



(10) **DE 10 2007 056 256 B4** 2015.06.18

(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2007 056 256.1**  
 (22) Anmeldetag: **21.11.2007**  
 (43) Offenlegungstag: **29.05.2008**  
 (45) Veröffentlichungstag  
 der Patenterteilung: **18.06.2015**

(51) Int Cl.: **A61B 6/03 (2006.01)**  
**A61B 19/00 (2006.01)**

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(30) Unionspriorität:  
**11/603,490**                      **22.11.2006**    **US**

(73) Patentinhaber:  
**General Electric Co., Schenectady, N.Y., US**

(74) Vertreter:  
**Rüger, Barthelt & Abel, 73728 Esslingen, DE**

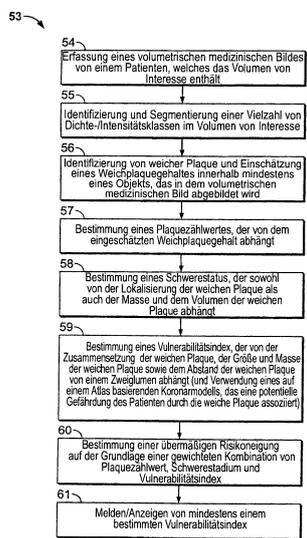
(72) Erfinder:  
**Sirohey, Saad Ahmet, Pewaukee, Wis., US;**  
**Avinash, Gopal B., New Berlin, Wis., US;**  
**Skinner, John V. jun., New Berlin, Wis., US;**  
**Dutta, Sandeep, Waukesha, Wis., US; Le Nezet,**  
**Patricia, Le Pecq, FR; Haas, DeAnn Marie, Port**  
**Washington, Wis., US**

(56) Ermittelter Stand der Technik:  
**DE**            **102 49 643**    **A1**

(54) Bezeichnung: **Gerät zur Generierung einer Risikometrik bei weicher Plaque in Gefäßen und maschinenlesbares Medium hierfür**

(57) Hauptanspruch: Greifbare(s) und nicht-flüchtige(s) maschinenlesbare(s) Medium oder Medien (52), auf dem/denen Befehle aufgezeichnet sind, die so konfiguriert sind, dass sie einen Computer (36) instruieren, einen Zählwert für einen Weichplaquegehalt in Koronararterien zu generieren, wobei diese Befehle Befehle umfassen, die so konfiguriert sind, dass sie einen Computer instruieren, eine Schätzung des Weichplaquegehaltes innerhalb eines Herzens, das in einem medizinischen Bild dargestellt ist, zu bestimmen, wobei die Schätzung einen Messwert der Masse des Weichplaquegehaltes umfasst; eine Position des Weichplaquegehaltes und einen Messwert des Volumens des Weichplaquegehaltes in dem Herzen zu bestimmen; ein Schwerestadium, das eine Gesundheit des Herzens kennzeichnet, zu bestimmen, wobei das Schwerestadium auf der Basis des Messwertes der Masse des Weichplaquegehaltes, der Position des Weichplaquegehaltes und des Messwertes des Volumens des Weichplaquegehaltes bestimmt wird; und das Schwerestadium der Gesundheit des Herzens zu melden; wobei die Befehle den Computer instruieren, einen Vulnerabilitätsindex zu bestimmen, der von einer Zusammensetzung des Weichplaquegehaltes, dem Messwert des Volumens des Weichplaquegehaltes, dem Messwert der Masse des Weichplaquegehaltes und einer Entfernung des Weichplaquegehaltes von einem Zweiggefäß in dem Herzen abhängig ist; und

wobei die Befehle den Computer instruieren, ein Atlasbasiertes Koronarmodell, das eine potentielle Gefährdung für das Herz durch den Weichplaquegehalt zuordnet, zu verwenden, um den Vulnerabilitätsindex zu bestimmen.



**Beschreibung**

## HINTERGRUND DER ERFINDUNG

**[0001]** Diese Erfindung bezieht sich allgemein auf die Bildgebung und insbesondere auf die Bestimmung der Masse und des Volumens von einer weichen Substanz in rekonstruierten Bildern sowie auf die Bestimmung einer Risikometrik für einen Patienten anhand medizinischer Bilder, wenn es sich bei der weichen Substanz um weiche Plaque handelt.

**[0002]** Konfigurationen der vorliegenden Erfindung sind insbesondere nützlich bei medizinischen und diagnostischen Computertomographie(CT)-Anwendungen zur Quantifizierung von Kalzifikationen oder Läsionen.

**[0003]** Bei einigen bekannten CT-Bildgebungssystem-Konfigurationen projiziert eine Röntgenquelle einen fächerförmigen Strahl, der so eingestellt wird, dass er innerhalb der XY-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems liegt, die im Allgemeinen als "Bildgebungsebene" bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl durchdringt ein abgebildetes Objekt, wie z. B. einen Patienten. Nachdem der Strahl durch das Objekt abgeschwächt worden ist, trifft er auf eine Anordnung von Strahlungsdetektoren auf. Die Intensität der Strahlung des abgeschwächten Strahls, die an der Detektoranordnung empfangen wird, hängt von der Abschwächung eines Röntgenstrahls durch das Objekt ab. Jeder Sensor der Anordnung bringt ein separates elektrisches Signal hervor, das eine Messung der Strahlintensität an der Detektorposition darstellt. Die Intensitätsmessungen von allen Detektoren werden separat erfasst, um ein Übertragungsprofil zu erzeugen.

**[0004]** Bei CT-Systemen der dritten Generation werden Röntgenquelle und Detektoranordnung mit Hilfe einer Gantry innerhalb der Bildgebungsebene und um das abzubildende Objekt herum gedreht, so dass der Winkel, bei dem der Röntgenstrahl das Objekt durchquert, sich ständig verändert. Eine Gruppe von Röntgenabschwächungsmessungen, d. h. Projektionsdaten, von der Detektoranordnung bei einem bestimmten Winkel der Gantry wird als "Ansicht" bezeichnet. Eine "Abtastung" des Objekts umfasst einen Satz von Ansichten, die bei unterschiedlichen Gantrywinkeln oder Ansichtswinkeln während einer Umdrehung der Röntgenquelle und des Detektors erfasst wurden.

**[0005]** Bei einer Axialabtastung werden die Projektionsdaten verarbeitet, um ein Bild zu konstruieren, das einem zweidimensionalen Schnitt entspricht, welcher durch das Objekt hindurch vorgenommen wurde. Ein Verfahren zur Rekonstruktion eines Bildes aus einem Projektionsdatensatz wird auf diesem Gebiet als gefilterte Rückprojektionstechnik be-

zeichnet. Bei diesem Prozess werden die Abschwächungsmessungen von einer Abtastung in Ganzzahlen umgewandelt, die als "CT-Zahlen" oder "Hounsfield-Einheiten" (HU) bezeichnet werden, und die verwendet werden, um die Helligkeit des entsprechenden Pixels auf einem Kathodenstrahlröhrendisplay zu regulieren.

**[0006]** Um die Gesamtabtastzeit zu reduzieren, kann eine Spiralabtastung durchgeführt werden. Um eine "Spiralabtastung" durchzuführen, wird der Patient bewegt, während die Daten für die vorgesehene Anzahl von Schichten erfasst werden. Solch ein System generiert eine einzelne Spirale aus einer Fächerstrahl-Spiralabtastung. Die Spirale, die durch den Fächerstrahl beschrieben wird, liefert Projektionsdaten, aus denen in jeder vorgesehenen Schicht Bilder rekonstruiert werden können.

**[0007]** Bei den Rekonstruktionsalgorithmen für die Spiralabtastung werden typischerweise Spiral-Gewichtungsalgorithmen verwendet, durch welche eine Gewichtung der erfassten Daten als Funktion des Ansichtswinkels und des Detektorkanalindex erfolgt. Genauer gesagt werden die Daten vor dem gefilterten Rückprojektionsprozess gemäß einem Spiral-Gewichtungsfaktor gewichtet, der eine Funktion sowohl des Gantrywinkels als auch des Detektorwinkels ist. Die gewichteten Daten werden dann verarbeitet, um CT-Zahlen zu generieren und ein Bild zu konstruieren, das einem zweidimensionalen Schnitt entspricht, welcher durch das Objekt hindurch vorgenommen wurde.

**[0008]** Um die Gesamterfassungszeit weiter zu reduzieren, ist die Mehrschicht-CT eingeführt worden. Bei der Mehrschicht-CT werden mehrere Zeilen von Projektionsdaten zu jedem Zeitpunkt gleichzeitig erfasst. Wenn das System mit dem Spiralabtastungsmodus kombiniert wird, generiert es eine einzelne Spirale von Kegelstrahl-Projektionsdaten. Wie bei der Vorgehensweise beim Spiralgewichtungsvorgang von einzelnen Schichten kann ein Verfahren abgeleitet werden, bei dem vor der Anwendung des Filterungs-Rückprojektions-Algorithmus die Gewichtung mit den Projektionsdaten multipliziert wird.

**[0009]** Laut der American Heart Association treten in den USA jährlich mehr als 500000 Todesfälle aufgrund von kardiovaskulären Ursachen auf, und weltweit sind es weitaus mehr. Ein Hauptanteil der Todesfälle aufgrund von kardiovaskulären Ursachen ist auf die Koronararterienkrankheit zurückzuführen, deren Hauptursachen der Aufbau von Plaque, insbesondere weicher Plaque, sowie deren Rupturen sind. Weiche Plaque kann mit Hilfe von Röntgen oder nicht-contrastiertem CT schwer erkannt werden. Kalzifizierte Plaque ist als Surrogat für das Vorhandensein von weicher Plaque verwendet worden, und zwar auf der Grundlage, dass kalzifizierte Plaque

ein Nebenprodukt von rupturierter Plaque darstellt. Koronarplaque ist gemäß der Sary-Skala in sechs Stufen klassifiziert worden. Gemäß der allgemeinen Meinung ist es von entscheidender Wichtigkeit, die Plaque in Stufen 4 und 5 zu bestimmen, da diese Plaque mit der kritischen Kennzeichnung "vulnerable Plaque" versehen ist. Bei vulnerabler Plaque kann es zu Rupturen oder Verlagerungen der Plaque kommen, was Blockierungen verursacht, die zu Myokardinfarkten (MCI) führen. Intravaskulärer Ultraschall (IVUS) stellt den so genannten "goldenen Standard" zur Bestimmung von Plaque und ihrer Konsistenz dar, wobei IVUS allerdings aufgrund seiner invasiven Natur nur bei Patienten mit Symptomen durchgeführt wird. Patienten mit Symptomen befinden sich bereits in einem fortgeschrittenen Stadium und jenseits von nicht-invasiven Therapieoptionen.

**[0010]** Mit dem Aufkommen von Herzvolumen-Computertomographie (Herz-VCT) und ihrer stetig steigenden räumlichen und zeitlichen Auflösung und dem bevorstehenden Aufkommen von Hochauflösungs(HD)-Herz-VCT ist es möglich geworden, eine kontrastierte Studie des Herzens abzubilden, die gegatet wird, um die Herzbewegung abzuschwächen. Unter Verwendung dieser Bilder ist es möglich, Plaque von Gefäßen und von Kalzifikationen zu unterscheiden, wobei es allerdings nicht möglich ist, dies auf eine automatisierte Art und Weise zu tun, so dass die Standardisierung unterstützt und für Radiologen und Kardiologen Verbesserungen in Bezug auf die Produktivität erreicht werden könnten.

**[0011]** DE 102 49 643 A1 beschreibt ein Verfahren und ein bspw. auf MRT oder Mehrschicht-CT basierendes medizinisches Bildgebungsgerät zur Unterstützung der Diagnose und/oder Therapie einer krankhaften Veränderung eines Blutgefäßes eines Patienten, insbesondere einer koronaren Erkrankung. Eine Datenverarbeitungseinrichtung ist dazu eingerichtet, das medizinische Bildgebungsgerät zu betreiben, um medizinische Bilder unter Verwendung einer Strahlungsquelle und einer Detektoranordnung zu erzeugen und basierend darauf einen Zählwert für einen Plaquegehalt für unterschiedliche Plaquetypen in Koronararterien zu generieren. Insbesondere ist die Datenverarbeitungseinrichtung konfiguriert, um eine Schätzung des Plaquegehaltes für unterschiedliche Plaquetypen, einschließlich eines Weichplaquegehaltes, innerhalb eines Herzens, das in einem medizinischen Bild dargestellt ist, zu bestimmen, wobei die Schätzung einen Messwert der Masse des jeweiligen Plaquegehaltes enthält, eine Position des jeweiligen Plaquegehaltes und einen Messwert des Volumens des jeweiligen Plaquegehaltes in dem Herzen zu bestimmen, einen Indikatorwert, der ein Maß für die Menge und Zusammensetzung von in dem untersuchten Blutgefäß vorhandener Plaque darstellt, in Abhängigkeit von der bestimmten Masse und dem bestimmten Volumen des jeweiligen Plaquegehaltes

zu bestimmen und mit vorgegebenen Grenzwerten zu vergleichen, um daraus ein Schwerestadium, das eine Gesundheit des Herzens kennzeichnet, zu bestimmen und das Schwerestadium der Gesundheit des Herzens auf einem Display zu melden.

#### KURZBESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

**[0012]** Eine Aufgabe der Erfindung ist es, ein maschinenlesbares Medium mit darauf aufgezeichneten Befehlen und ein medizinisches Bildgebungsgerät zu schaffen, die es ermöglichen ein Schwerestadium der Gesundheit eines Herzens eines Patienten zu bestimmen.

**[0013]** Diese Aufgabe wird mit einem maschinenlesbaren Medium oder mit maschinenlesbare Medien mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1 bzw. mit dem medizinischen Bildgebungsgerät nach Patentanspruch 5 gelöst.

**[0014]** In einem Aspekt liefern einige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung ein maschinenlesbares Medium oder maschinenlesbare Medien, auf denen Befehle aufgezeichnet sind, die so konfiguriert sind, dass sie einen Computer instruieren, einen Zählwert für weiche Plaque in Koronararterien zu generieren. Die Befehle umfassen Befehle, die so konfiguriert sind, dass sie den Computer instruieren, den Weichplaquegehalt innerhalb mindestens eines Objekts einzuschätzen, das auf einem medizinischen Bild abgebildet ist, wobei die Schätzung einen Messwert der Masse des Weichplaquegehaltes umfasst, eine Position des Weichplaquegehaltes und einen Messwert des Volumens des Weichplaquegehaltes in dem Herzen zu bestimmen, ein Schwerestadium, das eine Gesundheit des Herzens kennzeichnet, zu bestimmen, wobei das Schwerestadium auf der Basis des Messwertes der Masse des Weichplaquegehaltes, der Position des Weichplaquegehaltes und des Messwertes des Volumens des Weichplaquegehaltes bestimmt wird, und das Schwerestadium der Gesundheit des Herzens zu melden. Insbesondere sind die Befehle konfiguriert, um den Computer zu instruieren, einen Vulnerabilitätsindex zu bestimmen, der von einer Zusammensetzung des Weichplaquegehaltes, dem Messwert des Volumens des Weichplaquegehaltes, dem Messwert der Masse des Weichplaquegehaltes und einer Entfernung des Weichplaquegehaltes von einem Zweiggefäß in dem Herzen abhängig ist, wobei der Computer instruiert wird, ein Atlas-basiertes Koronarmodell, das eine potentielle Gefährdung für das Herz durch den Weichplaquegehalt zuordnet, zu verwenden, um den Vulnerabilitätsindex zu bestimmen.

**[0015]** In einem weiteren Aspekt liefern einige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung ein medizinisches Bildgebungsgerät, das eine Strahlungsquelle, eine Detektoranordnung, einen Bildprozessor, ein

Display und einen Datenspeicher umfasst. Das medizinische Bildgebungsgerät wird von einem Computer gesteuert, der so konfiguriert ist, dass er das medizinische Bildgebungsgerät so bedient, dass es medizinische Bilder erzeugt, wobei es die Strahlungsquelle, die Detektoranordnung, den Bildprozessor, das Display und den Datenspeicher verwendet. Im Datenspeicher sind Befehle gespeichert, die so konfiguriert sind, dass sie den Computer instruieren, einen Zählwert für weiche Plaque in Koronararterien zu generieren. Diese Befehle umfassen Befehle, die so konfiguriert sind, dass sie den Computer instruieren, den Weichplaquegehalt innerhalb mindestens eines Objekts einzuschätzen, das auf dem medizinischen Bild abgebildet ist, wobei die Schätzung einen Messwert der Masse des Weichplaquegehaltes umfasst, eine Position des Weichplaquegehaltes und einen Messwert des Volumens des Weichplaquegehaltes in dem Herzen zu bestimmen, ein Schwerestadium, das eine Gesundheit des Herzens kennzeichnet, zu bestimmen, wobei das Schwerestadium auf der Basis des Messwertes der Masse des Weichplaquegehaltes, der Position des Weichplaquegehaltes und des Messwertes des Volumens des Weichplaquegehaltes bestimmt wird, und das Schwerestadium der Gesundheit des Herzens zu melden. Insbesondere sind die Befehle konfiguriert, um den Computer zu instruieren, einen Vulnerabilitätsindex zu bestimmen, der von einer Zusammensetzung des Weichplaquegehaltes, dem Messwert des Volumens des Weichplaquegehaltes, dem Messwert der Masse des Weichplaquegehaltes und einer Entfernung des Weichplaquegehaltes von einem Zweiggefäß in dem Herzen abhängig ist, wobei der Computer instruiert wird, ein Atlas-basiertes Koronarmodell, das eine potentielle Gefährdung für das Herz durch den Weichplaquegehalt zuordnet, zu verwenden, um den Vulnerabilitätsindex zu bestimmen.

**[0016]** Man nehme zur Kenntnis, dass einige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung neben dem bestimmten Schwerestadium der Gesundheit des Herzens eine Bestimmung und Anzeige von mindestens einem Plaquezählwert und/oder eines Vulnerabilitätsindex liefern, von denen alle auf dem volumetrischen medizinischen Bild eines Patienten beruhen. Die bestimmten und angezeigten Zählwerte sind nützlich für die nichtinvasive Bestimmung der Gesundheit des Herzens eines Patienten.

#### KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

**[0017]** Fig. 1 ist eine Abbildung einer Konfiguration eines Computertomographie(CT)-Bildgebungssystems der vorliegenden Erfindung in Form einer Zeichnung.

**[0018]** Fig. 2 ist ein schematisches Blockdiagramm des CT-Bildgebungssystems von Fig. 1.

**[0019]** Fig. 3 ist ein Flussdiagramm, das einige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung darstellt und die Bestimmung eines Plaquezählwerts (und anderer Metriken) bei einem erfassten volumetrischen Bild eines Patienten zeigt, das ein Volumen von Interesse umfasst.

**[0020]** Fig. 4 ist ein Flussdiagramm, das eine Konfiguration eines Verfahrens der vorliegenden Erfindung zeigt, durch das Plaqueregionen lokalisiert werden und ein Subvolumen des volumetrischen Bildes segmentiert wird.

**[0021]** Fig. 5 ist ein Flussdiagramm, das die Bestimmung einer inneren Region, einer Übergangsregion und einer Hintergrundregion ausführlicher beschreibt, wobei die Objektgrenze und die Übertragungsfunktion des Bildgebungsgeräts verwendet werden.

**[0022]** Fig. 6 ist ein Flussdiagramm eines geeigneten Verfahrens zur Konstruktion und Verwendung eines Herzatlasmodells in einigen Konfigurationen der vorliegenden Erfindung.

**[0023]** Fig. 7 ist eine Darstellung eines Herzatlasmodells, welches die Regionen zeigt, die von einem Verschluss betroffen sind.

**[0024]** Fig. 8 ist eine Darstellung der betroffenen Regionen eines Gefäßes, welche in dem Herzatlasmodell gezeigt werden, die durch Fig. 7 dargestellt werden.

#### DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

**[0025]** Die vorangegangene Zusammenfassung sowie auch die folgende detaillierte Beschreibung von bestimmten Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung können besser nachvollzogen werden, wenn sie im Zusammenhang mit den angehängten Zeichnungen gelesen werden. Indem in den Figuren Diagramme der Funktionsblocks von verschiedenen Ausführungsformen illustriert werden, wird durch die Funktionsblocks nicht unbedingt die Aufteilung zwischen den Hardware-Schaltkreisen dargestellt. So können z. B. einer oder mehrere der Funktionsblocks (z. B. Prozessoren und Datenspeicher) in einem einzigen Hardware-Bauteil (z. B. einem Mehrzweck-Signalprozessor oder einem Block oder einer Random Access Memory, Harddisk o. Ä.) implementiert werden. Ebenso können die Programme eigenständige Programme sein, als Subroutinen in einem Betriebssystem integriert werden, Funktionen in einem installierten Softwarepaket sein o. Ä. Es sei darauf hingewiesen, dass die verschiedenen Ausführungsformen nicht auf die Anordnungen und die Instrumentenausstattung beschränkt sind, die in den Zeichnungen gezeigt werden.

**[0026]** So wie die Begriffe "Element" oder "Schritt", die im Singular aufgeführt werden und denen das Wort "ein" vorangestellt ist, hier verwendet werden, sind sie so aufzufassen, dass sie keinesfalls eine Mehrzahl dieser Elemente oder Schritte ausschließen, es sei denn, eine solche Einschränkung wird explizit festgestellt. Ferner sollen Bezugnahmen auf "eine Ausführungsform" der vorliegenden Erfindung nicht dahingehend interpretiert werden, dass sie das Vorhandensein von zusätzlichen Ausführungsformen ausschließen, welche die aufgeführten Merkmale ebenfalls umfassen. Außerdem können Ausführungsformen, die ein Element oder eine Vielzahl von Elementen „umfassen“ oder „haben“, die eine bestimmte Eigenschaft haben, zusätzliche solche Elemente umfassen, welche diese Eigenschaft nicht aufweisen, sofern das Gegenteil nicht explizit festgestellt wird.

**[0027]** Ebenso soll der Ausdruck "Rekonstruktion eines Bildes" keinesfalls Ausführungsformen der Aspekte der vorliegenden Erfindung ausschließen, bei denen Daten generiert werden, die ein Bild repräsentieren, nicht jedoch ein Bild, das betrachtet werden kann. Allerdings generieren viele Ausführungsformen mindestens ein Bild, das betrachtet werden kann (bzw. sind sie so konfiguriert, dass sie ein solches generieren).

**[0028]** Die Nennung eines einzelnen Objekts oder einer einzelnen Aktion soll keinesfalls Konfigurationen aus dem Schutzzumfang eines Anspruches ausschließen, die eine Vielzahl der fraglichen Objekte oder Aktionen umfassen, sofern das Gegenteil nicht explizit festgestellt wird. Beispielsweise soll ein Anspruch, bei dem die Aktion „Identifikation einer Ausschlussregion“ ohne weitere Beschreibung in Bezug auf die Anzahl genannt wird, in seinem Schutzzumfang Konfigurationen umfassen, in welchen eine Vielzahl von Ausschlussregionen identifiziert wird.

**[0029]** Technische Effekte der vorliegenden Erfindung umfassen, sind aber nicht beschränkt auf, die Verwendung eines medizinischen Bildes zur Bestimmung und Anzeige eines Plaquezählwertes und in einigen Konfigurationen eines Schwerestadiums und/oder eines Vulnerabilitätsindex, von denen alle nützlich sind, um die Bestimmung der Gesundheit eines Organs, wie beispielsweise des Herzens eines Patienten, auf nichtinvasive Weise zu bestimmen. So wie der Schutzzumfang des Gegenstandes, der hier mit dem Begriff „Bild“ bezeichnet wird, hier verwendet wird, soll er auch Daten einschließen, die ein Bild repräsentieren, d. h. ein Bild in einer Form, das für die Verarbeitung durch einen Computer geeignet ist, sofern nicht auf ein Bild Bezug genommen wird, welches tatsächlich angezeigt wird.

**[0030]** Was **Fig. 1** und **Fig. 2** anbelangt, wird ein Mehrschicht-Scan-Bildgebungssystem, beispielsweise

ein Computertomographie(CT)-Bildgebungssystem **10**, so dargestellt, dass es eine Gantry **12** umfasst, die ein CT-Bildgebungssystem der "dritten Generation" repräsentiert. Gantry **12** ist mit einer Röntgenröhre **14** (die hier auch als Röntgenquelle **14** bezeichnet wird) ausgestattet, die einen Röntgenstrahl **16** zu einer Detektoranordnung **18** auf der gegenüberliegenden Seite der Gantry **12** projiziert. Detektoranordnung **18** besteht aus einer Vielzahl von Detektorzeilen (nicht gezeigt), die eine Vielzahl von Detektorelementen **20** umfassen, die zusammen die projizierten Röntgenstrahlen erkennen, von welchen ein Objekt, wie z. B. ein medizinischer Patient **22**, der sich zwischen Anordnung **18** und Quelle **14** befindet, durchdrungen wird. Jedes Detektorelement **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahls repräsentiert und daher verwendet werden kann, um die Abschwächung des Strahls abzuschätzen, während dieser ein Objekt oder einen Patienten **22** durchdringt. Während einer Abtastung zur Erfassung von Röntgenprojektionsdaten dreht sich die Gantry **12** und die in ihr montierten Komponenten um ein Rotationszentrum **24** herum. **Fig. 2** zeigt nur eine einzelne Zeile von Detektorelementen **20** (d. h. eine Detektorzeile). Allerdings umfasst die Mehrschicht-Detektoranordnung **18** eine Vielzahl von parallelen Detektorzeilen von Detektorelementen **20**, so dass während einer Abtastung Projektionsdaten gleichzeitig erfasst werden können, die einer Vielzahl von quasi-parallelen oder parallelen Schichten entsprechen.

**[0031]** Die Rotation der Komponenten auf Gantry **12** und der Betrieb der Röntgenquelle **14** werden durch einen Kontrollmechanismus **26** des CT-Systems **10** gesteuert. Kontrollmechanismus **26** umfasst einen Röntgenregler **28**, der Strom- und Bildgebungssignale an die Röntgenquelle **14** liefert, und einen Gantrymotorregler **30**, der die Rotationsgeschwindigkeit und Position der Komponenten auf Gantry **12** steuert. Ein Datenerfassungssystem (DES) **32** innerhalb des Kontrollmechanismus **26** fragt analoge Daten von den Detektorelementen **20** ab und wandelt die Daten zur nachfolgenden Verarbeitung in digitale Signale um. Ein Bildrekonstruierer **34** empfängt die abgetasteten und digitalisierten Röntgendaten vom DES **32** und führt eine Hochgeschwindigkeits-Bildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird als Input in einen Computer **36** eingespeist, der das Bild in einer Speichervorrichtung **38** speichert. Bei dem Bildrekonstruierer **34** kann es sich um spezialisierte Hardware oder Computerprogramme handeln, die auf einem Computer **36** ausgeführt werden.

**[0032]** Über Konsole **40**, welche eine Tastatur und/oder andere Bedieneingaben- und/oder Markierungsvorrichtungen wie z. B. eine Maus, eine Steuerkugel oder einen Lichtstift aufweist, empfängt Computer **36** auch Befehle und Abtastparameter von einem Bediener. Ein dazugehöriges Display **42**, bei

dem es sich beispielsweise um ein Kathodenstrahlröhren (CRT)-Display, ein Flüssigkristalldisplay (LCD) oder ein Plasmasdisplay handeln kann, ermöglicht es dem Bediener, das rekonstruierte Bild und andere Daten vom Computer **36** einzusehen. Display **42** kann eine Benutzeranzeigevorrichtung wie einen druckempfindlichen Eingabebildschirm umfassen. Die vom Bediener eingegebenen Befehle und Parameter werden vom Computer **36** verwendet, um Kontrollsignale und Information an das DES **32**, den Röntgenregler **28** und den Gantrymotorregler **30** zu liefern. Zusätzlich bedient der Computer **36** einen Tischmotorregler **44**, durch den ein motorisierter Tisch **46** gesteuert wird, so dass er den Patienten **22** innerhalb der Gantry **12** in Position bringt. Insbesondere bewegt der Tisch **46** Körperabschnitte des Patienten **22** durch die Gantryöffnung **48**.

**[0033]** In einer Ausführungsform umfasst Computer **36** eine Vorrichtung **50**, beispielsweise ein Diskettenlaufwerk, ein CD-ROM-Laufwerk, ein DVD-Laufwerk, eine Magnetic-Optical-Disk(MOD)-Vorrichtung oder eine beliebige andere digitale Vorrichtung, zu der auch eine Netzwerkverbindungsvorrichtung wie eine Ethernet-Vorrichtung gehört, die zum Ablesen von Befehlen und/oder Daten von einem computerlesbaren Medium **52** wie einer Diskette, einer CD-ROM, einer DVD oder einer anderen digitalen Quelle wie einem Netzwerk oder dem Internet und ebenso von zukünftig noch zu entwickelnden digitalen Vorrichtungen dient. In einer anderen Ausführungsform führt Computer **36** Befehle aus, die in Firmware (nicht gezeigt) gespeichert sind. Computer **36** ist so programmiert, dass er die hier beschriebenen Funktionen ausführt, und so wie der Begriff "Computer" hier verwendet wird, ist er nicht nur auf jene integrierten Schaltkreise beschränkt, die auf diesem Fachgebiet als Computer bezeichnet werden, sondern bezieht sich im weiteren Sinne auf Computer, Prozessoren, Mikrocontroller, Mikrocomputer, programmierbare Logikcontroller, anwendungsspezifische integrierte Schaltkreise und andere programmierbare Schaltkreise, und diese Begriffe werden hier auswechselbar verwendet. Obwohl die oben erwähnte spezifische Ausführungsform sich auf ein CT-System der "dritten Generation" bezieht, treffen die hier beschriebenen Verfahren gleichermaßen auf CT-Systeme der vierten Generation (stationärer Detektor-rotierende Röntgenquelle) sowie CT-Systeme der fünften Generation (stationärer Detektor und Röntgenquelle) zu. Zusätzlich wird in Betracht gezogen, dass die Vorteile der Erfindung den Bildgebungsmodalitäten zugute kommen, bei denen es sich nicht um CT handelt.

**[0034]** Das Verhältnis von Dichte  $D$ , Volumen  $V$  und Masse  $m$  eines Objekts kann durch die Beziehung  $m = DV$  ausgedrückt werden. Bei der CT-Bildgebung wird für ein Voxel ein Wert in Hounsfield-Einheiten erzeugt, welcher die durchschnittliche Dichte eines Einheitsvolumens repräsentiert, welches durch die Grö-

ße des Einheitsvoxel  $\delta x \delta y \delta z$  definiert wird. Die Dichte des Voxels wird durch gefilterte Rückprojektionen der Mehrzahl von Strahlen bestimmt, welche die Menge von absorbierten Photonen im Einheitsvolumen anzeigen. (Zum Zwecke der Vereinfachung werden die Effekte von mehreren Wellenlängen und anderen Näherungen bei Rekonstruktionsalgorithmen nicht berücksichtigt, es werden jedoch Rekonstruktionsfilter, Ansichtsfeld, d. h. FOV, und Schichtdicke berücksichtigt.). So stellt der Voxelwert eine Durchschnittsdichte des Volumens des Voxels dar, und die Durchschnittsdichte hängt wiederum von der Menge und Zusammensetzung des Stoffes in diesem Volumen ab. Wenn das Einheitsvoxelvolumen  $\delta x \delta y \delta z$  von einem Metall eingenommen wird, kann der Stoff in diesem Volumen dicht sein und den Großteil der Strahlung, die ihn durchdringt, absorbieren, was zu einer hohen Zahl von Hounsfield-Einheiten (HE) führt. Wenn das Einheitsvolumen eine Mischung aus zwei Komponenten wie z. B. Kalzium und Wasser enthält, absorbiert das Volumen die Photonen proportional zu den in der Mischung enthaltenen Mengen der Komponenten. Die HE eines Voxels ist daher eine Einschätzung der Durchschnittsdichte des Stoffes im Voxelvolumen, vorausgesetzt, dass keine Signalverfälschung und kein Rauschen auftritt.

**[0035]** In Konfigurationen nach dem Stand der Technik beruht ein Algorithmus zur Bestimmung der Masse und des Volumens der Kalzifikationen auf dem Verhältnis

$$m = CV_{\tau} = (\mu_c - \mu_w),$$

wobei  $m$  die Masse,  $C$  die Kalziumkalibrierungskorrektur,  $\mu_c$  die Durchschnittsdichte des Schwellenvolumens  $V_{\tau}$  ist, wobei  $\tau$  ein kalibrierter, benutzerdefinierter Schwellenwert ist (wenn ein Benutzer z. B. 130 als Schwellenwert auswählt, dann gilt  $\tau = C \times 130$ ),  $\mu_w$  ein Durchschnittsdichtewert für Wasser ist, und  $V_{\tau}$  durch die Multiplikation der Anzahl von Voxels, die größer als  $\tau$  sind, mit der Dimension des Voxels  $\delta x \delta y \delta z$  bestimmt wird.

**[0036]** Indem man die durch das Flussdiagramm **53** in **Fig. 3** beschriebenen Verfahren und die hier beschriebenen Variationen verwendet, wird es möglich, das Koronargefäßvolumen abzurufen, weiche Plaque zu identifizieren, den Plaquegehalt sowohl im Volumen als auch in der Masse zu quantifizieren und einen Zählwert zu erzeugen, der den Plaquegehalt mit der Gesundheit des Herzens des Patienten in Verbindung bringt. Sobald ein Gefäßvolumen von Interesse erzeugt wurde, wird ein adaptiver Algorithmus aktiviert, um Regionen, bei denen es sich um kalzifizierte Plaque handelt, oder solche, die weiche Plaque aufweisen, zu identifizieren. Ein Hybridmassen- oder Volumenmessungs-Algorithmus quantifiziert dann kalzifizierte Plaque und weiche Plaque. Es wird eine Masse und ein Volumen pro Gefäß gemeldet. Dies wird

dann zu einer Gesamtmasse und zu einem Gesamtvolumen der kalzifizierten Plaque und der weichen Plaque zusammengefasst. Es wird eine Meldung generiert, bei der der ursprüngliche Kalziumzählwert verwendet wird, so dass der Gehalt von kalzifizierter Plaque gemeldet wird, sowie ein neues Maß, das als Weichplaquezählwert bezeichnet wird, das die Masse und das Volumen der weichen Plaque berechnet, um einen Weichplaquezählwert zu generieren.

**[0037]** Genauer gesagt, wird in einigen Konfigurationen der vorliegenden Erfindung ein Verfahren geliefert, bei dem Informationen, die mit dem Gesundheitszustand eines Organs des Patienten (dem Herzen) im Zusammenhang stehen, gewonnen und angezeigt werden. (Sofern der Begriff „angezeigt“ nicht näher eingeschränkt wird, soll er sowohl vorübergehende Anzeigen, wie bei Display **42** von **Fig. 2**, als auch ausgedruckte Berichte einschließen.) Bei **54** in Flussdiagramm **53** von **Fig. 3** wird ein volumetrisches medizinisches Bild von einem Patienten gewonnen. Das volumetrische Bild umfasst ein Volumen von Interesse, welches das Herz des Patienten enthält. Dieses volumetrische medizinische Bild kann mit Hilfe eines medizinischen Bildgebungsgeräts, wie dem CT-Bildgebungssystem **10** von **Fig. 1** und **Fig. 2**, gewonnen werden.

**[0038]** Als nächstes werden unter Verwendung des volumetrischen medizinischen Bildes und eines Computers in dem Volumen von Interesse **55** mehrere Dichte-/Intensitätsklassen identifiziert und segmentiert. Anhand der identifizierten Klassen wird weiche Plaque bei **56** identifiziert und der Weichplaquegehalt, der innerhalb mindestens eines Objekts (wie z. B. eines Gefäßes) eingeschätzt wurde, wird in dem volumetrischen medizinischen Bild abgebildet. Diese Weichplaque-Einschätzung umfasst Einschätzungen der Masse und des Volumens der weichen Plaque. Als nächstes wird bei **57** ein Plaquezählwert bestimmt, welcher von dem abgeschätzten Weichplaquegehalt abhängt. Danach fahren Konfigurationen mit Schritt **58** fort, um ein Schwerestadium zu bestimmen, das sowohl von der Lokalisation der weichen Plaque als auch der Masse und dem Volumen der weichen Plaque abhängt. Zusätzlich hängt in einigen Konfigurationen das Schwerestadium ferner mit der Neigung der weichen Plaque zusammen, Situationen hervorzurufen, die zu Myokardinfarkten (MI) führen können. Neigungen für verschiedene Situationen können anhand von empirischen Studien oder einem beliebigen anderen geeigneten Verfahren bestimmt werden, wobei die Situationen von Computer **36** erkannt werden, indem der Weichplaquegehalt, der im analysierten medizinischen Bild bestimmt wurde, einen Mustererkennungsalgorithmus durchläuft.

**[0039]** Anschließend fahren Konfigurationen bei **59** fort, wo ein Vulnerabilitätsindex bestimmt wird. Der Vulnerabilitätsindex hängt von der Zusammensetzung

der weichen Plaque (die mit der Dichte der Plaque zusammenhängt), der Größe und Masse der weichen Plaque sowie dem Abstand der weichen Plaque zu einem Zweig des Gefäßes ab, der anhand der Positionen der Zweiggefäße auf dem analysierten medizinischen Bild bestimmt werden kann. Vulnerabilitätsindices können anhand von empirischen Studien oder einem beliebigen anderen geeigneten Verfahren bestimmt werden. Bei der vorliegenden Erfindung wird ein Modell verwendet, das auf einem Koronaratlasmmodell beruht, um eine potentielle Gefährdung des Patienten durch die weiche Plaque zu assoziieren.

**[0040]** An diesem Punkt springen einige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung zu **61** über und melden den bestimmten Plaquezählwert, das Schwerestadium und den Vulnerabilitätsindex. Allerdings wird bei anderen Konfigurationen an **60** ferner eine Gesamtrisikoneigung bestimmt, die auf einer gewichteten Kombination des Plaquezählwerts, des Schwerestadiums und des Vulnerabilitätsindex beruht. Die Gewichtungen, die zur Bestimmung der Gesamtrisikoneigung verwendet werden, können anhand von empirischen Studien oder einem beliebigen anderen geeigneten Verfahren bestimmt werden. Bei **62** können diese Konfigurationen der vorliegenden Erfindung nicht nur den Plaquezählwert, das Schwerestadium und den Vulnerabilitätsindex, sondern auch die bestimmte Gesamtrisikoneigung melden.

**[0041]** In einer Ausführungsform wird das Schwerestadium, das bei **58** bestimmt wurde, aus drei Schwerestadien ausgewählt. Es werden drei separate Schwellenwerte eingestellt, durch welche die Gesamtmasse und/oder das Volumen der Plaque den Schwerestadien zugeordnet werden.

**[0042]** In einer anderen Ausführungsform ist das Schwerestadium, das bei **58** bestimmt wurde, eines von  $n$  Schwerestadien. Diese  $n$  Schwerestadien werden in Abhängigkeit von der Masse und/oder dem Volumen der Plaque und der Lokalisation der Plaque in Bezug darauf, was distal zu ihr liegt, sowie der Neigung der Plaque, Situationen hervorzurufen, die zu MI führen, einem Plaquegehalt zugeordnet.

**[0043]** In einer anderen Ausführungsform beruht der Vulnerabilitätsindex, der bei **59** bestimmt wurde, auf einem Modell, so dass eine a priori Kenntnis in Bezug auf die zu erwartenden Ergebnisse in einem graphischen Sinne (wie z. B. in einem Herzatlas) verwendet wird, um eine potentielle Gefährdung des Patienten zu assoziieren.

**[0044]** Auf der Grundlage aller oben genannten Faktoren kann in einer gewichteten Kombination **60** eine Gesamtrisikoneigung eingeschätzt werden. Ein Plaquezählwert kann separat oder als begleitender Zählwert zu einem Kalzifizierungszählwert generiert

werden, um bei **61** eine Risikomessung für die Herzgesundheit zu liefern.

**[0045]** Die Charakterisierung von Koronararterienplaque, die bei **55** und **56** durchgeführt wird, stellt ein spezielles Problem von Klasse 4 dar, das durch einen Computeralgorithmus gelöst werden kann, der im Flussdiagramm **63** von **Fig. 4** illustriert wird. Wenn eine Person mit gewöhnlichen Kenntnissen auf diesem Fachgebiet ein ausreichendes Verständnis des Algorithmus erlangt hat, kann dieser leicht auf eine beliebige Anzahl von Klassen angewendet werden, die in Bezug auf ihre Intensität voneinander unterscheidbar sind. So repräsentiert das Flussdiagramm **62** eine Konfiguration der Computerprozeduren und Funktionen, die sowohl bei **55** als auch bei **56** von **Fig. 3** durchgeführt werden.

**[0046]** Was **Fig. 4** anbelangt, wird bei **63** auf ein Subvolumen (nicht unbedingt ein dazugehöriges Subvolumen) eines medizinischen Bildes zugegriffen, welches ein Gefäß enthält, für das Plaque gespeichert werden soll. Dieser Zugriff kann durchgeführt werden, indem der Inhalt eines Datenspeichers oder einer Speichervorrichtung, der das Subvolumen des Bildes darstellt, wiederhergestellt wird. (Zum Zwecke dieser Beschreibung und der angehängten Ansprüche wird das Benutzen oder der Zugriff auf eine Speichervorrichtung, die ein Bild darstellt, als gleichwertig zu der Benutzung oder dem Zugriff auf ein Bild betrachtet.) Als nächstes wird bei **64** auf die Anzahl der Klassen „n“ und ihre anfänglichen Schwellenwerte zugegriffen, und sie werden in Bezug auf die Dichte-/Intensitäts-Information der Klassen in absteigender Reihenfolge geordnet. (Flussdiagramm **62** stellt nur eine Ausführungsform der Funktionen und Prozeduren dar, die bei **55** und **56** von **Fig. 3** durchgeführt werden. Wahlalternativen in Bezug auf die Anordnung, wie z. B. die Ordnung der Schwellenwerte in einer aufsteigenden Reihenfolge, werden hier nicht beschrieben.)

**[0047]** Als nächstes wird bei **65** eine verbundene Komponenten(CC)-Analyse der Voxels in dem Subvolumen durchgeführt, gefolgt von einer Distanztransformation des Schwellenvolumens, und die CCs werden dann in drei Klassen gruppiert. Die Distanztransformation, die in einigen Konfigurationen der vorliegenden Erfindung verwendet wird, ist euklidisch, aber in anderen Konfigurationen der vorliegenden Erfindung können andere Distanzmetriken, wie eine Schachbrettmatrix oder eine City-Block-Metrik verwendet werden. Wenn bei **66** keine verbundenen Komponenten vorhanden sind, wird eine Überprüfung durchgeführt, um zu bestimmen, ob bei **67** die Prozedur bei allen Objekten von Interesse im Subvolumen durchgeführt worden ist. Wenn nicht, wird das nächste Dichteobjekt bei **68** bereit gemacht und die Analyse wird bei **65** wiederholt. Wenn bei **67** alle Objekte von Interesse bearbeitet worden sind, kön-

nen die Ergebnisse bei **69** angezeigt werden, oder, was für die vorliegende Beschreibung wichtiger ist, in die Prozedur eingespeist werden, die von Flussdiagramm dargestellt wird, welches in **Fig. 5** gezeigt wird.

**[0048]** Was wiederum **Fig. 4** anbelangt, so sind die CCs, falls solche an **66** vorhanden sind, in Klassen unterteilt, wie dies bei **70**, **71** und **72** gezeigt wird. CCs, die in Bezug auf die Anzahl von Voxels groß und dick sind und eine Dicke (von euklidischer Distanz) haben, die größer ist als die doppelte Systemauflösung in Voxels, werden bei **70** in Klasse 1 platziert. Bei **70** kann eine Kürzung durchgeführt werden, wenn dünne Strukturen mit einer CC verbunden werden. Die Kürzung kann durchgeführt werden, indem Öffnungsoperationen verwendet werden. CCs, die im Hinblick auf die Anzahl von Voxels klein sind, werden in Klasse 2 platziert. Wenn die euklidische Distanz weniger beträgt als die doppelte Systemauflösung in Voxels, wird die CC bei **71** in Klasse 2A platziert. Andernfalls ist die euklidische Distanz größer als die doppelte Systemauflösung in Voxels, und die CC wird bei **71** in Klasse 2B platziert. Große dünne CCs, für welche die Anzahl von Voxels groß ist, aber die maximale euklidische Distanz weniger als die doppelte Systemauflösung beträgt, werden bei **72** in Klasse 3 platziert. In dem Fall, dass die euklidische Distanz genau der doppelten Systemauflösung entspricht, kann eine große CC beliebig entweder in Klasse 1 oder Klasse 3 platziert werden. Wenn eine Klasse 2 eine euklidische Distanz hat, die genau der doppelten Systemauflösung entspricht, kann die CC der Klasse 2 beliebig entweder Klasse 2A oder Klasse 2B zugeordnet werden.

**[0049]** Als nächstes wird bei **73** (für Klasse 1), **74** (für Klasse 2A und 2B) und **75** (für Klasse 3) eine systemauflösungsspezifische Erwartungsmaximierungs (EM)-Segmentierung auf der Grundlage der adaptiven Schwelle für alle CCs durchgeführt, die für Klasse 1 identifiziert worden sind (falls vorhanden), und die Lokalisierungen von Objekten der Klasse 2 und Klasse 3 werden identifiziert. Als nächstes werden bei **76** die Objekte in dem aktuellen Schwellenwertvolumen aus dem Subvolumen entfernt und einer oder mehrere neue Schwellenwerte werden für die Objektklasse gespeichert. Von **73** an geht die Prozedur bei **65** weiter.

**[0050]** Das Flussdiagramm **101** in **Fig. 5** beschreibt einen geeigneten auf EM basierenden Segmentierungsalgorithmus für alle Objekte von Klasse 1 bei einem bestimmten Schwellenwert. Bei diesem auf EM basierenden Segmentierungsalgorithmus wird ein Wert für die CT-Systemauflösung verwendet. Genauer gesagt wird ein Mittelwert einer unmittelbaren Nachbarschaft eines Objekts im Subvolumen bestimmt, um den Hintergrund zu bestimmen, wobei bei **104** die nicht messbaren Regionen ausgeschlossen

werden. Dann werden bei **106** die Innen-, Übergangs- und Hintergrundregionen bestimmt, wobei die Grenze des Objekts und die Systemübertragungsfunktionen verwendet werden. Als nächstes wird ein Hybridalgorithmus verwendet, um bei **140** die Masse und/oder das Volumen des Objekts abzuschätzen.

**[0051]** Detaillierter beschrieben werden zur Bestimmung eines Mittelwerts bei **104** eine obere Intensitätsschwelle  $T_o$  und eine untere Intensitätsschwelle  $T_i$  bei **134** eingestellt. Während Voxels innerhalb der Ausschlussregion bzw. -regionen ausgeschlossen werden, werden bei **136** die Voxels des Objekts (d. h. das Innere des Objekts) im Bild in Übereinstimmung mit mindestens einer aus oberer Intensitätsschwelle oder unterer Intensitätsschwelle bestimmt. (Ein Objekt kann dunkler oder heller sein als seine Umgebung und/oder das Bild kann ein negatives Bild sein.) Beispielsweise werden für jedes Voxel in einem Volumen von Interesse (das nur eine Schicht umfassen und daher stärker einer Region mit einer festgelegten Dicke entsprechen kann, oder das eine Vielzahl von Schnitten umfassen kann) die Voxels bestimmt, die, sagen wir, größer als  $T_o$  sind. Ein Objekt wird dann als das größte Volumen CC des Objekts definiert, welches durch die so bestimmten Voxels definiert wird. Als nächstes werden bei **138** ein innerer Mantel und ein äußerer Mantel des Objekts in Übereinstimmung mit dem bestimmten oder definierten Objekt und der Systemauflösung bestimmt. Beispielsweise wird eine Anordnung von Voxels IM1 anhand des Objekts bestimmt, indem das Objekt um eine Anzahl von Voxels erweitert („geweitet“) wird, die der Systemauflösung entsprechen. Wenn die Systemauflösung z. B. einem Voxel entspricht, stellt IM1 eine Ansammlung von Voxels dar, welche die Objektvoxels mitsamt all den Voxels enthält, die um ein Voxel von den Objektvoxels entfernt sind. Wenn die Systemauflösung zwei Voxels betragen würde, würde IM1 in diesen Konfigurationen um 2 Voxels erweitert werden. Außerdem stellt IM2 eine Anordnung dar, die um die doppelte Systemauflösung von IM1 erweitert wurde. (Der Erweiterungsfaktor der doppelten Systemauflösung für IM2 ist für viele Anwendungen geeignet, in denen Läsionen oder Kalzifikationen quantifiziert werden sollen, doch in anderen Konfigurationen oder für andere Zwecke können andere Erweiterungsfaktoren entweder für eines oder beide von IM1 und IM2 empirisch bestimmt werden). Der innere Mantel des Objekts wird bestimmt, indem der Satz (nicht die Werte) der Voxels in dem Objekt mit Hilfe des Satzes der Voxels in IM1 abgesondert (XO-Ring) werden. Mit anderen Worten werden die Voxels, die sich in IM1 und nicht im Objekt befinden, zu den Voxels des inneren Mantels. Der äußere Mantel des Objekts wird bestimmt, indem der Satz von Voxels IM1 mit Hilfe derjenigen in IM2 abgesondert wird.

**[0052]** In einigen Konfigurationen der vorliegenden Erfindung werden einer oder mehrere der Schwellen-

werte in Vorbereitung auf eine weitere Wiederholung zurückgesetzt, um das Objekt, den inneren Mantel und den äußeren Mantel weiter zu verfeinern. Genauer gesagt wird in der vorgestellten Konfiguration einer der Schwellenwerte zurückgesetzt, indem ein Wert verwendet wird, der ausgedrückt wird als:

$$T_o = 0,5 (\text{Mittelwert}(\text{Objekt}) + \text{Mittelwert}(\text{äußerer Mantel})),$$

wobei die Mittelwerte aus den Intensitäten der Voxels im Objekt und im äußeren Mantel des Objekts gewonnen werden. In einigen Konfigurationen werden auch Mittelwerte und Standardabweichungen (STD) für den späteren Gebrauch bestimmt:

$$\text{STD\_ÄUßERER\_MANTEL} = \text{STD}(\text{ÄUßERER\_MANTEL})$$

$$\text{MITTELWERT\_ÄUßERER\_MANTEL} = \text{MITTELWERT}(\text{ÄUßERER\_MANTEL})$$

$$\text{MITTELWERT\_OBJEKT} = \text{MITTELWERT}(\text{OBJEKT})$$

wobei es sich bei den jeweiligen Funktionen um Funktionen der Intensitäten der Voxels innerhalb des äußeren Mantels und/oder des Objekts handelt.

**[0053]** Außerdem wird in einigen Konfigurationen ein Maß oder mindestens eines aus Masse (bei **148**, **150** und **108**) oder Volumen (bei **110**) des im Bild befindlichen Objekts geliefert, indem die Intensitäten des bestimmten inneren Mantels oder des bestimmten äußeren Mantels verwendet werden, um die gelieferte Schätzung zu bestimmen.

**[0054]** In einigen Konfigurationen werden oberer und/oder unterer Schwellenwert bei **139** und **142** angepasst, und **136** und **138** werden wiederholt, bis ein Genauigkeitstest bei **144** erfüllt wurde.

**[0055]** In verschiedenen Konfigurationen, in denen eine Volumeneinschätzung erfolgt, umfasst die Gewährleistung der Volumeneinschätzung bei **146** die Verwendung der Voxels eines Objekts und die Bestimmung des Volumens des Objekts gemäß der Anzahl der Voxels in dem bestimmten Volumen des Objekts und der Größe jedes Voxels. Genauer gesagt wird in einigen Konfigurationen eine Variable  $T\_VOL$  durch das Verhältnis bestimmt, welches ausgedrückt wird durch:

$$T\_VOL = 0,5(\text{MITTELWERT}(\text{OBJEKT}) + \text{MITTELWERT}(\text{ÄUßERER\_MANTEL}));$$

wobei die Mittelwertfunktionen über die Intensitäten der Voxels im Objekt und den äußeren Mantel erfasst werden. Dann wird für jede Schicht (in einem Mehrschicht- oder 3D-System) das Objekt anhand der Voxels ausgesucht, welche eine Intensität haben, die

größer als T\_VOL ist. (In Fällen, in denen das Objekt dunkler als die Umgebung erscheint, oder in dem Fall, dass ein Negativbild verwendet wird, in dem das Objekt dunkler als die Umgebung erscheint, werden diejenigen Voxels ausgesucht, die eine geringere Intensität haben). Die Einschätzung des Volumens entspricht der Größe des Objekts (bei der Anzahl der Voxels, die die Intensitätskriterien erfüllen) mal der Größe (Volumen) eines Voxels.

**[0056]** In verschiedenen Konfigurationen, in denen eine Masseneinschätzung erfolgt, umfasst die Gewährleistung einer Masseneinschätzung bei **148** die Bestimmung einer angepassten inneren Region des Objekts. Auch bei **150** wird ein angepasster innerer Mantel des Objekts in Übereinstimmung mit der Größe des Objekts bestimmt. Die Masse des Objekts wird bei **108** in Übereinstimmung mit der Größe jedes Voxels, der Größe der angepassten inneren Region des Objekts und einer Differenz zwischen den repräsentativen Intensitäten der angepassten inneren Region des Objekts und dem angepassten äußeren Mantel des Objekts bestimmt.

**[0057]** Genauer gesagt wird in einigen Konfigurationen eine Variable T\_OBJEKT als Funktion des Intensitätsmittelwertes des Objekts und seines äußeren Mantels definiert. Beispielsweise können durch die Verwendung des 15% (0,15)-Punktes des Gefälles beim Übergang zum Objektinneren die meisten Dichten des Objekts erfasst werden, ohne dass ein zu hohes Rauschen (das in anderen Konfigurationen angepasst werden kann) eingebracht wird.

$$T\_OBJEKT = 0,15 \cdot (\text{MITTELWERT\_OBJEKT} - \text{MITTELWERT\_ÄUßERER\_MANTEL}) + \text{MITTELWERT\_ÄUßERER\_MANTEL}$$

**[0058]** Als nächstes wird der folgende Test durchgeführt, wobei ein Parameter K verwendet wird, der empirisch bestimmt werden kann, und wenn der Test erfolgreich ist, wird T\_OBJEKT als Funktion der Intensitäten des Mittelwerts des äußeren Mantels und der Standardabweichung des äußeren Mantels auf einen anderen Wert eingestellt:

$$\text{WENN } T\_OBJEKT < \text{MITTELWERT\_ÄUßERER\_MANTEL} + K \cdot \text{STD\_ÄUßERER\_MANTEL}$$

$$\text{DANN SATZ } T\_OBJEKT = \text{MITTELWERT} - \text{ÄUßERER\_MANTEL} + K \cdot \text{STD\_ÄUßERER\_MANTEL}$$

**[0059]** Sobald T\_OBJEKT bestimmt worden ist, wird das Objekt als diejenigen Voxels (bei einem Mehrschicht-3D-Bild in jeder Schicht) definiert, für welche die Intensität größer (oder in einigen Konfigurationen kleiner) als der Wert T\_OBJEKT ist.

**[0060]** In einigen Konfigurationen umfasst die Gewährleistung einer Masseneinschätzung auch die Bestimmung eines angepassten inneren Mantels des Objekts und eines angepassten äußeren Mantels des Objekts bei **150** und die Bestimmung der Masse des Objekts bei **108** in Übereinstimmung mit der Größe jedes Voxels, der Größe einer angepassten inneren Region des Objekts und einer Differenz zwischen den repräsentativen Intensitäten der angepassten inneren Region des Objekts und den Intensitäten des angepassten äußeren Mantels des Objekts.

**[0061]** Genauer gesagt wird in einigen Konfigurationen die angepasste OBJEKT[SCHICHT] bei **148** verwendet, um den inneren Mantel und den äußeren Mantel anzupassen, indem die Beziehungen bei **138** oder ähnliche Beziehungen verwendet werden. Dann wird die Masse eines Objekts bestimmt, indem ein Verhältnis verwendet wird, das ausgedrückt wird durch:

$$\text{MASSE\_OBJEKT} = C \cdot \text{VOX\_GRÖßE} \cdot \text{GRÖßE\_OBJEKT} \cdot (\text{MITTELWERT}(\text{OBJEKT}) - \text{MITTELWERT}(\text{ÄUßERER\_MANTEL})),$$

wobei C eine Konstante ist, die in Übereinstimmung mit dem Material des Objekts (z. B. einer bekannten Dichte des Materials, das eine Kalzifikation umfasst) ausgewählt wurde, VOX\_GRÖßE das Volumen eines Voxels, GRÖßE\_OBJEKT die Größe des Objekts (d. h. seine innere Region, z. B. die Kalzifikationsregion) und die Mittelwerte Funktionen der Intensitäten der Voxels innerhalb des Objekts und des äußeren Mantels des Objekts sind.

**[0062]** Die Masse des inneren Mantels wird in einigen Konfigurationen gemäß der Beziehung bestimmt, die ausgedrückt wird durch:

$$\text{MASSE\_INNERER\_MANTEL} = C \cdot \text{VOX\_GRÖßE} \cdot \text{GRÖßE}(\text{INNERER\_MANTEL}) \cdot (\text{MITTELWERT}(\text{INNERER\_MANTEL}) - \text{MITTELWERT}(\text{ÄUßERER\_MANTEL})),$$

wobei GRÖßE(INNERER\_MANTEL) die Anzahl von Voxels ist, aus denen der innere Mantel besteht, und die Mittelwerte Intensitätsmittelwerte der Voxels in dem inneren Mantel und dem äußeren Mantel darstellen. Die bestimmte Masse des inneren Mantels ermöglicht es, in einigen Konfigurationen der vorliegenden Erfindung eine korrigierte Masse zu bestimmen und auszugeben.

$$\text{MASSE\_KORRIGIERT} = \text{MASSE\_OBJEKT} + \text{MASSE\_INNERER\_MANTEL}$$

**[0063]** Man sollte sich darüber im Klaren sein, dass der „weniger als“-Test in Abhängigkeit von dem Typ des Bildes (positiv oder negativ) und dem Typ des Objekts (hell oder dunkel) umgekehrt werden kann.

**[0064]** Sobald die korrigierten Schwellenwerte bestimmt wurden, berechnet der Hybridquantifikationsalgorithmus bei **140** die Masse und das Volumen der Objekte von Interesse.

**[0065]** Was **Fig. 6** anbelangt, illustriert Flussdiagramm **200** eine geeignete Prozedur zur Konstruktion eines Modells auf der Grundlage eines Koronaratlases (bei **202**), anhand dessen Vulnerabilitätsindices bestimmt werden können, sowie zur Benutzung des Koronaratlases, um ein Einflussvolumen zu bestimmen, das durch einen Verschluss verursacht werden würde (bei **204**). Die Erstellung des Modells muss von einem Hersteller nur einmalig durchgeführt werden (das resultierende Modell kann kopiert und mehrere Geräte können damit ausgestattet werden), oder kann je nach Bedarf verfeinert und aktualisiert werden.

**[0066]** Detaillierter ausgedrückt kann die Erstellung eines Herzatlasses auf einer großen Anzahl von Datensätzen beruhen, welche anatomische Strukturen mit identifizierten und gekennzeichneten Entsprechungspunkten aufweisen. Zusätzlich werden auf der Grundlage des Atlas Einschätzungen der Auswirkungen einer Blockade von verschiedenen Gefäßen an verschiedenen Punkten jedes Gefäßes geliefert.

**[0067]** Beispielsweise wird bei **206** für die Erschaffung eines Herzatlasmodells ein Modell des Herzens verwendet, das die wichtigsten Koronargefäße umfasst. Potentielle Gefäßverschlusspunkte im Atlas werden durch die Untersuchung des Atlas bestimmt. Der stromabwärtige Teil des Gefäßbaumes wird dann so behandelt, als ob es sich dabei um ein anderes Gefäß handeln würde. Das Einflussvolumen, das von einer Blockade verursacht werden würde, wird dann bei **208** bestimmt, indem das Gefäß nach dem Verschluss einer Volumenvergrößerung unterzogen wird, bis es zu Volumenüberschneidungen kommt. Das bei **202** angewendete Verfahren kann erweitert werden, um die Effekte einer Blockade bei mehreren Gefäßen oder an einem beliebigen Teil des Gefäßbaumes zu bestimmen. Eine graphische Darstellung des Prozesses der Erschaffung des Herzmodells wird in **Fig. 7** und **Fig. 8** gezeigt.

**[0068]** Einen speziellen Fall in der oben genannten Analyse stellt die Bestimmung von betroffenen Regionen beim Vorhandensein von Kollateralgefäßen dar, die fallabhängig sind. Das Vorhandensein von zusätzlichen Kollateralgefäßen kann ebenfalls in diesem Modell aufgenommen werden, indem die Kollateralgefäße aus den vorliegenden Daten zu den Atlasdaten addiert werden und die Auswirkungen des Gefäßverschlusses wie zuvor neu berechnet werden.

**[0069]** Es kann die Dateneingabe für eine Atlasdatenbank ermöglicht werden, wodurch allgemeine geometrische Eigenschaften wenn möglich automa-

tisch und andernfalls manuell erfasst werden. Atlasmodelle können für verschiedene Patientenprofile wie Alter, Gewicht oder Geschlecht des Patienten erstellt werden. Spezifischere Atlasmodelle ermöglichen bessere Voraussagemöglichkeiten.

**[0070]** Bei **204** wird ein geeignetes Verfahren zur Benutzung des Atlasmodells gezeigt. Genauer gesagt wird die Lokalisierung der Plaqueablagerung innerhalb des Gefäßes bei **210** bestimmt, indem beispielsweise anatomische Referenzpunkte verwendet werden, die sich auf die allgemeine Lokalisation der Koronararterien beim fraglichen Patienten beziehen, so dass der dreidimensionale Datensatz des fraglichen Patienten in Bezug auf ein Standardmodell des Herzens und der stützenden Gefäße registriert werden kann. Sobald diese anfängliche Registrierung erfolgreich durchgeführt wurde, wird bei **212** ein Einflussvolumen bestimmt, das von einem Verschluss verursacht werden würde, indem die Plaquelokalisierung in Bezug auf die potentiellen Verschlusspunkte abgestimmt wird, die verwendet worden sind, um das Atlasmodell bei **206** zu generieren, und indem das Einflussvolumen, das für diesen Verschluss bestimmt wurde, verwendet wird, um einen Vulnerabilitätsindex zu bestimmen. Beispielsweise wird die Lokalisierung einer Plaqueablagerung innerhalb des Gefäßes bestimmt, und anhand des Modells werden die Auswirkungen eines Verlustes der Blutversorgung aufgrund von Verschlüssen entlang des Gefäßes, das in Relation zu der aktuellen Lokalisation der Plaqueablagerung distal liegt, auf die typische Herzfunktion bestimmt.

**[0071]** Obwohl die Erfindung im Zusammenhang mit verschiedenen spezifischen Ausführungsformen beschrieben wurde, werden auf diesem Gebiet fachkundige Personen erkennen, dass die Erfindung mit Modifikationen gemäß der Wesensart und innerhalb des Schutzzumfangs der Patentansprüche ausgeführt werden kann.

**[0072]** Ein medizinisches Bildgebungsgerät **10** umfasst eine Strahlungsquelle **14**, eine Detektoranordnung **18**, einen Bildprozessor **34**, ein Display **42** und einen Datenspeicher **38**. Das medizinische Bildgebungsgerät wird durch einen Computer **36** gesteuert, der so konfiguriert ist, dass er das medizinische Bildgebungsgerät so betreibt, dass es medizinische Bilder **54** erzeugt, indem es die Strahlungsquelle, die Detektoranordnung, den Bildprozessor, das Display und den Datenspeicher verwendet. Im Datenspeicher sind Befehle gespeichert, die so konfiguriert sind, dass sie den Computer instruieren, einen Zählwert für weiche Plaque in Koronararterien zu generieren, und die Befehle umfassen Befehle zur Instruktion des Computers, einen Weichplaquegehalt innerhalb mindestens eines Objekts **55**, welches auf dem medizinischen Bild **54** abgebildet ist, einzuschätzen **56**, in Abhängigkeit von dem eingeschätzten Weichplaque-

gehalt des Objekts einen Plaquezählwert zu bestimmen **57** und den Plaquezählwert **61** zu melden.

#### Bezugszeichenliste

<b>10</b>	Bildgebungssystem	<b>61</b>	Kasten: Bestimmung einer übermäßigen Risikoneigung auf der Grundlage einer gewichteten Kombination von Plaquezählwert, Schwerestadium und Vulnerabilitätsindex
<b>12</b>	Gantry	<b>61</b>	Kasten: Melden/Anzeigen von mindestens einem bestimmten Vulnerabilitätsindex
<b>14</b>	Röntgenquelle	<b>62</b>	Flussdiagramm von <b>Fig. 4</b>
<b>16</b>	Röntgestrahlen	<b>63</b>	Kasten: Zugriff auf Subvolumen, welches Lumen enthält
<b>18</b>	Detektoranordnung	<b>64</b>	Kasten: Zugriff auf die Anzahl der Klassen und deren anfängliche Schwellenwerte und Ordnung der Klassen in einer absteigenden Reihenfolge in Bezug auf ihre Dichte-/Intensitäts-Informationen
<b>20</b>	Detektorelemente	<b>65</b>	Kasten: Durchführung einer CC-Analyse und Distanztransformation bei dem mit einem Schwellenwert versehenen Volumen und Gruppierung der CCs in drei Klassen
<b>22</b>	Patient	<b>66</b>	Entscheidungskasten: kein CC?
<b>24</b>	Rotationszentrum	<b>67</b>	Entscheidungskasten: Fertig?
<b>26</b>	Kontrollmechanismus	<b>68</b>	Kasten: zum nächsten Dichteobjekt gehen
<b>28</b>	Röntgenregler	<b>69</b>	Kasten: Ergebnisse anzeigen
<b>30</b>	Gantrymotorregler	<b>70</b>	Kasten: Klasse 1: große und dicke CCs in Bezug auf ihre Anzahl von Voxels und Dicke > doppelte Systemauflösung
<b>32</b>	Datenerfassungssystem (DES)	<b>71</b>	Kasten: Klasse 2A: kleine CCs auf der Grundlage der Anzahl von Voxels und euklidischer Distanz < doppelte Systemauflösung; Klasse 2B: kleine CCs auf der Grundlage der Anzahl von Voxels und euklidischer Distanz > doppelte Systemauflösung
<b>34</b>	Bildrekonstruierer	<b>72</b>	Kasten: Klasse 3: große dicke CCs; Anzahl der Voxels groß, aber Dicke < doppelte Systemauflösung
<b>36</b>	Computer	<b>73</b>	Kasten: Durchführung einer auf dem Schwellenwert basierenden adaptiven Segmentation für alle CCs unter Verwendung eines EM-Algorithmus und eines Ziels zur Entfernung aus Volumen
<b>38</b>	Speichervorrichtung	<b>74</b>	Kasten: Klasse 2: Entfernung aus dem Volumen;
<b>40</b>	Konsole	<b>75</b>	Klasse 2B: Durchführung einer auf dem Schwellenwert basierenden adaptiven Segmentation für alle CCs unter Verwendung eines EM-Algorithmus und eines Ziels zur Entfernung aus Volumen
<b>42</b>	Display	<b>76</b>	Kasten: Entfernung der Regionen der Klasse 3 aus dem Volumen
<b>44</b>	Tischmotorregler	<b>76</b>	Kasten: Entfernung der ausgewählten Regionen aus dem Volumen und Speicherung des neuen Schwellenwertes bzw. der neuen Schwellenwerte für die Objektklasse
<b>46</b>	motorisierter Tisch	<b>101</b>	Flussdiagramm von <b>Fig. 5</b>
<b>48</b>	Gantryöffnung	<b>104</b>	Kasten: Bestimmung eines Mittelwerts einer unmittelbaren Umgebung eines Objekts im Subvolumen, und zwar unter Aus-
<b>50</b>	Vorrichtung zum Ablesen von Befehlen und/oder Daten von einem computerlesbaren Medium		
<b>52</b>	computerlesbares Medium		
<b>53</b>	Flussdiagramm von <b>Fig. 3</b>		
<b>54</b>	Kasten: Erfassung eines volumetrischen medizinischen Bildes von einem Patienten, welches das Volumen von Interesse enthält		
<b>55</b>	Kasten: Identifizierung und Segmentierung einer Vielzahl von Dichte-/Intensitätsklassen im Volumen von Interesse		
<b>56</b>	Kasten: Identifizierung von weicher Plaque und Einschätzung eines Weichplaquegehaltes innerhalb mindestens eines Objekts, das in dem volumetrischen medizinischen Bild abgebildet wird		
<b>57</b>	Kasten: Bestimmung eines Plaquezählwertes, der von dem eingeschätzten Weichplaquegehalt abhängt		
<b>58</b>	Kasten: Bestimmung eines Schwerestatus, der sowohl von der Lokalisierung der weichen Plaque als auch der Masse und dem Volumen der weichen Plaque abhängt		
<b>59</b>	Kasten: Bestimmung eines Vulnerabilitätsindex, der von der Zusammensetzung der weichen Plaque, der Größe und Masse der weichen Plaque sowie dem Abstand der weichen Plaque von einem Zweiglumen abhängt (und Verwendung eines auf einem Atlas basierenden Koronarmodells, das eine potentielle Gefährdung des Patienten durch die weiche Plaque assoziiert)		

- schluss der nicht messbaren Regionen, um den Hintergrund einzuschätzen
- 106** Kasten: Bestimmung der Innen-, Übergangs- und Hintergrundregionen unter Verwendung der Grenze des Objekts und der Systemübertragungsfunktionen
- 108** Kasten: Bestimmung der Masse des Objekts in Übereinstimmung mit der Größe jedes Voxels, der Größe der angepassten inneren Region des Objekts und einer Differenz zwischen den repräsentativen Intensitäten der angepassten inneren Region des Objekts und des angepassten äußeren Mantels des Objekts
- 110** Kasten: Lieferung einer Messung des Volumens des Objekts im Bild unter Verwendung der Intensitäten des bestimmten inneren Mantels oder des bestimmten äußeren Mantels, um die gelieferte Schätzung zu bestimmen
- 134** Kasten: Einstellen der Schwellenwerte
- 136** Kasten: Bestimmung der Voxels des Objekts im Bild unter Ausschluss der Voxels innerhalb der Ausschlussregion oder -regionen und in Übereinstimmung mit mindestens einer aus oberer Intensitätsschwelle und unterer Intensitätsschwelle
- 138** Kasten: Bestimmung eines inneren Mantels und eines äußeren Mantels des Objekts in Übereinstimmung mit dem bestimmten oder definierten Objekt und der Systemauflösung
- 139** Kasten: Anpassung der Schwellenwerte
- 140** Kasten: Verwendung eines Hybridalgorithmus, um die Masse und/oder das Volumen des Objekts einzuschätzen
- 142** Kasten: Anpassung der Schwellenwerte
- 144** Entscheidungskasten: Genauigkeitstest
- 146** Kasten: Verwendung der Voxels des Objekts zur Bestimmung des Volumens des Objekts in Übereinstimmung mit der Anzahl von Voxels in dem bestimmten Volumen des Objekts und der Größe jedes Voxels
- 148** Kasten: Bestimmung einer angepassten inneren Region des Objekts
- 150** Kasten: Bestimmung des angepassten inneren Mantels des Objekts in Übereinstimmung mit der Größe des Objekts
- 200** Flussdiagramm von **Fig. 6**
- 202** Kasten: eine geeignete Prozedur zur Konstruktion eines auf einem Atlas basierenden Koronarmodells, anhand derer Vulnerabilitätsindices bestimmt werden können
- 204** Kasten: eine geeignete Prozedur zur Benutzung des Koronaratlases, um ein Einflussvolumen zu bestimmen, das von einem Verschluss verursacht werden würde
- 206** Kasten: Verwendung eines Herzatlas, der die größten Koronargefäße umfasst, Bestimmung der potentiellen Verschlusspunkte im Atlasmodell und Behandlung des stromabwärtigen Teils des Gefäßbaumes als anderes Gefäß
- 208** Kasten: Bestimmung eines Einflussvolumens, das von einem Verschluss verursacht werden würde, durch die Vergrößerung des Volumens des Gefäßes nach dem Verschluss, bis Volumenüberschneidungen auftreten
- 210** Kasten: Bestimmung der Lokalisation der Plaqueablagerung innerhalb eines Gefäßes
- 212** Kasten: ein Vulnerabilitätsindex wird bestimmt, indem die Lokalisierung der Plaqueablagerung mit den potentiellen Verschlusspunkten, die zur Generierung des Atlasmodells bei **206** verwendet wurden, abgestimmt wird und Verwendung des Einflussvolumens, das für diesen Verschluss bestimmt wurde, um den Vulnerabilitätsindex zu bestimmen

### Patentansprüche

1. Greifbare(s) und nicht-flüchtige(s) maschinenlesbare(s) Medium oder Medien (**52**), auf dem/denen Befehle aufgezeichnet sind, die so konfiguriert sind, dass sie einen Computer (**36**) instruieren, einen Zählwert für einen Weichplaquegehalt in Koronararterien zu generieren, wobei diese Befehle Befehle umfassen, die so konfiguriert sind, dass sie einen Computer instruieren,
  - eine Schätzung des Weichplaquegehaltes innerhalb eines Herzens, das in einem medizinischen Bild dargestellt ist, zu bestimmen, wobei die Schätzung einen Messwert der Masse des Weichplaquegehaltes umfasst;
  - eine Position des Weichplaquegehaltes und einen Messwert des Volumens des Weichplaquegehaltes in dem Herzen zu bestimmen;
  - ein Schwerestadium, das eine Gesundheit des Herzens kennzeichnet, zu bestimmen, wobei das Schwerestadium auf der Basis des Messwertes der Masse des Weichplaquegehaltes, der Position des Weichplaquegehaltes und des Messwertes des Volumens des Weichplaquegehaltes bestimmt wird; und
  - das Schwerestadium der Gesundheit des Herzens zu melden;
 wobei die Befehle den Computer instruieren, einen Vulnerabilitätsindex zu bestimmen, der von einer Zusammensetzung des Weichplaquegehaltes, dem Messwert des Volumens des Weichplaquegehaltes, dem Messwert der Masse des Weichplaquegehaltes und einer Entfernung des Weichplaquegehaltes von einem Zweiggefäß in dem Herzen abhängig ist; und wobei die Befehle den Computer instruieren, ein Atlasbasiertes Koronarmodell, das eine potentielle Ge-

fährdung für das Herz durch den Weichplaquegehalt zuordnet, zu verwenden, um den Vulnerabilitätsindex zu bestimmen.

2. Medium oder Medien gemäß Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Schätzung des Weichplaquegehalts ferner die Messung des Volumens des Weichplaquegehaltes umfasst.

3. Medium oder Medien gemäß Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Schwerestadium ferner von einer Neigung des Weichplaquegehaltes abhängt, eine Situation herbeizuführen, die zu einem Myokardinfarkt des Herzens führt, wobei die Neigung auf einer oder mehreren empirischen Studien basiert.

4. Medium oder Medien gemäß Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Befehle den Computer instruieren, einen Weichplaquezählwert auf der Basis des Messwertes der Masse des Weichplaquegehaltes und des Messwertes des Volumens des Weichplaquegehaltes zu bestimmen; und eine gesamte Risikoneigung auf der Basis einer gewichteten Kombination aus dem Plaquezählwert, dem Schwerestadium und dem Vulnerabilitätsindex zu bestimmen.

5. Medizinisches Bildgebungsgerät (10) mit einer Strahlungsquelle (14), einer Detektoranordnung (18), einem Bildprozessor (34), einem Display (42) und einem Datenspeicher (38), wobei das medizinische Bildgebungsgerät von einem Computer (36) gesteuert wird, der konfiguriert ist, um das medizinische Bildgebungsgerät zu betreiben, um medizinische Bilder (54) unter Verwendung der Strahlungsquelle, der Detektoranordnung, des Bildprozessors, des Displays und des Datenspeichers zu erzeugen, wobei in dem Datenspeicher Befehle gespeichert sind, die so konfiguriert sind, dass sie den Computer instruieren, einen Zählwert für einen Weichplaquegehalt in Koronararterien zu generieren, wobei diese Befehle Befehle umfassen, die konfiguriert sind, um den Computer zu instruieren, eine Schätzung des Weichplaquegehaltes innerhalb eines Herzens, das in einem medizinischen Bild dargestellt ist, zu bestimmen, wobei die Schätzung einen Messwert der Masse des Weichplaquegehaltes enthält; eine Position des Weichplaquegehaltes und einen Messwert des Volumens des Weichplaquegehaltes in dem Herzen zu bestimmen; ein Schwerestadium, das eine Gesundheit des Herzens kennzeichnet, zu bestimmen, wobei das Schwerestadium auf der Basis des Messwertes der Masse des Weichplaquegehaltes, der Position des Weichplaquegehaltes und des Messwertes des Volumens des Weichplaquegehaltes bestimmt wird; und das Schwerestadium der Gesundheit des Herzens zu melden;

wobei die Befehle den Computer instruieren, einen Vulnerabilitätsindex zu bestimmen, der von einer Zusammensetzung des Weichplaquegehaltes, dem Messwert des Volumens des Weichplaquegehaltes, dem Messwert der Masse des Weichplaquegehaltes und einer Entfernung des Weichplaquegehaltes von einem Zweiggefäß in dem Herzen abhängig ist; und wobei die Befehle den Computer instruieren, ein Atlasbasiertes Koronarmodell, das eine potentielle Gefährdung für das Herz durch den Weichplaquegehalt zuordnet, zu verwenden, um den Vulnerabilitätsindex zu bestimmen.

6. Gerät gemäß Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Schätzung des Weichplaquegehalts ferner die Messung des Volumens des Weichplaquegehaltes umfasst.

7. Gerät gemäß Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Schwerestadium ferner von einer Neigung des Weichplaquegehaltes abhängt, eine Situation herbeizuführen, die zu einem Myokardinfarkt des Herzens führt, wobei die Neigung auf einer oder mehreren empirischen Studien basiert.

8. Gerät gemäß Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Befehle den Computer instruieren, einen Weichplaquezählwert auf der Basis des Messwertes der Masse des Weichplaquegehaltes und des Messwertes des Volumens des Weichplaquegehaltes zu bestimmen; und eine gesamte Risikoneigung auf der Basis einer gewichteten Kombination aus dem Plaquezählwert, dem Schwerestadium und dem Vulnerabilitätsindex zu bestimmen.

Es folgen 8 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

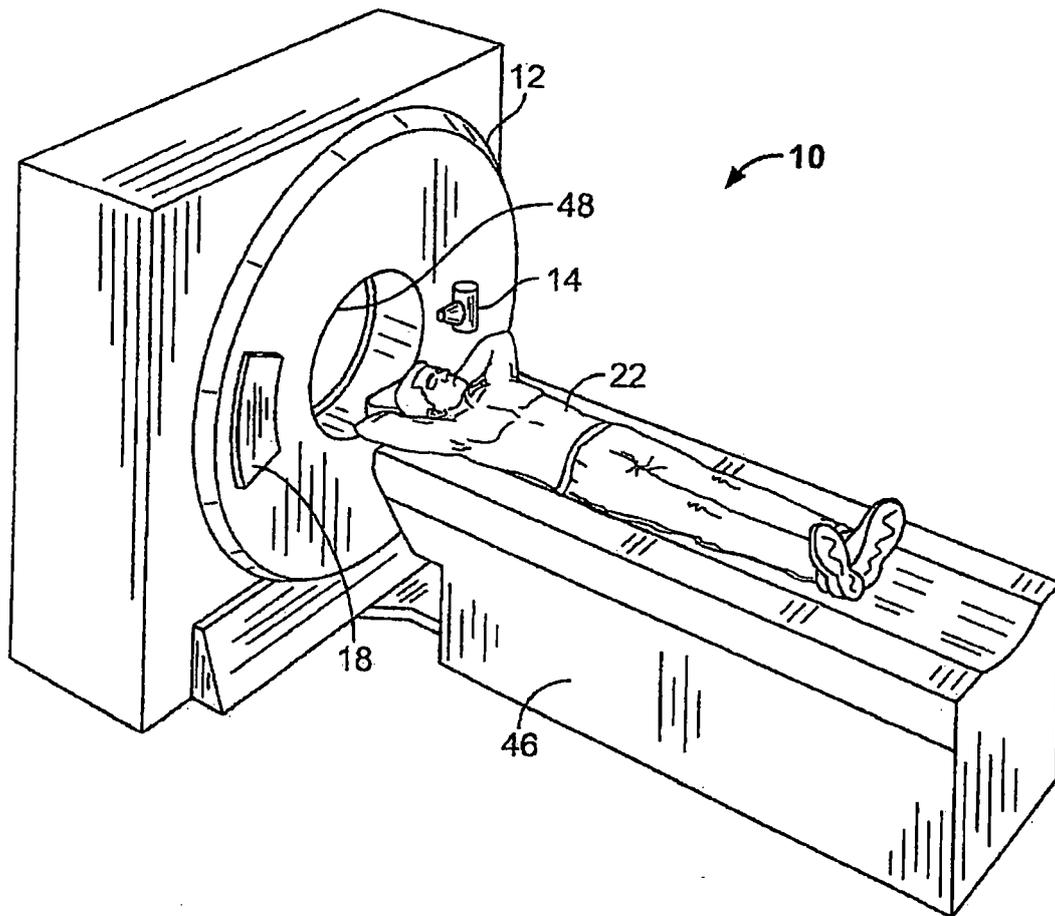


FIG. 1

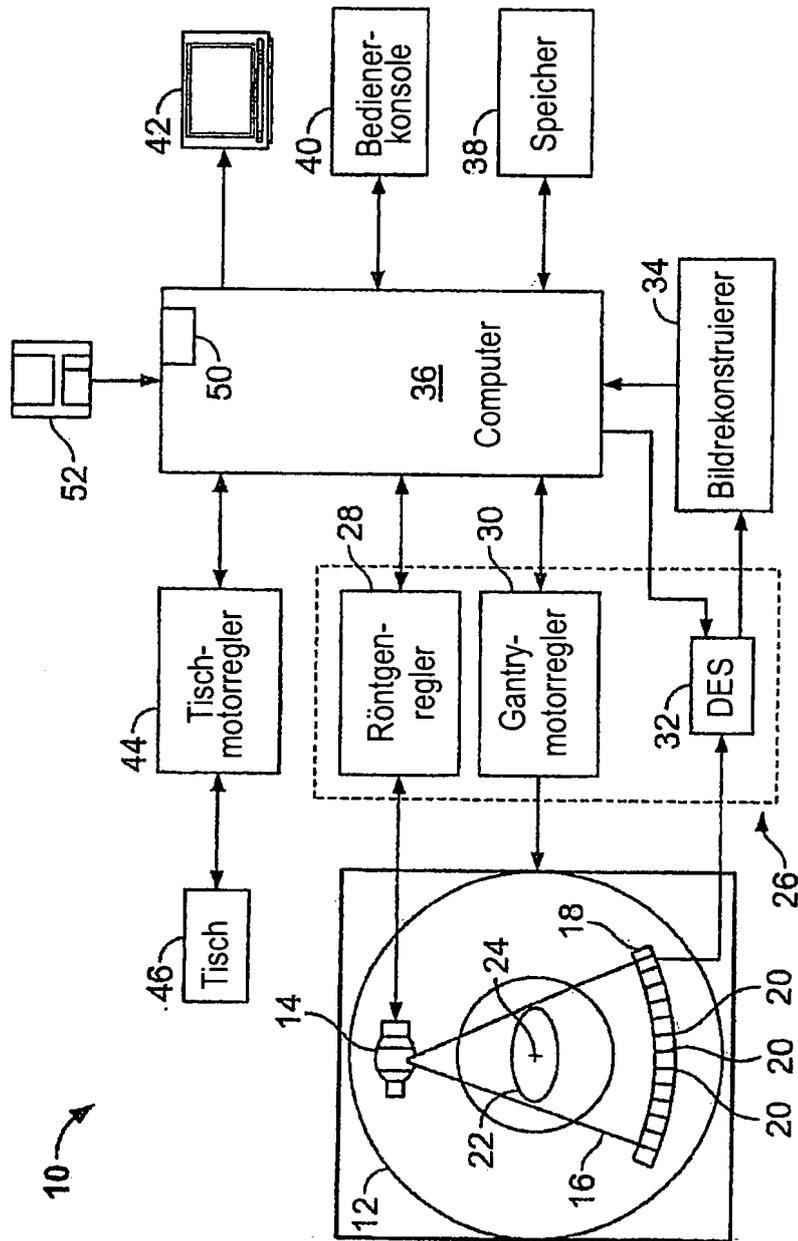


FIG. 2

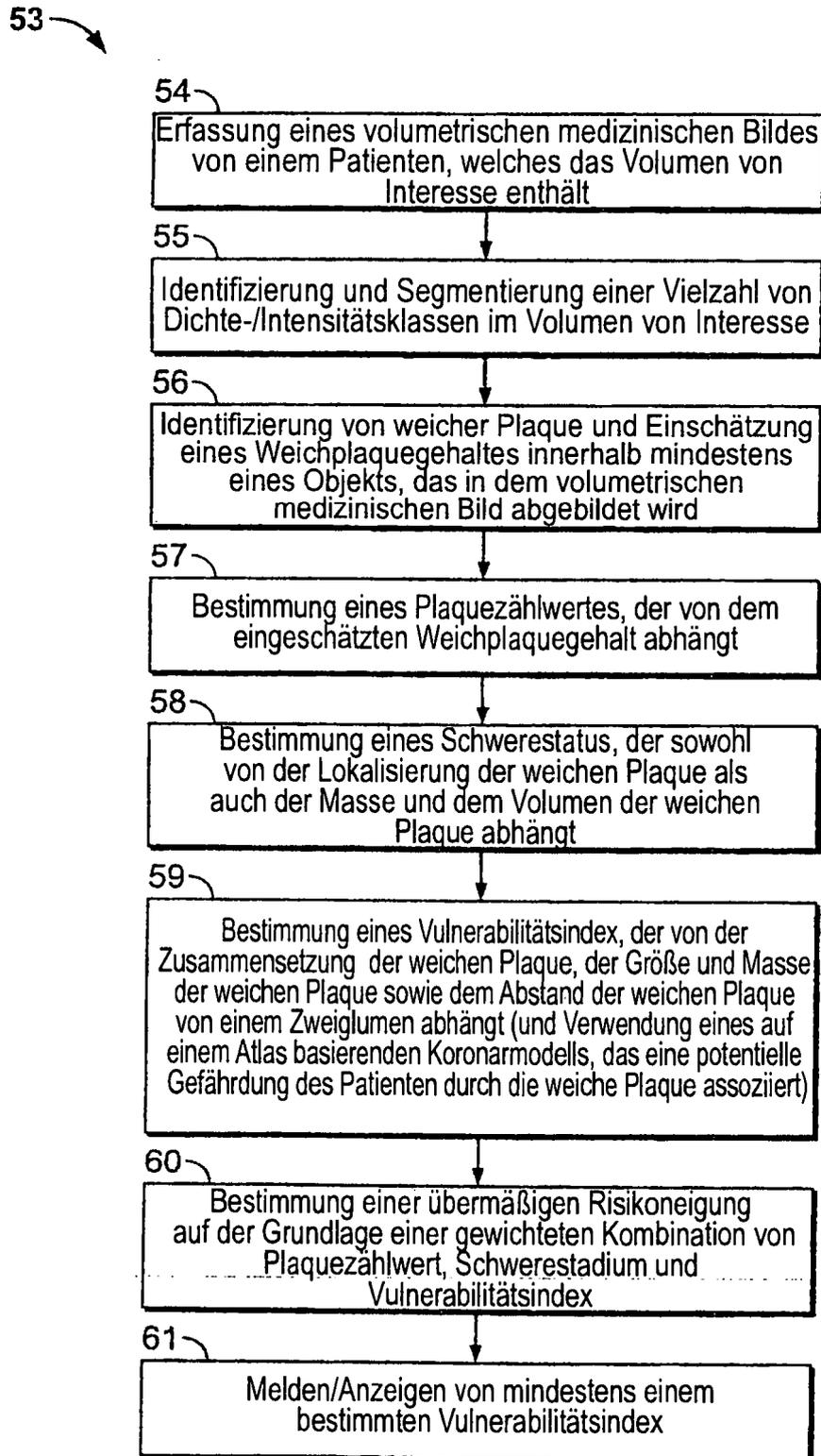


FIG. 3

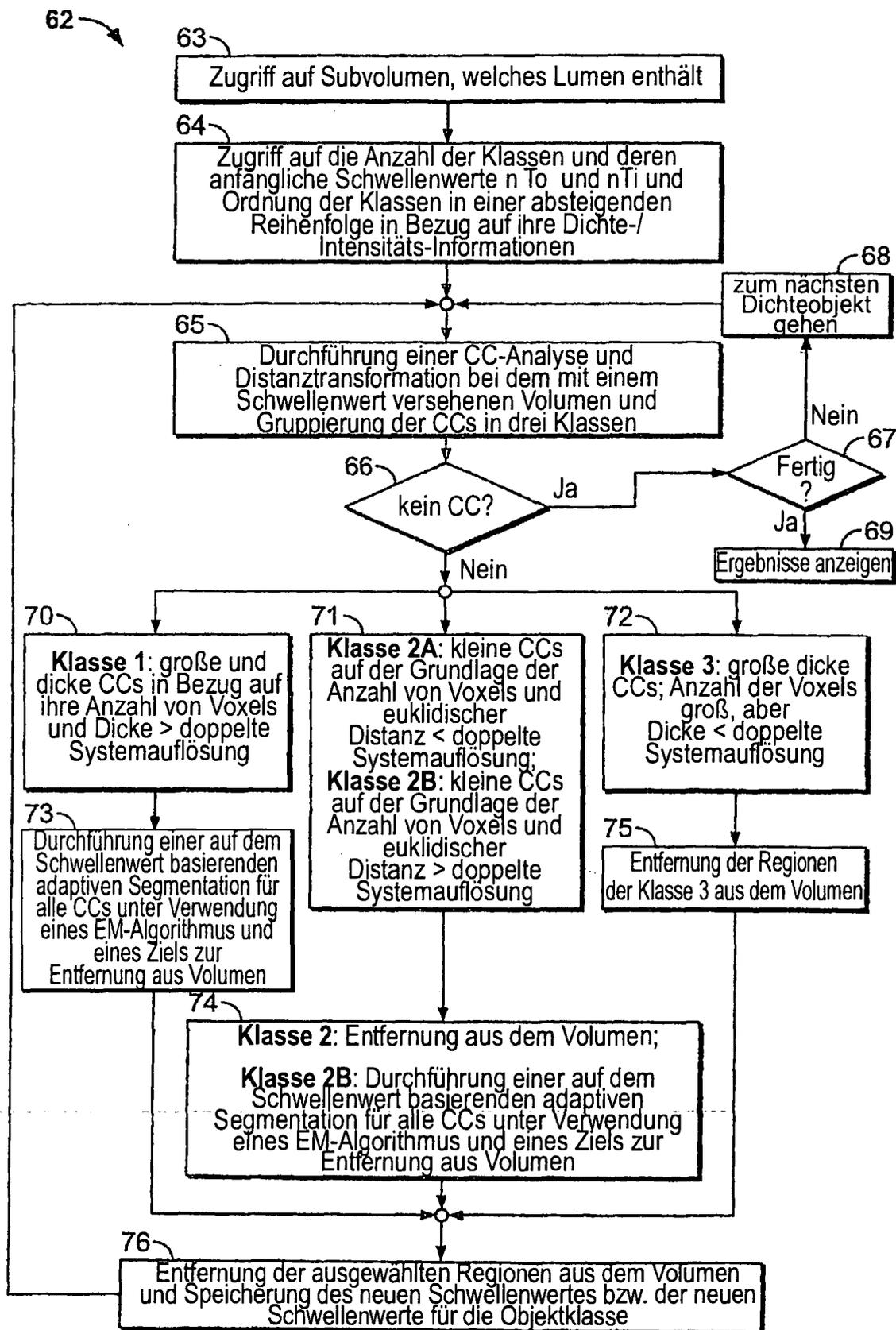


FIG. 4

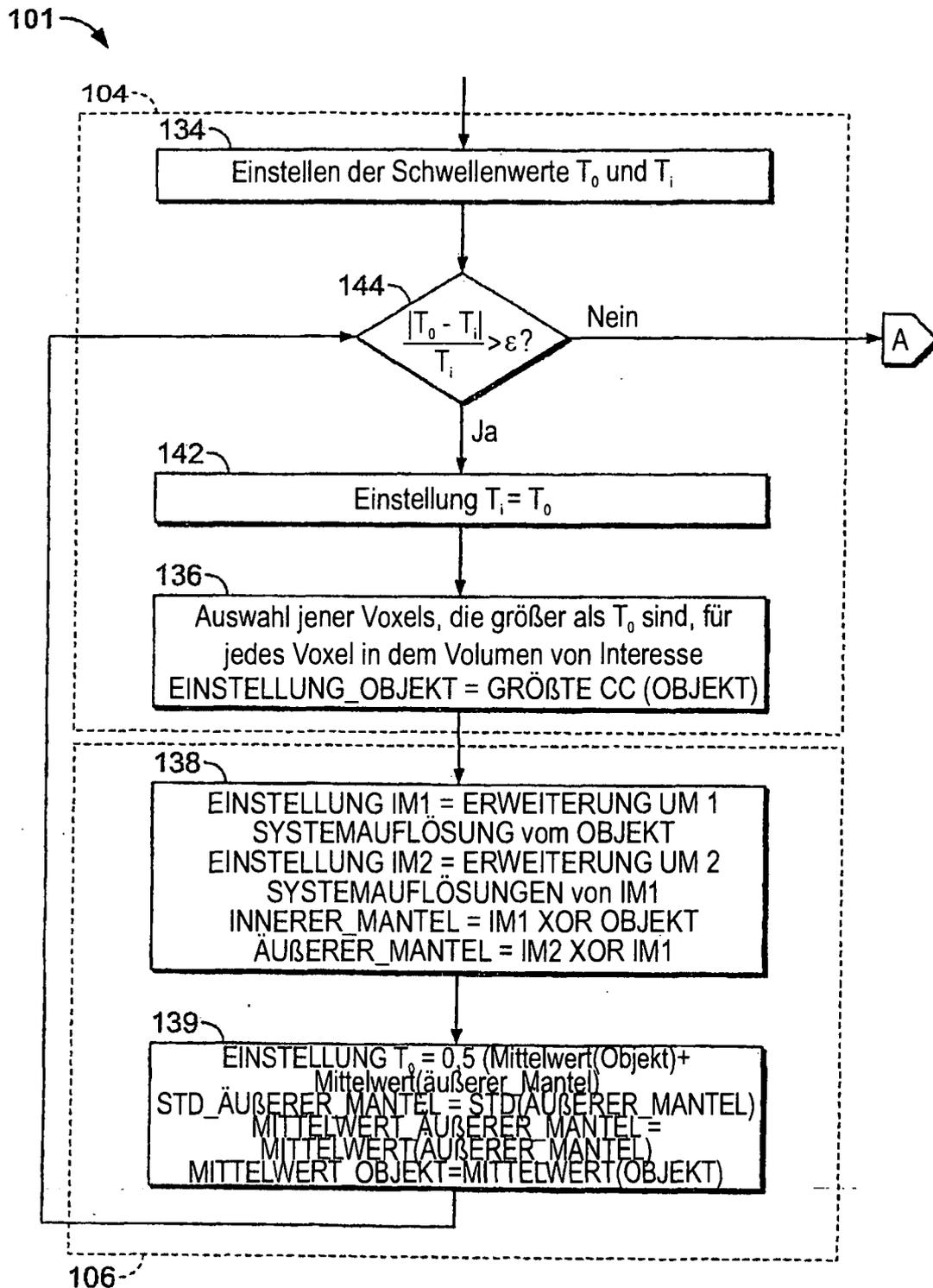


FIG. 5A



FIG. 5B

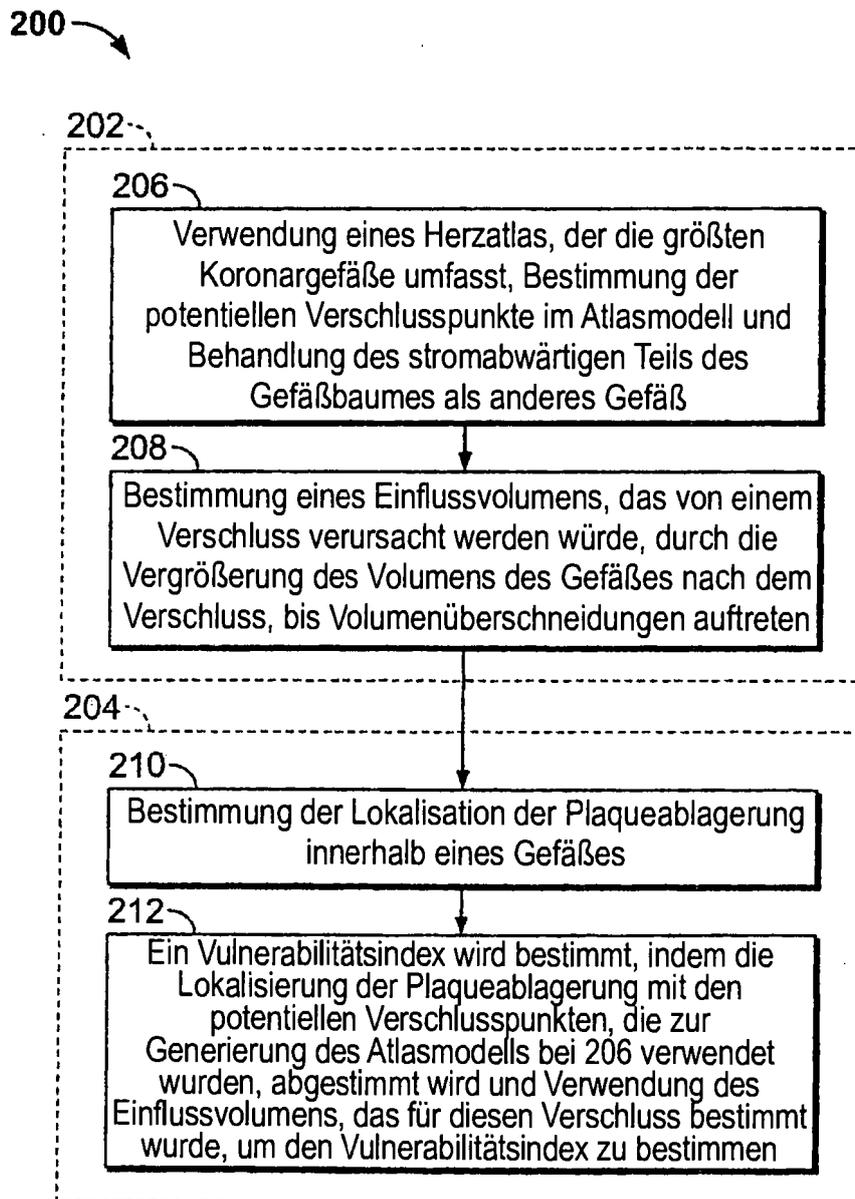
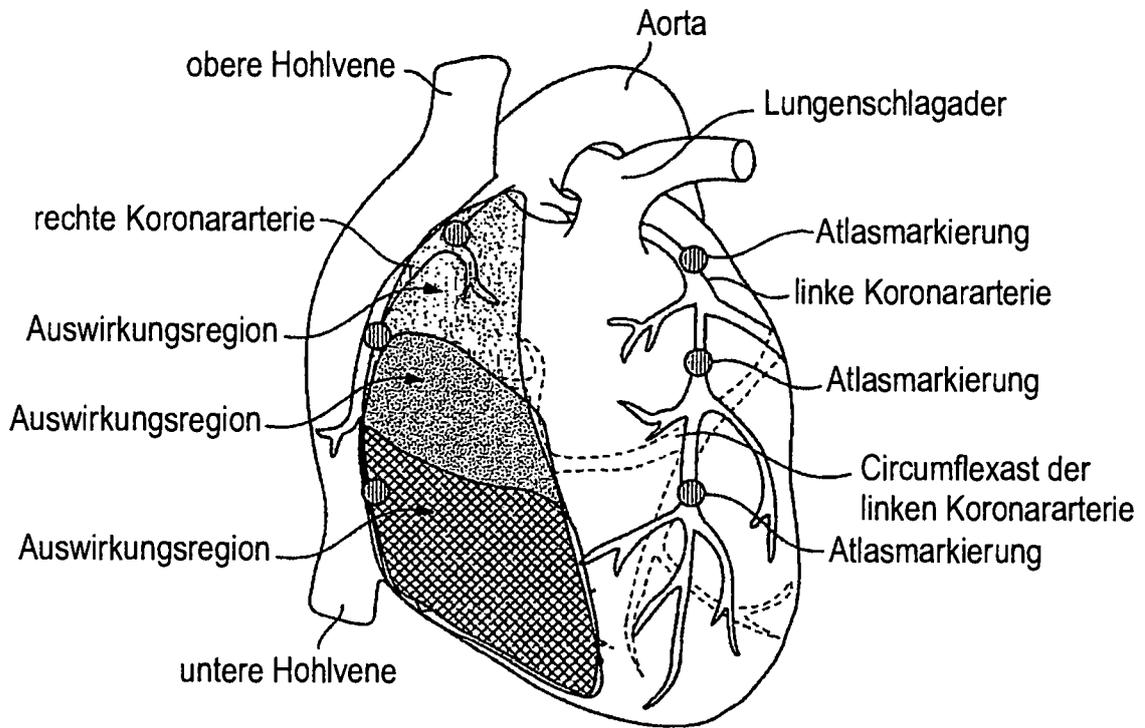


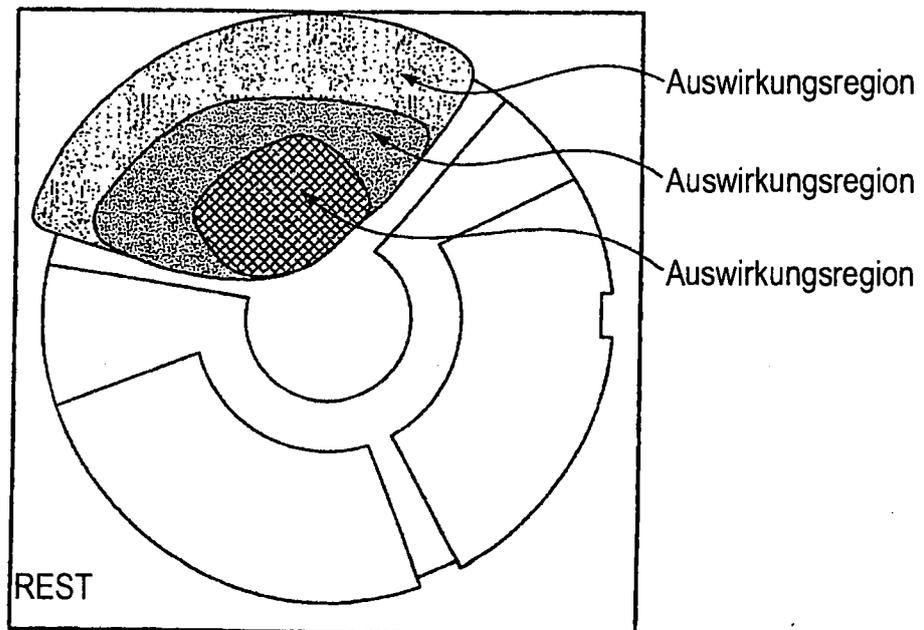
FIG. 6

### Das Herz und die Koronararterien



**FIG. 7**

### Vessel



**FIG. 8**