



(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2013 220 539.2**

(22) Anmeldetag: **11.10.2013**

(43) Offenlegungstag: **16.04.2015**

(51) Int Cl.: **A61B 19/00 (2006.01)**  
**G06F 19/00 (2011.01)**

(71) Anmelder:

**Siemens Aktiengesellschaft, 80333 München, DE**

(72) Erfinder:

**Hopfgartner, Christian, 90763 Fürth, DE;**  
**Krtetschmer, Jan, 90429 Nürnberg, DE;**  
**Schöbinger, Max, Dr., 96114 Hirschaid, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:

**US 2004 / 0 249 270 A1**

**US 2007 / 0 274 579 A1**

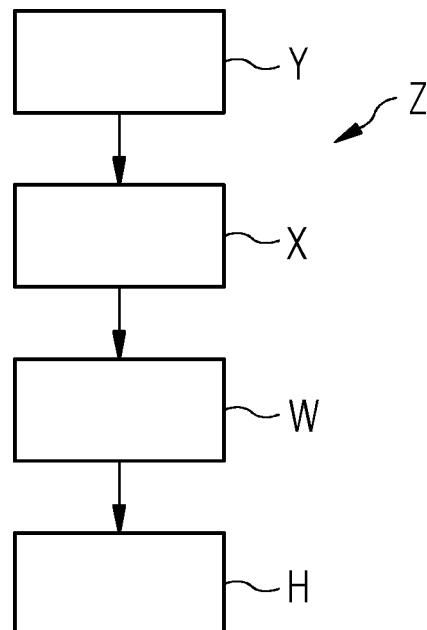
**US 2009 / 0 304 245 A1**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren (Z) und ein System (7) zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation (HR, HR<sub>a</sub>, HR<sub>b</sub>, HR<sub>c</sub>, HR<sub>d</sub>, HR<sub>e</sub>, HR<sub>e</sub>', HR<sub>g</sub>, HR<sub>g</sub>') auf Basis medizintechnischer Bilddaten (BD) eines Hohlorgans (1). Das Verfahren weist die Schritte auf: Bereitstellung (Y) der medizintechnischen Bilddaten (BD) mitsamt einer den Verlauf des Hohlorgans (1) repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie (VL), Bereitstellung (X) einer Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen (KR, KR<sub>1</sub>, KR<sub>1</sub>', KR<sub>2</sub>, KR<sub>3</sub>, KR<sub>4</sub>, KR<sub>4</sub>', KR<sub>5</sub>, KR<sub>6</sub>, KR<sub>anf</sub>, KR<sub>a</sub>, KR<sub>b</sub>, KR<sub>c</sub>, KR<sub>d</sub>, KR<sub>e</sub>, KR<sub>f</sub>, KR<sub>g</sub>, KR<sub>h</sub>, KR<sub>i</sub>, KR<sub>j</sub>, KR<sub>k</sub>, KR<sub>l</sub>, KR<sub>m</sub>, KR<sub>end</sub>) einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation (HR, HR<sub>a</sub>, HR<sub>b</sub>, HR<sub>c</sub>, HR<sub>d</sub>, HR<sub>e</sub>, HR<sub>e</sub>', HR<sub>g</sub>, HR<sub>g</sub>') entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL), Entgegennahme (W) einer Befehlseingabe (BE) zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation (KR<sub>2</sub>, KR<sub>4</sub>) und/oder der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL), lokale Modifikation (H) der Kontur der Hohlorgan-Repräsentation (HR, HR<sub>a</sub>, HR<sub>b</sub>, HR<sub>c</sub>, HR<sub>d</sub>, HR<sub>e</sub>, HR<sub>e</sub>', HR<sub>g</sub>, HR<sub>g</sub>') auf Basis der Befehlseingabe (BE) unter Berücksichtigung einer vordefinierten Anzahl von der ausgewählten Kontur-Repräsentation (KR<sub>2</sub>, KR<sub>4</sub>) mindestens einseitig entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) benachbarter Kontur-Repräsentationen (KR<sub>3</sub>, KR<sub>anf</sub>, KR<sub>a</sub>, KR<sub>b</sub>, KR<sub>c</sub>, KR<sub>d</sub>, KR<sub>e</sub>, KR<sub>f</sub>, KR<sub>g</sub>, KR<sub>h</sub>, KR<sub>end</sub>) mithilfe eines automatischen interpolierenden Sweep-Algorithmus.



## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation auf Basis medizintechnischer Bilddaten eines Hohlorgans. Sie betrifft außerdem ein Erstellungs- und/oder Modifikationssystem zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation und/oder einer Hohlorgan-Verlaufslinie einer Hohlorgan-Repräsentation auf Basis medizintechnischer Bilddaten eines Hohlorgans eines Lebewesens. Insbesondere ist die Erfindung anwendbar im Bereich von Hohlorganen, die Blutgefäße sind bzw. umfassen.

**[0002]** Patientenspezifische Modelle von Gefäßstrukturen sind eine wichtige Grundlage für zahlreiche klinische Anwendungen. Aufgrund ihrer komplexen Morphologie und aufgrund ihrer lebenswichtigen Funktion haben (Blut-)gefäße eine besondere Bedeutung bei der Bewertung von Risiken unterschiedliche chirurgischer Vorgehensstrategien.

**[0003]** Die Simulation des Blutflusses (computational hemodynamics – computersimulierte Hämodynamik) ist in diesem Zusammenhang ein Beispiel eines wichtigen neuen Felds, das mit der medizintechnischen Bildgebung eng verknüpft ist. Die zugrunde liegende Idee dabei ist es, invasive Messmethoden und die mit ihnen verbundenen Risiken für einen Patienten zu umgehen, indem stattdessen Blutgefäßsegmentierungen aus medizintechnischen Bilddaten dafür verwendet werden, quantifizierbare patientenspezifische Blutflüsse zu simulieren. Diese Simulationen können dann beispielsweise genutzt werden zur Berechnung und Visualisierung von Wandschwerbelastungsgradienten des Gefäßes, bzw. sogenannter fractional flow reserve (FFR)-Statistiken oder von Flussmustern bzw. -schemata innerhalb eines Aneurysmas.

**[0004]** Für die Durchführung solcher Simulationen mit einer hohen Aussagekraft sind akkurate Gefäßmodelle von höchster Wichtigkeit. Im Speziellen bei pathologischen Fällen ist die simplifizierende Annahme, dass Blutgefäße eine im Wesentlichen kreisförmige Querschnittsfläche aufweisen nicht aufrechtzuerhalten. Um Stenosen oder Aneurysmen präzise repräsentieren zu können, sind daher ausführliche bzw. aussagekräftige Modellierungs- und Segmentierungstechniken vonnöten.

**[0005]** Die automatische Gefäßsegmentierung ist bereits ein traditionelles Feld im Bereich der medizintechnischen Bildgebung, innerhalb derer eine kaum überschaubare Menge an Methoden und Vorgehensweisen entwickelt worden sind. Keine dieser Methoden garantiert jedoch eine perfekte Segmentierung für alle denkbaren Szenarios.

**[0006]** Eine Möglichkeit der Gefäß-Segmentierung besteht in der Verwendung von interpolierenden Sweep-Algorithmen, wie sie beispielsweise aus Ryan Schmidt/Brian Wyvill: „Generalized Sweep Templates for Implicit Modeling“, in: GRAPHITE '05 Proceedings of the 3rd International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques in Australia and South East Asia, Seiten 187–196, New York, 2005, doi:10.1145/1101389.1101428, bekannt sind. Basierend beispielsweise auf einer ermittelten Verlaufslinie des Gefäßes kann mithilfe des Sweeping-Verfahrens der gesamte Gefäßbaum modelliert werden. Allerdings ist dieses Verfahren rechenaufwändig und wie alle anderen Verfahren mit Unwägbarkeiten verbunden: Gerade pathologische Fälle stellen nämlich große Herausforderungen für Gefäßsegmentierungsalgorithmen dar. Dies bedeutet, dass eine „manuelle“, d. h. von einem Spezialisten mit dem Auge durchgeführte, Durchsicht der Ergebnisse automatisch generierter Segmentierungsergebnisse üblicherweise derzeit unvermeidbar ist bevor eine computersimulierte Hämodynamik ermittelt werden kann. Wenn Fehler oder Probleme bei der computersimulierten Hämodynamik auftreten, ist ein Ansatz, eine oder mehrere Segmentierungen mit einem geänderten Parametersatz zu wiederholen, von dem zu erwarten ist, dass er bessere Segmentierungsergebnisse zeitigt. Ein anderer Ansatz besteht darin, Daten (d. h. Bilddaten) in generische Modellierungsanwendungen bzw. -Tools zu exportieren, in denen geübte Experten plausible Korrekturen vornehmen. Ein solcher Workflow ist jedoch relativ schwierig in der täglichen klinischen Routine anwendbar, da er ausgeprägtes geometrisches Modellierungswissen und komplexe Tools voraussetzt und zu zeitintensiv ist.

**[0007]** Eine interaktive Korrektur, also Modifikation bzw. auch eine interaktive Erstellung von auf Basis von medizintechnischen Bilddaten segmentierten Gefäßmodellen durch Experten ist oftmals wünschenswert, um die gewünschte Segmentierungsgenauigkeit und damit die Aussagekraft der segmentierten Hohlorgan-Repräsentation in den Bilddaten so weit wie möglich zu erhöhen.

**[0008]** Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine Erstellung bzw. Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation bzw. einzelne ihrer Parameter(sätze) zu vereinfachen und bevorzugt dem Ergebnis nach zu verbessern.

**[0009]** Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren gemäß Anspruch 1 und durch ein Erstellungs- und/oder Modifikationssystem gemäß Anspruch 13 gelöst.

**[0010]** Ein erfindungsgemäßes Verfahren der eingangs genannten Art umfasst dabei folgende Schritte:

- a) Bereitstellung der medizintechnischen Bilddaten mitsamt einer den Verlauf des Hohlorgans repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie.
- b) Bereitstellung einer Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie,
- c) Entgegennahme einer Befehlseingabe zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation und/oder der Hohlorgan-Verlaufslinie,
- d) lokale Modifikation der Kontur der Hohlorgan-Repräsentation auf Basis der Befehlseingabe unter Berücksichtigung einer vordefinierten Anzahl von der ausgewählten Kontur-Repräsentation mindestens einseitig entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie benachbarter Kontur-Repräsentationen mithilfe eines automatischen interpolierenden Sweep-Algorithmus.

**[0011]** Dabei handelt es sich bei der Hohlorgan-Repräsentation insbesondere bevorzugt um eine Repräsentation eines Blutgefäßes bzw. Blutgefäßbaums, weshalb in diesem speziellen, bevorzugten, Fall auch von einer Blutgefäß- bzw. Blutgefäßbaum-Repräsentation gesprochen werden kann. Das Hohlorgan ist bevorzugt ein Hohlorgan eines Lebewesens, insbesondere eines Menschen. Bevorzugt handelt es sich bei dem Lebewesen um ein belebtes Lebewesen.

**[0012]** Die Bereitstellung der medizintechnischen Bilddaten und/oder der korrespondierenden Hohlorgan-Verlaufslinie in Schritt a) kann sowohl eine Erstellung umfassen, d. h. die medizintechnischen Bilddaten können in Schritt a) durch eine Bildakquise mittels eines medizintechnischen Tomographiesystems erstellt werden. Unter solche Tomographiesysteme fallen beispielsweise Computertomographen (CT), Magnetresonanztomographen (MR), Angiographen, Röntgenapparate, Ultraschallgeräte, Single Proton Emission Computertomographen (SPECT), Positronenemissionstomographen (PET) uvm. Die Hohlorgan-Verlaufslinie kann insbesondere eine sogenannte Centerline, also eine Mittellinie des Hohlorgans sein. Sie repräsentiert den Verlauf des betreffenden Hohlorgans zumindest grob. Sie kann ebenso wie die medizintechnischen Bilddaten im Rahmen des Schritts a) generiert werden, beispielsweise manuell durch einen Benutzer und/oder automatisch durch einen Ermittlungsalgorithmus ermittelt werden. Auch eine halbautomatische, d. h. automatische, jedoch durch einen Benutzer assistierte, Ermittlung ist möglich.

**[0013]** Die medizintechnischen Bilddaten und/oder die Hohlorgan-Verlaufslinie kann in Schritt a) auch aus einer Datenbank bezogen werden. Dies bedeutet, dass die medizintechnischen Bilddaten bzw. die Hohlorgan-Verlaufslinie bereits vorab akquiriert bzw. ermittelt worden sind, in der Datenbank vorliegen und in Schritt a) über eine Eingangsschnittstelle lediglich bezogen, d. h. abgerufen werden.

**[0014]** Die Bereitstellung der Kontur-Repräsentationen in Schritt b) kann ebenfalls eine Erstellung derselben und/oder einen Bezug, d. h. Abruf aus einer Datenbank umfassen, wobei die Datenbank dieselbe sein kann, die ggf. bereits in Schritt a) verwendet wurde, oder eine weitere (unabhängige) Datenbank. Die Kontur-Repräsentationen können virtuelle Kontur-Repräsentationen umfassen, d. h. solche, die auf Basis eines computerbasierten Algorithmus ermittelt wurden.

**[0015]** Die optionale Modifikation einer bestimmten, d. h. ausgewählten, Kontur-Repräsentation kann auch eine Löschung derselben umfassen, ebenso wie eine komplette Neueingabe durch einen Benutzer im Rahmen des interaktiven Prozesses. Dies bedeutet, dass die ausgewählte Kontur-Repräsentation sowohl aus den in Schritt b) bereitgestellten ausgewählt sein kann (was bevorzugt ist), jedoch auch neu generiert werden kann.

**[0016]** In Schritt d) wird die Kontur der Hohlorgan-Repräsentation lokal modifiziert. "Lokal" bedeutet in diesem Zusammenhang, dass nicht die gesamte Hohlorgan-Repräsentation neu erstellt, d. h. berechnet, wird, sondern nur ein ausgewählter Teil von ihr, nämlich derjenige Teil, der durch die vordefinierte Anzahl benachbarter Kontur-Repräsentationen bestimmt ist. Diese benachbarten Kontur-Repräsentationen liegen mindestens einseitig der ausgewählten Kontur-Repräsentation entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie, besonders bevorzugt beidseitig der ausgewählten Kontur-Repräsentation. In dieser bevorzugten Variante ist die Anzahl bevorzugt so gewählt, dass beidseits der ausgewählten Kontur-Repräsentation dieselbe Anzahl von benachbarten Kontur-Repräsentationen berücksichtigt wird und/oder eine im Wesentlichen gleiche Erstreckung entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie in die Berücksichtigung mit einbezogen wird.

**[0017]** Es erfolgt erfindungsgemäß also eine lokale Modifikation der Hohlorgan-Repräsentation mithilfe eines Sweep-Algorithmus statt, wie ja prinzipiell bekannt, eine komplette Neuberechnung. Diese Vorgehensweise hat den deutlichen Vorteil, dass die Rechenzeit und der Rechenaufwand bei der interaktiven Erstellung der Hohlorgan-Repräsentation signifikant reduziert werden kann. Gäbe ein Benutzer nämlich bei Stand der Technik eine Nutzereingabe zu einer ausgewählten Kontur-Repräsentation ein, so würde es mehrere Sekunden dauern, bis er das Resultat der kompletten Neuermittlung angezeigt bekäme. Bei einem Workflow, bei dem der Benutzer üblicherweise nicht nur eine, sondern oftmals mehrere solche Eingaben macht, stellt diese Beschleunigung einen erheblichen Vorteil daher und erleichtert außerdem das intuitive Vorgehen des Benutzers, der praktisch instantan nach seiner Eingabe das neue Ergebnis in Form der neuen Hohlorgan-Repräsentation präsentiert bekommen kann. Außerdem dient diese ausschließlich lokale Anpassung der Hohlorgan-Repräsentation auch dazu, neue Fehler zu vermeiden, da der Sweep-Algorithmus eben nicht entlang der gesamten Hohlorgan-Verlaufslinie auf Basis der Eingabe abläuft, sondern an einem durch die vorgegebene Anzahl an berücksichtigten benachbarten Kontur-Repräsentationen auch wieder gestoppt wird, so dass sich keine weiterlaufenden Verzerrungen ergeben.

**[0018]** Ein erfindungsgemäßes Erstellungs- und/oder Modifikationssystem zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation auf Basis medizintechnischer Bilddaten eines Hohlorgans eines Lebewesens, umfasst:

- a) eine erste Bereitstellungseinheit, die im Betrieb die medizintechnischen Bilddaten mitsamt einer den Verlauf des Hohlorgans (zumindest grob) repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie bereitstellt,
- b) eine zweite Bereitstellungseinheit, die im Betrieb eine Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie bereitstellt,
- c) eine Entgegennahmeschnittstelle zur Entgegennahme einer Befehlseingabe zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation und/oder der Hohlorgan-Verlaufslinie,
- d) eine Modifikationseinheit, ausgebildet zur lokalen Modifikation der Kontur der Hohlorgan-Repräsentation auf Basis der Befehlseingabe unter Berücksichtigung einer vordefinierten Anzahl von der ausgewählten Kontur-Repräsentation mindestens einseitig entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie benachbarter Kontur-Repräsentationen mithilfe eines automatischen interpolierenden Sweep-Algorithmus.

**[0019]** Die erste Bereitstellungseinheit kann als reine Entgegennahme-Schnittstelle für die Bilddaten und/oder die Hohlorgan-Verlaufslinie realisiert sein, sie kann jedoch auch eine Akquisitionseinheit zur Akquisition der Bilddaten und/oder einen Verlaufsliniengenerator umfassen, der im Betrieb die Hohlorgan-Verlaufslinie auf Basis der Bilddaten generiert. Daher kann die erste Bereitstellungseinheit auch mehrere Untereinheiten umfassen.

**[0020]** Die zweite Bereitstellungseinheit kann auch – beispielsweise als Teileinheit – mit der ersten Bereitstellungseinheit kombiniert sein.

**[0021]** Insgesamt ist das oben beschriebene Erstellungs- und/oder Modifikationssystem dazu ausgebildet, das oben beschriebene erfindungsgemäße Verfahren zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation durchzuführen.

**[0022]** Insgesamt können ein Großteil der Komponenten zur Realisierung des Erstellungs- und/oder Modifikationssystem in der erfindungsgemäßen Weise, insbesondere die erste und zweite Bereitstellungseinheit, die Entgegennahmeschnittstelle und die Modifikationseinheit, ganz oder teilweise in Form von Software-Modulen auf einem Prozessor realisiert werden. Mehrere der Einheiten können auch in einer gemeinsamen Funktionseinheit zusammengefasst sein.

**[0023]** Die (erwähnte und ggf. weitere) Schnittstellen müssen nicht zwangsläufig als Hardware-Komponenten ausgebildet sein, sondern können auch als Software-Module realisiert sein, beispielsweise wenn die Bilddaten von einer bereits auf dem gleichen Gerät realisierten anderen Komponente, wie zum Beispiel einer Bildrekonstruktionsvorrichtung oder dergleichen, übernommen werden können, oder an eine andere Komponente nur softwaremäßig übergeben werden müssen. Ebenso können die Schnittstellen aus Hardware- und Software-Komponenten bestehen, wie zum Beispiel eine Standard-Hardware-Schnittstelle, die durch Software für den konkreten Einsatzzweck speziell konfiguriert wird. Außerdem können mehrere Schnittstellen auch in einer gemeinsamen Schnittstelle, beispielsweise einer Input-Output-Schnittstelle zusammengefasst sein.

**[0024]** Die Erfindung umfasst daher auch ein Computerprogrammprodukt, das direkt in einen Prozessor eines programmierbaren Erstellungs- und/oder Modifikationssystems ladbar ist, mit Programmcode-Mitteln, um alle

Schritte eines erfindungsgemäßen Verfahrens (auch gemäß den weiter untenstehenden Aspekten) auszuführen, wenn das Programmprodukt auf dem Erstellungs- und/oder Modifikationssystem ausgeführt wird.

**[0025]** Weiterhin umfasst die Erfindung ein medizintechnisches Aufnahmesystem mit einer Aufnahmeeinheit (d. h. einer Akquisitionseinheit) und einem erfindungsgemäßen Erstellungs- und/oder Modifikationssystem (auch gemäß den weiter untenstehenden Aspekten).

**[0026]** Weitere besondere vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich auch aus den abhängigen Ansprüchen sowie der nachfolgenden Beschreibung. Dabei kann das Erstellungs- und/oder Modifikationssystem auch entsprechend den jeweiligen abhängigen Ansprüchen zum Verfahren weitergebildet sein oder umgekehrt.

**[0027]** Bevorzugt erfolgt die Befehlseingabe auf Basis einer Anzahl von Benutzereingaben. Dies bedeutet, dass ein Benutzer aufgrund seiner eigenen Urteilskraft in den Automatismus der Generierung der Hohlorgan-Repräsentation mit seinen Benutzereingaben eingreift und dass die Befehlseingabe nicht (oder nur zum Teil) auf einem inhärenten Automatismus des Erstellungs- und/oder Modifikationssystems basiert. "Interaktiv" bedeutet also (zumindest teilweise) durch Benutzereingriff gesteuert.

**[0028]** Eine besondere Rolle im Rahmen der Erfindung spielen sogenannte implizite Indikatorfunktionen. Sie werden hier bevorzugt dazu genutzt, die Kontur-Repräsentationen zu definieren. Mit anderen Worten umfassen die Kontur-Repräsentationen bevorzugt implizite Indikatorfunktionen, besonders bevorzugte planare implizite Indikatorfunktionen.

**[0029]** Implizite Indikatorfunktionen haben den Vorteil, dass sie ein geometrisches Objekt, insbesondere ein geschlossenes geometrisches Objekt, durch eine recht flexibel einsetzbare Formel repräsentieren. Dabei kann zum Beispiel (dies ist bevorzugt) die Oberfläche bzw. Begrenzungslinie des Objekts mit dem Wert 0 definiert werden während dem Inneren und dem Äußeren dann automatisch aufgrund der Funktion Werte diesseits und jenseits der 0, d. h. negative und positive Werte zugeordnet sind. Statt also Koordinaten des Objekts anzugeben, dient zu seiner Definition eine solche Funktion. Da es im Wesentlichen im Rahmen der ganzen Erfindung von Belang ist, die Oberfläche bzw. Begrenzungslinie und das Innere von Kontur-Repräsentationen zu kennzeichnen – vor allem im Rahmen der Durchführung des Sweeping-Algorithmus – bietet die Verwendung einer impliziten Indikatorfunktion unter anderem den Vorteil einer einfachen Handhabbarkeit und Interpolierbarkeit.

**[0030]** Das oben beschriebene Verfahren bedient sich eines lokalen Sweepings auf Basis einer vordefinierten Anzahl benachbarter Kontur-Repräsentationen. Diese Anzahl beträgt – um den Aufwand für das Sweeping möglichst gering zu halten und dennoch hinreichend gute Interpolationsergebnisse zu erzielen – vorzugsweise höchstens 5, bevorzugt höchstens 3, besonders bevorzugt höchstens 2.

**[0031]** Die Hohlorgan-Repräsentation hat in der Regel einen Anfang und ein Ende, die jeweils durch eine Endkontur-Repräsentation definiert sind. Vor diesem Hintergrund ist es bevorzugt, dass die Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen zwei Endkontur-Repräsentationen jeweils im Wesentlichen an entgegengesetzten Enden der Hohlorgan-Repräsentation umfasst und bei der lokalen Modifikation in Schritt d) keine oder nur eine der Endkontur-Repräsentationen berücksichtigt und/oder modifiziert wird. Es wird also mit anderen Worten vermieden, dass beide Endkontur-Repräsentationen mit in das oben beschriebene Verfahren einbezogen werden, da sonst der lokale Charakter des Sweeping-Verfahrens verloren ginge.

**[0032]** Im Rahmen der Erfindung haben sich zwei weitere Aspekte ergeben, die im Folgenden näher beschrieben werden. Sie stehen an sich auch für sich alleine, werden jedoch bevorzugt im Rahmen des oben beschriebenen Verfahrens angewandt.

**[0033]** Der erste weitere Aspekt betrifft ein Verfahren zur vorzugsweise automatischen Modifikation einer Hohlorgan-Verlaufslinie einer Hohlorgan-Repräsentation (wobei das Hohlorgan wiederum im Speziellen ein Blutgefäß bzw. einen Blutgefäßbaum umfasst) auf Basis medizintechnischer Bilddaten eines Hohlorgans (eines Lebewesens), insbesondere im Rahmen des oben beschriebenen erfindungsgemäßen Verfahrens zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation. Das Verfahren umfasst mindestens die folgenden Schritte:

- i) Bereitstellung der medizintechnischen Bilddaten mitsamt der den Verlauf des Hohlorgans (wiederum zumindest grob) repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie,
- ii) Bereitstellung einer Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie,

- iii) Ermittlung einer Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie von Kontur-Mittelpunkten zweier benachbarter Kontur-Repräsentationen,
- iv) Anpassung der Hohlorgan-Verlaufslinie bei Überschreiten einer vorgegebenen maximal geduldeten Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie von den zwei Kontur-Mittelpunkten unter Zuhilfenahme der zwei Kontur-Mittelpunkte, sowie
- v) optional: lokale Modifikation der Kontur der Hohlorgan-Repräsentation auf Basis der angepassten Hohlorgan-Verlaufslinie.

**[0034]** Dieser erste weitere Aspekt der Erfindung betrifft also die Korrektur der Hohlorgan-Verlaufslinie, insbesondere einer wie oben näher beschriebenen Mittellinie (centerline), die den zentralen Verlauf des Hohlorgans wiedergibt. Dadurch, dass bereichsweise in Bilddaten nicht genügend Informationen vorliegen, um eine Kontur eines Hohlorgans vollumfänglich wiederzugeben, zum Beispiel weil der Abstand von generierten Kontur-Repräsentationen des Hohlorgans in bestimmten Bereichen zu hoch ist, können sich bei der Bestimmung der Hohlorgan-Verlaufslinie Abweichungen vom tatsächlichen Hohlorganverlauf ergeben. Dies ist insbesondere bei größeren Krümmungen des Hohlorgans in einem bestimmten Bereich der Fall. Die Hohlorgan-Verlaufslinie gibt in diesem Bereich den Verlauf des Hohlorgans nur unzureichend wieder, was gerade dann ein Problem darstellt, wenn in der Folge auf Basis der mithilfe der Hohlorgan-Verlaufslinie erstellten Hohlorgan-Repräsentation Flussabläufe im Inneren des Hohlorgans simuliert bzw. berechnet werden sollen. Der hier beschriebene erste weitere Aspekt nutzt bei einer zu hohen Abweichung (also einer Abweichung, die größer ist als die oben erwähnte maximal geduldete) der Hohlorgan-Verlaufslinie von zwei benachbarten Kontur-Mittelpunkten diese Mittelpunkte als Orientierungshilfe für die Anpassung der Hohlorgan-Verlaufslinie. Die maximal geduldete Abweichung wird in der Regel dann überschritten, wenn das betreffende Hohlorgan zwischen den beiden betreffenden benachbarten Kontur-Repräsentationen eine starke Krümmung aufweist. Diese Krümmung wiederzugeben statt der zuvor rechnerisch bestimmten und hier nicht mehr ausreichend stimmigen Hohlorgan-Verlaufslinie zu folgen, dient die entsprechende Anpassung der Hohlorgan-Verlaufslinie.

**[0035]** Die angepasste Hohlorgan-Verlaufslinie kann in diesem Kontext die ursprüngliche Hohlorgan-Verlaufslinie vollumfänglich oder (bevorzugt) bereichsweise ersetzen oder sie kann komplementär zur ursprünglichen Hohlorgan-Verlaufslinie verwendet werden, um den Verlauf des Hohlorgans in dem durch die beiden erwähnten benachbarten Hohlorgan-Repräsentationen definierten Hohlorganbereich besser, d. h. feingenaue, zu beschreiben.

**[0036]** Die Anpassung der Hohlorgan-Verlaufslinie wird bevorzugt im Tangentialraum durchgeführt, wodurch die Interpolation vereinfacht wird: Durch die Übersetzung in den Tangentialraum ist die angepasste Hohlorgan-Verlaufslinie nämlich automatisch am Verlauf der ursprünglichen Hohlorgan-Verlaufslinie orientiert.

**[0037]** Das mit diesem ersten weiteren Aspekt korrespondierende Modifikationssystem zur Modifikation einer Hohlorgan-Verlaufslinie einer Hohlorgan-Repräsentation auf Basis medizintechnischer Bilddaten eines Hohlorgans umfasst:

- i) eine erste Bereitstellungseinheit, die im Betrieb die medizintechnischen Bilddaten mitsamt der den Verlauf des Hohlorgans (wiederum zumindest grob) repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie bereitstellt,
- ii) eine zweite Bereitstellungseinheit, die im Betrieb eine Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie bereitstellt,
- iii) eine Abweichungsermittlungseinheit, ausgebildet zur Ermittlung einer Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie von Kontur-Mittelpunkten zweier benachbarter Kontur-Repräsentationen,
- iv) eine Anpassungseinheit, die im Betrieb die Hohlorgan-Verlaufslinie bei Überschreiten einer vorgegebenen maximal geduldeten Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie von den zwei Kontur-Mittelpunkten unter Zuhilfenahme der zwei Kontur-Mittelpunkte anpasst.

**[0038]** Insgesamt ist das Modifikationssystem dazu ausgebildet, das oben beschriebene erfindungsgemäße Verfahren gemäß dem ersten weiteren Aspekt durchzuführen.

**[0039]** Auch hier können ein Großteil der Komponenten zur Realisierung des Modifikationssystem in der erfindungsgemäßen Weise, insbesondere die erste und zweite Bereitstellungseinheit, die Abweichungsermittlungseinheit und die Anpassungseinheit, ganz oder teilweise in Form von Software-Modulen auf einem Prozessor realisiert werden. Mehrere der Einheiten können auch in einer gemeinsamen Funktionseinheit zusammengefasst sein.

**[0040]** Schnittstellen müssen nicht zwangsläufig als Hardware-Komponenten ausgebildet sein, sondern können auch als Software-Module realisiert sein, beispielsweise wenn die Bilddaten von einer bereits auf dem

gleichen Gerät realisierten anderen Komponente, wie zum Beispiel einer Bildrekonstruktionsvorrichtung oder dergleichen, übernommen werden können, oder an eine andere Komponente nur softwaremäßig übergeben werden müssen. Ebenso können die Schnittstellen aus Hardware- und Software-Komponenten bestehen, wie zum Beispiel eine Standard-Hardware-Schnittstelle, die durch Software für den konkreten Einsatzzweck speziell konfiguriert wird. Außerdem können mehrere Schnittstellen auch in einer gemeinsamen Schnittstelle, beispielsweise einer Input-Output-Schnittstelle zusammengefasst sein.

**[0041]** Im Rahmen des ersten weiteren Aspekts ist bevorzugt, dass die Hohlorgan-Verlaufslinie so angepasst wird, dass sie im Wesentlichen durch die zwei Kontur-Mittelpunkte geführt wird. Die zuvor ermittelten Kontur-Mittelpunkte dienen also nicht nur der Erkennung der Überschreitung der maximal geduldeten Abweichung, sondern sie werden in der Folge auch dazu eingesetzt, die Hohlorgan-Verlaufslinie umzuorientieren, indem die Hohlorgan-Verlaufslinie durch sie hindurchgeführt wird. Damit ist gewährleistet, dass die Hohlorgan-Verlaufslinie in den beiden Mittelpunkten auf jeden Fall die Mitte des Hohlorgans durchläuft, so dass Verlaufsabweichungen weg von dieser Mitte auch zwischen den beiden Kontur-Repräsentationen so gering wie bei der jeweiligen Datenlage möglich ausfallen. Die Genauigkeit des Verlaufs der Hohlorgan-Verlaufslinie kann so effektiv und sehr treffsicher erhöht werden.

**[0042]** Zur weiteren Genauigkeitserhöhung und insbesondere auch, um die Geschmeidigkeit des Verlaufs der resultierenden Hohlorgan-Repräsentation zu erhöhen, ist es bevorzugt, dass zur Anpassung der Hohlorgan-Verlaufslinie zusätzliche Ortsinformationen von den den zwei benachbarten Kontur-Repräsentationen wiederum benachbarten weiteren Kontur-Repräsentationen berücksichtigt werden. Die Hohlorgan-Verlaufslinie wird also nicht nur rein auf Basis der Ortsinformationen der beiden zuvor genannten benachbarten Kontur-Repräsentationen neu justiert, sondern auf Basis der Ortsinformationen weiterer Kontur-Repräsentationen entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie dies- und/oder jenseits (bevorzugt beides) der beiden betreffenden benachbarten Kontur-Repräsentationen gefittet.

**[0043]** Der zweite weitere Aspekt betrifft ein Verfahren zur semi-automatischen Modifikation einer Kontur-Repräsentation einer Hohlorgan-Repräsentation auf Basis medizintechnischer Bilddaten eines Hohlorgans, im Speziellen im Rahmen des Schritts d) des oben beschriebenen Verfahrens zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation. Es umfasst die Schritte:

- I) Bereitstellung der medizintechnischen Bilddaten mitsamt einer Anzahl von Kontur-Repräsentationen einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation,
- II) Entgegennahme einer Befehlseingabe zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation aus den Kontur-Repräsentationen,
- III) Anpassen eines geometrischen (virtuellen) Objekts mit vordefinierter Form in die Bilddaten am Ort der ausgewählten Kontur-Repräsentation,
- IV) Fusionieren geometrischer Informationen aus der Befehlseingabe von Schritt II) und zum geometrischen Objekt von Schritt III) zur Bildung einer fusionierten modifizierten Kontur-Repräsentation anstatt der ausgewählten Kontur-Repräsentation.

**[0044]** Das Anpassen unter Schritt III kann auch als An- bzw. Einfitten des geometrischen Objekts bezeichnet werden. Ein solches geometrisches Objekt ist bevorzugt ein in sich geschlossenes Objekt und dient im Rahmen des Anpassungsschritts III als eine idealtypische mathematische Be- bzw. Umschreibung einer Kontur des betreffenden Hohlorgans. Es gibt also damit bevorzugt eine im Wesentlichen an der Stelle des Hohlorgans zu erwartende Kontur, insbesondere Form wieder, beispielsweise einen Kreis oder eine Ellipse. Nach der Durchführung des Schritts IV liegt die modifizierte Kontur-Repräsentation vor, die nun anstatt der zuvor ausgewählten Kontur-Repräsentation in die Hohlorgan-Repräsentation eingeführt wird. In diesem Zusammenhang sind beliebige Mischvarianten zwischen der idealtypischen Beschreibung (durch das geometrische Objekt) und der konturbasierten Beschreibung (durch die Kontur-Repräsentation) möglich. Dies ermöglicht eine stufenlose Einstellung der zugelassenen Abweichung der lokal vorliegenden Form von der idealtypischen bzw. erwarteten Form. Entsprechend ist es besonders bevorzugt, nach dieser Einführung/Ersetzung ein erfindungsgemäßes lokales Sweeping wie oben umfangreich ausgeführt durchzuführen.

**[0045]** Das mit dem zweiten weiteren Aspekt korrespondierende Erstellungs- und/oder Modifikationssystem zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation auf Basis medizintechnischer Bilddaten eines Hohlorgans umfasst entsprechend:

- I) eine Bereitstellungseinheit, die im Betrieb die medizintechnischen Bilddaten mitsamt einer Anzahl von Kontur-Repräsentationen einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation bereitstellt,
- II) eine Entgegennahmeeinheit, ausgebildet zur Entgegennahme einer Befehlseingabe zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation aus den Kontur-Repräsentationen,

III) eine Fitting-Einheit, die im Betrieb ein geometrisches Objekt mit vordefinierter Form in die Bilddaten am Ort der ausgewählten Kontur-Repräsentation einfügt,

IV) eine Fusionierungseinheit, die im Betrieb geometrische Informationen aus der Befehlseingabe der Entgegennahmeeinheit und zum geometrischen Objekt aus der Fitting-Einheit zur Bildung einer fusionierten modifizierten Kontur-Repräsentation anstatt der ausgewählten Kontur-Repräsentation fusioniert.

**[0046]** Insgesamt ist das Erstellungs- und/oder Modifikationssystem dazu ausgebildet, das oben beschriebene erfindungsgemäße Verfahren gemäß dem zweiten weiteren Aspekt durchzuführen.

**[0047]** Auch hier können ein Großteil der Komponenten zur Realisierung des Erstellungs- und/oder Modifikationssystem in der erfindungsgemäßen Weise, insbesondere die Bereitstellungseinheit, die Entgegennahmeeinheit, die Fitting-Einheit und die Fusionierungseinheit, ganz oder teilweise in Form von Software-Modulen auf einem Prozessor realisiert werden. Mehrere der Einheiten können auch in einer gemeinsamen Funktionseinheit zusammengefasst sein.

**[0048]** Schnittstellen müssen nicht zwangsläufig als Hardware-Komponenten ausgebildet sein, sondern können auch als Software-Module realisiert sein, beispielsweise wenn die Bilddaten von einer bereits auf dem gleichen Gerät realisierten anderen Komponente, wie zum Beispiel einer Bildrekonstruktionsvorrichtung oder dergleichen, übernommen werden können, oder an eine andere Komponente nur softwaremäßig übergeben werden müssen. Ebenso können die Schnittstellen aus Hardware- und Software-Komponenten bestehen, wie zum Beispiel eine Standard-Hardware-Schnittstelle, die durch Software für den konkreten Einsatzzweck speziell konfiguriert wird. Außerdem können mehrere Schnittstellen auch in einer gemeinsamen Schnittstelle, beispielsweise einer Input-Output-Schnittstelle zusammengefasst sein.

**[0049]** Auch im Rahmen des zweiten weiteren Aspekts ist es bevorzugt, dass die Befehlseingabe auf Basis einer Anzahl von Benutzereingaben erfolgt. Die Vorteile sind analog zu sehen wie oben erwähnt.

**[0050]** Bevorzugt ist das geometrische Objekt wie oben erwähnt geschlossen, wobei seine Begrenzungslinie grundsätzlich auch eckig sein kann. Vorzugsweise umfasst es einen Kreis oder eine Ellipse oder ein Oval oder ein Vieleck, in diesem Falle besonders bevorzugt ein rotationssymmetrisches Vieleck. Diese Formen können in besonders klarer Weise eine Hohlorgan-Kontur idealtypisch wiedergeben und sind daher besonders geeignet.

**[0051]** Auch in diesem Zusammenhang wird es außerdem bevorzugt, dass die ausgewählte Kontur-Repräsentation und/oder das geometrische Objekt durch eine (insbesondere planare) implizite Indikatorfunktion repräsentiert wird. Auch zu dieser bevorzugten Ausführungsform gelten die oben bereits ausgeführten Vorteile.

**[0052]** Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigefügten Figuren anhand von Ausführungsbeispielen noch einmal näher erläutert. Dabei sind in den verschiedenen Figuren gleiche Komponenten mit identischen Bezugsziffern versehen.

**[0053]** Es zeigen:

**[0054]** Fig. 1 ein schematisches Ablaufdiagramm mit Ausführungsbeispielen von erfindungsgemäßen Verfahren,

**[0055]** Fig. 2 ein schematisches Blockdiagramm eines Ausführungsbeispiels eines erfindungsgemäßen Verfahrens zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation,

**[0056]** Fig. 3 ein schematisches Blockdiagramm eines Ausführungsbeispiels eines erfindungsgemäßen Verfahrens zur Modifikation einer Hohlorgan-Verlaufslinie einer Hohlorgan-Repräsentation,

**[0057]** Fig. 4 ein schematisches Blockdiagramm eines Ausführungsbeispiels eines erfindungsgemäßen Verfahrens zur Modifikation einer Kontur-Repräsentation einer Hohlorgan-Repräsentation,

**[0058]** Fig. 5 ein schematisches Blockdiagramm eines Ausführungsbeispiels eines erfindungsgemäßen Erstellungs- und/oder Modifikationssystems.

**[0059]** Fig. 6 eine Beispieldarstellung der Umwandlung einer Kontur-Repräsentation im Rahmen eines Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Verfahrens zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation,



**[0060]** Fig. 7 eine Beispieldarstellung der Durchführung eines Ausführungsbeispiels eines Sweeping-Verfahrens wie es im Rahmen der Erfindung verwendet werden kann,

**[0061]** Fig. 8 eine perspektivische Darstellung von Resultaten unterschiedlicher Ausführungsbeispiele von Sweeping-Verfahren, die im Rahmen der Erfindung verwendet werden können,

**[0062]** Fig. 9 eine perspektivische Darstellung einer Hohlorgan-Repräsentation, wie sie gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung generiert bzw. modifiziert worden sein kann,

**[0063]** Fig. 10 zwei perspektivische Darstellungen ein und derselben Hohlorgan-Repräsentation während der Durchführung eines Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Verfahrens zur Modifikation einer Hohlorgan-Verlaufslinie einer Hohlorgan-Repräsentation,

**[0064]** Fig. 11 eine perspektivische Innenansicht einer Hohlorgan-Repräsentation, wie sie gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung generiert bzw. modifiziert worden sein kann,

**[0065]** Fig. 12 zwei perspektivische Darstellungen von Hohlorgan-Repräsentationen, vor und nach einem Benutzereingriff im Rahmen eines Ausführungsbeispiels der Erfindung,

**[0066]** Fig. 13 vier perspektivische Darstellungen ein und derselben Hohlorgan-Repräsentation während der Durchführung eines Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Verfahrens zur Modifikation einer Kontur-Repräsentation der Hohlorgan-Repräsentation.

**[0067]** Fig. 1 zeigt ein erstes schematisches Ablaufdiagramm eines Verfahrens zur Segmentierung eines Hohlorgans, insbesondere eines Blutgefäßes, bei dessen Durchführung verschiedene Erfindungsaspekte zum Tragen kommen können. Aus einer Bildakquisition werden medizintechnische Bilddaten BD des betreffenden Hohlorgans für eine geometrische Modellierung MOD verwendet. Hierzu wird aus den medizintechnischen Bilddaten BD eine Hohlorgan-Verlaufslinie VL, beispielsweise eine Mittellinie VL des betreffenden Hohlorgans abgeleitet bzw. generiert. Mittels eines globalen Sweepings GS wird entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie VL masken- oder gitterbasiert gesweept und hieraus ein dreidimensionales Modell HR, nämlich eine Hohlorgan-Repräsentation HR generiert. Aus Basis der medizintechnischen Bilddaten BD kann auch in einem Kontur-Modifikationsschritt CM eine modifizierte Hohlorgan-Verlaufslinie VL<sub>mod</sub> erstellt werden, die beispielsweise dem Hohlorgan-Verlauf besser entspricht als die zunächst bereitgestellte Hohlorgan-Verlaufslinie VL. Eine erfindungsgemäße Vorgehensweise in diesem Zusammenhang wird insbesondere anhand von Fig. 3 beschrieben.

**[0068]** Außerdem kann mithilfe eines lokalen Sweepings LS, beispielsweise entlang der modifizierten Hohlorgan-Verlaufslinie VL<sub>mod</sub> die Hohlorgan-Repräsentation HR modifiziert werden. Dieses lokale Sweeping LS wird beispielsweise anhand von Fig. 2 beschrieben; eine spezielle Modifikationsstrategie ergibt sich insbesondere aus dem anhand von Fig. 4 näher beschriebenen Verfahren.

**[0069]** Fig. 2 bis Fig. 4 zeigen abstrakt die Schritte eines erfindungsgemäßen Verfahrens bzw. zweier einzelner Aspekte, die bereits oben in derselben Reihenfolge aufgezählt wurden.

**[0070]** Fig. 2 zeigt in Darstellung als Blockdiagramm ein Ausführungsbeispiel eines Verfahrens Z zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation HR auf Basis medizintechnischer Bilddaten BD eines Hohlorgans. In einem ersten Schritt Y werden die medizintechnischen Bilddaten BD mitsamt einer den Verlauf des Hohlorgans repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie VL bereitgestellt. In einem zweiten Schritt X erfolgt außerdem eine Bereitstellung einer Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation HR entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie VL. In einem dritten Schritt W erfolgt eine Entgegennahme W einer Befehlseingabe zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation und/oder der Hohlorgan-Verlaufslinie VL. In einem vierten Schritt H wird dann die Kontur der Hohlorgan-Repräsentation HR auf Basis der Befehlseingabe unter Berücksichtigung einer vordefinierten Anzahl von der ausgewählten Kontur-Repräsentation mindestens einseitig entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie VL benachbarter Kontur-Repräsentationen mithilfe eines automatischen interpolierenden Sweep-Algorithmus angepasst. Dieser Schritt entspricht dem lokalen Sweeping LS aus Fig. 1.

**[0071]** Fig. 3 zeigt ein Blockdiagramm eines Ausführungsbeispiels des ersten (zusätzlichen) Aspekts der Erfindung, nämlich eines Verfahrens V zur vorzugsweise automatischen Modifikation CM einer Hohlorgan-Verlaufslinie VL einer Hohlorgan-Repräsentation HR auf Basis medizintechnischer Bilddaten BD eines Hohlorgans. Es umfasst folgende Schritte:

In einem ersten Schritt U werden die medizintechnischen Bilddaten BD mitsamt der den Verlauf des Hohlorgans repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie VL bereitgestellt. In einem zweiten Schritt T wird eine einer Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation HR entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie VL bereitgestellt. Dann folgt ein dritter Schritt S einer Ermittlung S einer Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie VL von Kontur-Mittelpunkten zweier benachbarter Kontur-Repräsentationen und eine Anpassung R in einem vierten Schritt R der Hohlorgan-Verlaufslinie VL bei Überschreiten einer vorgegebenen maximal geduldeten Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie VL von den zwei Kontur-Mittelpunkten unter Zuhilfenahme der zwei Kontur-Mittelpunkte.

**[0072]** Fig. 4 zeigt ein Blockdiagramm eines Ausführungsbeispiels des zweiten (zusätzlichen) Aspekts der Erfindung, nämlich eines Verfahrens P zur semi-automatischen Modifikation einer Kontur-Repräsentation einer Hohlorgan-Repräsentation HR auf Basis medizintechnischer Bilddaten BD eines Hohlorgans. Das Verfahren P umfasst die folgenden Schritte:

In einem ersten Schritt N werden die medizintechnischen Bilddaten BD mitsamt einer Anzahl von Kontur-Repräsentationen einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation HR entgegengenommen, und in einem zweiten Schritt M erfolgt eine Entgegennahme M einer Befehlseingabe zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation aus den Kontur-Repräsentationen. Ein dritter Schritt L umfasst ein Anpassen L eines geometrischen Objekts mit vordefinierter Form in die Bilddaten BD am Ort der ausgewählten Kontur-Repräsentation und ein vierter Schritt K das Fusionieren K geometrischer Informationen aus der Befehlseingabe und zum geometrischen Objekt zur Bildung einer fusionierten modifizierten Kontur-Repräsentation anstatt der ausgewählten Kontur-Repräsentation.

**[0073]** Fig. 5 zeigt in schematischer Blockdarstellung ein erfindungsgemäßes medizintechnisches Aufnahmesystem 3 mit einer Aufnahmeeinheit 5 und einer Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Erstellungs- bzw. Modifikationssystems 7.

**[0074]** Das Erstellungs- bzw. Modifikationssystem 7 dient hier zur Durchführung aller vorstehend anhand der Fig. 2 bis Fig. 4 beschriebenen Aspekte erfindungsgemäßer Verfahren Z, V, P. Es weist eine erste Bereitstellungseinheit 9, eine zweite Bereitstellungseinheit 13 und eine Entgegennahmeschnittstelle bzw. Entgegennahmeeinheit 15 auf. Weiterhin umfasst es eine Modifikationseinheit 17, eine Abweichungsermittlungseinheit 19, eine Anpassungseinheit 23, eine Fitting-Einheit 21 und eine Fusionierungseinheit 25. Zur Ausgabe umfasst das Erstellungs- bzw. Modifikationssystem 7 drei Ausgangsschnittstellen 27, 29, 31.

**[0075]** Die erste Bereitstellungseinheit 9 ist hier als Eingangsschnittstelle 9 ausgebildet und führt den Schritt Y des Verfahrens Z bzw. den Schritt U des Verfahrens V bzw. einen Teil des Schritts N des Verfahrens P durch. Dies bedeutet, sie stellt medizintechnische Bilddaten BD eines Hohlorgans, im ersten Verfahren Z und im zweiten Verfahren V mitsamt einer den Verlauf des Hohlorgans repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie VL bereit.

**[0076]** Die zweite Bereitstellungseinheit 13 dient der Durchführung des Schritts X des Verfahrens Z bzw. des Schritts T des Verfahrens V bzw. des zweiten Teils des Schritts N des Verfahrens P. Sie ist ebenfalls als Eingangsschnittstelle 13 ausgebildet und stellt im Betrieb eine Anzahl, insbesondere eine Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen KR einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation HR entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie VL bereit.

**[0077]** Die Entgegennahmeschnittstelle 15 bzw. Entgegennahmeeinheit 15 ist ausgebildet zur Entgegennahme einer Befehlseingabe BE zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation (im Rahmen des Schritts W des Verfahrens Z bzw. des Schritts M des Verfahrens P) und/oder der Hohlorgan-Verlaufslinie VL (im Rahmen des Schritts M Verfahrens Z).

**[0078]** Die Modifikationseinheit 17 dient zur Ausführung des Schritts H des Verfahrens Z und ist daher ausgebildet zur lokalen Modifikation der Kontur der Hohlorgan-Repräsentation HR auf Basis der Befehlseingabe BE unter Berücksichtigung einer vordefinierten Anzahl von der ausgewählten Kontur-Repräsentation mindestens einseitig entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie benachbarter Kontur-Repräsentationen mithilfe eines automatischen interpolierenden Sweep-Algorithmus. Die Modifikationseinheit 17 führt daher ein lokales Sweeping LS wie oben beschrieben durch.

**[0079]** Die Abweichungsermittlungseinheit 19 dient zusammen mit der Anpassungseinheit 23 der Durchführung der Schritte S und R des Verfahrens V: Dabei ermittelt die Abweichungsermittlungseinheit 19 einer Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie VL von Kontur-Mittelpunkten zweier benachbarter Kontur-Repräsentation

tionen und die Anpassungseinheit **23** passt die Hohlorgan-Verlaufslinie VL bei Überschreiten einer vorgegebenen maximal geduldeten Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie VL von den zwei Kontur-Mittelpunkten unter Zuhilfenahme der zwei Kontur-Mittelpunkte an.

**[0080]** Die Fitting-Einheit **21** und die Fusionierungseinheit **25** führen die Schritte L und K des Verfahrens P durch: Die Fitting-Einheit **21** fittet dabei ein geometrisches Objekt mit vordefinierter Form in die Bilddaten BD am Ort der ausgewählten Kontur-Repräsentation ein und die Fusionierungseinheit **25** fusioniert geometrische Informationen aus der Befehlseingabe BE der Entgegennahmeeinheit **15** und zum geometrischen Objekt aus der Fitting-Einheit **21** zur Bildung einer fusionierten modifizierten Kontur-Repräsentation anstatt der ausgewählten Kontur-Repräsentation.

**[0081]** Im Folgenden wird anhand von konkreten illustrativen Bilddaten und mithilfe von Formeln und Querverweisen auf die umfangreiche Literatur im Bereich der Segmentierung ein Ausführungsbeispiel eines Ablaufs der erfindungsgemäßen Verfahrensschritte bzw. -details unter Bezug auf besonders bevorzugte Ausführungs-details näher erläutert. Dabei wird von Zeit zu Zeit mithilfe von Querverweisen zwischen der bislang verwendeten Terminologie der vorliegenden Anmeldung (insbesondere der Ansprüche) und speziellen mathematischen Fachbegriffen im Ausführungsbeispiel hin- und hervewiesen. Aus Gründen der Lesbarkeit erfolgen diese Querverweise jedoch sporadisch; es wird vorausgesetzt, dass die Terminologie des Ausführungsbeispiels und die ihnen zugewiesene Terminologie der restlichen Anmeldung grundsätzlich synonym verwendbar sind, außer Gegenteiliges ist explizit erwähnt.

#### Hintergrund

**[0082]** Derzeit gängige Gefäßmodellierungsmethoden können grob in modellbasierte und modelllose Methoden kategorisiert werden.

**[0083]** Modelllose Methoden werden auch als implizite Methoden bezeichnet, denn sie basieren normalerweise auf generischen punktwolkenbasierten Interpolationstechniken und nutzen dazu implizite Indikatorfunktionen um Modelle zu interpolieren. Diese Methoden beschäftigen sich normalerweise mit der robusten Extraktion von Punktwolken aus binären Segmentierungsmasken, auf Basis derer sie in der Lage sind, auch feine Gefäße zu extrahieren. Um verlässliche Interpolationen zu generieren, benötigen diese Methoden ein dichtes Sampling und beinhalten in der Regel keine expliziten topologischen bzw. geometrischen Informationen über die zugrunde liegenden Gefäßstrukturen.

**[0084]** Dagegen basieren modellbasierte Methoden auf der röhrenförmigen Struktur von Gefäßsystemen und werden oft verwendet, um Verlaufslinien zu visualisieren. Viele dieser Techniken basieren auf expliziten Methoden der Mesh-Generierung, was normalerweise schnell durchführbar ist, jedoch auch dazu führt, dass Meshes einander an Gefäßverzweigungen überlappen. Für die computersimulierte Hämodynamik ist es jedoch notwendig, dass die zugrunde liegenden Modelle geschmeidig und frei von Selbstüberlappungen bzw. unerwünschten inneren Strukturen sind. Die Methode der impliziten Modellierung stellt inhärente Aufbaumechanismen bereit, um dieses Problem zu lösen und hat sich bereits erfolgreich bewährt bei der Generierung modellbasierter Gefäßmodelle.

#### Implizite Modellierung

**[0085]** Implizite Indikatorfunktionen stellen einen kompakten Ansatz dar, wie das Volumen und die Oberfläche eines Objekts in einem Skalarfeld  $d(x): \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$  beschrieben werden kann. Bei vorzeichenbehafteten Indikatorfunktionen wird die Oberfläche eines Objekts meist durch eine Nullniveaumenge definiert, also durch  $d(x) = 0$ , das Innere des Objekts durch  $d(x) < 0$  und das Äußere des Objekts durch  $d(x) > 0$ .

**[0086]** Konkret zeigt **Fig. 6** das Ausgangsszenario und das Endscenario eines solchen Prozesses: Eine Konturrepräsentation  $KR_1$  mit einer Anzahl von Konturpunkten  $KP_1$  auf einer Konturlinie  $KL_1$  wird in eine korrespondierende Konturrepräsentation  $KR_1'$  gewandelt, indem sie durch eine implizite Funktion repräsentiert wird. Die implizite Funktion lässt eine Differenzierung im Bild (rechts) zwischen dem Äußeren AU der Konturrepräsentation  $KR_1'$  und ihrem Inneren IN zu und weist weiterhin einen Übergangsbereich UE aus, in dessen Zentrum die Konturlinie  $KL_1$  mit ihren Konturpunkten  $KP_1$  liegt. Wie oben erwähnt, kann der Wert der impliziten Funktion für alle Konturpunkte  $KP_1$  auf der Konturlinie  $KL_1$  als 0 definiert werden, so dass das Innere IN immer einen Funktionswert der impliziten Funktion mit negativem Vorzeichen und das Äußere AU immer einen Funktionswert der impliziten Funktion mit positivem Vorzeichen aufweist.

**[0087]** Die implizite Modellierung basiert darauf, dass vorzeichenbehaftete Indikatorfunktionen einfach durch die Verwendung Boole'scher Operatoren kombiniert werden können um Vereinigungs- oder Schnittmengen zu definieren. Solche Boole'sche Operatoren umfassen in diesem Zusammenhang beispielsweise min- und max-Operatoren. Das Ergebnis der Kombination zweier vorzeichenbehafteter Indikatorfunktionen ist wiederum eine vorzeichenbehaftete Indikatorfunktion, die eine rekursive Anwendung von Operatoren erlaubt, um komplexe Objekte zu bilden. Dieser Prozess wird allgemein als "solid modeling" bezeichnet und ist einfach anwendbar.

#### Sweep-Objekte

**[0088]** Sogenannte Sweep-Objekte (Englisch: sweep objects) werden im Kontext der Erfindung als Formen definiert, die entstehen, wenn ein Objekt entlang einer Bewegungsbahn bewegt wird. Abhängig von der Anwendung kann nur die Oberfläche des resultierenden Sweep-Objekts (also die Sweep-Oberfläche) oder sein Volumen (also das Sweep-Volumen) oder beide von Interesse sein. Entsprechend gibt es zwei grundlegende damit verbundene Untersuchungsbereiche: Sweep-Volumen befassen sich mit der Bewegung dreidimensionaler Objekte im Raum während Sweep-Oberflächen meist dazu genutzt werden, zweidimensionale Formen zu beschreiben, die entlang einer Bewegungsbahn bewegt, also gesweept, werden.

**[0089]** Die Querschnittsinformation eines Gefäßes auf Basis der Gefäßverlaufslinie bietet Informationen über zweidimensionale Formen (die Kontur-Repräsentationen), die (einem Ort) der Hohlorgan-Verlaufslinie VL zugeordnet sind. Diese zweidimensionalen Formen können mithilfe der Sweep-Oberflächenmethode virtuell bewegt werden.

**[0090]** Fig. 7 zeigt den prinzipiellen Verlauf eines Sweeping-Verfahrens unter Bezugnahme auf zwei Kontur-Repräsentationen  $KR_2$ ,  $KR_3$ . Dabei wird die erste Kontur-Repräsentation  $KR_2$  mittels eines lokalen Sweepings LS in einer durch Pfeil angedeuteten Sweeping-Richtung unter Interpolation entlang einer Hohlorgan-Verlaufslinie VL bewegt. Die Mittelpunkte  $ZP_1$  der ersten Kontur-Repräsentation  $KR_2$  und  $ZP_2$  der zweiten Kontur-Repräsentation  $KR_3$  liegen auf der Hohlorgan-Verlaufslinie VL, so dass die Hohlorgan-Verlaufslinie VL eine Mittellinie VL ist. Aus dem lokalen Sweeping LS ergibt sich eine Außenkontur des Hohlorgans, die durch die beiden Konturlinien  $KI_o$ ,  $KI_u$  symbolisiert ist.

**[0091]** Bisherige Ansätze der Sweeping-Methode fokussierten entweder auf eine direkte Generierung resultierender Sweeps (d. h. Sweep-Objekte) im gegebenen Parameterbereich oder auf direkte Visualisierungen mithilfe einer Strahlverfolgung unter Zuhilfenahme analytischer Überschneidungstests. Dabei ist ein es wichtiges Problem, dass je nach Bewegungsbahn und je nach Form des bewegten Objekts – also der bewegten Formschablone, hier also der jeweiligen Kontur-Repräsentation – Überschneidungen relativ häufig auftreten können. Implizite Oberflächenbeschreibungen haben die Eigenschaft, dass volumetrische Boole'sche Operationen wie Verband- oder Überschneidungsbildungen einfach durchgeführt werden können. Diese Eigenschaft kann dafür genutzt werden, um inhärent Selbstüberschneidungen zu eliminieren, und zwar dadurch, dass implizite Funktionen als Sweep-Schablonen verwendet werden, d. h. dass die bewegten Objekte (hier also Kontur-Repräsentationen) durch implizite Funktionen repräsentiert werden.

**[0092]** Stammfunktionen zum impliziten Sweeping-Verfahren werden wie beschrieben definiert durch eine Sweep-Schablone und eine Bewegungsbahn, entlang derer die Sweep-Schablone bewegt wird. Im vorliegenden Falle entspricht wie anhand von Fig. 7 gezeigt die Bewegungsbahn der Hohlorgan-Verlaufslinie VL des Gefäßes, genauer: eines unverzweigten Gefäßsegments, wobei die Hohlorgan-Verlaufslinie VL durch eine Anzahl aufeinanderfolgender Punkte beschrieben werden kann, die (im Falle einer Mittellinie) im Mittelpunkt des Gefäßes liegen. Die damit korrespondierenden Gefäßkonturen, d. h. Kontur-Repräsentationen, werden dabei durch eine Anzahl koplanarer Punkte repräsentiert, die auf der Gefäßoberfläche in der korrespondierenden Ebene liegen und die ein geschlossenes Polygon definieren.

**[0093]** Um eine implizite Beschreibung eines Gefäßbaums zu kreieren werden drei Schritte durchgeführt: Zunächst werden alle Gefäßkonturen, d. h. Kontur-Repräsentationen in implizite zweidimensionale Sweep-Schablonen umgewandelt. Dann wird die Verlaufslinie des Gefäßes dazu benutzt, um die Sweep-Oberfläche jedes Einzelgefäßes eines Gefäßbaums zu berechnen. Zuletzt werden die Einzelgefäße geschmeidig miteinander geblendet (d. h. gemischt), um den kompletten Gefäßbaum zu bilden.

#### Implizite Sweep-Schablonen

**[0094]** Es gibt zahlreiche Methoden um implizite Beschreibungen eines Objekts aus einem Polygon zu generieren. Um interaktive Echtzeit-Applikationen zu ermöglichen, wird bevorzugt, im Vorhinein rasterisierte

implizite Kontur-Repräsentationen zu berechnen. Während der Evaluierung des darauffolgenden impliziten Sweepings können diese im Vorhinein berechneten Bilder als implizite Sweep-Schablonen verwendet, wodurch Distanzberechnungen im Einsatzbereich der Sweep-Schablonen nicht mehr als nur ein einfaches und schnelles Bildnachschieben umfassen, also eine Art "cache"-Strategie. Um Treppeneffekte zu vermeiden, können beim Zugriff auf die Sweep-Schablonen-Bilder standardmäßige lineare Filtermethoden verwendet werden.

**[0095]** Catmull-Rom Splines stellen eine oft verwendete Gruppe von kubischen Hermite-Interpolanten dar (vgl. hierzu insbesondere Tony D. DeRose/Brian A. Barsky: „Geometric continuity, shape parameters, and geometric constructions for Catmull-Rom splines“, in: ACM Transactions on Graphics (TOG), Band 7; Ausgabe 1, Jan. 1988, Seiten 1–41, doi:10.1145/42188.42265. Sie werden hier für mehrere Interpolationsaufgaben verwendet, da sie einfach konstruierbar sind. Ein näherungsweise bogenförmiger längenparametrisierter Catmull-Rom Spline, der eine fortlaufende Liste von Punkten  $p_i$ ,  $i = 0 \dots n$  interpoliert, ist definiert als

$$CR_{p_i}^{\tau}(t) = \begin{pmatrix} 1 \\ u \\ u^2 \\ u^3 \end{pmatrix}^T \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\tau & 0 & \tau & 0 \\ 2\tau & \tau-3 & 3-2\tau & -\tau \\ -\tau & 2-\tau & \tau-2 & \tau \end{pmatrix} \begin{pmatrix} p_{i-1} \\ p_i \\ p_i \\ p_{i+2} \end{pmatrix}$$

$$u = \frac{t - t_i}{t_{i+1} - t_i}$$

wobei  $t_i = t_{i-1} + |P_i - p_{i-1}|$  und  $t_0 = 0$  die Approximation der Bogenlänge ausweist. Für jedes Intervall  $[t_i, t_{i+1}]$  wird der Spline durch eine lokale Bezierkurve definiert, die bei  $P_i$  beginnt und bei  $P_{i+1}$  endet. Der benutzerseitig einstellbare Parameterwert  $\tau \in [0, 1]$  weist die sogenannte "Spannung" aus, gleichbedeutend damit wie "gebogen" der Spline in diesem Bereich ist.

**[0096]** Um effizient Formschablonen (also Sweep-Schablonen) zu generieren, wird in einem ersten Schritt ein geschlossener Catmull-Rom Spline

$$CR_{o_i}^{0,7}(t)$$

konstruiert, der Kontur-Repräsentationen interpoliert. Um diese parametrisierte Kurve in eine implizite Beschreibung zu konvertieren wird der Spline adaptiv unterteilt und das resultierende Polygon wird in ein Bild mit anpassbarer Auflösung rasterisiert. Dem folgt die Nutzung eines nicht vorzeichenbehafteten Distanztransformationsalgorithmus, woraus ein diskretes Distanzfeld resultiert. Um dieses in ein vorzeichenbehaftetes Distanzfeld zu konvertieren, wird ein modifizierter Scanlinienalgorithmus verwendet, der das unterteilte Polygon nutzt und das Vorzeichen der Distanzwerte innerhalb des Objekts umdreht.

**[0097]** Diese Methode ist sehr schnell, und die Qualität der resultierenden Distanzfelder wird vor allem durch die Auswahl des Distanztransformationsalgorithmus und durch die Rasterauflösung bestimmt. Die diskreten Distanzschablonen, die mit diesem Ansatz generiert werden, sind ab einer gewissen Distanz von der Kontur außen abgeschnitten, doch nachdem das Hauptinteresse der Erfindung der Oberfläche und dem Inneren des im Endeffekt resultierenden Sweep-Objekts gilt, sind weiter vom Objekt entfernte Regionen des Distanzfelds ohnehin von geringerem Interesse.

**[0098]** Um die Leistung zu erhöhen, kann die Generierung der Schablonen seriell-parallel erfolgen, indem man sie auf verfügbare Recheneinheiten verteilt.

#### Definition eines impliziten Sweep-Objekts

**[0099]** In einem nächsten Schritt wird eine implizite Indikatorfunktion  $B(P)$  aus einer durch die Hohlorgan-Verlaufslinie VL bestimmten Bewegungsbahn mit zugeordneten Sweep-Schablonen berechnet. Die Oberfläche eines Gefäßasts kann durch den Nullniveau-Satz  $B(P) = 0$  beschrieben werden, das Innere des Gefäßes als negative Regionen mit  $B(P) < 0$ .

**[0100]**  $F: I \rightarrow \mathbb{R}^3$  ist eine geschmeidige parametrische Kurve, die gesampelte Verlaufslinienpositionen  $F_i$  bei Parameterwerten  $t_i$  interpoliert. Dabei gilt:

$$F(t) = (f_x(t), f_y(t), f_z(t))$$

**[0101]** Um die Sweep-Oberfläche des Gefäßes zu definieren, wird ein affines Mapping  $W: |^3 \rightarrow |^3$  benötigt, das Positionen aus dem Parameterfeld der Kurve in den eingeschlossenen Raum transformiert und andersherum. Im Folgenden wird das Parameterfeld als Tangentialraum (tangent space) bezeichnet und der eingeschlossene Raum als Welt-Raum (world space). Dabei kann der Tangentialraum durch Nutzung von Frenet-Rahmen definiert werden, die eine orthonormale Basis für jeden Kurvenparameter  $t$  definieren:

$$F^t(t) = \frac{F'(t)}{\|F'(t)\|}$$

$$F^n(t) = \frac{F''(t)}{\|F''(t)\|}$$

$$F^b(t) = F^t(t) \times F^n(t)$$

wobei  $F^t$  die Tangentenfunktion ist und die Normalfunktion  $F^n$  und die binormale Funktion  $F^b$  eine Ebene parametrisieren, die immer orthogonal zur Hohlorgan-Verlaufslinie VL liegt. Die durch  $F^t$ ,  $F^n$  und  $F^b$  definierte Basis erlaubt es, das Mapping  $W$  zu definieren, das Tangentialraumpunkte  $P' = (P_t, P_n, P_b)$  in Welt-Raum-Punkte  $P = (P_x, P_y, P_z)$  für jeden gegebenen Kurvenparameter  $t$  transformiert.

$$(P_x, P_y, P_z) = W_t(P_t, P_n, P_b) = F(P_t) + P_n \cdot F^n(P_t) + P_b \cdot F^b(P_t)$$

**[0102]** Um gekrümmte Hohlorgan-Verlaufslinien VL zu beschreiben, kann  $F(t)$  durch Nutzung eines Catmull-Rom Splines

$$CR_{O_i}^{0,7}(t)$$

definiert werden, der gesampelte Verlaufslinienpositionen  $F_i$  interpoliert. Jede Welt-Raum-Position kann auf mehrere Positionen im Tangentialraum gemappt werden. Dies bedeutet zunächst, dass je nach Krümmung der Bewegungsbahn (d. h. der Hohlorgan-Verlaufslinie VL) und je nach Ausdehnung der verwendeten Sweep-Schablonen lokale Selbstüberlappungen entstehen können. Aufgrund der impliziten Definition beim Sweeping können diese Selbstüberlappungen jedoch einfach dadurch gelöst werden, dass man einen Boole'schen Verbandsbildungsoperator verwendet.

**[0103]** Um  $W^{-1}$  für einen Punkt  $P$  im Welt-Raum zu bestimmen, müssen alle Parameterwerte  $t$  bestimmt werden, die eine Projektion von  $P$  auf  $F(t)$  in der Ebene erlauben, die durch  $F(t)$  bestimmt wird. Das entgegengesetzte Mapping  $W^{-1}$  sieht daher wie folgt aus:

$$W^{-1}(P_x, P_y, P_z) = \{W_t^{-1}(P_x, P_y, P_z) | ((P_x, P_y, P_z) - F(t)) \cdot F^t(t) = 0\}$$

**[0104]** Die Berechnung der projektierbaren Parameter  $t$  ist abhängig von den Graden der Polynome, die genutzt wurden um  $F$  und  $F^n$  zu beschreiben. Bei kubischen polynomialen Interpolationen, wie dies hier bevorzugt der Fall ist, müssen die Nullstellen eines Polynoms fünften Grades berechnet werden. Diese Wurzelfindung wird individuell für jedes lokale Bezierkurvensegment des betreffenden Catmull-Rom Splines durchgeführt. Sobald die Kurvenparameter  $t$  für einen bestimmten Punkt  $(P_x, P_y, P_z)$  im Welt-Raum ermittelt worden sind, kann dieser Punkt auf alle korrespondierenden Positionen im Tangentialraum gemappt, das implizite Sweeping evaluiert und die impliziten Werte unter Nutzung des Verbandsbildungsooperators gebildet werden.

$$B(P_x, P_y, P_z) = \min_{ii} \{B \cdot (W^{-1}(p_x, p_y, p_z))\}$$

**[0105]** Da Sweep-Schablonen oftmals bei bestimmten Kurvenparametern  $t$  spärlich vorhanden sind, kann eine Interpolationsmethode notwendig sein, die das Sweeping über Zwischenpositionen führt. Bei Tangentialraumpunkten korrespondiert die  $P_t$ -Koordinate direkt mit dem Kurvenparameter  $t$ , woraus sich ein Stapelaufbau der Sweep-Schablonen ergibt.

**[0106]** Diese Konstellation erlaubt eine direkte Interpolation zwischen Sweep-Schablonen. Um die Distanzfeldschablonen zu blenden, werden die bereits oben erwähnten Catmull-Rom Splines

$$CR_{O_i}^{0,7}(t)$$

verwendet, wobei  $T_i = T_i(P_n, P_b)$  die Werte sind, die aus der impliziten Sweep-Schablone gesampelt sind, die mit dem Parameterwert  $t_i$  verknüpft sind. Der implizite Distanzwert für einen Punkt  $P = (P_t, P_n, P_b)$  im Tangentialraum ist daher wie folgt definiert:

$$B'(P_t, P_n, P_b) = CR_{T_i}^{0,7}(P_t)$$

**[0107] Fig. 8** zeigt einen Vergleich zwischen Sweeping-Ergebnissen einer linearen Sweep-Interpolation (Mitte) und einer Interpolation auf Basis eines Catmull-Rom Splines (rechts). Ausgehend von einer Anzahl bekannter Kontur-Repräsentationen  $KR$  entlang einer Hohlorgan-Verlaufslinie  $VL$  (links) wurde auf Basis des erstgenannten Verfahrens eine erste Hohlorgan-Repräsentation  $HR_a$  und auf Basis des zweitgenannten Verfahrens eine zweite Hohlorgan-Repräsentation  $HR_b$  generiert. Während die erste Hohlorgan-Repräsentation  $HR_a$  gewisse, mit Pfeilen angedeutete Ecken aufweist, die die zugrundeliegende organische Struktur nur schlecht abbilden, ist die zweite Hohlorgan-Repräsentation  $HR_b$  erheblich geschmeidiger und repräsentiert das Hohlorgan damit auch deutlich besser. Diese FIG unterstreicht damit die Verbesserung der Modellierungsqualität unter Nutzung von Catmull-Rom Splines.

**[0108] Fig. 9** zeigt einen kompletten Gefäßbaum einer Blutgefäßstruktur in Form einer Hohlorgan-Repräsentation  $HR_c$ , wie er mithilfe der zuvor beschriebenen Modellierungsalgorithmen abgebildet werden kann. Neben der räumlichen Ausbreitung des Gefäßbaums ist auch erkennbar und angezeigt, in welcher Fließrichtung  $FL$  das Blut in das System hinein und dann weiter fließt.

#### Robustes Schablonen-Blending

**[0109]** Interpolationen vorzeichenbehafteter Distanzfelder müssen generell mit Vorsicht behandelt werden. Probleme treten beispielsweise dann auf, wenn der (negative) innere Bereich von benachbarten Sweep-Schablonen nicht entlang einer Linie liegt. Dies kann beispielsweise sogar zu dem Extremfall führen, dass das jeweilige Innere von zwei benachbarten Sweep-Schablonen sich mit dem anderen überhaupt nicht überlappt, wie in **Fig. 10** gezeigt.

**[0110]** Wenn die Distanzfelder dann während des Sweep-Vorganges interpoliert werden, hat das resultierende Volumen, d. h. die resultierende Hohlorgan-Repräsentation, zwei voneinander getrennte Regionen (**Fig. 10** linke Seite, rechte Darstellung), da zwischen ihnen Bereiche liegen, die aufgrund der impliziten Funktionen beider Sweep-Schablonen – hier der benachbarten Kontur-Repräsentationen  $KR_6$  (unten) und  $KR_5$  (oben) – allesamt einen positiven Wert aufweisen (vgl. linke Seite, linke Darstellung). Es ist weiterhin erkennbar, dass die Hohlorgan-Verlaufslinie  $VL$  jeweils nicht mittig durch die beiden Kontur-Repräsentationen  $KR_5$ ,  $KR_6$  verläuft. In diesem Sonderfall verläuft die Hohlorgan-Verlaufslinie  $VL$  aufgrund des (hier seitlichen) Versatzes der beiden Kontur-Repräsentationen  $KR_5$ ,  $KR_6$  genau durch deren jeweilige Begrenzungslinien.

**[0111]** In Fällen, in denen sich das Innere beider benachbarter Sweep-Schablonen zumindest partiell überlappt, kann das Volumen normalerweise durch entsprechende Sweep-Algorithmen verbunden werden, da die interpolierten Sweep-Schablonen negative, miteinander verbindbare Regionen enthalten. Auch hier besteht jedoch eine Gefahr, nämlich, dass diese negativen, miteinander verbindbaren Regionen aus einer nur geringfügigen Überlappung so klein dimensioniert sein können, dass Volumenartefakte entstehen können, die in der Folge fälschlicherweise beispielsweise als Stenosen interpretiert werden könnten. Bei gut ermittelten Hohlorgan-Verlaufslinien  $VL$ , insbesondere gut definierten Mittellinien als Hohlorgan-Verlaufslinien  $VL$ , dürfte sich dieses Problem an sich nicht ergeben: In einem solchen Fall kann davon ausgegangen werden, dass die Mittellinie tatsächlich immer durch die Gefäßmitte verläuft und daher derlei Artefakte verhindert. Bei pathologischen Fällen, größeren Gefäßverkalkungen oder geräuschreichen volumetrischen Bilddatensätzen niedriger Auflösung liefern automatische Segmentierungsalgorithmen allerdings häufig inkonsistente Gefäßmodelle, in denen die Gefäßkonturen (d. h. auch die Kontur-Repräsentationen) nur in geringerer Anzahl vorhanden sind und in denen auch die Mittellinien nicht immer ausreichend präzise sind.

**[0112]** Um solche Konstellationen inhärent zu einem zufriedenstellenden Ergebnis zu bringen, wird im Rahmen der Erfindung (dies bezieht sich insbesondere auf den ersten oben erwähnten zusätzlichen Aspekt der Erfindung) eine Spline-basierte Blending-Technik angewandt, die die Sweep-Schablonen (vorzugsweise im Tangentialraum) miteinander in Verbindung bringt. Dabei wird nicht entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie  $VL$  blendet, wie auf der linken Seite von **Fig. 10** gezeigt, sondern entlang eines zusätzlichen Catmull-Rom Splines

wie auf der rechten Seite der **Fig. 10** dargestellt. Dieser Spline ist so konstruiert, dass er durch die Kontur-Mittelpunkte  $ZP_1, ZP_2$  der beiden benachbarten Kontur-Repräsentationen  $KR_5, KR_6$  (vorzugsweise im Tangentialraum) verläuft. Diese Technik erhöht die Robustheit der Modellbildung erheblich in den oben genannten Fällen.

**[0113]** Zur Vorgehensweise im Einzelnen wird noch einmal auf die rechte Seite der **Fig. 10** eingegangen: Zu jeder der benachbarten Kontur-Repräsentationen  $KR_5, KR_6$  wird ein korrespondierender Kontur-Mittelpunkt  $ZP_1, ZP_2$  ermittelt, bevorzugt der Schwerpunkt der jeweiligen Kontur-Repräsentation  $KR_5, KR_6$ .

**[0114]** Weicht die Hohlorgan-Verlaufslinie VL von mindestens einem der Kontur-Mittelpunkte  $ZP_1, ZP_2$  so weit ab, dass der Abweichungswert größer ist als der einer maximal geduldeten Abweichung, so wird die Hohlorgan-Verlaufslinie VL so modifiziert, dass eine modifizierte Hohlorgan-Verlaufslinie  $VL_{mod}$  resultiert, die hier durch die beiden Kontur-Mittelpunkte  $ZP_1, ZP_2$  verläuft. Hieraus entsteht eine im Vergleich zur ursprünglich generierten Hohlorgan-Repräsentation  $HR_h$  modifizierte Hohlorgan-Repräsentation  $HR_h'$ .

#### Verbindung (Blending) von Gefäßästen

**[0115]** Um ganze Gefäßbäume zu modellieren, müssen die zuvor konstruierten einzelnen impliziten Äste zusammengeführt werden, um eine globale implizite Indikatorfunktion zu formen. Um dabei eine Zusammenführung mit geschmeidigen Übergängen an Verästelungspunkten wird eine Erweiterung der sogenannten Wyvill-Feldfunktion verwendet:

$$F_{wyvill}(x) = (1 - x^2)^3; | \rightarrow [0, 1]$$

**[0116]** Damit wird ein Pseudo-Distanzfeld eines einzelnen Gefäßasts im Verhältnis zu einem Potenzialfeld gemappt. Im Gegensatz zur obigen Formen, generiert die hier genutzte Feldfunktion  $f_w(x); | \rightarrow [-1, 0]$  Felder die innerhalb von Objekten (also den Kontur-Repräsentationen) negativ sind. Damit können durchgängig min-Operatoren verwendet werden, um Vereinigungsvolumen zu bilden:

$$f_w(x) = \begin{cases} -1 & x < -w \\ -f_{wyvill}\left(\frac{x}{2w}\right) + f_{wyvill}^{-1}(0.5) \dots & -w \leq x \leq w \\ 0 & x > w \end{cases}$$

**[0117]** In dieser Formel erlaubt  $w$  die Anpassung wie schnell  $f_w$  innerhalb des Objekts auf  $-1$  fällt und auf  $0$  von außerhalb des Objekts. Damit repräsentiert  $w$  also den Blending-Bereich des beschriebenen Felds. während Distanzfelder im Allgemeinen prinzipiell für beliebig weit entfernte Punkte Werte ungleich Null liefern und die Objektoberfläche durch die Null-Niveaumenge definiert ist, ist  $f_w$  nur in der Nachbarschaft und innerhalb des Objekts ungleich Null und die Oberfläche ist durch die Niveaumenge  $-0.5$  definiert.

**[0118]** Eine umfangreiche Auswahl an Blending-Operatoren kann verwendet werden, um geschmeidige Übergänge zwischen Feldern zu erzielen.

#### Interaktive Modellkorrektur

**[0119]** Der hier als Beispiel vorgestellte Interaktionsrahmen zur Modellkorrektur, d. h. zur Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation nutzt beispielsweise Dreiecks-Meshes, um ein gerade aktuelles Gefäßmodell zu visualisieren. Zusätzlich kann ein Volumendatensatz geladen werden, um die Segmentierung in überlagerten Renderings abzugleichen bzw. sie so zu verifizieren. So bieten zum Beispiel Computertomographie-Angiographie-Bilddaten eine kontrastmittelunterstützte Ansicht von patientenspezifischen Gefäßstrukturen, so dass sich solche Bilddaten besonders gut zur Gefäßmodellierung eignen. Wenn ein Benutzer auf einen beliebigen Punkt auf einem dreidimensionalen Mesh in solchen aufbereiteten Bilddaten klickt, wird ihm eine damit verknüpfte MPR-Ansicht (multiplanare Reformation) angezeigt. Damit kann er den örtlichen Gefäßquerschnitt im derzeit aktuellen Gefäßmodell als Overlay über das Originalbild angezeigt bekommen. Dies ist auf der ersten Abbildung (von links) von **Fig. 13** gezeigt. Mithilfe des Hausrads kann der Benutzer auf und ab durch den jeweiligen Gefäßast (entlang der Gefäßquerschnitte) navigieren, um einen schnellen Überblick über das aktuelle Gefäßmodell zu gewinnen. Wenn gewünscht, kann zusätzlich ein sogenanntes "Snapping feature" ("Einschnapp-Funktion") aktiviert werden, bei dem die jeweilige Ansicht sich automatisch so einstellt, dass die naheliegendste Kontur des jeweiligen Blutgefäßes im Bild sind.



**[0120]** Wenn der Benutzer mit dem Gefäßmodell an einer bestimmten Position unzufrieden ist, kann er eine korrigierte Kontur in die MPR-Ansicht einzeichnen um dann – mithilfe des schnellen, erfindungsgemäßen lokalen Sweeping-Verfahrens – ein geändertes komplettes Gefäßmodell präsentiert zu bekommen. Wenn dabei bereits eine Kontur-Repräsentation vorhanden war, wird sie ersetzt, wenn nicht, wird eine neue Kontur-Repräsentation eingefügt, und wenn eine Kontur-Repräsentation vom Benutzer gelöscht wird, so wird sie aus dem Gefäßmodell entfernt.

**[0121]** Fig. 12 zeigt beispielhaft ein solches lokales Sweeping LS im Bild: Die (ursprüngliche) Hohlorgan-Repräsentation  $HR_e$  eines Hohlorgans **1** weist eine Vielzahl von Kontur-Repräsentationen  $KR_{anf}$ ,  $KR_a$ ,  $KR_b$ ,  $KR_c$ ,  $KR_d$ ,  $KR_4$ ,  $KR_e$ ,  $KR_f$ ,  $KR_g$ ,  $KR_h$ ,  $KR_{end}$  auf. Dabei liegen an beiden Enden der Hohlorgan-Repräsentation  $HR_e$  Endkontur-Repräsentationen  $KR_{anf}$ ,  $KR_{end}$ . Im vorliegenden Falle, bei dem eine ausgewählte Kontur-Repräsentation  $KR_4$  modifiziert, nämlich durch eine modifizierte Kontur-Repräsentation  $KR_4'$  ersetzt (hier: verengt) wird, ergibt sich durch das lokale Sweeping (vgl. rechte Seite in der FIG) lediglich noch eine geringfügige Verengung in den beiden direkt angrenzenden Kontur-Repräsentationen, aber nicht darüber hinaus. Prinzip des lokalen Sweepings ist es auf jeden Fall, dass niemals beide Endkontur-Repräsentationen  $KR_{anf}$ ,  $KR_{end}$  beim Sweeping berücksichtigt und/oder modifiziert werden.

#### Segmentbasiertes Culling

**[0122]** Um ein Mesh für die Visualisierung zu generieren, können implizite Polygonisierer wie zum Beispiel Marching Cubesbasierte Algorithmen eingesetzt werden um den impliziten Sweep  $V$  an (vielen) Welt-Raum-Positionen  $P = (P_x, P_y, P_z)$  zu evaluieren. Bei jeder Evaluation von  $V$  werden, wie oben beschrieben bevorzugt, alle potenziellen Projektionen zu Hohlorgan-Verlaufslinien VL berechnet. Dieser Schritt ist rechnerisch sehr teuer, denn wie oben beschrieben müssen dabei alle Wurzeln eines fünfgradigen Polynoms gefunden werden. Um die Berechnungen zu lokalisieren kann eine sogenannte Culling-Strategie benutzt werden, die auf axenparallel angeordneten Bounding Boxes basiert (axis aligned bounding boxes – AABBs). Hierfür wird bevorzugt der Catmull-Rom Spline der Hohlorgan-Verlaufslinie VL stückweise in seine einzelnen kubischen Bezier-Kurvensegmente unterteilt, für die dann AABBs berechnet werden. Da a priori nur ein eingeschränktes Wissen über die bestehende Oberfläche vorliegt, die zu einem einzelnen Bezier-Segment gehört werden hierfür konservative Abschätzungen für jedes Segment wie folgt heuristisch bestimmt.

**[0123]** Aufgrund der konvexen Hull-Eigenschaften von Bezierkurven kann man das lokale Kontrollpolygon (d. h. die lokal vorliegende Kontur-Repräsentation) dazu verwenden, das Hohlorgan-Verlaufslinien-Segment zu beschränken. Zusätzlich kann ein längster Abstand von einer Hohlorgan-Verlaufslinienposition zu einer korrespondierenden Gefäßkontur bestimmt werden.

**[0124]** Eine AABB, die also alle lokalen Konturpunkte einschließt und zusätzlich für jeden der Konturpunkte einen Bereich einschließt, der in jede Richtung mindestens so groß ist wie der maximal vorhandene Gefäßradius, kann als sichere Abschätzung für die maximale Ausdehnung des lokalen Segments herangezogen werden.

**[0125]** Fig. 11 zeigt die Bestimmung der Grenzen eines Bezier-Segments Bez. Dabei wird das AABB seiner Kontrollpunkte berechnet und solange erweitert, bis es maximal die maximalen Distanzen, d. h. Radii  $D_{prev}^{max}$ ,  $D_{next}^{max}$  zweier benachbarter Kontur-Repräsentationen  $KR_j$ ,  $KR_k$  aus einer Reihe von Kontur-Repräsentationen  $KR_1$ ,  $KR_2$ ,  $KR_3$ ,  $KR_4$ ,  $KR_5$ ,  $KR_6$ ,  $KR_7$ ,  $KR_8$ ,  $KR_9$ ,  $KR_{10}$  aufweist. Da die Punkte auf der Hohlorgan-Verlaufslinie nicht alle mit einer Kontur-Repräsentation verknüpft sein müssen, beziehen sich  $D_{prev}^{max}$  und  $D_{next}^{max}$  hier jeweils auf die nächstliegenden, das heißt benachbarten bekannte (d. h. nicht-leeren) Kontur-Repräsentationen und ihrer jeweiligen Mittelpunkte auf der Hohlorgan-Verlaufslinie. Die AABBs, die so berechnet wurden, beschreiben eine worst-case Approximation für die Grenzen eines Bezier-Segments. Da die lokalen kubischen Hohlorgan-Verlaufslinienkurven auch sehr komplexe Konstellationen zu berücksichtigen erlauben, wurde diese konservative, aber sichere Grenzbestimmungstechnik im Beispiel ausgewählt. Da der verwendete Blending-Operator den Einfluss lokaler Segmente erhöht, kann es vorkommen, dass die AABBs sogar noch eine zusätzlich vergrößerte Ausbreitung benötigen, der proportional zur Blending-Gewichtung ist. Um schnelle lokale Abfragen in den Bilddaten zu ermöglichen, kann zuletzt ein Octree für die Segment-AABBs berechnet werden, wie er auf den beiden rechten Abbildungen in Fig. 13 gezeigt ist. Dieser Octree kann bei einer Re-Evaluation des Gefäßmodells dazu genutzt werden, ein lokales Subset von Hohlorgan-Verlaufsliniensegmenten zusammenzufassen, das bei der Änderung eines Punkts im Gefäßmodell berücksichtigt werden muss.

## Oberflächenextraktion

**[0126]** Um während einer interaktiven Sitzung effektiv Visualisierungen zu generieren kann ein ausbreitungs-basierter Marching Cubes Algorithmus verwendet werden, der Mesh-Approximierungen des dahinterliegenden Modells nutzt.

## Lokale Modelmodifikationen

**[0127]** Es ist das Ziel, während einer Benutzerinteraktion zur Modifikation des Gefäßmodells möglichst zügig upgedatete Visualisierungen des Gefäßmodells zu generieren. Dies ist der Hintergrund für die oben erwähnte lokale Vorgehensweise beim Sweeping. Wenn ein Benutzer also eine Kontur-Repräsentation löscht, ändert oder neu einfügt, wird die Modifikation lokal begrenzt auf die zuvor generierten betroffenen AABBs, basierend auf der Interpolationsmethode auf Basis des Catmull-Rom Splines. Wenn sich eine implizite Schablone verändert, können potenziell zwei benachbarte Segmente ihr Aussehen verändern. Das Gefäßmodell kann während einer Modifikation anwachsen oder kleiner werden. Daher wird ein AABB kreiert, das die betroffenen Segmente eingrenzt, und dann die Modellbeschreibung mit der neuen Kontur-Repräsentation eingefügt. Dann wird ein weiteres AABB für die betroffenen Segmente kreiert und die beiden AABBs miteinander vereinigt, so dass neue, modifizierte Grenzen entstehen. Diese Schritte sind in den beiden linken Abbildungen von **Fig. 13** dargestellt. Um dann ein upgedatetes Oberflächen-Mesh zu kreieren, ist es ausreichend, die Oberfläche ausschließlich innerhalb der neuen modifizierten Grenzen neu zu berechnen. Dazu werden zunächst die vorherigen Auswertungen der globalen Distanzfunktion, die im Marching Cubes-Volumen innerhalb der modifizierten Grenzen liegen, gelöscht. Dabei werden alle Marching Cubes-Zellen, die aktuell von der Oberfläche geschnitten werden und direkt außerhalb der modifizierten Grenzen liegen, markiert. Diese Zellen sind ideale Einstiegspunkte für eine erneute Nachberechnung des geänderten Bereiches (innerhalb der modifizierten Grenzen). Da garantiert ist, dass die Oberfläche des Hohlorgans auch nach der Änderung durch sie verläuft sind, können sie direkt als Startpunkte für eine lokale Neuberechnung mittels eines ausbreitungs-basierten Marching Cubes-Verfahrens verwendet werden.

**[0128]** Anhand von **Fig. 13** kann außerdem beschrieben werden, wie gemäß des zweiten zusätzliche Aspekts der Erfindung eine (beispielsweise benutzerdefinierte, aber auch automatisierte) Modifikation von Kontur-Repräsentationen vonstattengehen kann: Eine ausgewählte Kontur-Repräsentation  $KR_4$  der betreffenden Hohlorgan-Repräsentation  $HR_g$  wurde auf Basis einer (rechner-basierten und/oder bevorzugt benutzerbefehls-basierten) Befehlseingabe BE modifiziert, so wie es in der ganz linken Abbildung dargestellt ist. Zusätzlich zur Befehlseingabe BE wird ein geometrisches Objekt mit vordefinierter Form verwendet und mit den geometrischen Informationen der geänderten Kontur-Repräsentation  $KR_4$  fusioniert, so dass sich hieraus eine fusionierte modifizierte Kontur-Repräsentation  $KR_4'$  (zweite Abbildung von links) anstatt der ausgewählten Kontur-Repräsentation  $KR_4$  ergibt, welche modifizierte Kontur-Repräsentation  $KR_4'$  in der Folge weiterverwendet wird. Wie unschwer in der zweiten Abbildung von links erkennbar ist, ist durch das Einfitten und anschließendes Fusionieren der geometrischen FIG – hier eines Kreises, der die hier bereichsweise vorliegende im Wesentlichen kreisrunde Querschnittsform des Hohlorgans recht gut wiedergibt – eine verbesserte Annäherung an die tatsächlich zu erwartende Form des Hohlorgans erzielt worden.

## Versuchsergebnisse

**[0129]** Versuche mit der erfindungs-basierten Modellierung bzw. Modellmodifikation haben Folgendes ergeben: während das komplette Anfangsmodell im Sweeping-Verfahren in ungefähr 2,5 bis 4,5 Sekunden generiert wird, dauert eine lokale Modifikation mit einem lokalen Sweeping gemäß der Erfindung weniger als 0,5 Sekunden, ist also schnell genug, um praktisch instantan einem Benutzer angezeigt werden zu können.

**[0130]** Es wird abschließend noch einmal darauf hingewiesen, dass es sich bei dem vorhergehend detailliert beschriebenen Verfahren sowie bei den dargestellten Vorrichtungen lediglich um Ausführungsbeispiele handelt, welche vom Fachmann in verschiedenster Weise modifiziert werden können, ohne den Bereich der Erfindung zu verlassen. Weiterhin schließt die Verwendung der unbestimmten Artikel „ein“ bzw. „eine“ nicht aus, dass die betreffenden Merkmale auch mehrfach vorhanden sein können.

## ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

*Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.*

### Zitierte Nicht-Patentliteratur

- Ryan Schmidt/Brian Wyvill: „Generalized Sweep Templates for Implicit Modeling“, in: GRAPHITE '05 Proceedings of the 3rd International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques in Australia and South East Asia, Seiten 187–196, New York, 2005, doi:10.1145/1101389.1101428 [0006]
- Tony D. DeRose/Brian A. Barsky: „Geometric continuity, shape parameters, and geometric constructions for Catmull-Rom splines“, in: ACM Transactions on Graphics (TOG), Band 7; Ausgabe 1, Jan. 1988, Seiten 1–41, doi: 10.1145/42188.42265 [0095]

## Patentansprüche

1. Verfahren (Z) zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation (HR, HR<sub>a</sub>, HR<sub>b</sub>, HR<sub>c</sub>, HR<sub>d</sub>, HR<sub>e</sub>, HR<sub>e</sub>', HR<sub>g</sub>, HR<sub>g</sub>') auf Basis medizintechnischer Bilddaten (BD) eines Hohlorgans (1) mit folgenden Schritten:

a) Bereitstellung (Y) der medizintechnischen Bilddaten (BD) mitsamt einer den Verlauf des Hohlorgans (1) repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie (VL),

b) Bereitstellung (X) einer Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen (KR, KR<sub>1</sub>, KR<sub>1</sub>', KR<sub>2</sub>, KR<sub>3</sub>, KR<sub>4</sub>, KR<sub>4</sub>', KR<sub>5</sub>, KR<sub>6</sub>, KR<sub>anf</sub>, KR<sub>a</sub>, KR<sub>b</sub>, KR<sub>c</sub>, KR<sub>d</sub>, KR<sub>e</sub>, KR<sub>f</sub>, KR<sub>g</sub>, KR<sub>h</sub>, KR<sub>i</sub>, KR<sub>j</sub>, KR<sub>k</sub>, KR<sub>l</sub>, KR<sub>m</sub>, KR<sub>end</sub>) einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation (HR, HR<sub>a</sub>, HR<sub>b</sub>, HR<sub>c</sub>, HR<sub>d</sub>, HR<sub>e</sub>, HR<sub>e</sub>', HR<sub>g</sub>, HR<sub>g</sub>') entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL),

c) Entgegennahme (W) einer Befehlseingabe (BE) zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation (KR<sub>2</sub>, KR<sub>4</sub>) und/oder der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL),

d) lokale Modifikation (H) der Kontur der Hohlorgan-Repräsentation (HR, HR<sub>a</sub>, HR<sub>b</sub>, HR<sub>c</sub>, HR<sub>d</sub>, HR<sub>e</sub>, HR<sub>e</sub>', HR<sub>g</sub>, HR<sub>g</sub>') auf Basis der Befehlseingabe (BE) unter Berücksichtigung einer vordefinierten Anzahl von der ausgewählten Kontur-Repräsentation (KR<sub>2</sub>, KR<sub>4</sub>) mindestens einseitig entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) benachbarter Kontur-Repräsentationen (KR<sub>3</sub>, KR<sub>anf</sub>, KR<sub>a</sub>, KR<sub>b</sub>, KR<sub>c</sub>, KR<sub>d</sub>, KR<sub>e</sub>, KR<sub>f</sub>, KR<sub>g</sub>, KR<sub>h</sub>, KR<sub>end</sub>) mithilfe eines automatischen interpolierenden Sweep-Algorithmus.

2. Verfahren gemäß Anspruch 1, wobei die Befehlseingabe (BE) auf Basis einer Anzahl von Benutzereingaben erfolgt.

3. Verfahren gemäß Anspruch 1 oder 2, wobei die Kontur-Repräsentationen (KR, KR<sub>1</sub>, KR<sub>1</sub>', KR<sub>2</sub>, KR<sub>3</sub>, KR<sub>4</sub>, KR<sub>4</sub>', KR<sub>5</sub>, KR<sub>6</sub>, KR<sub>anf</sub>, KR<sub>a</sub>, KR<sub>b</sub>, KR<sub>c</sub>, KR<sub>d</sub>, KR<sub>e</sub>, KR<sub>f</sub>, KR<sub>g</sub>, KR<sub>h</sub>, KR<sub>i</sub>, KR<sub>j</sub>, KR<sub>k</sub>, KR<sub>l</sub>, KR<sub>m</sub>, KR<sub>end</sub>) implizite Indikatorfunktionen umfassen.

4. Verfahren gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die vordefinierten Anzahl benachbarter Kontur-Repräsentationen (KR<sub>3</sub>, KR<sub>anf</sub>, KR<sub>a</sub>, KR<sub>b</sub>, KR<sub>c</sub>, KR<sub>d</sub>, KR<sub>e</sub>, KR<sub>f</sub>, KR<sub>g</sub>, KR<sub>h</sub>, KR<sub>end</sub>) höchstens 5, bevorzugt höchstens 3, besonders bevorzugt höchstens 2 beträgt.

5. Verfahren gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen (KR, KR<sub>1</sub>, KR<sub>1</sub>', KR<sub>2</sub>, KR<sub>3</sub>, KR<sub>4</sub>, KR<sub>4</sub>', KR<sub>5</sub>, KR<sub>6</sub>, KR<sub>anf</sub>, KR<sub>a</sub>, KR<sub>b</sub>, KR<sub>c</sub>, KR<sub>d</sub>, KR<sub>e</sub>, KR<sub>f</sub>, KR<sub>g</sub>, KR<sub>h</sub>, KR<sub>i</sub>, KR<sub>j</sub>, KR<sub>k</sub>, KR<sub>l</sub>, KR<sub>m</sub>, KR<sub>end</sub>) zwei Endkontur-Repräsentationen (KR<sub>anf</sub>, KR<sub>end</sub>) jeweils im Wesentlichen an entgegengesetzten Enden der Hohlorgan-Repräsentation (HR, HR<sub>a</sub>, HR<sub>b</sub>, HR<sub>c</sub>, HR<sub>d</sub>, HR<sub>e</sub>, HR<sub>e</sub>', HR<sub>g</sub>, HR<sub>g</sub>') umfasst und bei der lokalen Modifikation (H) in Schritt d) keine oder nur eine der Endkontur-Repräsentationen (KR<sub>anf</sub>, KR<sub>end</sub>) berücksichtigt und/oder modifiziert wird.

6. Verfahren (V) zur vorzugsweise automatischen Modifikation (CM) einer Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) einer Hohlorgan-Repräsentation (HR, HR<sub>a</sub>, HR<sub>b</sub>, HR<sub>c</sub>, HR<sub>d</sub>, HR<sub>e</sub>, HR<sub>e</sub>', HR<sub>g</sub>, HR<sub>g</sub>') auf Basis medizintechnischer Bilddaten (BD) eines Hohlorgans (1), insbesondere im Rahmen eines Verfahrens (Z) zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation (HR, HR<sub>a</sub>, HR<sub>b</sub>, HR<sub>c</sub>, HR<sub>d</sub>, HR<sub>e</sub>, HR<sub>e</sub>', HR<sub>g</sub>, HR<sub>g</sub>') gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, mit folgenden Schritten:

i) Bereitstellung (U) der medizintechnischen Bilddaten (BD) mitsamt der den Verlauf des Hohlorgans (1) repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie (VL),

ii) Bereitstellung (T) einer Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen (KR, KR<sub>1</sub>, KR<sub>1</sub>', KR<sub>2</sub>, KR<sub>3</sub>, KR<sub>4</sub>, KR<sub>4</sub>', KR<sub>5</sub>, KR<sub>6</sub>, KR<sub>anf</sub>, KR<sub>a</sub>, KR<sub>b</sub>, KR<sub>c</sub>, KR<sub>d</sub>, KR<sub>e</sub>, KR<sub>f</sub>, KR<sub>g</sub>, KR<sub>h</sub>, KR<sub>i</sub>, KR<sub>j</sub>, KR<sub>k</sub>, KR<sub>l</sub>, KR<sub>m</sub>, KR<sub>end</sub>) einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation (HR, HR<sub>a</sub>, HR<sub>b</sub>, HR<sub>c</sub>, HR<sub>d</sub>, HR<sub>e</sub>, HR<sub>e</sub>', HR<sub>g</sub>, HR<sub>g</sub>') entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL),

iii) Ermittlung (S) einer Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) von Kontur-Mittelpunkten (ZP<sub>1</sub>, ZP<sub>2</sub>) zweier benachbarter Kontur-Repräsentationen (KR<sub>5</sub>, KR<sub>6</sub>),

iv) Anpassung (R) der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) bei Überschreiten einer vorgegebenen maximal geduldeten Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) von den zwei Kontur-Mittelpunkten (ZP<sub>1</sub>, ZP<sub>2</sub>) unter Zuhilfenahme der zwei Kontur-Mittelpunkte (ZP<sub>1</sub>, ZP<sub>2</sub>).

7. Verfahren gemäß Anspruch 6, wobei die Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) so angepasst wird, dass sie im Wesentlichen durch die zwei Kontur-Mittelpunkte (ZP<sub>1</sub>, ZP<sub>2</sub>) geführt wird.

8. Verfahren gemäß Anspruch 6 oder 7, wobei zur Anpassung der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) zusätzliche Ortsinformationen von den zwei benachbarten Kontur-Repräsentationen (KR<sub>5</sub>, KR<sub>6</sub>) wiederum benachbarten weiteren Kontur-Repräsentationen berücksichtigt werden.

9. Verfahren (P) zur semi-automatischen Modifikation einer Kontur-Repräsentation ( $KR, KR_1, KR_1', KR_2, KR_3, KR_4, KR_4', KR_5, KR_6, KR_{anf}, KR_a, KR_b, KR_c, KR_d, KR_e, KR_f, KR_g, KR_h, KR_i, KR_j, KR_k, KR_l, KR_m, KR_{end}$ ) einer Hohlorgan-Repräsentation ( $HR, HR_a, HR_b, HR_c, HR_d, HR_e, HR_e', HR_g, HR_g'$ ) auf Basis medizintechnischer Bilddaten (BD) eines Hohlorgans (1), im Speziellen im Rahmen des Schritts d) eines Verfahrens (Z) zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation ( $HR, HR_a, HR_b, HR_c, HR_d, HR_e, HR_e', HR_g, HR_g'$ ) gemäß einem der Ansprüche 1 bis 5, umfassend die Schritte:

I) Bereitstellung (N) der medizintechnischen Bilddaten (BD) mitsamt einer Anzahl von Kontur-Repräsentationen ( $KR, KR_1, KR_1', KR_2, KR_3, KR_4, KR_4', KR_5, KR_6, KR_{anf}, KR_a, KR_b, KR_c, KR_d, KR_e, KR_f, KR_g, KR_h, KR_i, KR_j, KR_k, KR_l, KR_m, KR_{end}$ ) einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation ( $HR, HR_a, HR_b, HR_c, HR_d, HR_e, HR_e', HR_g, HR_g'$ ),  
 II) Entgegennahme (M) einer Befehlseingabe (BE) zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation ( $KR_4$ ) aus den Kontur-Repräsentationen ( $KR, KR_1, KR_1', KR_2, KR_3, KR_4, KR_4', KR_5, KR_6, KR_{anf}, KR_a, KR_b, KR_c, KR_d, KR_e, KR_f, KR_g, KR_h, KR_i, KR_j, KR_k, KR_l, KR_m, KR_{end}$ ),  
 III) Anpassen (L) eines geometrischen Objekts mit vordefinierter Form in die Bilddaten (BD) am Ort der ausgewählten Kontur-Repräsentation ( $KR_4$ ),  
 IV) Fusionieren (K) geometrischer Informationen aus der Befehlseingabe von Schritt II) und zum geometrischen Objekt von Schritt III) zur Bildung einer fusionierten modifizierten Kontur-Repräsentation ( $KR_4'$ ) anstatt der ausgewählten Kontur-Repräsentation ( $KR_4$ ).

10. Verfahren gemäß Anspruch 9, wobei die Befehlseingabe (BE) auf Basis einer Anzahl von Benutzereingaben erfolgt.

11. Verfahren gemäß Anspruch 9 oder 10, wobei das geometrische Objekt einen Kreis oder eine Ellipse oder ein Oval oder ein Vieleck, bevorzugt ein rotationssymmetrisches Vieleck, umfasst.

12. Verfahren gemäß einem der Ansprüche 9 bis 11, wobei die ausgewählte Kontur-Repräsentation ( $KR_4$ ) und/oder das geometrische Objekt durch eine implizite Indikatorfunktion repräsentiert wird.

13. Erstellungs- und/oder Modifikationssystem (7) zur interaktiven Erstellung und/oder Modifikation einer Hohlorgan-Repräsentation ( $HR, HR_a, HR_b, HR_c, HR_d, HR_e, HR_e', HR_g, HR_g'$ ) und/oder einer Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) einer Hohlorgan-Repräsentation ( $HR, HR_a, HR_b, HR_c, HR_d, HR_e, HR_e', HR_g, HR_g'$ ) auf Basis medizintechnischer Bilddaten (BD) eines Hohlorgans (1), umfassend:

a) eine erste Bereitstellungseinheit (9), die im Betrieb die medizintechnischen Bilddaten (BD) mitsamt einer den Verlauf des Hohlorgans (1) repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) bereitstellt,

b) eine zweite Bereitstellungseinheit (13), die im Betrieb eine Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen ( $KR, KR_1, KR_1', KR_2, KR_3, KR_4, KR_4', KR_5, KR_6, KR_{anf}, KR_a, KR_b, KR_c, KR_d, KR_e, KR_f, KR_g, KR_h, KR_i, KR_j, KR_k, KR_l, KR_m, KR_{end}$ ) einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation ( $HR, HR_a, HR_b, HR_c, HR_d, HR_e, HR_e', HR_g, HR_g'$ ) entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) bereitstellt,

c) eine Entgegennahmeschnittstelle (15) zur Entgegennahme einer Befehlseingabe (BE) zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation ( $KR_2, KR_4$ ) und/oder der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL),

d) eine Modifikationseinheit (17), ausgebildet zur lokalen Modifikation der Kontur der Hohlorgan-Repräsentation ( $HR, HR_a, HR_b, HR_c, HR_d, HR_e, HR_e', HR_g, HR_g'$ ) auf Basis der Befehlseingabe (BE) unter Berücksichtigung einer vordefinierten Anzahl von der ausgewählten Kontur-Repräsentation ( $KR_2, KR_4$ ) mindestens einseitig entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) benachbarter Kontur-Repräsentationen ( $KR_3, KR_{anf}, KR_a, KR_b, KR_c, KR_d, KR_e, KR_f, KR_g, KR_h$ ) mithilfe eines automatischen interpolierenden Sweep-Algorithmus, und/oder

i) eine erste Bereitstellungseinheit (9), die im Betrieb die medizintechnischen Bilddaten (BD) mitsamt der den Verlauf des Hohlorgans (1) repräsentierenden Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) bereitstellt,

ii) eine zweite Bereitstellungseinheit (13), die im Betrieb eine Mehrzahl von Kontur-Repräsentationen ( $KR, KR_1, KR_1', KR_2, KR_3, KR_4, KR_4', KR_5, KR_6, KR_{anf}, KR_a, KR_b, KR_c, KR_d, KR_e, KR_f, KR_g, KR_h, KR_i, KR_j, KR_k, KR_l, KR_m, KR_{end}$ ) einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation ( $HR, HR_a, HR_b, HR_c, HR_d, HR_e, HR_e', HR_g, HR_g'$ ) entlang der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) bereitstellt,

iii) eine Abweichungsermittlungseinheit (19), ausgebildet zur Ermittlung einer Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) von Kontur-Mittelpunkten ( $ZP_1, ZP_2$ ) zweier benachbarter Kontur-Repräsentationen ( $KR_5, KR_6$ ),

iv) eine Anpassungseinheit (23), die im Betrieb die Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) bei Überschreiten einer vorgegebenen maximal geduldeten Abweichung der Hohlorgan-Verlaufslinie (VL) von den zwei Kontur-Mittelpunkten ( $ZP_1, ZP_2$ ) unter Zuhilfenahme der zwei Kontur-Mittelpunkte ( $ZP_1, ZP_2$ ) anpasst und/oder

l) eine Bereitstellungseinheit (9), die im Betrieb die medizintechnischen Bilddaten (BD) mitsamt einer Anzahl von Kontur-Repräsentationen ( $KR, KR_1, KR_1', KR_2, KR_3, KR_4, KR_4', KR_5, KR_6, KR_{anf}, KR_a, KR_b, KR_c, KR_d, KR_e$ ,

$KR_f, KR_g, KR_h, KR_i, KR_j, KR_k, KR_l, KR_m, KR_{end}$ ) einer Kontur der Hohlorgan-Repräsentation ( $HR, HR_a, HR_b, HR_c, HR_d, HR_e, HR_e', HR_g, HR_g'$ ) bereitstellt,

II) eine Entgegennahmeeinheit (**15**), ausgebildet zur Entgegennahme einer Befehlseingabe (BE) zur Eingabe und/oder Modifikation einer ausgewählten Kontur-Repräsentation ( $KR_4$ ) aus den Kontur-Repräsentationen ( $KR, KR_1, KR_1', KR_2, KR_3, KR_4, KR_4', KR_5, KR_6, KR_{anf}, KR_a, KR_b, KR_c, KR_d, KR_e, KR_f, KR_g, KR_h, KR_i, KR_j, KR_k, KR_l, KR_m, KR_{end}$ ),

III) eine Fitting-Einheit (**21**), die im Betrieb ein geometrisches Objekt mit vordefinierter Form in die Bilddaten (BD) am Ort der ausgewählten Kontur-Repräsentation ( $KR_4$ ) einfügt,

IV) eine Fusionierungseinheit (**25**), die im Betrieb geometrische Informationen aus der Befehlseingabe (BE) der Entgegennahmeeinheit (**15**) und zum geometrischen Objekt aus der Fitting-Einheit (**21**) zur Bildung einer fusionierten modifizierten Kontur-Repräsentation ( $KR_4'$ ) anstatt der ausgewählten Kontur-Repräsentation ( $KR_4$ ) fusioniert.

14. Medizintechnisches Aufnahmesystem (**3**) mit einer Aufnahmeeinheit (**5**) und einem Erstellungs- und/oder Modifikationssystem (**7**) gemäß Anspruch 13.

15. Computerprogrammprodukt, das direkt in einen Prozessor eines programmierbaren Erstellungs- und/oder Modifikationssystems (**7**) ladbar ist, mit Programmcode-Mitteln, um alle Schritte eines Verfahrens gemäß einem der Ansprüche 1 bis 12 auszuführen, wenn das Programmprodukt auf dem Erstellungs- und/oder Modifikationssystem (**7**) ausgeführt wird.

Es folgen 9 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

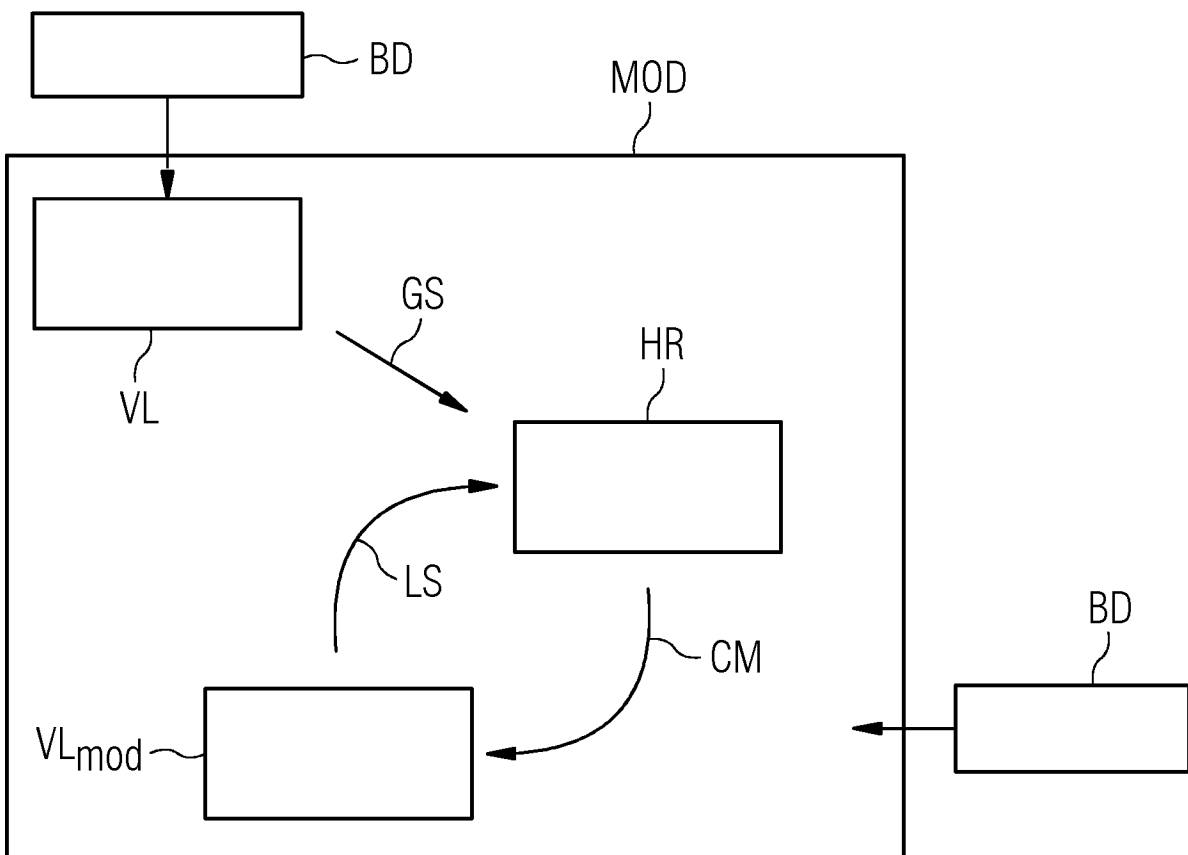


FIG 2

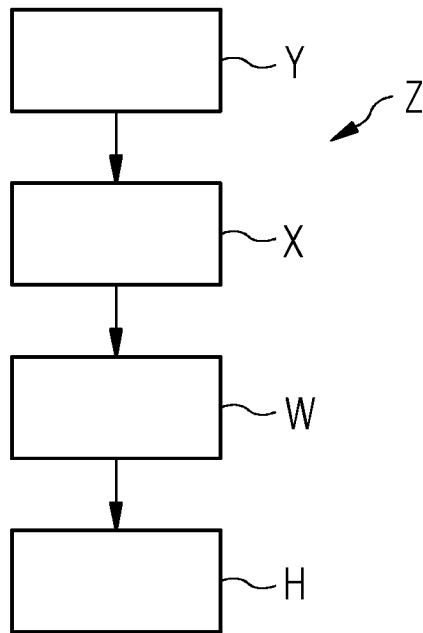


FIG 3

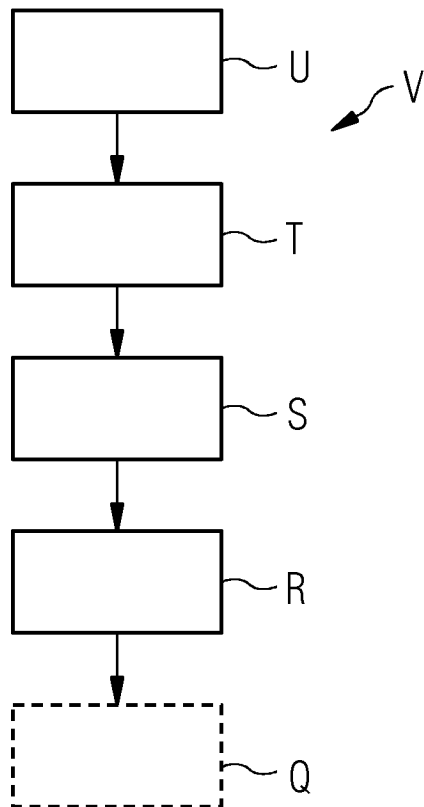


FIG 4

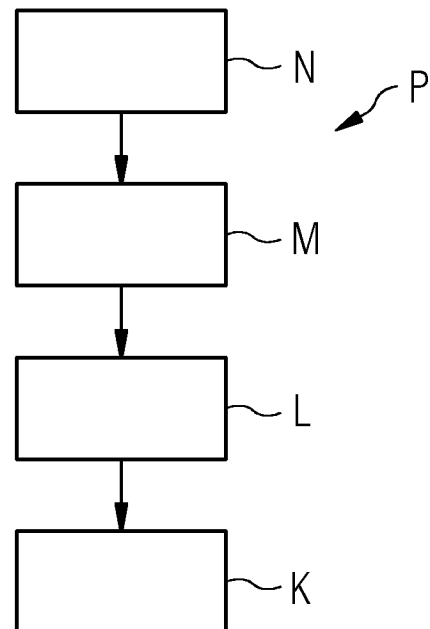




FIG 5

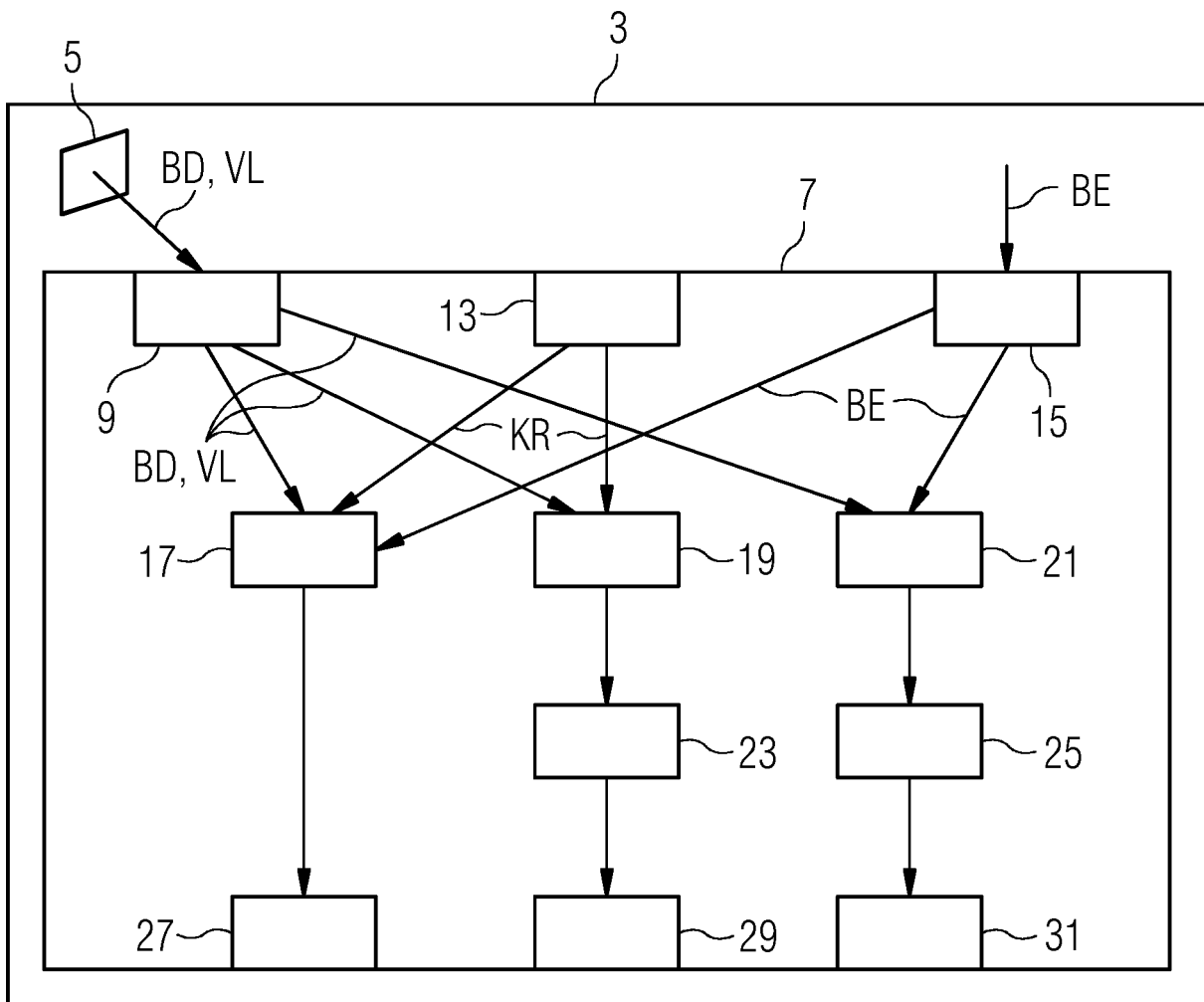


FIG 6

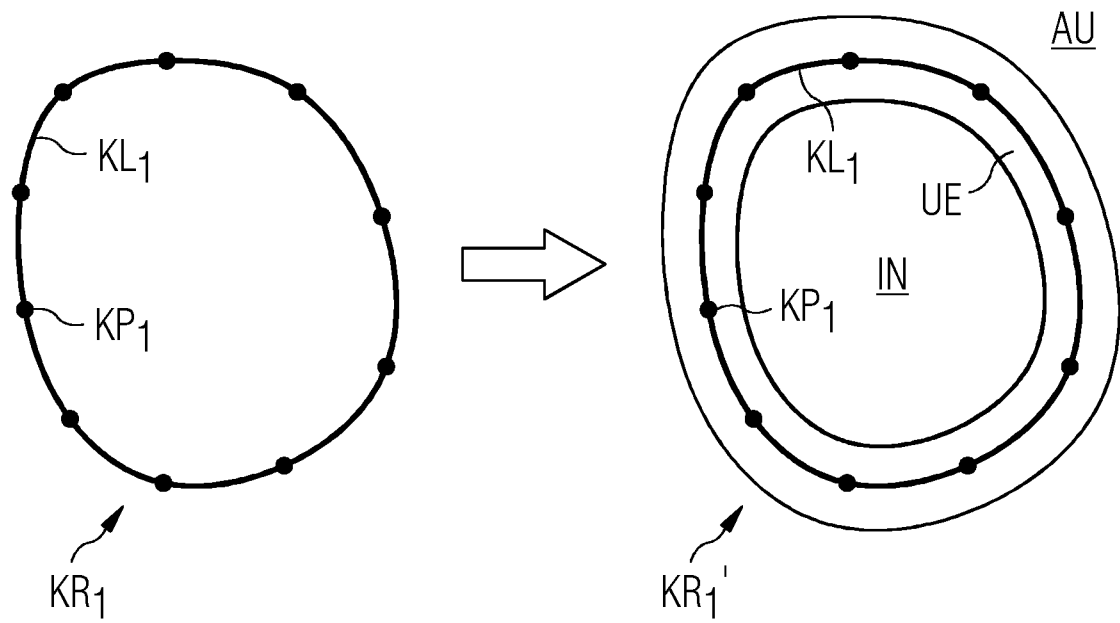


FIG 7

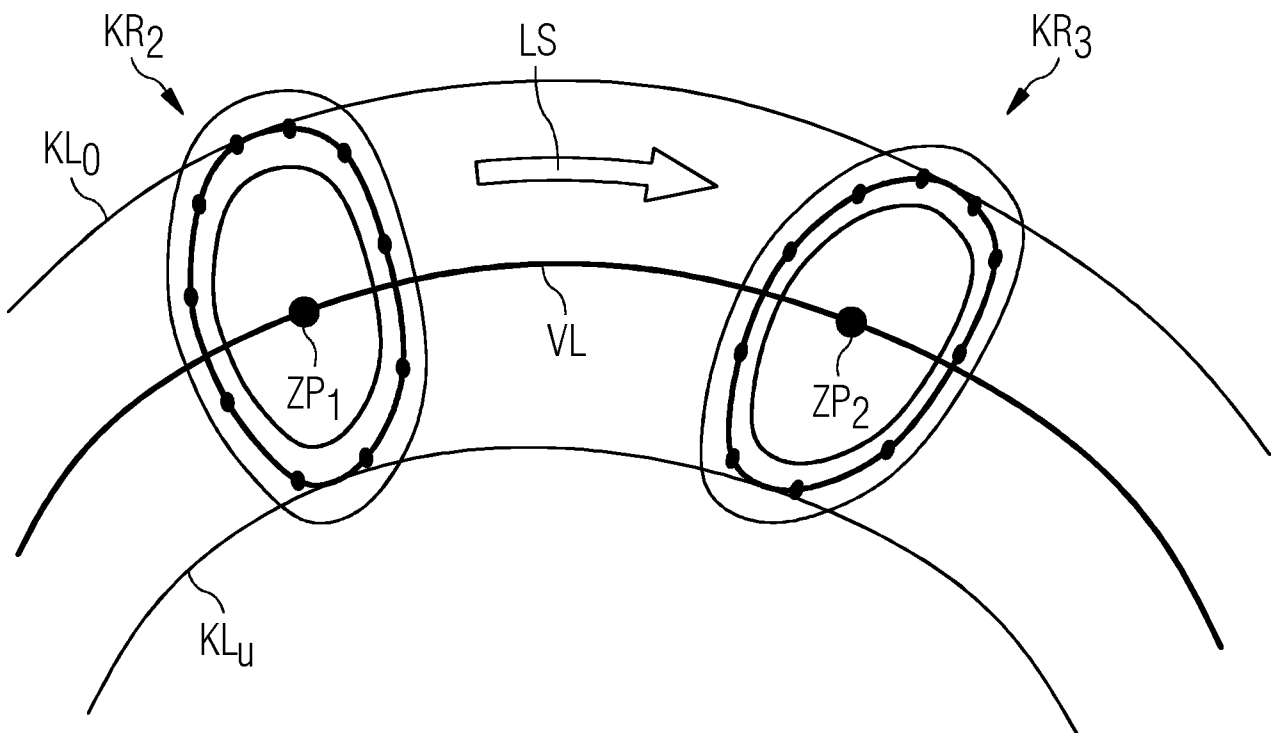


FIG 8

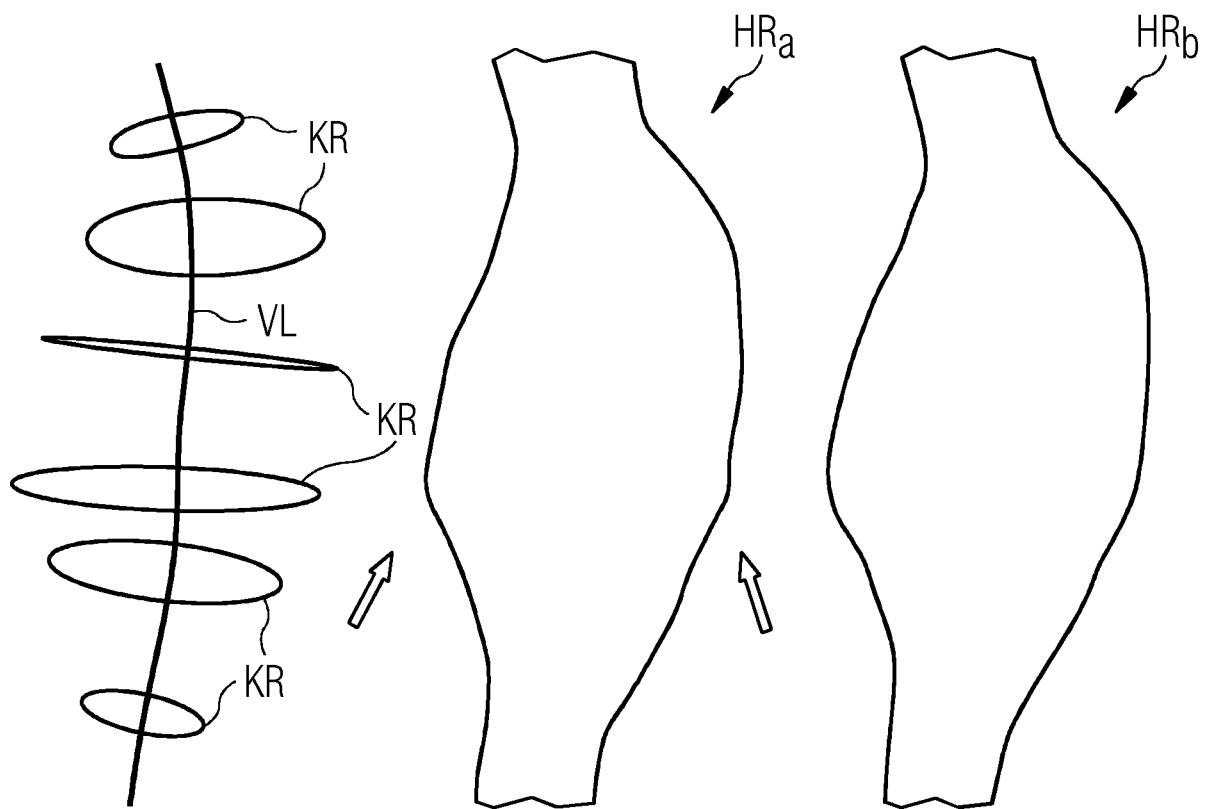


FIG 9

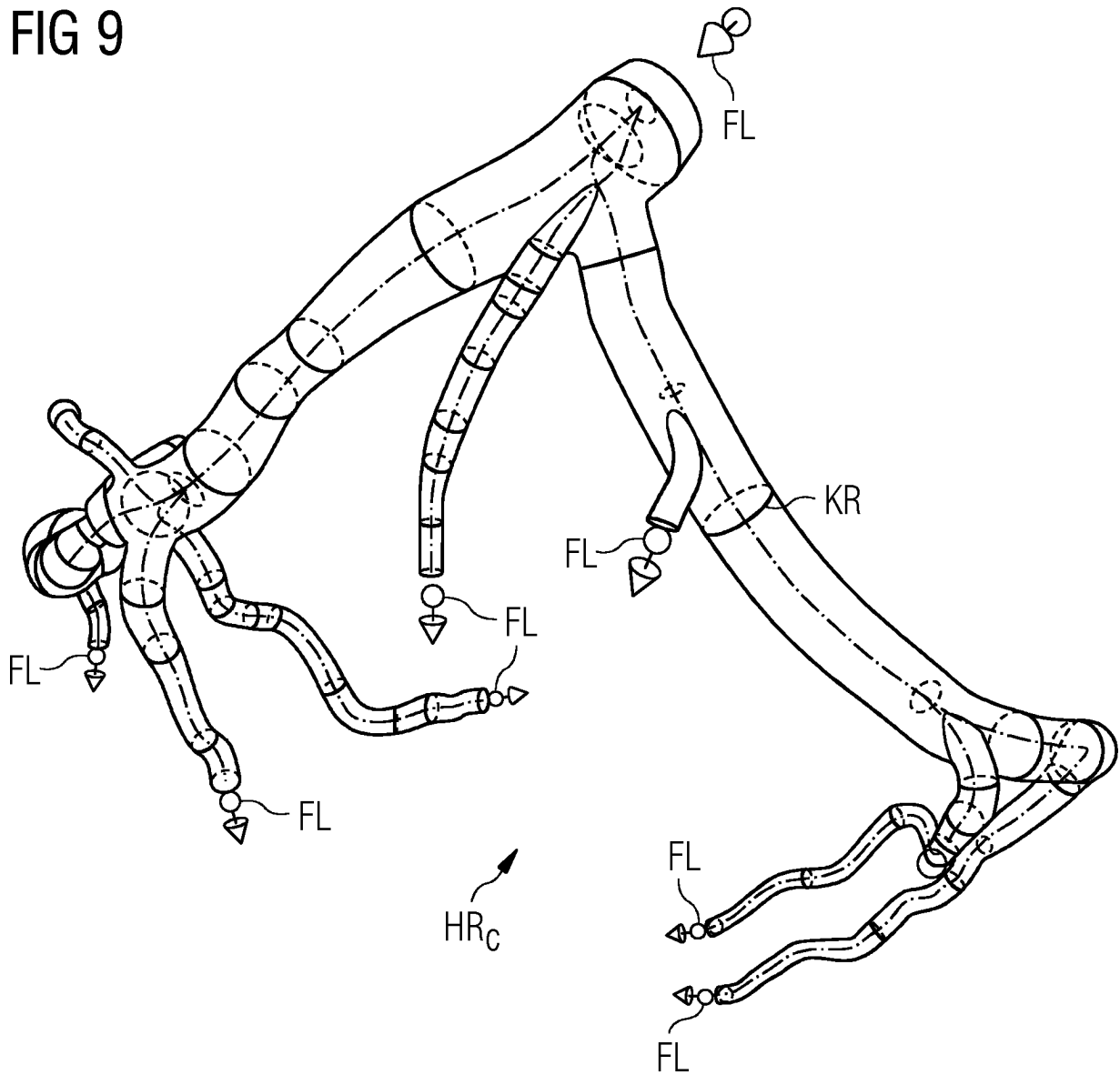


FIG 10

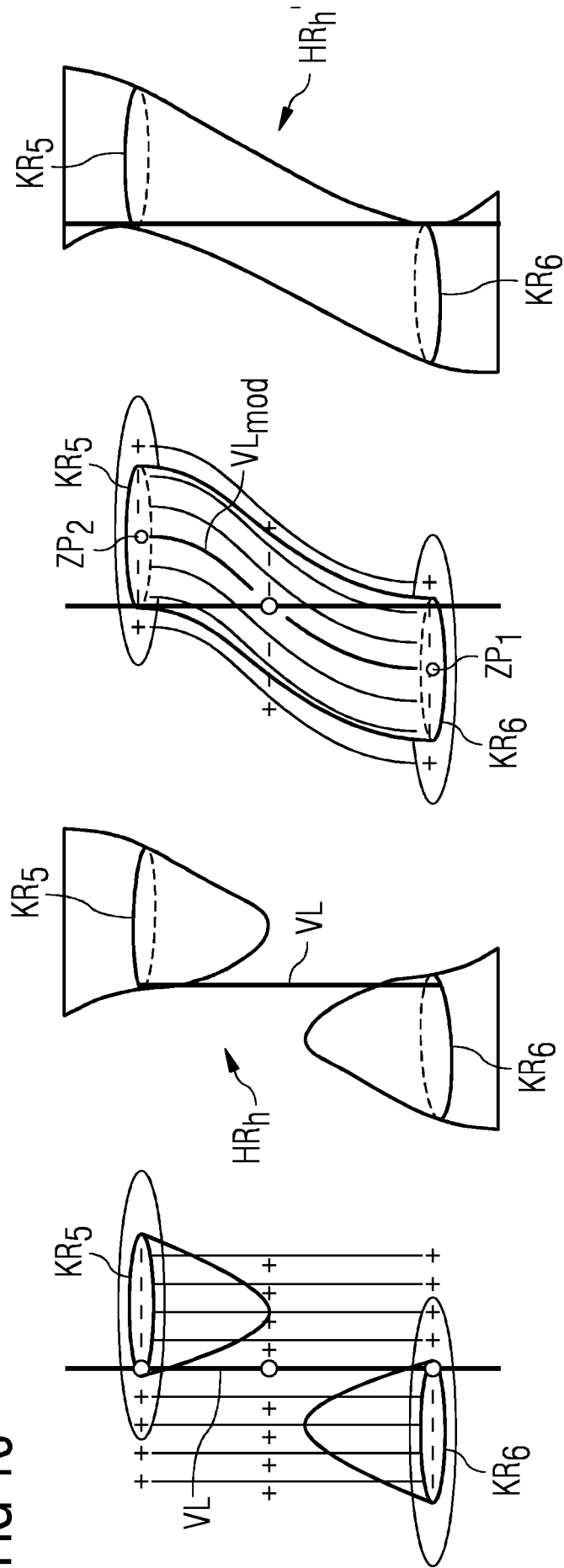


FIG 11

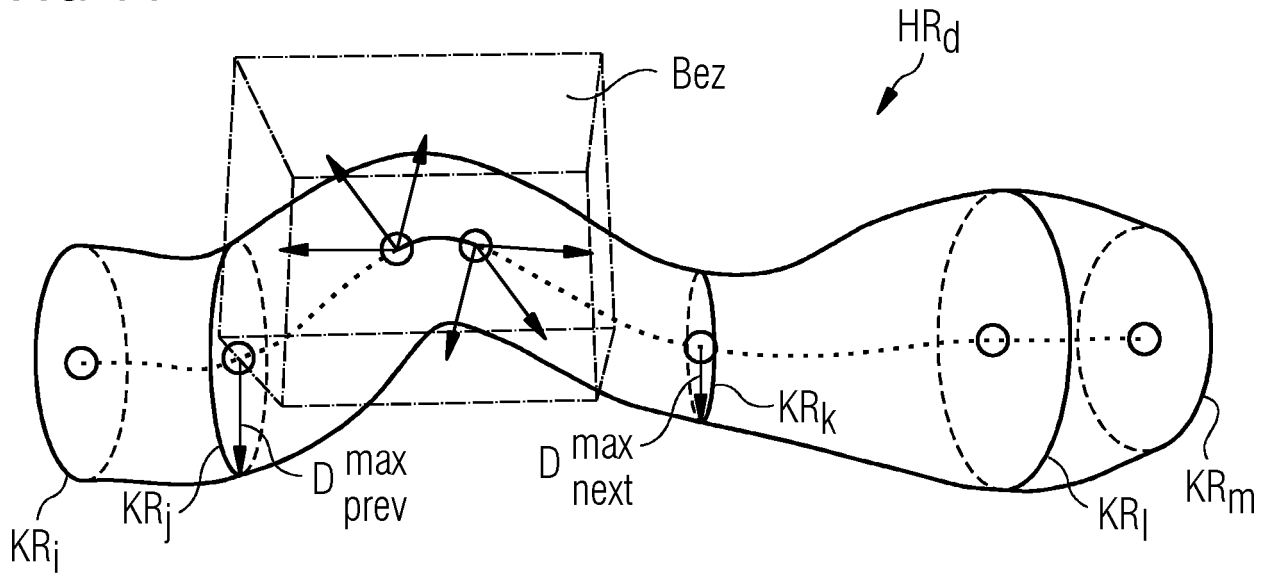
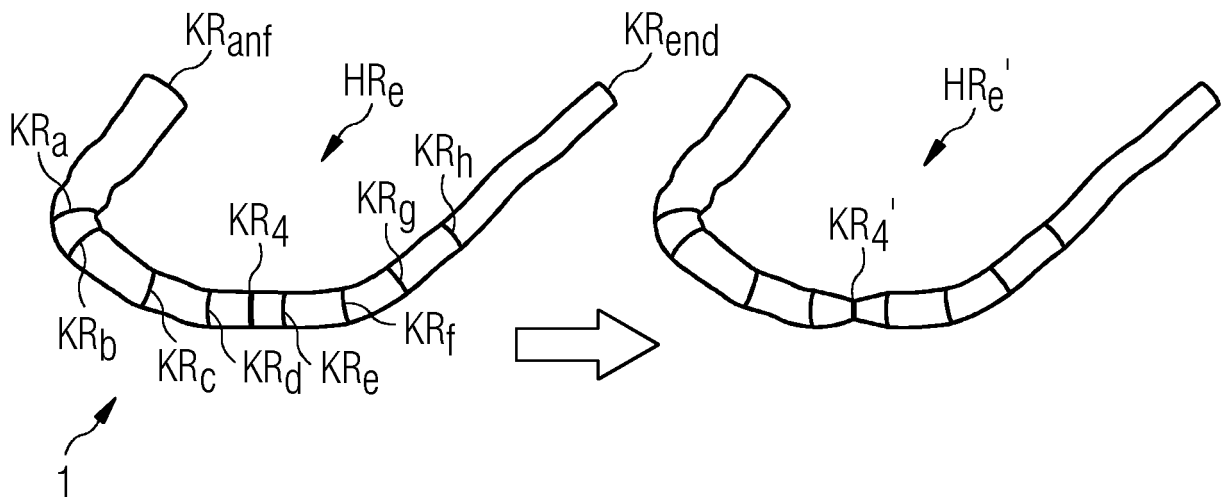


FIG 12



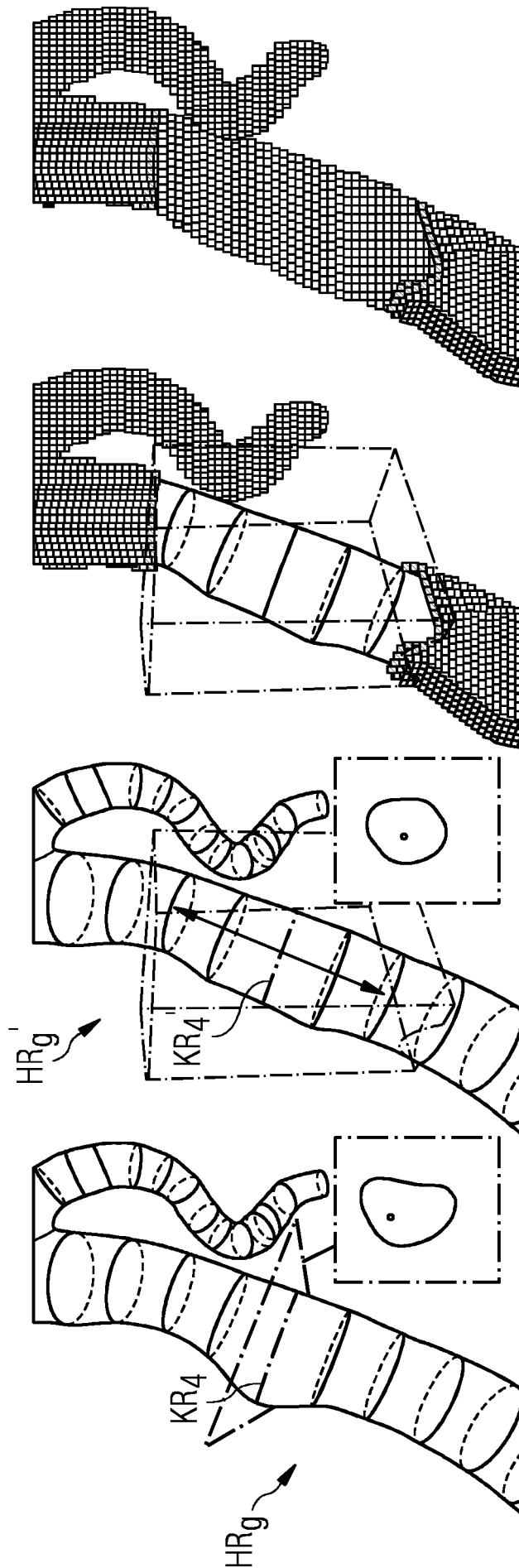


FIG 13