger was. Dit effect was

Figuur 2 Schematische meetopstelling.





Figuur 3

Vonkoverslag op het moment van een elektroshock, die intenser is als er meer energie door de defibrillator wordt afgegeven (foto: P.Meuffels en J. Königs).

alleen waarneembaar bij de unipolaire lead en niet bij de bipolaire lead.

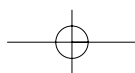
De resultaten van onze metingen zijn weergegeven in tabel 1. Uit deze resultaten blijkt dat er een directe relatie bestaat tussen de afgegeven hoeveelheid energie en de gedetecteerde spanning aan de elektrodetip. De spanning is tevens gerelateerd aan de afstand tussen de paddles: hoe korter de afstand, des te hoger de spanning. Ten slotte bleek ook de hoek tussen de pacemakerdipool en de dipool van de paddles van invloed: hoe kleiner de hoek tussen de beide dipolen, des te hoger de gedetecteerde spanning. Bij een hoek van 90° bleek de spanning het kleinst te zijn. Met ande-

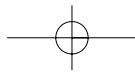
re woorden: *lopen beide dipolen evenwijdig, dan is de spanning het grootst; staan ze loodrecht op elkaar, dan is de spanning het laagst.* De gedetecteerde spanningen zijn bij de bipolaire geleider duidelijk lager dan bij de unipolaire geleider. Bij spanningen boven 70 volt, die alleen worden gezien bij unipolaire geleiders, wordt een vonkoverslag gezien die gepaard gaat met coagulatie van het weefsel.

unipolaire screw-in lead 4057-58 M					bipolaire Surefix lead 5072-52				
	50 joule	100 joule	150 joule	300 joule		50 joule	100 joule	150 joule	300 joule
3 cm	26	45	70*	350*	3 cm	10	12	15	40
10 cm	18	28	34	90*	10 cm	12	15	18	24
45 gr	23	30	32	50	45 gr	10	10	20	45
90 gr	0,6	0,8	1,5	2,8	90 gr	10	10	45	40

Tabel 1 Resultaat van de metingen.

Bij de met een * gemarkeerde voltages was een vonkoverslag waarneembaar.





Met de introductie van bifasische defibrillatoren is gebleken dat met een lager energieniveau kan worden gecardioverteerd of gedefibrilleerd dan met de conventionele monofasische defibrillatieshock.

Wij hebben ook een vergelijking gemaakt tussen de meetwaarden en een mono- en bifasische shockpuls. De defibrillatoren met een bifasische defibrillatieshock werken met lagere energieniveaus en kunnen maximaal op 200 joule worden ingesteld.

In de vergelijkingstest, waarbij met de maximale energieinstelling van de bifasische defibrillator (200 joule) een elektroshock (zowel mono- als bifasisch) werd gegeven, positioneerden wij de dipolen evenwijdig op een afstand van 3 cm. Hierbij was een reductie van 60% van het voltage bij een bifasische puls meetbaar.

Hieruit kan worden geconcludeerd dat een bifasische shockpuls effectiever is en wellicht een kleiner thermisch tiptrauma veroorzaakt.

CONCLUSIES EN AANBEVELINGEN

De metingen maken duidelijk dat de paddle zo veel mogelijk loodrecht ten opzichte van de pacemakerdipool geplaatst moet worden, en bij voorkeur anteroposterior. Om een dergelijke paddle-positie te bereiken, kan men een platte paddle onder de linker scapula plaatsen of defipads of plakelektroden gebruiken. Niet al te corpulente patiënten kan men op de rechterzijde laten liggen.

Omdat cardioversie en defibrillatie gebaseerd zijn op hetzelfde technische principe, maar een ander doel hebben, zijn ook de aanbevelingen verschillend.

Aanbevelingen voor cardioversie bij pacemakerpatiënten

- Bepaal zorgvuldig de paddle-positie, bij voorkeur anteroposterior.
- Gebruik een defibrillator met een bifasische pulsvorm.
- Controleer voor en na cardioversie het pacemaker- of ICD-systeem op functie en instellingen (zie verder).

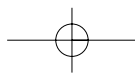
Controle vóór cardioversie bij pacemaker- en ICD-patiënten

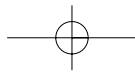
- Bepaal de stimulatie- en detectiedrempel.
- Registratie intracardiaal EGM (indien mogelijk).
- Pacemaker output naar 5 volt 1 ms.
- Zet de sensitivity gevoeliger: VVI of DDD zonder R. Kies bij pacemakerafhankelijke patiënten een ongevoelige programmering: VOO met een lower rate van 70 ppm.

Controle na cardioversie bij pacemakerpatiënten

- Bepaal de stimulatie- en detectiedrempel.
- Registratie intracardiaal EGM.
- Herprogrammeer het implantaat.
- Kies een behandelstrategie, met gebruik van preventie en/of terminatiealgoritmen.

‘EEN BIFASISCHE SHOCKPULS
IS EFFECTIEVER DAN EEN
MONOFASISCHE SHOCKPULS’





**'BIJ CARDIOVERSIE
KAN DOOR EEN ONGUNSTIGE PADDLE-POSITIE DE
STIMULATIEDREMPEL FORS OPLOPEN'**

- Overweeg bij een pacemaker zonder deze therapieën de lower rate enkele weken naar een hogere frequentie te programmeren (alleen bij AAI(R)- of DDD(R)-mode!).

Controle na defibrillatie bij pacemakerpatiënten

- Bepaal de stimulatie- en detectiedrempel.
- Lees de opgeslagen events uit.
- Pas de programmering aan bij een sterk gestegen

drempel of een afname van het intracardiale EGM en voer op korte termijn een extra controle uit.

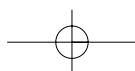
SAMENVATTING

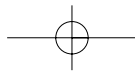
Een cardioversie of defibrillatie met een ongunstige positie van de defibrillator-paddles kan ernstige gevolgen hebben voor de stimulatie drempel, met mogelijk verlies van capture. Om het effect van de elektroshock te minimaliseren, moeten de paddles zo veel mogelijk loodrecht op de richting van de pacemakerdipool geplaatst worden. De antero-posteriore positie is hiervoor het geschiktst. Maak gebruik van een bifasische defibrillator.

Controleer het pacemakersysteem voor en na cardioversie of defibrillatie op stimulatie drempel, intracardiaal elektrogram en lead-impedantie. Programmeer de output van de stimulatiekanalen op een hogere waarde voorafgaand aan de cardioversie. Schroom niet eventueel de maximale output te gebruiken. ■

REFERENTIES

- 1 Leerboek intensive-care-verpleegkunde. Utrecht: Lemma; 1992. p. 303-7.
- 2 Garrigue S, Barold SS, Cazeau S, Gencel L, Jaïs P, Haissaguerre M, et al. **Prevention of atrial arrhythmias during DDD pacing by atrial overdrive.** Pacing Clin Electrophysiol 1998;21:1751-9.
- 3 Ricard P, Lévy S, Boccara G, Lakhal E, Bardy G. **External cardioversion of atrial fibrillation: comparison of biphasic vs monophasic waveform shocks.** Europace 2001;3:96-9.





RADIODIETHERAPIE: EEN BRON VAN ZORG BIJ

G.J. UITERWAAL, CARDIOTECHNICUS, ONZE LIEVE VROUWE GASTHUIS, AMSTERDAM EN DR. C.W. HURKMANS, KLINISCH FYSICUS

Hart- en vaatziekten leveren de grootste bijdrage aan de totale sterfte in Nederland; van alle sterfgevallen is 35% het gevolg van deze ziekten. Kanker staat op de tweede plaats met 27%.¹ In 1998 werden 60.000 nieuwe gevallen van kanker geconstateerd; het aantal sterfgevallen als gevolg van kanker was 37.000. Van deze patiënten was circa 70% ouder dan 60 jaar. Borstkanker en longkanker zijn de meest voorkomende vormen van kanker.² De behandeling van kanker bestaat meestal uit chirurgie, chemotherapie, radiotherapie, hormonale therapie, immunotherapie, of een combinatie van enkele behandelingsvormen. Circa 40 tot 45% van de patiënten komt in aanraking met radiotherapie.

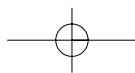
GEVOLGEN VAN RADIODIETHERAPIE

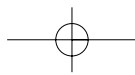
Bij inwendige en/of uitwendige radiotherapie wordt een tumor behandeld door middel van hoog energetische straling met een ioniserend karakter. Tumorcellen zijn door

hun snellere delingsfrequentie in het algemeen gevoeliger voor straling dan 'gezonde' cellen. Gezonde cellen zijn bovendien resistenter voor ioniserende straling en het gezonde weefsel kan zich in de regel sneller herstellen van de schade. Men probeert tumorcellen te vernietigen door ze met een juiste stralingsdosis te bestralen. Helaas wordt de tumor altijd omgeven door gezond weefsel en moet de straling het gezonde weefsel passeren om de tumor te bereiken. Ook op macroscopisch niveau is doorgaans geen goede scheidingslijn tussen gezonde en tumorcellen mogelijk. De hoeveelheid tumorcellen neemt namelijk vaak geleidelijk af naarmate ze verder van het centrum van de tumor af liggen. Daardoor moet men voor een optimale behandeling een bestralingsmarge rond de tumor aanhou-

Figuur 1 Positionering van een patiënt voor de bestraling.

(foto: Elekta AB)





PACEMAKERS EN ICD'S

RADIOTHERAPIE, CATHARINA ZIEKENHUIS, EINDHOVEN

den. Het is dus onvermijdelijk dat ook gezonde cellen worden bestraald.

Voor een optimaal gebruik van het herstellend vermogen van gezonde cellen en de vernietiging van tumorcellen door ioniserende straling is fractionering een belangrijk

begrip. Fractionering betekent dat een patiënt verschillende keren bestraald wordt, vaak eenmaal per dag gedurende een aantal weken. Het gezonde weefsel krijgt daardoor tussen de verschillende bestralingen (fracties) voldoende tijd om zich te herstellen, terwijl de tumorcellen onvoldoende

**'ELEKTROMAGNETISCHE INTERFERENTIE
EN IONISERENDE STRALING KUNNEN PACEMAKERS
EN ICD'S BESCHADIGEN'**

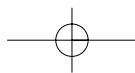


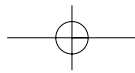
tijd hebben om zich te herstellen. Een bestralingsfractie duurt ongeveer 1 à 2 minuten, exclusief het positioneren van de patiënt (figuur 1).

EFFECTEN OP PACEMAKERS EN ICD'S

Door de vergrijzing van de Nederlandse bevolking zal zowel de incidentie van kanker als het aantal dragers van hartritme-devices toenemen. Als gevolg daarvan zullen radiotherapie-instellingen steeds vaker geconfronteerd worden met patiënten die een pacemaker of inwendige cardioverter/defibrillator (ICD) hebben.

Uit publicaties en case reports is duidelijk dat radiotherapie een bron van problemen kan zijn bij de behandeling van patiënten met pacemakers en ICD's.^{3,5} De twee belangrijkste componenten bij radiotherapie die schade aan pacemakers en ICD's kunnen veroorzaken, zijn elektromagnetische interferentie door de bestralingsapparatuur zelf en het ioniserende effect van de bestralingsbundel.





Uit onderzoek is gebleken dat het elektromagnetisch interferentie-effect tegenwoordig nauwelijks tot echte problemen leidt. De belangrijkste effecten zijn inhibitie van de pacemaker of ICD tijdens het in- en uitschakelen van de bestralingsapparatuur of het overgaan in de noise mode van de pacemaker. De sterkte van de magnetische velden in de bestralingsruimte is over het algemeen zodanig laag dat er geen effect is op de pacemaker of ICD.⁹

Ioniserende straling daarentegen kan wel een groot effect hebben op de werking van een pacemaker of ICD. In de literatuur zijn telemetrie problemen, veranderingen van de stimulatiepuls, pacemaker-run away tot het compleet beëindigen van de pacemakerfunctie gerapporteerd.⁵⁻⁸ Onderzoek verricht vóór 1990 toonde aan dat er een relatief hoge dosis nodig was voordat schade manifest werd. Door de stormachtige ontwikkelingen in de chiptechnologie en in het bijzonder van de complementary metal-oxide semiconductor (CMOS)-techniek worden pacemakers en ICD's geavanceerder en complexer, maar ook gevoeliger voor ioniserende straling.^{10,11} De straling veroorzaakt door ionisatie in de materie een zich verplaatsende lawine aan geladen deeltjes, met als gevolg een ladingsverplaatsing. Een gedeelte van deze lading kan ook in de chip ofwel in het integrated circuit (IC) van de pacemaker of ICD terecht komen. Deze lading kan schade aanrichten aan de

structuur van het IC, waardoor bepaalde transistors niet meer zullen functioneren. De lading kan zich ook ophopen, waardoor transistor-thresholdwaarden binnen een IC kunnen veranderen, met als gevolg verandering van functionaliteit. Al deze effecten kunnen resulteren in tijdelijke of permanente schade. Eventuele schade kan zich ook na verloop van tijd manifesteren.¹²

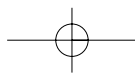
AANBEVELINGEN VAN AAPM

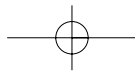
In 1994 publiceerde de American Association of Physicists in Medicine (AAPM) een rapport waarin aanbevelingen werden gedaan voor het bestralen van patiënten met een pacemaker.¹³ Er waren geen aanbevelingen opgenomen voor ICD's, om de eenvoudige reden dat er toen, en zelfs tegenwoordig, weinig bekend is over het effect van ioniserende straling op ICD's. De belangrijkste aanbevelingen van de AAPM zijn:

- geen bestraling met bètatrons, omdat die een sterk elektromagnetisch veld produceren (klinisch niet meer in gebruik in Nederland);
- pacemaker nooit in de directe bestralingsbundel;

Figuur 2

Voorbeeld van een behandelingsplan. Gebruikmakend van CT-informatie wordt een longtumor bestraald met behulp van vier bestralingsvelden (foto: Multidata Systems Int. Corp., St. Louis, USA).

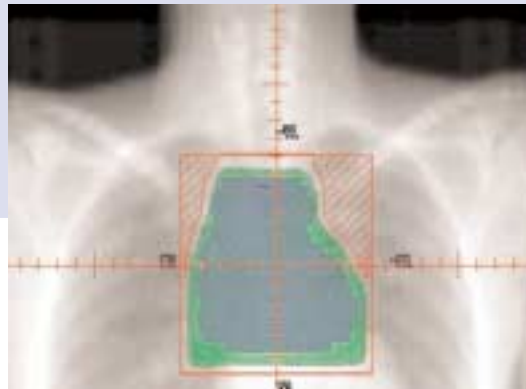




'PACEMAKERS EN ICD'S

WORDEN GEAVANCEERDER EN COMPLEXER, MAAR OOK
GEVOELIGER VOOR IONISERENDE STRALING'

- bepaling vooraf van de cumulatieve dosis op de pacemaker;
- bij een cumulatieve dosis > 2 gray (Gy), pacemakercontrole voor de eerste bestraling en bij voorkeur bij de eerste bestraling aan het begin van iedere nieuwe bestralingsweek;
- observatie (bijvoorbeeld ECG) tijdens de eerste bestralingsessie.



Figuur 3

Een digitally-reconstructed radiograph (DRR) van een AP-longveldbestraling. In het groen de 95% isodoselijin die geheel het planning target volume (blauw) omvat. DRR's worden verkregen met behulp van CT-informatie.

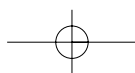
Vaak worden nog aanvullende grenzen gesteld, onder andere dat de cumulatieve dosis die een pacemaker ontvangt maximaal 2 Gy is voor een pacemakerafhankelijke patiënt en maximaal 5 Gy voor een niet-pacemakerafhankelijke patiënt. Is de cumulatieve dosis op de pacemaker > 5 Gy, dan moet het bestralingsplan (*figuur 2 en 3*) worden herzien of – als er geen andere mogelijkheid is – moet het device worden verplaatst. Verder zijn extra controles direct na de laatste bestralingsessie aan te bevelen, alsmede een week en een maand na beëindiging van de behandeling.

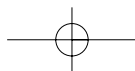
EIGEN ONDERZOEK

Door de stormachtige nanotechnologische ontwikkelingen in de pacemaker- en ICD-technologie zijn de laatste en belangrijkste onderzoeken naar schade aan pacemakers en ICD's als gevolg van radiotherapie gedateerd geraakt.^{10,11} In februari 2002 hebben het Catharina ziekenhuis te Eindhoven

en het Onze Lieve Vrouwe Gasthuis te Amsterdam de handen ineengeslagen en hebben een onderzoek opgezet met als doel het bepalen van stralingschade als gevolg van radiotherapie bij de nieuwste generatie pacemakers en ICD's. Het onderzoek is mede ingegeven door de nog steeds actuele vraagstelling en de ontbrekende kennis hierover binnen het werkteerrein van de radiotherapie en cardiologie.

Voorwaarde voor een succesvol verloop van het onderzoek was de medewerking van de fabrikanten, omdat hun input en kennis van groot belang zijn. Eind 2002 hebben alle benaderde fabrikanten (Biotronik, Guidant, Medtronic, St. Jude Medical en Vitatron), tijdens een welhaast historische bijeenkomst, toegezegd medewerking te verlenen door het leveren van kennis en devices. Dit alles resulteerde erin dat eind augustus 2003 het onderzoeksteam van start ging met de eerste bestraling van 19 pacemakers en 11 ICD's.





Tijdens het onderzoek worden diverse parameters zoals frequentie, amplitude, batterijspanning, enzovoort gemeten en bewaakt, zowel voor, tijdens als na iedere bestraling. Er is gekozen voor een zo klinisch mogelijke setup: er wordt een fractioneringschema toegepast, zodat korte- en langetermijneffecten kunnen worden waargenomen.

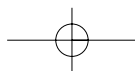
Op dit moment is het onderzoek nog in volle gang. Veel gegevens moeten nog verwerkt en geanalyseerd worden,

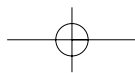
waardoor helaas nog geen resultaten beschikbaar zijn. Gezien de uitkomsten van de eerste tests is het vermoeden gerechtvaardigd dat het onderzoek gevolgen zal hebben voor de huidige richtlijnen.

Nadat alle gegevens verwerkt en geanalyseerd zijn, zal de belangrijkste doelstelling zijn het opstellen van duidelijke en eenduidige richtlijnen voor radiotherapie- en cardiologie-instellingen betreffende het bestralen van patiënten met een pacemaker of ICD. ■

REFERENTIES

- 1 Koek HL, Leest LATM van, Verschuren WMM, Bots ML. **Hart- en vaatziekten in Nederland 2003**. Den Haag: Nederlandse Hartstichting; 2003.
- 2 Visser O, Coebergh JWW, Dijk JAAM van, Siesling S. **Incidence of cancer in the Netherlands 1998**. Utrecht: Vereniging van Integrale Kankercentra; 2002.
- 3 Ngu SL, O'Mealy P, Johnson N, Collins C. **Pacemaker function during irradiation: in vivo and in vitro effect**. *Australas Radiol* 1993;37:105-7.
- 4 Teskey RJ, Whelan I, Akyurekli Y, Eapen L, Green MS. **Therapeutic irradiation over a permanent cardiac pacemaker**. *Pacing Clin Electrophysiol* 1991;14:143-5.
- 5 Lee RW, Huang SK, Mechling E, Bazgan I. **Runaway atrioventricular sequential pacemaker after radiation therapy**. *Am J Med* 1986;81:883-6.
- 6 Venselaar JL, Kerkoerle HL van, Vet AJ. **Radiation damage to pacemakers from radiotherapy**. *Pacing Clin Electrophysiol* 1987;10:538-42.
- 7 Venselaar JL. **The effects of ionizing radiation on eight cardiac pacemakers and the influence of electromagnetic interference from two linear accelerators**. *Radiother Oncol* 1985;3:81-7.
- 8 Adamec R, Haefliger JM, Killisch JP, Niederer J, Jaquet P. **Damaging effect of therapeutic radiation on programmable pacemakers**. *Pacing Clin Electrophysiol* 1982;5:146-50.
- 9 Salmi J, Eskola HJ, Pitkanen MA, Malmivuo JA. **The influence of electromagnetic interference and ionizing radiation on cardiac pacemakers**. *Strahlenther Onkol* 1990;166:153-6.
- 10 Rodriguez F, Filimonov A, Henning A, Coughlin C, Greenberg M. **Radiation-induced effects in multiprogrammable pacemakers and implantable defibrillators**. *Pacing Clin Electrophysiol* 1991;14:2143-11.
- 11 Mouton J, Haug R, Bridier A, Dodinot B, Eschwege F. **Influence of high-energy photon beam irradiation on pacemaker operation**. *Phys Med Biol* 2002 21;47:2879-93.
- 12 Last A. **Radiotherapy in patients with cardiac pacemakers [review]**. *Br J Radiol* 1998;71:4-10.
- 13 Marbach JR, Sontag MR, Dyk J van, Wolbarst AB. **Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers: report of AAPM Task Group No. 34**. American Association of Physicists in Medicine. *Med Phys* 1994;21:85-90.





INTERFERENTIE TUSSEN MRI, PACEMAKERS EN ICD'S

DR. C.J.H.J. KIRCHHOF, CARDIOLOOG, RIJNLAND ZIEKENHUIS, LEIDERDORP EN DR. J.H. RUITER, CARDIOLOOG, MEDISCH CENTRUM ALKMAAR

INLEIDING

Magnetic resonance imaging (MRI) heeft zijn waarde als klinisch diagnosticum ruimschoots bewezen en zal door de snel voortschrijdende technologische ontwikkelingen steeds meer toepassingen krijgen in de geneeskunde. MRI zal de conventionele beeldvormende diagnostiek steeds vaker vervangen en nieuwe informatie opleveren over actuele ziektebeelden. Ook in de cardiologie zal MRI een steeds grotere rol gaan spelen, zowel bij de evaluatie en screening van structurele afwijkingen als bij hemodynamisch functieonderzoek en coronaire insufficiëntie.

De aanwezigheid van metaalhoudende implantaten vormt echter een belangrijke beperking voor het gebruik van MRI. In de cardiologie geldt dit vooral voor metaalhoudende klepprothesen, stents en bovenal pacemakers, looprecorders en ICD's. Een dergelijk corpus alienum vormt een strikte contra-indicatie voor het gebruik van MRI. Gezien het toenemende aantal patiënten met pacemakers of ICD's

neemt de groep die van deze diagnostische mogelijkheden verstoken blijft, geleidelijk toe.

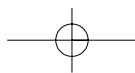
Het effect van magnetische interferentie bij MRI-onderzoek op geïmplanteerde devices blijft onzeker en is hoofdzakelijk gebaseerd op case reports, in-vitro-onderzoek, dierexperimenteel onderzoek en theoretische beschouwingen van fysische wetmatigheden. In de literatuur worden zowel gevallen beschreven waarin het device, na te zijn blootgesteld aan sterke magnetische velden, tijdelijk of permanent dysfunctioneerde, als gevallen waarin pacemakerpatiënten het MRI-onderzoek zonder problemen (bewust of onbewust) ondergingen en nadien een volstrekt normaal functionerend device hadden. Deze laatste situatie werd meestal ingegeven door een vitale MRI-indicatie. In principe kan interferentie van sterke magneetvelden met een pacemaker of ICD leiden tot:

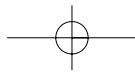
— tijdelijke of permanente reed switch-activatie van pace-

'WIJZIGINGEN VAN PACEMAKERINSTELLINGEN

KUNNEN LEIDEN TOT ERNSTIGE KLACHTEN EN ZELFS TOT

LEVENSBEDREIGENDE SITUATIES'





- maker of ICD, met een terugval naar een asynchrone pacing mode, hetgeen leidt tot onderbreking van aritmiedetectie en therapieafgifte;
- malfunctie ten gevolge van elektromagnetische signalen en artefacten die tot onterechte inhibitie of activatie van therapeutische functies (pacing of shock) leiden;
 - tijdelijke of permanente veranderingen van pacemaker of ICD-instellingen, of reset naar fabrieksinstellingen;
 - irreversibele beschadiging van elektronische componenten of interne energiecel, met verlies van telemetrie en/of functie;
 - inductiestromen en warmtegeneratie in de leads, met als gevolg drempelstijging en weefselbeschadiging aan de leadtip, leadring of defibrillatie-coil;
 - verschillende krachten die door het magnetisch veld op de pulsgenerator worden uitgeoefend, waardoor subluxatie in de pocket optreedt.

In een paneldiscussie tijdens het ESC 2003 Congres te Wenen over MRI en cardiostimulatie werden de inductiestromen en de warmtegeneratie als de meest onvoorspelbare effecten beschouwd met potentieel het grootste risico voor de patiënt.

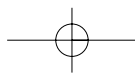
DE WAARDE VAN MRI BIJ PATIËNTEN MET CARDIALE AANDOENINGEN

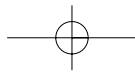
Door de snelle technische ontwikkeling heeft het gebruik van MRI de laatste twee decennia een grote vlucht genomen. Door snellere beeldverwerking en -opbouw en door een steeds groter wordend oplossend vermogen (resolutie < 1 mm) is de toepasbaarheid van MRI enorm toegenomen. In veel gevallen is MRI zelfs het diagnosticum van eerste keuze, zoals bij congenitale en vasculaire afwijkingen en bij het vermoeden van bepaalde vormen van cardiomyopathie, bijvoorbeeld aritmogene rechterventrikeldysplasie.

MRI heeft de CT-scan in veel opzichten verdrongen, niet in de laatste plaats vanwege het ontbreken van de noodzaak tot blootstelling aan röntgenstraling.

MRI verschaft niet alleen substantiële informatie over structurele afwijkingen van hart en grote vaten, maar kan ook worden gebruikt om de functie en mate van stenose van coronairarteriën en bypass grafts te visualiseren, voor dynamische metingen en bestudering van regionale wandbewegingen (tagging), relaxatiepatronen, intracardiale flow-patronen, klepfunctie en ten slotte ook myocard-

**'WARMTEONTWIKKELING
AAN DE ELEKTRODETIP IS POTENTIEEL
HET SCHADELIJKST'**





perfusie. Hierdoor zal in veel gevallen de noodzaak tot invasieve diagnostiek en het gebruik van nefrotxische contrastmiddelen komen te vervallen. Daarnaast speelt MRI een steeds belangrijker rol bij de indicatiestelling en optimalisatie van resynchronisatietherapie bij hartfalen.

INTERFERENTIE VAN MRI MET PACEMAKERS EN ICD'S

Experimenteel onderzoek

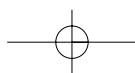
In het begin van de jaren tachtig van de vorige eeuw werden de eerste onderzoeksresultaten gepubliceerd betreffende interferentie van MRI en pacemakers.¹ De radiofrequente velden in een MRI-unit bleken pacemakers die geprogrammeerd waren in een on demand mode te kunnen inhiberen. Daarnaast werd activatie van de reed switch gezien, waardoor deze units naar een asynchrone mode terugvielen, hetgeen potentieel aritmogeen kan zijn. De kans dat deze mode switch optreedt, is afhankelijk van de sterkte van het magnetisch veld, maar doet zich vrijwel altijd voor bij veldsterkten van 17 gauss of meer. Ofschoon MRI-interferentie beperkt kan blijven tot reed switch-activatie, kan dit ook gepaard gaan met tijdelijke of permanente veranderingen

van pacemakerinstellingen. Deze veranderingen kunnen leiden tot een suboptimale pacemakerfunctie en beperkt blijven tot onder- of oversensing, maar ook tot veranderingen van upper en lower rate-parameters. Afhankelijk van het effect op de algehele pacemakerfunctie en het onderliggend lijden, kan dit lange tijd onopgemerkt blijven en pas na verloop van tijd aanleiding geven tot specifieke klachten.² Daarnaast kunnen wijzigingen van pacemakerinstellingen de oorzaak zijn van ernstige klachten of zelfs leiden tot levensbedreigende situaties. Dat is bijvoorbeeld het geval wanneer MRI of andere vormen van magneetveldinterferentie tijdelijke of permanente pacemakerinhibitie veroorzaakt, met asystolie als gevolg, of wanneer deze interferentie aanleiding geeft tot tijdelijke of permanente hoogfrequente atriale of ventriculaire stimulatie.³ In het laatste geval kunnen supraventriculaire (AF) of ventriculaire ritmestoornissen (VT/VF) worden geïnduceerd. Door verhoging van de lower rate-waarde naar niet-aritmogene waarden (100-120 ppm) kunnen myocardischemie en angina pectoris optreden. Wanneer de patiënt zich op dat moment in de MRI-scanner bevindt, kan een adequate behandeling belemmerd worden door de fysieke omstandigheden.

Uit dieronderzoek met MRI-scanners tot 0,5 tesla (T) is

gebleken dat pacemakersystemen die vooraf geprogrammeerd zijn in een asynchrone mode (VOO, DOO) minder gevoelig zijn voor door MRI geïnduceerde veranderingen van pacemakerinstellingen. Daardoor wordt de kans op inductie van ventriculaire ritmestoornissen beduidend kleiner. Pacemakers geprogrammeerd in DDD-mode met automatische mode switch werden geactiveerd tot mode switch, terwijl pacemakers geprogrammeerd in DDD- of DDI-mode, waarbij de reed switch was geïnactiveerd, zelfs geheel werden geïnhibeerd. Asynchrone pacing modes met, indien mogelijk, inactivatie van de magneetfunctie (ter voorkoming van reed switch-sluiting) zijn dus minder gevoelig voor magneetveldinterferentie en aan te bevelen bij pacemaker- of ICD-afhankelijke patiënten.

De kans op interferentie wordt echter groter naarmate de MRI-veldsterkte stijgt. In-vivodieronderzoeken met verschillende pacemakersystemen en leads in een 1,5 T sterk magneetveld, lieten naast reed switch-activatie en terugval naar asynchrone pacing mode, veelvuldige hoogfrequente pacing zien, waarbij frequenties tot 300 pulsen per minuut werden bereikt. Dit was vooral het gevolg van interferentie



**'PACEMAKER/ICD-DYSFUNCTIE
DOOR EMI-EFFECTEN VAN MRI-APPARATUUR IS
BIJ MODERNE DEVICES ONGEBRUIKELIJK'**

met het pulsatiele radiofrequente veld dat de energiestatus van de weefselprotonen verandert, waardoor ze magnetische resonantiesignalen afgeven. Ook deze effecten bleken vooral op te treden wanneer de pacemakersystemen in DDD- of VVI-mode waren geprogrammeerd, terwijl dat niet het geval was in asynchrone mode.^{4,5}

Behalve dat MRI-scanning de pacemakergeneratorfunctie beïnvloedt, veroorzaakt het ook warmteproductie in de pacemakerleads. In dierexperimenteel onderzoek werden aan de leadtip temperaturen tot 63°C gemeten gedurende 90 seconden scanning.⁵ Dit ging gepaard met myocarde necrose rond de elektrodetip en op de plaats waar de elektrodering contact maakte met het endocard.

Zeer recent gepubliceerde resultaten van in-vivo-experimenten met bij honden geïmplanteerde pacemaker- en ICD-systemen maken duidelijk dat de huidige moderne systemen beduidend minder gevoelig zijn voor interferentie-effecten van MRI.⁶ Roguin en medewerkers testten verschillende moderne systemen en stelden vast dat de maximale temperatuurstijging aan de tip van moderne pacemaker- en ICD-leads minder dan 1°C bedroeg bij een gemiddeld MRI-onderzoek met een 1,5 T-scanner. In worst case-scenario's zou de maximale temperatuurstijging niet meer dan 5-7°C zijn. Bovendien traden er bij systemen geproduceerd na 2000 beduidend minder generator resets of beschadigingen op dan bij systemen die vóór 2000 waren ontwikkeld.

Klinisch onderzoek

In de literatuur zijn sporadisch gevallen beschreven van plotse dood tijdens MRI-onderzoek van pacemakerpatiënten.

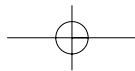
Meestal is plotse dood terug te voeren tot asystolie ten gevolge van pacemakerinhibitie bij het ontbreken van een onderliggend escaperitme of ventrikelfibrilleren. Daar staat tegenover dat er ook gevallen zijn beschreven van MRI-scanning van pacemaker- of ICD-patiënten waarbij geen problemen optraden.

Uit een aantal kleinschalige klinische onderzoeken is gebleken dat moderne pacemakers tijdens MRI-scanning in 0,5 T-apparatuur, behoudens reed switch-activatie en dientengevolge asynchrone stimulatie, geen andere problemen opleveren. In het bijzonder irreversibele beschadigingen en drempelstijging door opwarmingseffecten werden niet gezien.⁷⁻¹⁶

Perioperatief aangebrachte tijdelijke epicardiale pacemakerleads zijn op grotere schaal onderzocht. Tijdens non-cardiale MRI (1-1,5 T) konden geen problemen worden geobserveerd.¹⁴

SAMENVATTING

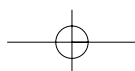
De eerste ervaringen met MRI-scanning bij pacemaker-systemen hebben geleid tot een zeer grote en terechte

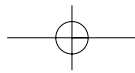


REFERENTIES

- 1 Pavlicek W, Geisinger M, Castle L, Borkowski GP, Meaney TF, Bream BL, et al. **The effects of nuclear magnetic resonance on patients with cardiac pacemakers.** *Radiology* 1983;147:149-53.
- 2 Fetter J, Aram G, Holmes DR, Gray JE, Hayes DL. **The effects of magnetic resonance imagers on external and implantable impulse generators.** *Pacing Clin Electrophysiol* 1984;7:720-7.
- 3 Erlebacher JA, Cahill PT, Pannizzo F, Knowles RJ. **Effect of magnetic resonance imaging on DDD pacemakers.** *Am J Cardiol* 1986;57:437-40.
- 4 Hayes DL, Holmes DR, Gray JE. **Effect of 1.5 T nuclear magnetic resonance imaging scanner on implanted permanent pacemakers.** *Pacing Clin Electrophysiol* 1987;10:782-6.
- 5 Achenbach S, Moshage W, Diem B, Bieberle T, Schibgilla V, Bachmann K. **Effects of magnetic resonance imaging on cardiac pacemakers and electrodes.** *Am Heart J* 1997;134:467-73.
- 6 Roguin A, Zviman M, Meininger GR, Dickfeld T, Berger R, Calkins H, et al. **Effects of MRI on pacemaker and ICD systems [abstract].** *Pacing Clin Electrophysiol* 2003;26:959.
- 7 Garcia-Bolao I, Albaladejo V, Benito A, Alegria E, Zubieta J. **Magnetic resonance imaging in a patient with a dual-chamber pacemaker.** *Acta Cardiol* 1998;53:33-5.
- 8 Gimbel R, Johnson D, Levine P, Wilkoff B. **Safe performance of magnetic resonance imaging on five patients with permanent cardiac pacemakers.** *Pacing Clin Electrophysiol* 1996;19:913-9.
- 9 Vahlhaus C, Sommer T, Lewalter T. **Magnetic resonance imaging at 0.5 tesla in patients with cardiac pacemakers. Contraindication or justifiable risk? [abstract].** *Eur Heart J* 1998;19:208.
- 10 Sommer T, Lauck G, Schimpf R. **MRT bei Patienten mit Herzschrittmachern: In-vitro- und In-vivo-Evaluierung bei 0,5 tesla.** *Rofo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 1998; 168:36-43.
- 11 Pohost G, Blackwell G, Shellock F. **Safety of patients with medical devices during application of magnetic resonance methods.** *Ann N Y Acad Sci* 1992;649:302-12.
- 12 Gimbel JR, Lorig R, Wilkoff B. **Survey of magnetic resonance imaging in pacemaker patients.** www.heartweb.org.
- 13 Fontaine J, Mohamed F, Gottlieb C, Callans D, Marchinski F. **Rapid ventricular pacing in a pacemaker patient undergoing magnetic resonance imaging.** *Pacing Clin Electrophysiol* 1998; 21:1336-9.
- 14 Hartnel G, Spence L, Hughes L, Coen M, Saouaf R, Buff B. **Safety of MR imaging in patients who have retained metallic materials after cardiac surgery.** *Am J Roentgenol* 1997; 168:1157-9.
- 15 Pinski SL, Troman RG. **Interference in implanted cardiac devices. Part I.** *Pacing Clin Electrophysiol* 2002;25:1367-82.
- 16 Pinski SL, Troman RG. **Interference in implanted cardiac devices. Part II.** *Pacing Clin Electrophysiol* 2002;25:1496-510.

terughoudendheid bij het uitvoeren van dit onderzoek bij patiënten met permanente pacemakersystemen en ICD's. Tot op de dag van vandaag is deze terughoudendheid terecht en moet men onder alle omstandigheden alternatieve diagnostische technieken overwegen alvorens men aan MRI-scanning denkt. Echter, wanneer men alle veiligheidsaspecten in ogenschouw neemt, voorbereid is op eventuele calamiteiten en de geïmplanteerde systemen adequaat beschermt door tijdelijke programmering naar asynchrone modi, lijkt het risico van MRI-scanning met lage veldsterkten (0,5 T) acceptabel. Hierbij dient het pacemaker- of ICD-systeem in asynchrone mode te staan of zelfs geheel uit (OOO), en moet de reed switch (magneetfunctie) worden geblokkeerd. Voorafgaand aan het volledige onderzoek moeten single-slice test-scans worden vervaardigd, waarbij continue ECG-monitoring moet worden uitgevoerd en resuscitatiemiddelen aanwezig moeten zijn. Daarnaast dient het onderzoek te worden verricht in het bijzijn van een arts of cardioloog die geheel op de hoogte is van de mogelijke complicaties. ■





INTERFERENTIE BIJ IMPLANTEERBARE HARTSTIMULATORS EN DEFIBRILLATOREN

L.J. HERPES, PRINCIPAL ENGINEER, MEDTRONIC BV, HEERLEN

Door apparatuur die gebruikmaakt van elektriciteit en magneten, worden elektrische velden gecreëerd in het apparaat en in zijn omgeving. De term elektromagnetische interferentie (EMI) wordt gebruikt om aan te geven welk elektrisch signaal mogelijkwijs de functie van een ander apparaat, in dit geval de implanteerbare hartstimulator of defibrillator, kan beïnvloeden.

Elektromagnetische interferentiebronnen kunnen worden onderverdeeld in galvanisch, magnetisch en elektromagnetisch gekoppelde bronnen.

GALVANISCH GEKOPPELDE INTERFERENTIE

Galvanische koppeling treedt op als het lichaam van de patiënt onderdeel is van het gesloten stroomcircuit tussen de polen van de voedingsbron. De stroom die als gevolg daarvan door het lichaam stroomt, veroorzaakt spanningsverschillen op verschillende plaatsen, zo ook tussen de pace/sense-elektroden van de hartstimulator of defibrillator. Als het opgebouwde spanningsverschil tussen beide elektroden de geprogrammeerde gevoeligheid van de hartstimulator of defibrillator benadert, wordt dit signaal waargenomen en kan het gedrag van de hartstimulator of defibrillator worden beïnvloed. Onderzoeken hebben uitgewezen dat onder bepaalde omstandigheden stromen groter dan 40 μA potentialen van 1 mV over de elektroden van een unipolair systeem kunnen opwekken. Afhankelijk van de frequentie (50 Hz) en de geprogrammeerde gevoeligheid kunnen deze signalen worden waargenomen. Voor bipolaire systemen moet men onder dezelfde omstandigheden denken aan stromen boven 1 mA.

Galvanische interferentie treedt onder andere op bij oudere elektronische tiptoetsen (bijvoorbeeld van bedieningspanelen van audio- of videoapparatuur alsook van automaten), externe spier-/zenuwstimulatoren (TENS), elektrische acupunctuur en elektrochirurgische apparatuur, schrikdraad (*figuur 1*) en bij aanraken van metalen delen van slecht geïsoleerde apparatuur (bijvoorbeeld metalen behuizing van oude wasautomaten).

De stromen veroorzaakt door tiptoetsen zijn echter van dien aard dat ze geen invloed hebben op geïmplanteerde pacemakersystemen. Afhankelijk van de plaatsing van TENS-elektroden, alsook van de geselecteerde uitgangsen stimulatieparameters, kan toepassing van TENS de werking van een pacemaker storen. Dat geldt vooral voor unipolaire systemen. De invloed kan variëren van pacemakerinhibitie (oversensing) tot stimulatie met het maximaal geprogrammeerde ritme (upper rate tracking).

Praktische klinische tips

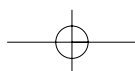
Combineer TENS nooit met unipolaire pacemakersystemen.

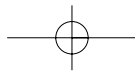
Indien elektrochirurgie wordt toegepast, is het aan te bevelen het pacemakersysteem in een asynchrone mode te programmeren.

Zorg ervoor dat de elektrische installatie aan de heden-daagse veiligheidsnormen voldoet.

MAGNETISCH GEKOPPELDE INTERFERENTIE

Magnetisch gekoppelde interferentie treedt op als elektrisch geleidende delen van het geïmplanteerde systeem zich in een wisselend magnetisch veld bevinden. Volgens de wet van Faraday induceert een veranderend magnetisch veld een spanning waarvan de grootte evenredig is met de omtrek van het gebied dat wordt omsloten door de geleiders. Dat betekent dat dit gebied bij een unipolair systeem aanmerkelijk groter is dan bij een bipolair systeem (~ 400 versus 25 cm). Het gevolg is dat een magnetische veldsterkte van ongeveer 25 μT ($T = \text{tesla}$) bij een frequentie van 50 Hz in een unipolair systeem een spanning van 1 mV opwekt. Indien een detectiegevoeligheid van 1 mV is geselecteerd, kan dit tot een ongewenste waarneming van de interferentie leiden. Voor bipolaire systemen geldt een veldsterkte van meer dan ~ 400 μT (50 Hz).





Magnetische velden van deze orde van grootte ($> 25 \mu\text{T}$ - 50 Hz) komen niet alleen voor in de nabijheid van geleiders waar grote stromen doorheen gaan, zoals lasapparatuur, hoogspanningstransformatoren en -leidingen, elektrische galvaniseer- en smeltbaden, en de aansluitkabels voor deze apparatuur, maar ook bij huishoudelijke apparaten die worden aangedreven door motoren. Enkele voorbeelden hiervan zijn elektrische blikopener, haardroger, scheerapparaat, stofzuiger, kookfornuis, enzovoort. Omdat dit bekend is, wordt aanbevolen deze apparatuur niet direct boven een unipolair geïmplantéerd systeem te houden. Worden deze apparaten gebruikt zoals bedoeld, dan mag men veronderstellen dat ze geen invloed uitoefenen op de werking van een geïmplantéerd systeem.

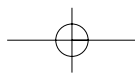
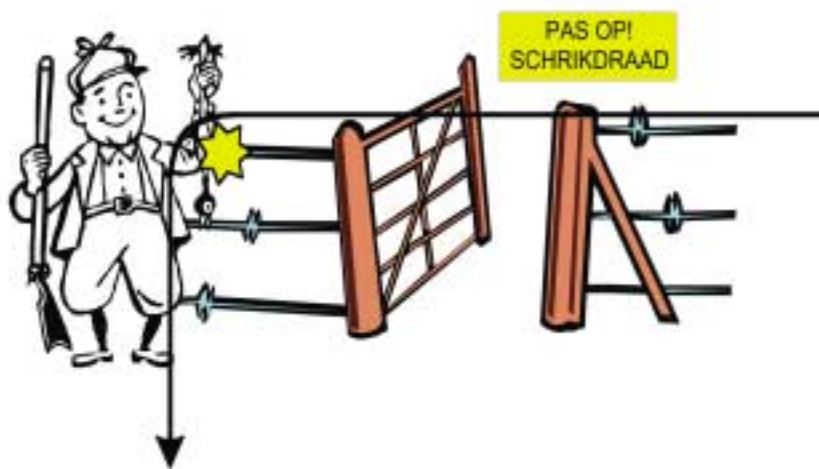
Omdat kabels waar een hoge stroom doorheen gaat, meestal zijn voorzien van een metalen mantel, wordt de mogelijke invloed van interferentie significant gereduceerd. Magnetische velden met een veldsterkte van meer dan $400 \mu\text{T}$ (50 Hz) komen voor in de nabijheid van industriële apparatuur. Omdat in die omgeving waarschuwingborden vereist zijn waarop de aanwezigheid van onbevoegden wordt verboden, zullen onder normale omstandigheden pacemakerpatiënten daar niet verblijven. Deze veld-

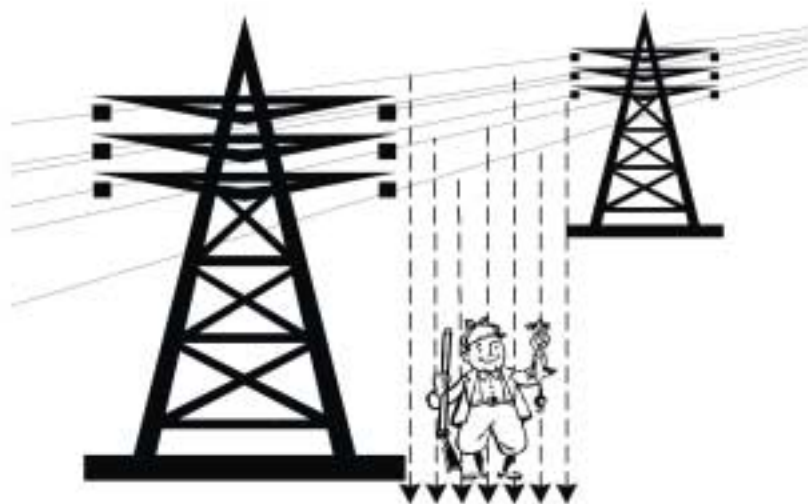
sterkten zijn ook gemeten op 3 cm afstand van enkele blikopeners, haardrogers, boormachines, kettingzagen en andere huishoudelijke apparatuur. Omdat deze huishoudelijk apparaten met grote vermogens wel invloed kunnen hebben, wordt aanbevolen ze op meer dan 10 cm afstand van de geïmplantéerde hartstimulator of defibrillator te houden.

Andere bronnen die elektromagnetische golven opwekken en waarmee men in het dagelijks leven te maken heeft, zijn antidiestalapparatuur en veiligheidsdetectoren. De frequentie van deze apparatuur varieert van 200 tot 14.000.000 Hz, waarbij de veldsterkte kan oplopen tot meer dan 1 mT. Onder bepaalde omstandigheden kunnen deze veldsterkten de werking van een pacemaker of ICD beïnvloeden. Indien de pacemaker-/ICD-drager niet te dicht bij de zend- of ontvangstspoelen van deze apparatuur komt, maar een afstand van $> 15 \text{ cm}$ bewaart, is de invloed verwaarloosbaar. Om deze reden wordt in productbrochures vermeld dat een drager van een pacemaker of ICD niet in een detectiepoortje moet blijven staan en niet tegen de antennes van zo'n poortje moet leunen.

Dat geldt ook voor de handmatige detectieapparatuur die

Figuur 1 Schrikdraad.





Figuur 2 Hoogspanningsleiding.

door beveiligingsbeambten wordt gebruikt. Indien de spoel niet langer dan een seconde boven het pacemaker-systeem wordt gehouden, kan hoogstens een stimulatiepuls worden onderdrukt. Omdat de frequentie en veldsterkte van deze apparatuur echter niet bekend worden gemaakt en men niet kan voorspellen hoe de controleurs ze gebruiken, wordt patiënten geadviseerd hun patiëntenpas te tonen zodat zij niet aan deze interferentiebron hoeven worden blootgesteld.

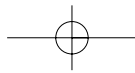
ELEKTROMAGNETISCH GEKOPPELDE INTERFERENTIE

Storingsbronnen met een nog hogere frequentie zijn signalen opgewekt door onder andere tv, radio, radar, en telecommunicatieapparatuur, waaronder ook GSM-toestellen. De frequentie en de aard van het veld zijn dusdanig dat er geen invloed wordt uitgeoefend door het opgewekte magnetische veld maar door het elektrische veld. Het frequen-

tiebereik varieert van enkele honderden kilohertz (kHz) tot een gigahertz (GHz); de veldsterkte wordt uitgedrukt in V/m.

Oudere pacemakertypen waren ongevoelig voor deze interferentiebron als de veldsterkte minder was dan 140 V/m. Bij de nieuwe typen pacemakers en ICD's ligt deze grens om en nabij 350 V/m.

De eerdergenoemde apparatuur kan in de directe nabijheid veldsterkten tot enkele duizenden V/m opwekken. Aangezien blootstelling aan deze straling niet alleen de gezondheid van pacemakerpatiënten maar die van iedereen kan beïnvloeden, worden veiligheidshelmen en waarschuwborden geplaatst, zodat duidelijk is dat dit verboden terrein is voor onbevoegden. Omdat de veldsterkte meer dan kwadratisch afneemt met de afstand tot de antennes, is de veldsterkte buiten de afrastering dusdanig verzwakt dat ze geen noemenswaardige invloed op een pacemakersysteem heeft. Bij GSM-toestellen, die direct



het lichaam kleiner. Tests in het verleden hebben aangetoond dat elektrische velden tot 20 kV/m over het lichaam kunnen worden opgewekt. Reeds bij een elektrische veldsterkte van boven 1,5 kV/m is beïnvloeding van oudere unipolaire pacemakersystemen waargenomen. Voor de recentere pacemakermodellen en zeker voor de bipolaire systemen ligt deze waarde ver boven 5 kV/m. Veldsterkten van deze orde van grootte komen in de nabijheid van hoogspanningsleidingen (110-380 kV) (figuur 2) en transformatoren voor, waar onder normale omstandigheden geen pacemakerpatiënten komen. ■

boven een geïmplanteerd systeem kunnen worden gehouden, bestaat – afhankelijk van de sterkte van het toestel (veldsterkte van meer dan 500 V/m direct boven de antenne) – het risico dat de werking wordt beïnvloed. Daarom wordt aanbevolen een GSM op minstens 15 cm van de pacemaker of ICD te houden. Dit laatste geldt niet voor de recentere pacemakermodellen.

Omdat draadloze huistelefoons niet alleen op lagere frequenties maar vooral met veel minder vermogen (c.q. veldsterkte) werken, heeft de straling van deze telefoons geen invloed op geïmplanteerde systemen.

ELEKTRISCH GEKOPPELDE INTERFERENTIE

Elke geleider die deel uitmaakt van een met de aarde gekoppelde hoogspanningsbron, veroorzaakt een elektrische lading over een lichaam dat zich tussen die geleider en de aarde bevindt. Zo ontstaat een elektrische lading over het menselijk lichaam als dat zich tussen de hoogspanningsgeleider en de aarde bevindt. De opgewekte lading is groter naarmate de spanning die de geleider ten opzichte van de aarde heeft groter wordt en de afstand tot

COLOFON

Redactie

Drs. D.J. van Doorn, *Spaarne Ziekenhuis, Heemstede*

Dr. C.J.H.J. Kirchhof, *Rijnland Ziekenhuis, Leiderdorp*

Dr. J.H. Ruiter, *Medisch Centrum Alkmaar*

Drs. M.F. Scholten, *Erasmus Medisch Centrum, Rotterdam*

Drs. W.G. de Voogt, *Sint Lucas Andreas Ziekenhuis, Amsterdam*

Dr. R. van Mechelen, *Sint Franciscus Gasthuis, Rotterdam*

Drs. E.P. Viergever, *Groene Hart Ziekenhuis, Gouda*

Uitgever

Academic Pharmaceutical Productions bv

Postbus 13341, 3507 LH Utrecht

Telefoon (030)2109521/fax (030)2109200

Ontwerp

Graaf Lakerveld Vormgeving, Culemborg

©2003 Academic Pharmaceutical Productions bv.

Alle rechten voorbehouden. Niets uit deze uitgave mag openbaar worden gemaakt door middel van druk, microfilm of op welke wijze ook, zonder schriftelijke toestemming van de uitgever. De uitgever is niet aansprakelijk voor de inhoud van de opgenomen artikelen.

Deze uitgave werd mede mogelijk gemaakt door een financiële bijdrage van Medtronic.

