

Der Mensch

IM SPANNUNGSFELD VON MEDIZIN UND TECHNIK

am Beispiel
des elektrischen Herzschrittmachers

PROFESSOR DR. MED. HANS BLÖMER

Genet Klein

your copy!

Springer, 7. April 2

A. D. Klein

Professor Dr. med. Hans Blömer
Festvortrag am dies academicus 1991
der Technischen Universität München
5. Dezember 1991



A. D. Quinn

HANS BLÖMER

Der Mensch

IM SPANNUNGSFELD VON MEDIZIN UND TECHNIK

am Beispiel
des elektrischen Herzschrittmachers

VERLAG DONAU COURIER

© 1992 by Verlag DONAU KURIER KG, Ingolstadt
ISBN 3-920253-23-X

Gesamtherstellung: Courier Druckhaus Ingolstadt
Printed in Germany

Alle Rechte der Verbreitung, auch durch Film, Funk, Fernsehen,
fotomechanische Wiedergabe und auszugsweisen Nachdruck, vorbehalten

Mein erster klinischer Lehrer, Professor Gustav von Bergmann, der Begründer der funktionellen Pathologie und einer der Väter der modernen psychosomatischen Medizin, zitierte in seinen Vorlesungen und Vorträgen häufig einen Satz von Plato aus dem Dialog Charmides, der im Deutschen etwa so lautet: „Denn das ist eines der größten Übel unserer Zeit, daß es Ärzte für den Leib und Ärzte für die Seele gibt, wo doch Leib und Seele eins sind und der Arzt für beides da sein sollte.“ Die Leib-Seele-Einheit ist die Grundlage der modernen psychosomatischen Medizin, die längst zur Richtschnur unseres ärztlichen Handelns geworden ist. Seelische Störungen können körperliche Leiden auslösen. Aber noch viel häufiger gehen körperliche Krankheiten mit seelischen Störungen einher, von Verstimmung bis zur schweren Depression. Dabei ist es nicht unbedingt die Krankheit selbst, die den Menschen in seinem Innersten trifft, häufig ist es einfach das Gefühl der Ohnmacht, damit nicht selbst fertig zu werden und sich einem anderen Menschen anvertrauen zu müssen, dem Arzt bzw. der Medizin. Sieht dann ein solcher kranker Mensch, wieviel an Technik in der Medizin auf ihn zukommt, oder hört er gar das böse Wort von der „Apparatemedizin“, so ist er vollends verunsichert. Dabei läßt sich Technik aus der heutigen Medizin gar nicht mehr wegdenken, die moderne Medizin ist vielmehr weitgehend auf die Technik angewiesen. Wir Ärzte müssen deshalb dafür sorgen, daß die Medizin auch im Zeitalter der Technik noch human bleibt. Dazu gehört eine enge Zusammenarbeit zwischen Arzt und Ingenieur, um die Technik zu verfeinern, um ihr vor allem den richtigen Stellenwert in der Medizin zuzuweisen. Es gehört aber auch die Grundeinstellung des Arztes selbst dazu, nicht die Krankheit zu behandeln, sondern den kranken Menschen als Ganzes zu betreuen.

Ohne Technik keine moderne Medizin. Die vielen Wechselbeziehungen und die großen Fortschritte, die die Technik für die heutige Medizin mit sich gebracht hat, abzuhandeln würde den Rahmen dieser Vorlesung weit übersteigen. Ich möchte deshalb mein Thema auf die Entwicklung des elektrischen Herzschrittmachers (SM) fokussieren, weil ich glaube, daß gerade diese Entwick-

lung ein Musterbeispiel für den segensreichen Einsatz der Technik zum Wohle des kranken Menschen darstellt, aber auch die Anpassung moderner Technologie an die natürlichen elektrophysiologischen Vorgänge im Herzen widerspiegelt. Die Schrittmacherentwicklung zählt zu den wissenschaftlichen Schwerpunkten unserer Klinik, die, wie ich glaube, doch einige wesentliche Innovationen dazu beitragen konnte. Voraussetzung war eine enge und vor allem kontinuierliche Zusammenarbeit mit der Technik in verschiedenen Instituten unserer eigenen Hochschule, aber auch der Bundeswehrhochschule in München, ebenso mit Forschungslabors der Industrie.

Erlauben Sie mir, daß ich, ehe ich auf mein eigentliches Thema zu sprechen komme, gerade in diesem Kreis von Nichtmedizinern einige Vorbemerkungen mache zur Funktion des Herz-Kreislauf-Systems, einfach zum Verständnis dafür, an welcher Stelle dieses Systems und bei welchen Störungen die Schrittmachertherapie zum Einsatz kommt, wo sie benötigt wird.

FUNKTIONSKREISE DES HERZENS

Das Herz besteht aus drei Funktionskreisen: Zum einen das Herz als mechanische Pumpe mit dem Herzmuskel als kontraktile Substanz und den Herzklappen als Ventile dieser Pumpe. Dabei handelt es sich nicht um eine Kolbenpumpe, sondern um einen Hohlmuskel, der sich konzentrisch auf einen Mittelpunkt zusammenzieht und damit das Blut in die Adern, den eigentlichen Kreislauf, austreibt.

Der zweite Funktionskreis ist der elektronische Steuerteil dieser mechanischen Pumpe, das Reizbildungs- und Reizleitungssystem. Das Herz selbst gibt sich einen elektrischen Impuls, der zur nachfolgenden, mechanischen Kontraktion führt, ein Vorgang, den wir nicht willentlich beeinflussen können. Wir können nicht sagen: Herz, schlag schneller oder langsamer; das Herz gibt sich selbst den eigenen Takt. Es verfügt über ein Automatiezentrum, den Sinusknoten, der sich wie ein Kondensator auflädt, wenn er eine be-

stimmte Spannung erreicht hat, einen Stromstoß abgibt, sich entlädt und wieder bei Null beginnt (Reizbildung). Dieser elektrische Impuls muß über das ganze Herz zu den einzelnen Herzmuskelzellen weitergegeben werden (Reizleitung), er wird auf bestimmten Bahnen von den Vorkammern auf die Hauptkammern übergeleitet, wobei die Überleitung eine gewisse Verzögerung erfährt, damit sich Vor- und Hauptkammern nicht gleichzeitig, sondern nacheinander kontrahieren. Das Elektrokardiogramm als die Stromkurve des Herzens gibt diese Vorhof-Kammer-Sequenz exakt wieder (Abb. 1).

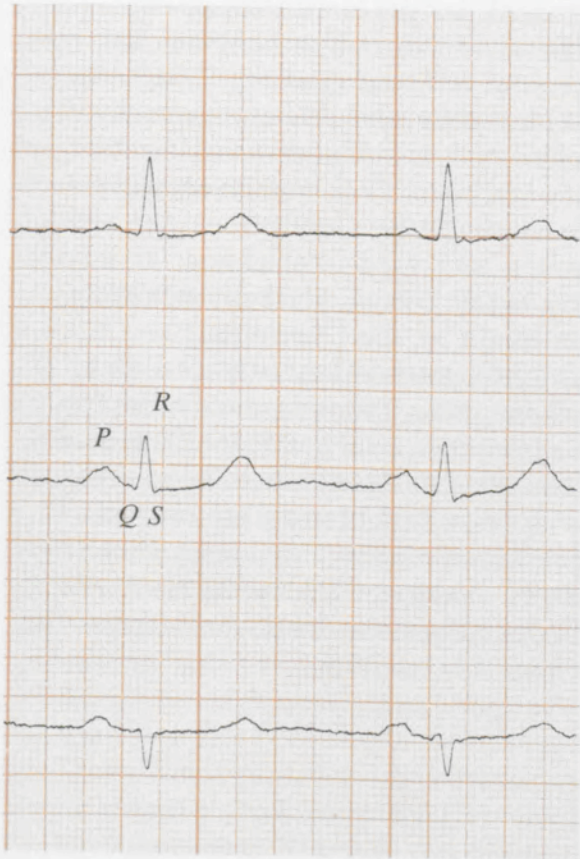


Abb. 1
EKG mit normaler
Vorhof (P)-Kammer
(QRS)-Sequenz

Der dritte Funktionskreis ist das Versorgungssystem des Herzens, der Koronarkreislauf, der den Herzmuskelzellen die notwendigen Nährsubstanzen, vor allem den lebenswichtigen Sauerstoff, zuführt. Mit Hilfe einer Kontrastmittelinjektion lassen sich die Herzkranzgefäße röntgenologisch darstellen und können bis in ihre kleinsten Verzweigungen hinein exakt beurteilt werden.

Wie in der Technik ist auch im Herzen der elektronische Steuer- teil der empfindlichere, stör anfälligere, auf den sich viele Krank- heiten, die im Laufe des Lebens über das Herz ablaufen, schädi- gend auswirken. Er altert aber auch früher, weil der Sinusknoten von Geburt an Zellen verliert, die nicht regenerationsfähig sind, ähnlich wie die grauen Zellen des Gehirns. Schädigungen oder Alterungsprozesse führen dazu, daß der Generator in seiner Funk- tion nachläßt. Der Kondensator lädt sich zu langsam auf, nicht mehr ganz regelmäßig, er setzt mitunter ganz aus. Das bedeutet, daß der Herzschlag des Menschen absinkt, unregelmäßig wird oder gar aussetzt. Überschreiten solche Phasen von Herzstillstand sechs bis acht Sekunden, so bricht der Kreislauf schlagartig zusam- men, als erstes fällt das empfindliche Gehirn aus, der Mensch bricht schlagartig zusammen und wird ohnmächtig, er erleidet einen Adams-Stokesschen Anfall. Das gleiche kann sich ereignen, wenn zwar der Generator intakt ist, die Überleitung von Vorhof auf Kammer aber gestört oder unterbrochen ist (AV-Block). Bis heute existiert keine medikamentöse Therapie, diese bradykarden Herzrhythmusstörungen zu beheben oder gar den Adams-Stokes- schen Anfall zu verhindern. Im schlimmsten Fall, beim malignen Herzblock, war das Leben solcher Patienten auf ein bis zwei Jahre begrenzt. Ihre Lebensqualität war wegen der zu langsamen Herz- frequenz stark eingeschränkt. An dieser Schwachstelle des Herz- Kreislauf-Systems kommt der elektrische Schrittmacher zum Ein- satz, bei diesen Störungen wird er benötigt.

FUNDAMENTE DER MEDIZIN

Die Medizin ruht auf zwei Fundamenten. Das eine ist die Statistik, die der Student während seines Studiums aus den Lehrbüchern erlernen und der Arzt zeit seines Lebens durch Fortbildung und Literaturstudium auf dem laufenden halten muß. Sie gilt nur leider in der Biologie nicht für den Einzelfall. Das zweite Fundament ist deshalb die Kasuistik, das heißt die Beobachtung des Einzelfalles, seine Verlaufskontrolle, beim älteren Arzt vielleicht über Jahrzehnte. Die Summe dieser Einzelbeobachtungen macht die eigene, persönliche Erfahrung des Arztes aus, die er der erlernten Statistik gegenüberstellen muß. Ich möchte meinen Vortrag mit einem kasuistischen Beitrag beginnen, denn der Einzelfall kann für den Mediziner zum Schlüsselerlebnis werden, das ihn zwingt, neue Wege zu gehen. Wenn er klug ist, schaut er sich nach Hilfstruppen um, nach einem Partner, in unserem Fall nach der Technik. Genauso war es bei der Entwicklung des elektrischen Herzschrittmachers.

GESCHICHTE DER SCHRITTMACHERTHERAPIE

Die Geschichte der Schrittmachertherapie begann für uns in München im November 1961, also genau vor dreißig Jahren, als ein 20jähriger Mann mit einer Herzmuskelentzündung im Gefolge einer Virusgrippe in die Klinik eingewiesen wurde, in deren Verlauf sich ein kompletter Herzblock einstellte. Auf die damals übliche Therapie mit entzündungsdämpfenden Medikamenten wie Cortison ließ sich der normale Sinusrhythmus wiederherstellen, so daß der Patient kurz vor Weihnachten 1961 in vermeintlich geheiltem Zustand nach Hause entlassen werden konnte. Im April 62 kam er unter dramatischen Umständen wieder zur Aufnahme: Er wurde von der Funkstreife ins Krankenhaus gebracht, nachdem er in der Stadt plötzlich ohnmächtig geworden war. Das EKG zeigte erneut einen kompletten Herzblock mit einer sehr niedrigen Herzfrequenz von 20 bis 30 pro Minute (Abb. 2 a). Der Patient

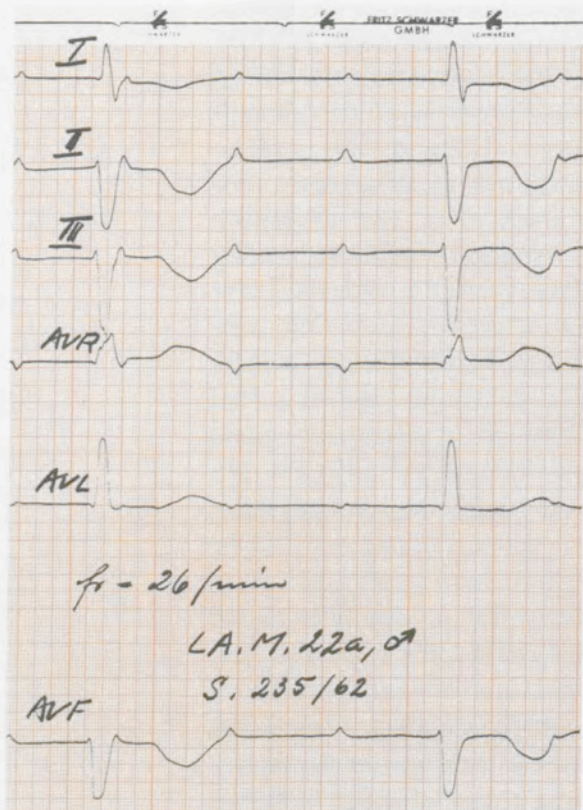


Abb. 2 a
EKG mit aufgehobener
Vorhof-Kammer-
Sequenz (kompletter
Herzblock) unseres
ersten SM-Patienten
vor ...

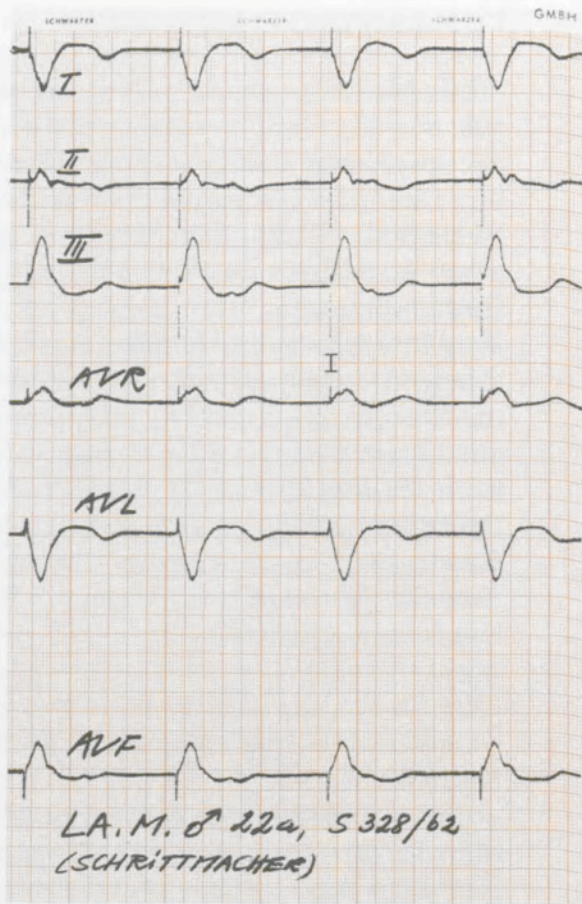


Abb. 2 b
... und nach
SM-Implantation mit
Übertragung des
elektrischen Impulses (I)
auf die Kammer (QRS)

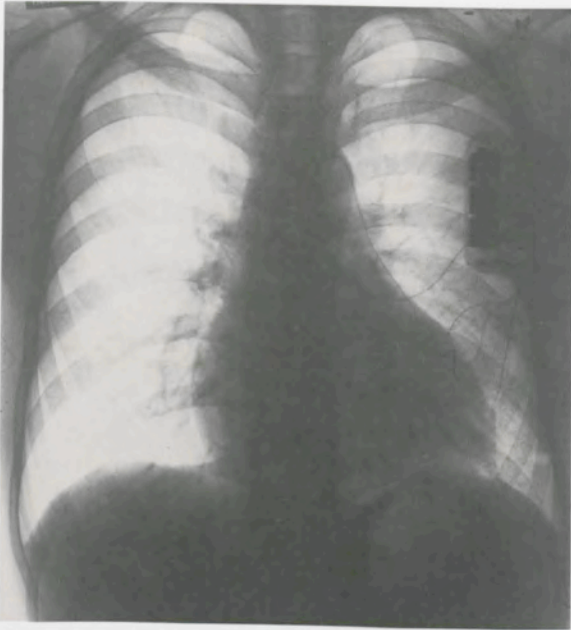
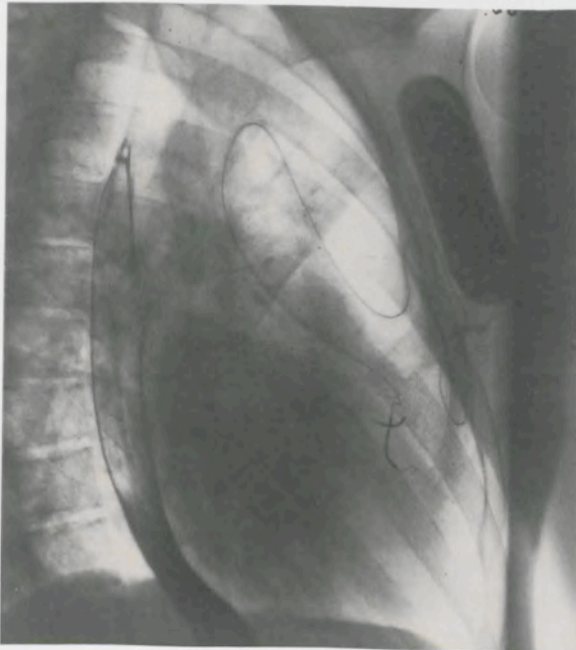


Abb. 3
*Röntgenaufnahme des
gleichen Patienten nach
SM-Implantation
a von vorne,*



*b rechts-seitlich, hier
sind die auf das Herz
aufgenähten Elektroden
deutlich zu erkennen,*



Abb. 3 c
*links-seitlich, hier ist der
Schrittmacher selbst von
vorne getroffen*

hatte in der Stunde mehrmals Adams-Stokessche Anfälle. Die sofort eingeleitete Cortisontherapie blieb ohne Erfolg. Wir standen diesem schweren, lebensbedrohlichen Krankheitsbild dieses jungen, bisher völlig gesunden Menschen hilflos gegenüber.

Da in dieser Zeit die ersten Mitteilungen über erfolgreich durchgeführte Schrittmacherimplantationen erschienen waren, so von Senning (Operateur) und Elmquist (Ingenieur) aus Stockholm und von Chardack sowie Furman aus den USA, bat ich Prof. Zenker, den damaligen Direktor der Münchner Chirurgischen Universitätsklinik, der die offene Herzchirurgie mit Hilfe der Herz-Lungen-Maschine in Deutschland eingeführt hatte, sich dieser neuen chirurgischen Methode zur Behebung des Herzblocks anzunehmen. Er schickte seinen Assistenten Dr. Hans Borst, der heute

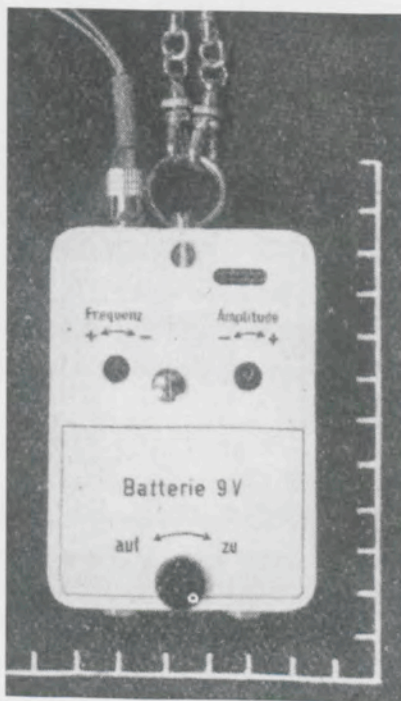


Abb. 4 a, b
*Erste Schrittmacherversuche mit
externem Generator*
(G. Friese und H. A. Dittmar, 1961)

Professor für Herzchirurgie in Hannover ist, für zwei Wochen nach London, um diese Methode zu erlernen. Bei seiner Rückkehr brachte er gleichzeitig Herzschrittmacher und Sonden mit und führte am 26. Juni 1962 bei unserem Patienten die Schrittmacherimplantation durch, die erste in Süddeutschland, die dritte in der damaligen Bundesrepublik, nachdem am 6. Oktober 61 von Sykosch in Düsseldorf und am 13. Dezember 61 von Sunder-Plassmann in Münster bereits ein derartiger Eingriff vorgenommen worden war. Das schwere Krankheitsbild des Patienten war schlagartig behoben, Adams-Stokessche Anfälle traten und treten nicht mehr auf, er steht heute noch in Überwachung unseres Schrittmacherzentrums (Abb. 2 b, 3 a, b, c).

Frühere Versuche, Elektroden am Herzen operativ zu befestigen, die Drähte nach außen zu leiten und den Generator außerhalb des Körpers zu tragen, wie sie von Friese und Dittmar in Heidelberg in den Jahren 1960 und 1961 bei vier Patienten durchgeführt wurden, waren wegen der nicht zu vermeidenden Infektionsgefahr zum Scheitern verurteilt (Abb. 4 a, b). Erst als das gesamte System in den Körper eingebettet wurde, konnte ein Dauererfolg erwartet werden.

PROBLEME DER ANFANGSZEIT

Die Schrittmachertherapie der ersten Jahre hatte zwei gravierende Nachteile, einen medizinisch-operativen und einen technischen: Zum einen machte die damalige Implantationsmethode einen großen thoraxchirurgischen Eingriff notwendig, da die Elektroden wie bei unseren Patienten direkt auf das Herz, d. h. epikardial, aufgenäht werden mußten (Abb. 3 b), während der Schrittmacher im Brust- oder Bauchbereich unter die Haut im Fettgewebe oder im Muskel implantiert wurde. Besonders für ältere Menschen, die das Hauptkontingent für Schrittmacherimplantationen darstellen, bedeutete dieser Eingriff eine erhebliche Belastung mit entsprechender Operationsmortalität und -morbidity. Ein wesentlicher Fortschritt war deshalb die bereits im Jahr 1963 von



Abb. 5
*Erster Patient mit
 transvenöser
 SM-Elektrode in der
 rechten Herzkammer*

Lagergren und Johannsson in Stockholm angegebene Methode der transvenösen Sondenapplikation, die bereits früher von Furman in den USA empfohlen, aber nicht praktiziert wurde, bei der in Lokalanästhesie meist unterhalb des rechten Schlüsselbeins ein Schnitt angelegt, die V. cephalica oder jugularis freigelegt und eine transvenöse Schrittmacherelektrode in den rechten Ventrikel eingeführt wird. Durch den gleichen Schnitt wird der Schrittmacher subkutan eingebettet und mit der transvenösen Sonde verbunden. Diese Methode machte die bisher übliche, große Thoraxoperation überflüssig und verminderte dadurch das Risiko des Eingriffs wesentlich (Abb. 5).

Der zweite große Fortschritt betraf die Elektronik der Schrittmachersysteme, die zur gleichen Zeit (1963) durch die Einführung des Bedarfsschrittmachers wesentlich verbessert werden konnte. Die bisherigen Systeme waren reine Impulsgeber mit starr-fre-

quenter Stimulation. Das bedeutete, daß bei Rückkehr des Eigenrhythmus eine für den Patienten sehr unangenehme, objektiv nicht ungefährliche Parasystolie auftrat, indem elektrische Impulse gleichzeitig vom elektrischen, aber auch vom natürlichen Schrittmacher abgegeben wurden, wodurch erhebliche, zum Teil lebensbedrohliche Rhythmusstörungen auftreten konnten. Ein Teil der unerwarteten, plötzlichen Herz-Todesfälle der ersten Schrittmacherträger wurde darauf zurückgeführt. Der Bedarfs- oder Demand-Schrittmacher besteht aus zwei getrennten Funktionskreisen: Der Fühlkreis „fühlt“ über die gleiche Sonde nach dem eigenen Stromstoß im Herzen, d. h. nach der R-Zacke im EKG, und unterdrückt den Stimulationskreis, wenn diese in einer bestimmten Frequenz regelmäßig auftritt. Fällt sie aus, so gibt der „Fühlteil“ den „Stimulationsteil“ nach einem vorprogrammierten Intervall frei, der Schrittmacher stimuliert mit einer festen Frequenz. Die Stimulation wird sofort wieder unterdrückt, wenn der Fühlteil erneut das Auftreten eines rechtzeitigen Eigenimpulses im Herzen fühlt. Auf diese Weise kann Eigenrhythmus mit Schrittmacher-rhythmus und umgekehrt abwechseln, ohne daß die früher gefürchtete Parasystolie, d. h. das Nebeneinander der Impulse, auftritt. Auch der Patient empfindet den Wechsel zwischen Schrittmacher- und Eigenrhythmus nicht. Die beiden EKGs können diesen Vorgang noch anschaulicher als Worte vermitteln (Abb. 6 a, b).

WEITERENTWICKLUNG DER TECHNIK

Die nächsten Jahre brachten eine Reihe von technischen Fortschritten, die sowohl die Lebensdauer als auch die Störanfälligkeit der bisherigen SM-Systeme wesentlich verbessern konnten, wie die Einführung der Lithiumzelle, wodurch die Lebensdauer gegenüber den bisher verwandten Zink-Quecksilberoxyd-Zellen von zwei bis drei auf acht bis zehn Jahre verlängert werden konnte (Tab. 1). Einer unserer Patienten trägt den gleichen SM bereits seit 14 Jahren. Die Einführung der integrierten Schaltung vermied die bei den früheren gelöteten Systemen gefürchteten „kalten Lötstel-

Tab. 1
*Neue Entwicklungen
in der SM-Technik*

Batterie:	Lithiumzelle
Elektronik:	Integrierte Schaltung Reduzierte Impulsenergie Mikroprozessor
Elektrode:	Hohe Energiedichte Mehrfachwendelung Aktive Fixation
SM-Funktion:	„Physiologischer SM“ Zweikammer-SM Frequenzadaptive SM Antitachykarde SM
SM-Überwachung:	Patientenselbstkontrolle Telefonüberwachung

Tab. 2
*Programmierbare
Parameter*

Frequenz
Impulsdauer
Amplitude
Eingangsempfindlichkeit
Refraktärzeit
Hysterese
AV-Delay
Arbeitsweise



Abb. 7

Schrittmacherentwicklung. Verschiedene SM-Typen

len“, die für Kurzschlüsse oder plötzlichen Totalausfall des SM-Systems verantwortlich waren. Ebenso wurden „Schleichströme“ vermieden. Die Entwicklung programmierbarer SM (Tab. 2), bei denen am implantierten System von außen her durch Induktion vor allem Herzfrequenz, Impulsbreite und -amplitude verändert werden konnten, trug durch Verminderung des Energieverbrauchs ebenfalls zur Verlängerung der Lebensdauer bei. Durch diese elektronischen Verbesserungen konnten die SM-Systeme kleiner und leichter werden, von ursprünglich 270 Gramm auf ca. 25 Gramm (Abb. 7). Ebenso wurden die SM-Elektroden durch Mehrfachwendelung bruchsicherer. Die Einführung von Schraubelektroden ermöglichte darüber hinaus eine zuverlässigere Verankerung der Sonden am Herzmuskel.

Durch diese Verbesserungen der Schrittmachertechnik, vor allem die verminderte Störanfälligkeit wurde die Elektrostimulation über die ursprüngliche Indikation, d. h. die Verhinderung von Adams-Stokesschen Anfällen, hinaus zunehmend zur Verbesserung der Hämodynamik bradykarder Herzrhythmusstörungen

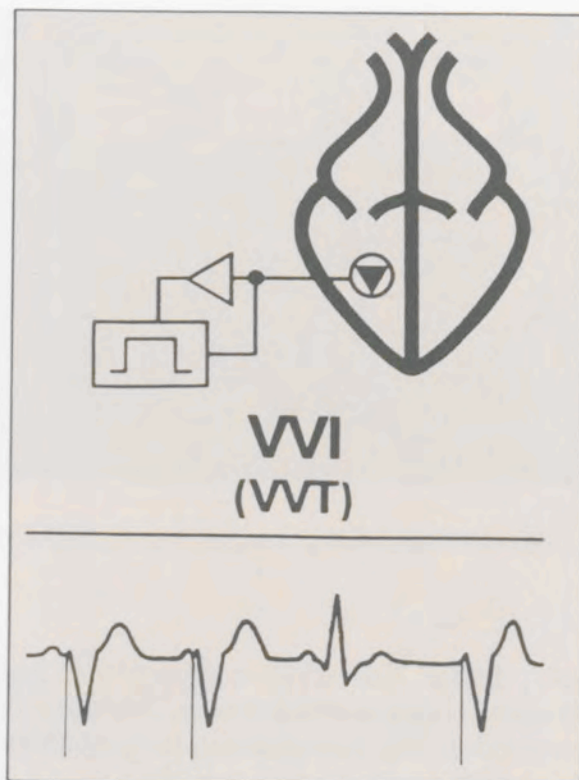


Abb. 8
 Kammerstimulation.
 SM-Elektrode liegt in
 der rechten
 Herzkammer (VVI)

durch Anhebung der Herzfrequenz angewandt, wodurch eine für das Leben der Patienten notwendige Grundfrequenz garantiert werden sollte. Nachteilig erwies sich dabei aber die damals übliche Platzierung der Elektrode in der rechten Herzkammer mit ventrikulärer Stimulation (VVI), weil dadurch die physiologische Abfolge von Vorhof- und Kammererregung bzw. -kontraktion (AV-Sequenz) unterbrochen wurde (Abb. 8). Besonders betroffen waren davon Patienten mit Generatorstörung des Sinusknotens (Sinusknotensyndrom), die immerhin ca. 40 Prozent des SM-Krankengutes ausmachen. Da hier die Störung im Automatiezentrum selbst, aber nicht im Bereich der AV-Überleitung liegt, zeigen 60 bis 70 Prozent dieser Fälle eine retrograde Leitung, so daß bei einer

intraventrikulären Stimulation rückläufig auch die Vorhöfe erregt wurden, was zu einer nahezu gleichzeitigen Vorhof-Kammer-Kontraktion führte. Dadurch kontrahieren sich die Vorhöfe gegen die geschlossenen AV-Klappen, so daß der Schuß der Vorhofkontraktion nach hinten losgeht mit akuter Drucksteigerung in den Vorhöfen und Flußumkehr zurück in die Venen. Subjektiv wirkt sich dieser venöse Rückfluß für den Patienten in sehr unangenehmen, hüpfenden Pulsationen der Halsvenen aus, objektiv wird der Blutstrom in die Kammern behindert, weil zum Zeitpunkt der Klappenöffnung die Vorhöfe weitgehend entleert sind. Wegen der verminderten Füllung sinkt die Herzauswurfleistung und damit der Blutdruck ab. Die durch die Anhebung der Herzfrequenz erhoffte Verbesserung der Hämodynamik wurde in solchen Fällen nicht erzielt – im Gegenteil, die ventrikuläre Stimulation verschlechterte die Herzauswurfleistung. Im ungünstigsten Fall kann-

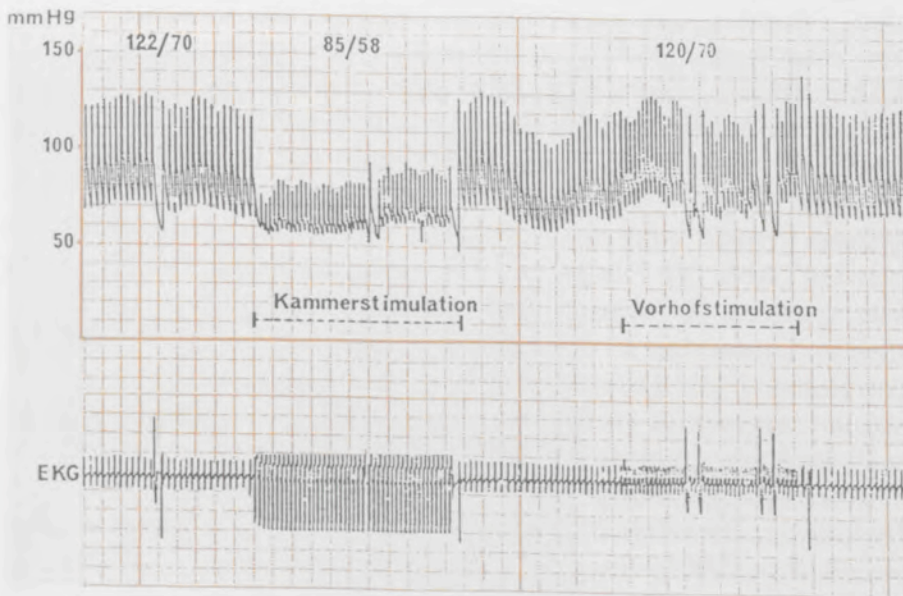


Abb. 9

Signifikanter Blutdruckabfall bei Kammerstimulation, unverändertes Blutdruckverhalten bei Vorhofstimulation bei einem Patienten mit Schädigung des Sinusknotens und retrograder Vorhofleitung (A. Wirtzfeld 1979)

ten solche Patienten sogar kollabieren, wenn sich der Schrittmacher einschaltete. Man sprach von einem „Schrittmachersyndrom“. Wurde dagegen die Elektrostimulation im Vorhof durchgeführt, so konnte schlagartig die erwartete Verbesserung der Herzauswurfleistung erzielt werden. Der Grund dafür lag in der erhaltenen, das heißt nicht gestörten Vorhof-Kammer-Sequenz (Abb. 9).

„PHYSIOLOGISCHER“ SCHRITTMACHER

Die Schwierigkeit der Vorhofstimulation auf transvenösem Weg lag vor allem darin, die Elektrodensonde in der dünnen Vorhofmuskulatur zuverlässig und dauerhaft implantieren zu können. Hier war die Technik gefordert. Erst die Weiterentwicklung und Verbesserung der Sondentechnologie in Form von Hakenelektroden, J-Sonden, Schraubelektroden schufen die Voraussetzungen für eine langzeitstabile, transvenöse Vorhofstimulation (AAI) (Abb. 10), die bereits Ende der siebziger Jahre an unserer Klinik durch die Arbeitsgruppe von Herrn Wirtzfeld eingeführt wurde (Abb. 11). Durch die Wiederherstellung der normalen Vorhof-Kammer-Sequenz konnte der physiologische Beitrag der Vorhofsystole genutzt und die retrograde Vorhoferregung vermieden werden (Abb. 12). Die Herzzeitvolumina nach Vorhofstimulation waren um ca. 20 Prozent höher als bei bradykardem Eigenrhythmus und immerhin an die 40 Prozent höher als bei der ventrikulären Reizung. Die Technik hatte den natürlichen elektrophysiologischen Vorgang im Herzen nahezu perfekt nachgeahmt, weshalb man auch vom „physiologischen Schrittmacher“ sprach (Abb. 13).

Unbefriedigend dagegen blieb die geringe körperliche Belastbarkeit der damaligen Schrittmacherträger, die nicht in der Lage waren, ihre Herzfrequenz bei Belastung unabhängig vom SM steigern zu können. Zielgröße der Herz-Kreislauf-Funktion ist das Herzminutenvolumen (HMV), das sich aus Herzfrequenz und Schlagvolumen (SV) zusammensetzt. Den wesentlichen Beitrag zur Steigerung des Herzminutenvolumens leistet die Herzfre-

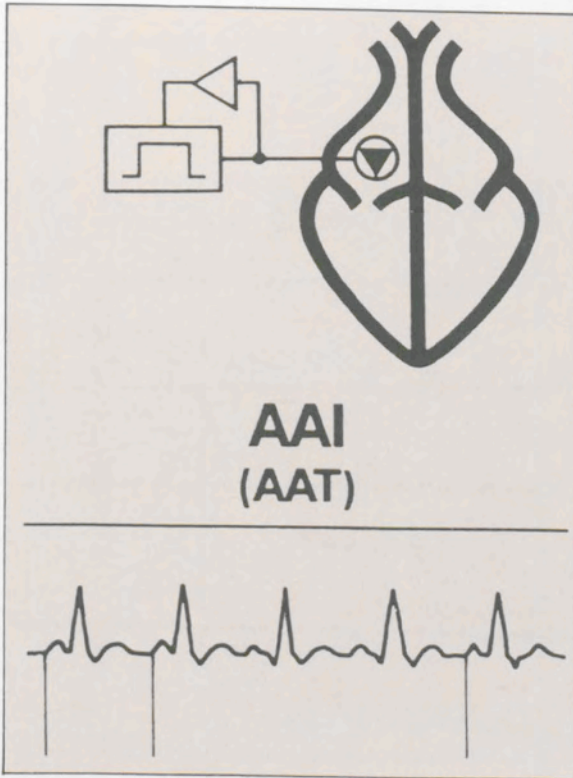


Abb. 10
*Vorhofstimulation.
SM-Elektrode liegt in
der rechten Vorkammer
(AAI)*



Abb. 11
*Erster Patient mit
transvenöser
Vorhofelektrode (AAI)*

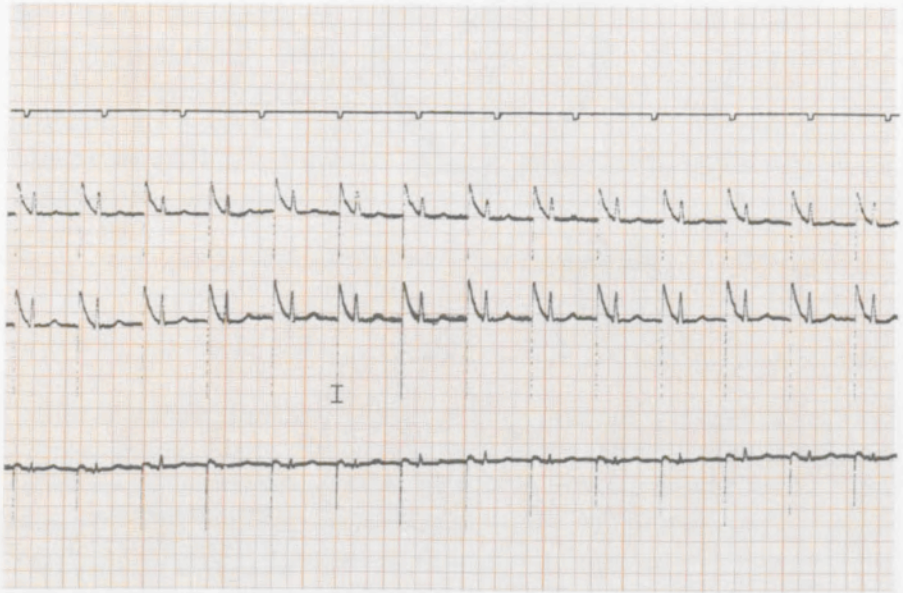


Abb. 12

EKG bei Vorhofstimulation. SM-Impuls (I) wird auf Vorhof übertragen, normale Vorhof-Kammer-Sequenz (AAI)

quenz, vor allem beim Herzkranken, dessen SV-Steigerung äußerst begrenzt ist. Für die Schrittmacherträger der damaligen Zeit mit fixierter, starrer Grundfrequenz war aber eine Zunahme des SV die einzige Möglichkeit, das HMV bei Belastung zu steigern. Von einer belastungsadäquaten Zunahme des HMV konnte deshalb keine Rede sein. Das Leben dieser Patienten war zwar gewährleistet, ihre Lebensqualität und damit auch ihre Lebensfreude aber wegen der nur geringen Belastbarkeit eingeschränkt. Auch hier war die Technik gefordert, und sie fand neue Lösungen.

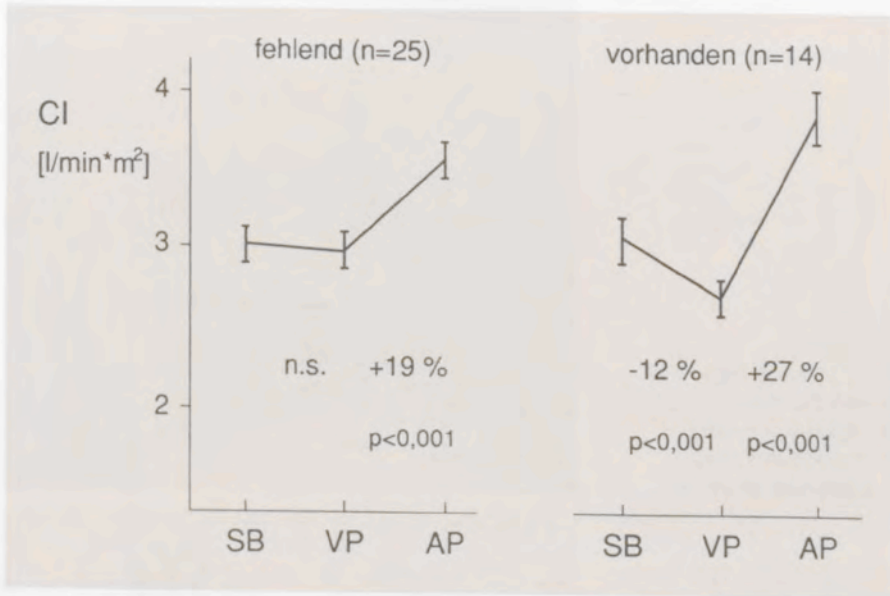


Abb. 13

Hämodynamik VVI vs. AAI. Bei Kammerstimulation (VP) auch bei fehlender retrograder Vorhofleitung keine Verbesserung gegenüber der Ausgangsherzfrequenz (SB), bei vorhandener retrograder Vorhofleitung sogar Verschlechterung der Herz auswurfleistung, die in beiden Fällen bei Vorhofstimulation (AP) signifikant ansteigt, d. h. verbessert wird (A. Wirtzfeld 1979)

STEIGERUNG DER BELASTBARKEIT

Bei Patienten mit AV-Block war die Generatorfunktion des Automatiezentrums erhalten, unterbrochen war hier die elektrische Überleitung von Vorhof auf Kammer. Damit bestand die Chance, das elektrische Signal des Sinusknotens aus dem Vorhof abzugreifen und als Steuergröße des elektrischen Schrittmachers zu benutzen. Dazu war die Entwicklung von Zweikammersystemen mit Plazierung von zwei Elektroden erforderlich (Abb. 14): Über die Vorhofsonde wurde das elektrische Potential aus dem Vorhof vom Fühlkreis aufgenommen, der nach einem bestimmten,

Abb. 14
*Seitliche
Röntgenaufnahme des
ersten Patienten mit
Zweikammersystem
(1 Vorhofelektrode,
1 Kammerelektrode)*

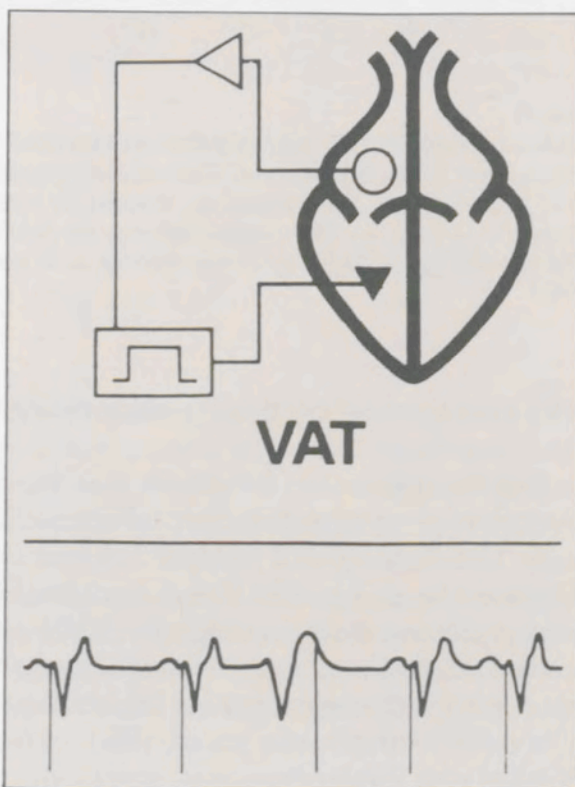
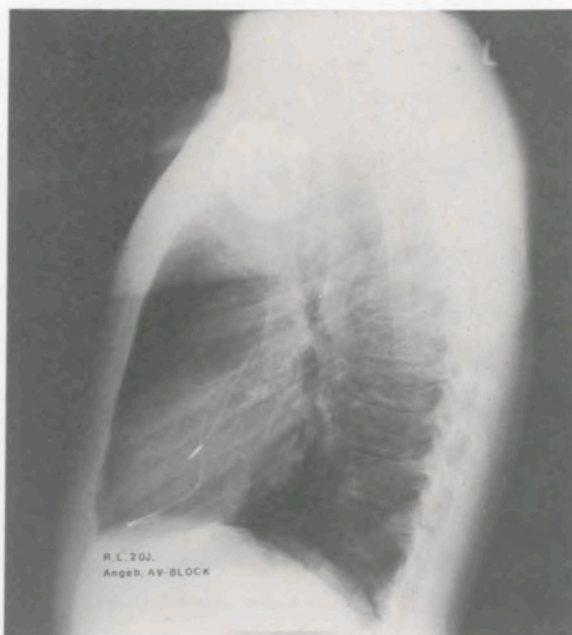


Abb. 15
*Vorhofgetriggerte
Kammerstimulation mit
Fühlsonde im Vorhof
und Stimulationssonde
in der Kammer.
(Zweikammersystem
VAT)*

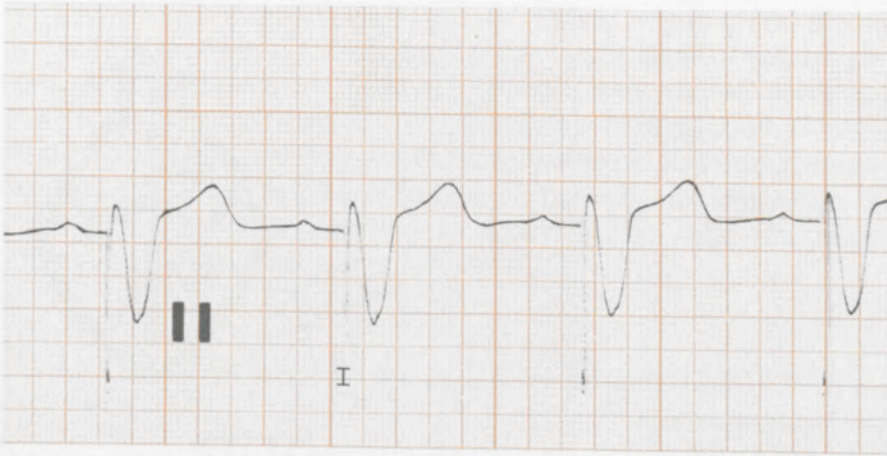


Abb. 16 a

Vorhofgetriggerte (I) Kammerstimulation mit VAT-Zweikammer-SM

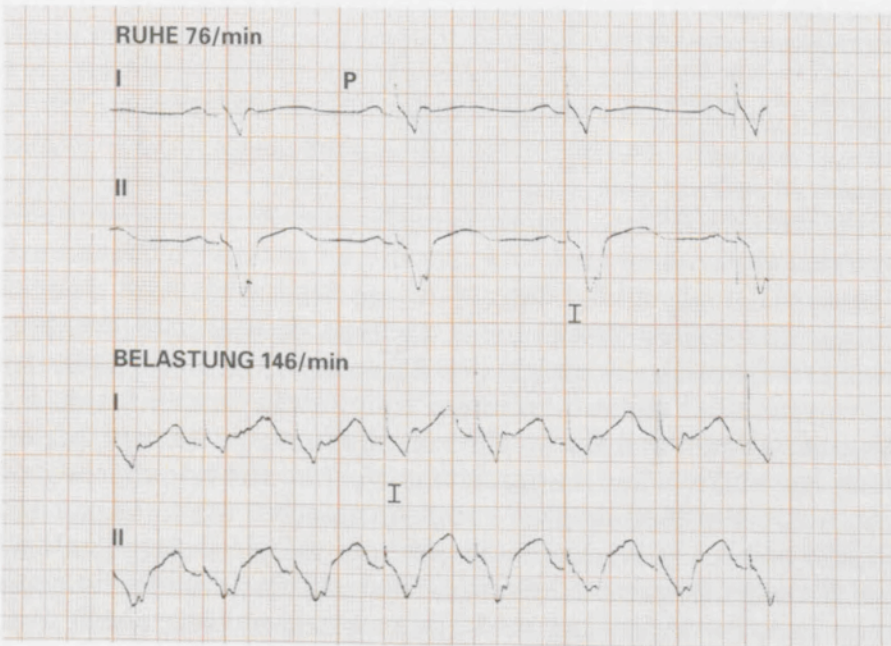
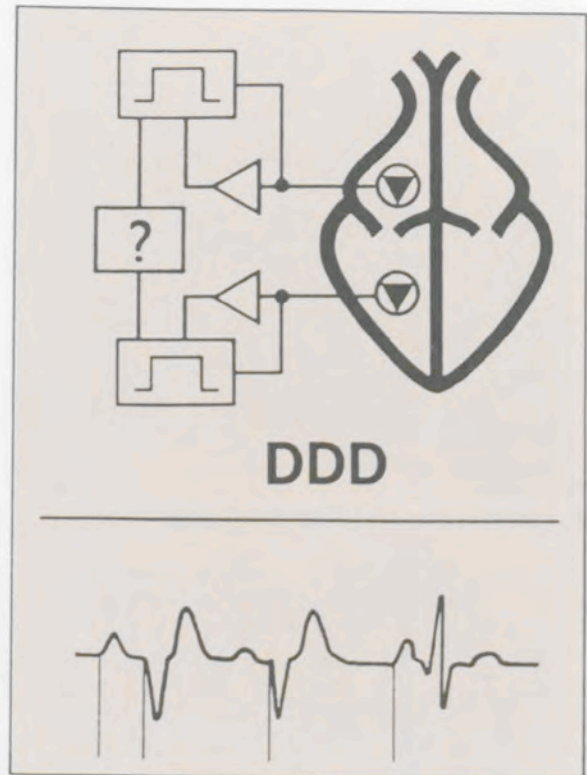


Abb. 16 b

Volle Frequenzsteigerung bei Belastung mit vorhofgetriggelter Kammerstimulation (VAT) im EKG

Abb. 17
 Zweikammersystem im
 DDD-Modus. Die
 beiden in Vorhof und
 Kammer liegenden
 Elektroden können
 sowohl elektrische
 Signale aufnehmen als
 auch elektrische Impulse
 abgeben, die Stimulation
 kann sowohl getriggert
 als auch inhibiert
 werden. Deshalb
 Doppelfunktion: DDD



programmierbaren Zeitintervall, das etwa der normalen Vorhof-Kammer-Sequenz entsprach, den Stimulationskreis triggerte, der seinerseits über die zweite, in der Kammer liegenden Sonde die Kammer stimulierte. Die im Herzen selbst unterbrochene Überleitung des elektrischen Impulses von Vorhof auf Kammer wurde damit auf dem Umweg über den Schrittmacher wiederhergestellt (VAT) (Abb. 15). Dadurch war nicht nur die physiologische Vorhof-Kammer-Sequenz erhalten, es war auch die normale, das heißt volle Frequenzsteigerung bei Belastung sichergestellt (Abb. 16 a, b). Die Weiterentwicklung zum heutigen DDD-SM bedeutet, daß die in Vorhof und Kammer liegenden Elektroden sowohl empfangen als auch stimulieren können, der elektrische Impuls sowohl

getriggert weitergegeben als auch unterdrückt, das heißt inhibiert, werden kann (Abb. 17). Die durch diese Doppelfunktionen möglichen Störmechanismen infolge Rückkopplung stellen noch ein gewisses Problem dar, an dem derzeit die Technik arbeitet. Grundsätzlich aber wurde durch die vorhofgetriggerte Kammerstimulation bei Patienten mit komplettem Herzblock, die immerhin 40 Prozent des SM-Krankengutes ausmachen, die volle Frequenzadaptation bei Belastung erreicht.

VORHOFUNABHÄNGIGE, FREQUENZADAPTIVE SM-SYSTEME

Sitzt dagegen die Schädigung im Automatiezentrum des Herzens selbst, so kann der natürliche elektrische Impuls des Sinusknotens nicht als Steuersignal benutzt werden. Da auch die dem Sinusknoten selbst übergeordnete physiologische Führungsgröße, das Gleichgewicht von Vagus und Sympathikus, durch die bisherige Technologie nicht zuverlässig detektiert werden kann, wurden andere Parameter als mögliche Führungsgrößen untersucht, die sich proportional zur Belastung verändern, gleichzeitig aber auch eine ausreichende Belastungsspezifität und -sensitivität aufweisen. Voraussetzung war die Realisierbarkeit ihrer meßtechnischen Erfassung. So stellen diese neuen, vorhofunabhängigen, frequenzadaptiven Schrittmachersysteme einen Kompromiß zwischen biologischen Wunschvorstellungen und technischer Machbarkeit dar.

Unter vielen Parametern, die in den letzten Jahren getestet wurden, möchte ich zwei herausgreifen, weil diese Entwicklungen von unserer Klinik ausgingen und inzwischen bereits realisiert werden konnten: die zentralvenöse Sauerstoffsättigung und die Bluttemperatur. Vorher aber ein kurzer Hinweis auf den aktivitätsgesteuerten Schrittmacher, da dieser das erste und gleichzeitig auch das am meisten verwandte Modell dieser Generation darstellt. Genutzt wird der Piezoeffekt, das heißt ein in das Schrittmachergehäuse integrierter Quarzkristall, der die bei Belastung ausgelösten Erschütterungsreize aufnimmt und als Führungsgröße

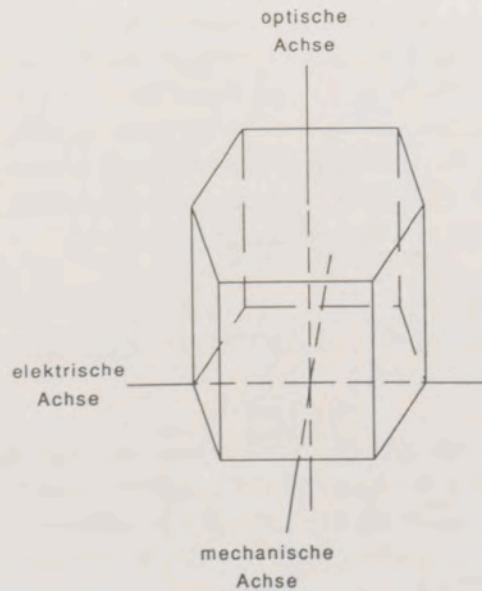


Abb. 18
Schematische
Darstellung
eines
Piezokristalles
zur SM-Steuerung

verwertet (Abb. 18). Diese so gemessene Aktivität ist eine sehr schnelle Größe, die mit Totzeiten von drei bis fünf Sekunden im Bereich der Sinusfrequenz liegt. Die großen Nachteile dieser Schrittmacher liegen in ihrer geringen Leistungsspezifität, vor allem aber ihrer großen Anfälligkeit gegen äußere Störeinflüsse. Trotzdem haben sie sich weltweit durchgesetzt, nicht zuletzt wegen ihrer einfachen Technologie und ihrer hohen mechanischen Stabilität. Zudem benötigen sie keine Spezialsonden, weshalb sie jederzeit bei einem notwendigen Schrittmacherwechsel eingesetzt und an die alte, bereits liegende Schrittmachersonde angeschlossen werden können. Die Diskussion um den aktivitätsgesteuerten Schrittmacher erfuhr in jüngster Zeit einen neuen Anstoß durch die Entwicklung eines bewegungssensitiven Sensors (Beschleunigungsprinzip) als Alternative zur bisher verwandten piezoelektrischen Sensorik.

SAUERSTOFFSÄTTIGUNG UND BLUTTEMPERATUR

Die zentralvenöse Sauerstoffsättigung (SO_2) als Führungsgröße eines frequenzadaptiven SM wurde erstmals aus unserer Klinik von der Arbeitsgruppe von Herrn Wirtzfeld 1981 vorgeschlagen und von Herrn Stangl weitergeführt. Der Organismus verfügt über zwei Möglichkeiten, den erhöhten Sauerstoffverbrauch des arbeitenden Muskels zu decken: die Steigerung der Durchblutungsgröße und die verstärkte Ausschöpfung. Diese führt zu einem vom Belastungsgrad abhängigen Absinken der venösen Sauerstoffsättigung, die mit einem zentral in der Blutbahn liegenden optischen

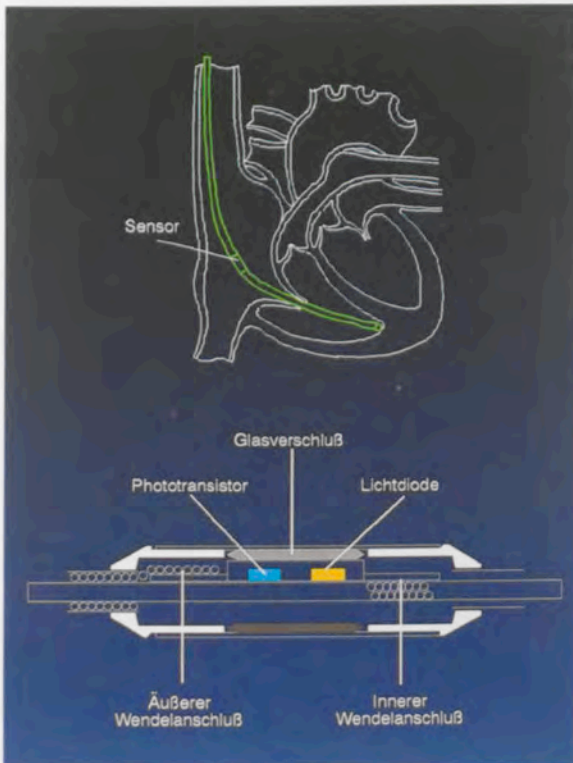


Abb. 19
Schematische Darstellung eines in die SM-Elektrode integrierten optischen Sensors.
Elektroden spitze in der rechten Kammer, Sensor in der rechten Vorkammer

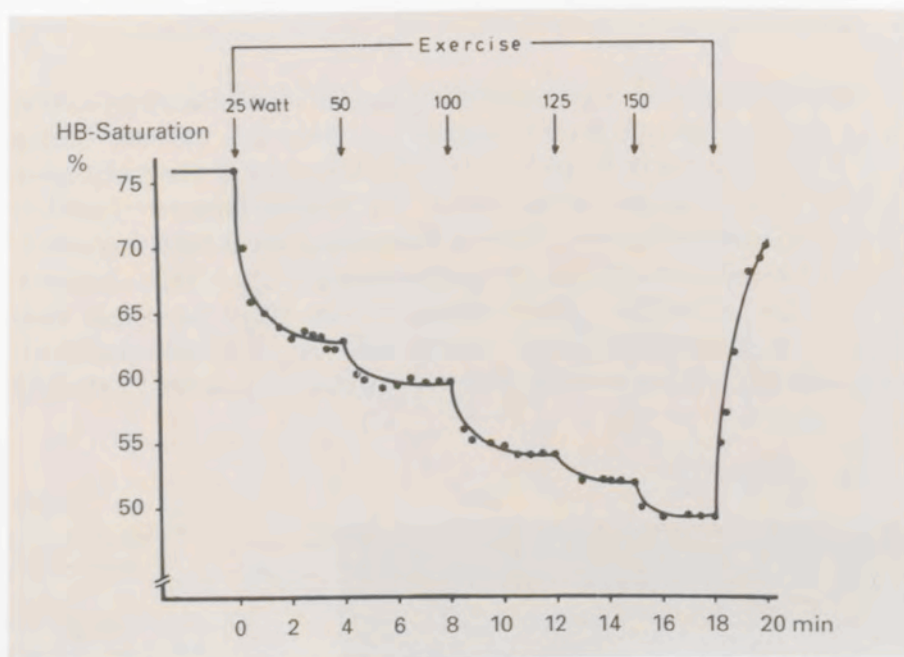


Abb. 20 a

Stufenweises Absinken der zentralvenösen Sauerstoffsättigung bei verschiedenen Belastungsstufen (A. Wirtzfeld 1981)

Sensor, der in die SM-Sonde integriert ist, detektiert und als Führungssignal verwandt werden kann (Abb. 19). Mit Totzeiten von 6 und 16 Sekunden und einer Zeitkonstante von ca. 40 Sekunden hat sich die zentralvenöse Sauerstoffsättigung als ein schnell reagierender Parameter erwiesen, der dem dynamischen Verhalten des Sinusknotens bereits sehr nahe kommt und damit die physiologischen Verhältnisse weitgehend imitiert (Abb. 20 a). Demgegenüber weist ihre Sensitivitätskurve einen exponentiellen Verlauf auf mit höchstem Auflösungsvermögen im niedrigen Lastbereich, das mit zunehmender Belastung nachläßt (Abb. 20 b). Damit ist die SO_2 schon im sehr niedrigen Lastbereich zuverlässig als Regelgröße zu nutzen, weil vor allem hier Laständerungen sehr gut detek-

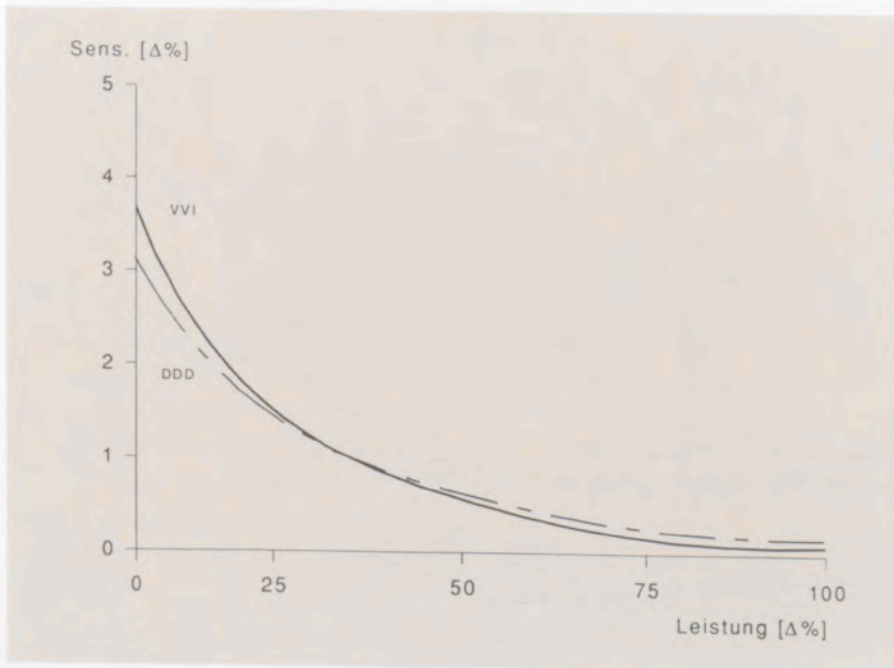


Abb. 20 b

Sensitivitätsverlauf der zentralvenösen Sauerstoffsättigung bei verschiedenen Belastungsstufen

tiert werden können und ein ausreichender Signalstörabstand besteht. Die SO_2 erlaubt darüber hinaus durch Abschätzung des Herzminutenvolumens eine hämodynamische Rückkopplung zur Selbstoptimierung der Frequenz durch das System. Problematisch ist bisher noch die Frage der Langzeitstabilität der optischen Messung.

Die zentrale Bluttemperatur als Steuergröße wurde von der Arbeitsgruppe von Herrn Alt seit 1985 an unserer Klinik untersucht. Sie steigt beim Herzgesunden mit zunehmender Belastung an, allerdings erst ab einer Eckleistung von ca. 50 Watt, darüber zeigt sie eine lineare Beziehung zur Lasthöhe (Abb. 21 a). Das bedeutet, daß im niedrigen Lastbereich keine ausreichende Sensi-

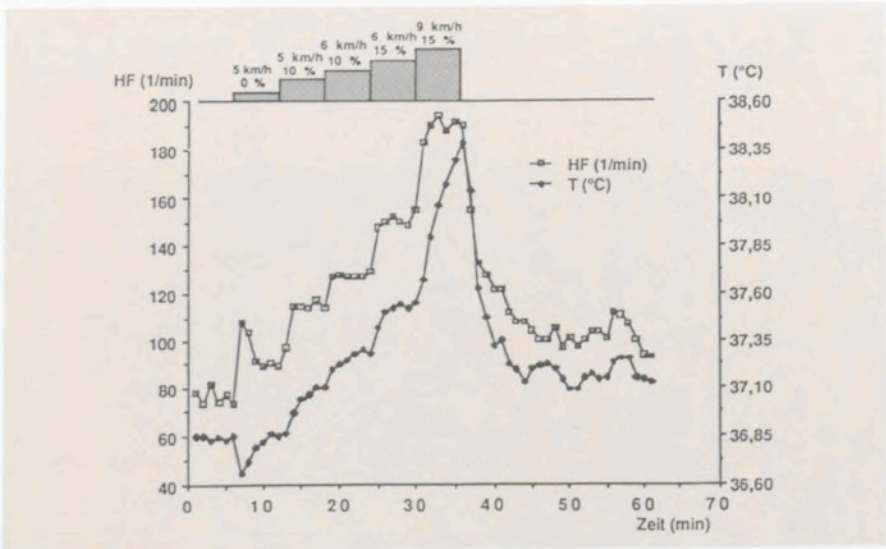


Abb. 21 a

Verhalten der zentralen Bluttemperatur (T) und der Herzfrequenz (HF) unter ansteigenden Belastungen auf dem Laufband (E. Alt 1984)

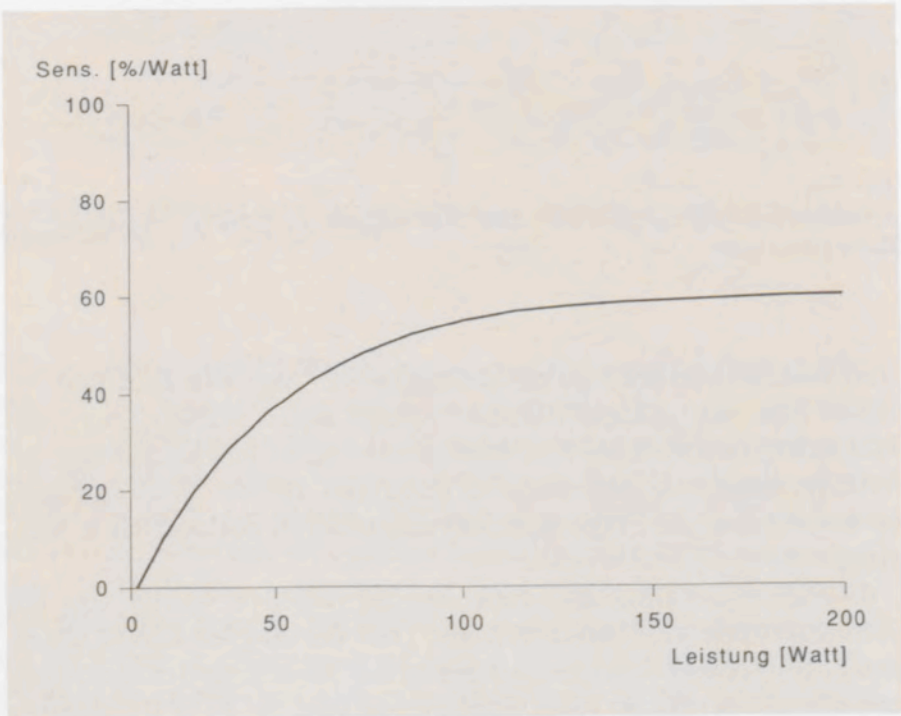


Abb. 21 b

Sensitivitätsverlauf der zentralen Bluttemperatur mit zunehmender Belastung

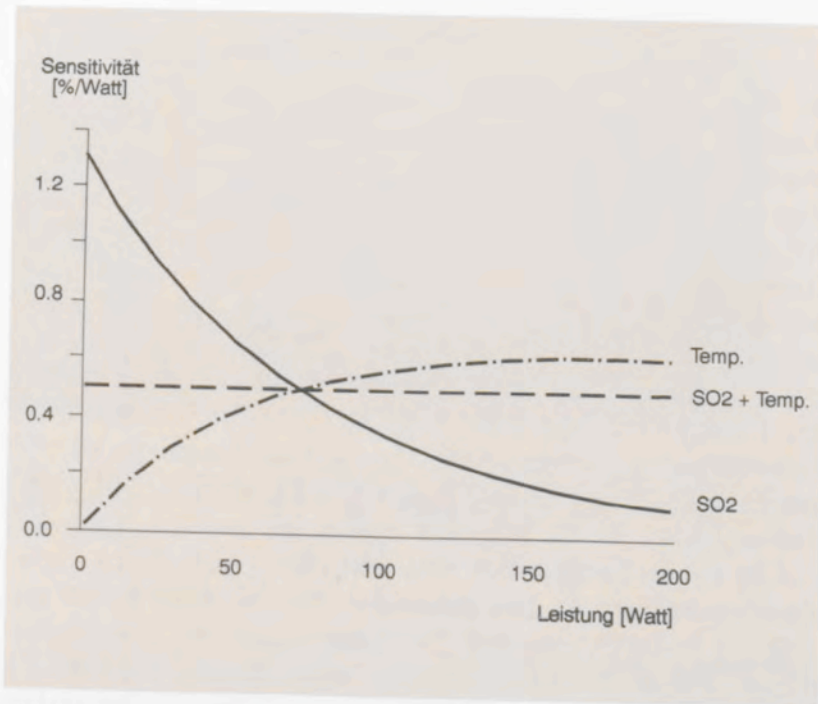


Abb. 22

Sensitivitätsverlauf von zentralvenöser Sauerstoffsättigung und zentraler Bluttemperatur bei verschiedenen Belastungsstufen. Konstanter Sensitivitätsverlauf bei Kombination der beiden Parameter

tivität besteht, während sich im mittleren und hohen Lastbereich ein linearer Sensitivitätsverlauf ergibt (Abb. 21 b). Durch den Rückstrom von kühlem Blut aus der Peripherie kann es zu Beginn der Belastung zu einem kurzen Temperaturabfall kommen, der durch Algorithmen ausgeglichen werden kann. Da für die Temperatursteuerung aber insgesamt komplexe Algorithmen erforderlich sind, hat sie sich als Einzelparameter nicht durchgesetzt. Sie hat sich aber in Kombination mit einem schnellen Parameter, z. B. der SO₂, als günstig erwiesen. Dabei gewährleistet der schnelle Parameter die initiale Anpassung an die Belastung, während im mittleren und hohen Lastbereich die Bluttemperatur eine zuverlässige Führungsgröße darstellt (Abb. 22).

PARAMETERKOMBINATIONEN

Diese wenigen Beispiele zeigen anschaulich, daß es bisher keinen idealen Einzelparameter gibt. Sinnvoll sind dagegen Kombinationen von Parametern, die sich gegenseitig in bezug auf schnelles dynamisches Verhalten und konstante Sensitivität über den ganzen Lastbereich ergänzen. Grundsätzlich sind zwei Parameterkombinationen möglich, solche mit einem üblichen Schrittmacherkatheter und solche mit Speziälsensorkathetern, die sich wegen ihrer größeren Sensitivität zunehmend durchsetzen. Voraussetzung dafür war die Entwicklung von Multisensorkathetern, die mehrere Funktionen, wie z. B. SO_2 , Temperatur, intrakardiale Drucke, detektieren können (Abb. 23 a, b). Drei Parameterkombinationen haben sich uns als besonders günstig erwiesen: SO_2 und Temperatur (Abb. 24 a), SO_2 und Druck im rechten Ventrikel (Abb. 24 b) sowie Temperatur und Aktivität (Abb. 24 c). Belastungsuntersuchungen an Herzgesunden bis 200 Watt haben gezeigt, daß die dadurch erzielten SM-Frequenzen der Spontanfrequenz des Probanden voll entsprachen. Damit konnte auch für die Patienten mit Schädigung des Automatiezentrums, die immerhin 40 Prozent der SM-Patienten ausmachen, die normale, d. h. volle Frequenzsteigerung bei Belastung gewährleistet werden.

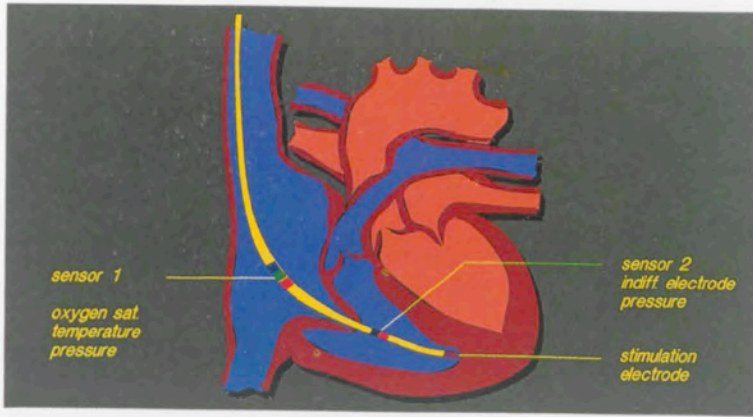


Abb. 23 a
Multisensorsonde mit integrierten Sensoren für Sauerstoffsättigung, Bluttemperatur und Druck in der rechten Herzkammer (schematische Darstellung)

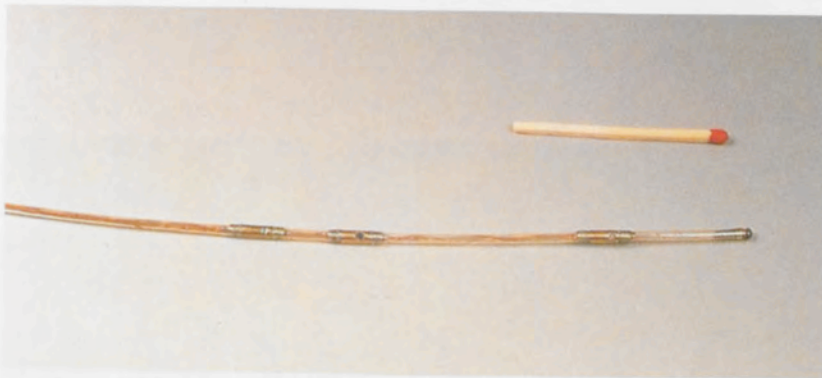


Abb. 23 b
Multisensorsonde (Original)

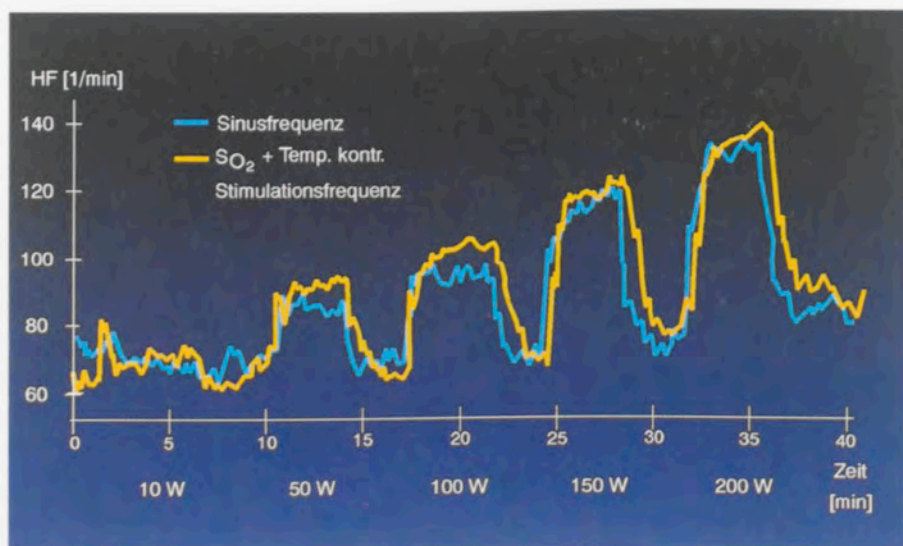


Abb. 24 a

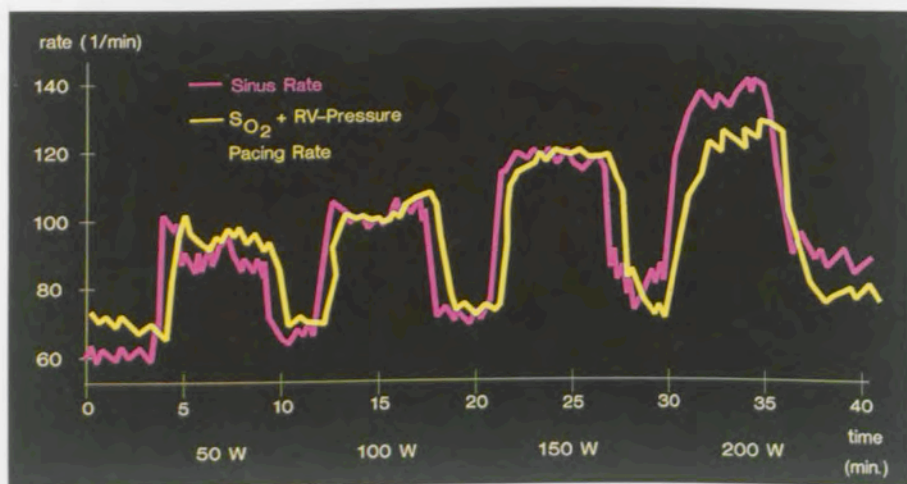


Abb. 24 b

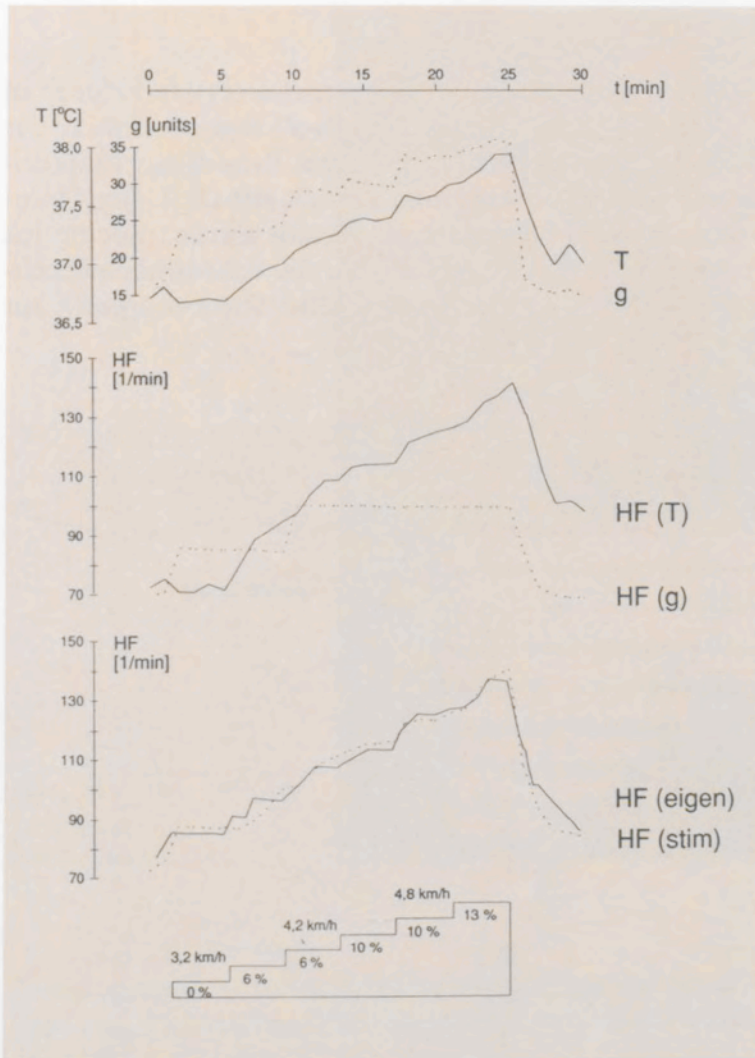


Abb. 24 c

Abb. 24

*Parameterkombinationen**a Sauerstoffsättigung und Temperatur**b Sauerstoffsättigung und Druck in der rechten Herzkammer**c Temperatur (T) und Aktivität (g) (Piezoprinzip)**Die Parameterkombinationen zeigen ein nahezu identisches Frequenzverhalten mit der normalen Sinusfrequenz (HF).*

KÜNFTIGE ENTWICKLUNGEN

Die technische Entwicklung der Schrittmachersysteme geht in zwei Richtungen, einmal zum „intelligenten“ Schrittmacher, der interne Funktionen selbst übernehmen kann. Eine dieser Funktionen, die in unserer Klinik in Zusammenarbeit mit Dipl.-Ing. Heinze von der Bundeswehrhochschule entwickelt wurde, möchte ich wegen ihrer grundlegenden Bedeutung für die Schrittmachertechnologie herausgreifen: die hämodynamische Rückkopplung zur

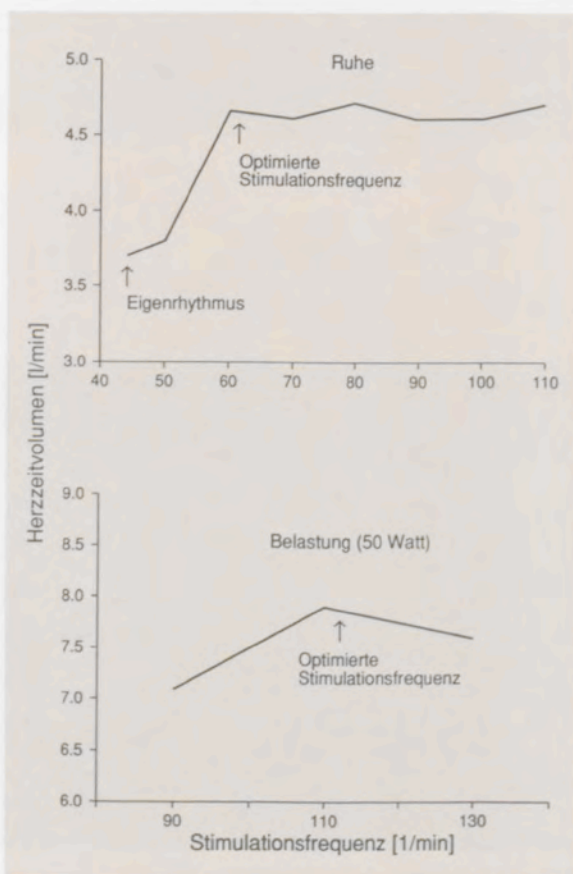


Abb. 25
Hämodynamische
Selbstoptimierung der
SM-Frequenz (Stangl et
al. 1986, Heinze et al.
1988)

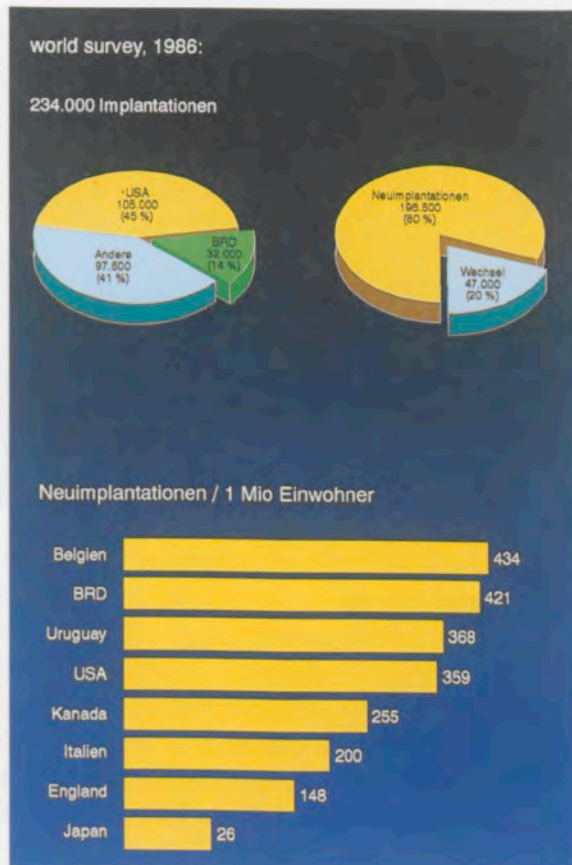


Abb. 26
Häufigkeit von
SM-Implantationen

Selbstoptimierung der Schrittmacherfrequenz durch das System. Ziel der SM-Therapie ist die Steigerung des Herzminutenvolumens durch Steigerung der Herzfrequenz. Jede darüber hinausgehende Frequenzsteigerung ist nicht nur hämodynamisch nutzlos, sie belastet zusätzlich das Herz, was für den Herzkranken Nachteile oder sogar Gefahren mit sich bringt. Die Frequenzvariation des SM muß deshalb in den Grenzen erfolgen, in denen sie zu einer Steigerung des Herzminutenvolumens führt. Zur Selbstoptimierung der Frequenz ist deshalb eine Rückkopplung vom Herzminu-

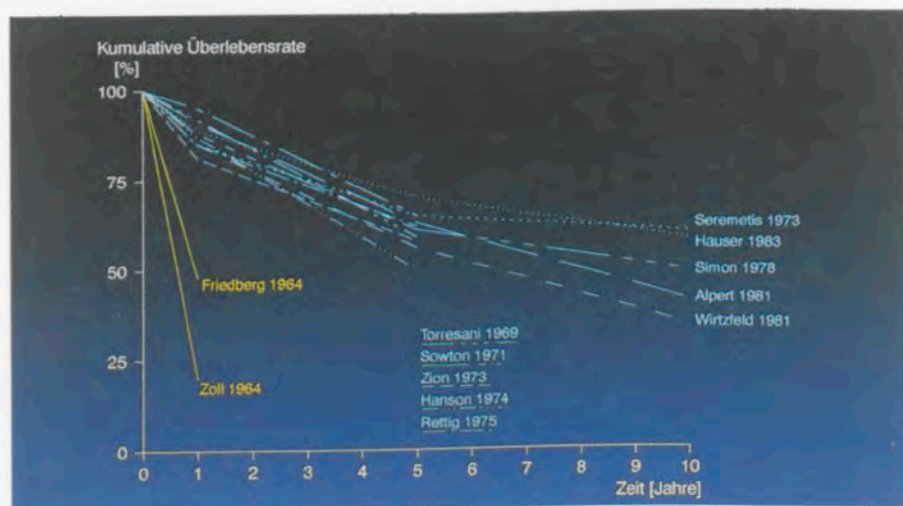


Abb. 27

Langzeitverlauf bei Patienten mit höhergradigen AV-Blockierungen ohne und mit Herzschrittmacher

tenvolumen auf den Steuerteil sinnvoll. Voraussetzung dafür sind Führungsgrößen, die hämodynamische Parameter erfassen, wie die zentralvenöse Sauerstoffsättigung oder die intrakardialen Drücke (Abb. 25).

Die zweite Entwicklung geht hin zum integralen, universalen Schrittmacher. Unabhängig vom bisher besprochenen antibradykarden SM existieren bereits Systeme zur Kupierung tachykarder Rhythmusstörungen, vor allem der gefährlichen Kammertachykardie. Ebenso implantierbare Defibrillatoren zur Kupierung des tödlichen Kammerflimmerns. Der integrale Schrittmacher der Zukunft vereinigt diese drei Funktionen in einem System.

Die Schrittmachertherapie zählt zweifelsohne zu den großen Errungenschaften medizinisch-technischer Fortschritte der letzten 30 Jahre (Abb. 26). Menschen, deren Leben bisher auf einige wenige Jahre begrenzt war, bekamen es neu geschenkt. Ihre Lebenserwartung konnte nachhaltig verlängert, ihre Lebensqualität

entscheidend verbessert werden (Abb. 27). Damit wurden zwei Grundforderungen der modernen Medizin erfüllt, nicht nur das Leben zu verlängern, sondern auch lebenswerte Jahre, das heißt Lebensqualität, zu schaffen. Dazu kommt, daß meiner eigenen Erfahrung nach kaum eine Technologie in der Medizin so akzeptiert wird wie der elektrische Schrittmacher. Nach anfänglicher Skepsis gewinnt der Patient rasch Zuversicht und Sicherheit, wenn er sieht, daß seine gefährlichen Ohnmachtszustände nicht mehr auftreten und sein Leben wieder lebenswert geworden ist. Technische Banalitäten des Alltags, wenn z. B. im Winter die Türen der S-Bahn nicht aufgehen, setzen ihm weit mehr zu als der Gedanke an seinen Schrittmacher, den er längst vergessen hat. Die Schrittmachertherapie ist ein Musterbeispiel für den segensreichen Einsatz moderner Technik in der Medizin, sie zeigt aber gleichzeitig auch, wie perfekt diese Technologie von heute komplizierte biologische Vorgänge imitieren kann, so daß selbst ihr Totalausfall voll ersetzt werden kann. Voraussetzung für all diese Entwicklungen war die enge und vertrauensvolle Zusammenarbeit von Medizin und Technik, von Ingenieur und Arzt. So muß es auch in Zukunft bleiben, damit sich das Spannungsfeld von Medizin und Technik auch auf anderen Gebieten für den Menschen so positiv auswirken kann, wie ich es hoffentlich für den elektrischen Herzschrittmacher zeigen konnte.

WEITERFÜHRENDE LITERATUR AUS DER EIGENEN KLINIK:

- E. Alt: Schrittmachertherapie des Herzens (Grundlagen und Anwendung)
Erlangen: Perimed-Verlag 1985
- K. Stangl, H. Heuer, A. Wirtzfeld:
Frequenzadaptive Herzschrittmacher
(Physiologie, Technologie, Klinische Ergebnisse)
Darmstadt: Steinkopff-Verlag 1990

PROFESSOR DR. MED. HANS BLÖMER

Direktor der I. Medizinischen Klinik
der Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar

Curriculum:

Medizinisches Staatsexamen und Promotion 1950 in München.

Ausbildungsjahre 1950 bis 1960

in Innerer Medizin

II. Medizinische Universitätsklinik München
(Prof. G. von Bergmann, Prof. G. Bodechtel),

in Physiologie

Physiologisches Institut der Universität München
(Prof. R. Wagner),

in Kardiologie

Södersjukhuset, Stockholm (Prof. G. Nylin)
Hammersmith Hospital, London (Prof. Sir John McMichael)
Institute of Cardiology, London (Dr. P. Wood)
Mayo-Clinic, Rochester, MINN. USA (Dr. H. B. Burchell, Dr. E. H. Wood).

1957 Habilitation.

1960 Chefarzt der I. Medizinischen Abteilung des Städtischen
Krankenhauses München rechts der Isar.

1964 apl-Professor.

1967 mit der Gründung der Fakultät für Medizin an der Technischen
Hochschule München Direktor der I. Medizinischen Klinik,
Klinikum rechts der Isar, o. Professor.