



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 26 599 T2** 2004.09.30

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 944 350 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 26 599.4**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/IL97/00010**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 900 038.7**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 97/024981**

(86) PCT-Anmeldetag: **08.01.1997**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **17.07.1997**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **29.09.1999**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **03.12.2003**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **30.09.2004**

(51) Int Cl.⁷: **A61B 5/0215**

A61B 5/029, A61B 5/00

(30) Unionspriorität:

11669996	08.01.1996	IL
9769 P	11.01.1996	US
595365	01.02.1996	US

(73) Patentinhaber:

Biosense Inc., Tirat HaCarmel, IL

(74) Vertreter:

BOEHMERT & BOEHMERT, 80336 München

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, ES, FR, GB, IT, NL

(72) Erfinder:

BEN-HAIM, Shlomo, 34454 Haifa, IL; FENSTER, Maier, 49600 Petach Tikva, IL

(54) Bezeichnung: **ELEKTROMECHANISCHE HERZVORRICHTUNG**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung**GEBIET DER ERFINDUNG**

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft das Gebiet der Kardiologie und insbesondere eine Vorrichtung zum Kartieren von lokalen geometrischen Änderungen eines Herzens.

HINTERGRUNDTECHNIK

[0002] Herzkreislauferkrankungen trugen in den Vereinigten Staaten 1991 zu etwa 43% der Mortalität (923.000 Personen) bei. Viele dieser Todesfälle sind jedoch nicht direkt durch einen akuten Myokardinfarkt (AMI) verursacht. Vielmehr leiden die Patienten unter einer allgemeinen Verringerung ihrer Herzleistung, die als Herzversagen bekannt ist. Wenn einmal die offenkundigen Zeichen eines Herzversagens auftreten, stirbt die Hälfte der Patienten innerhalb von fünf Jahren. Man schätzt, dass zwischen zwei und drei Millionen Amerikaner unter Herzversagen leiden und jedes Jahr etwa 200.000 neue Fälle auftreten. In vielen Fällen wird Herzversagen durch einen akkumulierten Schaden im Herzen des Patienten verursacht, wie beispielsweise Schaden, der durch eine Erkrankung, chronische oder akute Ischämie und insbesondere (~75%) als Ergebnis von Bluthochdruck.

[0003] Eine kurze Diskussion der Funktionsweise eines gesunden Herzens ist nützlich, um die Komplexität des Funktionierens des Herzens und die Vielzahl von Pathologien zu verstehen, die Herzversagen verursachen können. **Fig. 1A** ist eine schematische Zeichnung eines Querschnittes durch ein gesundes Herz **20**. Im allgemeinen umfasst das Herz **20** zwei unabhängige Pumpen. Eine Pumpe umfasst einen rechten Vorhof **22** und einen rechten Ventrikel **24**, die venöses Blut von der Vena cava inferior und einer Vena cava superior zu einem Lungenpaar (nicht gezeigt) pumpen, um mit Sauerstoff angereichert zu werden. Eine weitere Pumpe umfasst einen linken Vorhof **26** und einen linken Ventrikel **28**, die Blut von Lungenvenen (nicht gezeigt) zu einer Vielzahl von Körpersystemen pumpen, einschließlich dem Herzen **20** selbst. Die zwei Ventrikel werden durch die Herzkammerscheidewand **30** und die zwei Vorhöfe durch ein Vorhofseptum **32** getrennt.

[0004] Das Herz weist einen vierphasigen Betriebszyklus auf, in dem zwei Pumpen synchron aktiviert werden. **Fig. 1B** zeigt die erste Phase, die als Systole bezeichnet wird. Während dieser Phase kontrahiert der rechte Ventrikel **24** und stößt Blut durch eine Pulmonalklappe **34** in die Lungen aus. Gleichzeitig kontrahiert der linke Ventrikel **28** und stößt Blut durch eine Aortenklappe **36** und in die Aorta **38** aus. Der rechte Vorhof **22** und der linke Vorhof **26** sind zu diesem Zeitpunkt erschlafft und sie fangen an, sich mit Blut zu füllen, wobei dieses vorläufige Füllen jedoch durch das Zerren der Vorhöfe beschränkt ist, das durch die Kontraktion der Ventrikel verursacht wird.

[0005] **Fig. 1C** zeigt eine zweite Phase, die als rasche Füllungsphase bezeichnet wird und den Beginn einer Diastole anzeigt. Während dieser Phase erschlafft der rechte Ventrikel **24** und füllt sich mit Blut, das vom rechten Vorhof **22** durch eine Trikuspidalklappe strömt, die während dieser Phase offen ist. Die Pulmonalklappe **34** ist geschlossen, so dass kein Blut den rechten Ventrikel **24** während dieser Phase verlässt. Der linke Ventrikel **28** erschlafft ebenfalls und wird mit Blut gefüllt, das aus dem linken Vorhof **26** durch eine Mitralklappe **42** strömt, die offen ist. Die Aortenklappe **36** ist auch geschlossen, um zu verhindern, dass Blut den linken Ventrikel **26** während dieser Phase verlässt. Das Füllen der zwei Ventrikel während dieser Phase wird durch einen existierenden venösen Druck bedingt. Der rechte Vorhof **22** und der linke Vorhof **22** beginnen auch, sich in dieser Phase zu füllen. Infolge der Erschlaffung der Ventrikel ist ihr Druck geringer als der Druck in den Vorhöfen, so dass die Trikuspidalklappe **40** und die Mitralklappe **42** offen bleiben und Blut aus den Vorhöfen in die Ventrikel fließt.

[0006] **Fig. 1D** zeigt eine dritte Phase, die als Diastase bezeichnet wird, die den Mittelpunkt der Diastole anzeigt. Während dieser Phase füllen sich die Ventrikel sehr langsam. Die Verlangsamung der Füllrate wird bedingt durch den Druckausgleich zwischen dem venösen Druck und dem Druck im Herzzinneren. Zusätzlich wird auch der Druckgradient zwischen den Vorhöfen und den Ventrikeln verringert.

[0007] **Fig. 1E** zeigt eine vierte Phase, die als Vorhofsystole bezeichnet wird, die das Ende der Diastole und den Beginn der Systole der Atrien anzeigt. Während dieser Phase kontrahieren sich die Vorhöfe und injizieren Blut in die Ventrikel. Obwohl es keine Klappen gibt, die die Venen schützen, die in die Vorhöfe münden, gibt es einige Mechanismen, um einen Rückstrom während der Vorhofsystole zu vermeiden. Im linken Atrium **26** erstrecken sich Hüllen des Vorhofmuskels um einen oder zwei Zentimeter entlang den Lungenvenen und neigen dazu, eine Sphinkter-ähnliche Wirkung auf die Venen zu entfalten. Im rechten Vorhof **22** bildet eine halbmondförmige Klappe eine rudimentäre Klappe, die als Valvula Eustachii bezeichnet wird, die die Vena cava inferior abdeckt. Zusätzlich können Muskelbänder vorhanden sein, die die Vena cava-Venen an ihrem Eintritt in den rechten Vorhof **22** umgeben.

[0008] **Fig. 1F** ist ein Diagramm, das das Volumen des linken Ventrikels **24** als eine Funktion des Herzzyklusses zeigt. **Fig. 1F** zeigt deutlich, das zusätzliche Blutvolumen, das in die Ventrikel durch die Vorhöfe während der Vorhofsystole injiziert wird, ebenso wie die Varianz des Herzvolumens während eines normalen Herzzyklusses. **Fig. 1G** ist ein Diagramm, das die Zeitableitung von **Fig. 1F** zeigt, d. h. die Füllrate des linken Ventrikels als eine Funktion des Herzzyklus. In **Fig. 1G** sind zwei Spitzenfüllraten gezeigt, eine zu Beginn der Diastole und die andere während der Vorhofsystole.

[0009] Eine wichtige Zeitbetrachtung beim Herzzyklus besteht darin, dass die Vorhofsystole abgeschlossen sein muss, bevor die Ventrikelsystole beginnt. Wenn es eine Überlappung zwischen der Vorhofsystole und der Ventrikelsystole gibt, müssen die Vorhöfe Blut gegen einen steigenden Druck in den Ventrikel zwingen, was das Volumen des ausgestoßenen Blutes verringert. In einigen pathologischen und induzierten Fällen, die unten beschrieben sind, ist die Vorhofsystole nicht mit der Ventrikelsystole synchronisiert, was zur Folge hat, dass eine geringere als eine optimale Herzleistung entsteht.

[0010] Es sollte beachtet werden, dass selbst wenn die linke und rechte Seite des Herzens **20** synchron miteinander arbeiten, ihre Phasen nicht genau überlappen. Im allgemeinen beginnt die rechte Vorhofsystole kurz vor der linken Vorhofsystole und die linke Ventrikelsystole beginnt kurz vor der rechten Ventrikelsystole. Darüber hinaus beginnt der Ausstoß von Blut aus dem linken Ventrikel **26** in die Aorta **38** üblicherweise kurz nach dem Beginn des Blutausstosses aus dem rechten Ventrikel **24** in die Lungen und endet kurz vor dem Ende des Ausstoßes von Blut aus dem rechten Ventrikel. Dies wird durch Druckunterschiede zwischen dem Lungenkreislauf und dem Körperkreislauf bedingt.

[0011] Wenn sich das Herz **20** (während der Systole) kontrahiert, kontrahiert sich der Ventrikel nicht linear, wie beispielsweise durch Verkürzen einer Richtung oder in radialer Weise. Vielmehr erfolgt die Veränderung der Form des Ventrikels progressiv zusammen mit seiner Länge und umfasst eine Verdrehungswirkung, die dazu neigt, mehr Blut auszudrücken.

[0012] **Fig. 2** zeigt eine Anordnung einer Vielzahl von Muskelfasern **44** um den linken Ventrikel **28**, die diese Art der Kontraktion ermöglicht. Wenn die Muskelfasern **44** spiralförmig wie in **Fig. 2** gezeigt angeordnet sind und die Aktivierung der Muskelfaser **44** von einem Apex **46** des linken Ventrikels **28** beginnt, wird der linke Ventrikel **28** zunehmend hinsichtlich seines Volumens vom Boden beginnend verkleinert. Die spiralförmige Anordnung der Muskelfasern ist wichtig, da Muskelfasern typischerweise um nicht mehr als 50% ihrer Länge kontrahieren. Eine spiralförmige Anordnung führt zu einer größeren Veränderung des Volumens des linken Ventrikels als möglich ist mit, zum Beispiel, einer flachen Anordnung, bei der die Fasern in Bändern um das Herz angeordnet sind. Ein zusätzlicher Vorteil der spiralförmigen Anordnung besteht in einer Hebewirkung. Bei einer flachen Anordnung führt eine Kontraktion einer Muskelfaser von 10% zu einer Verringerung des Ventrikelradius um 10%. Bei einer spiralförmigen Anordnung mit, zum Beispiel, einem Spiralwinkel **48** von 45° führt eine Kontraktion um 10% zu einer Kontraktion des Ventrikelradius um 7,07% und einer Verringerung der Ventrikellänge um 7,07%. Da der Ventrikelradius typischerweise geringer ist als die Ventrikellänge ist das Nettoergebnis, dass abhängig vom Spiralwinkel **48**

ein Ausgleich bedingt wird zwischen einem gegebenen Ausmaß an Kontraktion und dem Ausmaß an Kraft, die durch die Kontraktion ausgeübt wird.

[0013] Der Spiralwinkel **48** ist nicht konstant, vielmehr verändert sich der Spiralwinkel **48** mit der Entfernung einer Muskelfaser von der äußeren Wand des Ventrikels. Das Ausmaß der durch eine Muskelfaser produzierten Kraft ist eine Funktion ihrer Kontraktion und somit ist eine jede Schicht optimiert, um ein optimales Ausmaß an Kraft zu produzieren. Da die Kontraktion einer jeden Muskelfaser mit dem Anstieg des Ventrikeldruckes (verursacht durch die Muskelkontraktion) synchron ist, könnte man erwarten, dass die Muskelfasern eine maximale Kraft bei maximaler Kontraktion produzieren. Die physiologischen Beschränkungen auf Muskelfasern bedeuten, dass maximale Kraft vor der maximalen Kontraktion erzeugt wird. Zusätzlich beginnt die durch eine Muskelfaser ausgeübte Kraft kurz nachdem die maximale Kraft ausgeübt wurde, abzufallen. Der variierende Spiralwinkel ist ein Mechanismus, der es möglich macht, die Kontraktionskraft auf den Ventrikel zu erhöhen, nachdem die maximale Kraft durch eine spezifische Muskelfaser erreicht ist.

[0014] Wie oben beschrieben erfolgt die Aktivierung des Herzmuskels vom Apex nach oben. Somit könnte der Muskel an der Spitze des Ventrikels theoretisch mehr Kraft ausüben als der Muskel am Apex **46**, was eine Distension am Apex **46** verursachen würde. Der variierende Spiralwinkel ist ein Mechanismus, um diese Distension zu vermeiden. Ein anderer Mechanismus besteht darin, dass der Muskel nahe dem Apex **46**, der zuerst aktiviert wird, geringfügig entwickelter ist als der Muskel an der Spitze des Ventrikels, der zuletzt aktiviert wird. Als Ergebnis des zuvor beschriebenen Mechanismus wird die durch die Ventrikelwand ausgeübte Kraft gleichmäßiger über die Zeit und den Raum verteilt. Es sollte anerkannt werden, dass Blut, das ohne sich zu bewegen vor Ort bleibt, selbst im Herzen verklumpen kann, so dass es wichtig ist, soviel Blut wie möglich aus dem Herzen auszustoßen.

[0015] Wie anerkannt werden kann, ist ein komplizierter Mechanismus erforderlich, um die Aktivierung der Muskelfasern **44** zu synchronisieren, so dass ein wirksamer Zyklus aus vier Phasen erreicht wird. Dieser Synchronisierungsmechanismus wird durch ein elektrisches Leitsystem innerhalb des Herzens bereitgestellt, das ein elektrisches Aktivierungssignal von einem (natürlichen) Herzschrittmacher zu den Muskelfasern **44** leitet.

[0016] **Fig. 3** zeigt die Hauptleitungswege im Herzen **20**. Ein SA-Knoten **50**, der sich im rechten Vorhof **22** befindet, erzeugt ein Aktivierungssignal zum Initiieren der Kontraktion der Muskelfasern **44**. Das Aktivierungssignal wird entlang des Leitungsweges **54** zum linken Vorhof **26** übertragen, wo das Aktivierungssignal lokal vermittels der Bachmanschen Interaurikularbündeln und Crista-Enden verbreitert. Das Aktivierungssignal zum Kontrahieren des linken und

rechten Ventrikels wird vom SA-Knoten **50** zu einem AV-Knoten **52** geleitet, wo das Aktivierungssignal zeitlich verzögert wird. Die Ventrikel werden normalerweise elektrisch von den Vorhöfen durch nichtleitendes Fasergewebe isoliert, so dass das Aktivierungssignal durch spezielle Leitungswege wandern muss. Ein Aktivierungssignal des linken Ventrikels wandert entlang einem linken Weg **58**, um den linken Ventrikel **28** zu aktivieren, und ein Aktivierungssignal für den rechten Ventrikel wandert entlang einem rechten Weg **56**, um den rechten Ventrikel **24** zu aktivieren. Im allgemeinen übertragen die Leitungswege das Aktivierungssignal an den Apex **46**, wo sie lokal über Purkinje-Fasern **60** verbreitet werden und eine Fortpflanzung über den Rest des Herzens durch Leitungen in Muskelfasern **44** erreicht wird. Im allgemeinen erfolgt die Aktivierung des Herzens von der inneren Oberfläche zur äußeren Oberfläche. Es sollte zur Kenntnis genommen werden, dass die elektrische Leitung in Muskelfasern im allgemeinen entlang der Richtung der Muskelfaser schneller ist. Deshalb ist die Leitungsgeschwindigkeit des Aktivierungssignals im Herzen im allgemeinen anisotrop.

[0017] Wie anerkannt werden kann, führt die zeitliche Verzögerung im AV-Knoten **52**, in einem gesunden Herzen, zu einem geeigneten Sequenzablauf der Ventrikelsystole. Die zeitliche Verteilung des Aktivierungssignals im Ventrikelmuskel führt zur Aktivierung der Ventrikel vom Apex herauf. Bei einem gesunden Herzen pflanzt sich das Aktivierungssignal über den linken Ventrikel in etwa 60 Millisekunden fort. In einem von außen angeregten Herzen, wo das Aktivierungssignal nicht durch die Purkinje-Fasern **60** geleitet wird, oder in einem erkrankten Herzen ist die Fortpflanzungszeit typischerweise länger, wie beispielsweise 150 Millisekunden. Somit beeinflussen Krankheit und externes Anregen das Aktivierungsprofil des Herzens.

[0018] Herzmuskelzellen zeigen üblicherweise eine binäre Reaktion auf ein Aktivierungssignal; entweder antwortet die Zelle normal auf das Aktivierungssignal oder sie antwortet gar nicht. **Fig. 4** ist ein Diagramm, das die Spannungsänderungen einer einzelnen Herzmuskelzelle in Reaktion auf das Aktivierungssignal zeigt. Die Reaktion ist im allgemeinen in fünf Phasen aufgeteilt. Eine schnelle Depolarisationsphase **62** erfolgt, wenn die Muskelzelle ein Aktivierungssignal empfängt. In dieser Phase, die einige wenige Millisekunden dauert, wird das Potential der Zelle schnell positiv. Nach Depolarisierung repolarisiert die Muskelfaser während einer schnellen Repolarisierungsphase **64** schnell, bis die Zellspannung etwa 0 ist. Während einer langsamen Repolarisierungsphase **66**, die auch als das Plateau bekannt ist, kontrahiert die Muskelzelle. Die Dauer von Phase **66**, die Plateaudauer, steht in direkter Beziehung zu dem Umfang an Arbeit, die durch die Muskelzelle geleistet wird. Es folgt eine vergleichsweise schnelle Repolarisierungsphase **68**, wo sich die Muskelzelle auf ihr ursprüngliches Potential repolarisiert. Die Phase **68** ist

auch als die refraktäre Phase bekannt, während der die Zelle nicht durch ein weiteres Aktivierungssignal aktiviert werden kann. Während der Phase **68** befindet sich die Zelle in einer vergleichsweise refraktären Periode, während der die Zelle durch ein außergewöhnlich starkes Aktivierungssignal aktiviert werden kann. Es folgt ein Gleichgewichtszustand **70**, bei dem die Muskelzelle für eine weitere Aktivierung bereit ist. [0019] Es sollte anerkannt werden, dass die Kontraktion von Herzmuskelzellen zeitlich zu Ihrer Aktivierung verzögert erfolgt. Zusätzlich ist die Dauer der Kontraktion im allgemeinen gleich der Dauer des Plateaus.

[0020] Ein wichtiger Faktor, der die Länge des Plateaus beeinflussen kann, ist das Vorhandensein eines ionischen Stroms, der aus den Spannungspotentialen resultiert, die durch die lokalen Depolarisierungen erzeugt werden. Der ionische Strom beginnt am letzten aktivierten Abschnitt des Herzens und läuft entlang des Aktivierungswegs zurück. Es sind somit die zuletzt aktivierten Abschnitte des Herzens, die zuerst durch den ionischen Strom beeinflusst werden. Daraus resultiert, dass die Repolarisierung dieser Zellen vergleichsweise schneller erfolgt als die Repolarisierung der zuerst aktivierten Muskelfasern und ihre Kontraktionszeit vergleichsweise kürzer ist. Wie anerkannt werden kann, sind die ionischen Ströme, in einem gesunden Herzen, wo die Fortpflanzungszeit des Aktivierungssignals vergleichsweise kurz ist, wesentlich geringer als in einem erkrankten oder von außen angeregten Herzen.

[0021] Eines der Hauptergebnisse der Kontraktion der Ventrikel ist ein erhöhter Druck im Ventrikel. Im allgemeinen ist der Ausfluss aus dem Herzen in das Kreislaufsystem stärker und die Wirksamkeit des Herzens höher, wenn der Druck im Herzen höher ist. Eine mathematische Beziehung, die als das Gesetz von Laplace bezeichnet wird, kann verwendet werden, um die Beziehung zwischen dem Druck im Ventrikel und der Spannung in der Wand des Ventrikels zu modellieren. Das Gesetz von Laplace wurde für im allgemeinen sphärische oder zylindrische Kammern mit einer dehnbaren Wand formuliert, das Gesetz kann jedoch auch auf Ventrikel angewandt werden, da sie im allgemeinen eine verlängerte sphärische Form aufweisen. Die **Fig. 5A–C** zeigen drei Formulierungen zur Bestimmung der Spannung in einem Abschnitt der Ventrikelwand, die alle auf dem Gesetz von Laplace basieren. In **Fig. 5A** ist die Spannung über einem Querschnitt der Wand gezeigt, wobei T , die Spannung in der Wand, gleich dem Produkt aus P , dem transmuralen Druck über die Wand, r (zum Quadrat), dem Radius des Ventrikels, und π ist. Die **Fig. 5B** und **5C** zeigen Formeln zum Berechnen der Spannung pro Einheit in Abschnitten der Ventrikelwand, zum Beispiel in **Fig. 5C** für eine Einheitsquerschnittsfläche des Muskels in einer Wand mit der Stärke δ .

[0022] Wie anerkannt werden kann, ist eine höhere Spannung erforderlich, um die gleiche Druckände-

rung zu erzeugen wie in einem Ventrikel mit einem kleineren Radius, wenn r , der Radius des Ventrikels, groß ist. Das ist einer der Gründe, weshalb Ventrikeldilation üblicherweise zu Herzversagen führt. Der Herzmuskel muss eine höhere Spannung produzieren, um den gleichen Druckgradienten zu erreichen. Das Herz ist jedoch nicht in der Lage, die erforderliche Spannung zu produzieren, so dass der Druckgradient und somit die Herzwirksamkeit verringert ist.

[0023] Unglücklicherweise verfügen nicht alle Menschen über gesunde Herzen und gesunde Kreislaufsysteme. Einige Formen von Herzproblemen werden durch Erkrankungen verursacht. HCM (hypertrophe Kardiomyopathie oder HOCM) ist eine Erkrankung, bei der der linke Ventrikel und, insbesondere, das Ventrikelseptum hypertrophieren, manchmal in einem Ausmaß, das den Aortenausgang des linken Ventrikels blockiert. Andere Erkrankungen, wie beispielsweise Atrophie verursachende Erkrankungen verringern die Menge an Muskelfasern in Abschnitten des Herzens.

[0024] Eine sehr verbreitete Schadensursache für das Herz ist Ischämie des Herzmuskels. Dieser Zustand, insbesondere wenn er sich als akute Myokardinfarzierung (Herzinfarkt) manifestiert, kann tote Zonen im Herz erzeugen, die keinen aktiven Muskel enthalten. Ein weiterer und möglicherweise wichtiger Effekt ist die Tatsache, dass diese toten Zonen nicht leitfähig sind, was die natürliche Aktivierungssequenz des Herzens vereitelt. In einigen Fällen leitet beschädigtes Herzgewebe weiter das Aktivierungssignal, gleichwohl mit einer variablen oder niedrigeren Geschwindigkeit, was zu Arrhythmien führen kann.

[0025] Ein chronischer ischämischer Zustand wird im allgemeinen durch Blockade der Koronararterien verursacht, gewöhnlicher Weise durch Arteriosklerose, was die Menge an Sauerstoff begrenzt, die Abschnitte des Herzmuskels erreichen kann. Wenn mehr Arbeit (d. h. mehr Spannung) vom Herzen gefordert wird und eine Erhöhung der Sauerstoffversorgung nicht möglich ist, führt das zum akuten Schmerz und wenn die Versorgung für eine längere Zeitspanne abgeschnitten ist, wird Tod des unterversorgten Muskels folgen.

[0026] Wenn der Auswurf des Herzens unzureichend ist, ist ein typischer Ergebnis eine Hypertrophie des Herzens, gewöhnlicher Weise des linken Ventrikels. Hypertrophie ist ein kompensatorischer Mechanismus des Herzens, um das Auswurfvolumen zu erhöhen. In einem chronischen Zustand jedoch weist Hypertrophie im allgemeinen negative Wirkungen auf. Zum Beispiel können Arrhythmien, Stausineffizienz (CHF) und andauernde Änderungen in der Morphologie des Herzmuskels (Ventrikulardilatierung) aus der Hypertrophie resultieren.

[0027] Eine der üblichsten Herzkreislaferkrankungen ist Bluthochdruck. Eine Hauptwirkung von Bluthochdruck ist ein erhöhter Herzauswurfsleistungsbedarf der Hypertrophie verursacht, da das Blut gegen einen höheren Druck gepumpt werden muss. Darüber

berhinaus verschlimmert Bluthochdruck im allgemeinen andere bestehende Herzprobleme.

[0028] Das menschliche Herz weist viele kompensatorische und adaptive Mechanismen auf, die als Herzreserve bezeichnet werden, so dass sich nicht alle Herzpathologien als Herzerkrankung manifestieren. Wenn die Herzreserve einmal aufgebraucht ist, kann das Herz nicht mit dem Bedarf Schritt halten und es kann zum Herzversagen kommen. Ein Maß für die Herzfunktion und Effizienz ist der Linksherzausstoßfaktor, der das Verhältnis zwischen der Blutmenge im linken Ventrikel während Diastole und der Menge an Blut, die während der Systole austritt, ist. Es sollte angemerkt werden, dass ein wesentlicher Teil der Änderung des Ventrikelvolumens zwischen Systole und Diastole auf der Verdickung der aktivierten Muskelfasern beruht. Ein anderes Maß für die Herzfunktion ist das Linksherzschlagvolumen, das die Menge an Blut ist, die aus dem linken Ventrikel bei jedem Herzschlag ausgestoßen wird. Es sollte angemerkt werden, dass wenn die Herzreserve einmal aufgebraucht ist, es für das Herz schwierig, wenn nicht unmöglich, seinen Ausstoß zu erhöhen, wenn dies erforderlich ist, wie beispielsweise während körperlicher Betätigung.

[0029] Es gibt viele Wege, bei denen ein nicht-optimales Timing der Aktivierung des Herzens zu einer verringerten Herzleistung führen kann. Bei AF (Vorhofflimmern) kontrahiert ein Vorhof oder beide Vorhöfe nicht in der richtigen Reihenfolge mit dem mit ihm verbundenen Ventrikel. Als erstes Ergebnis injiziert der Vorhof kein Blut in den mit ihm verbundenen Ventrikel während der Vorhofsystole, so dass das Ventrikelvolumen vor der Ventrikelsystole nicht maximal ist und das Schlagvolumen geringfügig verringert ist. Wenn der rechte Vorhof flimmert, ist die Sequenz des AV-Knotens nicht regelmäßig, was dazu führt, dass sich die Ventrikel mit einer unregelmäßigen Frequenz kontrahieren und die Herzleistung weiter verringert wird.

[0030] In manchen Fällen eines Leitungsblockes zwischen dem SA-Knoten und den Ventrikeln, wie beispielsweise bei einem beschädigten AV-Knoten verursacht, ist die Kontraktion der Vorhöfe nicht synchronisiert mit der Kontraktion der Ventrikel, was auch zu einer verringerten Herzleistung führt.

[0031] Eine weitere Form eines Timing-Problems ergibt sich, wenn größere tote Zonen im Herzmuskel vorhanden sind, die elektrische Signale nicht leiten. Das Aktivierungssignal muss die toten Bereiche umgehen, was zu längeren Wegen (und längeren Verzögerungszeiten) für das Aktivierungssignal führt, das einige Abschnitte des Herzens erreicht. In einigen Fällen werden diese Abschnitte des Herzens lange nachdem der Rest des Herzens bereits kontrahiert hat, aktiviert, was zu einem verringerten Beitrag dieser Abschnitte zur Gesamtherzleistung führt.

[0032] Ein Herzmuskel, der Stress unterzogen wird, bevor er aktiviert wird, ein Herzmuskel, der geschwächt ist (beispielsweise durch Ischämie), und

Abschnitte des Herzens, die zu Narbengewebe geworden sind, können Aneurysmen bilden. Wie aus dem Gesetz von Laplace anerkannt werden kann, müssen Abschnitte von der Ventrikelwand, die nicht genügend Spannung erzeugen, um die durch den Druck im Herzen erzeugte Spannung auszugleichen, ihren örtlichen Radius in Antwort auf die Drucküberlastung erhöhen. Der gestreckte Wandabschnitt dünnt aus und kann zerreißen, was zum Tod des Patienten führt. Der Apex des linken Ventrikels ist für Aneurysmen besonders empfindlich, da er sehr dünn sein kann. Zusätzlich sind der Gesamtdruck im Ventrikel und der Strom aus dem Ventrikel verringert, während das Aneurysma wächst, so dass die Herzleistung auch verringert ist. Obwohl man erwarten sollte, dass ein schwacher Muskel in Reaktion auf den größeren Bedarf hypertrophieren sollte, kann, in einigen Fällen, wie beispielsweise nach einem AMI, eine Hypertrophie nicht erfolgen, bevor irreversible Gewebeschäden durch das Strecken verursacht werden.

[0033] Ein Perfusion des Herzmuskels erfolgt gewöhnlicherweise während der Diastole. Wenn jedoch die Diastole sehr lang ist, wie beispielsweise wenn das Aktivierungssignal langsam fortgepflanzt wird, können einige Abschnitte des Herzens nicht in geeigneter Weise mit Sauerstoff versorgt werden, was zu Ischämie führt.

[0034] Wie oben erwähnt ist einer der Anpassungsmechanismen des Herzens Hypertrophie, wobei sich die Größe des Herzens erhöht in Reaktion auf den erhöhten Bedarf. Hypertrophie erhöht jedoch die Gefahr von Arrhythmien, was in einigen Fällen die Herzleistung verringern kann und in anderen, wie beispielsweise VF (Ventrikelflimmern), lebensbedrohlich ist. Arrhythmien können auch durch beschädigtes Herzgewebe verursacht werden, die fehlerhafte Aktivierungssignale erzeugen, und durch Blöcke im Leitungssystem des Herzens.

[0035] In einigen Fällen werden Arrhythmien des Herzens unter Verwendung von Medikamenten behandelt, in anderen durch Implantieren eines Herzschrittmachers oder Defibrillators. Ein üblicher Eingriff zum Implantieren eines Herzschrittmachers, z. B. um die Wirkungen von AF zu behandeln, umfasst:

- (a) Abladieren oder Entfernen des AV-Knotens; und
- (b) Implantieren einer Schrittmacherelektrode im Apex des Herzens. Der Ort der Schrittmacherelektrode kann (während des Eingriffs) verändert werden, wenn das Herz nicht mit einer erwünschten Sequenz für eine gegebene Leistung des Schrittmachers schlägt.

[0036] Es ist auch bekannt, unter Verwendung von mehreren Elektroden anzuregen, wo das Aktivierungssignal von einer oder mehreren ausgewählten Elektroden initiiert wird, abhängig von den gemessenen elektrischen Werten, wie beispielsweise Sequenz, Aktivierungszeit und Depolarisationszu-

stand. Typischerweise wird das Anregungsschema an eine spezifische Arrhythmie angepasst. Manchmal enthält der Schrittmacher eine Logik, die es erlaubt, verschiedene Formen von Arrhythmien zu identifizieren und darauf zu antworten.

[0037] Das US-Patent 5,403,356 von Hill et al. beschreibt ein Verfahren zum Verhindern von Vorhoffarrhythmien, indem die Anregung im rechten Atrium in Antwort auf eine gemessene Vorhofdepolarisierung angepasst wird, was eine Arrhythmie anzeigen kann.

[0038] Manchmal wird die Anregung vorgenommen für mehr als eine Kammer. Z. B. wird beim Zweikammeranregen sowohl der linke als auch der rechte Ventrikel getrennt angeregt. Es gab Bestrebungen, das Zweikammeranregen zu verwenden, um die durch HCM verursachte Aortenobstruktion zu lindern. Der Aortenausgang vom linken Ventrikel liegt zwischen dem linken und dem rechten Ventrikel, so dass wenn beide Ventrikel gleichzeitig kontrahieren, die Aorta von allen Seiten gequetscht wird. Einem gesunden Herzen verlegt das Ventrikelseptum die Aorta nicht, jedoch in einem HCM-erkrankten Herzen verlegt das vergrößerte Septum den Aortenausgang vom linken Ventrikel. Wenn angeregt wird, um eine Aortenobstruktion zu verringern, werden die Kontraktionen des linken und rechten Ventrikels abgestuft, so dass wenn der linke Ventrikel kontrahiert der rechte Ventrikel dilatiert und die Aorta weniger zusammengedrückt wird.

[0039] Lameh Fananapazir, Neal D. Epstein, Rodolfo V. Curiel, Julio A. Panza, Dorothy Tripodi und Dorothy McAreavey in „Long-Term Results Of Dual-Chamber (DDD) Pacing In Obstructive Hypertrophic Cardiomyopathy“, Circulation, Band 90, Nr. 60, Seiten 2731–2742, Dezember 1994, beschreibt die Wirkung des Anregens eines HCM-erkrankten Herzens unter Verwendung von DDD-Anregung an der Spitze des rechten Ventrikels. Eine Wirkung besteht darin, dass die Muskelmasse nahe der Anregungsstelle verringert wird, d. h. das Ventrikelseptum ist atrophiert. Man geht von der Hypothese aus, dass die Atrophie durch die Veränderungen in der Arbeitsbelastung an der angeregten Stelle verursacht wird, die bedingt werden durch die späte Aktivierungszeit von Ventrikelsequenzen, die weit von dem Anregungsort entfernt sind.

[0040] Margarete Hochleitner, Helmut Hortnagl, Heide Hortnagl, Leo Fridrich und Franz Gschnitzer in „Long-Term Efficiency Of Physiologic Dual-Chamber Pacing In The Treatment Of End-Stage Idiopathic Dilated Cardiomyopathy“, American Journal of Cardiology, Band 70, Seiten 1320–1325, 1992, deren Offenbarung hierin durch Bezugnahme aufgenommen wird, beschreiben die Wirkung von DDD-Anregung auf Herzen, die dilatiert sind als das Ergebnis einer idiopathischen dilatierten Cardiomyopathie. DDD-Anregung führte zu einer Verbesserung der Herzfunktion und zu einer Verringerung der Hypertrophie bei mehreren Patienten. Zusätzlich wird vorgeschlagen, dass die Anordnung der Ventrikelelektrode des

DDD-Schrittmachers nahe dem Apex des rechten Ventrikels den Stress am Apex des linken Ventrikels durch seine frühe Aktivierung verringert. Es wird kein Verfahren vorgeschlagen zum Auswählen des Implantationsortes der Elektrode.

[0041] Xavier Jeanrenaud, Jean-Jacques Goy und Lukas Kappenberger in „Effects Of Dual Chamber Pacing In Hypertrophic Obstructive Cardiomyopathy“, The Lancet, Band 339, Seiten 1318–1322, 30. Mai 1992, deren Offenbarung hierin durch Bezugnahme aufgenommen wird, lehrt, dass, um den Erfolg von DDD-Anregung in unter HCM-leidenden Herzen zu gewährleisten, ein optimales AV-Intervall (zwischen Vorhofaktivierung und Ventrikelaktivierung) erforderlich ist. Zusätzlich wird vorgeschlagen, dass dieses optimale AV-Intervall durch körperliche Erhöhung modifiziert wird.

[0042] Verschiedene Verfahren können verwendet werden, um Herzversagen zu behandeln. Ein Verfahren besteht darin, Hilfspumpen mit dem Kreislaufsystem des Patienten zu verbinden, die das Herz bei der Zirkulation des Blutes unterstützen. Bis zum heutigen Tage wurde keine zufriedenstellende Langzeithilspumpe entwickelt. In einigen Fällen wird ein erkranktes Herz entfernt und durch ein anderes menschliches Herz ersetzt. Das ist jedoch eine teure, komplizierte und gefährliche Operation und es sind zu wenige Spenderherzen verfügbar. Künstliche Herzen leiden unter den gleichen Beschränkungen wie Hilfspumpen und sind, wie diese, noch nicht praktikabel.

[0043] Bestimmten Arten des Herzversagens, wie jene, die durch Leitungsblöcke im AV-Knoten oder durch AF verursacht werden, kann durch Implantation eines Herzschrittmachers, wie oben beschrieben, abgeholfen werden.

[0044] Einigen Fällen von Herzversagen kann durch Medikamente abgeholfen werden, die entweder das Herz stärken, Arrhythmien korrigieren oder das Gesamtblutvolumen im Körper verringern (was den Blutdruck verringert). Viele Fälle von Herzversagen können jedoch nur durch Verringern der Aktivität des Patienten behandelt werden. Letztendlich können, wenn die Herzreserve einmal aufgebraucht ist, viele Fälle von Herzversagen nicht behandelt werden und führen zum Tod.

[0045] Das US-Patent 5,391,199 offenbart eine Vorrichtung und Verfahren zum Kartieren der elektrischen Aktivität des Herzens.

[0046] „Biomedical Engineering Handbook“, Herausgeber Joseph D. Bronzino, Kapitel 156.3, Seiten 2371–2373, IEEE press/CRC press, 1995, beschreibt Modellierungsstrategien in der Herzphysiologie. Auf Seite 2373 ist ein Modell beschrieben, einschließlich experimentellem Beleg, wobei nach dem Modell die Form eines Ventrikels durch das (lokale) Maß an Sauerstoffverbrauch bestimmt wird. Zusätzlich differenziert dieses Modell zwischen Drucküberlastung auf dem Herzen, was zu einer Verdickung des Herzmuskels führt, bezeichneter konzentrischer Hypertrophie und Volumenüberlastung, was zu einer

Erhöhung des Ventrikelvolumens (durch Dehnen) führt, bezeichnete exzentrische Hypertrophie. Exzentrische Hypertrophie kann auch verursacht sein durch Verringern der Menge von am Herzmuskel verfügbaren Sauerstoff.

[0047] R. S. Reneman, F. W. Prinzen, E. C. Cheriex, T. Arts und T. Delhass in „Asymmetrical Changes in Left Ventricular Diastolic Wall Thickness Induced by Chronic Asynchronous Electrical Activation in Man and Dogs“, FASEB J., 1993, A752 (Zusammenfassung), Zusammenfassung Nr. 4341, beschreiben Ergebnisse von Studien an angeregten Herzen, die zeigen, dass früher aktivierte Ventrikelwandabschnitte dünner waren als später aktivierte Wandabschnitte, was eine asymmetrische Hypertrophie als ein Ergebnis des Anregens zeigt.

[0048] C. Daubert, PH. Mabo, Veronique Berder, D. Gras und C. LeClercq in „Atrial Tachyarrhythmias Associated with High Degree Interatrial Conduction Block: Prevention by Permanent Atrial Resynchronization“, European Journal of C. P. E., Band 4, Nr. 1, Seiten 35–44, 1994, beschreiben ein Verfahren zur Behandlung von Vorhofflimmern durch Implementieren von Herzschrittmacherelektroden an verschiedenen Orten im Herz, einschließlich zweier Elektroden im rechten Atrium.

[0049] Frits W. Prinzen, Cornelis H. Augustijn, Theo Art, Maurits A. Allesie und Robert Reneman in „Redistribution of Myocardial Fiber Strain and Blood Flow by Asynchronous Activation“, American Journal of Physiology Nr. 259 (Heart Circulation Physiology Nr. 28), H300–H308, 1990, beschreiben Studien, die zeigen, dass der Platzierungsort von Elektroden in einem angeregten Herzen signifikant die Verteilung von Überlastung und Perfusion (Blutfluss) im Herzen beeinflusst.

[0050] In WO 94/06349 und in WO 95/02995 wird eine Vorrichtung zum Kartieren von lokalen geometrischen Änderungen eines Organs von der An offenbart, wie sie durch den Oberbegriff von Anspruch 1 der beigefügten Ansprüche definiert wird.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0051] Wenn hierin verwendet umfassen die Begriff „physiologische Variable“ und „Herzparameter“ elektrische Aktivität, Frequenz, Arrhythmie oder Sequenzieren des Herzens. Der Begriff „lokaler physiologischer Wert“ umfasst nicht elektrische Aktivität, per se, sondern bezeichnet einen lokalen physiologischen Zustand, wie beispielsweise eine Kontraktion von lokalem Herzmuskel, Perfusion oder Stärke. Der Begriff „Ort“ bezeichnet einen Ort an oder in einem Objekt, wie beispielsweise einem Herzmuskel. Eine Klappe oder ein Apex des Herzens, z. B. „Position“ bezeichnet eine Position im Raum, gewöhnlicherweise relativ zu einem bekannten Abschnitt des Herzens, beispielsweise 81 mm (1,5 Inches) senkrecht vom Apex des Herzens. Der Begriff „lokale Information“ umfasst eine jegliche Information, die mit dem Ort

auf der Herzwand verbunden ist, einschließlich Position und elektrischer Aktivität.

[0052] Gemäß der vorliegenden Erfindung wird eine Vorrichtung zum Kartieren von lokalen geometrischen Änderungen eines Organs offenbart, wobei die Vorrichtung einen Katheter umfasst, der durch einen Mehrfachkopf an einem distalen Ende des Katheters gekennzeichnet ist, wobei jeder Kopf einen Ortsmessfühler zum Kartieren von lokalen geometrischen Änderungen des Organs aufweist.

[0053] Es wird das Kartieren von mechanischer Bewegung des Herzmuskels offenbart unter Verwendung eines Katheters mit einem Ortsmessfühler nahe seinem distalen Ende. Das Kartieren umfasst:

- (a) Platzieren des Katheters in Kontakt mit der Herzwand;
- (b) Bestimmen der Position des distalen Endes des Katheters; und
- (c) Wiederholen von Schritt (b) für zusätzliche Orte im Herzen.

[0054] Der Katheter steht in Kontakt mit der Herzwand während des gesamten Herzzyklusses. Es sollte anerkannt werden, dass der Kontakt mit der Herzwand hergestellt werden kann entweder von der Innenseite oder von der Außenseite des Herzens, beispielsweise wird Kontakt von der Außenseite durch Einführen des Katheters in die Koronararterie und/oder – venen erreicht. Alternativ wird der Katheter direkt in den Körper eingeführt (nicht durch das Gefäßsystem) beispielsweise durch ein Torakoskop oder während eines chirurgischen Eingriffes. (b) umfasst das Bestimmen der Position des Katheters an wenigstens zwei Punkten des gesamten Herzzyklus. Es umfasst das Bestimmen der Position mit der Zeit über den Zyklus. Alternativ oder zusätzlich weist der Katheter eine Vielzahl von distalen Enden auf, ein jedes mit einem Ortsmessfühler und (b) umfasst das Bestimmen der Position von einem jeden der Enden.

[0055] Der offenbarte Katheter bewegt sich zwischen aufeinanderfolgenden Diastolen nicht. Das kann, beispielsweise, gewährleistet werden durch Verwendung eines Impedanzmessfühlers, durch Bestimmen von Änderungen in einem lokal aufgenommenen Elektrogramm, durch Bestimmen, dass der Ortsmessfühler seine Bahn während Herzschlägen wiederholt, oder durch Bestimmen, dass der Katheter zu der gleichen Stelle in jeder Diastole oder anderem erkennbaren Abschnitt des Herzzyklus zurückkehrt. Das offenbarte Kartieren umfasst weiterhin Bestimmen der Geometrie und/oder von Änderungen der Geometrie von wenigstens einem Abschnitt des Herzens als eine Funktion der Zeit und/oder Phase des Herzzyklusses. Z. B. kann das Vorhandensein eines Aneurysmas aus einer charakteristischen Ausbuchtung des Aneurysmas während der Systole bestimmt werden. In ähnlicher Weise kann ein dilatierter Ventrikel aus dem bestimmten Volumen bestimmt werden. Zusätzlich oder alternativ umfasst das Kartieren das Bestimmen des lokalen Radius eines Ab-

schnittes der Herzwand.

[0056] Der offenbarte Katheter umfasst einen Druckmessfühler, der den Druck im Herzen misst. Die Kräfte auf der Herzwand werden berechnet unter Verwendung des lokalen Radius und/oder des bestimmten Druckes, bevorzugterweise unter Verwendung des Gesetzes von Laplace.

[0057] Der offenbarte Katheter umfasst wenigstens eine Elektrode zum Bestimmen der lokalen elektrischen Aktivität des Herzens. Die lokale Aktivierungszeit und/oder das Aktivierungssignal werden gemessen und in eine Karte des Herzens aufgenommen. Zusätzlich oder alternativ wird die lokale elektrische Leitfähigkeit gemessen, da faserförmiges Narbengewebe nicht so gut wie lebendes Muskelgewebe leitet.

[0058] Weiter wird die Bereitstellung einer Karte offenbart, die die lokale Aktivierungszeit mit der Bewegung eines Segmentes der lokalen Herzwand vergleicht. Die Karte vergleicht die Aktivierungszeit des Segmentes mit der Bewegung des Segmentes relativ zu der Bewegung von umgebenden Segmenten. Somit kann die Reaktion eines Muskelsegmentes auf das Aktivierungssignal aus den lokalen geometrischen Änderungen bestimmt werden. Es wird weiter die Bestimmung der momentanen Stärke der Herzwand am Kontaktpunkt offenbart. Die Stärke wird unter Verwendung eines Ultraschallwandlers gemessen, der bevorzugterweise auf dem distalen Abschnitt des Katheters angeordnet ist. Änderungen in der Stärke der Herzwand werden verwendet, um die Reaktion des Herzmuskels auf das Aktivierungssignal zu bestimmen. Typischerweise verdickt sich die Wand, wenn sich der Muskel kontrahiert, während wenn der Muskel nicht reagiert und der Druck im Herzen sich erhöht, die Wand dünner wird.

[0059] Es wird noch weiter die Bereitstellung einer Karte für den lokalen Energieverbrauch des Herzens offenbart. Der lokale Energieverbrauch wird bestimmt unter Verwendung des Gesetzes von Laplace, lokalen Änderungen der Stärke und einem Drucksensor, der auf dem Katheter angebracht ist, der den Druck im Herzen bestimmt.

[0060] Zusätzliche oder alternative Messfühler werden am distalen Ende des Katheters angebracht und verwendet zum Erstellen der Herzkarten. Z. B. kann ein Ultraschall-doppler-Messfühler verwendet werden, der die Perfusion misst, um die lokale Perfusion als Funktion der Zeit und Arbeitsbelastung zu bestimmen. Zusätzlich oder alternativ wird ein ionischer Messfühler verwendet, um Änderungen der Ionenkonzentrationen zu messen.

[0061] Obwohl die obigen Karten als solche beschrieben sind, die auf Zeit oder Herzphasen beruhen, sind in den offenbarten Karten Messungen auf der Grundlage von geometrischen Eigenschaften des Herzens oder auf EKG- oder Elektrogrammeigenschaften enthalten. Die EKG-Eigenschaften umfassen Pulsschlag und/oder EKG-Morphologie. Karten, die mit verschiedenen Kategorien verbunden sind, können verglichen werden, um Pathologien zu

bestimmen und unter Verwendung des Herzens, z. B., ein anormales Aktivierungsprofil infolge einer Leitungsanomalie, wie beispielsweise einem Block, zum Bewerten der Wirkungen von Tachykardie oder zum Bewerten von Änderungen im Aktivierungsprofil als eine Funktion der Herzfrequenz.

[0062] Karten, die vor einem Herzeingriff erstellt wurden, werden verglichen mit Karten, die nach einem Eingriff erstellt wurden, um die Wirkung des Eingriffes zu bestimmen. In einigen Fällen werden Karten erstellt, während das Herz künstlich angeregt wird.

[0063] Hierin wird auch eine Maßnahme zur Änderung der Verteilung von Muskelmasse im Herz von einer existierenden Muskelmassenverteilung zu einer erwünschten Muskelmassenverteilung offenbart. Dies wird erreicht durch Anpassen der Anregung des Herzens, um ein Aktivierungsprofil zu erreichen, das eine derartige Änderung beeinflusst. Abschnitte des Herzens, die vergleichsweise atrophiert sind, werden aktiviert, so dass vergleichsweise mehr Anstrengungen von ihnen erforderlich sind als zuvor. Alternativ oder zusätzlich werden Abschnitte des Herzens, die hypertrophiert sind, aktiviert, so dass geringere Bemühungen von ihnen erforderlich sind als zuvor. Die Entscheidung, wie das Aktivierungsprofil des Herzens geändert wird, basiert auf einer Karte des Herzens, bevorzugterweise unter Verwendung einer Karte, die den lokalen Energieverbrauch und/oder die vor Ort erbrachte Leistung von einem jeden Abschnitt des Herzens zeigt. Alternativ oder zusätzlich wird eine Karte verwendet, die das Verhältnis zwischen lokaler Perfusion und lokalem Energieverbrauch zeigt. Das Aktivierungsprofil des Herzens wird geändert, wenn das Herz die erwünschte Muskelmassenverteilung erreicht. Typischerweise wird das Herz unter Verwendung eines implantierten Schrittmachers angeregt. Eine Karte wird verwendet, um den optimalen Ort für die Anregungselektrode(n) zu bestimmen. Zusätzlich oder alternativ kann ein Behandlungsschema für Pharmazeutika konzipiert werden, um die Aktivierung des Herzens zu beeinflussen unter Verwendung einer derartigen Karte und eines Modells der Reaktion des Herzens auf die Pharmazeutika.

[0064] Andere Herzbehandlungsoptionen können auch geplant und/oder beschlossen werden zwischen der Verwendung derartiger Karten. Z. B. ist eine Bypassoperation nur eine Option, wenn das nicht perfundierte Gewebe (dessen Ischämie durch den Eingriff erleichtert wird) lebensfähig ist und seine Aktivität (und Beitrag zum Herzen) durch den chirurgischen Eingriff verbessert werden wird. Es ist somit möglich, bevor zwischen Bypassoperation, PCTA und anderen Reperfusionbehandlungen entschieden wird, eine Karte aufzunehmen und zu analysieren, um bei der Entscheidung zu helfen. In einem Beispiel kann Gewebe, das Arrhythmie infolge Ischämie induziert, nachgewiesen werden unter Verwendung einer Karte von der hierin beschriebenen Art und eine Entscheidung zu reperfundieren getroffen werden. In

einem weiteren Beispiel ist die Durchführung einer Bypassoperation, um die Perfusion zu Narbengewebe zu erhöhen, für den Patienten ein Trauma und kann tatsächlich die Perfusion von anderen Teilen des Herzens verringern. Wenn, vor dem chirurgischen Eingriff, eine Karte hinzugezogen wird, kann ein unnötiger chirurgischer Eingriff abgewendet werden oder zumindest in seiner Komplexität (zwei statt drei Bypässe) verringert werden.

[0065] Es ist hierin auch das optimale Platzieren von Schrittmacherelektroden offenbart. Ein offenes Verfahren zum Bestimmen der Elektrodenplatzierung umfasst:

- (a) Anregen eines Herzens von einem ersten Ort;
- (b) Bestimmen eines Wertes einer physiologischen Variable, während an dem ersten Ort angeregt wird;
- (c) Wiederholen von (a) und (b) an wenigstens einem zweiten Ort; und
- (d) Implantieren der Herzschrittmacherelektrode an einem Ort von dem ersten und zweiten Ort, der einen optimalen Wert für die physiologische Variable ergibt, oder an einem Ort mit einer Antwort, von der man weiß, dass sie in der Zukunft einen optimalen Wert ergibt.

[0066] Eine bevorzugte physiologische Variable ist das Schlagvolumen. Bevorzugterweise wird die physiologische Variable unter Verwendung eines Katheters gemessen. Noch weiter wird hierin ein Anregen eines Herzens offenbart zur Verringerung von Stress. Ein offenes Verfahren zum Anregen des Herzens umfasst:

- (a) Messen eines lokalen physiologischen Wertes an einer Vielzahl von Orten im Herzen;
- (b) Bestimmen eines Anregungsschemas, das die Verteilung des Wertes an der Vielzahl von Orten verändern wird; und
- (c) Anregen des Herzens unter Verwendung des neuen Anregungsschemas.

[0067] Das neue Anregungsschema wird so bestimmt, dass der Stress auf bestimmte Abschnitte des Herzens verringert werden wird, bevorzugterweise indem der lokale physiologische Wert innerhalb eines Bereiches gehalten wird. Der Bereich wird lokal auf der Grundlage von örtlichen Zuständen im Herzen bestimmt. Ein bevorzugter lokaler physiologischer Wert ist die Blutperfusion. (a) bis (c) werden im wesentlichen in Echtzeit durchgeführt. Das Messen des physiologischen Wertes wird im wesentlichen gleichzeitig an einer Vielzahl von Orten durchgeführt. [0068] Noch weiter wird hierin das Erhöhen der Wirksamkeit eines Herzens unter Verwendung eines adaptiven Anregens offenbart. Ein offenes Verfahren zum adaptiven Anregen umfasst:

- (a) Bestimmen eines bevorzugten Anregungsschemas für ein Herz, das optimal hinsichtlich einer physiologischen Variablen ist; und
- (b) Anregen des Herzens unter Verwendung des

bevorzugten Anregungsschemas.

[0069] Das bevorzugte Anregungsschema wird bestimmt unter Verwendung einer Karte des Herzens. Die Karte wird bevorzugterweise analysiert, um zu bestimmen, welche Abschnitte des Herzens infolge ihrer Aktivierungszeit unterverwendet werden. Das offenbarte Anregen wird bevorzugterweise durch Implantieren eines Schrittmachers, bevorzugterweise mit einer Vielzahl von Elektroden, initiiert. Alternativ oder zusätzlich wird das offenbarte Anregen initiiert durch Ändern der Elektrifizierung einer Vielzahl von zuvor implantierten Schrittmacherelektroden.

[0070] In einem offenbarten Verfahren zum adaptiven Anregen wird das Anregungsschema regelmäßig geändert, so dass jedes Anregungsschema die Verwendung verschiedener Bereiche des Herzens optimiert. Zusätzlich oder alternativ wird das Anregungsschema regelmäßig geändert, um die Arbeitsbelastung zwischen verschiedenen Abschnitten des Herzens zeitlich zu verteilen.

[0071] Ein weiterer Aspekt der Offenbarung betrifft Schrittmacher mit adaptiven Anregungsschemata. Ein bevorzugter Schrittmacher umfasst:

eine Vielzahl von Elektroden;
eine Elektrizitätsquelle zum Elektrifizieren der Elektroden; und
ein Steuergerät, das die Elektrifizierung der Elektroden in Antwort auf eine Vielzahl von gemessenen lokalen physiologischen Werten eines Herzens ändert, um eine Optimierung einer physiologischen Variable des Herzens zu erreichen.

[0072] Der gemessene physiologische Wert umfasst bevorzugterweise Plateaulänge und/oder Aktivierungszeit. Bevorzugterweise wird die Messung unter Verwendung der Schrittmacherelektroden durchgeführt. Alternativ oder zusätzlich wird die Messung durchgeführt unter Verwendung von wenigstens einem zusätzlichen Messfühler. Eine bevorzugte physiologische Variable ist das Schlagvolumen. Weiterhin bevorzugterweise wird die physiologische Variable durch den Schrittmacher gemessen, wie beispielsweise Messen des Drucks im Herzen unter Verwendung eines elektronischen Druckmessfühlers.

[0073] Es wird daher ein Verfahren offenbart zum Anlegen einer Herzkarte eines Herzens mit einem Herzzyklus umfassend:

- (a) Inkontaktbringen einer invasiven Sonde mit einem Ort auf einer Wand des Herzens;
- (b) Bestimmen einer Position der invasiven Sonde in wenigstens zwei verschiedenen Phasen des Herzzyklus;
- (c) Bestimmen eines lokalen nicht-elektrischen physiologischen Wertes an dem Ort;
- (d) Wiederholen von (a) bis (c) für eine Vielzahl von Orten des Herzens; und
- (e) Kombinieren der Positionen, um eine zeitabhängige Karte von wenigstens einem Abschnitt des Herzens zu bilden. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren:

(f) Bestimmen von wenigstens einer lokalen Beziehung zwischen Änderungen der Positionen der invasiven Sonde und einem bestimmten lokalen nicht-elektrischen physiologischen Wert.

[0074] Es wird auch ein Verfahren offenbart zum Konstruieren einer Herzkarte eines Herzens mit einem Herzzyklus umfassend:

- (a) Inkontaktbringen einer invasiven Sonde mit einem Ort auf einer Wand des Herzens;
- (b) Bestimmen einer Position der invasiven Sonde;
- (c) Bestimmen eines lokalen nicht-elektrischen physiologischen Wertes an dem Ort zu einer Vielzahl von verschiedenen Phasen des Herzzyklus;
- (d) Wiederholen von (a) bis (c) für eine Vielzahl von Orten des Herzens; und
- (e) Kombinieren der Positionen, um eine Karte von wenigstens einem Abschnitt des Herzens zu bilden. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren die Bestimmung von wenigstens einem zweiten Ort der invasiven Sonde in einer Phase, bei der der lokale nicht-elektrische Wert gefunden wird, wobei die Position verschieden ist von der in (b) bestimmten Position. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren die Bestimmung von wenigstens einer lokalen Beziehung zwischen Änderungen der Positionen der invasiven Sonde und bestimmten lokalen nicht-elektrischen physiologischen Werten.

[0075] Bevorzugterweise umfasst das Verfahren die Bestimmung einer Bahn der Sonde als eine Funktion des Herzzyklus. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren das Analysieren der Bahn.

[0076] Zusätzlich oder alternativ wird der lokale physiologische Wert unter Verwendung eines Messfühlers bestimmt, der außerhalb der Sonde liegt. Bevorzugterweise ist der Messfühler außerhalb eines Körpers, der das Herz enthält. Alternativ wird der lokale physiologische Wert bestimmt unter Verwendung eines Messfühlers in der invasiven Sonde. Alternativ oder zusätzlich wird der lokale physiologische Wert zu im wesentlichen der gleichen Zeit wie die Position der invasiven Sonde bestimmt. Alternativ oder zusätzlich umfasst die Karte eine Vielzahl von Karten von denen eine jede zu einer verschiedenen Phase des Zyklus des Herzens korrespondiert. Alternativ oder zusätzlich umfasst die Karte eine Differenzkarte zwischen zwei Karten, von denen eine jede zu einer unterschiedlichen Phase des Zyklus des Herzens korrespondiert. Alternativ oder zusätzlich umfasst der lokale physiologische Wert eine chemische Konzentration.

[0077] Alternativ oder zusätzlich umfasst der lokale physiologische Wert eine Stärke des Herzens an dem Ort. Bevorzugterweise wird die Stärke des Herzens unter Verwendung eines Ultraschallwandlers bestimmt, der auf der invasiven Sonde angebracht ist. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren das Be-

stimmen einer Reaktion des Herzens auf eine Aktivierungssignal durch Analysieren von Änderungen in der Stärke des Herzens.

[0078] Alternativ oder zusätzlich umfasst der lokale physiologische Wert ein Maß für eine Perfusion an einem Ort. Alternativ oder zusätzlich umfasst der lokale physiologische Wert ein Maß für die an dem Ort erbrachte Leistung. Alternativ oder zusätzlich umfasst das Verfahren die Bestimmung einer lokalen elektrischen Aktivität an einer jeden von der Vielzahl von Orten des Herzens. Bevorzugterweise umfasst die elektrische Aktivität ein lokales Elektrogramm. Alternativ oder zusätzlich umfasst die elektrische Aktivität eine lokale Aktivierungszeit. Alternativ oder zusätzlich umfasst die elektrische Aktivität eine lokale Plateaudauer des Herzgewebes an dem Ort. Alternativ oder zusätzlich umfasst die elektrische Aktivität einen Spitze-Spitze-Wert eines lokalen Elektrogramms.

[0079] Alternativ oder zusätzlich umfasst das Verfahren die Bestimmung einer lokalen Änderung in der Geometrie des Herzens. Bevorzugterweise umfasst die lokale Änderung eine Änderung der Größe eines Bereiches, der den Ort umgibt. Alternativ oder zusätzlich umfasst die lokale Änderung eine Verzerrung eines Bereiches, der den Ort umgibt. Alternativ oder zusätzlich umfasst die lokale Änderung eine Änderung eines lokalen Radius des Herzens an dem Ort. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren die Bestimmung eines Herzinnendruckes des Herzens. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren die Bestimmung einer relativen Spannung an dem Ort. Bevorzugterweise wird die relative Spannung unter Verwendung des Gesetzes von Laplace bestimmt.

[0080] In einer offenbaren Ausführungsform umfasst das Verfahren die Bestimmung einer absoluten Spannung an dem Ort.

[0081] In einer offenbaren Ausführungsform umfasst das Verfahren die Bestimmung einer Bewegung des Ortes auf der Herzwand relativ zur Bewegung von umgebenden Orten. Alternativ oder zusätzlich umfasst das Verfahren die Bestimmung der Aktivität des Herzens an dem Ort. Bevorzugterweise umfasst die Bestimmung der Aktivität die Bestimmung eines relativen Bewegungsprofils des Ortes auf der Herzwand relativ zu benachbarten Orten. Alternativ umfasst die Aktivität die Bestimmung eines Bewegungsprofils des Herzens an dem Ort.

[0082] In einer offenbaren Ausführungsform umfasst das Verfahren die Überwachung der Stabilität des Kontaktes zwischen der invasiven Sonde und dem Herzen. Bevorzugterweise umfasst die Überwachung das Überwachen der Stabilität des Kontaktes zwischen der Sonde und dem Herzen auf der Grundlage des Bewegungsprofils. Alternativ oder zusätzlich umfasst das Überwachen das Nachweisen von Änderungen in dem Bewegungsprofil für verschiedene Herzzyklen. Alternativ oder zusätzlich umfasst das Überwachen den Nachweis von Unterschieden der Positionen der Sonde in den gleichen Phasen für verschiedene Herzzyklen. Alternativ oder zusätzlich

umfasst das Überwachen das Nachweisen von Änderungen der lokal gemessenen Impedanz der invasiven Sonde zu einem Erdleiter. Alternativ oder zusätzlich umfasst das Überwachen das Nachweisen von Artefakten in lokal bestimmten Elektrogrammen. [0083] In einer offenbaren Ausführungsform umfasst das Verfahren das Rekonstruieren einer Oberfläche eines Teils der Herzens. Alternativ oder zusätzlich umfasst das Verfahren das Kategorisieren von lokaler Information gemäß Eigenschaften des Zyklus des Herzens. Bevorzugterweise umfassen die Eigenschaften eine Herzfrequenz. Alternativ oder zusätzlich umfassen die Eigenschaften eine Morphologie eines EKG des Herzens. Bevorzugterweise ist das EKG ein lokales Elektrogramm. Alternativ oder zusätzlich umfasst das Verfahren das getrennte Kombinieren der Information in einer jeden Kategorie in eine Karte. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren das Bestimmen von Unterschieden zwischen den Karten.

[0084] In einer offenbaren Ausführungsform sind die Positionen der invasiven Sonde Positionen relativ zu einem Referenzort. Bevorzugterweise ist der Referenzort ein vorab bestimmter Ort des Herzens. Alternativ oder zusätzlich wird die Position der Referenz unter Verwendung eines Ortsmessfühlers bestimmt. Alternativ oder zusätzlich umfasst das Verfahren die periodische Bestimmung einer Position des Referenzortes. Bevorzugterweise wird die Position des Referenzortes in der gleichen Phase in verschiedenen Herzzyklen aufgenommen.

[0085] In einer offenbaren Ausführungsform ist die invasive Sonde in einer Herzvene oder – arterie angeordnet. Alternativ ist die invasive Sonde außerhalb eines Blutgefäßes angeordnet.

[0086] In einer offenbaren Ausführungsform wird die lokale Information über eine Vielzahl von Zyklen gemittelt.

[0087] Weiter wird ein Verfahren zum Bestimmen der Wirkung einer Behandlung offenbart, das das Anfertigen einer ersten Karte eines Herzens vor der Behandlung, Anfertigen einer zweiten Karte des Herzens nach der Behandlung; und Vergleichen der ersten und zweiten Karte umfasst, um die Wirkung der Behandlung zu diagnostizieren.

[0088] Es wird auch ein Verfahren offenbart, das das Anfertigen einer Karte eines Herzens und Analysieren der Karte umfasst, um unterverwendete Bereiche des Herzens zu bestimmen.

[0089] Es wird auch ein Verfahren offenbart, das das Anfertigen einer Karte eines Herzens und Analysieren der Karte umfasst, um ein Verfahren zur Behandlung des Herzens auszuwählen.

[0090] Es wird auch ein Verfahren offenbart, das das Anfertigen einer Karte eines Herzens und Analysieren der Karte umfasst, um die Optimierungsmöglichkeiten im Herz zu bestimmen.

[0091] Es wird auch ein Verfahren offenbart, das das Anfertigen einer Karte eines Herzens und Analysieren der Karte umfasst, um unterperfundierte Be-

reiche des Herzens zu bestimmen.

[0092] Es wird auch ein Verfahren offenbart, das das Anfertigen einer Karte eines Herzens und Analysieren der Karte umfasst, um überbeanspruchte Bereiche des Herzens zu bestimmen.

[0093] Es wird auch ein Verfahren offenbart, das das Anfertigen einer Karte eines Herzens und Analysieren der Karte umfasst, um lokale Pathologien im Herzen zu bestimmen.

[0094] Es wird auch ein Verfahren offenbart, das das Anfertigen einer Karte eines Herzens und Analysieren der Karte umfasst, um die Lebensfähigkeit von Bereichen des Herzens zu bewerten.

[0095] Es wird auch ein Verfahren offenbart zum Bestimmen der Wirkung einer Änderung der Aktivierung eines Herzens, das Konstruieren einer ersten Karte eines Herzens vor der Veränderung; Konstruieren einer zweiten Karte des Herzens nach der Veränderung; und Vergleich der ersten und zweiten Karten umfasst, um die Wirkung der Veränderung der Aktivierung zu diagnostizieren.

[0096] Es wird auch ein Verfahren offenbart zum Bestimmen der Wirkung einer Änderung der Aktivierung eines Herzens, das Konstruieren einer ersten Karte des Herzens vor der Veränderung; Konstruieren einer zweiten Karte des Herzens nach der Veränderung; Konstruieren einer zweiten Karte des Herzens; und Vergleichen der ersten und zweiten Karte umfasst, wobei die zwei Karten parallel durch Aufnehmen von lokaler Information an einem Ort über mehrere Herzzyklen aufgenommen werden, wobei sich die Aktivierung während mehrerer Herzzyklen ändert.

[0097] Es wird auch ein Verfahren zum Bewerten der Lebensfähigkeit offenbart, das das Anfertigen einer ersten Karte eines Herzens vor einer Änderung der Aktivierung des Herzens; Konstruieren einer zweiten Karte des Herzens nach der Änderung; und Vergleichen der ersten und zweiten Karte umfasst, um die Lebensfähigkeit von Abschnitten des Herzens zu bewerten. Bevorzugterweise umfasst die Aktivierung das Ändern einer Anregung des Herzens. Alternativ oder zusätzlich umfasst die Aktivierung, dass das Herz einem chemischen Stress ausgesetzt wird. Alternativ oder zusätzlich umfasst die Änderung der Aktivierung, dass das Herz physiologischem Stress ausgesetzt wird.

[0098] In einer offenbarten Ausführungsform wird das Herz künstlich angeregt.

[0099] Es wird auch ein Verfahren zum Herzformen offenbart, das Erzeugen einer Karte eines Herzens, Auswählen eines Abschnittes des Herzens mit einer bestimmten Menge an Muskelgewebe dort; und Bestimmen eines Anregungsschemas zum Ändern der Arbeitsbelastung des Abschnittes umfasst. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren das Anregen des Herzens unter Verwendung des bestimmten Anregungsschemas. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren, dass eine Zeit gewartet wird; dann die Wirkung des Anregungsschemas bestimmt wird und das

Auswählen, Bestimmen und Anregen wiederholt wird, wenn eine erwünschte Wirkung nicht erzielt wird. Bevorzugterweise wird die Arbeitsbelastung des Abschnittes erhöht, um die Menge an Muskelgewebe darin zu erhöhen.

[0100] Alternativ wird die Arbeitsbelastung des Abschnittes verringert, um die Menge an Muskelgewebe daran zu verringern. In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird die Arbeitsbelastung geändert durch Ändern einer Aktivierungszeit des Abschnittes. Bevorzugterweise umfasst die Karte Informationen zur elektrischen Aktivierung. Alternativ oder zusätzlich umfasst die Karte Information zur mechanischen Aktivierung.

[0101] Es wird auch ein Verfahren offenbart zum Bestimmen eines optimalen Ortes zum Implantieren einer Schrittmacherelektrode umfassend:

- (a) Anregen eines Herzens von einem ersten Ort;
- (b) Bestimmen eines Herzparameters, der mit dem Anregen an dem Ort verbunden ist; und
- (c) Wiederholen von (a) und (b) für einen zweiten Ort und;
- (d) Auswählen eines optimalen Ortes auf der Grundlage der bestimmten Werte für die Herzparameter. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren:
- (e) Implantieren der Elektrode an der Stelle, für die der Herzparameter optimal ist.

[0102] Bevorzugterweise umfasst das Anregen eines Herzens, dass eine invasive Sonde mit einer Elektrode mit einem ersten Ort in Kontakt gebracht wird und die Elektrode mit einem Anregungsstrom elektrifiziert wird.

[0103] Bevorzugterweise umfasst der Herzparameter das Schlagvolumen. Alternativ oder zusätzlich umfasst der Herzparameter den Herzinnendruck. Alternativ oder zusätzlich umfasst das Bestimmen des Herzparameters das Messen des Herzparameters unter Verwendung einer invasiven Sonde.

[0104] Es wird auch ein Verfahren zur Bestimmung eines Schemas zum Anregen eines Herzens offenbart, das umfasst:

- (a) Bestimmen eines lokalen physiologischen Wertes an einer Vielzahl von Orten im Herz; und
- (b) Bestimmen eines Anregungsschemas, welches eine Verteilung des physiologischen Wertes in einer erwünschten Art und Weise verändert. Bevorzugterweise umfasst die Verteilung eine zeitliche Verteilung. Alternativ oder zusätzlich umfasst die Verteilung eine räumliche Verteilung. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren das Anregen des Herzens unter Verwendung des bestimmten Anregungsschemas. Alternativ oder zusätzlich umfasst die Änderung der Verteilung die Beibehaltung von physiologischen Werten innerhalb eines gegebenen Bereiches. Bevorzugterweise umfasst der Bereich einen lokal bestimmten Bereich. Alternativ oder zusätzlich umfasst der Bereich einen phasenabhängigen Bereich, wobei ein

unterschiedlicher Bereich für eine jede Phase eines Herzzyklus bevorzugt ist. Alternativ oder zusätzlich umfasst der Bereich einen aktivierungsabhängigen Bereich, wobei ein unterschiedlicher Bereich für ein jedes Aktivierungsprofil des Herzens bevorzugt ist. Bevorzugterweise weisen unterschiedliche Herzfrequenzen unterschiedliche Bereiche auf. Alternativ oder zusätzlich weisen verschiedene Arrhythmie Stadien verschiedene Bereiche auf.

oder vorhergesagten Arrhythmie, einem gemessenen oder vorhergesagten Flimmern oder einem gemessenen oder vorhergesagten Herzleistungsbedarf im Herzen in Verbindung steht. Bevorzugterweise optimiert ein jedes der Anregungsschemata die Verwendung von verschiedenen Abschnitten des Herzens. Alternativ oder zusätzlich verteilt die Änderung des Anregungsschemas zeitlich die Arbeitsbelastung zwischen verschiedenen Bereichen des Herzens.

[0105] In einer offenbaren Ausführungsform werden die physiologischen Werte im Wesentlichen gleichzeitig bestimmt. Bevorzugterweise umfasst der physiologische Wert die Perfusion. Alternativ oder zusätzlich umfasst der physiologische Wert Stress. Alternativ oder zusätzlich umfasst der physiologische Wert die Plateaudauer.

[0106] Es wird auch ein Verfahren offenbart zum Bestimmen eines bevorzugten Anregungsschemas, das Erzeugen einer Karte des Herzens; und Bestimmen, unter Verwendung der Karte, eines bevorzugten Anregungsschemas für ein Herz umfasst, das optimal hinsichtlich einer physiologischen Variablen ist. Bevorzugterweise umfasst das Anregen des Herzens das Verwenden des bevorzugten Anregungsschemas. Alternativ oder zusätzlich umfasst die Karte eine elektrische Karte. Bevorzugterweise umfasst das Bestimmen eines bevorzugten Anregungsschemas die Erzeugung einer Karte des Aktivierungsprofils des Herzens. Alternativ oder zusätzlich umfasst die Karte eine mechanische Karte. Bevorzugterweise umfasst das Bestimmen eines bevorzugten Anregungsschemas die Erzeugung einer Karte des Reaktionsprofils des Herzens. Alternativ oder zusätzlich umfasst das Verfahren die Analyse einer Aktivierungskarte oder einer Reaktionskarte des Herzens, um Abschnitte des Herzens zu bestimmen, die unterverwendet werden infolge eines existierenden Aktivierungsprofils des Herzens. Alternativ oder zusätzlich wird das Anregen durch Implantieren von wenigstens einer Schrittmacherelektrode im Herzen initiiert. Bevorzugterweise umfasst die wenigstens eine Schrittmacherelektrode eine Vielzahl von einzelnen Elektroden, von denen eine jede an einem unterschiedlichen Abschnitt des Herzens befestigt ist.

[0107] In einer offenbaren Ausführungsform wird das Anregen durch Ändern der Elektrifizierung von einer Vielzahl von zuvor implantierten Schrittmacherelektroden initiiert. Alternativ oder zusätzlich umfasst die physiologische Variable ein Schlagvolumen. Alternativ oder zusätzlich umfasst die physiologische Variable ein Ventrikeldruckprofil.

[0108] Es wird auch ein Verfahren zum Anregen offenbart, welches umfasst:

- (a) Anregen eines Herzgewebes unter Verwendung eines ersten Anregungsschemas; und
- (b) Ändern des Anregungsschemas zu einem zweiten Anregungsschema, wobei die Änderung der Anregung nicht direkt mit einer gemessenen

[0109] Es wird auch ein Schrittmacher offenbart, der ein jedes der oben beschriebenen anregungs-basierten Verfahren durchführt.

[0110] Es wird auch ein Schrittmacher offenbart, der umfasst: eine Vielzahl von Elektroden, eine Elektrizitätsquelle zum Elektrifizieren der Elektroden und ein Steuergerät, das die Elektrifizierung der Elektroden in Antwort auf eine Vielzahl von Werten von lokalen Informationen eines Herzens ändert, die an verschiedenen Orten gemessen wurden, um eine Optimierung eines Herzparameters des Herzens zu erreichen. Bevorzugterweise wird die lokale Information unter Verwendung von den Elektroden gemessen. Alternativ oder zusätzlich wird die lokale Information unter Verwendung eines Messfühlers gemessen.

[0111] Es wird auch ein Schrittmacher offenbart, der eine Vielzahl von Elektroden umfasst, eine Elektrizitätsquelle zum Elektrifizieren der Elektroden und ein Steuergerät, das die Elektrifizierung der Elektroden in Reaktion auf eine gespeicherte Karte von Werten von lokaler Information eines Herzens an verschiedenen Orten ändert, um eine Optimierung eines Herzparameters des Herzens zu erreichen.

[0112] Bevorzugterweise umfasst die lokale Information eine lokale Aktivierungszeit. Alternativ oder zusätzlich umfasst die lokale Information eine lokale Plateaudauer. Alternativ oder zusätzlich umfasst die lokale Information lokale physiologische Werte. Alternativ oder zusätzlich umfasst die lokale Information phasenabhängige lokale Positionen. Alternativ oder zusätzlich umfasst der Herzparameter ein Schlagvolumen. Alternativ oder zusätzlich wird der Herzparameter durch den Schrittmacher gemessen. Alternativ oder zusätzlich umfasst der Herzparameter einen Herzinnendruck.

[0113] Es wird weiter ein Verfahren offenbart zum Nachweisen von strukturellen Anomalien in einem Herz, umfassend:

- (a) Inkontaktbringen einer invasiven Sonde mit einem Ort auf einer Wand des Herzens;
- (b) Bestimmen einer Position der invasiven Sonde;
- (c) Wiederholen von (a) bis (b) für eine Vielzahl von Orten auf der Wand;
- (d) Kombinieren der Positionen, um eine zeitabhängige Karte von wenigstens einem Abschnitt des Herzens zu bilden; und
- (e) Analysieren der Karte, um strukturelle Anomalien im Herz zu bestimmen. Bevorzugterweise ist

die strukturelle Anomalie ein einfaches Aneurysma.

[0114] Bevorzugterweise umfasst das Verfahren Wiederholen von (b) mindestens ein zweites Mal, an der gleichen Stelle und an einer verschiedenen Phase des Herzzyklusses als (b).

[0115] Es wird auch ein Verfahren zum Hinzufügen eines Leitungsweges in einem Herzen zwischen einem ersten Segment des Herzens und einem zweiten Segment des Herzens offenbart, das umfasst: Erzeugen einer mechanischen Karte des Herzens; Bereitstellen einer Aktivierungsleitungsanordnung mit einem distalen Ende und einem proximalen Ende, elektrisches Verbinden des distalen Endes der Vorrichtung mit dem ersten Segment und elektrisches Verbinden des proximalen Endes der Vorrichtung mit dem zweiten Segment.

[0116] Es wird auch eine leitfähige Vorrichtung zum Erzeugen von Leitungswegen im Herzen offenbart, die umfasst: eine erste Leitung, die für eine elektrische Verbindung mit einem ersten Abschnitt des Herzens angepasst ist; eine zweite Leitung, die für die elektrische Verbindung mit einem zweiten Abschnitt des Herzens angepasst ist; einen Kondensator zum Speichern von elektrischer Ladung, die an dem ersten Abschnitt des Herzens erzeugt wurde, und zum Entladen der elektrischen Ladung an dem zweiten Abschnitt des Herzens.

[0117] Es wird auch ein Verfahren zum Betrachten einer Karte offenbart, das umfasst: Bereitstellen einer Karte mit lokaler Information eines Herzens; und Überlagern einer medizinischen Aufnahme über die Karte. Bevorzugterweise ist die medizinische Aufnahme ein Angiogramm. Alternativ oder zusätzlich ist die medizinische Aufnahme ein dreidimensionales Bild. Alternativ oder zusätzlich enthält die Karte sowohl räumliche als auch zeitliche Informationen.

[0118] Es wird auch ein Verfahren zum Diagnostizieren offenbart, das umfasst: Erzeugen einer Karte eines Herzens und Korrelieren der Karte mit einer Bibliothek von Karten. Bevorzugterweise umfasst das Verfahren die Diagnose des Zustandes des Herzens auf der Grundlage der Korrelation.

[0119] Es wird auch eine Vorrichtung offenbart, die umfasst: einen Speicher mit einer Vielzahl von darin gespeicherten Karten; und ein Korrelationsmittel, welches eine Eingabekarte mit der Vielzahl der Karten korreliert.

[0120] Es wird auch ein Analyseverfahren offenbart, das Erzeugen einer Karte von elektrischer Aktivierung eines Herzens, Erzeugen einer Karte von mechanischer Aktivierung des Herzens; und Bestimmen der lokalen Beziehungen zwischen der lokalen elektrischen Aktivierung und mechanischen Aktivierung umfasst. Bevorzugterweise umfasst die mechanische Aktivierung ein Bewegungsprofil. Bevorzugterweise umfasst die elektrische Aktivierung eine Aktivierungszeit. Weiter wird eine Vorrichtung offenbart, die angepasst ist, um eine Karte gemäß einer der

hierin beschriebenen Kartierungsverfahren zu erzeugen. Bevorzugterweise umfasst die Vorrichtung eine Anzeige, die ausgestaltet ist, um die Karte anzuzeigen.

[0121] Obwohl die Beschreibung der vorliegenden Erfindung auf das Herz abstellt, sind der hierin beschriebene Apparat und die hierin beschriebenen Verfahren auch für die Kartierung und das Beeinflussen anderer Organe nützlich, wie beispielsweise des Magens und anderer Muskeln. Z. B. wird bei der Behandlung von atrophierten Muskeln unter Verwendung von Reizung eine elektro-mechanische Karte des Muskels bevorzugterweise während einer Testreizung aufgenommen, um bei der Bestimmung eines optimalen Stimulierungsschemas zu helfen.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0122] **Fig. 1A** ist eine schematische Querschnittsdarstellung eines Herzens;

[0123] **Fig. 1B–1E** sind schematische Querschnittsdarstellungen, die das Herz in einer jeden von vier Phasen eines Herzzyklus zeigt;

[0124] **Fig. 1F** ist ein Diagramm, das das Blutvolumen in einem linken Ventrikel des Herzens während eines Herzzyklusses zeigt;

[0125] **Fig. 1G** ist ein Diagramm, das die Füllrate des linken Ventrikels während eines Herzzyklusses zeigt;

[0126] **Fig. 2** ist eine schematische Teilansicht eines Herzens, die die Anordnung von Herzmuskelfasern um einen linken Ventrikel zeigt;

[0127] **Fig. 3** ist eine schematische Querschnittsdarstellung eines Herzens, das die elektrischen Leitsysteme des Herzens zeigt;

[0128] **Fig. 4** ist ein Diagramm, das die Änderungen des Spannungspotentials einer einzelnen Herzmuskelzelle in Reaktion auf ein Aktivierungssignal zeigt;

[0129] **Fig. 5A–5C** sind schematische teilperspektivische Querschnittsansichten eines Herzens, die die Anwendung des Gesetzes von Laplace auf die Bestimmung der Spannung im Herzmuskel zeigen;

[0130] **Fig. 6** ist eine schematische Querschnittsseitenansicht eines Herzens, die eine offenbare Vorrichtung zur Erzeugung einer Karte des Herzens zeigt;

[0131] **Fig. 7** ist ein Flussdiagramm eines offenbarten Verfahrens zum Konstruieren der Karte unter Verwendung der Vorrichtung von **Fig. 6**;

[0132] **Fig. 8** ist ein verallgemeinertes Diagramm, das die Abhängigkeit eines Widerstandes von der Entfernung des Katheters vom Herzmuskelgewebe zeigt;

[0133] **Fig. 9A–D** zeigen verschiedene lokale Änderungen der Geometrie des Herzens;

[0134] **Fig. 10** zeigt einen mit mehreren Köpfen versehenen Katheter zum Aufnehmen von lokalen geometrischen Änderungen gemäß der Erfindung;

[0135] **Fig. 11** ist ein Flussdiagramm, das ein offenbartes Kategorisierungsverfahren zeigt;

[0136] **Fig. 12A–D** zeigen pathologische Fälle, wo eine Veränderung der Anregung eines Herzens wünschenswert ist; und

[0137] **Fig. 13** ist eine schematische Seitenansicht eines implantierten Schrittmachers gemäß einer offenbarten Ausführungsform.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0138] Eine erste offenbarte Ausführungsform betrifft die Kartierung der Geometrie des Herzens und zeitabhängiger Änderungen der Geometrie des Herzens. **Fig. 6** ist eine schematische Seitenansicht einer offenbarten Vorrichtung zur Durchführung der Kartierung. **Fig. 7** ist ein Flussdiagramm, das ein offenbartes Verfahren zur Durchführung der Kartierung zeigt.

[0139] Unter Bezug auf **Fig. 6** wird eine distale Spitze **74** des Kartierungskatheters **72** in das Herz **20** eingeführt und mit dem Herzen **20** am Ort **75** in Kontakt gebracht. Bevorzugterweise wird die Position der Spitze **74** unter Verwendung eines Ortsmessfühlers **76** bestimmt. Der Messfühler **76** ist bevorzugterweise ein Ortsmessfühler, wie er in der PCT-Anmeldung US95/01103, „Medical diagnosis, treatment and imaging systems“, eingereicht am 24. Januar 1995, im US-Patent 5,391,199 oder im US-Patent 5,443,489, die alle auf den Inhaber der vorliegenden Anmeldung übertragen worden sind, offenbart ist und der typischerweise einen externen Magnetfeldgenerator **73** erfordern wird. Alternativ werden andere Ortsmessfühler, wie sie in der Technik bekannt sind, verwendet, zum Beispiel Ultraschall-, RF- und magnetische Drehfeldmessfühler. Alternativ oder zusätzlich ist die Spitze **74** mit einem Marker versehen, dessen Position von außerhalb des Herzens **20** bestimmt werden kann, z. B. ein röntgenundurchlässiger Marker zur Verwendung mit einem Durchleuchtungsgerät. Bevorzugterweise ist mindestens ein Referenzkatheter **78** in das Herz eingeführt und in einer festen Position relativ zum Herzen **20** fixiert. Durch Vergleich der Positionen des Katheters **72** und des Katheters **78** kann die Position der Spitze **74** relativ zum Herz genau bestimmt werden, selbst wenn das Herz **20** eine Gesamtbewegung innerhalb der Brust macht. Bevorzugterweise werden die Positionen wenigstens einmal in einem jeden Herzzyklus verglichen, bevorzugterweise während der Diastole. Alternativ bestimmt der Ortsmessfühler **76** die Position der Spitze **74** relativ zum Katheter **78**, z. B. unter Verwendung von Ultraschall, so dass kein externer Messfühler oder Generator **73** erforderlich ist. Alternativ befindet sich der Katheter **78** außerhalb des Herzens, beispielsweise außerhalb des Körpers oder im Ösophagus.

[0140] Es sollte anerkannt werden, dass eine geometrische Karte konstruiert werden kann, selbst wenn der Ortsmessfühler **76** nur die Position und nicht die Orientierung bestimmt. Da jedoch der Messfühler **76** typischerweise in einem geringen Abstand

von der Spitze **74** angeordnet ist, sind wenigstens zwei Orientierungswinkel wünschenswert, um die Genauigkeit der Positionsbestimmung der Spitze **74** zu erhöhen.

[0141] Unter Bezugnahme auf **Fig. 7** umfasst ein typisches Kartierungsverfahren:

- (a) Inkontaktbringen der Katheterspitze **74** mit der Wand des Herzens **20** am Ort **75**;
- (b) Bestimmen von wenigstens einer Position der Spitze **74**;
- (c) Hinzufügen des Positionswertes zur Karte;
- (d) Bewegen des Katheters **72** zu einem zweiten Ort, wie beispielsweise einem Ort **77**;
- (e) Wiederholen der Schritte (b)–(d); und
- (f) (optional) Rekonstruieren der Oberfläche des Herzens **20** aus den bestimmten Positionen.

[0142] Die Rekonstruktion der Oberfläche des Herzens kann die Rekonstruktion der inneren oder äußeren Oberfläche des Herzens umfassen, abhängig von dem Ort der Katheterspitze **74**. Verfahren zum Rekonstruieren einer Oberfläche aus einer Vielzahl von Datenpunkten sind in der Technik gut bekannt.

[0143] Bevorzugterweise ist der Katheter **72** ein Katheter mit einer steuerbaren Spitze, so dass die erneute Positionierung der Spitze **74** erleichtert wird. Steuerbare Katheter sind weiter in der PCT-Anmeldung US95/01103 und den US-Patenten 5,404,297, 5,368,592, 5,431,168, 5,383,923, 5,368,564, 4,921,482, 5,195,968 beschrieben.

[0144] In einer bevorzugten offenbarten Ausführungsform weist ein jeder Positionswert einen damit verbundenen Zeitwert auf, bevorzugterweise relativ zu einem vorab bestimmten Punkt im Herzzyklus. Bevorzugterweise werden mehrere Positionsbestimmungen durchgeführt, zu verschiedenen Punkten im Herzzyklus, für eine jede Platzierung der Spitze **74**. Eine geometrische Karte umfasst somit eine Vielzahl von geometrischen Momentaufnahmen des Herzens **20**, wobei eine jede Momentaufnahme mit einem unterschiedlichen Zeitpunkt des Herzzyklus verbunden ist. Der Herzzyklus wird bevorzugterweise bestimmt unter Verwendung einer Standard-EKG-Vorrichtung. Alternativ oder zusätzlich wird eine örtliche Referenzaktivierungszeit bestimmt unter Verwendung einer Elektrode auf dem Katheter **72**. Das Herz **20** kann in einer bekannten Weise angeregt werden, beispielsweise durch den Katheter **78**, oder kann natürlich angeregt werden.

[0145] In einer alternativen offenbarten Ausführungsform werden Positionswerte auch aufgenommen, während die Spitze **74** nicht mit dem Herzen **20** in Kontakt ist. Diese Positionswerte können verwendet werden bei der Erzeugung eines Bildes der inneren Oberfläche des Herzens **20** durch einen Eliminierungsprozess, da ein jeder Punkt innerhalb des Herzens, der nicht mit der Oberfläche in Kontakt steht, sich nicht auf seiner inneren Oberfläche befindet.

[0146] Wie anerkannt werden kann, muss der Kontakt zwischen der Spitze **74** und dem Herzen **20** ge-

währleistet sein. Insbesondere ist wichtig zu wissen, wann die Spitze **74** mit dem Herzen **20** nach dem Repositionieren der Spitze **74** in Kontakt tritt und die Stabilität der Spitze **74** an einem Ort zu wissen, wie beispielsweise ob sich die Spitze **74** vom Ort **75** ohne Eingriff des Operators als Ergebnis der Bewegung des Herzens **20** verschiebt, muss bekannt sein. Ein Verfahren zum Überwachen des Kontaktes zwischen der Spitze **74** und dem Ort **75** erfolgt durch die Analyse der Bahn der Spitze **74**. Die innere Wand des Herzens **20** weist viele Spalten auf und die Spitze **74** landet typischerweise in einer dieser Spalten, so dass sich die Spitze **74** zusammen mit dem Ort **75** bewegt. Es kann erwartet werden, dass die Spitze **74** in jedem Herzzyklus zu der gleichen räumlichen Position zurückkehrt. Wenn somit die Spitze **74** nicht zu der gleichen Position in einer jeden Diastole zurückkehrt, dann ist der Kontakt zwischen der Spitze **74** und dem Ort **75** nicht stabil. Weiter können einige Formen des Verrutschens nachgewiesen werden, indem bestimmt wird, ob sich die gesamte Bahn der Spitze **74** im wesentlichen selbst wiederholt. Darüberhinaus können einige Formen des Verrutschens Artefakte zu der Bahn hinzufügen, die nachgewiesen werden können durch Vergleichen der Bahn gegen Bahnen von nahegelegenen Segmenten des Herzens oder gegen ein Modell der Bewegung des Herzens.

[0147] Es ist auch bekannt, dass die Initiierung des Kontaktes zwischen der Spitze **74** und dem Herzen **20** Artefakte in einem lokal gemessenen Elektrogramm verursacht. Deshalb umfasst in einer offenbarten Ausführungsform die Spitze **74** eine Elektrode **79**, die die lokale elektrische Aktivität misst. Artefakte der gemessenen Aktivität zeigen an, dass die Spitze **74** nicht stabil in Kontakt ist mit dem Ort **75**. Bevorzugterweise werden die lokale elektrische Aktivität und insbesondere die lokale Aktivierungszeit und die lokale Plateaudauer zusammen mit einem jeden Ort im Herzen **20** gespeichert.

[0148] In einer zusätzlichen offenbarten Ausführungsform wird der Kontaktdruck zwischen der Spitze **74** und dem Ort **75** unter Verwendung eines Druckmessfühlers gemessen, um das Vorhandensein und die Stabilität des Kontaktes dazwischen zu bestimmen.

[0149] In einer offenbarten Ausführungsform wird die Elektrode **79** verwendet, um die Impedanz zwischen der Spitze **74** und einem Erdleiter außerhalb des Patienten zu messen. Die Impedanz zwischen der Spitze **74** und dem Erdleiter wird durch die Entfernung der Spitze **74** von der Wand des Herzens und der Qualität des Kontaktes dazwischen beeinflusst. Die Wirkung kann wie folgt erklärt werden. Lange Zellen wie beispielsweise Muskelzellen und Nerven weisen elektrische Leitfähigkeiten auf, die nicht-isotrop und frequenzabhängig sind. Blut, das das Herz **20** füllt, weist eine Leitung auf, die vergleichsweise frequenzabhängig und isotrop ist und sein Widerstand ist etwa die Hälfte des durchschnittlichen Widerstan-

des von Muskelgewebe. Das größte Ausmaß an Frequenzabhängigkeit von Körperstrukturen wird zwischen 30 und 200 Hz gefunden. Es sind jedoch Frequenzen im Bereich von 30 Hz bis 10 MHz nützlich. Zum Beispiel kann bei 50 KHz der Kontakt am leichtesten aus Änderungen der Impedanz bestimmt werden und bei 0,5 MHz kann die Akkumulierung von Resten auf dem Katheter vom Verkohlen des Herzmuskels während des Abladierens aus Änderungen der Impedanz bestimmt werden.

[0150] **Fig. 8** ist ein verallgemeinertes Diagramm, das die Abhängigkeit eines Widerstandes zwischen der Spitze **74** und einer äußeren Leitung, die am Patienten angebracht ist, von der Entfernung der Spitze **74** von dem Ort **75** bei 50 KHz zeigt.

[0151] Lokale geometrische Änderungen im Herzen sind auch klinisch interessant. **Fig. 9A** zeigt ein Segment **90** von dem Herzen **20** und **Fig. 9B–9D** zeigen verschiedene Aspekte der lokalen Bewegung des Segmentes **90**. Das Timing der Bewegung von Segment **90** relativ zum Herzzyklus und/oder relativ zur Bewegung von anderen Segmenten des Herzens **20** zeigt Kräfte an, die am Segment **90** angreifen. Diese Kräfte können sich aus der lokalen Kontraktion an Segment **90** oder als Ergebnis der Kontraktion von anderen Abschnitten des Herzens **20** ergeben. Die Bewegung vom Segment **90** bevor ein Aktivierungssignal das Segment **90** erreicht, kann anzeigen, dass das Segment **90** nicht zu einer optimalen Zeit aktiviert wird, und somit, dass es nicht zu einem maximalen Maß der Leistung des Herzens **20** beiträgt. Die Bewegung ohne ein Aktivierungssignal zeigt gewöhnlicherweise nicht-muskuläres Gewebe an, wie beispielsweise Narbengewebe. Die Aktivierungszeit wird bevorzugterweise unter Verwendung der Elektrode **79** (**Fig. 6**) gemessen.

[0152] **Fig. 9B** zeigt einen anderen Weg zur Bestimmung der Reaktion vom Muskelgewebe auf ein Aktivierungssignal. Ein erster Ort **92** ist in einer Entfernung D1 von einem zweiten Ort **94** angeordnet und in einer Entfernung D2 von einem dritten Ort **96**. Man kann annehmen, dass in einem normalen Herz D1 und D2 zur im wesentlichen gleichen Zeit mit einem im wesentlichen gleichen Umfang kontrahieren. Wenn jedoch das Gewebe zwischen Ort **92** und Ort **94** nicht-reaktiv ist, dann kann D1 sogar zunehmen, wenn D2 kontrahiert (Gesetz von Laplace). Zusätzlich wird eine zeitliche Verzögerung zwischen der Kontraktion von D1 und D2 wahrscheinlich durch Blöcke in der Leitung des Aktivierungssignals verursacht. Eine Karte der Reaktion des Herzens auf ein Aktivierungssignal kann ebenso wichtig sein wie eine Aktivierungskarte, da sie die Reaktion ist, die direkt die Herzleistung, aber nicht die Aktivierung, beeinflusst.

[0153] **Fig. 9C** und **9D** zeigen die Bestimmung von lokalen Änderungen des Radius des Herzens **20**, die mit dem Druck verbunden sein können, um die lokale Spannung unter Verwendung des Gesetzes von Laplace zu bestimmen. In **Fig. 9C** weist eine Vielzahl

von Orten **98**, **100** und **102** einen lokalen Radius R_1 auf und in **Fig. 9D** verringert sich der lokale Radius R_2 , was anzeigt, dass die Muskelfaser an den Orten **98**, **100** und **102** lebend ist. Es sollte festgestellt werden, dass, da der Druck im Herzen **20** räumlich ausgeglichen wird, ein Verhältnis zwischen der Spannung an verschiedenen Teilen des Herzens **20** bestimmt werden kann, selbst wenn ein Absolutwert nicht bestimmt werden kann.

[0154] In einer offenbaren Ausführungsform wird eine Vielzahl von Kathetern an den Stellen **98**, **100** und **102** platziert, so dass Veränderungen in der lokalen Geometrie in einem einzigen Herzzyklus bestimmt werden können. Gemäß der Erfindung wird ein Mehrfachkopfkatheter verwendet, wobei jeder Kopf einen Ortsmessfühler aufweist, um lokale geometrische Änderungen zu kartieren. **Fig. 10** zeigt einen Mehrfachkopfkatheter **104** mit einer Vielzahl von Ortsmessfühlern **106** zum Kartieren von lokalen geometrischen Änderungen.

[0155] Eine weitere klinisch wichtige lokale Änderung ist eine Änderung der Stärke eines Wandsegmentes des Herzens **20**. Muskelfasern verdicken sich, wenn sie kontrahieren, so dass eine Erhöhung der Stärke des Wandsegmentes anzeigt, dass sich die Muskelfasern im Wandsegment kontrahieren. Ein Dünnerwerden des Wandsegmentes zeigt an, dass das Wandsegment gestreckt wird. Entweder sind nicht genügend Muskelfasern im Wandsegment vorhanden, um die Spannung auf das Wandsegment zu überwinden, oder die Muskelfasern in dem Wandsegment sind nicht synchron mit dem Rest des Herzens **20** aktiviert, was zu Druckerhöhungen führt, denen nicht durch lokale Spannungserhöhungen entgegengewirkt wird. Späte Erhöhungen der Stärke des Wandsegmentes zeigen üblicherweise an, dass das Aktivierungssignal am Segment verspätet war. Lokale Änderungen der Stärke können auch mit einer lokal bestimmten Aktivierungszeit verglichen werden, um eine lokale Reaktionszeit zu bestimmen. Zusätzlich ist ein Vergleich der Unterschiede des Verdickens zwischen verschiedenen benachbarten Wandsegmenten ein Anzeichen für die Aktivierungszeit ähnlicher Änderungen in der lokalen Geometrie.

[0156] Die lokale Stärke des Wandsegmentes wird bevorzugterweise unter Verwendung eines Ultraschallmessfühlers bestimmt, der auf dem Katheter **72** oder Katheter **78** angebracht ist. Nach vorne gerichtete Ultraschallmessfühler (FLUS), die geeignet sind zum Anbringen auf dem Katheter **72** zum Bestimmen der lokalen Stärke des Wandsegmentes sind in der PCT-Anmeldung US95/01103 und in US-Patent 5,373,849 beschrieben. Ein auf die Seite gerichteter Ultraschallmessfühler (SLUS), der zum Anbringen am Katheter **78** geeignet ist, ist in der PCT-Veröffentlichung WO 95/07657 beschrieben. Alternativ oder zusätzlich bestimmt ein externer Messfühler, wie beispielsweise ein Echocardiograph, die Stärke des Wandsegmentes benachbart der Spitze **94**.

[0157] In einer offenbaren Ausführungsform sind

Messfühler zusätzlich zum Ortsmessfühler **76** an der Spitze **74** angebracht. Wie bereits beschrieben ist bevorzugterweise wenigstens eine Elektrode **79** an der Spitze **74** angebracht, um die lokale elektrische Aktivität zu kartieren, die mit der geometrischen Karte integriert werden kann, um eine elektro-mechanische Karte zu bilden. Zum Beispiel kann die Kontraktionsdauer mit der lokalen elektrischen Plateaulänge oder die lokale Aktivierungszeit mit der lokalen Reaktionszeit unter Verwendung einer elektro-mechanischen Karte verglichen werden.

[0158] Zusätzlich oder alternativ ist ein chemischer Messfühler an der Spitze **74** angebracht, um Änderungen in den lokalen Innenkonzentrationen oder lokalen chemischen Konzentrationen zu bestimmen. Typischerweise ist ein derartiger chemischer Messfühler auf einer Nadel angebracht, die in das Myokard eingeführt ist.

[0159] Alternativ oder zusätzlich ist ein Perfusionsmessgerät an der Spitze **74** angebracht, um die Perfusionsmenge zu bestimmen. Beispiele für Perfusionsmessgeräte umfassen: Ein Doppler-Ultraschallperfusionsmessgerät oder ein Doppler-Laserperfusionsmessgerät, wie beispielsweise offenbart in „Design for an ultrasound-based instrument for measurement of tissue blood flow“, von Burns, S. M. und Reid, M. H., in Biomaterials, Artificial Cells and Artificial Organs, Band 17, Ausgabe 1 Seiten 61–68, 1989. Ein derartiges Perfusionsmessgerät zeigt bevorzugterweise den Volumenstrom und/oder die Flussgeschwindigkeit an.

[0160] Alternativ oder zusätzlich ist ein Szintillationsdetektor auf der Spitze **74** angebracht, um Strahlung nachzuweisen, die von Radio-Pharmazeutika emittiert wird, die in den Patienten injiziert oder vom Patienten aufgenommen werden. Wenn ein geeignetes Niedrigenergiaradiopharmazeutikum verwendet wird, wird der Szintillationsdetektor empfindlich für Strahlung von Abschnitten des Herzens **20** sein, die im wesentlichen mit der Spitze **74** in Kontakt sind. Zum Beispiel kann die lokale Perfusion bestimmt werden.

[0161] In einer weiteren offenbaren Ausführungsform ist ein optischer Messfühler an der Spitze **74** befestigt. Wie in der Technik bekannt, reflektiert oxyniertes Blut ein Spektrum, das verschieden ist vom Spektrum, das von nicht-oxyniertem Blut reflektiert wird. Durch Bestimmung der Reflexion von Abschnitten des Herzens **20** kann die Perfusion davon bestimmt werden. Zusätzlich oder alternativ werden optische Reflexionsfähigkeitsmuster oder Texturen verwendet, um zwischen verschiedenen Gewebetypen zu differenzieren, zum Beispiel fibrösem, lebensfähigem Muskel und beschädigtem Muskel. Bevorzugterweise ist der optische Messfühler eine Kamera oder ein Faseroptikbildleiter. Weiter ist bevorzugt, dass ein IR-(infrarot) empfindlicher Messfühler verwendet wird. Bevorzugterweise wird eine Beleuchtung an der Spitze **74** durch eine Lichtquelle bereitgestellt, die an der Spitze **74** angebracht ist, oder durch Licht, das

durch den faseroptischen Lichtleiter übertragen wird. [0162] Alternativ oder zusätzlich wird ein Kaltspitzenkatheter verwendet, um die Wirkung des Abladierens eines Teils des Herzens zu kartieren. Es ist in der Technik bekannt, dass ein hypothermer Herzmuskel keine elektrischen Signale initiiert oder darauf reagiert. Kaltspitzenkatheter, wie beispielsweise in der PCT-Veröffentlichung WO 95/19738 vom 27. Juli 1995 offenbart, können verwendet werden, um die elektrische Aktivität eines lokalen Wandsegmentes zu inhibieren, während gleichzeitig die lokalen geometrischen Wirkungen der Inhibierung kartiert werden.

[0163] Andere lokal aufgenommene Variablen umfassen Temperatur, die die Perfusion oder Aktivierung angeben kann, Osmolarität, Leitungsgeschwindigkeit, Repolarisierungszeit, Repolarisierungsdauer und Impedanz, die Gewebeart und Lebensfähigkeit anzeigen können.

[0164] Die Kartierung wird typischerweise vorgenommen, wenn das Herz **20** von außen angeregt wird, wie beispielsweise unter Verwendung eines weiteren Katheters, entweder um eine konstante Herzfrequenz zu setzen oder bestimmte Arrhythmien zu erzeugen. Die Elektrode **79** ist beim Identifizieren und Analysieren von Arrhythmien nützlich. Zusätzlich kann die Elektrode **79** als ein Schrittmacher verwendet werden, um die Wirkung des Anregens von einer bestimmten Stelle zu bestimmen, wie beispielsweise Initiieren von VT. Der Ort des Katheters kann als ein relativ fixierter Ort angezeigt werden, wie beispielsweise die enddiastolische Position. Alternativ wird die Bewegung des Katheters mit dem Herzzyklus (mit oder ohne eine Änderung der Karte des Herzens) als eine Navigationshilfe gezeigt.

[0165] Üblicherweise werden verschiedene Arten von Karten aufgenommen. Eine Art kartiert lokale physiologische Werte als eine Funktion des Ortes auf dem Herzen, z. B. Leitfähigkeit. Bei dieser Art von Karte wird die Position der Spitze **74** typischerweise in der gleichen Phase des Herzzyklus für eine jede neue Stelle bestimmt und steht in keiner Beziehung zu der Aufnahme des lokalen Wertes. Der lokale Wert kann zeitabhängig sein. Zum Beispiel eine Karte der momentanen lokalen Stärke der Herzwand als eine Funktion der Phase des Herzzyklus. Ein weiteres Beispiel ist ein lokales Elektrogramm als eine Funktion der Zeit. Der Wert kann kontinuierlich aufgenommen werden über den gesamten Herzzyklus, nur über einen Teil davon oder einem einzigen Zeitpunkt, der mit der Positionsbestimmung und/oder dem Herzzyklus synchronisiert ist. Eine geometrische Karte umfasst Informationen über die Geometrie des Herzens, z. B. Form und Volumen, und/oder Änderungen der Geometrie des Herzens als eine Funktion der Zeit, z. B., Stärke, lokale Biegung und Form. Eine elektromechanische Karte umfasst Informationen über die Kopplung zwischen elektrischen Signalen und mechanischen Änderungen im Herzen, z. B. Verdicken als eine Funktion der Aktivierungszeit. Andere

Arten von Karten umfassen chemisch-mechanische Karten, die mechanische und chemische Wirkung des Herzens korrelieren, Energieverbrauchskarten, die lokale Energieverbräuche zeigen, Perfusionskarten, die lokale Perfusion des Herzmuskels zeigen, und eine Karte des Verhältnisses zwischen Energieverbrauch und lokaler Perfusion. Andere wichtige Arten von Karten zeigen die Verzögerung zwischen elektrischer Aktivierungszeit und verschiedenen Parametern der mechanischen Reaktion. Die gezeigte mechanische Reaktion kann der Beginn einer Kontraktion, eine maximale Kontraktion oder ein Ende einer Kontraktion sein. Weiterhin kann eine derartige Karte die relativen Verzögerungen zwischen einem jeden Abschnitt der lokalen elektrischen Aktivität und der mechanischen Aktivität zeigen, z. B. kann die elektrische Aktivität das Ende des Plateaus oder der Beginn der schnellen Depolarisation sein. Diese Information ist nützlich beim Differenzieren zwischen gesundem und erkranktem Gewebe, da die Verzögerung zwischen elektrischer und mechanischer Aktivität bei erkranktem Gewebe dazu neigt, ausgeprägter zu sein.

[0166] Mehrere verschiedene Analysentypen sind bei offenbarten Ausführungsformen nützlich. In einer grundlegenden Form der Analyse wird die Aufnahme von lokaler Information am gleichen Punkt über eine Anzahl von Zyklen zum Kategorisieren aufgenommen. Bevorzugterweise wird die Anregung des Herzens zwischen den Aufnahmen geändert und jeder gemessene Wert wird mit einem speziellen Anregungsschema verbunden. Alternativ kann diese Art der Analyse durchgeführt werden, während Ablationen im Herzen vorgenommen werden oder anderweitig das Aktivierungsprofil des Herzens geändert wird. Alternativ werden die aufgenommenen Werte über mehrere Herzzyklen gemittelt, um das Rauschen zu verringern.

[0167] Gemäß einer weiteren offenbarten Ausführungsform wird die Bahn des Katheters über die Zeitspanne von mehreren Herzzyklen analysiert. Die Analyse ist nützlich, um Änderungen in dem Aktivierungsprofil des Herzens über die Zeit oder als eine Funktion der Atmung und Körperposition zu bestimmen.

[0168] In einer offenbarten Ausführungsform können eine oder mehrere Formen von lokaler Analyse durchgeführt werden, um die Herzfunktion zu bestimmen, lokal und als Ganzes. Eine Art der lokalen Analyse bestimmt den Ort, Geschwindigkeit oder Beschleunigung der Sonde als eine Funktion des Herzzyklus. Auch können lokale Spannung oder andere Arten von lokalen Informationen anstelle von Positionsinformationen verwendet werden. Man erwartet, dass derartige lokale Informationen eine Schleife von Werten bilden, wo die Werte als eine Funktion des Herzzyklus steigen und sinken und zu im wesentlichen den gleichen Werten zu denselben Phasen in einem jeden Zyklus zurückkehren. In einigen erkrankten Geweben kann die Schleife nur nach eini-

gen Zyklen geschlossen sein (d. h. zu dem gleichen Wert in der gleichen Phase zurückkehren). Die Stabilität dieser Schleifen ist ein weiterer Indikator für die Gesundheit des Herzens. Die Form der Schleife kann zwischen verschiedenen Orten verglichen werden, um die Beziehung zwischen den lokalen Informationswerten und elektrischer Aktivierungszeit, mechanischer Aktivierung und anderen Indikatoren des Aktionspotentials zu bewerten, einschließlich des Beginns und Endes des Plateaus.

[0169] Gemäß einer offenbaren Ausführungsform können lokale mechanische Aktivierung und/oder eine andere lokale mechanische Aktivität, wie beispielsweise das Ende der Kontraktion, auf der Grundlage einer Änderung in der Geschwindigkeitsrichtung oder in der Beschleunigungsrichtung an einem Ort bestimmt werden. Es sollte anerkannt werden, dass auf die Geschwindigkeit und Beschleunigung als dreidimensionale Vektoren im Raum oder als einfache eindimensionale Vektoren Bezug genommen werden kann. Somit bildet eine Karte gemäß einer offenbaren Ausführungsform Änderungen der Geschwindigkeits- und Beschleunigungsprofile als eine Funktion der Bewegung des Katheters ab.

[0170] Eine weitere Art von Karte gemäß einer offenbaren Ausführungsform zeigt die absolute Spitze-Spitze-Spannung an einem jeden Ort. In gesundem Gewebe kann der Wert dieser Spannung um ein oder mehrere Größenordnungen größer sein in Narbengewebe, wobei erkranktes Gewebe Zwischenwerte aufweist. Somit können verschiedene Arten von Herzgewebe auf der Grundlage der gemessenen Spitze-Spitze-Spannung identifiziert werden.

[0171] Eine weitere Art der Analyse betrifft Flächenveränderungen an einer Stelle. In einer offenbaren Ausführungsform wird die Oberfläche des Herzens unter Verwendung eines sternbasierten Algorithmus als Polygone rekonstruiert, bevorzugterweise Dreiecke, wobei jeder Punkt ein Ort ist. Der einen Ort umgebende Bereich wird als der Bereich in den Polygonen definiert, der den Ort einschließt. Eine Art von Karte gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt die Veränderungen in dem den Ort umgebenden Bereich als eine Funktion der Zeit. Der Bereich gibt im allgemeinen die lokale kontraktive Leistung an. Eine weitere Analysenart besteht darin, die Verzerrung der Polygone als eine Funktion des Herzzyklus zu bestimmen. Diese Analyse kann verwendet werden, um Stress und/oder Überlastung an dem Ort zu berechnen.

[0172] In einer offenbaren Ausführungsform werden Karten vor und nach einem medizinischen Eingriff verglichen, um seinen Erfolg zu bewerten. Zusätzlich kann es wünschenswert sein, Karten zu vergleichen, die zu verschiedenen Zeiten und bei verschiedenen Ausmaßen der Herzaktivität und Anforderung aufgenommen worden sind, z. B. vor, während oder nach körperlicher Betätigung. Bei einigen Patienten kann es nicht praktikabel sein, körperliche Betätigung vorzunehmen, so dass ein chemischer

Test wie beispielsweise das Verwenden von Dobutamin anstelle eines physikalischen Stresstestes verwendet werden kann.

[0173] Wie oben erläutert können Karten verwendet werden, um klinische Informationen über das Herz zu bestimmen. Bevorzugterweise werden Karten konstruiert und analysiert in Vorbereitung auf einen therapeutischen Eingriff oder bei der Bewertung des Erfolges eines therapeutischen Eingriffes. Zum Beispiel reagiert Narbengewebe weder, noch leitet es ein elektrisches Signal, wohingegen im Winterschlaf befindliches Muskelgewebe das Aktivierungssignal leitet, aber nicht darauf reagiert. Eine Karte, wie oben beschrieben, kann verwendet werden, um zwischen diesen und anderen Gewebetypen zu differenzieren.

[0174] Aneurysmen sind leicht auf einer geometrischen Karte als Ausbauchung während der Systole nachweisbar. Weiterhin können potentielle Aneurysmen kurz nach einem AMI (akutem Myokardinfarkt) aus lokalen Reaktionen auf ein Aktivierungssignal und lokalen Reaktionen auf Änderungen des Herzinnendruckes nachgewiesen werden, selbst wenn sie für das unbewaffnete Auge nicht sichtbar sind. Ein automatischer Nachweis kann auf sonderbarer Bewegung beruhen, bei der ein überbelasteter Abschnitt des Herzens expandiert (und ausbuchtet), wenn das Herz kontrahiert und kontrahiert, wenn das Herz expandiert.

[0175] Die Karten können verwendet werden, um die Pumpeffizienz des Herzens zu verbessern. In einem effizient arbeitenden Herzen weist ein jedes Herzsegment eine optimale Beziehung zwischen seiner Aktivierungszeit und dem Herzzyklus auf. Unter Verwendung von einer der oben beschriebenen Karten kann die Beziehung zwischen der lokalen Aktivierungszeit und dem Herzzyklus bestimmt werden. Unter Verwendung von finite Elementen-Modellen des Herzens als eine Pumpe können unterverwendete Segmente des Herzens bestimmt werden. Das Potential zur Verbesserung der Herzleistung kann aus dem Modell bestimmt werden und es können verschiedene Verfahren zur Verbesserung der Herzfunktion, wie unten beschrieben, getestet werden.

[0176] Eine offenbare Ausführungsform stellt eine Lösung für das Kartieren dar, wenn das Herz **20** eine nichtkonstante Frequenz aufweist. In einem Fall variiert die Herzrate, ist jedoch nicht arrhythmisch. In diesem Fall kann ein jeder Herzschlag als eine Zeiteinheit behandelt werden, mit einer geeigneten Normalisierung. Wo der Herzschlag arrhythmisch ist, entweder natürlich oder weil es so gewollt ist (manuelles Anregen), werden die Position und andere aufgenommenen Werte nach dem EKG oder der Elektrogrammmorphologie, Schlaglänge, Aktivierungsort, relative Aktivierungszeit oder anderen bestimmten Herzparametern kategorisiert. Es kann somit eine Vielzahl von Karten erstellt werden, von denen eine jede zu einer Kategorie korrespondiert. **Fig. 11** ist ein Flussdiagramm eines bevorzugten Kategorisierungsverfahrens. Lokale Informationen werden gleichzeitig

mit einem verbundenen Körperoberflächen-EKG mit **12** Leitungen aufgenommen. Die Morphologie des aufgenommenen EKGs wird mit einer Vielzahl von gespeicherten EKG-Spuren korreliert. Die lokale Information wird in einer Kategorie gespeichert, die die höchste Korrelation aufweist. Bevorzugterweise wird eine neue Kategorie mit dem aufgenommenen EKG als ihr damit verbundenes EKG erzeugt, wenn die Korrelation unterhalb eines vorbestimmten Grenzwertes ist.

[0177] Es sollte anerkannt werden, dass lokal bestimmte Eigenschaften, wie lokales Elektrogramm, mit einem speziellen Segment des Herzens **20** verbunden sind, so dass lokales Verdrehen, Bewegen und Kontraktionen bestimmt werden können. In vielen Systemen nach dem Stand der Technik wird eine Karte der elektrischen Aktivität des Herzens nicht mit spezifischen Segmenten des Herzens **20**, sondern mit allgemeinen Merkmalen verbunden.

[0178] Eine offenbarte Ausführungsform verwendet adaptive Mechanismen des menschlichen Herzens, um das Herz zu verändern, insbesondere die Verteilung der Muskelmasse im Herz.

[0179] Eine allgemeine Eigenschaft von Muskelgewebe, einschließlich des Herzmuskels, besteht darin, dass Muskelgewebe in Reaktion auf erhöhte Belastung hypertrophiert und atrophiert in Reaktion auf verringerte Belastung. Gemäß einer offenbarten Ausführungsform werden die Belastung und/oder die Arbeitsbelastung im Herzen umverteilt, um die Verteilung der Herzmuskelmasse zu beeinflussen. Bevorzugterweise wird die Umverteilung von Belastung und/oder Arbeitsbelastung erreicht durch Verändern des Ortes des Erregens des Herzens. Muskelgewebe, das früher aktiviert wird, weist ein längeres Plateau auf und als Konsequenz eine längere Arbeitszeit. Muskel, der später aktiviert wird, weist eine größere anfängliche Kontraktionskraft auf (infolge seiner größeren anfänglichen Länge, die durch die Erhöhung des Herzinnendruckes verursacht wird), weist aber ein kürzeres Plateau und eine kürzere Arbeitszeit auf, was eine geringere Arbeitsleistung bedeutet. Arbeitsleistung kann somit durch Verändern des Anregungsortes umverteilt werden.

[0180] Es sollte anerkannt werden, dass die Erhöhung der Plateaudauer eines Muskelsegmentes sowohl Atrophie als auch Hypertrophie des Muskelsegmentes verursachen kann. Im Allgemeinen erhöht eine Verlängerung der Plateaudauer sowohl die Menge an durch das Muskelsegment verrichteter Arbeit als auch die vom Muskel ausgeübte Kraft. Als Ergebnis kann das Muskelsegment atrophieren. Wenn der Muskel jedoch erkrankt ist, kann die ausgeübte Kraft nicht erhöht werden. Weiterhin kann die Änderung der Aktivierungszeit die Effektivität des Muskels verringern, so dass er hypertrophiert, selbst wenn die Plateaudauer verlängert war. Weiterhin kann es wünschenswert sein, einen Muskelabschnitt früh zu aktivieren und/oder seine Dauer zu verlängern, so dass ein besser perfundierter Muskel die Arbeit von weni-

ger perfundiertem Muskel übernehmen wird. Somit ist, selbst wenn die vom Muskel ausgeübte Kontraktionskraft durch die Verlängerung der Plateaudauer verstärkt wird, diese Erhöhung nicht ausreichend, um für die Erhöhung der Arbeitsleistungsanforderung zu kompensieren, was dazu führt, dass der Muskel hypertrophiert. Da der Umfang der ionischen Ströme gewöhnlicherweise in gesunden und erkrankten Herzen verschieden ist, kann auch die Wirkung der Änderung der Plateaudauer unterschiedlich sein.

[0181] Lokaler nicht kompensierter Stress wird durch einen Anstieg des Herzinnendruckes verursacht, bevor der Muskel aktiviert wird (, um zu kompensieren). Bei gesundem Gewebe führt dieser Stress zu einem geringen Strecken, wobei bei geschwächtem Gewebe das Strecken erheblich sein kann und zu einer Schädigung des Muskels führen kann. Da eine Änderung der Anregung den Umfang von lokalem Stress beeinflusst, der nicht durch Muskelkontraktion kompensiert wird, kann der Stress auch umverteilt werden durch Ändern des Anregens.

[0182] **Fig. 12A** zeigt ein Herz **20'** mit einem hypertrophierten Ventrikelseptum **109**. Die Aktivierung des linken Ventrikels des Herzens **20'** beginnt typischerweise von einem Ort **108** am Apex des Herzens **20'** mit dem Ergebnis, dass die Aktivierungszeit eines Ortes **110** in einer äußeren Wand **111** im Wesentlichen die gleiche ist wie die Aktivierungszeit eines Ortes **112** im Septum **109**. Wenn der anfängliche Aktivierungsort von Ort **108** zu Ort **112** bewegt wird, z. B. durch externes Anregen, wird das Septum **109** effizienter verwendet werden, wohingegen die Wand **111** später in der Systole aktiviert werden wird, was zu einer kürzeren Plateaudauer der Wand **111** führt. Als Ergebnis wird die Wand **111** hypertrophieren und das Septum **109** wird atrophieren, was das erwünschte Ergebnis ist. Es sollte anerkannt werden, dass nicht alle pathologischen Änderungen in der Muskelmasseverteilung reversibel sind, insbesondere wenn ein Verrutschen von Muskelfasern und/oder Bildung von Narbengewebe involviert ist.

[0183] Eine weitere offenbarte Ausführungsform betrifft die Änderung des Aktivierungsprofils des Herzens, um den Stress auf bestimmte Abschnitte des Herzens zu verringern. **Fig. 12B** zeigt ein Herz **20''** mit einem partiell infarzierten Abschnitt **114**. Der Abschnitt **114** weist weniger Muskelmasse auf als andere Teile der Wand **111** und, zusätzlich, kann später im Herzzyklus als optimal wäre aktiviert werden. Als Ergebnis kann man erwarten, dass sich ein Aneurysma an dem Abschnitt **114** bildet. Das Anregen an der Stelle **116**, mit oder ohne Anregen an Ort **108**, stimuliert sowohl das existierende Muskelgewebe am Abschnitt **114** und, da der Abschnitt **114** immer kontrahiert ist, wenn andere Abschnitte des linken Ventrikels kontrahiert sind, verringert auch die Chancen eines Streckens.

[0184] Anstelle der Umverteilung von Stress können andere lokale physiologische Werte umverteilt werden, z. B., ein lokaler Sauerstoffbedarf. Wie be-

kannt ist, ist der lokale Sauerstoffbedarf direkt mit der lokalen Arbeitsbelastung verbunden. In einigen erkrankten Herzen sind die einen Abschnitt des Herzens perfundierenden Koronararterien in ihrer Oxygenierungsfähigkeit beschränkter als die Koronararterien, die einen zweiten Abschnitt des Herzens perfundieren. Bei einem Patienten, der unter chronischer Ischämie in dem ersten Abschnitt des Herzens leidet, kann es vorteilhaft sein, die Arbeitsbelastung so umzuverteilen, dass der erste Abschnitt eine geringere Arbeitsbelastung und der zweite Abschnitt eine größere Arbeitsbelastung aufweist. **Fig. 12C** zeigt das Herz **20''** mit einem ersten Abschnitt **120**, der unter chronischer Ischämie leidet, und einen zweiten Abschnitt **122**, der gut mit Sauerstoff versorgt ist. Wenn die Anregung des linken Ventrikels des Herzens **20''** von seinem normalen Ort **108** zu einem Ort **124** bewegt wird, übernimmt der Abschnitt **122** den Teil der Arbeitsbelastung von Abschnitt **120**.

[0185] Andere Arten der Umverteilung betreffend die Perfusion greifen auf die Tatsache zurück, dass der Koronarmuskel am besten während der Diastole perfundiert. In einem Herzen mit langen Leitungswegen können einige Abschnitte eine sehr späte Systole haben und als ein Ergebnis davon schwach perfundiert werden. In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung werden die spät aktivierten Abschnitte des Herzens so angeregt, dass sie früher aktiviert und, als ein Ergebnis davon, besser perfundiert werden.

[0186] Es kann anerkannt werden, dass viele physiologische Werte durch korrektes Anregen des Herzens in einer optimaleren Weise umverteilt werden können. Insbesondere können lokale physiologische Werte durch zeitliche oder räumliche Umverteilung innerhalb eines bevorzugten Bereiches gehalten werden. Z. B. wird durch Anregung einmal von einem ersten Ort und einmal von einem zweiten Ort der durchschnittliche Stress an der ersten Stelle an den durchschnittlichen Stress an dem zweiten Ort angeglichen.

[0187] Ein weiterer Aspekt der Offenbarung betrifft die Optimierung eines globalen Parameters der Herzfunktion (physiologische Variable), z. B. die Erhöhung der Herzeffizienz, was letztendlich die Herzleistung steigert und die Hypertrophie verringern kann. Der Umfang einer von einem Herzmuskelsegment tatsächlich geleisteten Arbeit hängt von seiner Plateaulänge (die von seiner Aktivierungszeit abhängt) und von der korrekten Abfolge der Aktivierung der verschiedenen Muskelsegmente ab. In einem Extremfall ist ein gesunder Abschnitt des Herzens während des Herzzyklus überhaupt nicht aktiviert infolge eines Leitungsblockes. In einer bevorzugten Ausführungsform wird die Leistung des Herzens erhöht durch Ändern des Aktivierungsprofils des Herzens, um das bestehende Muskelgewebe besser zu verwenden.

[0188] **Fig. 12D** zeigt das Herz **20''** mit einem im Wesentlichen inaktiven Muskelsegment **126**, das

dem natürlichen Anregungsort **108** des linken Ventrikels näher ist, und ein gesundes Muskelsegment **130**, das weiter vom Anregungsort **108** entfernt ist. Das Muskelsegment **130** wird infolge seiner späten Aktivierungszeit nicht genötigt, so viel Arbeit zu verrichten, wie es kann, andererseits kann das Segment **126** nicht so viel Arbeit verrichten wie es sollte, da es infarziert ist. Das Anregen des linken Ventrikels von Ort **128** überführt den Bedarf von Segment **126** auf Segment **130**, das in der Lage ist, den Bedarf zu befriedigen. Als ein Ergebnis erhöht sich die Leistung und Effizienz des Herzens **20''**. Wenn das Herz **20''** hypertrophieren würde, um seine verringerte Leistung zu kompensieren, kann die Hypertrophie umgekehrt werden. Andere kompensatorische Mechanismen, wie beispielsweise erhöhte Herzfrequenz, können auch umgekehrt werden, was zu einer Verringerung des Stresses am Herzen **20''** führt.

[0189] Es sollte anerkannt werden, dass das Ändern des Anregungsortes auch die Verwendung des Ventrikelseptums **30** beeinflusst. Unter Verwendung eines Ortsanregungsschemas ist es möglich, am Ort **128** anzuregen und gleichzeitig das Ventrikelseptum **30** anzuregen, so dass es gut verwendet wird.

[0190] Andere physiologische Herzvariablen können auch optimiert werden unter Verwendung der Verfahren der vorliegenden Erfindung. Z. B. kann durch Ändern des Aktivierungsprofils des Herzens der Druckgradient des Herzens auf die Impedanz des Kreislaufsystems eingestellt werden. Z. B. ist Hypertrophie ein adaptiver Mechanismus zum Verhärten von Arterien. Der Größenzuwachs des linken Ventrikels führt zu einem weniger pulsierenden Strom, der leichter in die gehärteten Arterien eintritt. Durch Ändern des Aktivierungsprofils des Herzens kann der Puls ohne Hypertrophie weniger pulsierend gemacht werden. Andere Variablen, die optimiert werden können, umfassen, sind aber nicht darauf beschränkt, Herzfrequenz, diastolisches Intervall, Verkürzung der langen Achse und/oder der kurzen Achse, Ausstoßanteil, Klappenquerschnittsfläche und Parameter des Gefäßsystems, wie Blutvolumen und -geschwindigkeit, Blutgefäßquerschnittsfläche und Blutdruck. Es sollte anerkannt werden, dass eine derartige Variable einen einzelnen Wert aufweisen kann oder einen sich kontinuierlich ändernden Wert aufweist, dessen Profil optimiert werden soll. In einer zusätzlichen offenbarten Ausführungsform ist das Aktivierungsprofil des Herzens geändert, um den maximalen Herzzinnendruck zu verringern. Obwohl eine derartige Verringerung typischerweise die Herzleistung verringert, kann es im Falle eines Aorten- oder Herzaneurysmas lebensrettend sein.

[0191] Das Anregen des Herzens in den oben beschriebenen Ausführungsformen der Erfindung kann in vielerlei Weise folgen. Ein Anregungsverfahren erfordert nicht die Implantation eines Herzschrittmachers. Vielmehr werden die Leitungswege im Herzen kartiert und einige der Wege werden getrennt, um andauernd das Aktivierungsprofil des Herzens zu än-

dem. Das Durchtrennen der Wege kann durch chirurgisches Entfernen von Abschnitten von Wegen oder durch Abladieren dieser Abschnitte unter Verwendung von in der Technik bekannten Verfahren erreicht werden. Alternativ können neue Leitungswege im Herzen gebildet werden durch chirurgisches Verbinden von Wegen, durch Implantieren von leitfähigen Geweben oder durch Implantieren elektrischer Leiter. Zum Beispiel eine elektrische Leitung mit einem distalen Ende und einem proximalen Ende, die beide hoch leitfähig sind, und die als ein Leitungsweg funktioniert. Optional umfasst die Leitung einen Minikreislauf, der einen Kondensator mit der Plateauspannung vom proximalen Ende auflädt und Spannung als ein Aktivierungssignal am distalen Ende entlädt.

[0192] Alternativ kann ein Schrittmacher implantiert werden. Typischerweise wird der AV-Knoten abladiert und der Ventrikel wie hierin oben beschrieben angeregt. Alternativ wird der AV-Knoten nicht abladiert, das SA-Knotenaktivierungssignal aufgenommen und die Ventrikel künstlich aktiviert, bevor das Signal vom AV-Knoten an den Ventrikeln ankommt. In einigen Ausführungsformen der Erfindung, wie beispielsweise jenen unter Bezugnahme auf **Fig. 12B** beschriebenen, kann das Anregen parallel durch sowohl die natürlichen Wege als auch durch die künstlichen erfolgen, mit ähnlichen vorteilhaften Ergebnissen.

[0193] Es sollte anerkannt werden, dass die Verwendung eines Schrittmachers mit mehreren Elektroden die Vielzahl von möglichen Aktivierungsprofilen erweitert und eine bessere Optimierung erlaubt. Insbesondere können die Aktivierungszeiten präzise unter Verwendung eines Schrittmachers mit mehreren Elektroden kontrolliert werden. Auch kann die lokale Plateaulänge besser kontrolliert werden, wenn eine Anregung durch mehrere Orte erfolgt.

[0194] Eine weitere offenbarte Ausführungsform stellt einen Schrittmacher zur Verfügung, der eines der oben beschriebenen Anregungsverfahren verwendet. In einer derartigen Ausführungsform umfasst der Schrittmacher Messfühler zum Bestimmen des Statuses von globalen oder lokalen Herzparametern. Zum Beispiel kann der Herzinnendruck überwacht werden und wenn er einen bestimmten Wert überschreitet, wird das Anregungsschema geändert, um eine Änderung des Aktivierungsprofils zu bewirken, was wiederum den Herzinnendruck beeinflusst. In einem weiteren Beispiel misst der Schrittmacher den Stress in bestimmten Segmenten des Herzens und wenn der Stress in einem der Segmente einen bestimmten Grenzwert überschreitet, wird das Anregungsschema geändert, so dass der Stress in dem Segment verringert wird.

[0195] In einer offenbarten Ausführungsform bestimmt der Schrittmacher lokale ischämische Zustände durch Messen eines Verletzungsstromes. Wie in der Technik bekannt ist, ist, wenn die Aktivität eines Segmentes von Muskelgewebe gestört ist, beispielsweise durch Sauerstoffunterversorgung, die lokale

Spannung in Ruhe höher als in normalem Muskel. Diese Änderung der Spannung kann direkt gemessen werden unter Verwendung von lokalen Messfühlern. Alternativ können isotonische Ströme gemessen werden, die durch den Spannungsunterschied erzeugt werden. Weiterhin kann die Wirkung der Spannungsänderungen auf ein EKG, die in der Technik gut bekannt sind, alternativ verwendet werden, um einen ischämischen Zustand zu diagnostizieren.

[0196] In einer zusätzlichen offenbarten Ausführungsform wird das Anregungsschema geändert, so dass der Stress zeitlich zwischen verschiedenen Segmenten des Herzens umverteilt wird. Diese Art der Verteilung kann erforderlich sein, wenn eine hohe Herzleistung erforderlich ist und der Großteil des Herzens chronisch ischämisch ist. Durch zyklisches Wiederholen der Arbeitsbelastung erhält ein jeder Abschnitt des Herzens eine Erholungsperiode. Eine zeitliche Umverteilung kann auch erforderlich sein, wenn es nicht möglich ist, zwei Abschnitte des Herzens gleichzeitig wirksam zu aktivieren, aber Aktivierung von beiden erwünscht ist, so dass keiner als Ergebnis einer Nichtverwendung atrophiert.

[0197] In einer offenbarten Ausführungsform werden Abschnitte des Herzens **20** durch zeitliches Ändern der Anregung trainiert, um die Arbeitsbelastung, Stress oder andere lokale Werte zu erhöhen. Nach einer kurzen Zeit wird die Anregung auf ein früheres Schema zurückgestellt, das weniger von den trainierten Abschnitten des Herzens **20** fordert.

[0198] Es gibt mehrere Wege, auf denen ein optimales Aktivierungsprofil und sein optimales Anregungsschema bestimmt werden kann. In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird eine Karte des Herzens angelegt und analysiert, um ein optimales Aktivierungsprofil zu bestimmen. Eine derartige Bestimmung wird üblicherweise vorgenommen unter Verwendung eines Modells des Herzens, wie beispielsweise ein Finite-Element-Modell. Es sollte anerkannt werden, dass eine vergleichsweise einfache Karte in vielen Fällen ausreichend ist. Zum Beispiel ist eine Aktivierungszeitkarte ausreichend zum Bestimmen einiger Abschnitte des Herzens, die zu spät im Herzzyklus aktiviert werden, und somit unterverwendet sind. In einem weiteren Beispiel ist eine Karte betreffend die Stärkeänderung ausreichen, um Abschnitte des Herzens zu bestimmen, die inaktiv sind, und/oder um Aneurysmen nachzuweisen.

[0199] Zusätzlich oder alternativ wird ein iteratives Verfahren verwendet. Ein erstes Anregungsschema kann bestimmt werden durch Analysieren einer Karte oder durch heuristische Verfahren. Nach Anlegen des Anregungsschemas wird eine Optimierungsvariable oder eine Verteilung einer lokalen Variable gemessen und das Anregungsschema in geeigneter Weise geändert. Die Zykluslänge einer Iteration kann sehr kurz sein, wie beispielsweise für das Optimieren eines Schrittmachers. Bei der Muskelmassenumverteilung beispielsweise kann die Bestimmung des letztendlichen Anregungsschemas länger dauern. Zu-

erst wird ein anfängliches Anregungsschema für ein unter HCM erkranktes Herz bestimmt und nach zwei oder drei Wochen wird das Herz abgebildet und die Verbesserung des Zustandes bestimmt. Auf der Grundlage von morphologischen Änderungen im Herz kann ein neues Anregungsschema bestimmt werden. Dies kann mehrere Male geändert werden.

[0200] Eine offenbarte Ausführungsform betrifft die optimale Platzierung von Schrittmacherelektroden. In der Vergangenheit wurde, wenn ein Schrittmacher in einem Herzen implantiert wird, der Ort der Elektroden auf der Grundlage von einem der folgenden Faktoren bestimmt:

- (a) die Qualität und Stabilität des elektrischen Kontaktes zwischen den Elektroden und dem Herzen;
- (b) das Vorhandensein von Artefakten in dem Elektrogramm; und
- (c) die Wirkung der Elektrodenplatzierung und der Aktivierungszeit (für Schrittmacher mit mehreren Elektroden) auf den Herzrhythmus.

[0201] Es sollte festgehalten werden, dass, da Schrittmacherelektroden typischerweise unter Verwendung eines Leuchtschirmes implantiert werden, die Präzision ihrer Platzierung gering ist. In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird die Platzierung der Schrittmacherelektrode und/oder das Anregungsschema des Schrittmachers bestimmt, so dass wenigstens ein Herzparameter oder die Verteilung von lokalen physiologischen Werten optimiert ist, wie oben beschrieben.

[0202] In einer weiteren offenbarten Ausführungsform wird eine Elektrode testweise implantiert oder durch Anregung durch einen Katheter an einer jeden von einer Vielzahl von Elektrodenorten simuliert und die Herzleistung gemessen, die mit einem jeden Anregungsort verbunden ist. Nach Bestimmen des Anregungsortes, der die höchste Herzleistung ergibt, wird die Elektrode an dieser Stelle implantiert. Bevorzugterweise ist die Elektrode auf einem Lagegeber-Katheter angebracht, um das erneute Positionieren der Elektrode zu erleichtern. Bevorzugterweise umfasst der Katheter eine abstreifbare Hülle, die die Elektroden umfasst, wobei die Hülle wenigstens einen Ortsmessfühler enthält. Weiterhin wird bevorzugterweise ein steuerbarer Katheter verwendet. Bevorzugterweise wird das Funktionieren des Herzens erneut nach einer oder zwei Wochen evaluiert, um die Wirkung des Herzadaptierungsmechanismus auf die Position der optimalen Anregungsposition zu bestimmen. Sofern erforderlich werden eine oder mehrere Elektroden entfernt. Alternativ oder zusätzlich kann der Anregungsort durch Aktivieren alternativer Elektroden geändert werden, wenn ein Schrittmacher mit mehreren Elektroden verwendet wird.

[0203] **Fig. 13** zeigt einen implantierten Schrittmacher gemäß einer offenbarten Ausführungsform. Eine Kontrolleinheit **130** elektrifiziert eine Vielzahl von Elektroden **142**, die an verschiedenen Orten im Herz

20" implantiert sind, gemäß wenigstens einem der oben beschriebenen Anregungsschemata. Verschiedene lokale physiologische Werte des Herzens können unter Verwendung der Elektroden **142** verwendet werden, z. B. lokale Aktivierungszeit und Plateaulänge. Alternativ oder zusätzlich wird wenigstens ein implantierter Messfühler **146** verwendet, um lokale physiologische Werte zu bestimmen, wie beispielsweise Perfusion und Stärke. Alternativ oder zusätzlich wird eine physiologische Herzvariable gemessen unter Verwendung eines Messfühlers **144**. Beispiele für physiologische Variablen umfassen den Herzinnendruck, der gemessen werden kann unter Verwendung eines elektronischen Druckwandlers, und das Schlagvolumen, das gemessen werden kann unter Verwendung eines Strömungsgeschwindigkeitsmessfühlers in der Aorta. Andere Variablen umfassen: Herzfrequenz, diastolisches Intervall, Verkürzung der Längs- und Kurzachse, Ausstoßfraktion und Klappenquerschnitt. Zusätzlich können Gefäßvariablen in einem speziellen Gefäß gemessen werden, zum Beispiel Blutgefäßquerschnitt, Gefäßflussgeschwindigkeit, Gefäßflussvolumen und Blutdruck. Eine jede dieser Variablen kann verwendet werden, um die Funktionalität des Herzens unter einem neuen Anregungsschema zu bewerten.

[0204] Es sollte anerkannt werden, dass die Herzkartierung sowohl von innerhalb eines Herzens vorgenommen werden kann durch Einführen eines Katheters in das Herz, als auch von außerhalb des Herzens durch Einführen des Katheters in die Koronarvenen und -arterien. Weiterhin kann die Kartierung, insbesondere die elektrische Kartierung, von innerhalb des Herzmuskels vorgenommen werden, beispielsweise durch Einführen einer elektrodentragenden Nadel in den Muskel.

[0205] Herzkartierung gemäß bevorzugten Ausführungsformen wird bevorzugterweise durchgeführt unter Verwendung des Carto-Systems (für elektrische Kartierung) und des Noga-Systems (für elektromechanisches Kartieren), wobei beide von Biosense (Israel) Ltd., Tirat HaCarmel, Israel erhältlich sind. Einige bevorzugte Arten von Kartierungskathetern sind in einer PCT-Anmeldung beschrieben, die in Israel am 08. Januar 1997 vom Anmelder „Biosense“ eingereicht wurde und betitelt ist mit „Mapping Catheter“.

[0206] Es sollte auch anerkannt werden, dass wenn die Position des Katheters einmal bekannt ist, externe Messfühler verwendet werden können, um lokale physiologische Werte von Herzgewebe benachbart der Spitze des Messfühlers bereitzustellen. Wenn z. B. die Spitze des Katheters einen Ultraschallmarker trägt, kann eine Ultraschallbild, das den Marker umfasst, verwendet werden, um die lokale Wandstärke zu bestimmen. Ein weiteres Beispiel ist eine Kombination mit SPECT (Einzelphtonenemissionstomographie). Wenn der Katheter einen radioaktiven Marker umfasst, der für SPECT geeignet ist, können lokale funktionale Informationen einem SPECT-Bild entnommen werden. Ein noch weiteres Beispiel ist

die Bestimmung von lokaler Perfusion aus Doppler-Ultraschallbildern der Koronarien, aus Nuklearmedizinbildern oder aus Röntgen oder CT-Angiographie und Überlagern der Perfusionskarte über die geometrische Karte. Im allgemeinen kann eine Karte gemäß der vorliegenden Erfindung mit vielen Arten von medizinischen Daten überlagert oder kombiniert werden, z. B. dreidimensionalen CT-Daten und dergleichen.

[0207] Ein Verfahren zum Abgleichen eines Angiogramms oder einer Perfusionskarte mit einer Katheter-aufgenommenen Karte besteht darin, beide Karten im wesentlichen gleichzeitig aufzunehmen. Das Bild des Katheters in der Perfusionskarte kann dann verwendet werden, um zu bestimmen, ob der Katheter nahe einem perfundierten oder nicht-perfundierten Gewebe ist. Alternativ oder zusätzlich werden eine Vielzahl von Referenzorten in sowohl der katheterbasierten Karte als auch der Perfusionskarte identifiziert, so dass die beiden Karten aneinander abgeglichen werden können. Die Referenzorte können Orte entweder innerhalb oder außerhalb des Körpers sein und sie können identifiziert werden durch Platzieren eines lagegebenden Messfühlers an dem Ort während des katheterbasierten Kartierens. Bevorzugterweise werden die Referenzorte auch während des Perfusionskartierens unter Verwendung eines positionsempfindlichen Messfühlers identifiziert, so dass die Referenzrahmen für die zwei Karten automatisch abgeglichen werden können, beispielsweise unter Verwendung des oben beschriebenen Referenzkatheters. Alternativ oder zusätzlich wird eine geeignete Art von röntgenundurchlässigem oder radioaktivem Marker auf dem Körper angeordnet, so dass er während des Perfusionskartierens sichtbar ist. Alternativ werden die Referenzorte von anatomischen oder funktionellen Details in den beiden Karten identifiziert.

[0208] Es sollte anerkannt werden, dass ein zweidimensionales Angiogramm in klinisch nützlicher Art und Weise mit einer zweidimensionalen Projektion einer Karte des Herzens abgeglichen werden kann. Die geeignete Projektionsrichtung kann aus den Relativpositionen des Patienten und des Angiographiesystems während der Angiographie bestimmt werden. Bevorzugterweise wird ein biplanares Angiogramm mit zwei zweidimensionalen Projektionen einer Karte des Herzens abgeglichen, alternativ werden andere Angiogramme oder Perfusionskarten verwendet. Die Abgleichung kann automatisch erfolgen unter Verwendung von Bezugsmarkern oder Referenzorten, wie oben beschrieben. Alternativ kann ein manueller Abgleich oder eine manuelle Analyse durchgeführt werden.

[0209] Es sollte anerkannt werden, dass ein Katheter in fast einem jeden Teil des Körpers durch das Gefäßsystem und durch Körperöffnungen positioniert werden kann. Zusätzlich kann ein lagegebender Katheter chirurgisch in einen jeden Teil des Körpers eingeführt werden, beispielsweise durch Einführen des

Katheters in das Abdomen oder in den Schenkel. Somit können die oben beschriebenen Platzierungs- und Anregungs- (Stimulierungs-) Verfahren und Vorrichtungen auch verwendet werden, um atrophierte und verletzte Muskeln zu kartieren und zu stimulieren, den Darm zu kartieren und die elektrischen und chemischen Aktivitäten des Gehirns zu kartieren. Es sollte anerkannt werden, dass die Offenbarung in Erwägung zieht, verschiedene Aspekte der verschiedenen Ausführungsformen zu kombinieren, z. B. können verschiedene Arten des Kartierens und verschiedene Arten des Anregens gemäß bevorzugten Ausführungsformen der Erfindung kombiniert werden. Weiterhin sind viele verschiedene Arten von kartierbaren lokalen physiologischen Variablen beschrieben worden. In verschiedenen offenbarten Ausführungsformen kann eine beliebige Anzahl dieser Variablen kartiert werden und ihre Kopplung analysiert werden, um Informationen über die Aktivität des Herzens zu ergeben. Der Umfang der Offenbarung umfasst auch einen Schrittmacher, der konstruiert oder programmiert ist, um ein jegliches der oben beschriebenen Anregungsschemata durchzuführen. Weiter umfasst der Umfang der Offenbarung auch den Vorgang des Programmierens eines Schrittmachers, um ein jedes der oben beschriebenen Anregungsschemata durchzuführen, und auch den Vorgang der Modifizierung von Pulsparametern gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Der Umfang der Erfindung sollte auch so verstanden werden, dass er die Analyse derartiger Karten umfasst, wie hierin beschrieben, und eine Vorrichtung, wie beispielsweise eine Computerarbeitsstation mit Software, zum Durchführen derartiger Analysen. Zusätzlich soll der Umfang der Offenbarung so verstanden werden, dass er eine Vorrichtung zum Aufnehmen von Karten, wie hierin beschrieben, umfasst und insbesondere Software, die geeignet ist, einzelne lokale Positionen, aufgenommene physiologische Werte und elektrische Aktivität in eine derartige Karte umzuwandeln. Auch zeigt eine derartige Vorrichtung bevorzugterweise derartige Karten einem Betreiber an, entweder als eine Momentaufnahme oder als eine dynamische Karte.

[0210] Ein weiterer Aspekt der Erfindung betrifft die computerunterstützte Diagnose. Eine Bibliothek von Karten, die verschiedene Arten von Pathologien darstellen, von vielen Patienten kann in einem Computer gespeichert sein. Da die Karten typischerweise unter Verwendung eines computerisierten Systems aufgenommen werden, ist die Eingabe derartiger Karten einfach. Wenn ein Patient diagnostiziert wird, wird die Diagnose zusammen mit der Karte gespeichert, ebenso wie eine jegliche zusätzliche Information, wie Geschichte, Entwicklung der Erkrankung, Wirkungen verschiedener Wirkstoffe (mit Karten, um diese Wirkungen zu zeigen), Wirkung von neuen Anregungsschemata und dergleichen. Wenn eine neue Karte erstellt wird, kann diese Karte mit den Karten in der Bibliothek korreliert werden, um den Patienten leichter

zu diagnostizieren. Karten können unter Verwendung von anatomischen Orientierungspunkten, Referenzmarkierungen, die durch den Anwender eingegeben werden, oder geometrische Abgleichung korreliert werden. Zusätzlich kann eine Karte mit einer früheren Karte des gleichen Patienten korreliert werden, um den Erfolg einer Behandlung zu bewerten. In einer offenbarten Ausführungsform umfasst das Computersystem ein Expertensystem, welches bei der Diagnose hilft und/oder eine geeignete Behandlung vorschlägt. Es sollte anerkannt werden, dass obwohl eine jede Person eine unterschiedliche Anatomie und unterschiedliche Herzerkrankungen aufweisen kann, es viele Ähnlichkeiten zwischen Karten verschiedener Personen mit ähnlichen Erkrankungen geben wird, wie beispielsweise Ischämie infolge der Blockade einer speziellen Koronararterie.

[0211] Es wird von den Fachleuten geschätzt werden, dass die vorliegende Erfindung nicht auf das beschränkt ist, was bisher beschrieben worden ist. Der Schutz der vorliegenden Erfindung wird alleine durch die nachfolgenden Ansprüche beschränkt.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Kartieren von lokalen geometrischen Änderungen eines Herzens (**20**), wobei die Vorrichtung umfasst:

einen Katheter (**104**); gekennzeichnet durch einen Mehrfachkopf an einem distalen Ende des Katheters, wobei ein jeder Kopf einen Positionsmessfühler (**106**) zum Kartieren von lokalen geometrischen Änderungen des Herzens (**20**) aufweist.

Es folgen 14 Blatt Zeichnungen

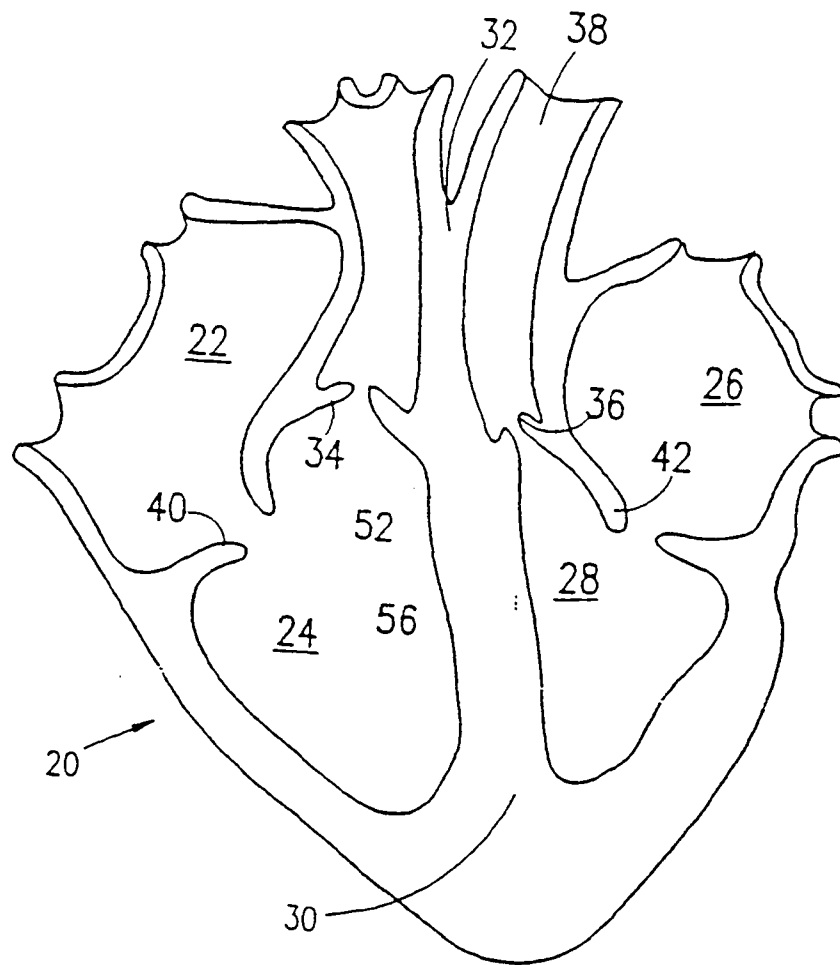


FIG. 1A

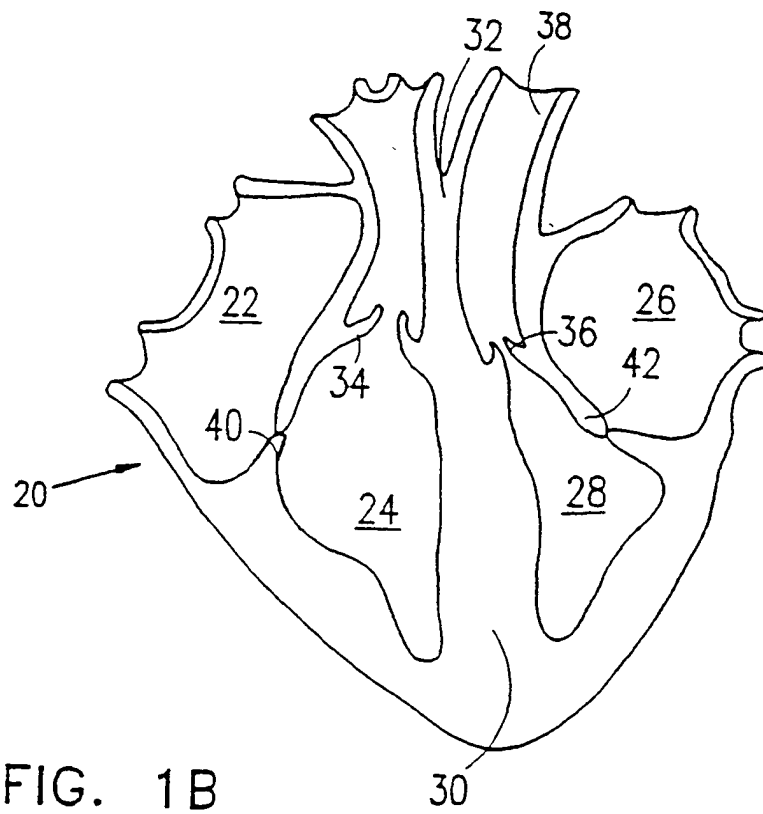


FIG. 1B

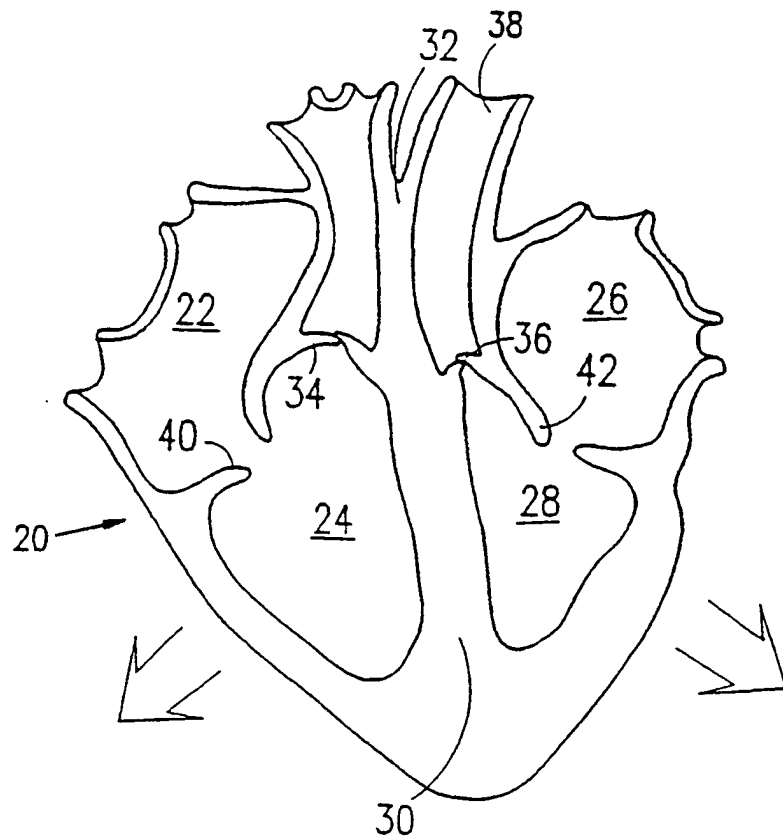


FIG. 1C

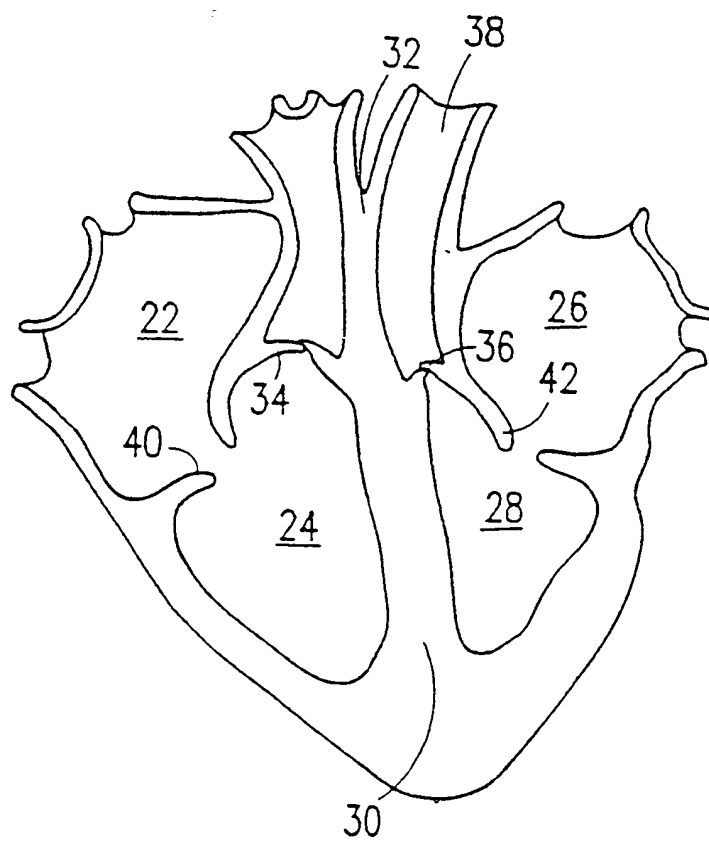


FIG. 1D

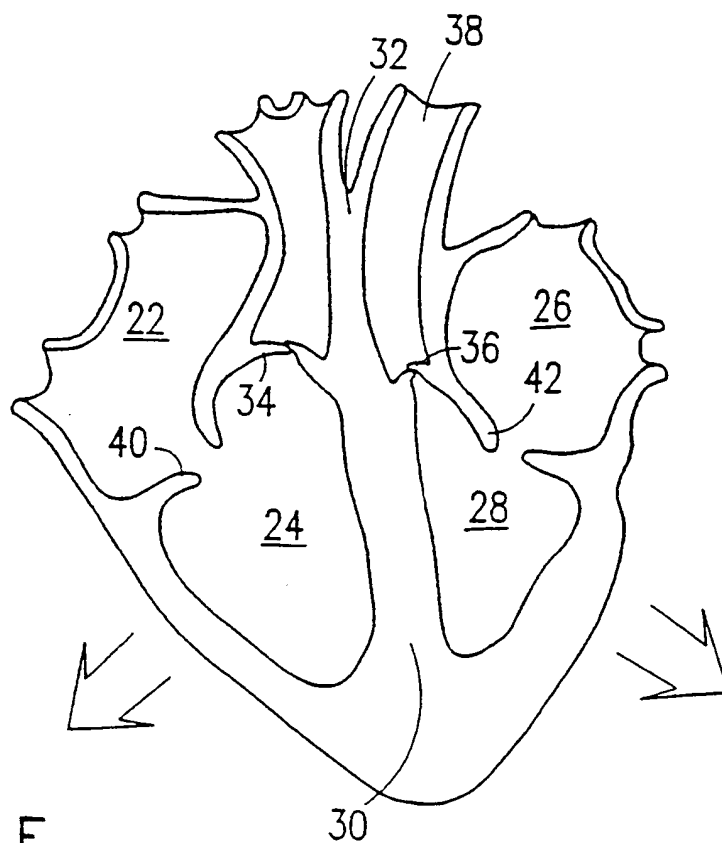


FIG. 1E

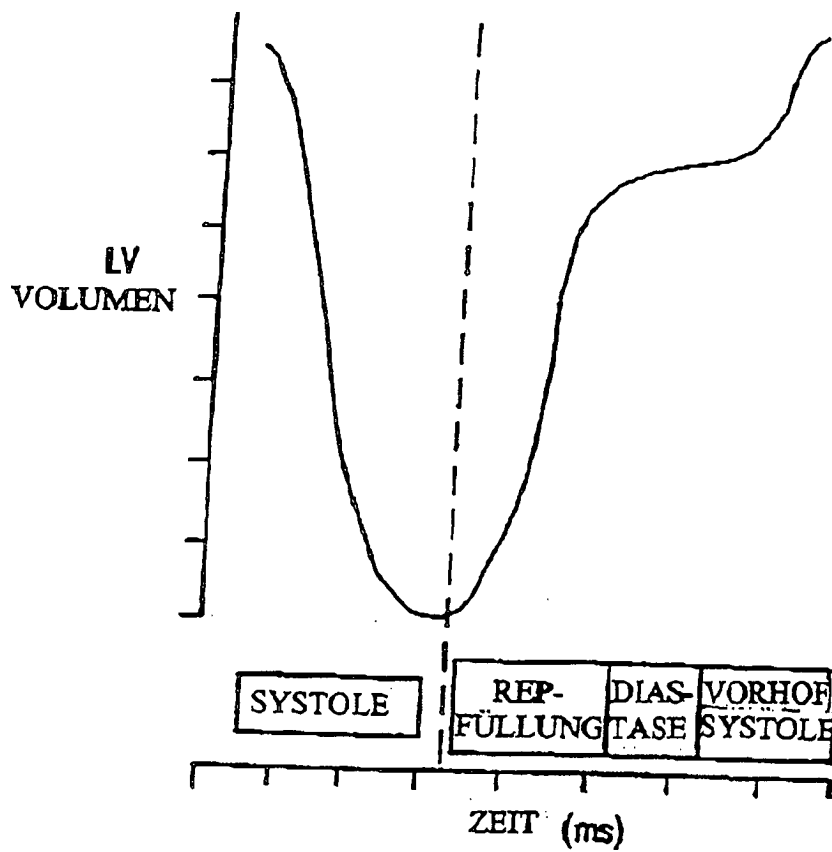


FIG. 1F

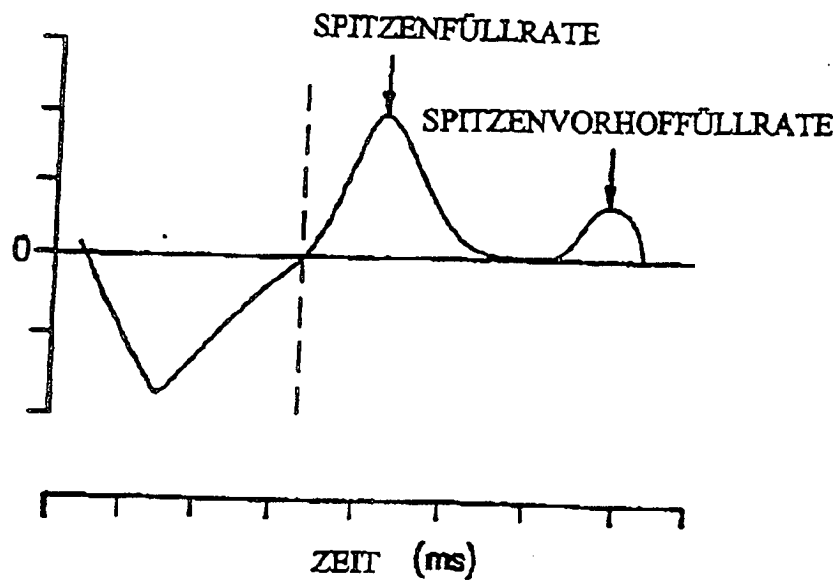


FIG. 1G

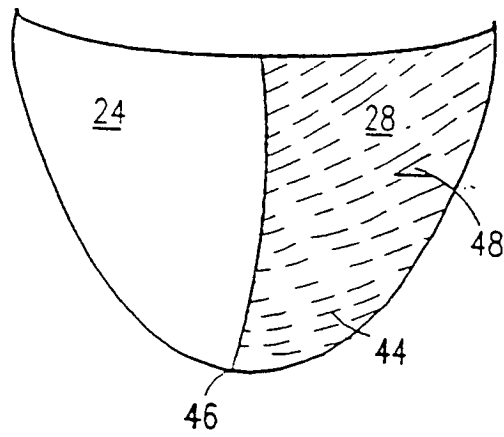


FIG. 2

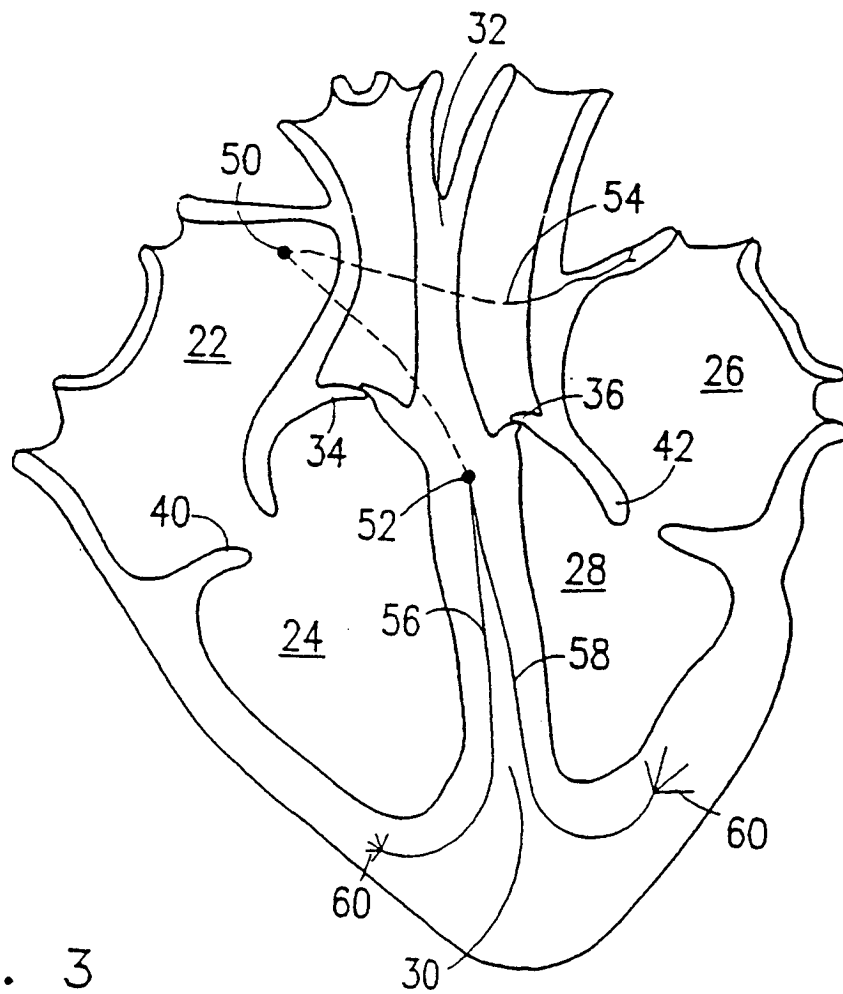


FIG. 3

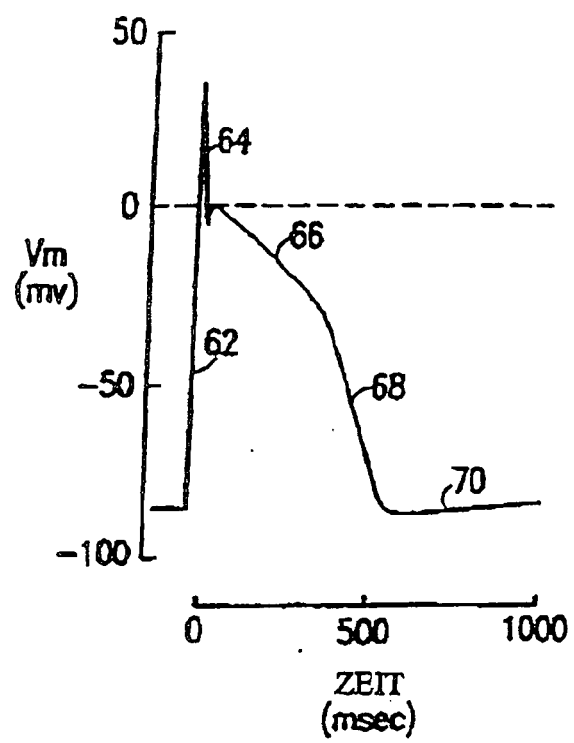
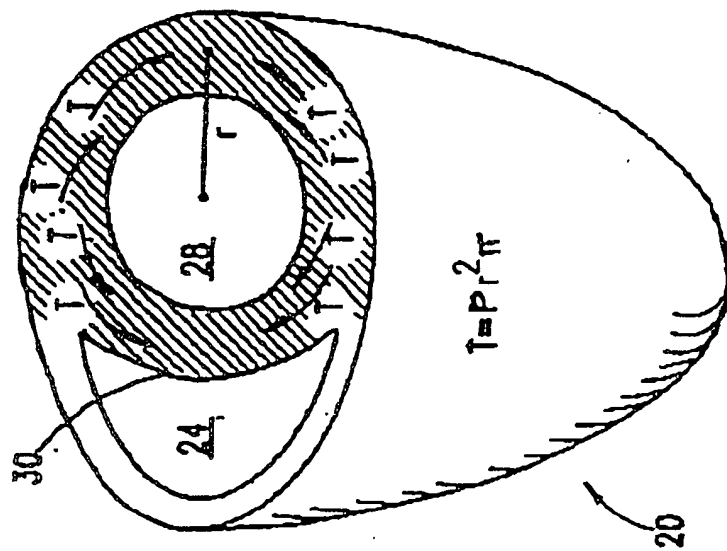


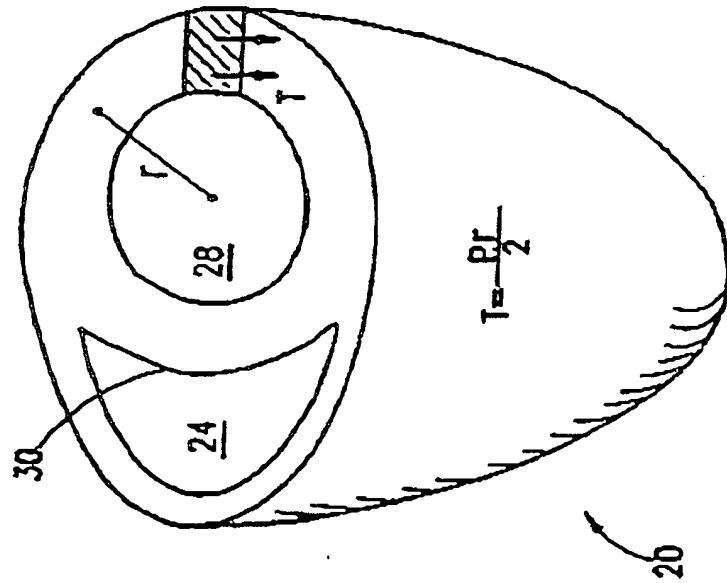
FIG. 4

FIG. 5A



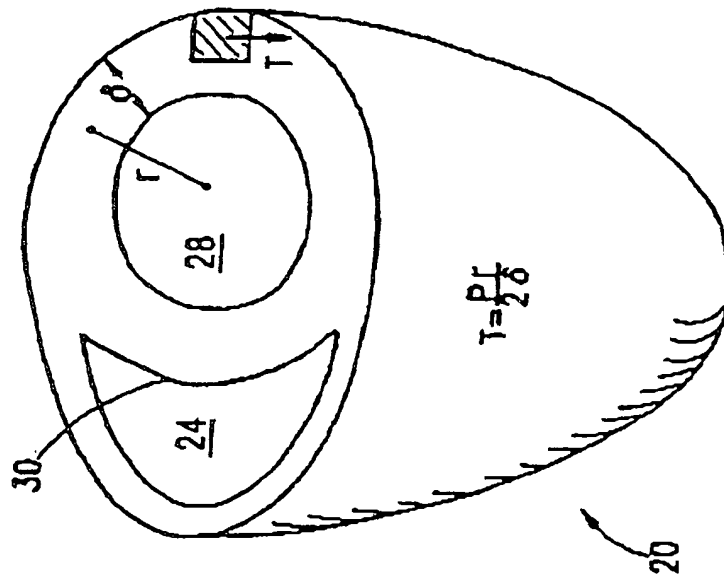
T = KRAFT ÜBER DIE GESAMTE QUERSCHNITTFLÄCHE DES MUSKELS

FIG. 5B

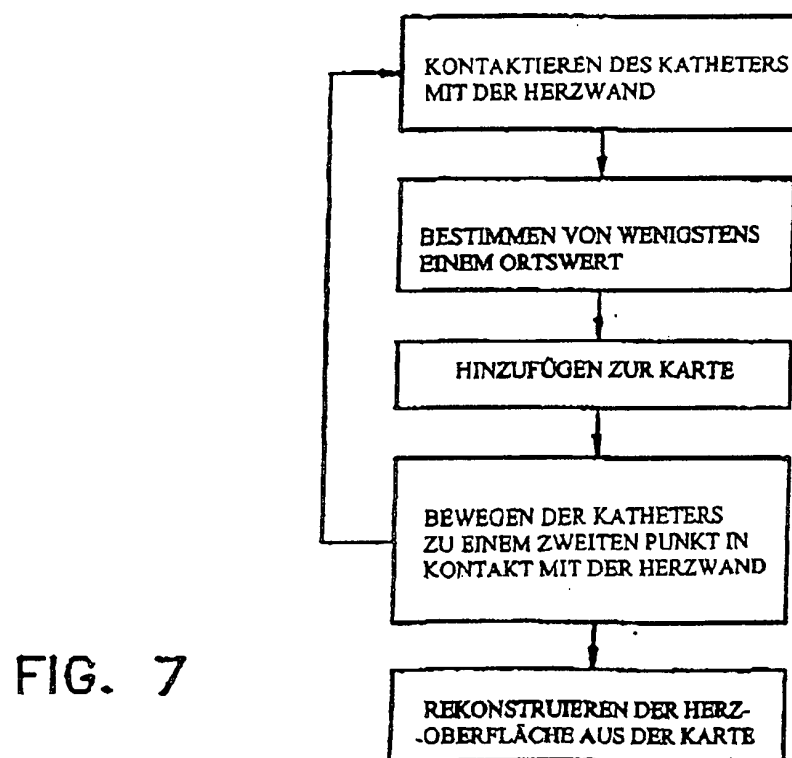
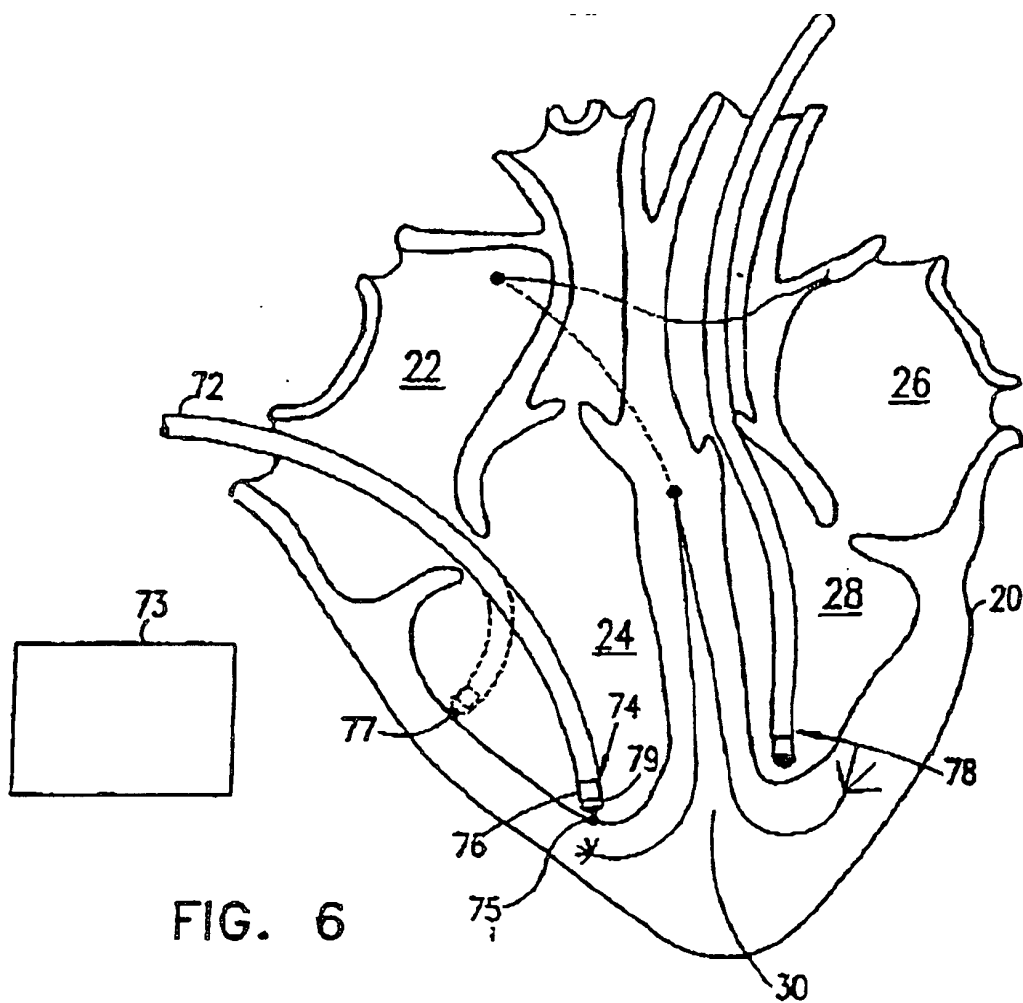


T = KRAFT PRO UMFANGSLÄNGENEINHEIT UND DER GESAMTSTÄRKE DER WAND

FIG. 5C



T = KRAFT PRO MUSKELQUERSCHNITTSFLÄCHENEINHEIT



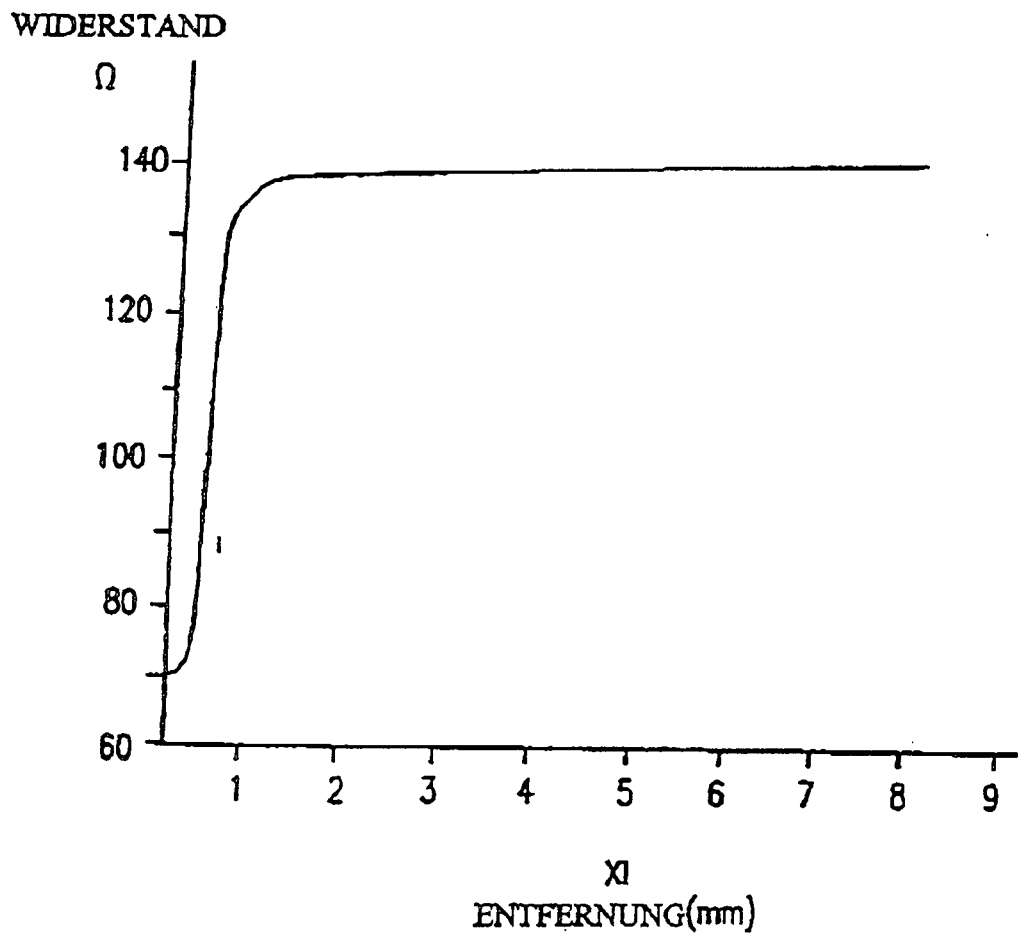


FIG. 8

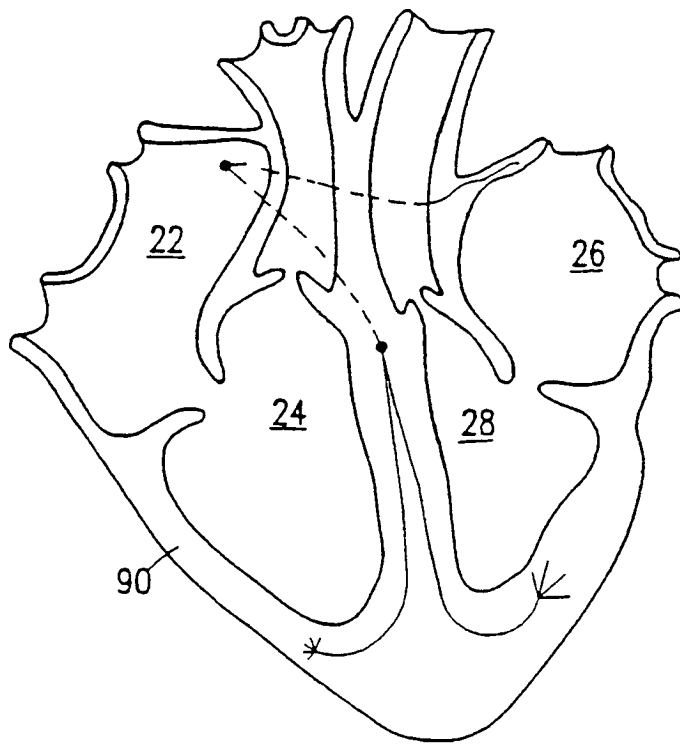


FIG. 9A

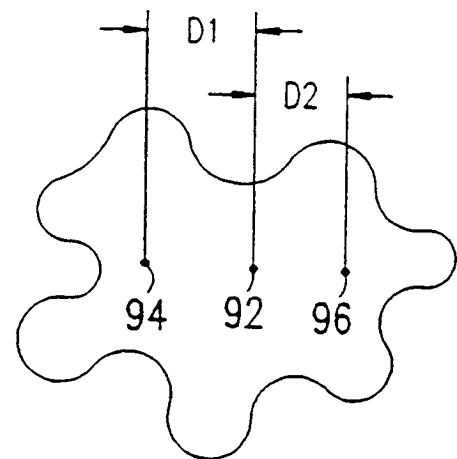


FIG. 9B

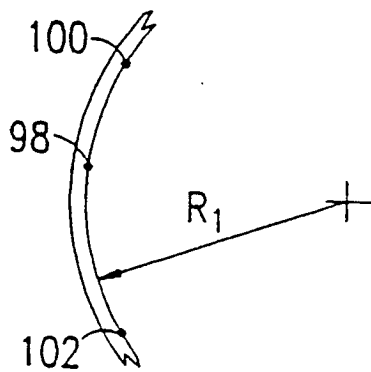


FIG. 9C

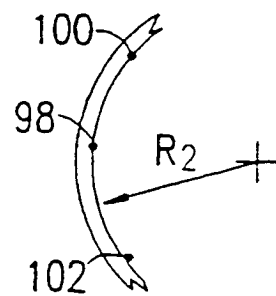


FIG. 9D

FIG. 10

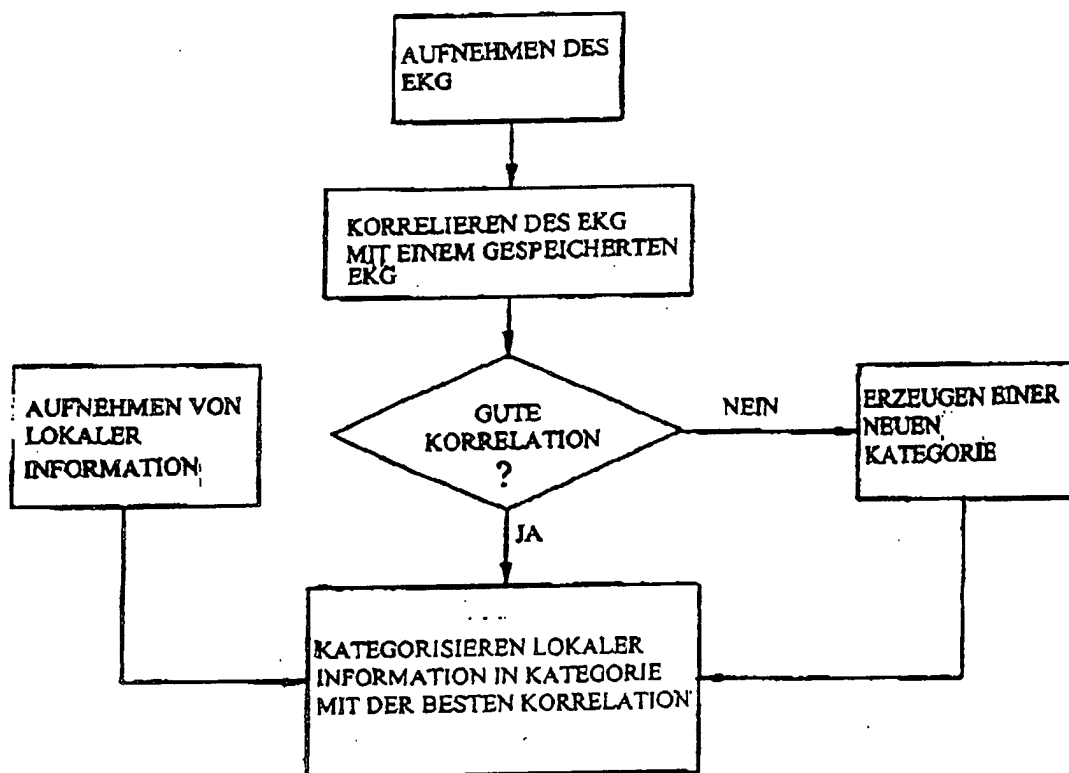
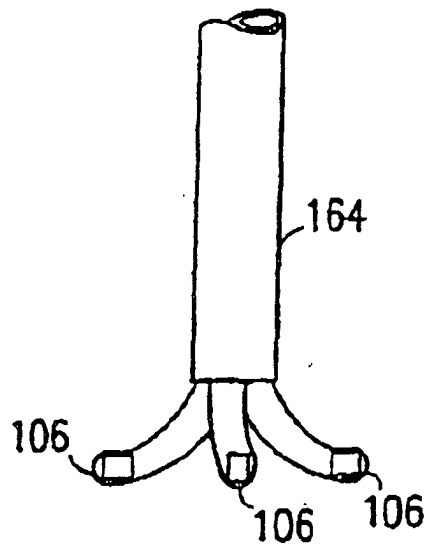


FIG. 11

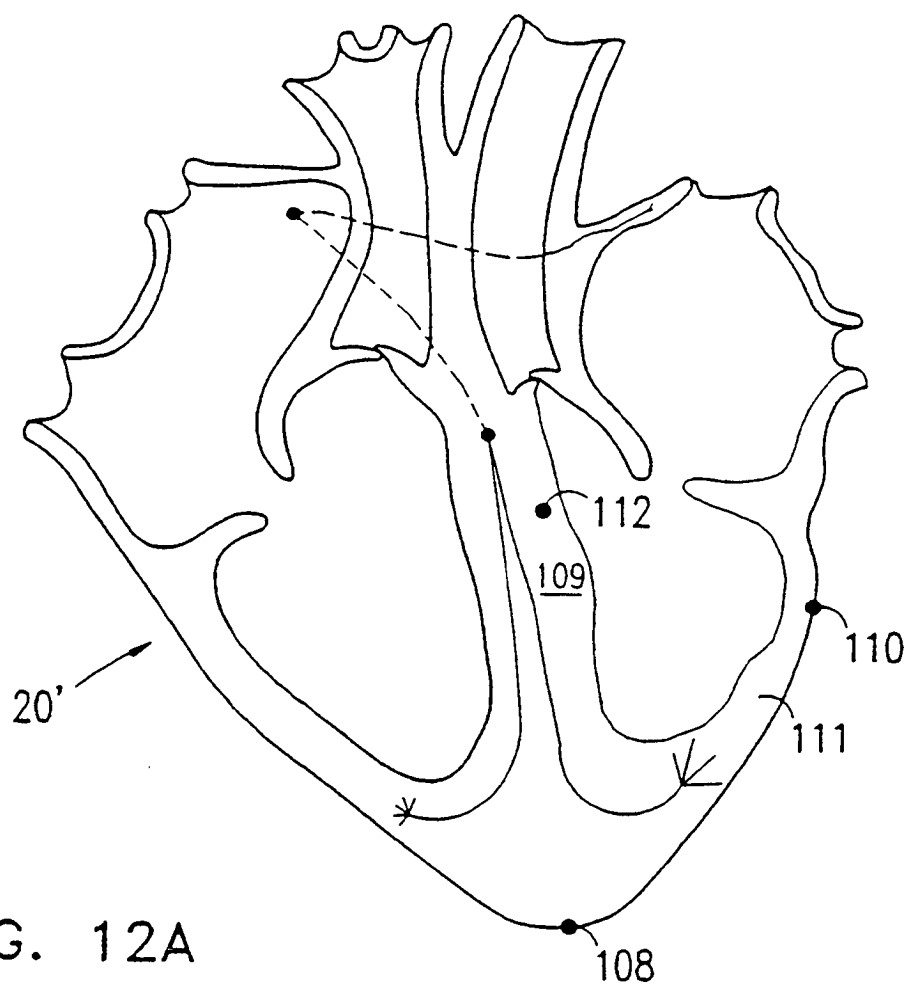


FIG. 12A

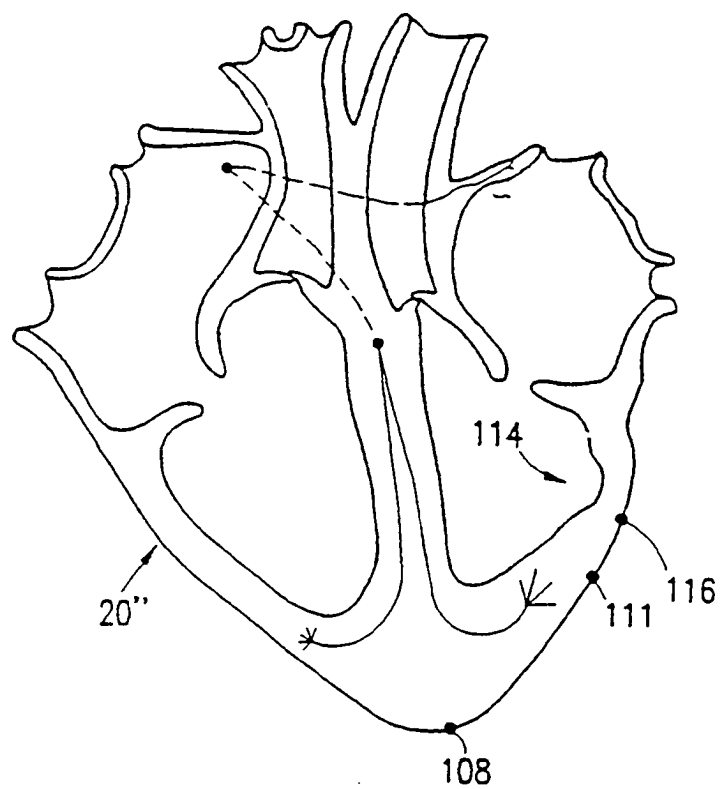


FIG. 12B

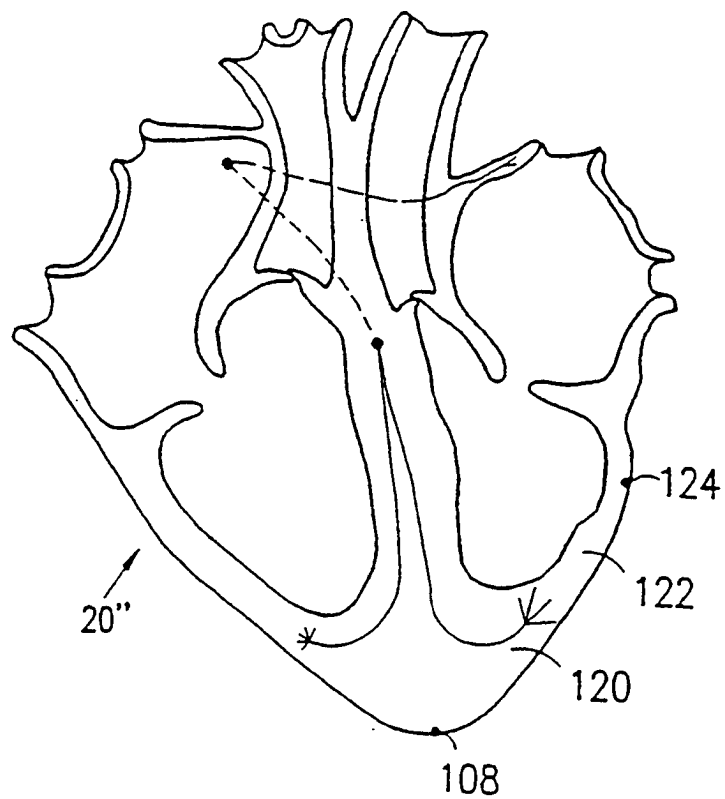


FIG. 12C

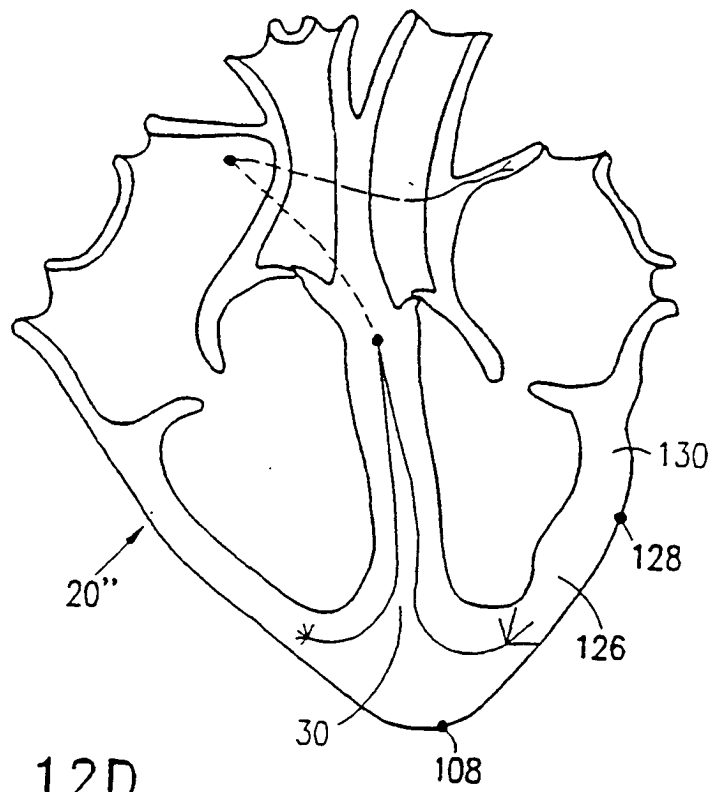


FIG. 12D

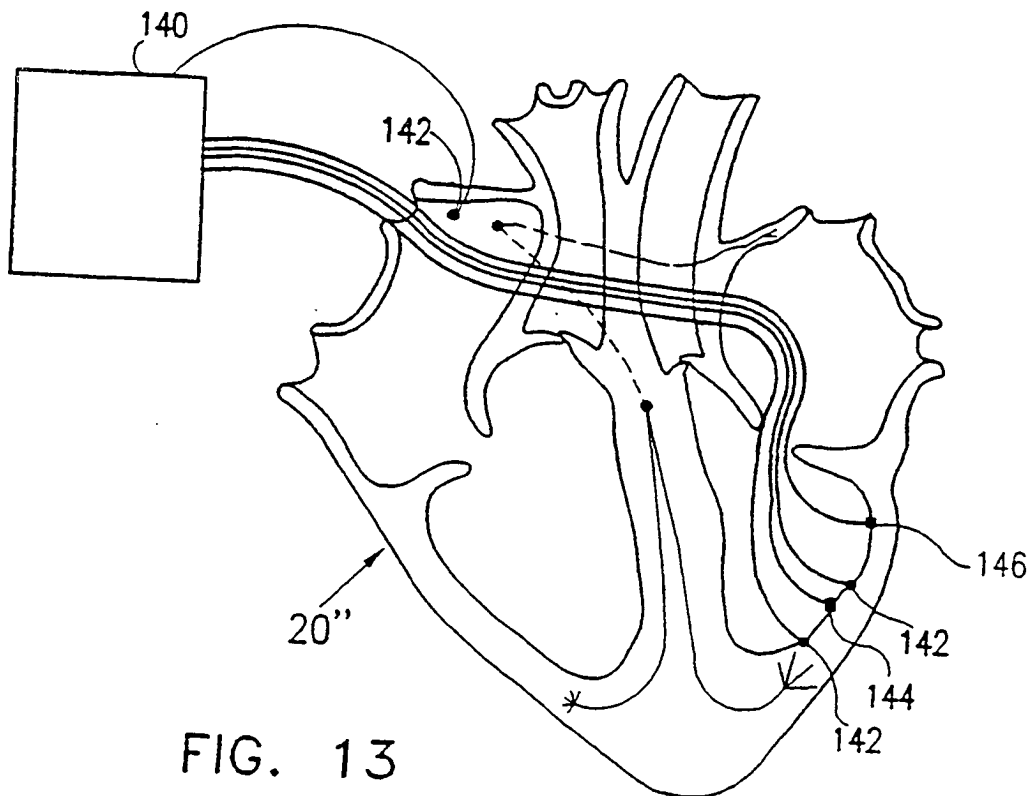


FIG. 13