

Beeinflussung von Herzschrittmachern durch zahnärztliche Behandlungsgeräte

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

Vorgelegt von Holger Zipse
aus Watzenborn-Steinberg, jetzt Pohlheim

Gießen 2002

Aus dem Medizinischen Zentrum für Ökologie
Institut für Medizinische Technik
Leiter: Prof. Dr. Ing. W. Irnich
des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. W. Irnich, Gießen

Gutachter: Prof. Dr. rer.nat. J. Kießling, Gießen

Tag der Disputation: 24. März 2003

INHALTSVERZEICHNIS

1.	Einleitung	6
1.1	Beschreibung und Begründung des Themas	6
1.2	Ziel der Arbeit	8
2	Grundlagen der Herzschrittmachertherapie	10
2.1	Grundlagen und Störungen der Erregungsbildung und Leitung im Herzen	10
2.2	Entwicklung der Herzschrittmachertherapie	12
2.3	Funktionsweise des Herzschrittmachers	13
3	Störbeeinflussung von Herzschrittmachern	15
3.1	Störbeeinflussung von Herzschrittmachern allgemein	15
3.2	Störbeeinflussung durch zahnärztliche Geräte	20
3.2.1	Elektrochirurgiegeräte	21
3.2.2	Zahnsteinentfernungsgeräte	22
3.2.3	Elektrische Vitalitätsprüfer	24
3.2.4	Kurzwellengeräte	25
3.2.5	Elektromotoren	25
3.3	Publikationen zum Thema	26
3.3.1	Empfehlungen aus der Literatur	29
3.3.2	Empfehlungen der Gerätehersteller	32
3.3.3	Experimentelle Untersuchungen in der Literatur	33

4	Material und Methoden	42
4.1	Untersuchungen an Probanden	42
4.1.1	Vorüberlegungen	42
4.1.2	Probanden	44
4.1.3	Methoden	44
4.1.3.1	Versuchsaufbau	44
4.1.3.2	Meßgeräte im Versuchsaufbau	46
4.1.3.3	Untersuchte Behandlungsgeräte	48
4.1.3.4	Versuchsdurchführung	48
4.1.3.5	Kontrollversuche	50
4.3	Untersuchungen an Herzschrittmachern	50
4.3.1	Vorüberlegungen	50
4.3.2	Verwendete Herzschrittmacher	51
4.3.3	Methoden	52
4.3.3.1	Versuchsaufbau	52
4.3.3.2	Versuchsdurchführung	53
5	Ergebnisse	54
5.1	Ergebnisse der Untersuchungen an Probanden	54
5.2	Ergebnisse der Untersuchungen an Herzschrittmachern	65
6	Diskussion	67
6.1	Diskussion der experimentellen Untersuchungen an Probanden	67
6.2	Diskussion der experimentellen Untersuchungen an Herzschrittmachern	70

6.3	Diskussion der Literatur	71
7	Herzschrittmacherträger in der zahnärztlichen Praxis - Risikobewertung und Empfehlungen	79
8	Zusammenfassung	86
9	Literaturverzeichnis	89
10	Anhang	100
11	Persönliche Daten	114
11.1	Tabellarischer Lebenslauf	114
11.2	Danksagung	116

1 Einleitung

1.1 Beschreibung und Begründung des Themas

Die Behandlung von Herzschrittmacherpatienten in der zahnärztlichen Praxis ist ein Thema, das sowohl bei Patienten als auch bei Behandlern immer wieder mit Unsicherheiten belastet ist. Die Ursachen für diese Unsicherheit scheinen einerseits in einer Unkenntnis der genauen Funktionsweise des Herzschrittmachers und der Art der möglichen Störungen, andererseits in pauschal formulierten Warnhinweisen von Geräteherstellern begründet zu sein. Im Zweifelsfall könnte dies dazu führen, dass mögliche und auch sinnvolle Behandlungen aus Angst vor einer Beeinflussung oder gar Schädigung des Herzschrittmachers und damit des Patienten unterbleiben.

Ein Herzschrittmacher gleicht eine Erregungs- und/oder Reizleitungsstörung im Herzen aus und ist damit, je nach Art der Störung, lebensnotwendig oder trägt zu einer erheblichen Verbesserung der Lebensqualität bei. Nach den Angaben des Jahresberichtes 1999 des Deutschen Zentralregisters Herzschrittmacher lebten in der Bundesrepublik Deutschland 1999 ca. 215.000 Menschen mit implantierten Herzschrittmachern. Somit war zu diesem Zeitpunkt jeder 382. Einwohner Schrittmacher-Patient (26). Das mittlere Lebensalter von Herzschrittmacherpatienten liegt bei ca. 74 Jahren, wobei der Anteil der Patienten unter 65 Jahren bei etwa 23 % liegt (26). Aufgrund des hohen Durchschnittsalters dürfte ein erheblicher Teil der Herzschrittmacherträger zahnlos sein. Untersuchungen in Altenheimen haben ergeben,

dass der Anteil der Zahnlosen bei fast 50% lag, wobei das Durchschnittsalter 81 Jahre betrug, so dass für einen relativ großen Anteil von Herzschrittmacherpatienten keine invasive zahnärztliche Behandlung vonnöten sein dürfte.

Andererseits findet man bei bezahnten älteren Menschen, oft aufgrund eingeschränkter Mundhygienefähigkeit und fortgeschrittener Gingivarezessionen, eine vermehrte Tendenz zur Bildung von Zahnstein und Kariesläsionen im Bereich der Zahnwurzel; beides häufig Indikationen für den Einsatz eines Ultraschallzahnsteinentfernungsgerätes oder eines Elektrochirurgiegerätes zur blutungsfreien Darstellung und Behandlung der kariösen Läsion.

Die Wahrscheinlichkeit, dass ein behandlungsbedürftiger Herzschrittmacherpatient in einer Zahnarztpraxis erscheint und sich damit die Frage nach der Wahl geeigneter Behandlungsmethoden stellt, beschränkt sich somit, abhängig von Umfeld und Praxisstruktur, keinesfalls auf seltene Einzelfälle. Es wäre zu bedauern, wenn diesen Patienten Verhaltensmaßregeln zugemutet oder Behandlungsmaßnahmen vorenthalten würden (wie zum Beispiel das maschinelle Entfernen von Zahnstein), obwohl dafür von der Sache her kein Grund besteht.

Als Störquelle und potentielle Gefahr für Herzschrittmacher werden in der Literatur praktisch alle in der Nähe oder am Patienten elektrisch betriebenen Geräte der zahnärztlichen Praxis diskutiert. Im Einzelnen werden genannt:

- Elektrochirurgiegeräte
- elektrische Vitalitätsprüfer

- Mikromotoren
- Ultraschallzahnsteinentfernungsgeräte
- Ultraschallreinigungsbäder
- Kurz- und Mikrowellengeräte
- Elektromotoren von Zahnarztstühlen

1.2 Ziel der Arbeit

Im ersten Teil der Arbeit soll eine Übersicht über die bisher erschienenen Veröffentlichungen zum Thema der Störbeeinflussung von Herzschrittmachern im Allgemeinen und vor allem der Störbeeinflussung durch zahnärztliche Behandlungsgeräte gegeben werden. Die Aussagen der speziell den zahnärztlichen Bereich betreffenden Literatur sollen zusammengefasst und im Zusammenhang mit der allgemeine Störsituationen betreffenden Literatur kritisch beleuchtet werden.

Bei der Anwendung von Hochfrequenzchirurgie wird im Körper des Patienten ein Potentialfeld erzeugt, das bei einem unipolaren Schrittmachersystem zu einer Potentialdifferenz zwischen Elektrodenspitze und dem Herzschrittmachergehäuse führt, so dass ein Strom über die Elektrode des Herzschrittmachers fließen kann (57). Eine Inhibition des Herzschrittmachers oder das Auslösen von Tachykardien oder Herzflimmern gelten als mögliche Folgen. Während eine Inhibition reversibel und durch EKG oder Pulskontrolle relativ schnell erkennbar und damit beherrschbar ist, ist das Flimmern des Herzens ein sehr ernster Zwischenfall, der nur durch einen Arzt oder speziell geschul-

te Fachkräfte mittels Defibrillation mit einem speziellen, nicht in der zahnärztlichen Praxis vorhandenen Gerät, dem Defibrillator, beherrscht werden kann. Es sollen eine Hilfestellung zur Risikobewertung und entsprechende Empfehlungen erarbeitet werden.

Im experimentellen Teil soll versucht werden, die Größenordnung des Spannungsabfalls in einem Herzschrittmachersystem bei galvanischer Einkopplung eines elektrischen Feldes durch Elektrochirurgiegeräte im Kopfbereich zu bestimmen. Dabei sollen Versuche an Probanden mit fünf unterschiedlichen zahnärztlichen Elektrochirurgiegeräten durchgeführt werden. Das elektrische Feld soll durch Betrieb einer aktiven Elektrode im Kopfbereich eingekoppelt werden und der Spannungsabfall mit Hilfe von EKG-Elektroden, die an den der Herzschrittmacherelektroden spitze und dem Herzschrittmachergehäuse entsprechenden Positionen auf den Thorax aufgeklebt sind, abgeleitet werden.

In zweiten Teil der Versuche sollen 169 unterschiedliche Herzschrittmacher untersucht werden. Es sollte geklärt werden, ob geeignete Schutzschaltungen zur Verhinderung von Demodulationsprodukten vorhanden sind und damit das Auslösen eines Herzflimmerns beim Einsatz von Elektrochirurgiegeräten ausgeschlossen werden kann.

2 Grundlagen der Herzschrittachertherapie

2.1 Grundlagen und Störungen der Erregungsbildung und Leitung im Herzen

Im Herzen läßt sich histologisch ein besonders beschaffenes Gewebe differenzieren: der Sinusknoten und das Reizleitungsgewebe. Im Sinusknoten werden elektrische Impulse gebildet und in den Zellen des Reizleitungssystems weitergeleitet. Im Einzelnen können folgende Strukturen unterschieden werden:

1. Der Sinusknoten liegt im rechten Vorhof an der Mündung der oberen Hohlvene. Er weist in Ruhe mit 60 - 80 Erregungen pro Minute die höchste Entladungsfrequenz auf und fungiert im gesunden Herzen als primärer Schrittmacher.
2. Der Atrioventrikularknoten (AV-Knoten) liegt an der Grenze der rechten Vorhofkammer und verzögert die Überleitung der Erregung von den Vorhöfen auf die Kammern. Gleichzeitig besitzt er die Fähigkeit einer Entladungsfrequenz von 40 - 50 Erregungen pro Minute, mit der er bei einem Ausfall des Sinusknotens die Erregung des Herzens als sekundärer Schrittmacher übernehmen kann.
3. Das His'sche Bündel strahlt vom AV-Knoten in die Kammerscheidewand ein. Durch die bindegewebige und somit isolierend wirkende Struktur der Kammerscheidewand kann eine Erregung nur in diesem Bereich von den Vorhöfen auf die Kammer übertreten.

Das His'sche Bündel zweigt sich in der Kammer in

4. die Kammerchen auf (rechter und linker Tawara-Schenkel).

Die Ausläufer dieser Kammerchen enden mit

5. den Purkinje'schen Fasern im Kammermyokard.

Bei einem Ausfall des AV-Knotens kann ein sogenannter tertiärer Schrittmacher im Kammermyokard mit einer Frequenz von ca. 30 Erregungen pro Minute die Schrittmacherfunktion übernehmen. Zellen, die die Impulse des Reizleitungssystems mit einer Kontraktion beantworten, stellen die Arbeitsmuskulatur des Herzens (Myokard) dar. Die Zellen des Myokards sind nicht gegeneinander isoliert und beantworten einen Reiz immer mit einer Kontraktion des gesamten Ventrikels beziehungsweise der Vorhöfe. Eine Störung des Reizleitungssystems im Herzen kann für einen Patienten zu erheblichen Beeinträchtigungen oder gar lebensbedrohlichen Situationen führen und ist in der Regel die Ursache zur Implantation eines Herzschrittmachers. Der AV-Knoten ist mit 35,4% der Bereich, der am häufigsten von Störungen, die zum Einsatz eines Herzschrittmachers führen, betroffen ist, gefolgt vom Sinusknoten mit 27,3% (26). Die dort anzutreffenden Störungen werden unter dem Oberbegriff des 'sick sinus syndrom' (SSS) zusammengefasst, das sowohl zu Bradykardien als auch zu Tachykardien mit und ohne Vorhofflimmern führen kann.

Die unterschiedlichen kardialen Defekte können mit unterschiedlichen Schrittmachersystemen (Ein- oder Zweikanalsysteme) behandelt werden. Symptome und EKG-Indikationen, die zur Implantation eines Herzschrittmachers führen, sind über einen Code aus dem

Herzschrittmacherpass des Patienten ablesbar. Der Code ist jedoch kein Bestandteil des Passes, so dass wohl nur intensiv mit dem Thema befasste Personen auf Symptome, EKG und Ätiologie rückschließen können. In dem neuesten Europäischen Herzschrittmacherpass in deutscher Sprache ist auch vermerkt, ob der Patient schrittmacherabhängig, also permanent auf seinen Herzschrittmacher angewiesen ist, was bei der Anwendung von elektrotherapeutischen Maßnahmen unter Umständen eine Rolle spielt.

2.2 Entwicklung der Herzschrittmachertherapie

Die Geschichte der implantierbaren Herzschrittmacher beginnt im Jahr 1958, als es dem schwedischen Arzt Senning gelang, einen von dem Physiker Elmquist gebauten Schrittmacher zu implantieren. In der Bundesrepublik implantierten 1961 nur zwei Kliniken Herzschrittmacher. 1965 waren es bereits 30, und 1972 implantierten bereits 129 Krankenhäuser Herzschrittmacher (19).

Im Jahresbericht des Deutschen Zentralregisters Herzschrittmacher (26) wird die Zahl der implantierenden Kliniken in der Bundesrepublik Deutschland für 1999 auf 850 geschätzt. Es wurden 40.300 Erstimplantationen und 7.400 Austauschoperationen vorgenommen. Die Zahl der lebenden Schrittmacherpatienten wird für 1999 mit 215.400 angenommen, so dass zu diesem Zeitpunkt etwa jeder 382. Einwohner der Bundesrepublik Deutschland Schrittmacherpatient war. Das durchschnittliche Lebensalter bei der

Implantation lag für Frauen bei 76,5 und für Männer bei 72,6 Jahren. Der Anteil der Herzschrittmacherträger unter 65 Jahren betrug etwa 22 Prozent. Zum Vergleich wird die Zahl der Herzschrittmacherträger in den USA mit etwa einer Million angegeben (41).

Ähnlich rasant, wie die Zahl der Herzschrittmacherträger anstieg, ging die technische Entwicklung der Herzschrittmacher selbst voran. Die ersten Herzschrittmacher stimulierten das Herz mit einer festen Frequenz ohne Rücksicht auf den Eigenrhythmus und hatten ein Volumen von circa 70 cm³. Bald erkannte man, dass die fehlende Reaktion auf Spontanschläge des Herzens ungünstig war, und bereits 1962 konnten erste vorhofsynchronisierbare Herzschrittmacher vorgestellt werden, bei denen die Stimulation des Ventrikels im Einklang mit dem Sinusrhythmus stattfand. 1964 wurde der durch Eigenaktionen inhibierbare Schrittmacher eingeführt (4). 1972 wurde das erste programmierbare Gerät gebaut, und 1980 begann der Einsatz von Mikroprozessoren in Herzschrittmachern. Durch diese neuen Technologien und erheblich verbesserte Batterien konnte die Funktionszeit erheblich verlängert, das Volumen und die Größe der Herzschrittmacher im Lauf der Zeit trotz viel komplexerer Funktionen drastisch reduziert werden.

2.3. Funktionsweise des Herzschrittmachers

Herzschrittmacher sind batteriebetriebene, elektronische Impulsgeneratoren, die zur Elektrostimulation des Herzmuskels eingesetzt werden. Sie werden in

der Regel unter der Brusthaut eingepflanzt und leiten ihre Impulse über eine kunststoffummantelte, intravenös liegende Leitung bis zum Herzmuskel.

Man unterscheidet die unipolare Stimulation, bei der eine Elektrode am Ende des Elektrodenkabels in der rechten Kammer liegt und die zweite Elektrode durch das Schrittmachergehäuse gebildet wird, und die bipolare Stimulation, bei der sich beide Elektroden am Ende des Elektrodenkabels im Herzen befinden. Zur Klassifizierung der unterschiedlichen Herzschrittmachermodelle und -funktionen gibt es einen fünfstelligen Code, den sogenannten NBG-Code (5), der die Parameter:

Ort der Stimulation, Ort der Wahrnehmung, Art der Reaktion und Anti-tachyarrhythmiefunktionen mit unterschiedlichen Buchstaben kennzeichnet. Davon sind vor allem die ersten drei, in der folgenden Tabelle dargestellten Buchstaben relevant, die die Stimulation, die Wahrnehmung und die Betriebsart charakterisieren.

Tabelle 1

NBG-Code (verkürzt)

1. Ort der Stimulation	2. Ort der Wahrnehmung	3. Betriebsart
O = keine	O = keine	O = Keine
A = Atrium	A = Atrium	T = getriggert
V = Ventrikel	V = Ventrikel	I = inhibiert
D = Dual (A+V)	D = Dual (A+V)	D = Dual (T+I)

3 Störbeeinflussung von Herzschrittmachern

3.1 Störbeeinflussung von Herzschrittmachern allgemein

In welcher Weise ein Herzschrittmacher gestört werden kann, ist vom Herzschrittmachertyp, seiner Funktionsart, der Anordnung der Herzschrittmacherelektroden, aber auch vom Herzdefekt abhängig. Die Störreaktionen sind also nicht einheitlich, da die Störerkennungsprinzipien unterschiedlich arbeiten, die Empfindlichkeit der einzelnen Herzschrittmacher gegenüber Störsignalen sehr differiert und die Patienten auf Störungen unterschiedlich reagieren. Die Hersteller von Herzschrittmachern sind darüber hinaus nicht verpflichtet, die Störempfindlichkeit ihrer Geräte anzugeben.

Die festfrequent arbeitenden Geräte, die in der Anfangszeit der Herzschrittmachertherapie eingesetzt wurden, hatten den Vorteil, durch äußere Einflüsse praktisch nicht gestört werden zu können. Die fehlende Fähigkeit des Herzschrittmachers, auf Spontanschläge des Herzens zu reagieren, führte jedoch in einigen Fällen zum Auslösen von Parasystolien oder gar Kammerflimmern, das ohne sofortiges Eingreifen eines Arztes letal endet (24). Dies ist möglich, wenn der elektrische Impuls des Schrittmachers in eine bestimmte Stelle der vulnerablen Phase der natürlichen Herzerregung fällt (24). Die gleiche Komplikation ist theoretisch denkbar und auch beschrieben (53), wenn ein Schrittmacher durch äußeren Einfluß auf Stör- beziehungsweise Festfrequenz umschaltet. Dies geschieht zum Beispiel bei Herzschrittmacherfunktionskontrollen durch Auflegen eines Testmagnetes. Die in dieser

Hinsicht beschriebenen Komplikationen sind jedoch sehr selten, da vermutlich entweder der Schrittmacherimpuls in der Regel zu schwach ist, um eine Erregung in der vulnerablen Phase auszulösen, oder bei Sinusrhythmus keine vulnerable Phase existiert. Bei Extrasystolen oder Tachykardien kann es jedoch zu Komplikationen kommen.

Durch Einführung des sogenannten `Demand-Schrittmachers´ konnte dieses Problem im Alltagsbetrieb gelöst werden. Dieser Schrittmacher, den man auch als Inhibitionstyp bezeichnet, stimuliert das Herz nur, wenn dieses keine Eigenaktion zeigt oder eine bestimmte Frequenz unterschreitet. Durch amplitudenmodulierte Störspannungen, die die Synchronisationsschwelle des Herzschrittmachers in einem physiologisch scheinenden Rhythmus (1 bis 3Hz) einmal über- und dann wieder unterschreiten, kann dem Herzschrittmachersystem das Vorhandensein von Herzsignalen vorgegaukelt werden. Bei fehlendem Eigenrhythmus kann es dann zu einer Asystolie kommen, obwohl sich der Herzschrittmacher funktionsgerecht verhält.

Eine andere Version ist der triggerbare Schrittmacher, der auch bei Erkennen einer Herzaktion in diese hineinstimuliert. Wird ein Störsignal als Herzsignal fehlinterpretiert, so gibt der Herzschrittmacher funktionsgerecht einen Stimulationsimpuls ab, was zu Tachykardien führen kann. Ein Nachteil dieses Systems ist der höhere Energieverbrauch, da immer stimuliert wird, gleichgültig ob eine Herzeigenaktion vorliegt oder nicht. Dies dürfte auch ein wichtiger Grund für die sehr geringe Verbreitung dieses Systems sein.

Bei Zweikammerherzschrittmachern, dem sogenannten DDD-System, wird im

Ventrikel ein Stimulationsimpuls verzögert getriggert, wenn im Vorhof ein Signal erkannt wurde. Die Herzsignale inhibieren den Kanal, in dem sie erkannt werden, und triggern den jeweils anderen.

Weitere wichtige Faktoren für eine mögliche Störbeeinflussung sind Art und Lage der Elektroden. Die Ableitung der elektrischen Signale aus dem Herzen und die Stimulation des Herzens werden über die gleiche Elektrodenzuleitung durchgeführt. Der Stromkreis wird über die sogenannte indifferente Elektrode geschlossen.

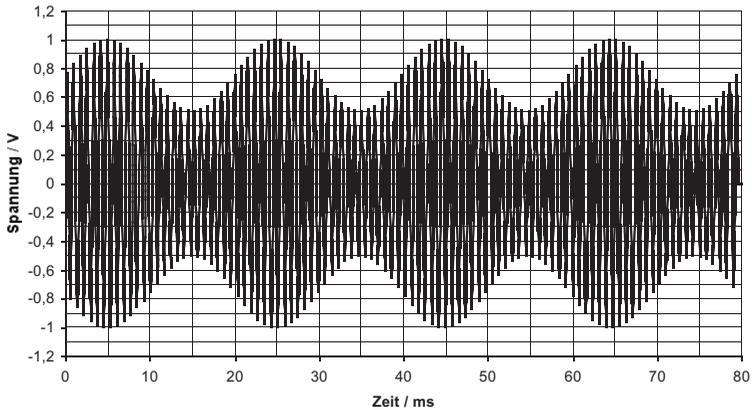
1999 lag der Anteil unipolarer ventrikulärer Elektroden bei Erstimplantation in den alten Bundesländern bei circa 51,7%, in den neuen Bundesländern bei circa 42,5% (26). Bei der unipolaren Stimulation übernimmt das Gehäuse des Herzschrittmachers die Funktion der indifferenten Elektrode. Die bipolare Stimulationsart bedient sich dafür einer zweiten Elektrode, die ebenfalls im Herzen liegt. Gegenüber elektromagnetischen Störsignalen können die Elektroden wie eine Antenne wirken, deren Intensität umso größer ist, je größer der Abstand der Elektroden und die durch sie gebildete Fläche ist. Das bedeutet, dass unter dem Gesichtspunkt der Störbeeinflussung die bipolare Stimulation günstiger ist als die unipolare und bei der unipolaren Elektrode eine linksseitige Implantation ungünstiger als die auf der rechten Seite ist. Die Implantation auf der rechten Seite wird im Allgemeinen bevorzugt (21). Grundsätzlich kann ein Herzschrittmacher durch galvanische, magnetische, elektrische oder elektromagnetische Einkopplung in den Körper, die über die Schrittmacherelektrode an dessen Eingang weitergeleitet wird, beeinflusst werden. Ein Beispiel für eine mögliche galvanische

Einkopplung ist die Anwendung von Elektrochirurgie, bei deren Anwendung ein Kontakt der Arbeitsspitze des Gerätes mit dem Körper besteht.

Um die Elektronik eines Herzschrittmachers vor Überspannung zu schützen, besitzt er eine Schutzschaltung. Bei der Anwendung von Elektrochirurgie wird der Körper von einem komplexen Frequenzgemisch durchströmt. Durch Demodulation an der Schutzschaltung entstehen niederfrequente Anteile, die der Herzschrittmacher als Herzsignal fehlinterpretiert oder die eine Stimulation und schlimmstenfalls Kammerflimmern auslösen können (23). Die Demodulation ist ein üblicherweise aus der Rundfunktechnik bekannter Vorgang, um aus dem über die Antenne empfangenen amplitudenmodulierten Signal die Tonfrequenz zu gewinnen, damit sie hörbar wird (37).

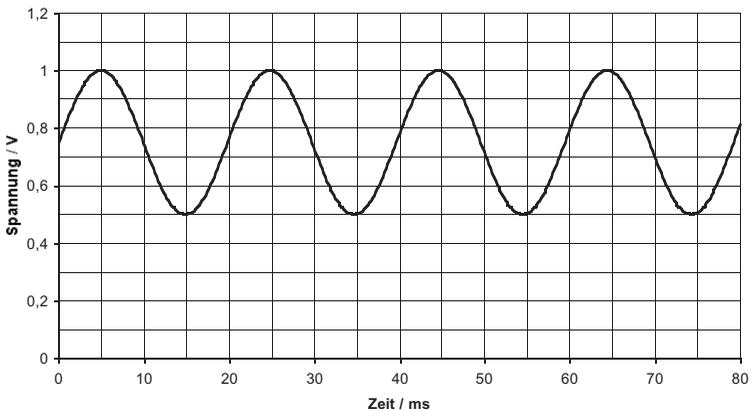
Auch bei der Hochfrequenzchirurgie werden in der Regel amplitudenmodulierte Ströme an den Körper appliziert. Durch bauliche Maßnahmen ist bei allen Hochfrequenzchirurgiegeräten sichergestellt, dass an den menschlichen Körper kein niederfrequentes Signal abgegeben wird, damit Nerven und Muskeln nicht stimuliert werden. So ist im Oszillogramm des Ausgangssignals die niedrige Frequenz als Hüllkurve sichtbar (37, siehe Abb.1).

Abbildung 1: Mit 50Hz amplitudenmodulierte Spannung



Erst durch die Demodulation an einem nichtlinearen Element bildet sich ein niederfrequentes Signal (siehe Abb.2). Die nichtlinearen Bauelemente können in der Eingangsschaltung eines Herzschrittmachers enthalten sein (23) und so die weiter oben beschriebene Komplikation auslösen.

Abbildung 2: 50Hz amplitudenmodulierte Spannung = Demodulationsprodukt



Magnetische Einkopplungen gehören vermutlich zu den häufigsten Störursachen im Niederfrequenzbereich. So kann das Magnetfeld eines nach dem Schwingankerprinzip arbeitenden Rasiergerätes durch schwingende Bewegung und damit durch Amplitudenmodulation zur Inhibition von Herzschrittmachern führen. Aus der Literatur ist auch die Störung durch eine elektrische Zahnbürste bekannt geworden (21).

Gegen elektrische Felder ist ein Schrittmacher allgemein gut geschützt, da die Körperoberfläche wie ein Faraday'scher Käfig wirkt. Beeinflussungen sind jedoch in der Nähe von auf hoher Spannung stehenden isolierten Ladungsträgern möglich.

Ein elektromagnetisches Feld kann zum Beispiel durch Kurzwellengeräte eingekoppelt werden. Es ist ein Fall bekannt, in dem ein Arzt, der selber Herzschrittmacherträger war, während einer Diathermieanwendung vermutlich an Kammerflimmern verstarb (23).

3.2 Störbeeinflussung durch zahnärztliche Geräte

Als mögliche Störfaktoren für Herzschrittmacher kommen verschiedene Geräte der zahnärztlichen Praxis in Betracht. An erster Stelle sind dies Elektrochirurgiegeräte. Es wurde jedoch auch wiederholt vor der Anwendung von Geräten wie Ultraschallzahnsteinentfernern, elektrischen Vitalitätsprüfern, Kurzwellengeräten und elektromotorisch betriebenen Geräten gewarnt.

3.2.1 Elektrochirurgiegeräte

Ein Hochfrequenz-Chirurgiegenerator stellt, sobald er aktiviert ist, an seinem Ausgang eine Hochfrequenzspannung zur Verfügung. Diese Spannung treibt den elektrischen Hochfrequenzstrom zum Arbeitselement. Das Arbeitselement ist in der Regel eine aus Draht geformte Elektrode, die in einem Handstück gehalten ist. Von der Elektrode tritt der Strom in das Gewebe über, fließt durch den Patienten, verlässt den Patienten bei monoterminaler Anwendung kapazitiv über die gesamte Körperoberfläche und fließt zum Generator zurück. Veränderte Bedingungen für den Rückfluss des Stromes zum Generator erhält man, wenn am Patienten eine sogenannte Neutralelektrode angebracht ist. Der Strom fließt dann über die Neutralelektrode zurück, die mit dem Generator verbunden ist.

Der Schneide- und Koagulationseffekt der Elektrochirurgie beruht darauf, dass das Gewebe durch den durch es fließenden Strom erhitzt wird. An der kleinen Oberfläche der Elektrode tritt der Strom in das Gewebe über, wobei die Stromdichte und Feldstärke und damit die Leistung und in deren Folge die Erwärmung so groß ist, dass die Zellflüssigkeit schlagartig verdampft. Der entstehende Dampfdruck reißt die Zellwände auf, so dass die Elektrode mit sehr geringem mechanischem Widerstand durch das Gewebe geführt werden kann. Mit dem Abstand zur Elektrode werden die Feldstärke und Stromdichte und damit die im Gewebe erzeugte Wärme sehr schnell geringer. So treten abseits vom Operationsort keine Gewebeveränderungen mehr auf.

Ob der Schneide- oder der Koagulationseffekt überwiegt, ist bei einigen

Geräten einstellbar und vom Modulationsgrad der Hochfrequenz abhängig. Bei unmodulierter Welle steht der Schneideeffekt im Vordergrund; je stärker die Welle moduliert ist, umso größer wird die Koagulationswirkung. Die in der zahnärztlichen Praxis gebräuchlichen Hochfrequenzchirurgiegeräte arbeiten mit Frequenzen zwischen 500 kHz und 2 MHz. Ein angebotenes Gerät arbeitet mit einer Frequenz von 27 MHz (Odontosurge 2, Fa. Goof). Als mögliche Folgen der Hochfrequenzchirurgie auf Herzschrittmacher werden verschiedene Beeinflussungsmöglichkeiten genannt (23):

1. Störung des Herzschrittmachers während der Hochfrequenzbehandlung durch Inhibition
2. Irreversibler Systemausfall des Herzschrittmachers
3. Verbrennung des Gewebes um die aktive Herzschrittmacherelektrode
4. Auslösen von Tachykardien oder Flimmern

3.2.2 Zahnsteinentfernungsgeräte (ZEG)

Zum Entfernen von Zahnstein werden in der zahnärztlichen Praxis zumeist mit Ultraschall arbeitende Geräte benutzt. Die besonderen Eigenschaften des Ultraschalls ergeben sich aus der hohen Frequenz und der damit verbundenen kurzen Wellenlänge. Die daraus resultierende mechanische Wirkung macht man sich bei der Entfernung von Zahnstein und Konkrementen zunutze. Der Wirkungsmechanismus läßt sich durch den mechanischen Einfluss der `Mikrohämmerung´ bei direktem Kontakt der schwingenden

Arbeitsspitze des Gerätes, durch die Wirkung der Kavitation in der Kopp-
lungsflüssigkeit Wasser, durch Grenzschichteffekte am Übergang zwischen
Belag und Zahnoberfläche und durch Resonanzerscheinungen erklären (9).

Die in der Zahnmedizin gebräuchlichen Ultraschallgeneratoren beruhen auf
dem Prinzip der Umwandlung elektrischer Energie durch elektromechanische
Wandler in Schallenergie. Dabei bedienen sie sich im Wesentlichen zweier
physikalischer Prinzipien:

1. Magnetische Erzeugung

Durch die Magnetostriktion ist es möglich Ultraschall bis zu 50 kHz zu erzeu-
gen. Bringt man einen Stab aus ferromagnetischem Material in ein magne-
tisches Wechselfeld, so ändert sich die Länge des Stabes mit der doppelten
Frequenz des Induktionsstroms (20).

2. Elektrische Erzeugung

Bei der Elektrostriktion (inverser piezoelektrischer Effekt) wird an eine
Quarkristallplatte eine Wechselspannung hoher Frequenz angelegt. Die
Platte führt Schwingungen in entsprechender Frequenz aus. Es lassen sich
Frequenzen bis zu 300 kHz erreichen.

Eine weitere Möglichkeit der maschinellen Zahnsteinentfernung bieten die
sogenannten Airscaler. Sie erreichen eine Frequenz von etwa 60 kHz mit
einem mechanischen Prinzip unter Verwendung von Druckluft. Der so erziel-
te Effekt bei der Entfernung von Zahnstein ist mit dem von Ultraschallgerä-
ten vergleichbar.

Ultraschall selbst ist nicht in der Lage, einen Herzschrittmacher zu beeinflussen. Störungen können jedoch möglicherweise von einem Magnetfeld des Gerätes ausgehen, das mit einer bestimmten Frequenz amplitudenmoduliert ist. Die Folge könnte bei einem Schrittmacher das Ausbleiben von Impulsen trotz fehlender Herzeigenaktion des Patienten sein.

3.2.3 Elektrische Vitalitätsprüfer

Bei der elektrischen Sensibilitätsprüfung der Pulpa wird ein kurzdauernder Impuls hoher Spannung an den Zahn angelegt, der bei ausreichender Stärke an einer oder mehreren Nervenendigungen der Zahnpulpa ein Aktionspotential, und damit eine Schmerzempfindung, erzeugt. Die Geräte arbeiten zumeist mit einem rechteckigen Wechselstrom einer Frequenz zwischen 5 und 50 Hz und einer Impulsdauer von 1 - 10 ms. Die aktive Elektrode wird auf dem Zahn platziert, die Gegenelektrode stellt der leitende Handgriff dar, den der Patient in der Hand hält (18, 58, 59). Störungen in Form eines Umschaltens auf Störfrequenz konnten bei Betrieb eines Vitalitätsprüfers in unmittelbarem Kontakt mit einem Herzschrittmacher im Tierversuch experimentell festgestellt werden (61).

3.2.4 Kurzwellengeräte

Bei der Hochfrequenz-Wärmetherapie werden elektromagnetische Felder berührungslos durch die Haut in den Körper eingekoppelt. Man unterscheidet Kurzwellenbehandlung (27,12 MHz), Dezimeterwelle (433,92 MHz) und Mikrowelle (2450 MHz). Die Kurzwelle hat sich für Herzschrittmacherträger als potentiell gefährdend erwiesen, dürfte jedoch in der zahnärztlichen Praxis keine Anwendung finden. Bei den in der zahnärztlichen Praxis angewandten und oft fälschlich als Kurzwelle bezeichneten Geräten handelt es sich um Mikrowellen-Therapiegeräte. Die Wirkung der Mikrowelle ist bei geringer Eindringtiefe stark gebündelt. Bestrahlungen im Extremitäten- und Kopfbereich sind, da ohne Gefahr für den Herzschrittmacherpatienten, ohne weiteres möglich (22).

3.2.5 Elektromotoren

Elektromotoren wandeln elektrische Energie in mechanische Arbeit um, wobei die Kraftwirkung, die ein Magnetfeld auf einen stromdurchflossenen Leiter ausübt und dadurch Drehmomente bewirkt, ausgenutzt wird. Die bei einer zahnärztlichen Behandlung in der Nähe des Patienten betriebenen Elektromotoren erfüllen im Wesentlichen zwei verschiedene Funktionen:

1. Der Behandlungsstuhl, auf dem der Patient liegt, wird durch einen oder mehrere Elektromotoren in seiner Position verändert.

2. Zum Bearbeiten der Zahnhartsubstanz werden Mikromotoren in zahnärztlichen Hand- und Winkelstücken zum Antrieb der rotierenden Instrumente eingesetzt.

Störungen in Form einer Inhibition des Herzschrittmachers können theoretisch durch das von Elektromotoren sich ausbreitende Magnetfeld ausgehen, wenn durch die Bewegung der Elektromotoren eine Amplitudenmodulation des Magnetfeldes entsteht.

3.3 Publikationen zum Thema

Für den Zeitraum von 1972 bis 1998 konnten im deutschen und englischen Sprachraum insgesamt 33 Veröffentlichungen, die sich mit dem Thema der Beeinflussung von Herzschrittmachern speziell durch zahnärztliche Behandlungsgeräte befassen, ausfindig gemacht werden. Der erste Hinweis zum Thema der Beeinflussung von Herzschrittmachern durch zahnärztliche Behandlungsgeräte erschien im Jahr 1972. Clarke und Mitarbeiter wiesen in einem Leserbrief im Journal of the American Dental Association (7) darauf hin, dass elektrische Vitalitätsprüfer möglicherweise die Funktion von Herzschrittmachern beeinflussen könnten. In der gleichen Zeitschrift wurden 1973 die Zahnärzte vor dem Einsatz von Elektrochirurgiegeräten gewarnt und die Möglichkeit einer Störung von Schrittmachern durch andere elektrische Geräte der zahnärztlichen Praxis erwogen (8).

Unter den 33 Veröffentlichungen sind:

- 13 Übersichtsartikel (15, 16, 17, 19, 30, 33, 34, 35, 44, 49, 50, 51, 60)
- 13 experimentelle Untersuchungen (1, 2, 3, 31, 37, 39, 41, 45, 46, 47, 55, 61, 62)
- 7 Kurzberichte beziehungsweise Leserbriefe (7, 8, 32, 40, 42, 43, 48)

Die experimentellen Untersuchungen nennen als mögliche Störfaktoren für Herzschrittmacher im zahnärztlichen Behandlungsbereich folgende Geräte, in der Reihenfolge der Häufigkeit:

1. Elektrochirurgiegeräte (9x) (1, 2, 31, 37, 39, 41, 45, 46, 47)
2. Zahnsteinentferner (7x) (1, 2, 16, 39, 41, 46, 47)
3. Elektrische Vitalitätsprüfer (4x) (45, 46, 47, 61)
4. Kurzwellengeräte (4x) (2, 45, 46, 47)
5. Mikromotoren zahnärztlicher Handstücke (3x) (2, 46, 47)
6. Elektromotor eines Behandlungsstuhls (1x) (55)
7. Elektromotor eines Röntgengerätes (1x) (55)
8. Elektromotor eines Laborgerätes (1x) (55)
9. Ultraschallreinigungsbad (1x) (41)

In 4 Untersuchungen (2, 38, 55, 62) wurden Probanden mit implantierten Herzschrittmachern einbezogen, wobei eine Untersuchung (38) das Verhalten von Herzschrittmachern bei zahnärztlich-chirurgischen Eingriffen mit und ohne Gabe von beta-Rezeptoren-Blockern vergleicht. In dieser 1973 durchgeführten Untersuchung wurde auch zum ersten Mal in der Literatur

von einem Störfall bei einer Patientin in Form einer Inhibition des Herzschrittmachers, hervorgerufen durch ein Elektrochirurgiegerät, berichtet.

In den anderen 3 Studien wurden insgesamt 44 Patienten mit implantierten Herzschrittmachern untersucht. Simon et al. (55) konnten in einer 1975 publizierten Untersuchung bei 2 Patienten mit einem bestimmten Herzschrittmacher eine Störung in Form einer kurzzeitigen Inhibition des Herzschrittmachers provozieren. Bei den zwei anderen an Patienten durchgeführten Untersuchungen (2, 62) wurden keine Abweichungen der Herzschrittmacherfunktion während der Behandlung mit zahnärztlichen Geräten festgestellt.

In einem an Hunden durchgeführten Versuch von Simon (55) konnten im Gegensatz zur Untersuchung von Wooley (61) keine Abweichungen der Herzschrittmacherfunktionen festgestellt werden.

Bei 7 Arbeiten (2, 31, 39, 41, 45, 46, 47) wurde ein mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllter Kunststoffthorax beziehungsweise Kunststoffbehälter, in dem der Schrittmacher unter der Flüssigkeitsoberfläche angebracht war, als Versuchsaufbau gewählt. Adams (1) bediente sich einer Schaltung mit einem 500 Ohm-Widerstand und einem EKG-Simulator zur Nachahmung der Körperverhältnisse. Als Besonderheit untersuchte eine Autorengruppe um Rahn zusätzlich die Störanfälligkeit eines über einen Piezo-Quarz körperaktivitätsgesteuerten Herzschrittmachers durch Vibrationen während zahnärztlich-chirurgischer Eingriffe (46, 47).

3.3.1 Empfehlungen aus der Literatur

In den verschiedenen Veröffentlichungen werden eine Reihe von Empfehlungen und Forderungen zur Behandlung von Herzschrittmacherpatienten in der zahnärztlichen Praxis gegeben. Die offizielle Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund und Kieferheilkunde von 1996 (34), die auch aus forensischen Gründen bedeutsam ist, empfiehlt eine genaue Anamneseerhebung und eine Pulskontrolle während der Behandlung. Als möglicherweise störrelevant werden Elektromotoren, Elektrochirurgie und Elektroakupunktur angegeben, als unbedeutend werden die elektrische Vitalitätsprüfung und die Anwendung von Ultraschallgeräten eingestuft. Es wird der Abbruch der Behandlung bei den geringsten Anzeichen einer Störanfälligkeit empfohlen. Die Anwendung von Hochfrequenzchirurgie sollte nur unter Kreislauf-Monitoring bei Einsatzbereitschaft eines Defibrillators und anschließender Funktionskontrolle des Schrittmachers, also nur in Kliniken mit entsprechender Ausstattung und Fachpersonal, durchgeführt werden.

In einer Reihe von anderen Übersichtsartikeln (15, 30, 35, 44, 49, 50, 51, 60) werden auch andere möglicherweise störende zahnärztliche Behandlungsgeräte genannt. Es sind dies neben Elektrochirurgiegeräten: elektrische Vitalitätsprüfer, Ultraschallzahnsteinentfernungsgeräte, Kurz und Mikrowellengeräte, Elektromotoren, Elektroakupunkturgeräte, Myomonitoring und Ultraschallreinigungsbäder.

Um eine Störung der Herzschrittmacherfunktion auszuschließen, empfehlen

Hartlmaier (19), Wooley (61) und Aderhold (3) einen Ersatz von elektrischen Behandlungsmethoden, soweit wie möglich. In einer Reihe von Artikeln (2, 17, 19, 31, 38, 39, 51) wird, teils aufgrund eigener Untersuchungen, teils in Berufung auf Ergebnisse anderer Autoren empfohlen, auf die Verwendung von Elektrochirurgie zu verzichten. Simon (55) und Zappa (62) konnten zwar in eigenen Versuchen an Patienten keine Beeinflussung des Herzschrittmachersystems durch Elektrochirurgiegeräte feststellen, schließen sie jedoch nicht aus.

Die Anwendung von elektrischen Vitalitätsprüfern wird kontroverser beurteilt. Während Hartlmaier (19), Machtens (32), Schön (51) und Wooley (61) vor ihrer Anwendung warnen oder abraten, halten Adams (1), Luker (31) und Rahn (47) sie für unproblematisch. In Übersichtsartikeln zum Thema Vitalitätsprüfung (18, 58, 59) wird vor der Anwendung von elektrischen Vitalitätsprüfern im Zusammenhang mit Herzschrittmachern gewarnt, wobei unklar bleibt, worauf diese Aussagen gründen.

Vor der Anwendung von ultraschallbetriebenen Zahnsteinentfernungsgeräten (ZEG) warnen Griffiths (16), Hartlmaier (19), Wahl (32) und Meisel (39). Adams (1) hält aufgrund eigener Untersuchungen lediglich magnetostraktiv betriebene, nicht jedoch piezoelektrisch betriebene Geräte für problematisch. Als nicht gefährdend werden die Zahnsteinentfernungsgeräte von Aderhold (2), Luker (31) und Machtens (33,35) eingestuft.

Kurz- und Mikrowellengeräte der zahnärztlichen Praxis werden von Aderhold (2), Hartlmaier (19), Meisel (39) und Schön (51) als potentiell gefährdend

für die Funktion von Herzschrittmachersystemen eingestuft.

Simon (55) konnte experimentell einen Störeinfluss von Elektromotoren nachweisen, die von Luker (31) als ungefährlich eingestuft wurden.

Vor der Anwendung von Elektroakupunkturgeräten warnen Machtens (33,35) und Schön (51).

In einer Veröffentlichung von Mulligan (44) wurde auf die mögliche Beeinflussungsmöglichkeit durch Myomonitoring hingewiesen.

Eine Vielzahl von Autoren (2, 31, 32, 45, 46, 47, 50) hält, meist als Ergebnis eigener Versuche, weniger die grundsätzliche Anwendung von elektrischen Geräten selbst als Ein- und Ausschaltvorgänge in einer bestimmten Frequenz (1-5 Hz) für kritisch, da dies Demand-Herzschrittmachern eine Herzeigenaktion vortäuschen könne, die jedoch möglicherweise nicht vorliege. Einen Sicherheitsabstand von 30 cm zwischen Behandlungsgerät und Herzschrittmachersystem (15, 17, 19, 31, 38, 49, 50, 60) und die Abdeckung des Patienten mit einer Bleischürze (15, 19, 38, 49, 50, 60) halten einige Autoren als Schutzmaßnahme für sinnvoll. Aderhold (2) konnte keinen Zusammenhang zwischen einer Bleischürzenabdeckung und Störungen des Herzschrittmachersystems feststellen.

Aus der Frühzeit der Herzschrittmachertherapie stammen Forderungen nach metallgekapselten Herzschrittmachern (17, 38, 39) und die Forderung nach Liegendbehandlung der Patienten (17, 19, 38, 39, 44).

Die Umprogrammierung des Herzschrittmachers auf Festfrequenz vor Behandlungsbeginn wird von einer Reihe von Autoren als mögliche Maßnahme zur Ausschaltung von Störungen empfohlen (3, 15, 49, 51, 55, 62).

Eigene vergleichende Untersuchungen an Patienten mit festfrequenten Herzschrittmachern veranlassen Meisel (38) zur Verabreichung von beta-Rezeptoren-Blockern vor Behandlungsbeginn. Diese Empfehlung wird von einer Reihe anderer Autoren übernommen (15, 17, 49, 50, 60).

Während einige Autoren (15, 19, 49) die Verfügbarkeit eines Defibrillators und entsprechend geschulten Personals bei der Behandlung von Herzschrittmacherpatienten für notwendig erachten, empfehlen andere lediglich eine Überwachung des Pulses und Blutdrucks (3, 16, 17, 33, 35, 43, 44, 51). Bei fast allen Autoren wird auf die Notwendigkeit einer genauen anamnestischen Erhebung der Patienten- und Herzschrittmacherdaten und die erforderliche Rücksprache mit dem behandelnden Arzt hingewiesen.

3.3.2 Empfehlungen der Gerätehersteller

Die Empfehlungen der Gerätehersteller der im experimentellen Teil untersuchten Behandlungsgeräte sind unterschiedlich. Bei den Elektrochirurgiegeräten weist ein Hersteller auf eine mögliche Beeinflussung des Schrittmachers durch Hochfrequenzchirurgiegeräte hin. Alle anderen Hersteller empfehlen von einem Einsatz völlig abzusehen, beziehungsweise eine Be-

handlung nur nach Rücksprache mit dem behandelnden Kardiologen und nur unter Überwachungsmonitoring unter Bereithaltung eines Defibrillators, also stationär, durchzuführen. Der Hersteller des überprüften elektrischen Vitalitätsprüfers empfiehlt von einer Benutzung bei Schrittmacherpatienten wegen möglicher Störungen abzusehen.

3.3.3 Experimentelle Untersuchungen aus der Literatur

Die erste experimentelle Untersuchung zum Thema wurde 1973 von Meisel und Machtens (38) durchgeführt. Angeregt durch Berichte zur Störimpfindlichkeit implantierter Herzschrittmacher (6, 28, 56), zeichneten sie von vier Patienten mit implantierten Herzschrittmachern bei insgesamt zehn zahnärztlich-chirurgischen Eingriffen während der Behandlung ein EKG auf. Ausgehend von der Annahme, dass die endogene und exogene Anreicherung des Organismus mit Katecholaminen zur Bildung heterotoper Erregungszentren führen kann, die wiederum zu Parasystolien mit den Schrittmacherimpulsen führen könnten, wurden die Patienten zum Teil mit beta-Rezeptoren-Blockern prämediziert. Sie stellten fest, dass mit beta-Rezeptoren-Blockern vorbehandelte Patienten weniger EKG-Veränderungen als die Patienten in einer Kontrollgruppe zeigten. Die Autoren berichteten über einen Zwischenfall im eigenen Patientengut, bei dem die Annäherung eines Elektrochirurgiegerätes an den Schrittmacher auf 10 cm dazu führte, dass dieser vorübergehend abschaltete.

Der Zwischenfall veranlasste die gleichen Autoren zu einer anderen experimentellen Untersuchung, die 1974 veröffentlicht wurde (39). Dazu entwickelten sie in Zusammenarbeit mit der Firma Siemens ein Phantommodell in Form eines mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllten Kunststoffthorax. Verschiedene in der zahnärztlichen Praxis übliche Geräte wurden, in unterschiedlichen Abständen, über das mit einem synchronisierten Schrittmacher bestückte Phantom herangefahren, während gleichzeitig ein EKG aufgezeichnet wurde. Der Herzschrittmacher konnte von dem Elektrochirurgiegerät und dem Ultraschallzahnsteinentferner unter Triggereinfluss in einem Abstand von weniger als 30 cm beliebig reproduzierbar gestört werden. In einer zweiten Versuchsreihe wurde das Verhalten unterschiedlicher Schrittmachertypen und Fabrikate (4 Hersteller) bei möglichen Störungen mit den erwähnten Geräten erfasst.

Durch die anderen getesteten Geräte (Mikromotor, elektrischer Vitalitätsprüfer, Röntgengeräte) konnten im Versuchsaufbau keine Störungen registriert werden.

Im Jahr 1974 untersuchte Wooley (61), ob elektrische Vitalitätsprüfer die Funktion eines bei einem Hund implantierten Herzschrittmachers stören können. Das Herz des Hundes war operativ so präpariert, dass es keine Eigenfrequenz (AV-Block) mehr zeigte. Bei keinem der vier untersuchten Vitalitätsprüfer konnte bei bestimmungsgemäßem Gebrauch Unregelmäßigkeiten im EKG festgestellt werden. Wurden die Vitalitätsprüfer auf der Haut über dem implantierten Schrittmacher betrieben, führte dies bei allen vier Modellen zum Umschalten auf Störfrequenz.

1975 untersuchten Simon und Mitarbeiter (55) unterschiedliche, im zahnärztlichen Bereich gebräuchliche Geräte (zahnärztlicher Behandlungsstuhl, Mikromotor, Luftturbine, verschiedene Laborgeräte, Röntgengeräte, elektrische Vitalitätsprüfer). Die Geräte wurden in einen Abstand von 5-10 cm an die Herzschrittmacher von 14 unter EKG-Überwachung befindlichen Patienten gebracht. Bei 2 Patienten mit einem bestimmten Schrittmacher konnten Asystolen von 2,1 - 2,3 Sekunden beim Ein- und Ausschalten des Behandlungsstuhls, eines Panoramaröntgenstuhls und eines Laborgerätes beobachtet werden. In einem zweiten Teil wurden bei 3 Hunden mit AV-Block und implantiertem Schrittmacher ein netzbetriebener elektrischer Vitalitätsprüfer und ein Ultraschallzahnsteinentferner angewandt. Es konnten keinerlei Störungen festgestellt werden.

1987 berichtete Griffiths (16) von einer Dentalhygienikerin, die selbst Schrittmacherträgerin war. Eine Untersuchung bei dem behandelnden Kardiologen hatte ergeben, dass der Betrieb des von ihr benutzten Ultraschallzahnsteinentfernungsgerätes in unmittelbarer Nähe des Schrittmachers zu geringen Abweichungen im EKG führte.

Luker (31) untersuchte 1982 den Einfluss von Elektrochirurgiegeräten, Ultraschallscalern, zahnärztlichen Handstücken, zahnärztlichen Behandlungsstühlen und elektrischen Vitalitätsprüfern auf 4 verschiedene Herzschrittmacher. Die Herzschrittmacher waren in einem mit physiologischer Kochsalzlösung gefülltem Gefäß angebracht und auf festfrequent programmiert. Bei 2 Schrittmachern konnte eine Beeinflussung durch Elektrochirurgiegeräte festgestellt werden. Bei einem Abstand von 30 cm und mehr konn-

te keine Beeinflussung mehr festgestellt werden. Die anderen Geräte verursachten keine Störungen der Herzschrittmacherfunktion.

Adams und Mitarbeiter (1) untersuchten 1982 elf unterschiedliche Ultraschallzahnsteinentfernungsgeräte auf Auswirkungen bei fünf verschiedenen Demand-Herzschrittmachern. In einem Versuchsaufbau im freien Feld wurde für den Körperwiderstand ein 500Ω Widerstand und für das Herz ein EKG-Simulator verwandt. Die Überwachung der Funktion des EKG-Simulators und des Schrittmachers erfolgte mit einem Oszilloskop. Von den elf getesteten Zahnsteinentfernungsgeräten wurde bei neun Geräten der Ultraschall durch Magnetostriktion, bei zwei Geräten durch Elektrostriktion erzeugt. Bei 3 Herzschrittmachern konnte durch 4 der magnetostriktiv arbeitenden Zahnsteinentferner eine Beeinflussung festgestellt werden. Die maximale Distanz, bei der noch Beeinflussungen registriert werden konnten, lag bei einem Abstand von 5,5 cm zwischen Herzschrittmacherelektrode und Handstück des Zahnsteinentfernungsgerätes. Durch die mit Elektrostriktion (inverser piezoelektrischer Effekt) arbeitenden Geräte konnte keine Beeinflussung festgestellt werden. Zusätzliche Tests mit elektrischen Vitalitätsprüfern, Ultraschallreinigungsbädern und zahnärztlichen Handstücken zeigten keine Beeinflussung. Hingegen konnte mit einem Elektrochirurgiegerät eine Beeinflussung der Schrittmacher bis zu einer Entfernung von 26 cm beobachtet werden.

Aderhold und Kreuzer überprüften 1985 (2) 36 synchronisierbare Schrittmacher auf ihre Beeinflussbarkeit durch Geräte des täglichen Lebens sowie durch Geräte der zahnärztlichen Praxis am Phantommodell. Als Implantati-

onsmodell diente ein 40 x 50 x 8 cm großer Kunststoffbehälter, der mit verdünnter physiologischer Kochsalzlösung gefüllt war. Der Schrittmacher wurde ca. 1 cm unter die Flüssigkeitsoberfläche eingetaucht. Die Anordnung des Schrittmachersystems war der am Menschen nachempfunden. Darüber hinaus wurde an 4 Probanden mit implantierten Schrittmachern eine mögliche Beeinflussung untersucht. Die Autoren stellten fest, dass die Schrittmacher bei Messungen im freien Feld wesentlich stärker beeinflusst wurden als bei Messungen am Phantom-Implantationsmodell und somit die Implantation selbst einen erheblichen Sicherheitsfaktor darstellt.

Keine Störungen der Schrittmacher-Funktion konnte bei 9 der 36 getesteten Modelle festgestellt werden. Bei den anderen Modellen wurden Störungen nur bei einem Abstand von weniger als 5 cm zum Schrittmacher festgestellt, wenn die Geräte mit einer dem physiologischen Herzsignal vergleichbaren Frequenz (1-5Hz) wiederholt ein- und ausgeschaltet wurden. Bei Abständen der Geräte zum Herzschrittmacher, wie sie einer Behandlung im Mundhöhlenbereich entsprechen, konnten keinerlei Störungen registriert werden. Bei Ultraschall-Zahnsteinentfernungsgerät und elektrischem Vitalitätsprüfer traten Störungen nur bei direktem Kontakt der Arbeitsspitze mit dem Herzschrittmacher auf. Der Mikromotor und das Elektrochirurgiegerät führten zur kurzfristigen Inhibition einiger Schrittmacher, allerdings nur in unmittelbarer Nähe des Schrittmachers und nur beim Ein- und Ausschalten. Einzig das Kurzwellengerät führte in zwei Fällen zu längeren Störungen der Schrittmacherfunktion. Durch Abdeckung mit einer Bleischürze konnte in einigen, jedoch nicht allen Fällen die Störung vermindert oder aufgehoben werden. Durch Röntgengeräte oder Softlaser konnten keine Störungen ausgelöst wer-

den. Insgesamt wird festgestellt, dass Herzschrittmacher, auch die des gleichen Modells, unterschiedlich reagieren und somit keine Rückschlüsse von einem auf andere Modelle möglich sind. Eine Beeinflussung der Schrittmacher der 4 Probanden konnte mit keinem der zahnärztlichen Geräte erreicht werden.

1987 und 1989 untersuchte eine Autorengruppe um Rahn (46, 47) die Störanfälligkeit zweier neuartiger, frequenzadaptiver Schrittmacher-Systeme (Activitrax, Fa. Medtronic und Sensolog, Fa. Siemens) durch verschiedene Geräte der zahnärztlichen Praxis. In einem Versuchsaufbau zur Ermittlung elektromagnetischer Störeinflüsse wurde der Herzschrittmacher in einem mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllten Kunststoffbehälter ca. 1 cm tief eingetaucht. Die getesteten Geräte wurden in einem Abstand von 2, 5, 10 und 20 cm mit einer Frequenz von 0,5, 1 und 2 Hz wiederholt ein- und ausgeschaltet und dabei zum Teil hin und her bewegt. War noch ein Störeinfluss nachweisbar, wurde der Abstand vergrößert, bis keine Störung mehr registriert werden konnte. Bei auftretenden Störungen wurde untersucht, ob diese von einer Bleischürze beeinflussbar waren.

Mit Ausnahme des Elektrochirurgiegerätes der Firma Martin verursachten sämtliche Geräte (Mikromotor, Mikrowellengerät, Ultraschallzahnsteinentfernungsgerät Cavitron, elektrischer Vitalitätsprüfer, Elektrochirurgiegerät Firma Siemens) Ausfälle. Die Bleischürze verminderte in keinem der Fälle eine Störung. Das Elektrochirurgiegerät der Firma Siemens verursachte eine Vollinhibition in einer Entfernung bis zu 2,8 m. Eine Inhibition der anderen Schrittmacher konnte nur bei Ein- und Ausschaltvorgängen mit einer Fre-

quenz von 1 bis 2 Hz erreicht werden.

Im zweiten Teil der Untersuchung wurde ein Schrittmacher bei 20 verschiedenen Personen linkspektoral aufgeklebt und eine operative Zahnentfernung oder Kariesentfernung vorgenommen, um festzustellen, ob die übertragenen Schwingungen eine Frequenzänderung herbeiführen können. Die beiden getesteten Schrittmacher registrieren durch einen Piezo-Quarz niederfrequente Schwingungen, wie sie bei körperlicher Aktivität entstehen, wandeln diese in elektrische Signale um und regulieren entsprechend einer einstellbaren Empfindlichkeit die Stimulationsfrequenz. Die entstandenen Vibrationen konnten zum Teil erhebliche Frequenzsteigerungen (bis 140/min) induzieren.

Mit der Abschirmung von elektromagnetischen Störungen bei Herzschrittmachern beschäftigte sich 1990 wiederum eine Autorengruppe um Rahn (45). Es wurden 12 verschiedene Schrittmacher von 7 verschiedenen Herstellern in einem Phantommodell auf eine Störbeeinflussung durch Geräte des täglichen Lebens sowie der zahnärztlichen Praxis untersucht. Bei allen Versuchsanordnungen, bei denen eine Störung der Schrittmacherfunktion festgestellt werden konnte, wurde der Versuch wiederholt, nachdem das gesamte Phantommodell mit einem metallhaltigen Textilgewebe abgedeckt wurde. Ohne Abschirmung wurde eine Störung der Schrittmacherfunktion in 39 Fällen registriert. Störungen in einem Abstand von über 20 cm wurden nur durch den Mikromotor und das Elektrochirurgiegerät beobachtet. Die maximale Stördistanz betrug bei dem Elektromotor 120 cm, bei dem Elektrochirurgiegerät 60 cm. In 35 Fällen wurde die Störung durch das Textilgewebe

vermindert oder verhindert. In 30 Fällen wurden keine Störungen mehr registriert, in 5 Fällen trat eine Inhibition auf, wobei die Stördistanz deutlich auf maximal 5 cm vermindert war. In 2 Fällen zeigte sich keine Änderung der Stördistanz, und in 2 Fällen wurde die Stördistanz größer.

Eine Schweizer Autorengruppe um Zappa (62) beschäftigte sich 1991 mit einer In-vivo-Bewertung möglicher Interaktionen zwischen elektrisch betriebenen Dentalinstrumenten und Herzschrittmachern. Bei 26 Patienten mit Herzschrittmachern (4 verschiedene Typen) wurden verschiedene zahnärztliche Geräte eingesetzt (Ultraschallküretten, Airscaler, elektrische Vitalitätsprüfer und ein Elektrochirurgiegerät). Die Geräte wurden bei höchster Intensität eingesetzt, und es wurden vor, während und nach der Behandlung Pulsfrequenz und EKG aufgezeichnet und untersucht. Die Herzschrittmacher wurden so programmiert, dass sie den Rhythmus für die Herzaktivität vorgaben. Bei den dentalen Geräten wurde das von ihnen produzierte statische und dynamische Magnetfeld erfasst. Bei keinem der zahnärztlichen Behandlungsgeräte konnte eine Beeinflussung des Schrittmachers nachgewiesen werden.

1998 veröffentlichte eine Autorengruppe um Miller (41) eine Studie, in der 14 Geräte aus dem zahnmedizinischen Bereich untersucht wurden. Der Versuchsaufbau wurde ähnlich wie in den bereits beschriebenen experimentellen Arbeiten an zwei Medtronic Herzschrittmachern (ein unipolarer und ein bipolarer), die in einem mit Kochsalzlösung gefüllten Gefäß installiert und mit einer EKG-Ableitung verbunden waren, durchgeführt. Die Geräte wurden im Betrieb an die auf maximale Empfindlichkeit programmierten Schrittmacher herangeführt und der Abstand registriert, von dem ab eine

Abweichung oder Inhibition im EKG festgestellt werden konnte. Bei vier Geräten konnten Störungen der Schrittmacherfunktion registriert werden. Das Elektrochirurgiegerät störte bei einem Abstand von weniger als 10 cm zum Schrittmacher, das erste, magnetostraktiv betriebene Ultraschall-Zahnsteinentfernungsgerät (ZEG) unterhalb von 15 cm, das zweite ZEG bei 37,5 cm; das Ultraschallreinigungsbad störte den unipolaren Schrittmacher bei 30 cm und den bipolaren Schrittmacher bei 22,5 cm. Alle anderen geprüften Geräte (Amalgammischer, elektrischer Vitalitätsprüfer, Lichthärtelampe, Mikromotoren, elektrische Zahnbürste, Mikrowellenofen, zahnärztliche Behandlungseinheit, ultraschallbetriebener Wurzelkanalaufbereiter, mobiles Röntgengerät und druckluftbetriebenes ZEG) provozierten keinerlei Störungen an den beiden untersuchten Schrittmachern.

4 Material und Methoden

4.1 Untersuchungen an Probanden

4.1.1 Vorüberlegungen

Da Messungen bezüglich der Beeinflussbarkeit von Herzschrittmachern an Patienten mit implantierten Schrittmachern sowohl aufgrund der Vielzahl der unterschiedlichen implantierten Schrittmacher als auch aufgrund der unterschiedlichen Behandlungsindikationen nicht sinnvoll durchführbar und ethisch nicht verantwortbar sind, wurde versucht, einen der natürlichen Situation näherungsweise entsprechenden Versuchsaufbau zu entwickeln. Wie Voruntersuchungen am Institut für Medizinische Technik der Universität Gießen gezeigt haben und wie die Ergebnisse ähnlich durchgeführter Untersuchungen nahe legen, scheint eine Untersuchung am Phantommodell die natürliche Situation nur unzureichend nachzuvollziehen, da die der natürlichen Situation zugrunde liegende galvanische Einkopplung am Phantommodell nicht oder zumindest nur unbefriedigend nachzustellen ist.

Um diese Überlegungen zu berücksichtigen, wurde ein Versuchsaufbau entwickelt, der von der Voraussetzung ausgeht, dass die galvanische Einkopplung eines elektrischen Feldes in den Körper vom Ort der Einkopplung ausgehend einen Spannungsabfall über dem Körper aufweist. Durch den Spannungsabfall zwischen der Spitze der Herzschrittmacherelektrode und dem als indifferente Elektrode fungierenden Herzschrittmachergehäuse kann ein Strom über die Elektrode fließen, der zu einer Beeinflussung oder

Schädigung des Schrittmachers führen kann (23).

Da die in den Körper eingekoppelte Spannung vom Ort der Einkopplung entfernungsabhängig abfällt, müsste ein Spannungsabfall zwischen zwei Punkten im Körper selbst vergleichbar mit einem Spannungsabfall auf der Körperoberfläche sein, wenn die Punkte innerhalb und auf dem Körper sich auf der gleichen gedachten Äquipotentialfläche befinden. Das heißt, dass sich ein Spannungsabfall zwischen einem Herzschrittmacher und seiner Elektrode bei Einkopplung eines elektrischen Feldes, hier im Kopfbereich, sich auch auf der Körperoberfläche vergleichbar darstellt, wenn die Abstände zwischen dem Ort der Einkopplung und Herzschrittmachergehäuse einerseits und dem Gehäuse und der Elektrodenspitze andererseits gleich sind. Daraus folgt, dass ein Spannungsabfall ebenso an einem Probanden ohne implantierten Herzschrittmacher nachvollziehbar sein müsste.

Die `Erdung` des Patienten erfolgt normalerweise als kapazitive Ableitung über den Behandlungsstuhl.

Die Tatsache, dass das Anbringen einer Neutralelektrode zwischen der aktiven Elektrode eines Elektrochirurgiegerätes und dem Herzschrittmachersystem zu einem geringeren Potentialunterschied zwischen dem Herzschrittmacher und seiner Elektrode führt (23), und Berichte über eine praktische Umsetzung dieser Überlegung in der Bauchchirurgie führten zu Überlegungen und Versuchen der praktischen Nutzung dieses Effektes bei elektrochirurgischer Anwendung im Kopfbereich.

4.1.2 Probanden

Die Untersuchungen wurden an 13 freiwilligen Versuchspersonen (1 weibl., 12 männl.) durchgeführt. Es wurden Halsumfang, Brustumfang, Größe und Gewicht der Probanden registriert.

4.1.3 Methoden

4.1.3.1 Versuchsaufbau

Die übliche zahnärztliche Behandlungssituation nachempfindend, wurden die Probanden im zahnärztlichen Behandlungsstuhl liegend untersucht. Auf Brust und Bauch waren drei EKG-Elektroden angebracht. Die erste Elektrode war linksseitig subclaviculär an der Stelle angebracht, die häufig als Implantationsort für Herzschrittmacher gewählt wird. Mit einem Abstand von ca. 25 cm wurde die Lage der zweiten Elektrode so gewählt, dass sie in etwa dem maximal denkbaren Abstand Herzschrittmacherelektroden spitze/ Herzschrittmacher eines sehr großen Patienten entsprach. Der Versuchsaufbau ahmt die Situation bei Einsatz eines unipolaren Schrittmachers nach, wobei es keine Rolle spielt, ob es sich um eine links- oder rechtspectorale Implantation handelt, da für die Fragestellung der Abstand zwischen den Elektroden der entscheidende Parameter ist. Für bipolare Systeme gelten bezüglich der Störbeeinflussbarkeit andere Gesetzmäßigkeiten (siehe auch Kapitel 6). Die Vergrößerung des Abstandes im Versuchsaufbau gegenüber

der normalerweise am Patienten anzutreffenden Situation, ein entsprechender DIN Entwurf (11) geht von 20 cm aus, erfolgte im Sinne einer Sicherheitsreserve, da der Spannungsabfall und damit das möglicherweise entstehende Demodulationsprodukt sich mit dem Abstand zwischen Herzschrittmacher und Elektrodenspitze vergrößert.

Die dritte EKG-Elektrode diente als Referenzelektrode (Erde) und lag zwischen den beiden anderen.

Die Elektroden waren mit dem Signalaufnehmer, dieser wiederum mit einem DAT-Recorder verbunden. Bei den Übertragungskabeln handelte es sich um PVC isolierte Kupferlitzenkabel. Die Kabel wurden so kurz wie technisch möglich gehalten und auf direktem Weg von den EKG-Elektroden zu dem Signalaufnehmer geführt, um Einkopplungen und Antennenwirkungen der Kabel zu minimieren. Einige Messungen wurden als Vergleich zusätzlich mit zweiadrig abgeschirmten Kabeln durchgeführt. Mit dem DAT-Recorder wurden die Messsignale aufgezeichnet, um ihre Auswertung später vorzunehmen und so während der Versuche eine größere Anzahl an Messungen durchführen zu können. Es wurden fünf verschiedene zahnärztliche Elektrochirurgiegeräte, ein elektrischer Zahnvitalitätsprüfer und ein elektronisches Zahnwurzellängenmessgerät bei Betrieb im Kopfbereich untersucht.

Bei einem Teil der Versuche waren verschiedene Neutralelektroden an die entsprechenden Anschlüsse der Elektrochirurgiegeräte angeschlossen. Neben den von den Herstellern der Geräte mitgelieferten Neutralelektroden, die empfehlungsgemäß unter der Schulter (Gerät 4 und 5) oder in der Hand

der Patienten (Gerät 1) platziert waren, wurden zwei selbst gebaute Neutral-
elektroden verwendet. Eine Neutralelektrode bestand aus einem metalli-
schen Gürtel. Dieser wurde den Probanden mit engem Hautkontakt oberhalb
der Schrittmacher-EKG-Elektrode um die Brust gelegt und mit dem Neutral-
elektrodenanschluss des Elektrochirurgiegerätes verbunden. Die zweite ver-
wendete Elektrode bestand aus einer Haushaltsaluminiumfolie, die, zu
einem circa 4 cm breiten Band gefaltet, dem Patienten eng um den Hals
gelegt und entsprechend angeschlossen wurde.

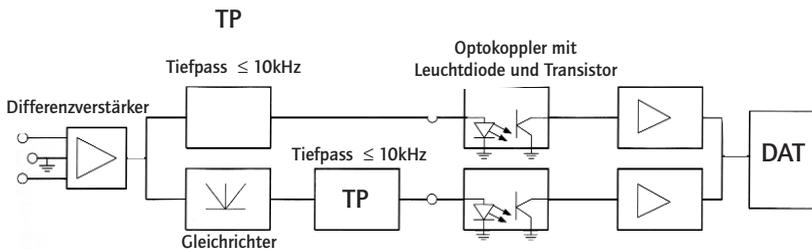
4.1.3.2 Messgeräte im Versuchsaufbau

1. Signalaufnehmer

Der batteriebetriebene Signalaufnehmer mit Vollweggleichrichtung und gal-
vanischer Trennung wurde am Institut für Medizinische Technik in Gießen
nach umfangreichen Vorversuchen und Eichmessungen entwickelt und
eigens für die beschriebene Versuchsanordnung gebaut.

(siehe Abb. 3)

Abbildung 3: Blockschaltbild Signalaufnehmer



Er besteht aus zwei Gehäusen, von denen das erste während der Messung das Potential der Versuchsperson, das zweite das Potential des Aufzeichnungsgerätes annimmt. Diese potentialmäßige Trennung findet statt, um die Messung durch Ableitströme, die aufgrund der Erdung der Messgeräte auftreten, nicht zu verfälschen.

Auf Kanal A werden niederfrequente Signale von 5 Hz bis 10 kHz um den Faktor 12 verstärkt, um die Aufzeichnungskapazität des DAT-Recorders auszunutzen, und über einen Optokoppler galvanisch getrennt an den DAT-Recorder weitergeleitet.

Kanal B richtet Signale bis 4 MHz gleich und liefert über einen Tiefpass von 10 kHz das Demodulationsprodukt. Dieses wird über einen Optokoppler galvanisch getrennt und dem DAT-Recorder zugeführt.

Die Vollweggleichrichtung und Leitung über einen Tiefpass wurde notwendig, da der DAT-Recorder nur Signale bis 20 kHz aufzeichnen kann, die Hochfrequenz in diesem Zusammenhang also nicht direkt aufzeichnenbar, sondern nur die Umhüllende darstellbar ist. Durch den Tiefpass wird der Mittelwert des gleichgerichteten Signals gebildet. Die Eingangsimpedanz des DAT-Gerätes beträgt im niederfrequenten Bereich 540 k Ω , im hochfrequenten Bereich 81 k Ω bei einer Grenzfrequenz von 20 kHz.

2. Digital Audio Tape (DAT-Recorder)

Der DAT-Recorder (Hersteller JVC) kann Signale in einer Frequenz bis 20 kHz und einer Amplitude von bis zu 5 V aufzeichnen. Um die Messergebnisse ver-

gleichbar zu halten, wurde die Verstärkung 1 (Eingangssignal = Ausgangssignal) gewählt und der Einstellknopf entfernt.

4.1.3.3 Untersuchte Behandlungsgeräte

Es wurden fünf speziell für den zahnärztlichen Bereich hergestellte Elektrochirurgiegeräte, ein elektrischer Zahnvitalitätsprüfer und ein Endometrie-messgerät untersucht. Die von den Herstellern angegebenen Frequenzen der Elektrochirurgiegeräte wurden überprüft. Drei der fünf Elektrochirurgiegeräte bieten Einstellmöglichkeiten des Modulationsgrades, um so die verschiedenen Behandlungsindikationen besser ausnutzen zu können. Abhängig vom Modulationsgrad überwiegt der schneidende oder der blutstillende Effekt der Arbeitsspitze. Die Modulationsgrade der Geräte wurden ebenfalls in allen möglichen Einstellungen überprüft - soweit angegeben oder festgestellt.

4.1.3.4 Versuchsdurchführung

Es wurden insgesamt 265 Messvorgänge mit den unterschiedlichen Geräten bei den verschiedenen, möglichen Geräteeinstellungen durchgeführt und aufgezeichnet. Die Elektrochirurgiegeräte wurden in den jeweils möglichen Funktionen: Schneiden, Koagulation und Fulguration ohne und mit Anschluss

unterschiedlicher Neutralelektroden im Betrieb untersucht. Dazu wurde auf die Stirn der Probanden ein Stück Rindfleisch gelegt, das elektrochirurgisch bearbeitet wurde. Diese Versuchsdurchführung geht von der Voraussetzung aus, dass der Übergangswiderstand zwischen Haut des Probanden und dem Fleisch in diesem Zusammenhang vernachlässigbar gering ist. Die Elektrochirurgiegeräte wurden jeweils in unterschiedlichen Intervallen, insgesamt je 10 Sekunden pro Messvorgang betrieben. Dabei wurde auch versucht die in der Mundhöhle übliche und empfohlene (36) Vorgehens- und Arbeitsweise nachzuempfinden.

In einigen Fällen wurden zu Vergleichszwecken Messungen unter folgenden besonderen Bedingungen durchgeführt:

1. Betrieb der Elektrochirurgieelektrode in der Luft über dem Kopf des Patienten ohne Schneidevorgang
2. Kontakt der Arbeitsspitze des Elektrochirurgiegerätes mit einem auf dem Fleischstück platzierten Metallteil (Goldkrone)

Der elektrische Vitalitätsprüfer wurde in Kontakt mit der Wange in zwei unterschiedlichen Arbeitssituationen betrieben. Zuerst wurde, wie vom Hersteller empfohlen, mit einer Hand das Gerät gehalten und mit der anderen Hand die Wange des Patienten berührt, um den Stromkreis zu schließen. In einer zweiten Messung wurde die Wange mit der zweiten Hand nicht berührt.

Das Endometriegerät wurde in Kontakt mit der Gingiva geprüft. Alle Messungen wurden mit dem DAT-Recorder aufgezeichnet.

4.1.3.5 Kontrollversuche

Als Vergleich wurde an einem Probanden versucht das Demodulationsprodukt mit zwei verschiedenen batteriebetriebenen Digitaloszilloskopen, die an Stelle des Übertragungsgerätes angeschlossen waren, darzustellen (Philippscopemeter und Createc Signalcomputer). Die Demodulation erfolgte durch eine Diode im Verbindungskabel (1N4151 7,5V 0,25W). In der ersten Versuchsreihe wurden die Versuche wie oben beschrieben durchgeführt. In einem weiteren Versuch wurden die Elektrochirurgiegeräte, ohne einen Schneidevorgang auszulösen, in der Luft über der Stirn des Probanden betrieben.

4.2 Untersuchungen an Herzschrittmachern

4.2.1 Vorüberlegungen

Um die Elektronik eines Herzschrittmachers vor Überspannung zu schützen, wird in der Regel in dessen Ausgangskreis eine Zenerdiode und ein Kondensator gelegt. Durch diese Art der Schutzschaltung fließt über die Elektrode ein unsymmetrischer hochfrequenter Strom. Bei der Anwendung von Hochfrequenzchirurgie am Patienten ergibt sich ein komplexes Frequenzgemisch, in dem neben der Hochfrequenz auch die Frequenz einer möglichen Amplitudenmodulation und eine Gleichstromkomponente vorkommt.

Während der Hochfrequenzanteil nicht in der Lage ist, Nerven oder Myokard zu erregen, ist dies für niederfrequente Demodulationsprodukte, mit der möglichen Auswirkung des Auslösens eines Herzflimmerns, möglich.

Es sind Schutzschaltungen bekannt, bei denen das Entstehen eines Demodulationsproduktes und damit das mögliche Auslösen eines Herzflimmerns nicht möglich ist. Die eingesetzten Schutzschaltungen beziehungsweise das Vorhandensein einer entsprechenden Schutzschaltung wird von den Herstellern nicht offen gelegt.

Es soll an einem größeren Schrittmacherkollektiv überprüft werden, wie viele der untersuchten Geräte eine entsprechende geeignete Schutzschaltung besitzen.

4.2.2 Verwendete Herzschrittmacher

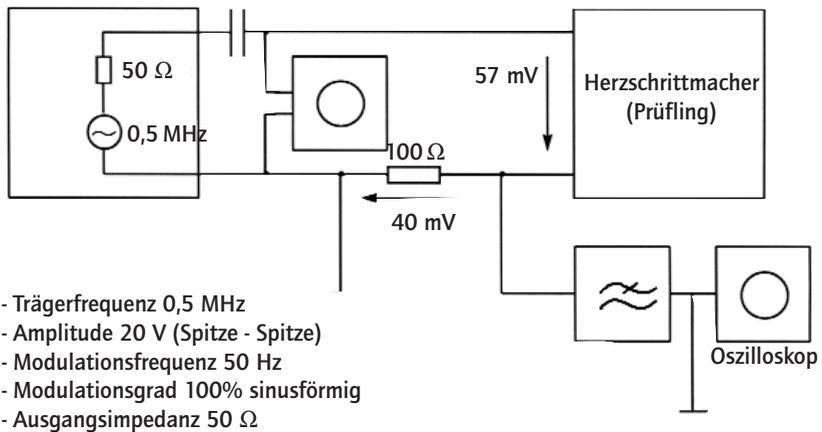
Es wurden 169 unterschiedliche Herzschrittmachermodelle von 22 Herstellern untersucht. Es handelt sich dabei dem Institut für Medizinische Technik in Gießen zur Verfügung gestellte, bei Verstorbenen explantierte Herzschrittmacher.

4.2.3 Methoden

4.2.3.1 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau zur Feststellung der Demodulation an Herzschrittmachern entsprach im Wesentlichen dem des Prüfverfahrens für Demodulationsprodukte aus dem Entwurf DIN VDE 0750 Teil 9.2.2.2 (10) (siehe Abb. 4).

Abbildung 4: Prüfschaltung für Demodulationsprodukte



Dem Prüfverfahren liegt die Anforderung zugrunde, dass die Konstruktion eines Herzschrittmachers während des Gebrauchs von Elektrochirurgiegeräten garantieren muss, dass kein Herzflimmern durch Demodulation entstehen kann. Ein Oszilloskop mit einer Empfindlichkeit von wenigstens 10 mV pro

Skaleneinteilung wird über einen Tiefpassfilter (mit einer Grenzfrequenz von 500 Hz und mit wenigstens 12 dB Dämpfung pro Oktav) parallel zu einem $100\ \Omega$ Widerstand verbunden. Das Demodulationsprodukt, das auf dem Oszilloskop erscheint, muss weniger als 40 mV (Spitze - Spitze) betragen. Die Prüfung muss mit einem Signalgenerator mit den folgenden Eigenschaften erfolgen:

- Trägerfrequenz 0.5 MHz
- Amplitude 20 V (Spitze-Spitze)
- Modulationsfrequenz 50 Hz
- Modulationsgrad 100% sinusförmig
- Ausgangsimpedanz $50\ \Omega$

4.2.3.2 Versuchsdurchführung

Die Herzschrittmacher wurden wie im DIN-Entwurf angegeben geprüft. Zusätzlich wurden zu der angegebenen Amplitudenspannung von 20V auch Amplitudenspannungen von 15V, 10V und 5V (Spitze-Spitze) untersucht.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Untersuchungen an Probanden

Bei der Untersuchung der Elektrochirurgiegeräte kamen insgesamt 248 auswertbare Aufzeichnungszyklen zu Stande, die in den Tabellen 2 bis 8 dargestellt sind.

Tabellen 2-8 Messungen an Probanden mit Elektrochirurgiegeräten

Tabelle 2 (Gerät1, Siemens Sirotom)

Proband Nr.	ohne Neutralelektrode	Halselektrode	Brustelektrode	eigene Neutralelektrode
1	R	0,35 S		
2	R	R	0,18 S	
3	R	0,09	0,09 S	
4	0,71 S	0,09	0,09	
5	0,89	0,05	0,09	
6	R	0,18	0,27	
7	R	0,18		
8	R	0,09	0,09	
9	0,08	0,05	0,26	
10	R			
11	-			
12	1,59 S			0,89 S
13	0,89 S		0,5 S	0,89 S

Tabelle 3 (Gerät 2, Berchthold Elektrotom)

Proband Nr.	ohne Neutralelektrode	Halselektrode	Brustelektrode	eigene Neutralelektrode
1	5,67	R		
2	4,25	0,05	0,05	
3	5,67	0,09	0,09	
4	4,25	0,09	0,05	
5	4,25	0,05	0,05	
6	4,25	0,05	0,09	
7	5,67	0,09		
8	4,25	0,05	0,05	
9	3,19	0,44 S	R	
10	5,67			
11				
12	7,8			
13	7,8			

Tabelle 4 (Gerät 3, Martin MD 70)

Proband Nr.	ohne Neutralelektrode	Halselektrode	Brustelektrode	eigene Neutralelektrode
1	R	R		
2	4,25 S	0,05 S	0,05 S	
3	4,25 S	0,05 S	1,24 S	
4	5,67 S	0,09 S	R	
5	4,25 S	0,09 S	0,09 S	
6		R	R	
7	1,24 S	R		
8	4,25 S	R	R	
9	5,67 S	0,05	0,03	
10	2,48 S		0,05	
11	7,8 S	0,05	0,05	
12	7,8 S		R	
13	6,38 S		R	

Tabelle 5 (Gerät 4, Meyer-Haacke HF 1)

Proband Nr.	ohne Neutralelektrode	Halselektrode	Brustelektrode	eigene Neutralelektrode
1	2,13	2,13		
2				
3	2,83	2,13	1,42	7,8
4	7,45	1,42	1,42	
5	7,09	0,35	1,42	
6	7,8	1,59	1,42	
7	6,2			
8	7,45	1,59	0,56	
9	2,48	0,97	1,06	
10	2,83	0,09		
11	6,2	0,89	0,18	
12	7,09			6,2
13	7,8		0,35	

Tabelle 6 (Gerät 5, Satelec Servotome)

Proband Nr.	ohne Neutralelektrode	Halselektrode	Brustelektrode	eigene Neutralelektrode
1	R	R		
2				
3	7,09 S	2,3 S	1,06 S	4,96 S
4	4,96 S	0,5	0,5	
5	5,32 S	1,24	1,06	
6	4,96 S	1,77 S	2,3 S	
7	4,08 S	2,3 S	2,3 S	
8	7,45 S	2,3 S	2,13 S	
9		1,42 S	3,19 S	
10	R			
11				
12				
13				

Tabelle 7

Gerät Nr.	ohne Neutralelektrode	Halselektrode	Brustelektrode
1	2,82	0,88	1,41
2	2,47	0,21	0,45
4	1,41	0,18	0,21
5	1,41	0,49	0,71

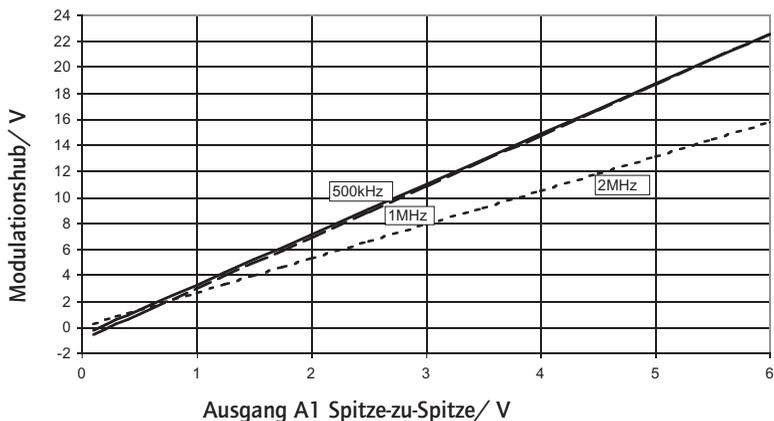
Tabelle 8

Gerät Nr.	ohne Neutralelektrode	Halselektrode	Brustelektrode
1	2,47	1,94	
2	2,82	0,71	
4	0,95	0,21	
5	1,24	0,39	

alle Messwerte in Volt, S = Sprünge, R = Rauschen

Es wurden einige Doppelmessungen mit gleicher Versuchsanordnung durchgeführt. Wenn Abweichungen festgestellt wurden, ging der höhere Wert in die Auswertung ein. Um den Modulationshub der Umhüllenden zu ermitteln, wurden die auf dem DAT-Recorder aufgezeichneten Werte anhand der Eichkurve des Signalaufnehmers (Regressionsgeraden in Abb. 5) umgerechnet.

Abbildung 5: Regressionsgeraden der Eichkurve



Das niederfrequente Demodulationsprodukt kann, abhängig vom Modulationsgrad der Hochfrequenz, maximal die Hälfte des Modulationshubes erreichen, ist jedoch in der Regel niedriger, da die Schwellenspannung der Diode des Herzschrittmachers überwunden werden muss. Der Effektivwert des Demodulationsproduktes ist als 0-Spitze Wert durch Wurzel 2 definiert.

Bei 124 Messungen konnte ein Demodulationsprodukt ermittelt werden. Bei denen mit `R´ in den Tabellen 2-8 gekennzeichneten Messungen wurde lediglich Rauschen aufgezeichnet, bei dem wegen der geringen Amplitude kein Demodulationsprodukt entstehen kann. Wenn bei einer Messung nur Sprünge von Ein- und Ausschaltvorgängen festgestellt wurden, bei denen ebenfalls kein Demodulationsprodukt entstehen kann, wurde die Messung mit `S´ gekennzeichnet. Dies war bei 55 der 124 Messungen der Fall.

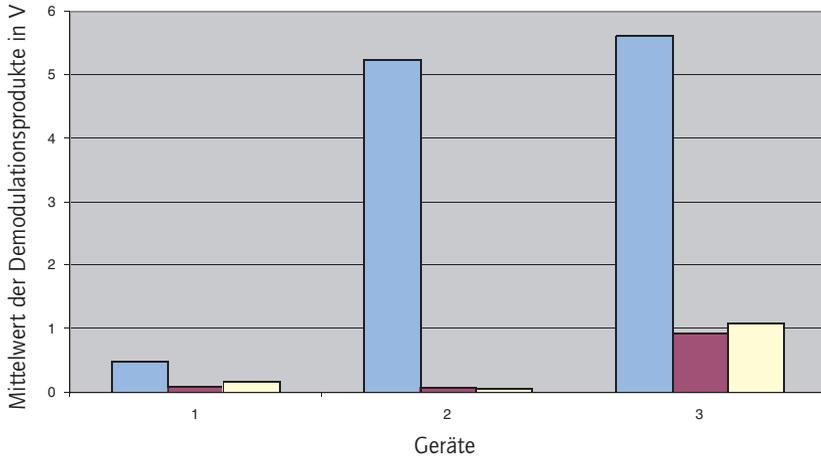
Der theoretische Grenzwert, unterhalb dessen auf keinen Fall ein Herzflimmern ausgelöst werden kann, liegt bei ca.1,28 V (von Spitze zu Spitze gemessen) (27). Er errechnet sich aus der Schleusenspannung einer Zener-Diode (der üblichen Schutzschaltung in Schrittmachern) und der Flimmerschwelle des Herzens bei 100 Hz. Dieser Wert wird vierunddreißigmal durch 2 HF-Geräte überschritten. Bei Gerät 2 zwölfmal nur bei Betrieb ohne Neutralelektrode. Bei Gerät 4 zweiundzwanzigmal auch bei Betrieb mit Neutralelektroden. Bei den Geräten 3, 4 und 5 besteht eine Wahlmöglichkeit der Betriebsart insofern, dass zwischen den Funktionen `Schneiden´ und `Koagulation´ teilweise Zwischenstufen gewählt werden können. Die höchsten Werte wurden jeweils bei den Einstellungen koagulierendes Schneiden und Koagulation, also bei modulierter Betriebsart, gemessen. Bei der Funktion `Schneiden´ konnten nur Sprünge bei Ein- und Ausschaltvorgängen mit dazwischen liegendem Rauschen oder sehr geringer Amplitudenmodulation festgestellt werden. Die errechneten maximalen Effektivwerte des Demodulationsproduktes gemessen als Spannung sind nach den verschiedenen Elektrochirurgiegeräten getrennt in den Tabellen 2 - 6 dargestellt.

Bei Einzelmessungen, die vom normalen Messvorgang abweichen, konnten einige Besonderheiten registriert werden:

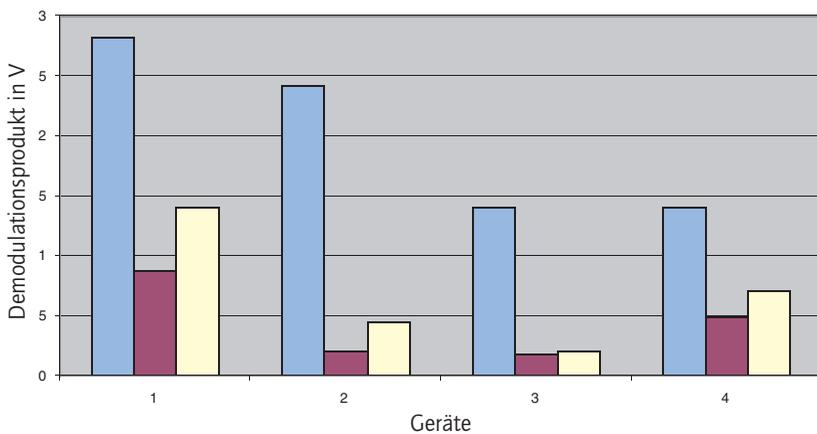
- Bei den Geräten 1 und 5 wurden beim Anschalten des Elektrochirurgiegerätes in der Luft über dem Kopf des Patienten zum Teil höhere Werte als beim Schneiden des Fleisches registriert.
- Die Berührung einer auf dem Fleisch liegenden Goldkrone während des Schneidvorganges führte bei Gerät 3 zu erheblich, bei Gerät 4 nur zu gering erhöhten Werten.
- Ein Einfluss der sehr unterschiedlichen Körperkonstitution der Probanden auf die Messergebnisse war nicht erkennbar.
- Die Verwendung abgeschirmter oder ungeschirmter Übertragungskabel zeigte ebenfalls keinen Einfluss auf die Meßergebnisse.

Die Ergebnisse der Vergleichsmessung mit den beiden Signalcomputern an Proband 3 werden in den Tabellen 7 und 8 dargestellt, wobei Tabelle 8 die Ergebnisse bei Betrieb der Elektrochirurgiegeräte in Luft, also ohne Auslösung eines Schneidvorgangs, sonst unter den gleichen Bedingungen wie in Tabelle 7 zeigt. In Abbildung 6 werden die Messwerte jeweils bei Anwendung ohne und mit Neutralelektrode graphisch dargestellt. Bei den Geräten 3 und 5 konnten nur Sprünge bei Ein- und Ausschaltvorgängen oder Rauschen aufgezeichnet werden. In Abbildung 7 werden die Ergebnisse aus Tabelle 7 mit Digitaloszilloskop dargestellt.

**Abbildung 6: Demodulationsprodukte
ohne/mit Hals-/mit Brust-Neutralelektrode**



**Abbildung 7: Demodulationsprodukte
ohne/mit Hals-/mit Brust-Neutralelektrode
Kontrollmessung mit Digitaloszilloskop**



Bei der Anwendung des elektrischen Vitalitätsprüfers konnten lediglich bei 2 Probanden messbare Ergebnisse dargestellt werden. Der Maximalwert betrug bei bestimmungsgemäßem Gebrauch 4 mV, bei einhändiger Anwendung 40 mV.

Die Anwendung des elektronischen Wurzelkanallängenmessgerätes führte lediglich bei einem Probanden zu einem darstellbaren Ergebnis. Es wurden 4 mV gemessen.

5.2 Ergebnisse der Untersuchungen an Herzschrittmachern

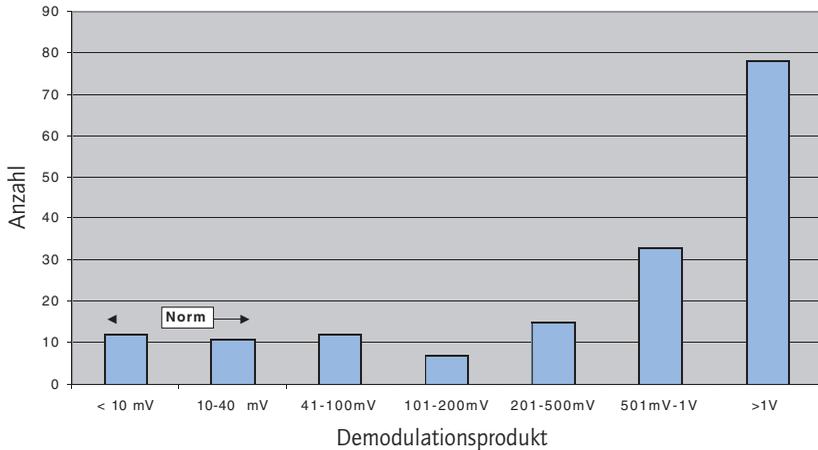
Die Ergebnisse sind in der Tabelle 8 (im Anhang) dargestellt. Bei bipolar programmierbaren Herzschrittmachern wurde das Demodulationsprodukt, soweit eine bipolare Elektrode angeschlossen war, an der differentiellen und an der indifferenten Elektrode bestimmt. Herzschrittmacher, bei denen die Option für den Anschluss einer atrialen und einer ventrikulären Elektrode besteht, wurden ebenfalls an beiden Anschlüssen gemessen. Die Erklärungen der Herstellerkürzel finden sich im Anschluss an die Tabelle.

Die Betriebsart der Herzschrittmacher ist mit dem NBG-Schrittmacher-Code, der sich weltweit durchgesetzt hat, gekennzeichnet (5) (siehe Kapitel 2.3). Die `SM Nr.` kennzeichnet die interne Nummerierung des Institutes für Medizinische Technik in Gießen.

Sobald das gemessene Demodulationsprodukt 1 mV oder kleiner war, wurde, da die Werte nicht mehr genau ablesbar waren, der Wert 1 mV eingetragen. Die Forderungen aus dem DIN-Entwurf nach einem messbaren Demodulationsprodukt von maximal 40 mV erfüllen 23 der 169 untersuchten Modelle.

Die Verteilung der gemessenen Demodulationsprodukte wird in Abbildung 8 graphisch dargestellt.

**Abbildung 8: Messung des Demodulationsproduktes
an 169 Herzschrittmachern**



Bei den geringeren angelegten Amplitudenspannungen konnten 28 Herzschrittmacher (bei 15 V), beziehungsweise 46 Herzschrittmacher (bei 10 V) und 85 Herzschrittmacher (bei 5 V) die Anforderung an die Größe des maximalen Demodulationsproduktes von 40 mV erfüllen. Bei einem Modell (BI Diplos 05) trat das Phänomen auf, dass das Demodulationsprodukt im Bereich der 10 V-Messung erheblich größer war als im Bereich der anderen angelegten Amplitudenspannungen.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der experimentellen Untersuchungen an Probanden

Die durchgeführte experimentelle Untersuchung hatte zum Ziel, in einem näherungsweise der Situation am Patienten mit implantiertem Schrittmacher entsprechenden Versuchsaufbau herauszufinden, ob und in welcher Form möglicherweise die Funktion des Schrittmachers beeinträchtigt werden kann und welche Faktoren diese Störsituation beeinflussen. Es konnten Werte in einer Größenordnung ermittelt werden, die sowohl kurzfristig inhibieren könnten als auch möglicherweise eine Herzerregung mit der Folge einer Extrasystole mit verkürzter Refraktärzeit auslösen könnten. Weiterhin konnte festgestellt werden, dass darüber hinaus eine unmodulierte Betriebsart der Elektrochirurgiegeräte, wie sie zum reinen Schneiden verwendet wird, keine für den Schrittmacher nachteilige Einflüsse hat. Eine modulierte Betriebsart dagegen, wie sie zum koagulierenden Schneiden benutzt wird, birgt theoretisch die Möglichkeit des Auslösens eines Herzflimmerns.

Interessante Ergebnisse ergaben die Vergleichsmessungen bei Einsatz einer Neutralelektrode, wie sie in diesem Zusammenhang bisher noch nie durchgeführt wurden. Wie theoretisch erwartet konnten durch den Einsatz von Neutralelektroden die gemessenen Werte soweit minimiert werden (bis auf eine Ausnahme, die später diskutiert werden soll), dass das Auslösen eines Herzflimmerns durch das Entstehen von niederfrequenten Demodulationsprodukten nicht mehr möglich ist. Die eigenen, selbst hergestellten Neutral-

elektroden, die an Hals oder Brust der Probanden angelegt wurden, erwiesen sich dabei als effektiver als die von den Herstellern mitgelieferten Neutral-elektroden, die bestimmungsgemäß unter der Schulter des Probanden, also ohne direkten Hautkontakt, angebracht wurden.

Grundsätzlich stellt sich die Frage, ob der gewählte Versuchsaufbau und die Messung an Probanden ohne implantierten Schrittmacher auf die reale Situation übertragbar und mit der Situation am Patienten vergleichbar ist. Die Tatsache, dass sowohl bei unmodulierter Betriebsart (vor allem bei einem HF-Gerät) als auch bei angelegten Neutralelektroden noch nennenswerte Spannungen gemessen werden konnten -anders als theoretisch erklärbar-, spricht nicht dafür. Die Ursache dürfte wohl in der Antennenwirkung der Messkabel des gewählten Versuchsaufbaus und den damit verbundenen Einkopplungen des elektromagnetischen Feldes liegen. Dies erklärt auch, dass bei Betrieb der elektrochirurgischen Arbeitsspitze ohne Patientenkontakt, also zum Beispiel in der Luft über dem Kopf des Patienten, Werte gemessen wurden, die sich zum Teil nur unerheblich von denen bei der direkten galvanischen Einkopplung über das Fleischstück auf der Stirn des Patienten unterschieden oder sogar höher waren, was bei der direkten Messung mit den Signalcomputern, also ohne Zwischenschaltung des Signalaufnehmers und des DAT-Recorders, besonders deutlich wurde.

Auch andere Besonderheiten, wie die zum Teil erheblichen Sprünge bei Einschaltvorgängen (die zum Teil, den realen Arbeitsbedingungen nachempfunden, ohne Gewebekontakt stattfanden) und die hohen Spannungen eines Gerätes bei unmodulierter Einstellung, lassen sich mit dem Phänomen der

elektromagnetischen Einkopplung in den Messkreis erklären. Die am Patienten stattfindende Dämpfung durch die subkutane Lage der Schrittmacherelektroden konnte mit dem Versuchsaufbau nicht nachempfunden werden. Die beiden letztgenannten Faktoren lassen die Folgerung zu, dass bei dem Versuchsaufbau höhere Werte gemessen wurden, als dies in der Realität am Patienten zutreffen dürfte. Die erhöhten Werte bei Kontakt mit einer auf dem Fleischstück plazierten Goldkrone lassen sich durch die sinkende Impedanz und den damit verbundenen höheren Stromfluss erklären. Ein auch theoretisch nicht lösbares Problem bleibt die Einschätzung der Größenordnung der im Versuchsaufbau nicht erfassbaren, beeinflussenden Faktoren wie Dämpfung und elektromagnetische Einkopplung. So scheint es, dass aufgrund der Unzulänglichkeit der angewandten Hochfrequenz-Messtechnik das Problem der realitätsnahen Simulation, wenn auch zufrieden stellender als in den vorangegangenen Untersuchungen zu diesem Thema, letztendlich nicht befriedigend gelöst werden konnte.

Die zusätzlich an elektrischen Vitalitätsprüfern und einem Wurzelkanallängenmessgerät durchgeführten Messungen führten zu Ergebnissen, die eine Beeinflussung eines Herzschrittmachers ausschließen lassen, so dass die Herstellerwarnungen unbegründet erscheinen.

6.2 Diskussion der experimentellen Untersuchungen an Herzschrittmachern

Die Untersuchung an den im Institut für Medizinische Technik archivierten, explantierten Schrittmachern zeigte, dass nur ein geringer Teil der Schrittmacher den Anforderungen zur Verhinderung der Entstehung eines Demodulationsproduktes entsprechend der Prüfschaltung aus dem DIN-Entwurf (10) entspricht. Dieser DIN-Entwurf war zwar `ermächtigt`, das heißt, dass er im Prinzip seit 1987 für Neuzulassungen verbindlich war, er wurde aber im Rahmen der europäischen Harmonisierung durch die CENELEC-Normen (Comité Européen de Normalisation Electrique et Electronique) abgelöst. In der CENELEC-Norm ist das entsprechende Kapitel bis dato mit dem Vermerk `in Beratung` versehen, was de facto heißt, dass es in diesem Bereich keine entsprechenden Vorschriften gibt.

Da es sich bei den untersuchten Schrittmachern größtenteils um explantierte Modelle handelt, die nicht zur neueren Generation gehören, ist zu vermuten, dass der größte Teil dieser Modelle nicht mehr bei Patienten in situ sein dürfte. Dennoch ist nicht anzunehmen, dass neuere Modelle bei nicht vorhandener Norm-Anforderung eine entsprechende Schutzschaltung besitzen. Neuere Schrittmacher-Generationen besitzen allerdings die Möglichkeit zur nicht-invasiven Einstellung der Empfindlichkeit, was bei den älteren Modellen nicht möglich war. Es ist zu vermuten, dass dadurch die Empfindlichkeit generell etwas niedriger sein dürfte (27).

Als Besonderheit konnte festgestellt werden, dass Schrittmacher desselben

Herstellers innerhalb einer dicht folgenden Modellreihe nur teilweise eine Schutzschaltung hatten, was eine Aussage über Hersteller und fast baugleiche Schrittmacher bezüglich der Störsicherheit unmöglich macht. Es stellt sich die Frage, warum Schrittmacherhersteller nicht die offensichtlich vorhandene Möglichkeit nutzen, ihre Modelle im Sinne einer größeren Störsicherheit auszurüsten und zu prüfen. Möglicherweise sind die bislang wenig aufgetretenen und vor allem wenig bekannt gewordenen Fälle dafür ursächlich, da sich im Nachhinein oft nicht mehr feststellen lässt, ob, warum und unter welchen Bedingungen ein `versagender´ Schrittmacher am Herzflimmern eines Patienten mitbeteiligt war. Es bleibt zu wünschen, dass diesem Aspekt auch seitens der implantierenden Ärzte zum Nutzen der Patienten größere Aufmerksamkeit geschenkt wird.

6.3 Diskussion der Literatur

Die in der zahnärztlichen Literatur zu findenden Aussagen zur Beeinflussung von Herzschrittmachern durch zahnärztliche Behandlungsgeräte sind zum Teil widersprüchlich und für einen Zahnarzt, der sich entsprechende Kenntnisse aneignen möchte, schwer einzuordnen. Das Spektrum der Empfehlungen reicht von der Aussage, dass Herzschrittmacherpatienten nur von speziell ausgerüsteten Einrichtungen zahnärztlich betreut werden sollten, bis hin zu der Feststellung, dass eine Behandlung in der Zahnarztpraxis bei entsprechenden Verhaltensregeln unbedenklich und noch nie ein Störfall beschrieben worden sei.

Es ist zu vermuten, dass im Zweifelsfall ein Zahnarzt in der Behandlung eher zurückhaltend sein oder überweisen wird, falls eine Möglichkeit dazu besteht. Wenn dem Patienten dadurch notwendige und sinnvolle Behandlungsmaßnahmen vorenthalten würden, wäre dies zu bedauern.

Bei auftretenden Unsicherheiten stellt sich als erstes die Frage, ob es für die als möglicherweise störend eingestuften Behandlungsgeräte ersatzweise gleichwertige Untersuchungs- beziehungsweise Behandlungsmethoden gibt. Die Indikationen zum Einsatz von Elektrochirurgiegeräten, die am häufigsten genannte Gerätegruppe im Zusammenhang mit möglichen Störauswirkungen auf Herzschrittmachern, werden unterschiedlich eingeschätzt. Einige Autoren (29, 52) halten die Elektrochirurgie bei einer Reihe von Behandlungsmaßnahmen für sinnvoll und konservativen Methoden für weit überlegen. Sie scheint jedoch grundsätzlich, im Gegensatz zur Anwendung in der allgemeinen Chirurgie, durch konservativ-chirurgische Maßnahmen ersetzbar, ohne dass ernsthafte Nachteile für den Patienten entstehen.

Bei den maschinell betriebenen Zahnsteinentfernungsgeräten geht eine Störung offensichtlich nicht vom Ultraschall selbst aus, sondern von dem Erzeugungsmechanismus. Die bei den experimentellen Untersuchungen festgestellten Störungen gingen ausnahmslos von magnetostraktiv betriebenen Geräten aus. Für Geräte, die nach dem piezo-elektrischen oder dem Druckluftprinzip arbeiten, konnten bisher niemals Störungen von Herzschrittmachern nachgewiesen werden. Diese Aspekte finden jedoch lediglich in einer einzigen Untersuchung (1) Berücksichtigung. Zusätzlich zur manuellen Zahnsteinentfernung ist es möglich, auf Geräte, die nach den letztgenann-

ten Prinzipien arbeiten, auszuweichen.

Elektrische Sensibilitätsprüfer dienen in der Regel nur zu einer Ergänzung thermischer Prüfmethode mit Chloräthyl- oder Kohlensäureschnee. Da die Pulpa eines Zahnes auch im fortgeschrittenen Zerfallsstadium noch elektrisch erregbare Nervenfasern enthält, die Aussage einer elektrischen Vitalitätsprüfung also mit Unsicherheiten belastet ist (58, 59), werden diese Geräte im deutschen Sprachraum nur noch sehr selten angewandt (18).

Von den Kurz- und Mikrowellengeräten haben sich Kurzwellengeräte als gefährdend für Herzschrittmacherpatienten erwiesen. Ihr Einsatzbereich betrifft vor allem allgemeinmedizinische Indikationen. Im zahnmedizinischen Bereich gibt es praktisch keine Indikationen beziehungsweise scheinen für mögliche Indikationen andere physikalische oder medikamentöse Maßnahmen ohnehin geeigneter.

Elektromotoren werden in der zahnärztlichen Praxis sehr häufig eingesetzt. Sei es der Motor zur Bewegung des Behandlungstuhles oder die Mikromotoren zum Antrieb der rotierenden Instrumente, ohne ihre Anwendung scheint eine Behandlung kaum durchführbar. Eine Alternative zum Einsatz von elektrisch betriebenen Hand- und Winkelstücken wären druckluftbetriebene Systeme, die im deutschen Sprachraum jedoch nur wenig Anwendung finden.

Eine zweite sich stellende Frage, die in der zahnärztlichen Literatur wenig Beachtung findet, ist die nach den Auswirkungen einer möglichen Störung

des Schrittmachers auf das Befinden des Patienten. Wie ab Kapitel 2.3 beschrieben, scheint von allen diskutierten Geräten theoretisch eine Inhibition des Herzschrittmachers provozierbar zu sein, während das Auslösen von Herzflimmern lediglich durch Hochfrequenzgeräte wie Elektrochirurgie und Kurzwelle denkbar ist. Die Inhibition eines Herzschrittmachers kann schlimmstenfalls zur Asystolie führen. Die Auswirkungen einer Asystolie werden in Lehrbüchern der inneren Medizin (54) wie folgt beschrieben: Nach etwa 5 Sekunden setzt Schwindel ein, nach 10 -15 Sekunden kommt es zur Bewusstlosigkeit, nach 20 - 40 Sekunden setzen Krämpfe ein, und nach etwa einer Minute kommt es zum Atemstillstand. Um diesen 'worst case' bei der Behandlung eines Patienten mit Herzschrittmacher eintreten zu lassen, müssten allerdings eine Reihe von Faktoren zusammentreffen. Die erste Voraussetzung wäre, dass der Herzschrittmacher für den Patienten kreislaufnotwendig ist, der Patient also dauerhaft oder zeitweise keinerlei Herzeigenrhythmus mehr hat wie beispielsweise beim totalen AV-Block. Zweitens müsste ein amplitudenmoduliertes Störfeld mit einer Frequenz von etwa 1 bis 3 Hz auftreten. Drittens müsste der Behandler die ersten Anzeichen einer Asystolie übersehen und das Störfeld weiterhin einwirken lassen. Andere Konstellationen wie das Zusammentreffen von kontinuierlichen Störfeldern bei einem kreislaufverbessernd wirkenden Schrittmacher könnten allenfalls das Einsetzen von Stimulationsimpulsen hervorrufen.

Eine Störung ist in der Regel als eine Änderung der Funktion eines Herzschrittmachers definiert, die nicht vom Herzen selbst verursacht wird. In diesem Sinne ist natürlich auch das Ausbleiben eines einzigen Herzschritt-

macherimpulses, auch wenn er vom Patienten unbemerkt bleiben dürfte, als Störfall anzusehen. Es stellt sich die heikle Frage, bis zu welchem Punkt des Ausfalls von Impulsen eine Störung tolerabel ist. Sollten Behandlungsmaßnahmen, die das Ausbleiben eines Impulses provozieren können und streng genommen eine Störung darstellen, unterbleiben, oder sollte eine notwendige Behandlung erst an dem Punkt abgebrochen werden, an dem der Patient eine Funktionseinbuße seines Herzschrittmachers, in der Regel also das Aussetzen von mehreren aufeinander folgenden Impulsen, selber wahrnimmt?

Diese Fragen können wohl nur im Gespräch Arzt-Patient individuell entschieden werden. Es bleibt jedoch festzustellen, dass eine vitale Gefährdung des Patienten durch das Ausbleiben einzelner Herzschrittmacherimpulse ausgeschlossen scheint.

Die von einigen Autoren gegebene Empfehlung, den Herzschrittmacher vor der zahnärztlichen Behandlung durch Auflegen eines Testmagneten auf festfrequent umzuprogrammieren und damit das Auftreten von Asystolen auszuschließen, scheint sehr problematisch. Diese Umprogrammierung findet normalerweise im Rahmen einer Herzschrittmacherkontrolle und aus Sicherheitsgründen in Anwesenheit des behandelnden Kardiologen und entsprechender Überwachungs- und Behandlungsgeräte statt. Bei Patienten mit temporärer Sinusbradykardie besteht in Ruhe und bei Umprogrammierung auf Festfrequenz die Gefahr der Auslösung eines Herzflimmerns. Zur Durchführung einer normalen zahnärztlichen Behandlungsmaßnahme kommt diese Maßnahme demnach nicht in Betracht.

Das zweite, weitaus gravierendere Störverhalten eines Herzschrittmachers ist das Auslösen eines Kammerflimmerns durch Hochfrequenzgeräte. Diese Möglichkeit findet in der zahnärztlichen Literatur bisher keine Berücksichtigung. Ein sicheres Vermeiden dieser Störsituation scheint nur durch den Nichteinsatz der betreffenden Behandlungsgeräte oder bei Herzschrittmachern, die durch eine entsprechende Schaltung das Entstehen niederfrequenter Demodulationsprodukte verhindern, möglich.

Die Empfindlichkeit eines Herzschrittmachers gegen niederfrequente Demodulationsprodukte wird von den Herstellern leider nicht angegeben (vermutlich, weil sie diesen nicht bekannt -weil nicht geprüft - ist). Ein bereits ermächtigter DIN-Entwurf von 1987, der die Prüfung von Schrittmachern auf das Entstehen von Demodulationsprodukten vorsah (10), wurde nie umgesetzt, da im Rahmen der europäischen Harmonisierung die DIN im Jahre 1996 von CENELEC - Richtlinien abgelöst wurde, deren entsprechende Kapitel teilweise andere Prüfungen vorsehen beziehungsweise die teilweise noch in Beratung sind und nie verbindlich umgesetzt wurden.

Von ärztlicher Seite müsste dieser Zustand kritisiert und eine Änderung gefordert werden, um bei dem jeweilig implantierten Herzschrittmacher eine Aussage darüber treffen zu können, ob bei der Anwendung von Elektrochirurgie das Auftreten von Herzflimmern durch niederfrequente Demodulationsprodukte möglich ist.

An diesem Punkt scheint sich auch das größte Problem bei jeglicher Herzschrittmacher und Störverhalten betreffender Aussage zu ergeben. Jede

Untersuchung, die sich mit dem Störverhalten von Herzschrittmachern beschäftigt, kann nur sehr eingeschränkte Aussagen treffen, und zwar jeweils nur zu dem untersuchten Herzschrittmachertyp. Die Unzahl von verschiedenen implantierten Modellen macht allgemein gültige Aussagen jedoch sehr schwierig. Dies scheint auch die Ursache für die zum Teil recht unterschiedlichen Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen zu sein. So variierte bei den Versuchsaufbauten, die ein Thoraxmodell verwendeten, die Entfernung, bei der eine Inhibition des Herzschrittmachers durch Elektrochirurgiegeräte festgestellt werden konnte, zwischen 5 cm und 2,8 m Abstand (47) vom Schrittmachergehäuse. In keiner den zahnärztlichen Bereich betreffenden Publikation wird auf den durch unterschiedliche Betriebsweise, Empfindlichkeit und Störschutz bedingten Einfluss des Schrittmachers selbst auf eine mögliche Störsituation hingewiesen. Die Funktionsweise des Schrittmachers und die Art der Elektroden (unipolar/bipolar), die einen großen Einfluss auf ein mögliches Störverhalten haben, werden an keiner Stelle erwähnt oder diskutiert. Bei einem Patienten liegt der Herzschrittmacher subkutan, wodurch eine Dämpfung des einwirkenden Störfeldes entsteht. Bei der Anwendung eines zahnärztlichen Behandlungsgerätes im Kopfbereich besteht ein Abstand zwischen dem Ort einer Einkopplung und dem Herzschrittmacher von ca. 20 cm. Hinzu kommt der Abstand des Herzschrittmachers von der Elektrodenspitze von bis zu 20 cm. Der Einsatz eines Phantommodells, in dem der Herzschrittmacher in einem mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllten Gefäß angebracht ist, kann diesen Zustand offensichtlich nur unzureichend simulieren. Leider wird in den experimentellen Untersuchungen mit Phantomaufbau die Art und Lage der Elektroden nicht klargestellt. Gerade aber die Lage und Art der

Herzschrittmacher/ Elektroden-Anordnung hat aufgrund unterschiedlicher elektromagnetischer Einkopplung entscheidenden Einfluss auf die Auswirkung eines Störfeldes. Möglicherweise ist dies neben der Verschiedenartigkeit der verwendeten Herzschrittmachersysteme eine Erklärung für das Zustandekommen so unterschiedlicher und widersprüchlicher Ergebnisse.

Bei einer Überprüfung von Hochfrequenzeinflüssen stellt sich das Problem, dass durch die in einem Meßaufbau verwendeten Kabel möglicherweise künstliche Antennenverhältnisse geschaffen werden, in die die Hochfrequenz einkoppeln kann und so Unwägbarkeiten der Messergebnisse entstehen. Bei der Untersuchung der Elektrochirurgie scheint es also sinnvoll, nicht nur statische Messungen, die keinen Schneidevorgang auslösen, sondern auch Messungen der Geräte in Funktion, also bei galvanischer Einkopplung durchzuführen, da dies wohl der Situation der Anwendung am Patienten eher entspricht.

Diese verwirrende Vielfalt an Aspekten macht es dem Arzt oder Zahnarzt, der sich nicht intensiv in die Problematik einarbeiten kann, schwer, sich ein Bild von den möglichen Störmöglichkeiten zu machen und eine Abschätzung des Störrisikos für den individuellen Patienten vorzunehmen.

7 Der Herzschrittmacherpatient in der zahnärztlichen Praxis - Risikobewertung und Empfehlungen

Aufgrund der in den vorausgegangenen Kapiteln erwähnten fremden und eigenen Untersuchungen und unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Stellungnahmen soll im folgenden Abschnitt eine Leitlinie erarbeitet und dargestellt werden, die es dem niedergelassenen Zahnarzt ermöglicht, eine adäquate Risikoeinschätzung bei einem Patienten, der Herzschrittmachert Träger ist, vorzunehmen. Zusammenfassend kann man feststellen, dass es drei unterschiedliche mögliche Störsituationen durch zahnärztliche Behandlungssituationen bei Schrittmacherpatienten geben kann:

1. Das Aussetzen einzelner Stimulationsimpulse, entweder durch ein amplitudenmoduliertes Störfeld, das in einem physiologisch scheinenden Rhythmus einwirkt und dem Schrittmacher das Vorhandensein eines unter Umständen nicht vorhandenen Eigenrhythmus vorgaukelt, oder durch Ein- und Ausschaltvorgänge von Elektrochirurgiegeräten
2. Das Umschalten des Schrittmachers auf Fest- oder Störfrequenz während der Anwendungszeit von Hochfrequenzchirurgiegeräten und damit die Möglichkeit der Provokation eines Kammerflimmerns bei einer länger andauernden Anwendungszeit
3. Das Auslösen eines Kammerflimmerns durch am Schrittmacher entstehende Demodulationsprodukte

Um diese Möglichkeiten näher zu beleuchten, scheint es wichtig, zuerst einmal die unterschiedlichen Arten und Funktionsweisen von Schrittmachern und deren Elektroden für den Patienten zu betrachten. Die Kennzeichnung der Funktion des jeweiligen Herzschrittmachers ist im Herzschrittmacherpass des Patienten niedergelegt. Zur Charakterisierung der Schrittmachermodi wird der 5-stellige NBG-Code verwendet (5). Davon sind vor allem die ersten 3 Buchstaben relevant, die die Stimulation, die Wahrnehmung und die Betriebsart charakterisieren (Tab. 1, Kap. 2.3).

Man unterscheidet unipolare Schrittmachersysteme von bipolaren Schrittmachersystemen. Vom Standpunkt der Störbeeinflussung sind bipolare Systeme wesentlich unempfindlicher. Bipolare Schrittmachersysteme haben einen Abstand zwischen den Elektroden von etwa 2 cm. Da eine Spannung vom Ort der Einkopplung proportional abfällt, kann man demnach davon ausgehen, dass die Störempfindlichkeit eines bipolaren Schrittmachersystems etwa um den Faktor 10 kleiner ist als bei einer unipolaren System, bei dem der Abstand der Elektroden etwa 20 cm beträgt (11). Die beiden am häufigsten anzutreffenden Betriebsarten bei zwei-Kanal-Systemen sind, mit dem Herzschrittmacher NBG-Code gekennzeichnet, DDD und VDD.

Wenn man nun die Statistiken der Jahresberichte Herzschrittmacher (26) heranzieht, so sieht man, dass bei Neu- und Austauschimplantationen 1999 der Anteil der bifokalen Betriebsartsysteme (DDD+VDD) erstmals den Anteil der Ein-Kanal-Systeme übersteigt. Bei der Elektrodenart bei Erstimplantation wurden 1999 zwischen 55% (neue Bundesländer) und 58,2% (alte Bundesländer) bipolare Elektroden implantiert, was auch in etwa dem euro-

päischen Durchschnitt entspricht. Auf die Gesamtheit der Herzschritt-
macherträger bezogen kann man von einem Anteil der bipolaren Systeme
von etwa 30% ausgehen (26). In Zukunft wird sich dieser Anteil also ver-
mutlich kontinuierlich weiter nach oben verschieben. Diese Prognose ist
allerdings mit einer Einschränkung zu betrachten, da sich in der Vergangen-
heit gezeigt hat, dass bipolare Elektroden häufiger versagen. Ob dies in
Zukunft den Trend zu bipolaren Elektroden bremsen oder umkehren wird
oder ob es gelingt die Versagerquote mit verbesserter Technik zu verringern,
bleibt abzuwarten. Auf jeden Fall bleibt festzustellen, dass der Anteil der
Schrittmacherträger mit bipolaren Elektroden einen hohen Störschutz be-
sitzt, der neben allen anderen Anwendungen auch die Anwendung von elek-
trochirurgischen Maßnahmen in der Mundhöhle möglich macht, ohne dass
mit Störungen zu rechnen ist, da in einem Bereich bis etwa 2 MHz die
Störverminderung der bipolaren Elektrode ausreichend ist (13).

Weiterhin besteht aus der Sicht einer möglichen Störbeeinflussung ein
Unterschied zwischen einem Patienten, der schrittmacherabhängig ist, also
keinen oder einen viel zu geringen Eigenrhythmus hat, um ohne Schritt-
macher weiterzuleben, und Patienten, bei denen der Schrittmacher kreis-
laufverbessernd wirkt und nur in bestimmten Situationen zuschaltet, also
nicht schrittmacherabhängigen Patienten. Der Anteil der abhängigen
Patienten beträgt bei Erstimplantationen etwa 30% (26), so daß etwa 70%
der Patienten überwiegend Eigenrhythmus zeigen.

Bei Austauschimplantationen liegt der Anteil der schrittmacherabhängigen
Patienten etwa bei 45%. Während diese Tatsache für das mögliche Entste-

hen eines Demodulationsproduktes am Schrittmacher und damit der Gefahr eines Flimmerns keine Rolle spielt, ist sie jedoch bedeutsam für das mögliche Ausbleiben einzelner Stimulationsimpulse bei amplitudenmodulierten Störspannungen in physiologischem Rhythmus oder bei Ein- und Ausschaltvorgängen von Elektrochirurgiegeräten. Während bei schrittmacherabhängigen Patienten der Schrittmacher diese Störspannungen als Herzsignal fehlinterpretieren könnte und die Stimulation mit den entsprechenden Folgen für die Dauer der Einwirkung des Störfeldes einstellen könnte, spielt dies bei einem Patienten mit Eigenrhythmus wohl eine sehr untergeordnete Rolle.

Bei einem Störfeld, das den Schrittmacher dazu bewegt auf Festfrequenz umzuschalten (2. Störmöglichkeit), verhält es sich umgekehrt. Ein schrittmacherabhängiger Patient dürfte diese Situation wohl kaum wahrnehmen. Ein Patient mit Eigenfrequenz könnte dadurch theoretisch in eine lebensbedrohliche Situation mit der Gefahr eines Auslösens von Flimmern geraten, auch wenn dies für die Anwendung und vor allem aufgrund der kurzen Anwendungsintervalle von Elektrochirurgie im zahnärztlichen Bereich (die einzig denkbare Behandlungsmethode, die ein Umschalten auf Festfrequenz provozieren könnte) extrem unwahrscheinlich, aber immerhin möglich zu sein scheint. Anders scheint dies bei der Behandlung von Patienten mit Eigenrhythmus im Kernspintomographen zu sein. Es sind einzelne Todesfälle beschrieben, die vermutlich durch die Aktivierung des Reed-Kontaktes aufgrund der Einwirkung des starken magnetostatischen Feldes und das damit verbundene Umschalten auf Störfrequenz und in der Folge das Auslösen von Flimmern verursacht wurden. In experimentellen Untersuchungen konnte dies nach 3 Sekunden provoziert werden (53).

Leider ist die Abhängigkeit des Patienten von seinem Schrittmacher nicht in jedem Fall im Herzschrittmacherpass vermerkt, wie dies früher der Fall war, und kann so nur erfragt werden.

Die 3. oben genannte Störmöglichkeit ist abhängig von der Art der Hochfrequenz und der Empfindlichkeit des Schrittmachers auf Demodulationsprodukte, die proportional zur Einstellung der Wahrnehmungsempfindlichkeit ist. Eine unmodulierte Hochfrequenz, wie sie zum reinen Schneiden verwendet wird, kann keine Demodulationsprodukte oder Herzflimmern hervorrufen. Anders sieht es bei einer modulierten Form der Hochfrequenz aus, wie sie zum koagulierenden Schneiden oder zur Koagulation verwendet wird. Durch sie kann bei einem Schrittmacher ohne geeignete Schutzschaltung ein Demodulationsprodukt hervorrufen werden, das dann möglicherweise Flimmern auslöst. Die Modulation der Hochfrequenzgeräte ist von Gerätehersteller zu Gerätehersteller unterschiedlich, zumeist einstellbar, aber häufig nicht exakt angegeben. Auch geben Schrittmacherhersteller die Empfindlichkeit des Schrittmachers gegen Demodulationsprodukte beziehungsweise das Vorhandensein einer geeigneten Schutzschaltung nicht an.

Solange sich bezüglich des Schrittmachers keine Aussage treffen lässt, kann, wie in den vorangegangenen Untersuchungen gezeigt wurde, durch das Anbringen einer geeigneten Neutralelektrode das Risiko zumindest stark minimiert, vermutlich sogar ausgeschaltet werden.

Ein Problem in der Abschätzung der Wahrscheinlichkeit von Störungen durch Ausbleiben einzelner Impulse ist, ähnlich wie bei dem Entstehen von

Demodulationsprodukten, die sehr unterschiedliche Empfindlichkeit der einzelnen Schrittmacher. Vorteilhaft wäre es, die Wahrnehmungsschwelle auf Werte von 5mV oder mehr zu programmieren, und wenn es auch nur temporär wäre (27). So sollte es unter Berücksichtigung der vorangegangenen Resultate möglich sein, Schrittmacherpatienten in der zahnärztlichen Praxis ohne weiteres unter der Maßgabe, dass bei Zutreffen der oben genannten möglichen Störfaktoren eine Pulskontrolle stattfindet, zu behandeln. Als einfaches und exaktes Verfahren zur Pulskontrolle kann die Pulsoxymetrie empfohlen werden.

Nachfolgend soll in Kurzform noch einmal die beeinflussenden Faktoren und empfohlene Abfragen zusammengefasst werden:

1. Abfrage und Konsequenzen

bipolarer Schrittmacher - unipolarer Schrittmacher

schrittmacherabhängiger Patient - nicht schrittmacher-abhängiger Patient

bipolar: unbedenklich

unipolar, nicht schrittmacherabhängig: unbedenklich bei kurzzeitigem Betrieb

unipolar, schrittmacherabhängig: kurzzeitig repetierenden Betrieb vermeiden

2. Erdung des Patienten bei Anwendung von Elektrochirurgie durch eine

Neutralelektrode: wenn unipolar und langdauernd

3. Modulationswahl des Elektrochirurgiegerätes: unmodulierte Hochfrequenz wählen

5. Pulskontrolle (möglichst Pulsoxymeter)

6. Rücksprache mit dem behandelnden Kardiologen bei Unklarheiten und evtl. Umprogrammierung auf 70% der gemessenen EKG-Amplitude zur Minimierung der Störempfindlichkeit

8 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wird nach einem Überblick über die Grundlagen und Entwicklung der Herzschrittmachertherapie einleitend die Funktionsweise von Herzschrittmachern zusammenfassend dargestellt.

Die theoretisch möglichen Störungen von Herzschrittmachern durch Behandlungsgeräte des zahnärztlichen Behandlungskreises werden erläutert und den bisher erschienenen Publikationen und Untersuchungen zu diesem Thema gegenübergestellt. Die sich ergebenden Widersprüche werden anhand der Entwicklung der Herzschrittmacher und aufgrund der Analyse der Versuchsbedingungen und des Versuchsaufbaus analysiert und diskutiert.

Im experimentellen Teil wird nach Analyse der bisher durchgeführten Versuche ein neuer Ansatz und Versuchsaufbau zur Beeinflussung von Herzschrittmachern durch zahnärztlich gebräuchliche Elektrochirurgiegeräte entwickelt und entsprechende Versuche an Probanden durchgeführt. Es wird versucht, Schwachstellen der bisher durchgeführten Versuche zum Thema zu eliminieren, um zu einer umfassenderen Sichtweise auf die Problematik zu gelangen. Es wurden an 13 Probanden mit 5 unterschiedlichen Elektrochirurgiegeräten insgesamt 248 Messungen unter unterschiedlichen Bedingungen durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen einerseits, dass durch Maßnahmen wie das Anlegen einer Neutralelektrode oder bei unmodulierter Betriebsart, wie sie bei reinen Schneidvorgängen angewandt wird, die gemessenen Werte, und damit eine mögliche Beeinflussung des Herzschrittmachers, in

Bereiche gelangen, in denen eine Störbeeinflussung theoretisch nicht mehr denkbar scheint. Andererseits konnten Werte in Versuchskonstellationen gemessen werden, in denen theoretisch keine messbaren Ergebnisse mehr hätten festgestellt werden dürfen, was auf die Unzulänglichkeit der vorhandenen Hochfrequenzmesstechnik mit den damit verbundenen Einkopplungen zurückzuführen ist, so dass die Ergebnisse zwar tendenziell in die auch theoretisch erwartete Richtung weisen, jedoch keine exakt nachvollziehbaren und absoluten Werte ergeben.

Im zweiten Teil der experimentellen Untersuchungen werden 169 explantierte Herzschrittmacher auf das Vorhandensein einer Schutzschaltung, die das Entstehen von Demodulationsprodukten verhindert, gemäß eines Prüfverfahrens aus einem DIN Entwurf (10) geprüft. Aufgrund von Harmonisierungsbestrebungen auf europäischer Ebene wurde dieser DIN-Entwurf nie verbindlich umgesetzt. Es zeigte sich, dass nur 23 der 169 untersuchten Schrittmacher eine entsprechende Schutzschaltung besitzen, wobei lediglich zu hoffen ist, dass bei neueren Schrittmachermodellen (bei den untersuchten Modellen handelte es sich ausschließlich um explantierte und zum Teil nicht mehr gebräuchliche, dem Institut für Medizinische Technik in Gießen zur Verfügung gestellte Herzschrittmacher) der Anteil höher ist, da von den Herstellern das Vorhandensein einer entsprechenden Schutzschaltung nicht offen gelegt wird. Eine Änderung wäre wünschenswert, da das Entstehen eines Demodulationsproduktes mit der Gefahr des Auslösens eines Herzflimmerns der eigentlich gefährliche, da in einer Zahnarztpraxis nicht beherrschbare Zwischenfall bei einer Behandlung in der zahnärztlichen Praxis darstellt.

Im Kapitel Risikobewertung und Empfehlungen werden die unterschiedlichen denkbaren Störfälle und deren Auswirkungen zusammenfassend dargestellt, um eine Hilfe bei der Risikobewertung zu leisten.

9 Literaturverzeichnis

- 1 Adams, D., Fulford, N., et al.
The cardiac Pacemaker and ultrasonic scalers
Br Dent J 152 (1982) 171-173

- 2 Aderhold, L., Kreuzer, J.
Untersuchungen zur Beeinflußbarkeit von Herzschrittmachern
in der Zahnärztlichen Praxis
Dtsch Zahnärztl Z 42 (1987) 11-16

- 3 Aderhold, L.
Die Beeinflussung von Herzschrittmachern durch Geräte
der zahnärztlichen Praxis
Quintessenz 37 (1986) 771-777

- 4 Berkovits, B.V.
Demand Pacing
An NY Aca Sci Vol.167 Art.2 (1969) 891-895

- 5 Bernstein, A.D. et al.
The NASPE/BPEG Generic Pacemaker Code for Antibradyarrhythmia
and Adaptive-Rate Pacing and Antitachyarrhythmia Devices
PACE 10 (1987) 794-799

- 6 Blaser, R., Dittrich, H., et al.
Störempfindlichkeit implantierbarer Herzschrittmacher
Biomed Technik 17 (1972) 109-116

- 7 Clarke, A.M., Moon, P.C., et al.
Danger to patients
J Am Dent Assoc 85 (1972) 232

- 8 Council on Dental Materials and Devices:
Possible electromagnetic interference with cardiac pacemakers from
dental induction casting machines and electrosurgical devices
J Am Dent Assoc 86 (1973) 426

- 9 Dinges, G., Jochum, C.
Der Einfluß verschiedener Ultraschall-Zahnreinigungsgeräte
auf zahnärztliche Füllungsmaterialien
Dissertation Gießen 1978

- 10 DIN VDE 0750 Teil 9 /6.87 (Entwurf)
Medizinische elektrische Geräte;
Implantierbare Herzschrittmacher- Festlegungen für die Sicherheit

- 11 DIN VDE 0848 Teil 3-1/A1:2001-05 (Entwurf)
Sicherheit in elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen
Feldern, Teil 3 - Schutz von Personen mit aktiven Körperhilfsmitteln
im Frequenzbereich 0 Hz bis 300 GHz

- 12 DIN VDE 0750 Teil 202 1983
Elektromedizinische Geräte;
Besondere Festlegungen für die Sicherheit von Hochfrequenz-
Chirurgiegeräten
- 13 DIN VDE 0750 Teil2-2 1994
Elektromedizinische Geräte;
Besondere Festlegungen für die Sicherheit von Hochfrequenz-
Chirurgiegeräten
- 14 DIN VDE 0750 Teil9/8.92
Medizinische elektrische Geräte;
Implantierbare Herzschrittmacher - Festlegungen für die Sicherheit
- 15 Fay, J.T., O' Neal, R.
Dental responsibility for the medically compromised patient
J OralMed 39 (1984) 115-118
- 16 Griffiths, P.
The management of the pacemaker wearer during dental
hygiene treatment
Dent Hyg 52 (1978) 573-76
- 17 Grosse-Brockhoff, F.
Elektrotherapie des Herzens
Zahnärztl Mitt 64 (1974) 657-65

18 Guldener, P.H.

Endodontologie

Thieme Verlag 1993

19 Hartlmeier

Herzschrittmacher und Zahnarzt

Zahnärztl Mitt 64 (1974) 330-33

20 Hüttemann, R.W.

Untersuchungen über die Oberflächenstruktur des Zahnschmelzes
nach Einwirkung von Ultraschall

Dissertation Gießen 1976

21 Irnich, W.

Herzschrittmacher und nichtionisierende Strahlen

Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission Band 16, 349-372

Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 1990

22 Irnich, W.

Das Gerät Herzschrittmacher

Herz+Gefäße 11 (1991) 606-619

23 Irnich, W., Batz, L., Krämer, E. et al.

Ein Beitrag zur Sicherheit von Implantaten

Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz,

Forschung-FB 569, Dortmund 1989

24 Irnich, W.

Störbeeinflussung von Herzschrittmachern im betrieblichen Alltag
Moderne Unfallverhütung 2 (1984) 38-44

25 Irnich, W.

Leben mit dem Herzschrittmacher
Herz+Gefäße 12 (1/1992) 17-27

26 Irnich, W., Stertmann, W.H., Batz, L.

Jahresbericht 1999 des Zentralregisters Herzschrittmacher
Herzschrittmacher 20 (2000) 390-401

27 Irnich, W.

Herzschrittmacherpatienten unter Hochspannungsleitungen
Herzschr Elektrophys 10 (1999) 164-169

28 Koch, R., Wießmann, B.

Kammerflimmern durch Herzschrittmacher
Z.Kreislaufforsch 60 (1971) 842-846

29 Krause-Hohenstein, U.

Die HF-Chirurgie in der Zahnheilkunde
Quintessenz, 1991, Berlin

30 Little, J.W., Falace, B.A.

Zahnärztliche Behandlung von Risikopatienten

Deutscher Ärzte Verlag Köln 1991

31 Luker, J.

The pacemaker patient in the dental surgery

J Dent 10 (1982) 326-32

32 Machtens, E., Wahl, G.

Diskussionsbeitrag zu Machtens, E.:

Die zahnärztliche Behandlung von

Patienten mit Herzschrittmachern

Schlußwort zum vorstehenden Diskussionsbeitrag

Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985) 143-44

33 Machtens, E.

Die zahnärztliche Behandlung von Patienten mit Herzschrittmachern

Zahnärztl Mitt 74 (1984) 376-77

34 Machtens, E. et al

Stellungnahme der DGZMK 1/96

Die zahnärztliche Behandlung von Patienten mit Herzschrittmachern

Deutscher Zahnärzte Kalender 1998

Carl Hanser Verlag München

35 Machtens, E.

Die zahnärztliche Behandlung von Patienten mit Herzschrittmachern
Dtsch zahnärztl Z 38 (1983) 1048-52

36 Mausberg, R., Visser, H., Hornecker, E.

Empfehlungen zum Umgang mit zahnärztlichen HF-Chirurgiegeräten
ZWR 100 (1991) 224-231

37 Meinke, H., Gundlach, F.W.

Taschenbuch der Hochfrequenztechnik
Springer Verlag, Berlin 1968

38 Meisel, H.-H., Machtens, E.

Zahnärztlich-chirurgische Eingriffe bei Patienten
mit implantiertem Herzschrittmacher
Dtsch Zahnärztl Z 28 (1973) 370-73

39 Meisel, H.-H., Machtens, E., Abbink, F.

Experimentelle Untersuchungen zur Registrierung von Störeinflüssen
zahnärztlicher Geräte auf implantierte Herzschrittmacher
Dtsch zahnärztl Z 29 (1974) 917-19

40 Mc Cormack, J.

Elektrosurgical Equipment and pacemakers
Br Dent J, 6 (1975) 221

41 Miller, C.S.

Selective interference with pacemaker activity by electrical
dental devices oral surgery oral medicine

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 85 (1998) 33-36

42 Mokrzychi, J.

The cardiac pacemaker and ultrasonic scalars

Br Dent J, 153 (1982) 250

43 Mond, H.

Cardiac pacemakers and dental equipment

Aust Dent J 33 (1988) 62

44 Mulligan, R.

Pretreatment for the cardiovascularly compromised geriatric
dental patient

Spec Care Dentist 5 (1985) 116-23

45 Rahn, R., Zegelmann, M., et al.

Abschirmung von elektromagnetischen Störungen bei
Herzschrittmachern

Herzschr Elektrophys 1 (1990) 8-12

46 Rahn, R., Zegelmann, M., et al.

Störanfälligkeit frequenzadaptierter Herzschrittmacher bei
zahnärztlichen Behandlungsmaßnahmen

Dtsch Zahnärztl 44 (1989) 244-247

47 Rahn, R., Beckmann, D., et al.

Mögliche Gefahren für den Schrittmacherpatienten

Zahnärztl Mitt 77 (1987) 714-18

48 Recker, S., Silny, J.

Gefahren für den Herzschrittmacherträger durch Ultraschallgeräte
in der zahnärztlichen Praxis?

Dtsch Med Wschr 109 (1984) 682-83

49 Rezaï, F.R.

Dental treatment of patient with a cardiac pacemaker

oral surg 44 (1977) 662-65

50 Schlüter, H.

Das Verhalten von Herzschrittmachern bei Anwendung elektrischer
und elektronischer Geräte in der Medizin

Zahnärztl Mitt 69 (1979) 326-32

51 Schön, F.

Können elektrochirurgische Eingriffe ohne Risiko bei
Schrittmacher Patienten ambulant durchgeführt werden?
Quintessenz 37 (1986) 757-67

52 Schön, F.

Elektrochirurgie in der Zahnheilkunde
Quintessenz 1980 Berlin

53 Seipel, L., Bub, E., et al.

Kammerflimmern bei Funktionsprüfung eines Schrittmachers
Dtsch med Wschr 100 (1975) 2439-2442

54 Siegenthaler, W.

Klinische Pathophysiologie
Thieme, Stuttgart, 2001

55 Simon, A.B. et al.

The individual with a pacemaker in the dental environment
JADA 91 (1975) 1224-29

56 Sowton, E., Gray, K., et al.

Electrical interference in non competitive pacemakers
Brit.Heart.J. 32 (1970) 626

57 Tobisch, R.

Auswirkungen elektromagnetischer Felder auf Herzschrittmacher-
elektroden

Dissertation Gießen 1994

58 Velvart, P. , Reimann, C.

Sensibilitätstestung

Schweiz Monatsschr Zahnmed 98 (1988) 517-523

59 Velzen, T.van, Sijo K.

Endodontie

Dt. Aerzte-Verlag, Köln, 1988

60 Walter, C.

Dental treatment of patients with cardiac pacemaker implants

Quintessence International 8 (1974) 57-58

61 Woolley, L., Woodworth, J., et al.

A preliminary evaluation of the effects of electrical pulp testers on dogs
with artificial pacemakers

JADA 89 (1974) 1099-1101

62 Zappa, U., Studer, M., et al.

Der Effekt elektrisch betriebener dentaler Geräte
auf die Herzschrittmacherfunktion beim Menschen

Parodontologie 4 (1991) 299-308

10 Anhang

Tabelle 8: Messungen an Herzschrittmachern

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
AI 11 VVI u 10193	2,5	2	1	0,3
AI 20 VVI u 10657	2,7	2,4	1,3	0,42
AI 21 VVI u 10452	0.02	0.01	0.005	0.003
AI 24 VVI u 1899	2.7	2.3	1,4	0,5
AI 35 VVIP u 2033	2.5	2	1,4	0,4
AI 42 SSIC u 10671	0,002	0,002	0,002	0,001
AI RDP2 SSIR u 2241	2,5	2,2	1,4	0,5
AI RDP3 SSIR u 10595	0,05	0,03	0,01	0,002
BI Chronos 04 WI u 10337	2	1,5	0,5	0,2
BI Diplos 05 DDDC u 10126	A 0,18 V 0,17	0,17 0,16	0,7 0,7	0,12 0,12
BI IDP 45L1 VVI u 10402	0,8	0,4	0,2	0,001
BI Kalos 03-1 SSIM u 10401	1,2	1	0,5	0,5

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
Bl Kalos 04 SSIM u 10125	0,3	0,3	0,3	0,3
Bl Kalos 05 SSIM u 10320	0,5	0,4	0,3	0,035
Bl Leios 03 VVI u 10405	1,4	1	0,6	0,5
Bl Leptos 01 VVI u 10127	1,3	1,1	0,6	0,05
Bl Leptos 01-2 VVI u 10335	1,3	1,3	1	0,06
Bl Leptos M01-2 VVI u 10329	1,5	1,3	0,8	0,05
Bl Leukos 03-1 VVI u 10427	1,7	1,2	1,2	1,2
Bl Logos 01 VVI u 10258	2	1,5	1,5	1,5
Bl Mikros 02 SSIM u 10746	1,2	0,9	0,9	0,9
Bl Nanos 01 SSIC u 10100	D 0,002 I 0,002	0,002 0,002	0,002 0,002	0,002 0,002
Bl Neos 01-1 SSIM u 10446	1,3	1	1	1
Bl Neos 01-2 SSIM u 10262	1,5	1,4	1,4	1,4
Bl Neos LP01 SSIM u 10317	1,2	0,9	0,6	0,07

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
BI Neos MLP01 SSIM u 10175	1,3	1	0,7	0,05
BI Nomos 01 SSIM u 10645	2	1,4	0,9	0,1
BI Nomos 02 SSIM u 10395	1	1	0,4	0,1
BI Nomos 03 SSIM u 10428	0,8	0,6	0,4	0,1
BI Philos 01 VVI u 10249	1	0,5	0,2	0,1
BI Trios 01 SSIM u 10080	1,5	1,2	0,7	0,05
BI Trios M01 SSIM 10294	1	0,8	0,4	0,05
BT 777 VVI u 1407	2,8	2,2	1,7	0,5
BT 85M VVIC u 10294	0,4	0,4	0,4	0,05
BT 877 VVI u 1641	2,7	2,5	1,5	0,6
BT 979 VVI u 1385	2,8	2,2	1,4	0,42
CA 900 VVI u 1983	2,2	1,5	0,7	0,2
CF 227 VVI u 1452s	3	2,5	1,5	0,5

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
CK 115 VVI u 10151	0,6	0,3	0,03	0,001
CK 215 VVIP u 1410	2,2	1,4	0,7	0,08
CK 327D SSIM u 10070	2	1,7	0,9	0,2
CO 190F WVIM u 1542	2,8	2,4	1,4	0,4
CO 217A VVIP u 1696	2,8	2,3	1,5	0,6
CO 221A7 VVI u 1280	2,5	2,1	1,5	0,4
CO 233F7 DDDC u 10208	A 2,5 V 2,8	2 2	1 1	0,7 0,7
CO 237A WVIM u 1593	2,8	2,2	1,5	0,035
CO 331A WVIM u 10246	2,8	2,5	1,5	0,5
CO 333B7 VVI u 1060	2	1,9	1,5	0,5
CO 333C7 VVI u 10725	2,5	2,5	1,5	0,4
CO 334A VVIP u 10721	2,2	1,5	1	0,2
CO 337A SSIM u 10209	3	3	1,5	0,6

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
CO 342A7 VVI u 10057	2,5	2,1	1,5	0,5
CP 0439 SSIC b 10693	D 0,001 I 0,001	0,001 0,001	0,001 0,001	0,001 0,001
CP 0445 SSIC b 10265	1,1	0,6	0,1	0,001
CP 0523 VVI u 10224	0,8	0,6	0,3	0,15
CP 0525 VVI u 10340	0,014	0,014	0,014	0,006
CP 0539 SSIC u 10711	1	0,9	0,5	0,05
CP 0938 DDDC 80093	A 1,4 V 1,5	1 1	0,4 0,5	0,02 0,03
CP 1120 SSIR b 10690	D 0,002 I 0,002	0,002 0,002	0,001 0,001	0,001 0,001
EA 2 VVIP u 1420	2	2	1,2	0,4
EA 3003 SSIM u 10747	1,6	1,1	0,15	0,02
EA 6530 VVI u 10669	3	2,5	1,5	0,5
EA 7530 VVI u 1018	3	2,4	1,5	0,5
IM 30 VVIP u 10093	0,07	00,4	0,015	0,003

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
IM 61 SSIM u 10292	0,7	0,5	0,15	0,002
IN 223 VVI u 1071	2,2	1,9	1	0,3
IN 227 VVI u 1021	2	2	0,9	0,4
IN 229-01 VVI u 1711	2,2	2	1	0,4
IN 235-01 VVI u 10451	0,4	0,4	0,15	0,05
IN 251-02 VVI u 10672	2,2	1,9	1,2	0,4
IN 253-04 SSIM u 10650	2	1,7	0,7	0,25
IN 253-05 SSIM u 1421	2,3	2	1	0,4
IN 253-07 SSIM u 10682	0,4	0,08	0,04	0,002
IN 253-09 SSIC u 10715	0,17	0,17	0,15	0,03
IN 253-23 SSIC 10185	0,24	0,25	0,26	0,05
IN 253-25 SSIC 10344	1,2	0,6	0,25	0,05
IN 281-05 SSIC 10342	1	0,7	0,3	0,07

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
IN 282-04 SSIC b 10073	D 0,006 I 0,01	0,005 0,007	0,004 0,005	0,002 0,002
IN 284-05 DDDC b 10072	D 0,32 I 0,4	0,1 0,45	0,1 0,42	0,025 0,2
MC 0403 VVI u 10116	0,28	0,05	0,001	0,001
MD 5921 WVIP u 10523	0,4	0,4	0,5	0,001
MD 5923 VVI u 10004	1	0,4	0,01	0,001
MD 5925 VVI u 10472	0,2	0,3	0,05	0,001
MD 5927 VVI u 10492	0,001	0,001	0,001	0,001
MD 5929 VVI u 10473	0,1	0,07	0,05	0,02
MD 5940LP SSIM b 10559	D 0,025 I 0,002	0,03 0,002	0,001 0,001	0,001 0,001
MD 5941 SSIM u 10119	0,6	0,5	0,005	0,002
MD 5964 VVI u 10544	1,5	0,7	0,01	0,001
MD 5983 VVI u 10485	0,1	0,07	0,04	0,02
MD 5984LP SSIM b 10554	D 0,006 I 0,002	0,004 0,001	0,002 0,001	0,001 0,001

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
MD 5985 SSIM u 10661	1,8	1	0,3	0,01
MD 5989L VVI u 10490	0,001	0,001	0,001	0,001
MD 5995 WVIP u 10156	0,001	0,001	0,001	0,001
MD 7027 DDDR u 10309	A 0,031 V 0,8	0,4 0,7	0,006 0,001	0,001 0,001
MD 7071 DDDR u 10310	A 0,2 V 0,15	0,1 0,1	0,005 0,005	0,001 0,001
MD 7108 DDDR b 10626	A 0,017 V 0,017	0,013 0,013	0,008 0,008	0,004 0,004
MD 8320 SSIM b 10061	D 0,008 I 0,002	0,006 0,002	0,004 0,001	0,002 0,001
MD 8329 SSIM u 10240	0,15	0,1	0,07	0,07
MD 8340 SSIM b 10704	0,8	0,5	0,2	0,003
MD 8340 SSI b 10755	D 0,01 I 1,4	0,007 0,6	0,005 0,06	0,002 0,001
MD 8341M SSIM u 10280	0,1	0,07	0,04	0,02
MD 8403 SSIR u 10710	0,1	0,04	0,04	0,02
MD 8419 SSIR u 10615	0,1	0,07	0,07	0,002

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
MD 8423 SSIC u 10709	0,4	0,35	0,5	0,03
MD 8437 SSIC u 2189	0,05	0,04	0,05	0,01
MD SP1010 VVIP u 10358	1	0,6	0,005	0,001
OS 100 VVI u 10618	0,4	0,25	0,15	0,01
OS 51 VVI u 10670	2,8	2,5	1,4	0,5
OS 52 VVI u 10598	2,6	2,5	1,5	0,5
OS Acculith 102 SSIM u 10290	0,02	0,01	0,006	0,006
OS Acculith 104 SSIM u 10289	0,4	0,38	0,34	0,025
OS Acculith 3 VVI u 10199	0,008	0,005	0,003	0,001
PR 110 VVI u 1919	0,9	0,6	0,24	0,002
PR 205 VVI u 1396	0,9	0,5	0,17	0,001
PR 215 VVI u 1077	0,8	0,6	0,2	0,001
PR 410 VVI u 1706	0,8	0,5	0,15	0,001

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
SO LIT 216 VVI u 785	0,014	0,007	0,005	0,001
SO LIT 222 VVI u 1165	3	2,4	1,5	0,5
SO LIT 610A VVI 2246	0,012	0,007	0,003	0,001
SO Orion 30/A WVIM 10084	1,2	1,0	0,001	0,001
SO Orion 35 VVI 10137	1	0,8	0,6	0,001
SP 2033K u 10603	0,11	0,08	0,002	0,001
EL/SP 2033T SSIR u 10665	D 0,004 I 0,5	0,004 0,4	0,002 0,35	0,001 0,2
SP 2034K SSIC b 10625	0,005	0,005	0,002	0,001
SP 2038K SSIC b 10744	0,005	0,005	0,003	0,001
SP 51 2037K SSIC u 10096	0,02	0,02	0,02	0,001
SP 2037T SSIC b 10771	D 0,02 I 0,02	0,012 0,012	0,007 0,007	0,003 0,003
PA/SP 241-6 SSIC u 10621	0,2	0,15	0,1	0,03
SP 608K SSIM u 10769	0,8	0,5	0,1	0,001

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
EL/SP 629 VWI u 1378	0,44	0,12	0,002	0,001
EL/SP 657 VWI u 1215	1,9	1,3	0,7	0,38
SP 658K SSIM 10770	0,75	0,43	0,12	0,001
EL/SP 659 VWI u 1563	1	0,6	0,2	0,001
EL/SP 668 VWIM u 10630	0,5	0,18	0,002	0,001
EL/SP 669 VWI u 10315	1	0,6	0,2	0,001
EL/SP 674 DDDM 10600	A 0,9 V 0,9	0,6 0,55	0,25 0,25	0,005 0,005
EL/SP 678 SSIM 10069	0,7	0,4	0,15	0,004
SP 686 SSIP 10220	1	0,6	0,3	0,002
SP 698 SSIM 10115	0,5	0,25	0,06	0,002
SP 703S SSIR 10568	1	0,7	0,2	0,002
SP 748 SSIC 10712	1,6	0,55	0,25	0,001
SP 748K SSIC 10635	0,9	0,6	0,2	0,001

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
PA _y /SP AFP DDDC 10743	A 0,02 V 0,02	0,013 0,013	0,01 0,01	0,004 0,004
PA _y /SP Genesis DDDC 10388	A 0,017 V 0,017	0,013 0,013	0,007 0,007	0,003 0,003
PA _y /SP Phoenix SSIC 10269	0,1	0,05	0,02	0,005
TE 1202 SSIR b 10341	D 1,1 I 1,2	1 1,1	0,7 0,75	0,3 0,3
TE 161 WI u 1650	0,7	0,5	0,3	0,15
TE 183 WI u 1981	1,5	1,1	0,6	0,1
TE 5281A VVIC u 10752	2,3	1,6	0,85	0,2
TE 5281C SSIC 10108	2,3	1,7	0,8	0,21
TE Optima MP 158B SSIM 10190	2	1,5	0,8	0,15
TE Optima MP 158C SSIM 10212	3	2,5	1,5	0,3
TR MCP 201 VVI u 10135	1,6	1,4	1	0,4
VI 101 VVI u 10035	1	1	0,4	0,2
VI 111 VVIP u 10050	1,5	1,5	0,07	0,03

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
VI 201p SSIC u 10287	0,035	0,03	0,04	0,02
VI 311 SSIC u 10370	1	1	0,8	0,01
VI 323 SSIC u 10745	0,05	0,05	0,05	0,02
VI 611 SSIC u 10045	1	1	0,7	0,4
VI 623p SSIC u 10094	0,05	0,05	0,05	0,02
VI 911 SSIR u 10327	0,07	0,02	0,001	0,001
VI C1122 VVI u 10471	2,5	2,5	1,5	0,5
VI C2121 VVI u 1490	2,5	2,3	1,5	0,45
VI C4122 VVI u 1167	2,8	2,6	1,6	0,6
VI C4142 VVI u 1778	2,7	2,7	1,5	0,55
VI P4122 WIP u 1501	2,7	2,4	1,4	0,45
VI S3121 VVI u 1048	2,7	2,4	1,7	0,5
VI S6121 VVI u 1128	2,7	2,4	1,7	0,65

Hersteller Typ Betriebsart SM Nr.	Demodulationsprodukte Spitze/Spitze bei			
	20 V	15 V	10 V	5 V
VI S6131 VVI u 1051	2,8	2,4	1,8	0,7

Abkürzungen in der Tabelle Hersteller:

AL	Alpha
BI	Biotronik
BT	Biotec
CA	Coratomic
CF	Cardiofrance
CK	Cook
CO	Cordis
CP	Cardiac Pacemakers
EA	Electronique Appliqué
EI	Elema (Siemens)
IM	Implantronic
IN	Intermedics
MC	Medcor
MD	Medtronic
OS	Osyпка
PA	Pacesetter (Siemens)
PR	Precimed
SO	Sorin
SP	Siemens
TE	Telectonics
TR	TUR
VI	Vitatron

u	unipolarer Herzschrittmacher
b	bipolar programmierbarer Herzschrittmacher
D	Demodulationsprodukt gegen differente Elektrode
I	Demodulationsprodukt gegen indifferente Elektrode
A	Demodulationsprodukt an atrialem Elektrodenanschluss
V	Demodulationsprodukt an ventrikulärem Elektrodenanschluss

Betriebsart nach internationalem NBG-Herzschrittmacher-Code
SM Nr.: interne Nummerierung des Institutes für Medizinische Technik in Gießen

11 Persönliche Daten

11.1 Tabellarischer Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Holger Zipse
Geburtstag	2. 5. 1961
Geburtsort	Pohlheim, Watzenborn-Steinberg
Wohnort	Altenfeldsweg 22, 35394 Gießen
Familienstand	verheiratet, zwei Kinder
Staatsangehörigkeit	deutsch

Schulbildung	1967-1971	Grundschule Watzenborn-Steinberg
	1971-1973	Adolf-Reichwein-Gesamtschule
	1973-1980	Liebig-Schule Gießen, Abschluss Abitur
Hochschulbildung	1980-1981	Studium der Innenarchitektur an der Fachhochschule Darmstadt
	1981-1987	Studium der Zahnmedizin an der Universität Düsseldorf
Berufstätigkeit	1988-1989	Grundwehrdienst als Stabsarzt bei der Bundeswehr
	1989-1991	Tätigkeit als Assistenzarzt in der Praxis Dr. Rühl, Gießen
	1991-1992	Tätigkeit als Assistenzarzt in der Praxis Dr. Meyding, Wetzlar

Berufstätigkeit	1992-1993	Tätigkeit als Assistenzarzt in der Praxis Dr. Nadler und Dr. Schlue, Hungen
	1993-1994	Niederlassung als Sozius in der Praxis Dr. Knapp, Gießen
	seit 1995	in eigener Praxis in Gießen tätig

11.2 Danksagung

Die vorliegende Dissertation entstand auf Vermittlung von Prof.Dr. Kockapan am Institut für Medizinische Technik der Justus - Liebig Universität Gießen. Dort wurde der Versuchsaufbau entwickelt und die entsprechende Messtechnik teilweise entwickelt und angefertigt.

Für die Unterstützung dabei bedanke ich mich herzlich bei Herrn Dr. Rolf Tobisch, ohne dessen elektrotechnischen Fachverstand und geduldige Erklärungen dies nicht möglich gewesen wäre.

Herrn Balzer danke ich für die Hilfe bei der praktischen Umsetzung.

Die Versuche an Patienten wurden am Zentrum für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde der Universität Gießen im Behandlungszimmer von Herrn Professor Dr. Kockapan durchgeführt. Für diese logistische Unterstützung, ebenso wie für die `Rekrutierung` der Probanden und nicht zuletzt für die Vermittlung der Dissertation, möchte ich mich herzlich bedanken.

Herrn Professor Dr. Irnich danke ich sehr herzlich für die Überlassung des Themas, das jederzeit offene Ohr, die vielen Tipps und Hinweise und vor allem aber für seine freundliche Beharrlichkeit, ohne die diese Arbeit nicht zu Ende geführt worden wäre.

