(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
11. Dezember 2014 (11.12.2014)

WIPO | PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2014/195077 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 6/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2014/059279

(22) Internationales Anmeldedatum:
7. Mai 2014 (07.05.2014)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2013 210 613.0 7. Juni 2013 (07.06.2013) DE

(71) Anmelder: **SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT** [DE/DE]; Wittelsbacherplatz 2, 80333 München (DE).

(72) Erfinder: **KORPORAAL, Johannes, Georg**; Birkenfelderstraße 1, 91301 Forchheim (DE).

(81) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart)*: AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart)*: ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

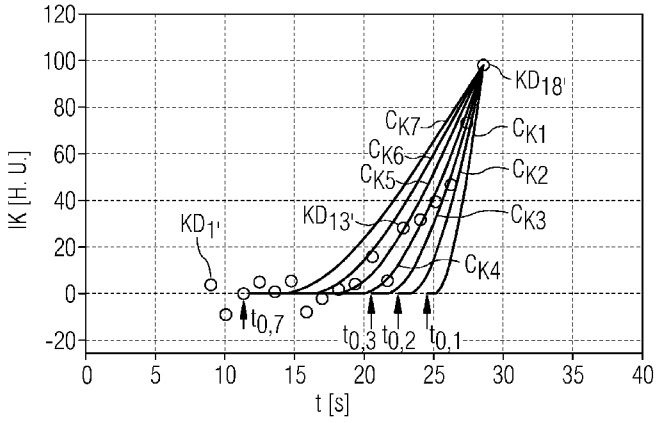
Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*

(54) **Title**: METHOD AND SYSTEM FOR DETERMINING A MEASUREMENT START TIME

(54) **Bezeichnung** : VERFAHREN UND SYSTEM ZUR ERMITTLUNG EINES MESS-STARTZEITPUNKTES

FIG 9



(57) **Abstract**: The invention relates to a method for determining a measurement start time (t_s) for an imaging measurement by means of a medical imaging system (1) depending on a course of concentration values (KD1, KD21) of a contrast medium (KM) in a monitored region (UB) of an examination object (P) over time, said method comprising the following steps: - detecting the concentration values (KD_1,..., KD_{21}) of the current concentration of the contrast medium (KM) in the monitored region (UB at different successive detection times (t_1,..., t_9); - determining a current examination-specific accumulation model curve (CM) on the basis of a course of the concentration values (KD_1,..., KD_{21}) over time; - determining the measurement start time (t_s) on the basis of the examination-specific accumulation model curve (C_M). The invention further relates to a method for controlling a medical imaging system (1), to a control device (10) and to a medical imaging system (1) for implementing the method according to the invention.

(57) **Zusammenfassung**:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2014/195077 A1

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Ermittlung eines Mess-Startzeitpunktes (t_s) für eine bildgebende Messung mittels eines medizintechnischen Bildgebungssystems (1) in Abhängigkeit von einem zeitlichen Verlauf von Konzentrationswerten (KD_1, KD_{21}) eines Kontrastmittels (KM) in einem Überwachungsbereich (UB) eines Untersuchungsobjekts (P) mit den folgenden Schritten: - Erfassung der Konzentrationswerte (KD_1,..., KD_{21}) einer jeweils aktuellen Konzentration des Kontrastmittels (KM) in dem Überwachungsbereich (UB) zu verschiedenen aufeinander folgenden Erfassungszeitpunkten (t_1,..., t_9), - Ermittlung einer aktuellen untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve (C_M) auf Basis eines zeitlichen Verlaufs der Konzentrationswerte (KD_1,..., KD_{21}), - Ermittlung des Mess-Startzeitpunktes (t_s) auf Basis der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve (C_M). Darüber hinaus betrifft die Erfindung ein Verfahren zur Ansteuerung eines medizintechnischen Bildgebungssystems (1) sowie eine Steuereinrichtung (10) und ein medizintechnisches Bildgebungssystem (1) zur Realisierung der erfindungsgemäßen Verfahren.

Beschreibung

Verfahren und System zur Ermittlung eines Mess-Startzeitpunktes

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Ermittlung eines Mess-Startzeitpunktes für eine bildgebende Messung mittels eines medizintechnischen Bildgebungssystems in Abhängigkeit von einem zeitlichen Verlauf von Konzentrationswerten eines Kontrastmittels in einem Überwachungsbereich eines Untersuchungsobjekts. Sie betrifft außerdem ein Verfahren zur Ansteuerung eines medizintechnischen Bildgebungssystems sowie eine Steuereinrichtung und ein medizintechnisches Bildgebungssystem zur Realisierung der erfindungsgemäßen Verfahren.

Kontrastmittel verbessern die Darstellung von Strukturen und Funktionen eines lebendigen Untersuchungsobjekts bzw. Körpers bei bildgebenden Verfahren wie der Röntgendiagnostik (z. B. Computertomographie), Magnetresonanztomographie (MRT) und Sonographie (Ultraschall). Für die Darstellung von Blutgefäßen im Körper (Angiografie), werden in der Röntgendiagnostik oft Kontrastmittel verwendet, die Röntgenstrahlen stärker absorbieren als normales Weichteilgewebe. Bei Verwendung einer jodhaltigen Lösung als Kontrastmittel schwächen die Blutgefäße, in die die Lösung gelangt, die Röntgenstrahlen mehr als das umliegende Gewebe und erhöhen so den Bildkontrast der Blutgefäße. Ein erhöhter Konzentrationswert des Kontrastmittels macht sich also direkt linear mit einer Erhöhung des bei einer mit Röntgenstrahlung arbeitenden Messung gemessenen Schwächungswerts bemerkbar. Insofern können die Begriffe „Konzentrationswert“ und „Schwächungswert“ bzw. „Röntgenschwächungswert“ auch synonym verwendet werden, sofern es um Messungen mit Röntgenstrahlung geht.

Bevor eine kontrastmittelunterstützte Bildgebung, z. B. eine Computertomographieaufnahme (CT-Scan), erfolgen kann, ist es notwendig, dass das Kontrastmittel sich zum Zeitpunkt des CT-Scans in einer ausreichenden Konzentration in einem Ziel-

bereich bzw. einem Zielgewebe des Körpers befindet. Der Zielbereich ist beispielsweise ein Organ (Herz, Lunge, Niere, etc.), von dem mit einem bestimmten Erkenntnisinteresse Bilddaten erzeugt werden sollen.

Eine übliche Methode, den Verlauf einer Kontrastmittelkonzentration (im Folgenden auch „Kontrastmittelverlauf" genannt), d. h. eine Anreicherung von Kontrastmittel KM und eine Abreicherung nach einer maximalen Anreicherung (im Folgenden auch bezeichnet als „Konzentrationsgipfelphase" KG), wird anhand von Figur 1 erläutert. Figur 1 zeigt ein Diagramm mit drei horizontal und parallel zueinander verlaufenden Zeitachsen (I, II, III). Auf einer unteren Zeitachse (III) sind ein Topogramm TP, ein „Pre-Monitoring" PM, ein „Bolus-Überwachungs-Scan" BTS sowie eine Hauptmessung HS eines Untersuchungsobjekts P verzeichnet. Das Topogramm TP dient einer Erfassung einer Lage eines Zielbereichs ZB und eines Überwachungsbereichs UB in einem Untersuchungsobjekt P. Im Überwachungsbereich UB wird der Bolus-Überwachungs-Scan BTS durchgeführt, der Zielbereich ZB wird anschließend in der Hauptmessung HS gescannt. Das Pre-Monitoring PM dient dazu, bevor das Kontrastmittel injiziert wird, im Überwachungsbereich UB eine Region im Körper zu definieren, meist die Aorta, wo der Bolus-Überwachungsscan ausgewertet und ggf. der native Schwächungswert des Blutes ermittelt wird. Auf einer mittleren Zeitachse (II) ist in sehr grob vereinfachter Darstellung (als einfache Dreiecksfunktion) ein Verlauf einer Kontrastmittelkonzentration C(t) im Untersuchungsobjekt P gezeigt. Auf einer obersten Zeitachse (I) ist eine Kontrastmittelzuführungsfunktion IF(t) dargestellt, die sich über einen Kontrastmittelgabe-Zeitraum IZ erstreckt. Die drei Zeitachsen (I, II, III) sind zeitlich miteinander korreliert. Bei diesem Verfahren wird der „Bolus-Überwachungs-Scan" BTS vor dem Beginn des eigentlichen Hauptscans HS des Zielbereichs ZB durchgeführt. Mit dem Bolus-Überwachungs-Scan BTS werden zu bestimmten Erfassungszeitpunkten t_1, t_2, …, t_9 mit gleichen Zeitintervallen, z. B. im Sekundentakt, Konzentrationswerte KD_1, KD_2, …, KD_9 des Kontrastmittels (angegeben in der Ein-

heit Hounsfield-Units bzw. Hounsfield-Einheiten, HU) erfasst. Die Erfassung erfolgt in einem Überwachungsbereich des Körpers, der in der Nähe des Zielbereichs liegt, der im Hauptscan HS gemessen werden soll. Wenn im Hauptscan HS beispielsweise Bilddaten eines Herzens erzeugt werden sollen, kann der Bolus-Überwachungs-Scan BTS in einer Schicht der aszendierenden Aorta durchgeführt werden.

Unmittelbar nach oder mit einem bestimmten Überwachungs-Zeitversatz UZ nach der Gabe des Kontrastmittels an einem Kontrastmittelgabe-Startzeitpunkt SK wird also der Bolus-Überwachungs-Scan BTS gestartet. Ein Kontrastmittelgabe-Zeitraum IZ, d. h. ein Zeitraum, in dem ein Volumen an Kontrastmittel mit einer bestimmten Injektionsrate in den Körper eingebracht wird, kann länger dauern als ein Zeitraum des Bolus-Überwachungs-Scans BTS. Sobald an einem Erfassungszeitpunkt t_1, t_2, …, t_9 (hier: t_7) eine Überschreitung eines zuvor definierten Konzentrations-Schwellenwerts KS des Kontrastmittels im Überwachungsbereich festgestellt wird, z. B. 150 HU, wird üblicherweise nach einem zuvor definierten Scan-Zeitversatz SZ („Scan-Delay"), z. B. 3s nach Erreichen des Konzentrations-Schwellenwerts KS (ein sogenannter „post-trigger-delay"), der Hauptscan HS des Zielbereichs ZB gestartet.

Diese Methode bietet eine hohe Wahrscheinlichkeit, dass das Kontrastmittel in einer Mindestanreicherung von dem im Konzentrations-Schwellenwert KS angegebenen HU-Wert (in diesem Fall 150 HU) im Zielbereich angekommen ist, wenn der Hauptscan HS durchgeführt wird.

Das Verfahren bietet jedoch eine Reihe von Nachteilen: Der zuvor definierte Konzentrations-Schwellenwert wird in der Regel lediglich auf Basis von Erfahrungswerten bzw. Durchschnittswerten eingestellt. Es ist daher an einem individuellen Patienten unklar, in welcher Phase des Verlaufs der Kontrastmittel-Konzentration gemäß diesem zuvor definierten post-trigger-delay bzw. Scan-Zeitversatz der Hauptscan durch-

geführt wird. Der Verlauf der Kontrastmittel-Konzentration steht nämlich u. a. in starker Abhängigkeit von der Physiologie des jeweiligen Patienten. Es kann also passieren, dass der Scan-Zeitversatz im Voraus nicht optimal gewählt worden ist, und damit ein Hauptscan durchgeführt wird, bei dem die Kontrastmittel-Anreicherung im Zielbereich entweder noch nicht ihren Höhepunkt erreicht hat, oder eine maximale Kontrastmittelkonzentration bereits überschritten wurde. In beiden Fällen wird das Kontrastmittel dann ineffizient genutzt: es hätte eine höhere Kontrastmittel-Konzentration, d. h. eine bessere Qualität der Bilddaten erreicht werden können, oder es hätte die gleiche Anreicherung unter Verwendung eines geringeren Volumens an Kontrastmittel erreicht werden können.

Da ein Verlauf der Kontrastmittel-Konzentration von einer komplexen Wechselwirkung vieler Parameter abhängig ist (u. a. Injektionsparameter, Scanparameter und patientenspezifische Parameter) und dementsprechend stark variieren kann, ist ein optimaler Scan-Zeitversatz im Voraus schwer bestimmbar. Daher wird üblicherweise ein im Wesentlichen standardisierter Scan-Zeitversatz gewählt, der gegebenenfalls einen aktuellen Kontrastmittelgabe-Zeitraum oder einen Zeitraum des Hauptscans berücksichtigen kann. Dennoch kann nach dieser herkömmlichen Methode nicht mit Sicherheit vorhergesagt werden, ob ein Hauptscan an einem Höhepunkt der Kontrastmittel-Anreicherung bzw. in einer Konzentrationsgipfelphase stattgefunden hat.

Ausgehend von der hier dargestellten Problematik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, bei einer kontrastmittelunterstützten bildgebenden Messung eine Nutzung des Kontrastmittels zu verbessern.

Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren gemäß Anspruch 1, ein Verfahren gemäß Anspruch 12, eine Steuereinrichtung gemäß Anspruch 13 und ein medizintechnisches Bildgebungssystem nach Anspruch 14 gelöst.

Das erfindungsgemäße Verfahren betrifft eine Ermittlung eines Mess-Startzeitpunktes für eine bildgebende Messung mittels eines medizintechnischen Bildgebungssystems in Abhängigkeit von einem zeitlichen Verlauf von Konzentrationswerten eines Kontrastmittels in einem Überwachungsbereich eines Untersuchungsobjekts mit den folgenden Schritten:

- Erfassung der Konzentrationswerte einer jeweils aktuellen Konzentration des Kontrastmittels in dem Überwachungsbereich zu verschiedenen aufeinander folgenden Erfassungszeitpunkten,
- Ermittlung einer aktuellen untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve auf Basis eines zeitlichen Verlaufs der Konzentrationswerte,
- Ermittlung des Mess-Startzeitpunktes auf Basis der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve.

Unter der „bildgebenden Messung" wird eine Nutz- bzw. Hauptmessung eines Zielbereichs des Untersuchungsobjekts verstanden, die mit einem bestimmten Erkenntnisinteresse durchgeführt wird. Eine „Erfassung der Konzentrationswerte" im Überwachungsbereich wird als Vorscan bzw. als Vormessung des Untersuchungsobjekts verstanden. Da Konzentrationswerte bzw. Konzentrationsdaten des Kontrastmittels zu verschiedenen aufeinander folgenden Erfassungszeitpunkten - vorzugsweise in einem stets identischen Überwachungsbereich - gemessen werden, z. B. ein Mal pro Sekunde, geht einer Hauptmessung mindestens eine Vormessung, d. h. beispielsweise 5 Vormessungen, voraus.

Der „Überwachungsbereich" kann sich von einem Bildgebungs-Zielbereich unterscheiden, der in der Hauptmessung erfasst wird. Beispielsweise können in der Hauptmessung von einem Herzen (als Zielbereich) eines Patienten Bilddaten erzeugt werden. Zur Ermittlung des Mess-Startzeitpunkts der Hauptmessung kann zuvor in der aszendierenden Aorta (als Überwachungsbereich) eine Erfassung von Konzentrationswerten des in den Patienten eingebrachten Kontrastmittels vorgenommen werden. Alternativ kann der Überwachungsbereich auch mit dem

Zielbereich der Hauptmessung identisch sein oder ein Teil desselben sein. Die Erfassung der Konzentrationswerte bzw. die Vormessung und die bildgebende Messung bzw. die Hauptmessung können dabei mittels eines beliebigen medizintechnischen Bildgebungssystems, vorzugsweise eines Computertomographiesystems, Magnetresonanztomographiesystems und/oder Ultraschallsystems, durchgeführt werden.

Der Begriff „zeitlicher Verlauf von Konzentrationswerten" impliziert, dass sich erfasste Konzentrationswerte eines Kontrastmittels über einen zeitlichen Verlauf hinweg verändern, d. h. steigen und/oder fallen, können. Ein Verlauf von Konzentrationswerten, der z. B. durch Messwerte von Kontrastmittel-Anteilen in einem Gewebe repräsentiert wird, die in festen oder variablen Zeitabständen erfasst werden, kann z. B. als Kurve dargestellt werden. Ein Mess-Startzeitpunkt der bildgebenden Messung kann abhängig von einem zeitlichen Verlauf der Konzentrationswerte ermittelt werden, indem er auf Basis vorgegebener Kriterien auf einen bestimmten Punkt des Verlaufs gelegt wird. Beispielsweise kann dabei eine Phase der Anreicherung des Kontrastmittels im Überwachungsbereich und/oder eine Phase der Abreicherung derart berücksichtigt werden, dass eine Hauptmessung mit einem bestimmten Zeitversatz vor einem Maximum der Kontrastmittel-Anreicherung gestartet wird, sodass das Maximum in jedem Fall während der Hauptmessung erreicht wird. Die Ermittlung des Startzeitpunktes kann auch unter Einbeziehung eines Startzeitpunkts einer Kontrastmittelgabe erfolgen.

Unter der „untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve" wird eine berechnete modellhafte Kurve der Kontrastmittel-Anreicherung und -Abreicherung verstanden, die speziell an aktuell erfasste Konzentrationswerte „angepasst" wird. Unter „Anpassen" in diesem Sinne wird dabei auch, wie später noch erläutert wird, eine Auswahl einer passenden Anreicherungsmodellkurve aus einer Sammlung von bereits berechneten (Kandidaten-)Anreicherungsmodellkurven verstanden. Dies bedeutet, dass die Anreicherungsmodellkurve ein Kurvensegment

aufweist, das gut zu den aktuell erfassten Konzentrationswerten passt und somit einen in der Vergangenheit liegenden, tatsächlichen Verlauf der Kontrastmittel-Konzentration berücksichtigt. Sie weist außerdem ein weiteres Kurvensegment auf, das eine voraussichtliche zukünftige Entwicklung der Kontrastmittel-Konzentration beschreibt, die auf Basis bestimmter Kriterien berechnet wurde. Die gesamte Anreicherungsmodellkurve, insbesondere aber dieses zweite Kurvensegment, bildet also eine modellartige Vorhersage des Konzentrationsverlaufs des Kontrastmittels im Untersuchungsobjekt.

Der Mess-Startzeitpunkt kann zusätzlich von der geplanten Dauer einer Hauptmessung abhängig sein. Die Dauer kann beispielsweise durch eine Dicke eines Schnittbildes, das erzeugt werden soll, bestimmt sein, beispielsweise bei einem CT-Scanner z. B. durch ein Verhältnis von Tischvorschub zu Strahlkollimierung. Besonders bevorzugt wird der Mess-Startzeitpunkt derart gewählt, dass die geplante Scandauer etwa zur Hälfte vor dem Spitzenwert liegt und zur Hälfte nach dem Spitzenwert des Kontrastmittelverlaufs.

Da bei dem erfindungsgemäßen Verfahren durch die Ermittlung einer aktuellen Anreicherungsmodellkurve, welche einerseits eine vollständige Modellfunktion für den weiteren Kontrastmittelverlauf bietet, und anderseits auf Basis z. B. nur einer Anzahl von ersten Konzentrationswerten aus einem relativ kurzen zeitlichen Bereich nach dem Start der Kontrastmittelgabe, d. h. in einem ersten Teil des Anstiegsbereichs des Kontrastmittelverlaufs, für die jeweilige Untersuchung spezifisch ermittelt wird, ist eine besonders präzise Ermittlung des Mess-Startzeitpunkts der bildgebenden Messung bzw. der Hauptmessung möglich, ohne dass eine Messung von weiteren Konzentrationswerten über einen längeren zeitlichen Verlauf (z. B. bis zum oder kurz vor der Erreichung des Maximums bzw. sogar über das Maximum des Kontrastmittelverlaufs hinaus) notwendig. Die Hauptmessung kann damit in einem Zeitraum durchgeführt werden, der eine optimale Ausnutzung eines verwendeten Volumens an Kontrastmittel garantiert. Somit kann,

etwa im Vergleich zu herkömmlichen Methoden, gegebenenfalls die Menge des Kontrastmittels verringert werden.

Die Erfindung betrifft außerdem ein Verfahren zur Ansteuerung eines medizintechnischen Bildgebungssystems zur Erzeugung von Bilddaten eines Untersuchungsobjekts mit den folgenden Schritten:

- Ermittlung eines Mess-Startzeitpunktes für eine bildgebende Messung in Abhängigkeit von einem zeitlichen Verlauf von Konzentrationswerten eines Kontrastmittels in einem Überwachungsbereich des Untersuchungsobjekts gemäß dem vorangehend beschriebenen Verfahren,
- Durchführung einer bildgebenden Messung eines Zielbereichs des Untersuchungsobjekts unter Verwendung des ermittelten Mess-Startzeitpunkts.

Der Zielbereich des Untersuchungsobjekts ist wie erwähnt ein Bereich, von dem mittels einer Nutzmessung Bilddaten erzeugt werden sollen, also z. B. ein Organ eines Menschen. Die Verwendung des Mess-Startzeitpunkts kann eine Weiterverarbeitung in beliebiger Art und Weise sein, z. B. unter Einbeziehung einer geplanten Scandauer der Hauptmessung oder eines Zeitversatzes oder anderen Korrekturfaktors. Vorzugsweise wird das medizintechnische Bildgebungssystem auch derart angesteuert, dass die Datenakquise der bildgebenden Messung bzw. Hauptmessung direkt am Mess-Startzeitpunkt beginnt.

Vorzugsweise wird der Verfahrensschritt einer Ermittlung eines Mess-Startzeitpunktes dann beendet, wenn ein definierter Zuverlässigkeits-Schwellenwert der Prognose eines zukünftigen Verlaufs einer Kontrastmittel-Konzentration erreicht ist und/oder ein maximaler Verzögerungswert, der z. B. aus technischen Gründen den Start eines Messvorgangs notwendig macht, damit ein maximaler Konzentrationswert des Kontrastmittels nicht ungenutzt überschritten wird. Beispielsweise kann der maximale Verzögerungswert einen Zeitpuffer beschreiben, der für ein Umschalten eines verwendeten Computertomographiesystems von einem Vormessungs-Modus zur Erfassung der Konzentra-

tionswerte zu einem Hauptmessungs-Modus zur Erfassung von Bilddaten des Untersuchungsobjekts notwendig ist, einschließlich z. B. eines Zeitraums, der zur Verschiebung einer Patientenliege erforderlich ist.

Darüber hinaus betrifft die Erfindung eine Steuereinrichtung für ein medizintechnisches Bildgebungssystem mit einer Schnittstelle zur Erfassung oder Ausgabe eines Kontrastmittelgabe-Startzeitpunkts sowie einer Startzeitpunkt-Ermittlungseinheit. Diese Startzeitpunkt-Ermittlungseinheit umfasst

- eine Eingangs-Schnittstelle zur Erfassung von Konzentrationswerten einer jeweils aktuellen Konzentration eines Kontrastmittels in einem Überwachungsbereich eines Untersuchungsobjekts zu verschiedenen aufeinander folgenden Erfassungszeitpunkten,
- eine Anreicherungsmodellkurven-Ermittlungseinheit zur Ermittlung einer aktuellen untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve auf Basis eines zeitlichen Verlaufs der Konzentrationswerte,
- eine Modellkurven-Analyseeinheit zur Ermittlung des Mess-Startzeitpunktes auf Basis der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve.

Vorzugsweise umfasst die erfindungsgemäße Steuereinrichtung auch eine mit der Startzeitpunkt-Ermittlungseinheit elektronisch gekoppelte Messsteuereinheit zur Durchführung einer bildgebenden Messung eines Zielbereichs des Untersuchungsobjekts unter Verwendung des ermittelten Startzeitpunkts.

Weiterhin betrifft die Erfindung ein medizintechnisches Bildgebungssystem zum Erzeugen von Bilddaten eines Zielbereichs im Inneren eines Untersuchungsobjekts, das eine Steuereinrichtung umfasst, wie sie vorangehend beschrieben wurde.

Ein Großteil der Komponenten der erfindungsgemäßen Steuereinrichtung des medizintechnischen Bildgebungssystems, insbesondere die Startzeitpunkt-Ermittlungseinheit, die Anreiche-

rungsmodellkurven-Ermittlungseinheit und die Modellkurven-Analyseeinheit, können auch als Softwaremodule ausgebildet sein. Eine weitgehende softwaremäßige Realisierung des erfindungsgemäßen Verfahrens hat den Vorteil, dass bereits existierende medizintechnische Bildgebungssysteme auf einfache Weise durch ein Software-Update nachgerüstet werden können, um auf die erfindungsgemäße Weise zu arbeiten. Insofern wird die Aufgabe auch durch ein Computerprogrammprodukt gelöst, welches direkt in einen Speicher einer programmierbaren Steuereinrichtung eines medizintechnischen Bildgebungssystems ladbar ist, mit Programmcode-Mitteln, um alle Schritte des erfindungsgemäßen Verfahrens auszuführen, wenn das Programm auf der Steuereinrichtung ausgeführt wird.

Weitere, besonders vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen sowie aus der nachfolgenden Beschreibung, wobei die unabhängigen Ansprüche einer Anspruchskategorie auch analog zu den abhängigen Ansprüchen einer anderen Anspruchskategorie weitergebildet sein können und Merkmale verschiedener Ausführungsbeispiele auch zur Bildung weiterer Ausführungsbeispiele kombiniert werden können.

Vorzugsweise wird die untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve auf Basis einer populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve und/oder einer populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion ermittelt. Unter der „populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve" oder einer „populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion" wird eine modellhafte Kurve verstanden, die einen Mittelwert einer Mehrzahl von empirisch erfassten, d. h. tatsächlich gemessenen, zeitlichen Verläufen einer Kontrastmittel-Konzentration bzw. Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion bildet. Dabei wurden die Verläufe von einer Mehrzahl von Patienten erfasst und z. B. in einer Datenbank gespeichert. Bei einer hinreichenden Größe der zugrunde liegenden Patientengruppe kann die populationsgemittelte Anreicherungsmodellkurve bzw. Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion eine hohe statisti-

sche Aussagekraft über einen durchschnittlichen Verlauf einer Kontrastmittelkonzentration in einem Menschen besitzen. Die populationsgemittelte Anreicherungsmodellkurve bzw. Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion kann durch einen Korrekturfaktor, der z. B. auf Basis untersuchungsspezifischer Daten der durchzuführenden Untersuchung bzw. Messung, gegebenenfalls sogar patientenspezifischer Daten des aktuellen Patienten/Probanden gebildet wird, an dem später die bildgebende Messung vollzogen werden soll, individualisiert und zu einer untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve weiter verarbeitet werden. Mit dieser Methode kann eine untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve generiert werden, die mit einer erheblichen Wahrscheinlichkeit einen tatsächlichen Verlauf einer An- bzw. Abreicherung von Kontrastmittel in einem Untersuchungsobjekt prognostiziert. Dabei kann z. B. zunächst auf Basis der populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion eine populationsgemittelte Anreicherungsmodellkurve ermittelt werden und darauf basierend dann die untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve oder es wird, wie noch näher erläutert wird, eine untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve direkt auf Basis einer populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion ermittelt.

Gemäß einer bevorzugten Ausgestaltungsform werden Injektionsprotokolldaten erfasst, auf deren Basis die untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve ermittelt wird. Die Injektionsprotokolldaten beschreiben konkrete Bedingungen einer Gabe oder Zuführung von Kontrastmittel in das Untersuchungsobjekt bzw. in den Körper eines Patienten. Darunter fallen Informationen über einen Startzeitpunkt, eine Dauer bzw. einen Endzeitpunkt einer Kontrastmittelgabe sowie über eine Zuführungsrate des Kontrastmittels. Insbesondere ist eine Ermittlung einer untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve unter Verwendung einer Kombination einer populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion und der Injektionsprotokolldaten möglich.

So kann, unter der Prämisse, ein menschlicher Patient sei ein lineares, zeit-invariantes System, eine Anreicherungsmodellkurve C(t), welche die Injektionsprotokolldaten einbezieht, als Faltung (Konvolution) einer Kontrastmittelzuführungsfunktion IF(t) mit einer Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion AIR(t) beschrieben werden:

$$C(t) = IF(t) \otimes AIR(t) \qquad (1)$$

wobei die Kontrastmittelzuführungsfunktion IF(t) die Injektionsprotokolldaten repräsentiert. Wäre eine patientenindividuelle bzw. untersuchungsspezifische Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion AIR(t) bekannt, so könnte eine untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve unmittelbar berechnet werden. Andernfalls kann, wie z. B. in einem bevorzugten Verfahren gemäß der Erfindung, eine populationsgemittelte Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion $AIR_{POP-AVG}(t)$ verwendet werden.

Nach einer weiteren bevorzugten Ausführungsform wird die untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve auf Basis des zeitlichen Verlaufs der Konzentrationswerte aus einer Mehrzahl von Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven ausgewählt. Die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven können vor dem Schritt der Auswahl berechnet werden, z. B. unter Nutzung der aktuellen Injektionsprotokolldaten und der populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion. Sie repräsentieren mögliche Verläufe einer Kontrastmittel-Konzentration für eine Anzahl und vorzugsweise für eine Mehrzahl von virtuellen Kandidaten (bzw. virtuellen Patienten). Die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven können damit virtuell physiologische Unterschiede imitieren, die unterschiedliche Kandidaten kennzeichnen können. Vorzugsweise berücksichtigen die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven ein breites, besonders bevorzugt nahezu das gesamte, Spektrum menschlicher Physiologien, die zu einer unterschiedlich schnellen und/oder starken An- bzw. Abreicherung von Kontrastmittel im Körper führen können.

Ihre Berechnung kann sich z. B. an den Kriterien Alter, Größe und Gewicht orientieren.

Die Auswahl der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven zur Ermittlung der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve kann z. B. durch „Anfitten" an die vor einem Zeitpunkt der Auswahl erfassten Konzentrationswerte nach bekannten Methoden erzielt werden. Bei jeder weiteren Erfassung von Konzentrationswerten eines Kontrastmittel-Verlaufs kann sich demnach eine Wahrscheinlichkeit erhöhen, dass eine als untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve ausgewählte Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve einem zukünftigen tatsächlichen Kontrastmittel-Verlauf entspricht.

Diese Methode bietet den Vorteil, dass die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven vor einer Untersuchung, insbesondere sogar vor einer Kontrastmittelgabe eines Patienten berechnet und gespeichert werden können. In Abhängigkeit von aktuellen Konzentrationswerten werden lediglich die erfassten Konzentrationswerte mit zeitlich entsprechenden Punkten der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven verglichen und eine am besten passende Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve ausgewählt. Im Vergleich zu einer ebenfalls möglichen komplett neuen Berechnung einer untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve in Echtzeit während eines Bolus-Überwachungs-Scans bzw. nach jeder aktuellen Erfassung von Konzentrationswerten spart diese Vorgehensweise in erheblichem Maße Rechenleistung ein.

Vorzugsweise sind die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven durch unterschiedliche Breiten parametrisiert. Bei einer Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve, die eine Funktion der Kontrastmittel-Intensitätswerte über der Zeit ist, kann die Breite der Kurve verbildlichen, wie stark eine Pumpleistung des Herzens (auch „Herzzeitvolumen" oder „cardiac output" genannt) des zu untersuchenden Patienten ist und wie schnell sich damit ein in den Körper eingebrachtes Kontrastmittel im Körper des Patienten verbreitet. Je größer eine Breite der

Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve ist, desto geringer kann das Herzzeitvolumen des aktuell gemessenen Patienten sein. Ein Spitzenwert der Kontrastmittel-Konzentration im Zielbereich des Körpers wird damit später erreicht als bei einem Patienten mit einem vergleichsweise hohen Herzzeitvolumen. Eine Abreicherung des Kontrastmittels im Zielbereich kann sich ebenfalls langsamer vollziehen, da das Herz das Kontrastmittel langsamer im gesamten Körper verteilt. Unterschiedliche Breiten der einzelnen Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven repräsentieren also ein Spektrum an möglichen Patienten und fassen eine Vielzahl an physiologischen Eigenheiten und gegebenenfalls Defekten der Patienten zusammen.

Alternativ oder zusätzlich sind die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven vorzugsweise durch zumindest einen Korrekturfaktor parametrisiert. Der Korrekturfaktor kann ein beliebiger Faktor sein, der in eine Gleichung zur Berechnung der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven integriert werden kann. Damit können z. B. im Vorfeld zusätzlich vorhandene oder erfasste Daten verarbeitet werden, die eine individuellere Konstruktion der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven bzw. letztlich der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve ermöglichen. Ein oder mehrere Korrekturfaktoren können z. B. aus Parametern gebildet werden, die anzeigen, wie sich ein aktuell zu untersuchender Patient von einem virtuellen „populationsgemittelten Patienten" unterscheidet, z. B. durch Geschlecht, Gewicht oder körperliche Leistungsfähigkeit.

Vorzugsweise ist der Korrekturfaktor der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven jeweils so gewählt, dass Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven mit unterschiedlichen Breiten einen im Wesentlichen identischen Integralwert aufweisen. Ein identischer Integralwert bzw. eine gleich große Fläche unter der Kurve im Vergleich mehrerer Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven repräsentiert die Annahme, dass ein virtueller Körper eines „populationsgemittelten Patienten" genauso wie ein Körper eines einzelnen Patienten ein geschlossenes System darstellt.

Auf Basis dieser Prämisse bewirkt der Korrekturfaktor eine reziproke Änderung einer Amplitude einer Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve, wenn ihre Breite geändert wird. Beispielsweise führt bei einer größeren Breite der Kurve um den Faktor b_n und damit einer längeren zeitlichen Ausdehnung ein derartiger Korrekturfaktor dazu, dass eine Höhe der Kurve und somit ein Kontrastmittel-Intensitätswert geringer wird. Die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven $C_{Kn}(t)$ können unter Einbeziehung eines derartigen Korrekturfaktors $(1/b_n)$ z. B. folgendermaßen gebildet sein:

$$C_{Kn}(t)=IF(t)\otimes(1/b_n)\cdot a_{AVG}\cdot AIR(t_0+b_n\cdot t) \qquad (2)$$

a_{AVG} ist hierbei ein populationsgemittelter Skalierungsfaktor, der die Amplitude der Funktion skaliert und t_0 ein Parameter, durch den die Kurve zeitlich verschoben werden kann. n ist lediglich ein Index für die n-te Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve.

Nach einer weiteren bevorzugten Ausführungsform basiert ein weiterer Korrekturfaktor auf einer aktuellen Jodkonzentration des Kontrastmittels und/oder einer aktuellen Röhrenspannung eines bei der aktuellen Messung des Untersuchungsobjekts verwendeten Computertomographiesystems. Sowohl eine Jodkonzentration eines Kontrastmittels als auch eine Röhrenspannung, mit der bei einer Messung mittels eines Radiographiesystems Röntgenstrahlung in das Untersuchungsobjekt hineingestrahlt wird, beeinflussen erheblich Schwächungswerte der Röntgenstrahlung in einem Gewebe des Untersuchungsobjekts, das mit Kontrastmittel versetzt ist. Sie beeinflussen damit eine Messung eines Kontrastmittel-Intensitätswerts. Eine Einbeziehung eines dieser Werte oder beider Werte in eine Berechnung der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven bzw. der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve führt also zu einer präziseren Annäherung der Modellkurve an einen tatsächlichen Verlauf einer Kontrastmittel-Konzentration.

Vorzugsweise werden in eine Berechnung der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven bzw. der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve neben einer aktuellen Jodkonzentration des Kontrastmittels und/oder einer aktuellen Röhrenspannung eines verwendeten Radiographiesystems analog dazu auch Werte von Jodkonzentrationen und/oder Werte von Röhrenspannungen einbezogen, die patientenindividuellen Anreicherungskurven zugrunde liegen, auf deren Basis eine populationsgemittelte Anreicherungskurve gebildet wurde. Beispielsweise kann ein bei der Ermittlung der populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion verwendeter Jodkonzentrationswert co_{AVG} in ein Verhältnis mit einem aktuellen, bei der anstehenden Untersuchung verwendeten Jodkonzentrationswert co_U gesetzt werden und/oder ein bei der Ermittlung der populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion verwendeter Jodvektor fKV_{AVG} in ein Verhältnis mit einem aktuellen, bei der anstehenden Untersuchung verwendeten fKV_U Jodvektor gesetzt werden. Bei dem sogenannten „Jodvektor" handelt es sich um eine röhrenspannungswertabhängige Konstante, die angibt, welche Röhrenspannung der Röntgenquelle bei einer gegebenen Jod-Konzentration zu welchen Schwächungswerten führt. Er kann z.B. bei 80kV bei ca. 40 und bei 120kV bei ca. 25 liegen. Die Werte werden vorzugsweise für das konkret verwendete System bestimmt.

Die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven $C_{Kn}(t)$ können in einer Weiterbildung der Gleichung (2) unter Einbeziehung der beschriebenen Korrekturfaktoren (co_U/co_{AVG}; fKV_U/fKV_{AVG}) z. B. folgendermaßen gebildet sein:

$$C_{Kn}(t)=IF(t)\otimes(1/b_n)\cdot a_{POP\text{-}AVG}\cdot AIR(t_0+b_n\cdot t)\cdot co_U/co_{AVG}\cdot fKV_U/fKV_{AVG} \quad (3)$$

Alternativ könnten, anstatt die Korrekturfaktoren b und 1/b in den Gleichungen (2) oder (3) zu nutzen, auch experimentell ermittelte Daten zur Korrektur herangezogen werden.

Darüber hinaus kann das erfindungsgemäße Verfahren vorzugsweise derart weitergebildet werden, dass die untersuchungs-

spezifische Anreicherungsmodellkurve durch eine Anpassung der populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve und/oder eine Anpassung von Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven an den zeitlichen Verlauf der Konzentrationswerte ermittelt wird. Die Anpassungen der Kurven an die zu bestimmten Zeitpunkten erfassten Konzentrationswerte können in beliebiger Weise erfolgen, z. B. mittels einer Skalierung, Verschiebung etc.

Die Auswahl einer oder mehrerer untersuchungsspezifischer Anreicherungsmodellkurven aus den Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven durch Abgleich mit den zu bestimmten Zeitpunkten erfassten Konzentrationswerten bzw. durch Anpassung an diese kann dabei z. B. mittels beliebiger bekannter Fit-Verfahren erfolgen, die mit unterschiedlichen Optimierungsalgorithmen operieren.

Nach einer bevorzugten Ausgestaltungsform umfasst die Anpassung der populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve und/oder eine Anpassung von Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven an den zeitlichen Verlauf der Konzentrationswerte zumindest eine der folgenden mathematischen Operationen:

- relatives Verschieben der populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve und/oder der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven zu den Konzentrationswerten bezüglich eines Referenzkonzentrationswerts (d. h. eine Verschiebung in der Höhe, d. h. in Richtung der Kontrastmittelintensitätsskala)

und/oder

- relatives Verschieben der populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve und/oder der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven zu den Konzentrationswerten bezüglich eines Referenzzeitpunktes (d. h. eine Verschiebung in Zeitrichtung).

Die erstgenannte mathematische Operation basiert auf dem Umstand, dass auch ohne eine Existenz eines Kontrastmittels im Blut eines Patienten die nativen Röntgenschwächungswerten des

Blutes unterschiedlich sein können. Das bedeutet, dass die Messwerte variieren und unregelmäßig um einen Mittelwert, den Röntgenschwächungswert von nativem Patientenblut (d.h. eine virtuelle 0-Linie), schwanken können. Der Mittelwert kann z. B. ermittelt werden, indem eine Summe von erfassten Messwerten des Patientenbluts (vor einer Kontrastmittel-Einwirkung) durch die Anzahl an Messvorgängen geteilt wird. Der virtuelle Mittelwert wird in diesem Zusammenhang als Referenzkonzentrationswert (bzw. hier in der Regel konkret eine Konzentration von 0) bezeichnet. Vorzugsweise wird der Referenzkonzentrationswert durch das Verschieben gleich Null gesetzt, sodass erst ein signifikanter Anstieg der Konzentrationswerte, der dann durch die sukzessive Anreicherung des Blutes mit Kontrastmittel bedingt ist, über die neu definierte Null-Linie hinausgeht. Die populationsgemittelte Anreicherungsmodellkurve und/oder die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven werden also entlang der Kontrastmittel-Intensitätswert-Achse nach oben verschoben, im Falle der radiologischen Bildgebung z. B. auf ein Niveau eines Röntgenschwächungswerts (HU-Wert), das dem Röntgenschwächungswert von nativem Patientenblut entspricht.

Die zweitgenannte Operation kann zusätzlich oder alternativ zur erstgenannten Operation durchgeführt werden. Die populationsgemittelte Anreicherungsmodellkurve und/oder die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven können vorzugsweise in einem vorhergehenden Schritt miteinander synchronisiert werden, indem sie derart entlang der Zeitachse verschoben werden, dass sie allesamt durch einen letzten aktuellen Messpunkt der Kontrastmittel-Konzentration verlaufen. Dieser Messpunkt wird hier als Referenzzeitpunkt verstanden.

Nach der Synchronisierung kann dann die populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve und/oder jede der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven entlang der Zeitachse verschoben werden und daraus eine Modellkurve ermittelt werden, die am besten zu den erfassten Konzentrationswerten passt.

Besonders bevorzugt erfolgt die Anpassung lediglich mit der beschriebenen einfachen Verschiebung in Zeitrichtung und/oder mit einer Verschiebung in der Höhe, d. h. in Richtung der Kontrastmittelintensitätsskala. Eine solche simple Verschiebung verringert den Rechenaufwand für die Anpassung erheblich. Es hat sich auch herausgestellt, dass eine weitergehende Anpassung, insbesondere bei einem Verfahren, bei dem aus einer ausreichend großen Anzahl von (populationsgemittelten und bezüglich der Breite variierten) Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven eine passende untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve ausgewählt werden kann, nicht erforderlich ist.

Insbesondere kann die Auswahl einer oder mehrerer untersuchungsspezifischer Anreicherungsmodellkurven aus den Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven durch Abgleich mit den zu bestimmten Zeitpunkten erfassten Konzentrationswerten bzw. durch die Anpassung der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurven an die Konzentrationswerte unter Verwendung beliebiger bekannter Fit-Qualitätsermittlungsverfahren erfolgen. Darunter fallen beispielsweise die Methode der kleinsten Quadrate (method of least squares), die Methode des mittleren quadratischen Fehlers (mean squared error), die Methode der Summe quadratischer Fehler (sum of squared errors) oder die Methode der Summe absoluter Fehler (sum of absolute errors). Modellkurven mit einem besonders geringen Residuum können anschließend als untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurven verwendet werden.

Es ist einerseits möglich, stets alle im Voraus berechneten Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven für jeden neuen Messpunkt zu analysieren und erst im letzten Schritt eine Auswahl einer bestimmten untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve zu treffen. Andererseits ist es auch möglich, mit dem Fortschreiten der Mess- und Analysevorgänge eine Beschränkung auf jene Anreicherungsmodellkurve vorzunehmen, die nach einem vorgegebenen Kriterium besonders gut zum aktuellen Verlauf der Konzentrationswerte passen. Durch eine Reduzie-

rung der Analysevorgänge kann Rechenleistung eingespart werden.

Weiterhin können in einer Weiterbildung der Erfindung geschlechtsspezifische und/oder gewichtsspezifische und/oder größenspezifische und/oder defektspezifische und/oder altersspezifische populationsgemittelte Anreicherungsmodellkurven und/oder Kontrastmittel-Impulsantwortfunktionen verwendet werden. Die defektspezifische populationsgemittelte Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion bzw. Anreicherungsmodellkurve kann dabei Charakteristika einer oder mehrerer unterschiedlicher Krankheiten repräsentieren und weiter differenziert werden. Für jede der genannten physiologischen Personengruppen kann eine jeweils eigene populationsgemittelte Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion und/oder Anreicherungsmodellkurve gebildet werden. Die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven können also somit auf gruppenspezifischen Kontrastmittel-Impulsantwortfunktionen berechnet werden. Verfügt man über eine Mehrzahl der beschriebenen gruppenspezifischen populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktionen bzw. Anreicherungsmodellkurven, so ist es möglich, aufgrund eines Patientenbefunds vor einer Hauptmessung eines Patienten eine Vorauswahl aus den populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktionen bzw. Anreicherungsmodellkurven zu treffen.

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. Es zeigen:

Figur 1 ein Ablaufschema eines kontrastmittelgestützten Scans nach dem Stand der Technik,

Figur 2 eine schematische Darstellung eines Bildgebungssystems mit einer Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens,

Figur 3 ein Ablaufschema eines kontrastmittelgestützten Scans nach dem erfindungsgemäßen Verfahren,

Figur 4 ein Diagramm mit mehreren Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven mit unterschiedlichen Breitewerten,

Figur 5 ein Diagramm wie in Figur 4, das weitere Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven darstellt,

Figur 6 ein Diagramm mit einer Funktion eines optimalen Scan-Zeitversatzes über einer Breite einer Kontrastmittelverlaufsfunktion,

Figur 7 ein Diagramm wie in Figur 4, das Konzentrationswerte des Bolus-Überwachungs-Scans sowie eine hierzu ermittelte untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve darstellt,

Figur 8 ein Diagramm wie in Figur 4, das eine Null-Linienkorrektur von erfassten Konzentrationswerten zeigt,

Figur 9 ein Diagramm wie in Figur 4, das eine Synchronisierung mehrerer Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven auf einen Konzentrationswert darstellt,

Figur 10 ein Diagramm wie in Figur 4, das eine Verschiebung einer Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve entlang der Zeitachse zeigt,

Figur 11 ein Diagramm mit einer Anzahl von Kontrastmittel-Konzentrations-Maxima aufgetragen über der Zahl von Konzentrationswert-Erfassungen,

Figur 12 ein Diagramm wie in Figur 4, das zum Vergleich Konzentrationswerte des Bolus-Überwachungs-Scans sowie eine hierzu ermittelte untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve und tatsächlich gemessene Konzentrationsdaten des Hauptscans darstellt.

Bei den folgenden Ausführungsbeispielen wird davon ausgegangen, dass es sich bei dem bildgebenden System um ein Computertomographiesystem (CT-System) handelt, welches beispielsweise für eine CT-Angiographie genutzt werden kann. Es wird aber ausdrücklich darauf hingewiesen, dass die Erfindung nicht auf eine Anwendung an Computertomographiesystemen beschränkt ist, sondern auch mit anderen medizintechnischen Bildgebungssystemen, beispielsweise Magnetresonanzsystemen oder Ultraschallsystemen bzw. anders gearteten Computertomographiesystemen, eingesetzt werden kann.

Die Figur 1 wurde bereits in der Einleitung beschrieben.

Figur 2 zeigt ein Ausführungsbeispiel eines CT-Systems 1 mit einer erfindungsgemäßen Vorrichtung 25 zur Ermittlung eines Mess-Startzeitpunkts. Das CT-System 1 weist hier eine zentrale Steuer- und Verarbeitungseinrichtung 10 und eine Scannereinheit 2 auf.

Die Scannereinheit 2 umfasst einen Patiententisch 3 und ein Gantrygehäuse 4, in dem eine Rohdatenakquisitionseinrichtung 5 mit einer an einer Gantry montierten rotierbaren Röntgenstrahlungsquelle 6 sowie einer gegenüberliegend an der Gantry montierten rotierbaren Detektoranordnung 7 um einen Untersuchungsbereich 8 angebracht ist. Auf dem Patiententisch 3 ist ein Untersuchungsobjekt P, hier ein Proband oder Patient P, gelagert und kann entlang einer Systemachse (bzw. Rotationsachse) z in den Untersuchungsbereich 8 eingefahren werden.

Es wird ausdrücklich auch darauf hingewiesen, dass es sich bei dem in Figur 1 dargestellten Computertomographiesystem 1 nur um ein Ausführungsbeispiel handelt und die Erfindung selbstverständlich auch in Systemen genutzt werden kann, in denen sich die Gantry entlang des Patienten P oder Probanden P bewegt und dieser auf dem Patiententisch 3 an einer festen Position liegt.

Ebenso sind andere Arten von Detektoren verwendbar, beispielsweise sich entlang des gesamten Umfangs erstreckende Detektoren, die sich nicht mitbewegen, sondern bei denen lediglich die Röntgenstrahlungsquelle 6 rotiert. Weiterhin sind Varianten mit mehreren Röntgenstrahlungsquellen oder andere Aufbauten möglich.

In dem dargestellten Ausführungsbeispiel ist der Patient P bzw. Proband ein Mensch. Grundsätzlich kann das Verfahren aber auch an Tieren eingesetzt werden, d. h. der Begriff Proband P bzw. Patient P ist dementsprechend weit zu fassen.

Dem Probanden P oder Patienten P kann über eine Injektionsnadel 40 ein Kontrastmittel gegeben werden, wobei die Flussrate des Kontrastmittels in Abhängigkeit von der Zeit gemäß einer genau definierten Inputfunktion, welche beispielsweise in einem Injektionsprotokoll vorgegeben ist, durch eine Kontrastmittelgabeeinheit 18 gesteuert werden kann.

Gesteuert wird die Gantry 4 mit ihren Komponenten über die zentrale Steuer- und Verarbeitungseinrichtung 10, welche einen Prozessor 20 und mehrere Schnittstellen 11, 12, 13, 14, 15, 16 sowie einen Speicher 17 aufweist. Anstelle eines einzelnen Prozessors 20 können selbstverständlich auch mehrere zusammenwirkende Prozessoren eingesetzt werden.

Über eine erste Ausgangs-/Eingangs-Schnittstelle 11 ist ein Terminal 19 zur Bedienung des Computertomographiesystems 1 angeschlossen. Eine weitere Ausgangs-/Eingangs-Schnittstelle 12 dient zur Verbindung mit einem Netzwerk NW, beispielsweise einem RIS-Netzwerk (RIS = Radiologisches Informationssystem) und/oder einem PACS-Netzwerk (PACS = Picture Archiving and Communication System). Über dieses Netzwerk NW können Bilddaten und/oder Rohdaten zu Massenspeichern, Ausgabeeinheiten, Befundungsstationen, Workstations oder dergleichen übermittelt werden.

Über eine Steuerschnittstelle 13 können über eine Steuerleitung Signale an die Gantry 4 und die Röntgenstrahlungsquelle 6 übermittelt werden, um diese passend anzusteuern. Der Einfachheit halber ist für alle Steueraufgaben betreffend die Gantry 4 nur schematisch eine gemeinsame Steuerschnittstelle 13 gezeigt.

Um die jeweiligen Aufnahmen in der gewünschten Weise zu erzeugen, befindet sich auf dem Prozessor 20 auch eine Ansteuereinheit 21, welche in Form von Software realisiert ist. Diese Ansteuereinheit 21 übernimmt zur Ansteuerung des Scanners 2 für eine bestimmte Messung beispielsweise aus dem Speicher 17 bestimmte Scan-Protokolle SP. Üblicherweise enthält eine Steuer- und Verarbeitungseinheit 10 für ein Computertomographiesystem in einem Speicher 17 eine Vielzahl von solchen Scan-Protokollen SP für verschiedenste Untersuchungssituationen, wobei ein Bediener über das Terminal 19 jeweils ein passendes Scan-Protokoll SP auswählen und ggf. modifizieren kann. Nach Start der Messung arbeitet dann das gesamte CT-System 1 gemäß Steuerparametern im ausgewählten Scan-Protokoll SP. Über das Terminal 19 kann der Bediener aber jederzeit das gesamte CT-System 1 kontrollieren und ansteuern.

Über eine Rohdaten-Akquisitionsschnittstelle 14 werden über eine Datenleitung aus der Detektoranordnung 7 zu bestimmten, beispielsweise ausgewählten, Zeitpunkten Rohdaten RD, das heißt Projektionsmessdaten, akquiriert. Die gemessenen Rohdaten RD werden an eine Bildrekonstruktionseinheit 22 übermittelt, welche daraus Bilddatensätze erstellt und beispielsweise in DICOM-Dateien oder andere Bilddateien schreibt, welche dann für verschiedene weitere Funktionen zur Verfügung stehen. Zu diesen Funktionen gehört z. B. eine Speicherung im internen Speicher 17 oder einem externen Speicher über das Netzwerk NW, eine Anzeige auf dem Bildschirm des Terminals 19, aber auch eine automatische Auswertung, beispielsweise eine Segmentierung und/oder eine Ermittlung von Kontrastmittel-Anreicherungswerten in einer zuvor definierten interessierenden Körperregion. Diese Region kann beispielsweise nach

einer Anzeige auf dem Terminal 19 von einem Bediener mittels einer graphischen Benutzerschnittstelle manuell definiert worden sein. Es ist aber auch eine automatische Auswahl der Körperregion möglich. Wie später weiter erläutert (siehe Figur 3), kann die Region bzw. ein Zielbereich ZB des Patienten P in einer Hauptmessung HS erfasst werden. Eine die Hauptmessung HS vorbereitende Vormessung, z. B. zur Überwachung eines Anreicherungsverlaufs von Kontrastmittel, kann in einem Überwachungsbereich UB des Patienten P erfolgen, der - wie hier gezeigt - sehr nahe am Zielbereich ZB liegen kann. Falls z. B. in der Nutzmessung bzw. Hauptmessung HS von einem Herzen des Patienten P als Zielbereich ZB Bilddaten BD erfasst werden sollen, kann die Vormessung an der aszendierenden Aorta als Überwachungsbereich UB durchgeführt werden.

Über eine weitere Steuerschnittstelle 15 kann passend zur Steuerung der Gantry 4, der Röntgenstrahlungsquelle 6 und der Detektoranordnung 7 der Tischvorschub des Patiententischs 3 gesteuert werden, umso beispielsweise je nach Steuerprotokoll in einem sequenziellen Verfahren oder in einem Helixverfahren (Spiralverfahren) Rohdaten RD aus dem gewünschten Bereich des Untersuchungsobjekts P zu akquirieren und daraus die Bilddaten BD zu rekonstruieren. Dabei können sowohl einzelne Schichten als auch Volumendaten aufgenommen werden.

Über eine weitere Ausgangs-/Eingangs-Schnittstelle 16 besteht die Möglichkeit, über die Steuer- und Verarbeitungseinheit 10 die externe Kontrastmittelgabeeinheit 18 synchronisiert mit den weiteren Einheiten des CT-Systems 1 anzusteuern. Hierzu kann von der Steuer- und Verarbeitungseinheit 10 ein Startsignal SS an die Kontrastmittelgabeeinheit 18 übermittelt werden. Über diese Schnittstelle 16 können z.B. insbesondere auch die Informationen zum Injektionsprotokoll (wie die Kontrastmittel-Konzentration, die Flussrate, das Volumen, etc.) von der Steuer- und Verarbeitungseinheit 10 an die externe Kontrastmittelgabeeinheit 18 oder umgekehrt übermittelt werden. Alternativ kann die Kontrastmittelgabeeinheit 18 auch Teil der Steuer- und Verarbeitungseinheit 10 sein.

In dem dargestellten Ausführungsbeispiel ist in dem Prozessor 20 der Steuer- und Verarbeitungseinheit 10 eine Mess-Startzeitpunkt-Ermittlungseinheit 25 zur automatischen Ermittlung einer Messstartzeitpunkts einer Hauptmessung des Untersuchungsobjekts P realisiert. Diese weist eine Eingangs-Schnittstelle 26 zur Übernahme von Bilddaten BD und gegebenenfalls Konzentrationswerten KD auf, die optional von der Bildrekonstruktionseinheit 22 aus den Bilddaten BD ermittelt werden können. Die Mess-Startzeitpunkt-Ermittlungseinheit 25 weist darüber hinaus auch eine Eingangs-Schnittstelle 27 zur Übernahme von einer Anzahl von populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurven und/oder Kontrastmittel-Impulsantwortfunktionen auf, die beispielsweise im Speicher 17 hinterlegt sein können. Sie erhält auch die o.g. Informationen zum Injektionsprotokoll.

Zudem umfasst die Mess-Startzeitpunkt-Ermittlungseinheit 25 eine Kandidatenkurven-Berechnungseinheit 28 zur Erzeugung einer Anzahl von Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven auf Basis einer populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion, eine Anpassungseinheit 29 zur Anpassung der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven an die untersuchungsspezifischen Konzentrationswerte, eine Anreicherungsmodellkurven-Ermittlungseinheit 30 zur Ermittlung einer aktuellen untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve auf Basis der Anpassung, und eine Modellkurven-Analyseeinheit 24 zur Ermittlung des Mess-Startzeitpunktes t_s auf Basis der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve. Die Mess-Startzeitpunkt-Ermittlungseinheit 25 ist über eine Ausgangs-Schnittstelle 37 mit der Ansteuereinheit 21 verbunden, an die der Mess-Startzeitpunkt t_s übertragen wird und die daraufhin den Scanner 2 entsprechend ansteuert.

Die genaue Funktionsweise der Mess-Startzeitpunkt-Ermittlungseinheit 25 wird später noch anhand der Figuren 4 bis 12 genauer erläutert.

Die Bildrekonstruktionseinheit 22, die Mess-Startzeitpunkt-Ermittlungseinheit 25 sowie die Modellkurven-Analyseeinheit 24 sind hier in Form von Software auf dem Prozessor 20 realisiert. Grundsätzlich können all diese Einheiten aber auch zumindest zum Teil als Hardwarekomponenten realisiert sein.

Es ist klar, dass ein für die Erfindung genutztes CT-System 1 darüber hinaus auch noch eine Vielzahl weiterer üblicher Komponenten aufweisen kann, die jedoch aus Gründen der Vereinfachung in Figur 2 nicht weiter dargestellt sind und auch nicht weiter erläutert werden müssen, da sie dem Fachmann bekannt sind.

Figur 3 entspricht in ihrem Aufbau der Figur 1, mit dem Unterschied, dass eine vierte Zeitachse (IV) einen Berechnungszeitraum, in dem im Rahmen eines Modellkurven-Ermittlungsvorgangs MKE auf Basis der bisher gemessenen Konzentrationswerte KD_1, KD_2, …, KD_5, …, KD_8 eine oder mehrere untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurven C_M ermittelt werden, in einen zeitlichen Zusammenhang mit einer Kontrastmittelzuführungsfunktion IF(t), einer Kontrastmittelverlaufsfunktion C(t), einem Bolus-Überwachungs-Scan BTS und einer Hauptmessung HS bringt.

Wie in Figur 1 wird unmittelbar nach oder mit einem bestimmten Überwachungs-Zeitversatz UZ nach der Gabe des Kontrastmittels KM an einem Kontrastmittelgabe-Startzeitpunkt SK ein Bolus-Überwachungs-Scan BTS gestartet. An Erfassungszeitpunkten t_1, t_2, t_3, …, t_8 werden nun Konzentrationswerte KD_1, KD_2, KD_3, …, KD_8 (deren Nummerierung mit der Nummer der korrespondierenden Erfassungszeitpunkte übereinstimmt) des Kontrastmittels KM im Überwachungsbereich UB des Körpers P gemessen. Ein Konzentrationswert KD_5, der als erster signifikant zuvor erfasste Messwerte KD_1, …, KD_4 des Blutes übersteigt, löst einen Rechenvorgang aus, der eine erste aktuelle Kontrastmittelverlaufsfunktion C(t) berechnet. Diese Berechnung tritt an die Stelle einer Durchführung des Hauptscans HS des Zielbereichs ZB nach Maßgabe eines zuvor definierten Scan-

Zeitversatzes SZ, wie er Bestandteil des beschriebenen herkömmlichen Verfahrens ist.

Der Rechenvorgang operiert mit populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurven (auf Basis einer populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion AIR_{AVG}), die eine Kontrastmittel-Anreicherung als Mittelwert für eine Population beschreibt. Als Population kann dabei eine Gesamtpopulation oder eine geschlechtsspezifische und/oder gewichtsspezifische und/oder größenspezifische und/oder defektspezifische und/oder altersspezifische Population definiert sein. Das bedeutet, dass für einen Patienten P ein Mittelwert einer bestimmten Gruppe von Patienten gebildet wird, wobei die Gruppe bevorzugt möglichst gleiche physiologische Charakteristika mit dem Patienten P in Bezug auf mindestens einen Parameter teilt. Beispielsweise umfasst die Gruppe Menschen mit dem gleichen Geschlecht, einem ähnlichen Körpergewicht, einer ähnlichen Körpergröße, oder einem ähnlichen Alter. Die der populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve zugrunde liegenden Messwerte können z. B. in einer Datenbank DB gespeichert sein. In einem Kandidatenkurven-Berechnungsvorgang KB wird unter Einbeziehung einer Röhrenspannungskonstante fkV (abgeleitet von der bei der Ermittlung der populationsgemittelten Messdaten verwendeten Röhrenspannung des CT-Scanners) und korrespondierenden Injektionsprotokolldaten ID (z. B. mit Informationen einer Gesamtmenge von verwendetem Kontrastmittel KM, einer Injektionsrate sowie einem Jodgehalt des Kontrastmittels KM) mit der populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion eine Anzahl von Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, C_{K2}, …, C_{K7} (siehe auch Figur 4) berechnet, die mögliche Szenarien eines zeitlichen Verlaufs einer Kontrastmittelkonzentration repräsentieren. Diese Kurven C_{K1}, C_{K2}, …, C_{K7} können nach ihrer Berechnung ebenfalls in der Datenbank DB hinterlegt werden. Die Auswahl einer populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion und die Berechnung von Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, C_{K2}, …, C_{K7} können jeweils bereits vor einem Kontrastmittelgabe-Startzeitpunkt SK erfolgen.

Ein Algorithmus, der Injektionsprotokolldaten ID, d. h. zumindest einen Kontrastmittelgabe-Zeitraum IZ, eine Kontrastmittel-Injektionsrate KMR und dessen aktuelle Jodkonzentration co_u, sowie eine aktuell verwendete Röhrenspannung fkV_U berücksichtigt, berechnet, welche der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, C_{K2}, …, C_{K7} einer tatsächlichen Kontrastmittel-Anreicherungskurve, die hier nur durch den ersten signifikanten, zum Zeitpunkt t_5 erfassten Konzentrationswert KD_5 beschrieben wird, am ähnlichsten ist.

Der Rechenvorgang wird für jeden weiteren Konzentrationswert KD_6, KD_7, KD_8 des Kontrastmittels KM iterativ wiederholt. Nach jedem weiteren, mit den Konzentrationswerten KD_6, KD_7, KD_8 korrespondierenden Erfassungszeitpunkt t_6, t_7, t_8 entspricht eine untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve C_M, die aus der Schar der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, C_{K2}, …, C_{Kn} berechnet wird, mit größerer Zuverlässigkeit einer tatsächlichen Kontrastmittel-Anreicherungskurve. Bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel werden spätestens nach dem Erfassen des achten Konzentrationswerts KD_8 die Erfassung von Konzentrationswerten und die nachfolgende Berechnung abgebrochen, da ein Zeitpunkt erreicht ist, der als Puffer für die Ansteuerung bzw. Einrichtung des Scanners für einen Hauptscan HS notwendig ist. Dieser Abbruch des Bolus-Überwachungs-Scan BTS ist durch den am Ende des Modellkurven-Ermittlungsvorgangs MKE zwischen den Achsen IV und III in Figur 3 nach oben verlaufenden Pfeil symbolisiert. Auf Basis der zuletzt berechneten Kontrastmittelverlaufsfunktion C(t), die dann als untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve C_M verwendet wird (siehe Figur 7), wird nun ein Mess-Startzeitpunkt t_s zum Beginn des Hauptscans HS berechnet. Der Mess-Startzeitpunkt t_s berücksichtigt eine zuvor ermittelte Dauer des Hauptscans HS und wird z.B. so gelegt, dass der Hauptscan HS in einer Konzentrationsgipfelphase KG erfolgt, die sich von einem errechneten Höhepunkt KP der Kontrastmittel-Konzentration im Zielbereich ZB ausgehend zu gleichen Teilen in die Zeit vor dem Höhepunkt KP und nach dem Höhepunkt KP ausdehnt.

Bei diesem Verfahren wird also unter Berücksichtigung aller relevanten Scan-Parameter, Injektions-Parameter ID und Patienteneigenschaften aufgrund der Konzentrationswerte KD des Bolus-Überwachungs-Scans BTS in Echtzeit in Form der Konzentrationsgipfelphase KG der untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve ein optimales Zeitfenster zur Durchführung des Hauptscans HS des Patienten P ermittelt. Eine vorherige Festlegung eines Konzentrations-Schwellenwertes KS und eines Scan-Zeitversatzes SZ sind dafür nicht mehr zwingend erforderlich.

Figur 4 zeigt sieben Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, …, C_{K7}, die auf Basis einer populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion vor einer Hauptmessung HS berechnet und abgespeichert wurden und mögliche Verläufe einer Konzentration von Kontrastmittel KM im Körper eines Patienten P darstellen. Jede dieser Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, …, C_{K7} ist eine Funktion der Kontrastmittelintensität IK (in Hounsfield-Einheiten HU) über der Zeit t (in s). Die Berechnung erfolgt für jede der Funktionen C_{ki} (t) (mit i = 1 bis 7) mittels der oben genannten Gleichung (3).

Dabei werden verschiedene Breitewerte b_n (mit n = 1 bis 7) in die Gleichung (3) eingesetzt, die hier mit Schritten von 0.5 zwischen 1.0 und 4.0 liegen, sodass folgende Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_{K1}, …, C_{K7} entstehen:

C_{K1} für b_1 = 1.0
C_{K2} für b_2 = 1.5
C_{K3} für b_3 = 2.0
C_{K4} für b_4 = 2.5
C_{K5} für b_5 = 3.0
C_{K6} für b_6 = 3.5
C_{K7} für b_7 = 4.0

Die unterschiedlichen Breitewerte b_1, …, b_7 repräsentieren bzw. imitieren dabei modellhaft physiologische Unterschiede individueller Patienten P, deren Körper eine unterschiedlich schnelle An-/Abreicherung von Kontrastmittel KM aufweisen.

Der Korrekturfaktor ($1/b_n$) in Gleichung (3) berücksichtigt, wie bereits oben erwähnt, dass ein Mensch ein geschlossenes System bildet und sich daher bei einer Änderung der Breite der Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion $AIR_{AVG}(t)$ die Amplitude reziprok ändert. Dadurch bleibt, wie in Figur 4 zu erkennen ist, ein Integralwert der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, …, C_{K7} bzw. die Flächen unter den Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, …, C_{K7} jeweils identisch.

Experimentell kann belegt werden, dass, falls die Annahme der Reziprozität in einer Messung eines individuellen Patienten P nicht erfüllt ist, eine Auswirkung der Diskrepanz zwischen der erfindungsgemäßen Modellrechnung und den tatsächlichen Eigenschaften eines individuellen Patienten P auf einen Mess-Startzeitpunkt t_s der Hauptmessung HS sehr gering ist. Bei einer untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve C_M ändern sich in diesem Fall die Amplitude bzw. absolute Kontrastmittel-Intensitätswerte IK. Aufgrund eines sehr ähnlichen zeitlichen Verlaufs liegt ein die Konzentrationsgipfelphase KG bestimmendes Kontrastmittel-Konzentrations-Maximum IP jedoch an ähnlicher Stelle. Insofern gilt die obige Annahme der Reziprozität allgemein.

Alternativ könnte man, anstatt in den Gleichungen (2) oder (3) den Korrekturfaktor b und seinen reziproken Wert, 1/b, zu verwenden, auch experimentelle Daten verwenden, die über eine Tabelle (engl. Look-up-table (LUT)) den Zusammenhang zwischen der Breite und Amplitude der Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion beschreiben.

Die berechneten bzw. „simulierten" Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, …, C_{K7} sollten idealerweise eine, im Vergleich zur zeitlichen Auflösung des Bolus-Überwachungs-Scans BTS (welche meist bei CT-Messungen bei ca. 1 bis 2s liegt), zeitlich hohe Auflösung von z. B. zwischen 0.01s und 0.001s aufweisen.

Die eingangs genannte Gleichung (3) berücksichtigt zusätzlich die Jod-Konzentration co_U des in der aktuellen Messung verwendeten Kontrastmittels KM im Verhältnis zur Jod-Konzentration co_{AVG}, die den Messungen zugrunde lag, aus welchen eine populationsgemittelte Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion $AIR_{AVG}(t)$ berechnet wurde.

Die in der Figur 4 gezeigten Werte basieren weiterhin auf Injektionsprotokolldaten ID bzw. auf einer Kontrastmittelzuführungsfunktion IF(t), bei denen beispielhaft ein Kontrastmittelvolumen von 70 ml mit einer Injektionsrate von 5ml/s in den Körper P eingebracht wird, und das Kontrastmittel KM eine Konzentration von 300 mg Jod/ml aufweist. Daneben berücksichtigt die Gleichung (3) den Jodvektor fKV_U, der wie oben erläutert von der Röhrenspannung abhängt, mit der ein radiologisches Bildgebungssystem in der aktuellen Messung (genauer gesagt dem Bolus-Überwachungs-Scan BTS der aktuellen Messung) betrieben wird. Dieser Jodvektor fKV_U bildet einen Quotienten mit dem Jodvektor fKV_{AVG}, der wiederum von der Röhrenspannung abhängt, die den Messungen zugrunde lag, aus welchen die populationsgemittelte Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion $AIR_{AVG}(t)$ gebildet wurde.

Auch andere Parameter, die bestimmen können, wie weit sich ein individueller Patient P von den verwendeten populationsgemittelten Werten unterscheidet, wie z. B. Herzrate, Herzzeitvolumen oder Gewicht, könnten prinzipiell in Gleichung (3) durch eigene Korrekturfaktoren zusätzlich berücksichtigt werden.

Die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, …, C_{K7} zeigen, dass ein vergleichsweise hoher Breitewert b sich in einer breiteren Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion AIR(t) niederschlägt und ein Kontrastmittel-Konzentrations-Maximum IP dabei erst nach vergleichsweise längerer Zeit erreicht wird. Aus dem Kurvenverlauf kann geschlossen werden, dass ein derartiger Patient ein niedriges Herzzeitvolumen aufweist. Die physiologischen Eigenschaften eines Patienten erschließen

sich also in diesem Verfahren aus einer letztlich ausgewählten untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve C_M, ohne dass diese von vorneherein mit patientenspezifischen Parametern angereichert wurde.

Figur 5 zeigt drei Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K10}, C_{K11}, C_{K12}, wobei Breitenwerte b_{10}, b_{11}, b_{12} (siehe hierzu Figur 6) ihrer jeweils zugrunde liegenden Kontrastmittel-Impulsantwortfunktionen AIR(t) mit 1.0 (C_{K10}), 2.0 (C_{K11}) und 3.0 (C_{K12}) angegeben sind. Die Injektionsprotokolldaten ID zur Berechnung dieser Kurven weisen hier beispielhaft eine Gesamtmenge an Kontrastmittel KM von 90ml aus, das bei einer Injektionsrate von 5ml pro Sekunde in den Körper des Patienten P eingebracht wird. Eine Jod-Konzentration co_U des verwendeten Kontrastmittels KM beträgt 300mg Jod/ml. Eine bei der Hauptmessung HS verwendete Röhrenspannung einer Röntgenröhre, die zur Berechnung der Röhrenspannungskonstante fkV_U dient, beträgt 100kV.

Unter Berücksichtigung der geplanten Dauer des Hauptscans HS (die Dauer ergibt sich z. B. aus der Scanlänge und dem „Pitch", d. h. dem Verhältnis von Tischvorschub zu Strahlkollimierung eines CT-Scanners), kann für jede Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_{K10}, …, C_{K12} eine Konzentrationsgipfelphase KG_{10}, …, KG_{12} bestimmt werden, d. h. also ein Zeitraum mit der Dauer des Hauptscans, der z.B. eine maximalen Kontrastmittel-Anreicherung IP inkludiert. Die Konzentrationsgipfelphase KG ist hier definiert als ein Zeitraum der höchsten Kontrastmittel-Anreicherung. Sie kann aber auch als Zeitraum definiert werden, bevor ein Maximum der Kontrastmittel-Anreicherung erreicht wird. Die zweite Option bietet eine höhere Sicherheit, dass ein so ermittelter Mess-Startzeitpunkt t_s einer Hauptmessung HS näher an dem Zeitpunkt liegt, wie er nach dem herkömmlichen Verfahren ausgehend von einem Konzentrations-Schwellenwert KS ermittelt wird (siehe Figur 1). Sie ist jedoch auch weniger effizient, da eine maximale Kontrastmittel-Anreicherung nicht vollständig genutzt wird. In dem hier beschriebenen Beispiel dauert die

Konzentrationsgipfelphase KG_{10}, …, KG_{12} jeweils vordefiniert 4s, sie kann aber auch kürzer oder länger definiert werden, je nach Scandauer des Hauptscans HS.

Nach dem in Figur 1 beschriebenen Verfahren gemäß dem Stand der Technik würden jeweils bei einem Konzentrations-Schwellenwert KS von 150 HU die Bolus-Überwachungs-Scans BTS beendet. Nach Ablauf eines Scan-Zeitversatzes SZ mit einem fixen Wert, z. B. von 3s, würde automatisch eine Hauptmessung HS starten. Figur 5 zeigt jedoch, dass für jede der drei Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K10}, …, C_{K12} ein unterschiedlicher Scan-Zeitversatz SZ_{10}, SZ_{11}, SZ_{12} optimal wäre. Für die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_{K10} wären es etwa 11s, für die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_{K11} etwa 9s und für die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_{K12} nur etwa 7s. Dies zeigt, dass man mit einem Scan-Zeitversatz SZ von z. B. 3s (wie in Figur 1) eine Hauptmessung HS deutlich vor einem Kontrastmittel-Konzentrations-Maximum IP durchführen würde, und dadurch eine suboptimale Kontrastmittel-Anreicherung in den Bilddaten BD erreichen würde.

Figur 6 verdeutlicht den in der Figur 5 hergestellten Zusammenhang zwischen einer Breite der Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion AIR(t) und einem optimalen Scan-Zeitversatz SZ_o, der einen Zeitraum zwischen einem Ende eines Bolus-Überwachungs-Scans BTS und einem Mess-Startzeitpunkt t_s angibt. Je größer ein Breitenwert (b = 0.5 bis 3.0) einer Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_K oder einer untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve C_M ist, desto geringer ist ein Wert eines optimalen Scan-Zeitversatzes SZ_{10}, SZ_{11}, SZ_{12} (diese drei eingezeichneten Werte entsprechen hier konkret den Breitenwerten $b_{10} = 1$, $b_{11} = 2$, $b_{12} = 3$), der hier zwischen 7s und 13s liegt.

In der Figur 7 sind die im Rahmen des Bolus-Überwachungs-Scans BTS in Messintervallen, wie z. B. von jeweils 1s, an Messzeitpunkten t_1, t_2, …, t_{21} erfassten Konzentrationswerte KD_1, KD_2, …, KD_{21} dargestellt. Der Bolus-Überwachungs-Scan BTS

wird mit einem Überwachungs-Zeitversatz UZ, hier z. B. von etwa 8s, nach dem Kontrastmittelgabe-Startzeitpunkt SK gestartet. Mit der Erfassung des Konzentrationswerts KD_{13} ist ein zuvor definierter Schwellenwert, hier z. B. von 30 HU, über einem Ausgangsniveau in Form der zuvor erfassten Konzentrationswerte KD_1, KD_2, …, KD_{12} erreicht. Das Ausgangsniveau der Konzentrationswerte KD_1, KD_2, …, KD_{12} repräsentiert dabei einen nativen Röntgenschwächungs- bzw. HU-Wert des Patientenblutes (der hier bei ca. 50 HU liegt). Durch Überschreiten des Schwellenwerts wird ein Rechenvorgang gestartet. Der dabei verwendete Algorithmus (siehe Figur 4) ermittelt in real-time nach jeder Messung KD_{13}, …, KD_{21} eine aktuelle untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve. Nach einer letzten Erfassung von Konzentrationswerten KD_{21} ergibt sich die untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve C_M (siehe auch Figur 4) auf Basis der erfassten Konzentrationswerte KD_1, …, KD_{21}. Diese Ermittlung der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve C_M erfolgt gemäß der bevorzugten Variante des Verfahrens durch Auswahl einer Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_K (siehe unten), die besonders gut an den Verlauf der bis zu einem aktuellen Erfassungszeitpunkt (hier t_{21}) erfassten Konzentrationswerte KD angepasst ist. Das genaue Vorgehen bei der Auswahl der passendsten Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_K wird im Folgenden anhand der Figuren 8 bis 11 genauer erläutert.

Zunächst müssen die Konzentrationswerte KD bzw. Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_K so angepasst werden, dass der native Röntgenschwächungswert bzw. HU-Wert von Patientenblut in der Berechnung einer untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve C_M (implizit) berücksichtigt wird. Dazu wird eine „Null-Linie" bzw. ein Referenzkonzentrationswert C_0, der durch einen Röntgenschwächungswert für reines Wasser auf 0 HU definiert ist, auf einen stets individuell zu bestimmenden Röntgenschwächungswert eines Blutvolumens des zu messenden Patienten P verschoben („Baseline-Offset", d. h. Null-Linien-Verschiebung). Dies ist in Figur 8 dargestellt. Wenn z. B. ein Blutvolumen eines Patienten P ohne einen Eintrag von Kon-

trastmittel KM einen nativen Wert von 50 HU aufweist, und nach einem Eintrag von Kontrastmittel KM in Bilddaten BD des Blutes ein Konzentrationswert KD von 80 HU festgestellt wird, resultiert aus der Differenz ein Kontrastmittel-Anstieg von 30 HU. Es wird zunächst für eine Phase ohne Einwirkung von Kontrastmittel KM in einer Pre-Monitoring-Phase eine Grund- bzw. Nulllinie mit dem Mittelwert MW ermittelt (hier z. B. bei ca. 50 HU). Anschließend werden alle in dieser Phase erfassten Konzentrationswerte KD nach unten korrigiert auf den korrigierten Mittelwert MW_k (mit 0 HU). Auch alle Konzentrationswerte KD_1 bis KD_{21}, die im Rahmen eines Bolus-Überwachungs-Scans BTS bzw. Monitoring-Scans von einem Untersuchungsobjekt P mit Einwirkung des Kontrastmittels KM erfasst werden, werden im Folgenden virtuell um 50 HU nach unten korrigiert zu Konzentrationswerten $KD_{1'}$ bis $KD_{21'}$. Dies erfolgt mittels einer Verschiebung der Null-Linie an einer Achse der Kontrastmittel-Intensitätswerte IK um den gleichen Wert nach oben, sodass das Blut des Patienten gleich 0 HU gesetzt wird. Die Verschiebung kann in der Pre-Monitoring-Phase bestimmt werden und/oder aus einer Anzahl von Konzentrationswert-Erfassungen im Überwachungsbereich UB, z. B. einem Mittelwert der ersten vier Erfassungen, für die mit absoluter Sicherheit angenommen werden kann, dass das Kontrastmittel KM noch nicht im Überwachungsbereich UB angekommen ist.

Alternativ können die simulierten Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_K um den aktuell ermittelten HU-Wert des Patientenbluts erhöht werden. Diese Methode führt letztlich zum gleichen Ergebnis. Alle folgenden mathematischen Operationen beziehen sich auf den Anstieg der Kontrastmittelkonzentration bzw. auf die bezüglich des Nulllinien-Offsets korrigierten Konzentrationswerte KD', und nicht auf die absoluten Röntgenschwächungs- bzw. HU-Werte.

Figur 9 zeigt hierzu daher als Bestandteil einer Anpassung von Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_K an den zeitlichen Verlauf erfasster Konzentrationswerte KD eine bildliche Repräsentation eines Synchronisierungsverfahrens. Die Kandida-

ten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, …, C_{K7}, die sich durch die Breitewerte b_1, …, b_7 voneinander unterscheiden, werden jeweils derart entlang der Zeitachse t verschoben, dass sie allesamt durch einen Messpunkt der Kontrastmittel-Konzentration $KD_{18'}$ verlaufen, der zu einem Messzeitpunkt t_{18} erfasst wurde. Für jede Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_{K1}, …, C_{K7} wird dafür separat der Zeitpunkt bestimmt, an dem sie dem Konzentrationswert $KD_{18'}$ am nächsten liegt. Dieser Schritt resultiert in zeitlich unterschiedlichen bzw. zueinander verschobenen Referenzzeitpunkten t_0, an denen die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, …, C_{K7} aus einer virtuellen Nulllinie ansteigen. Konkret sind dies hier $t_{0,1}$ (für C_{K1}), $t_{0,2}$ (für C_{K2}), $t_{0,3}$ (für C_{K3}), …, $t_{0,7}$ (für C_{K7}).

Figur 10 illustriert den erforderlichen Schritt zur Ermittlung der passendsten Kurven, der im Anschluss an das Synchronisierungsverfahren nach Figur 9 vollzogen wird. Die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_{K5} als Beispiel für jede der in Figur 9 gezeigten Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, …, C_{K7} wird um einen bestimmten Zeitbereich entlang der Zeitachse, z. B. 3s, in Schritten von z. B. 0.1s an dem letzten erfassten (und bezüglich des Nulllinien-Offsets korrigierten) Konzentrationswert $KD_{18'}$ vorbeigeschoben. Mittels der „Methode der kleinsten Quadrate" wird für die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_{K5} ($b_5 = 3.0$) eine bestmögliche Übereinstimmung und damit eine optimale zeitliche Verschiebung t_v gesucht.

Nach der Analyse des gesamten Zeitbereichs wird die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_{K5o} als Kurve mit der besten Übereinstimmung ermittelt. Sie wurde mittels eines Zeitverschiebungswerts t_v erzielt, der ein kleinstmögliches Residuum in Bezug auf eine Übereinstimmung mit den erfassten Konzentrationswerten KD aufweist. Anschließend werden die konkreten Parameter dieser am besten passenden Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_{K5o} gespeichert: das genannte Residuum („goodness of fit"), ein Breitenwert b, der Referenzzeitpunkt t_0 und ein Zeitverschiebungswert t_v. Dieser Schritt

der Anpassung wird für jede der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, …, C_{K7} nach Messung jedes neuen Konzentrationswertes KD erneut durchgeführt.

Nach Analyse aller zuvor berechneten Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_{K1}, …, C_{K7} wird eine Kandidaten-Anreicherungsmodellkurve C_K mit dem geringsten Residuum ermittelt. Die zugehörige untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve $C_M(t+t_0+t_v)$ wird zur Vorhersage der Kontrastmittel-Anreicherung nach Erfassung des letzten Konzentrationswerts KD verwendet.

Als Fit-Qualitäts-Ermittlungsverfahren kann, wie erwähnt, die Methode des mittleren quadrierten Fehlers („mean squared error") angewandt werden, um eine optimale Anpassung einer untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve C_M an einen zeitlichen Verlauf der Konzentrationswerte KD zu ermitteln. Alternativ können auch andere Similaritäts-Methoden verwendet werden, wie z. B. die Summe quadrierter Fehler („sum of squared errors") oder die Summe absoluter Fehler („sum of absolute errors").

Alternativ zu einer Analyse aller im Voraus berechneten Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_K nach jeder neuen Erfassung von Konzentrationswerten KD kann mit einer zunehmenden Anzahl von Erfassungen eine jeweils nächste Iteration beschränkt werden auf jene Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven C_K, die bei einer vorhergehenden Anpassung nach einem bestimmten Schwellenwert am besten zu den bislang erfassten Konzentrationswerten KD gepasst haben. Dies bietet den Vorteil einer schrittweisen Verringerung notwendiger Rechenkapazitäten.

Dieses Verfahren wird wiederholt, solange der Bolus-Überwachungs-Scan BTS weiterläuft. Nach jeder folgenden Erfassung von Konzentrationswerten KD im Rahmen des Bolus-Überwachungs-Scans BTS steigt eine Zuverlässigkeit der Vorhersage, da die jeweils aktuelle untersuchungsspezifische An-

reicherungsmodellkurve C_M immer einen Konzentrationswert KD mehr enthalten wird als die jeweils zuvor durchgeführte Berechnung.

Um festzustellen, ob die passende Kurve gefunden wurde, zeigt Figur 11 eine Veränderung eines jeweils nach Erfassungen der Konzentrationswerte KD_{13}, …, KD_{21} durch den Algorithmus (siehe Figur 4) berechneten Kontrastmittel-Konzentrations-Maximums IP_1, …, IP_9 der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve C_M. Gemäß einer ersten, zweiten und dritten Berechnung (an den Konzentrationswert-Messpunkten MP 13 bis 15) liegt ein prognostiziertes Kontrastmittel-Konzentrations-Maximum IP_1, IP_2, IP_3 bei etwa 42s nach dem Kontrastmittelgabe-Startzeitpunkt SK. Gemäß einer vierten Berechnung (am Konzentrationswert-Messpunkt MP 16) liegt das prognostizierte Kontrastmittel-Konzentrations-Maximum IP_4 bei etwa 43s nach dem Kontrastmittelgabe-Startzeitpunkt SK. Die Figur zeigt, dass nach jeder weiteren Erfassung von Konzentrationswerten KD_{14}, …, KD_{17} nach Überschreiten eines vorgegebenen Schwellenwerts ein berechnetes Kontrastmittel-Konzentrations-Maximum IP_2, …, IP_5 angepasst wird, bis der Algorithmus nach der 18. Messung (des Konzentrationswerts KD_{18}; am korrespondierenden 18. Konzentrationswert-Messpunkt MP) den Konzentrations-Spitzenwert IP_6 auf etwa 40s nach dem Kontrastmittelgabe-Startzeitpunkt SK berechnet. Dieser Wert wird in diesem Beispiel durch die folgenden Messungen und Berechnungen bis hin zur 21. Messung (des Konzentrationswerts KD_{21}; am korrespondierenden 21. Konzentrationswert-Messpunkt MP) wiederholt bestätigt.

Eine Steuereinrichtung (siehe Figur 2) des verwendeten CT-Systems 1 beendet einen mit Hilfe des Algorithmus durchgeführten Rechenvorgang und den Bolus-Überwachungs-Scan BTS, wenn z. B. die auf Basis eines zuletzt erfassten Konzentrationswerts KD berechnete untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve C_M einen zuvor definierten Zuverlässigkeits-Schwellenwert überschreitet, d. h. also mit hinreichender Wahrscheinlichkeit einen zukünftigen Verlauf einer untersu-

chungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve vorhersagt. Dies kann z. B. der Fall sein, wenn zwei oder mehrere sukzessiv ermittelte Kontrastmittel-Konzentrations-Maxima IP im Wesentlichen konstante Werte aufweisen (also beispielsweise Werte mit einer Varianz unter 5%), wie dies hier bei den Kontrastmittel-Konzentrations-Maxima IP_6 bis IP_9 festzustellen ist. Wenn der Zuverlässigkeits-Schwellenwert nicht erreicht wird, so werden der Rechenvorgang und der Bolus-Überwachungs-Scan BTS spätestens an einem Zeitpunkt gestoppt, der einen Zeitpuffer garantiert, welcher für eine Vorbereitung der Scan-Einrichtung vor einer Hauptmessung HS notwendig ist („maximaler Scan-delay"). Der Zeitpuffer ermöglicht beispielsweise, dass ein Patiententisch des CT-Systems nach Beendigung des Bolus-Überwachungs-Scans BTS in eine geeignete Position zur Durchführung der Hauptmessung HS verfahren kann.

Figur 12 zeigt noch einmal zur Bestätigung der Zuverlässigkeit des Verfahrens eine untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve $C_{M'}$, die im Unterschied zur untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve C_M nach Figur 7 unter Verwendung anderer konkreter Werte berechnet wurde. Der prognostizierte Kurvenverlauf wurde durch eine Erfassung von Konzentrationswerten KD im Nachhinein (durch Sternchen gekennzeichnet; im Unterschied zu den durch Kreise markierten Konzentrationswerten KD, die zur Berechnung der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve $C_{M'}$ dienten) verifiziert. Dies belegt, dass eine Berechnung einer Konzentrationsgipfelphase KG auf Basis des erfindungsgemäßen Algorithmus (siehe Figur 4) auch bei veränderten Bedingungen, z. B. einem unterschiedlichen Breitenwert der Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion, einem anderen Injektionsprotokoll und einer anderen kV-Stufe, in Patienten realistische Ergebnisse erbringt.

Es wird abschließend noch einmal darauf hingewiesen, dass es sich bei den vorhergehend detailliert beschriebenen 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. Ebenso schließt der Begriff „Einheit" nicht aus, dass diese aus mehreren zusammenwirkenden Teil-Komponenten besteht, die gegebenenfalls auch räumlich verteilt sein können.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Ermittlung eines Mess-Startzeitpunktes (t_s) für eine bildgebende Messung mittels eines medizintechnischen Bildgebungssystems (1) in Abhängigkeit von einem zeitlichen Verlauf von Konzentrationswerten (KD_1, …, KD_{21}) eines Kontrastmittels (KM) in einem Überwachungsbereich (UB) eines Untersuchungsobjekts (P) mit den folgenden Schritten:

- Erfassung der Konzentrationswerte (KD_1, …, KD_{21}) einer jeweils aktuellen Konzentration des Kontrastmittels (KM) in dem Überwachungsbereich (UB) zu verschiedenen aufeinander folgenden Erfassungszeitpunkten (t_1, …, t_9),
- Ermittlung einer aktuellen untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve (C_M) auf Basis eines zeitlichen Verlaufs der Konzentrationswerte (KD_1, …, KD_{21}),
- Ermittlung des Mess-Startzeitpunktes (t_s) auf Basis der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve (C_M).

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve (C_M) auf Basis einer populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve und/oder populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion ermittelt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei Injektionsprotokolldaten (ID) erfasst werden und die untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve (C_M) auf Basis der Injektionsprotokolldaten (ID) ermittelt wird.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve (C_M) auf Basis des zeitlichen Verlaufs der Konzentrationswerte (KD_1, …, KD_{21}) aus einer Mehrzahl von Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven (C_{K1}, …, C_{K12}) ausgewählt wird.

5. Verfahren nach Anspruch 4, wobei die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven (C_{K1}, …, C_{K12}) durch unterschiedliche Breiten (b_1, …, b_{12}) parametrisiert sind.

6. Verfahren nach Anspruch 4 oder 5, wobei die Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven (C_{K1}, …, C_{K12}) durch zumindest einen Korrekturfaktor parametrisiert sind.

7. Verfahren nach Anspruch 5 und 6, wobei der Korrekturfaktor der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven (C_{K1}, …, C_{K12}) jeweils so gewählt ist, dass Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven (C_{K1}, …, C_{K12}) mit unterschiedlichen Breiten (b_1, …, b_{12}) einen im Wesentlichen identischen Integralwert aufweisen.

8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, wobei der Korrekturfaktor auf einer aktuellen Jodkonzentration (co_U) des Kontrastmittels (KM) und/oder einer aktuellen Röhrenspannung eines bei der aktuellen Messung verwendeten Computertomographiesystems (1) basiert.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 8, wobei die untersuchungsspezifische Anreicherungsmodellkurve (C_M) durch eine Anpassung der populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve und/oder eine Anpassung von Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven (C_{K1}, …, C_{K12}) an den zeitlichen Verlauf der Konzentrationswerte (KD_1, …, KD_{21}) ermittelt wird.

10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei die Anpassung der populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve und/oder eine Anpassung von Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven (C_M, C_{K1}, …, C_{K12}) an den zeitlichen Verlauf der Konzentrationswerte (KD_1, …, KD_{21}) zumindest eine der folgenden Operationen umfasst:

- relatives Verschieben der populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve (C_M) und/oder der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven (C_{K1}, …, C_{K12}) zu den Konzentrationswerten (KD_1, …, KD_{21}) bezüglich eines Referenzkonzentrationswerts (C_0).

und/oder

- relatives Verschieben der populationsgemittelten Anreicherungsmodellkurve (C_M) und/oder der Kandidaten-Anreicherungsmodellkurven (C_{K1}, …, C_{K12}) zu den Konzentrati-

onswerten (KD_1, …, KD_{21}) bezüglich eines Referenzzeitpunktes (t_0).

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 10, wobei eine geschlechtsspezifische und/oder gewichtsspezifische und/oder größenspezifische und/oder defektspezifische und/oder altersspezifische populationsgemittelte Anreicherungsmodellkurve und/oder populationsgemittelten Kontrastmittel-Impulsantwortfunktion verwendet wird.

12. Verfahren zur Ansteuerung eines medizintechnischen Bildgebungssystems (1) zur Erzeugung von Bilddaten (BD) eines Untersuchungsobjekts (P) mit den folgenden Schritten:

- Ermittlung eines Mess-Startzeitpunktes (t_s) für eine bildgebende Messung in Abhängigkeit von einem zeitlichen Verlauf von Konzentrationswerten (KD_1, …, KD_{21}) eines Kontrastmittels (KM) in einem Überwachungsbereich (UB) des Untersuchungsobjekts (P) nach einem der Ansprüche 1 bis 11,
- Durchführung einer bildgebenden Messung eines Zielbereichs (ZB) des Untersuchungsobjekts (P) unter Verwendung des ermittelten Mess-Startzeitpunkts (t_s).

13. Steuereinrichtung (10) für ein medizintechnisches Bildgebungssystem (1) mit

- einer Schnittstelle (16) zur Erfassung oder Ausgabe eines Kontrastmittelgabe-Startzeitpunkts (SK),
- einer Mess-Startzeitpunkt-Ermittlungseinheit (25) mit
  - einer Eingangs-Schnittstelle (16) zur Erfassung von Konzentrationswerten (KD_1, …, KD_{21}) einer jeweils aktuellen Konzentration eines Kontrastmittels (KM) in einem Überwachungsbereich (UB) eines Untersuchungsobjekts (P) zu verschiedenen aufeinander folgenden Erfassungszeitpunkten (t_1, …, t_9),
  - einer Anreicherungsmodellkurven-Ermittlungseinheit (30) zur Ermittlung einer aktuellen untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve (C_M) auf Basis eines zeitlichen Verlaufs der Konzentrationswerte (KD_1, …, KD_{21}),

- einer Modellkurven-Analyseeinheit (24) zur Ermittlung des Mess-Startzeitpunktes (t_s) auf Basis der untersuchungsspezifischen Anreicherungsmodellkurve (C_M).

14. Medizintechnisches Bildgebungssystem (1) zum Erzeugen von Bilddaten (BD) eines Zielbereichs (ZB) im Inneren eines Untersuchungsobjekts (P) umfassend eine Steuereinrichtung (10) nach Anspruch 13.

15. Computerprogrammprodukt, welches direkt in einen Speicher einer Steuereinrichtung (10) eines medizintechnischen Bildgebungssystems (1) ladbar ist, mit Programmcode-Mitteln, um alle Schritte eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 11 auszuführen, wenn das Programmprodukt auf der Steuereinrichtung (10) ausgeführt wird.

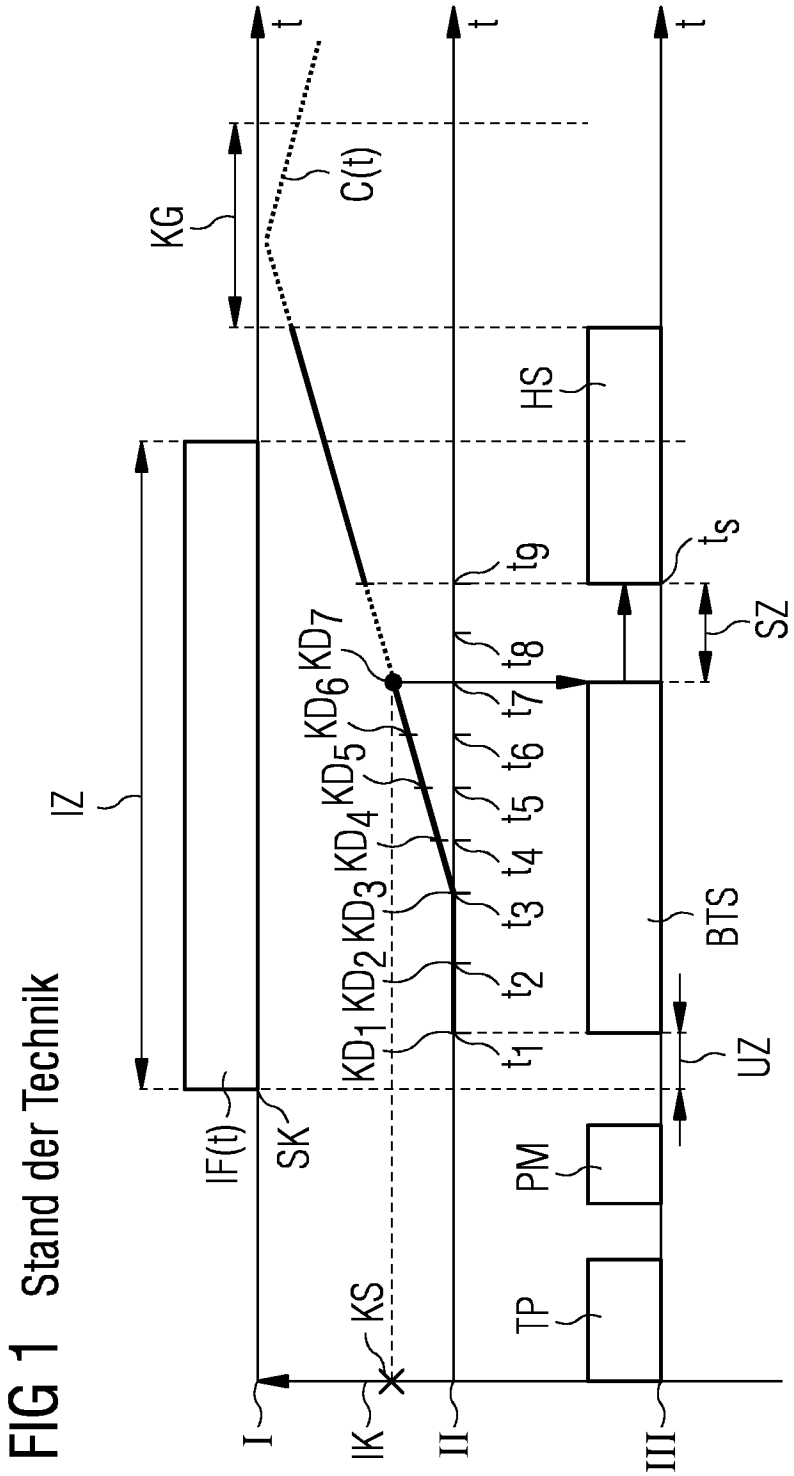


FIG 1 Stand der Technik

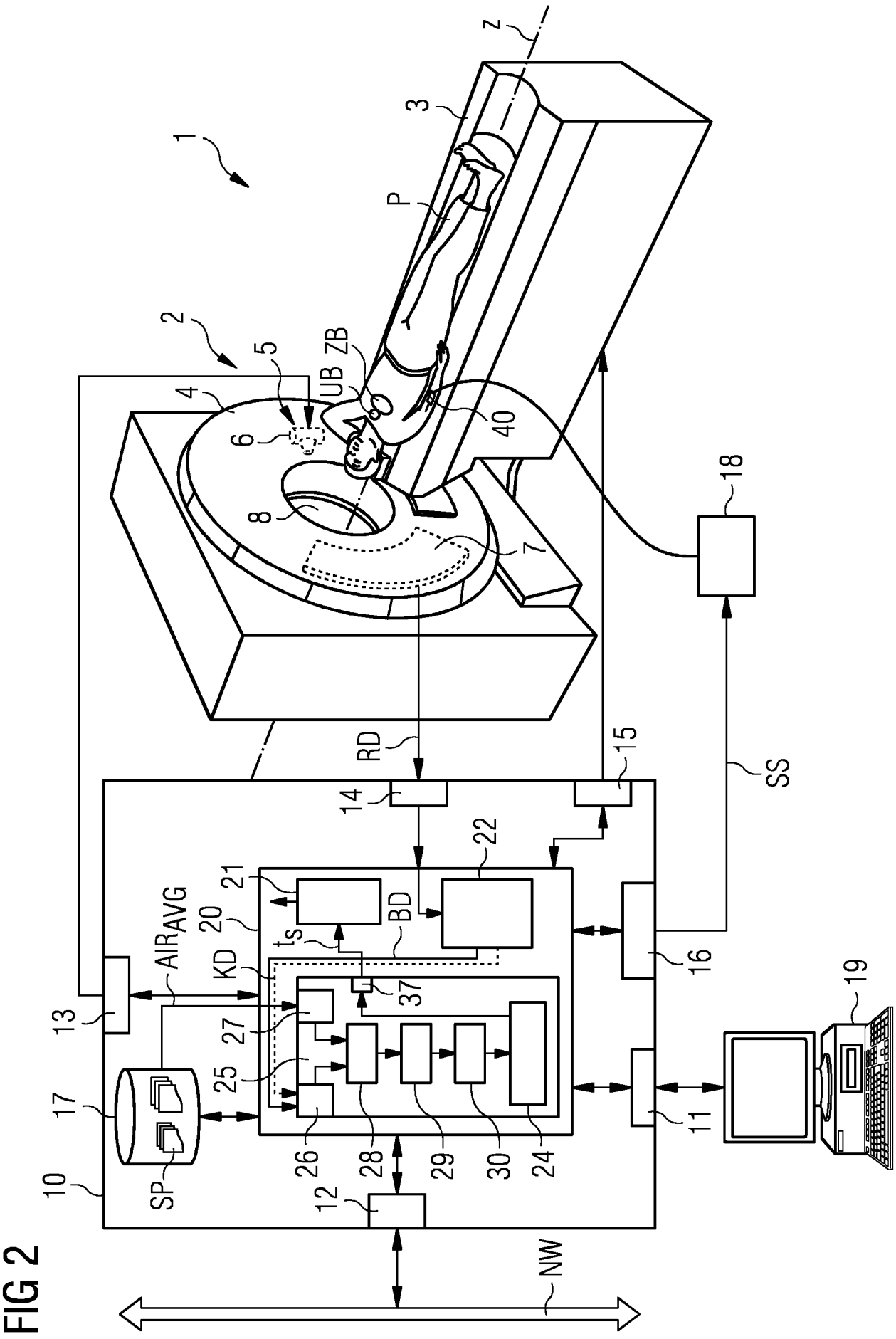

z
3
1
P
2
5
UB ZB
4
6
40
8
7
18
RD
15
14
SS
22
21
BD
20
t_S
AIR$_{AVG}$
KD
37
13
27
16
19
25
17
11
26
28
29
30
24
10
SP
12
NW

FIG 2

FIG 3

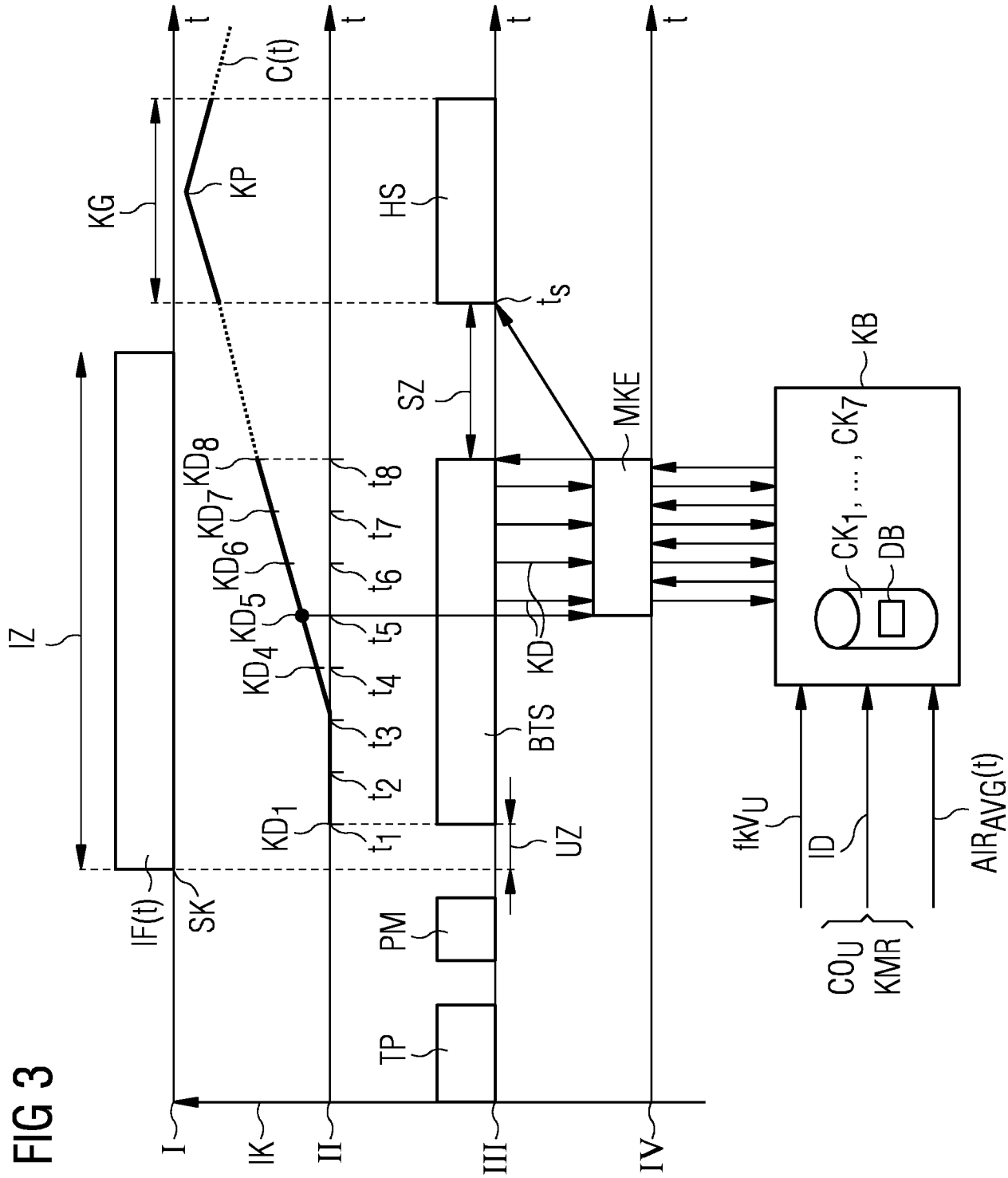

t
C(t)
KG
KP
HS
t_S
SZ
MKE
KB
$CK_1, \ldots, CK_7$
DB
IZ
KD_8
KD_7
KD_6
KD_5
KD_4
KD_1
t_8
t_7
t_6
t_5
t_4
t_3
t_2
t_1
KD
BTS
UZ
IF(t)
SK
PM
TP
fkV_U
ID
CO_U
KMR
$AIR_{AVG}(t)$
I
IK
II
III
IV

FIG 4

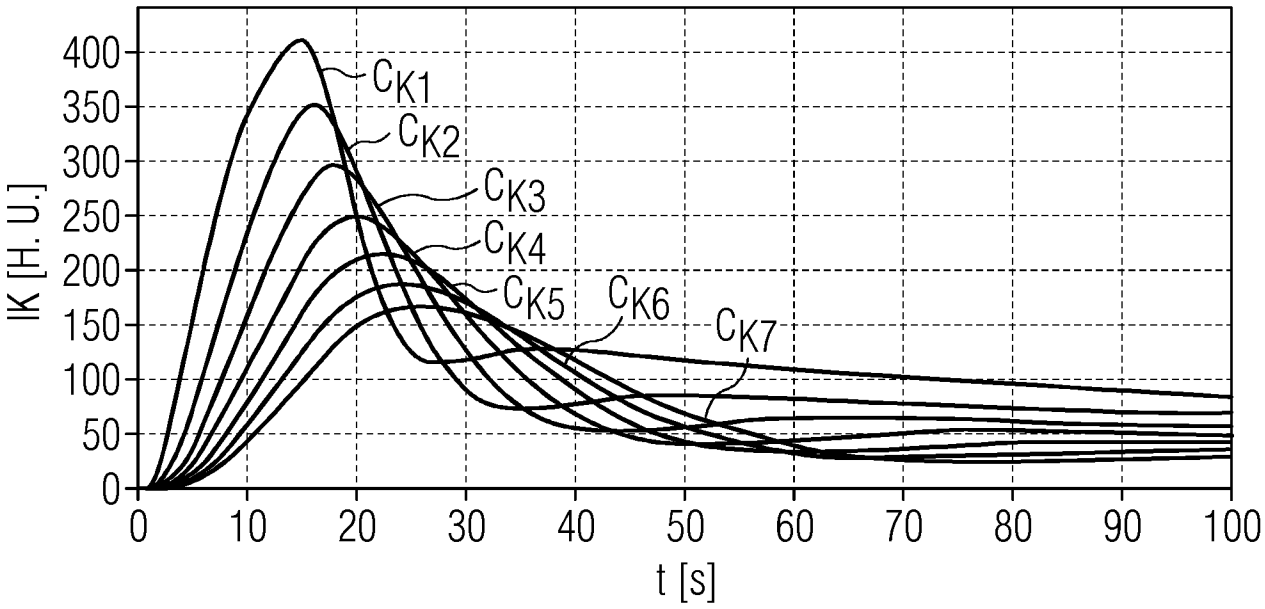

IK [H. U.]
t [s]
C_{K1}
C_{K2}
C_{K3}
C_{K4}
C_{K5}
C_{K6}
C_{K7}

FIG 5

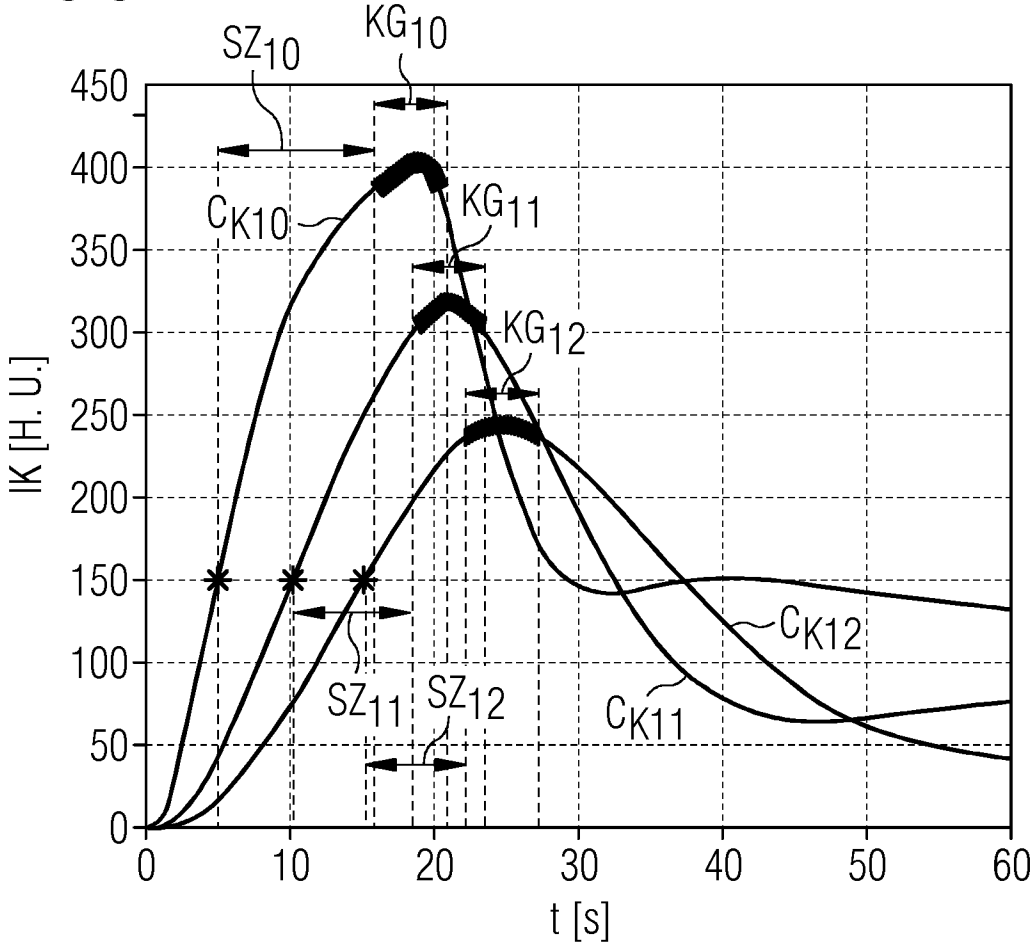

IK [H. U.]
t [s]
SZ_{10}
KG_{10}
C_{K10}
KG_{11}
KG_{12}
C_{K12}
C_{K11}
SZ_{11}
SZ_{12}

FIG 6

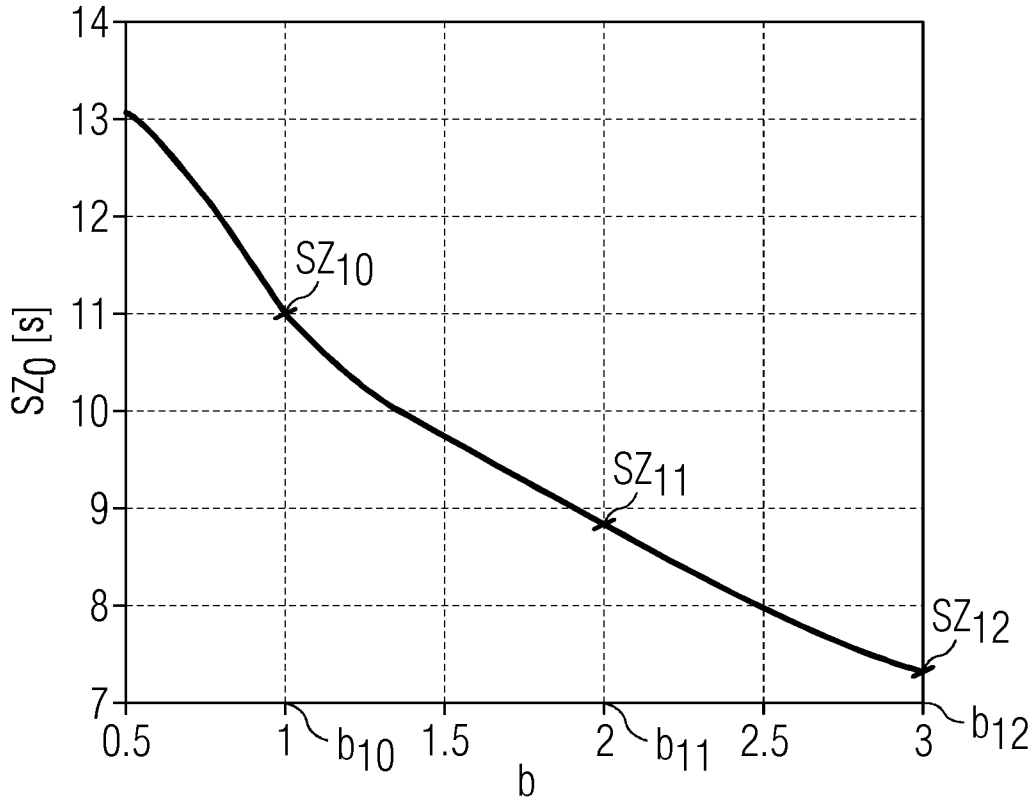

14
13
12
11
10
9
8
7
SZ_0 [s]
SZ_{10}
SZ_{11}
SZ_{12}
0.5
1
b_{10}
1.5
2
b_{11}
2.5
3
b_{12}
b

FIG 7

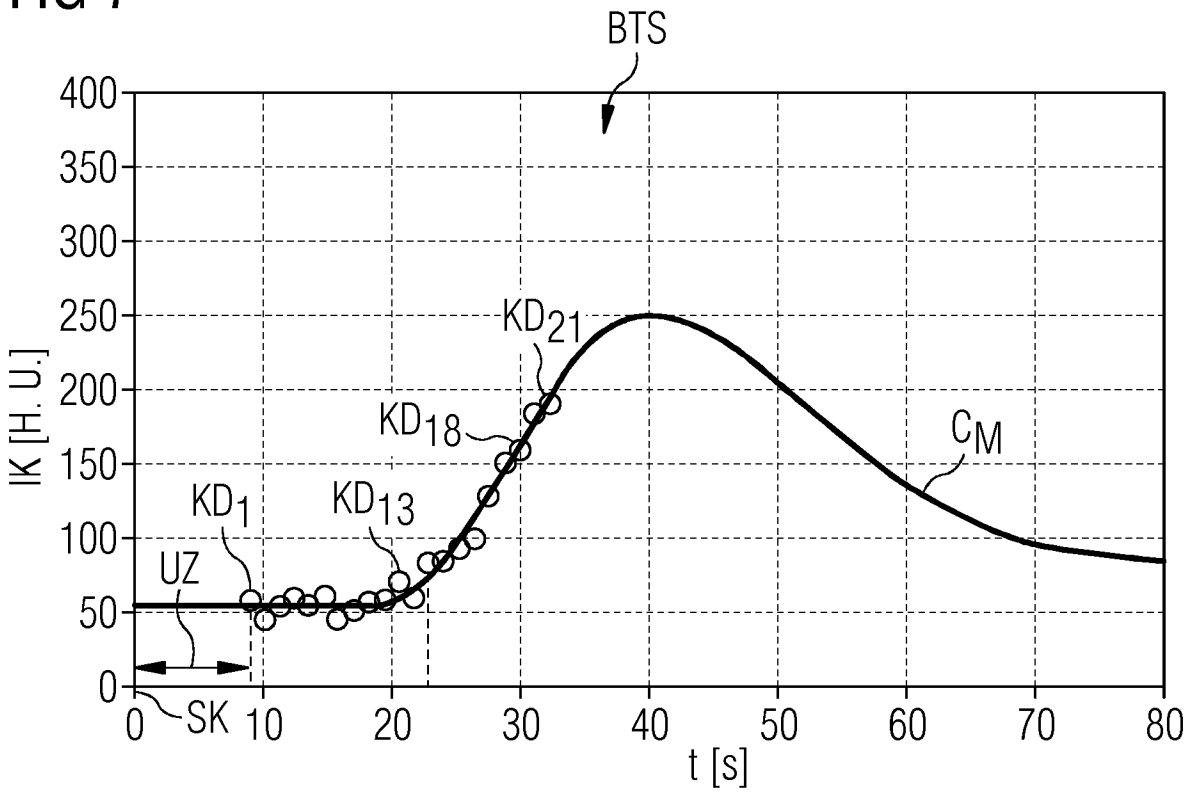

BTS
400
350
300
250
200
150
100
50
0
IK [H. U.]
KD_{21}
KD_{18}
KD_{13}
KD_1
UZ
C_M
0
SK
10
20
30
40
50
60
70
80
t [s]

FIG 8

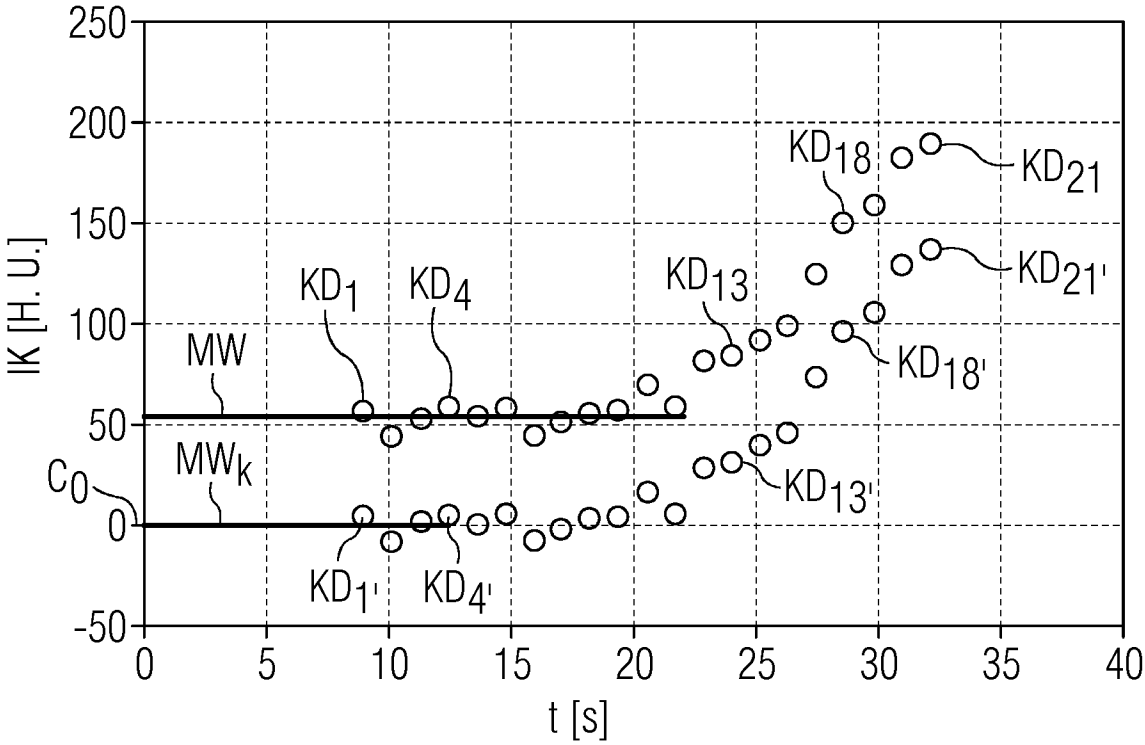

250
200
150
100
50
0
-50
IK [H. U.]
0
5
10
15
20
25
30
35
40
t [s]
KD18
KD21
KD21'
KD13
KD1
KD4
MW
KD18'
MWk
C0
KD13'
KD1'
KD4'

FIG 9

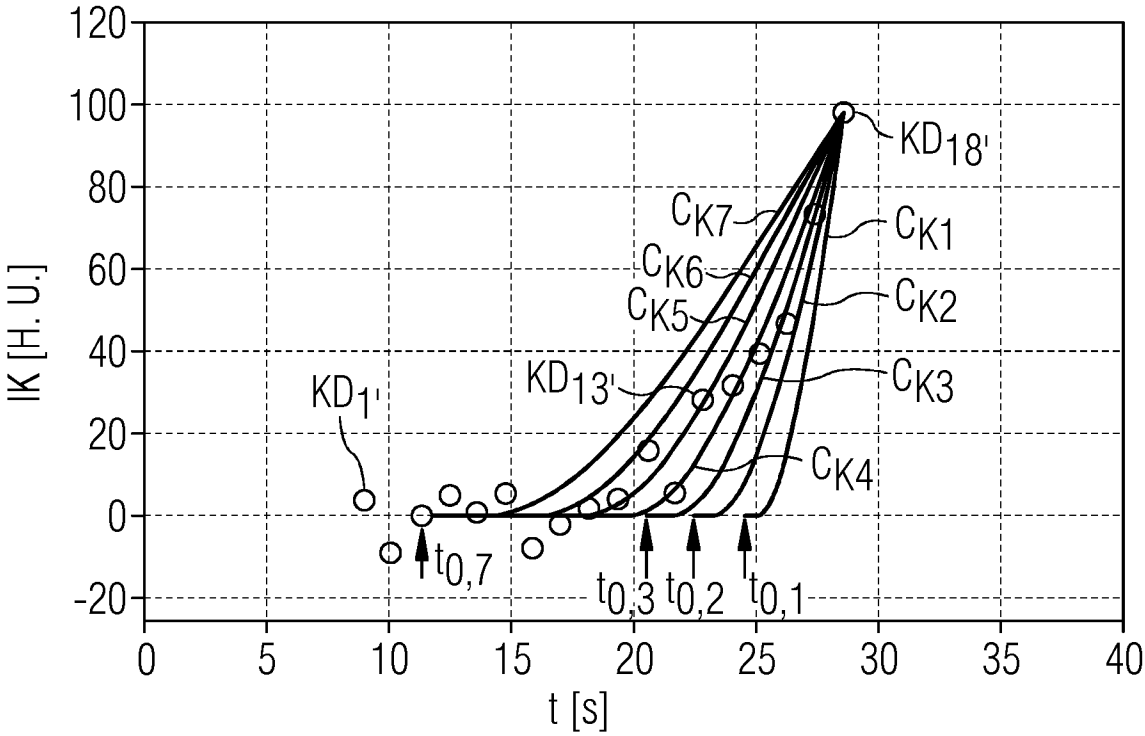

120
100
80
60
40
20
0
-20
IK [H. U.]
0
5
10
15
20
25
30
35
40
t [s]
KD18'
CK7
CK1
CK6
CK2
CK5
KD13'
CK3
KD1'
CK4
t0,7
t0,3
t0,2
t0,1

FIG 10

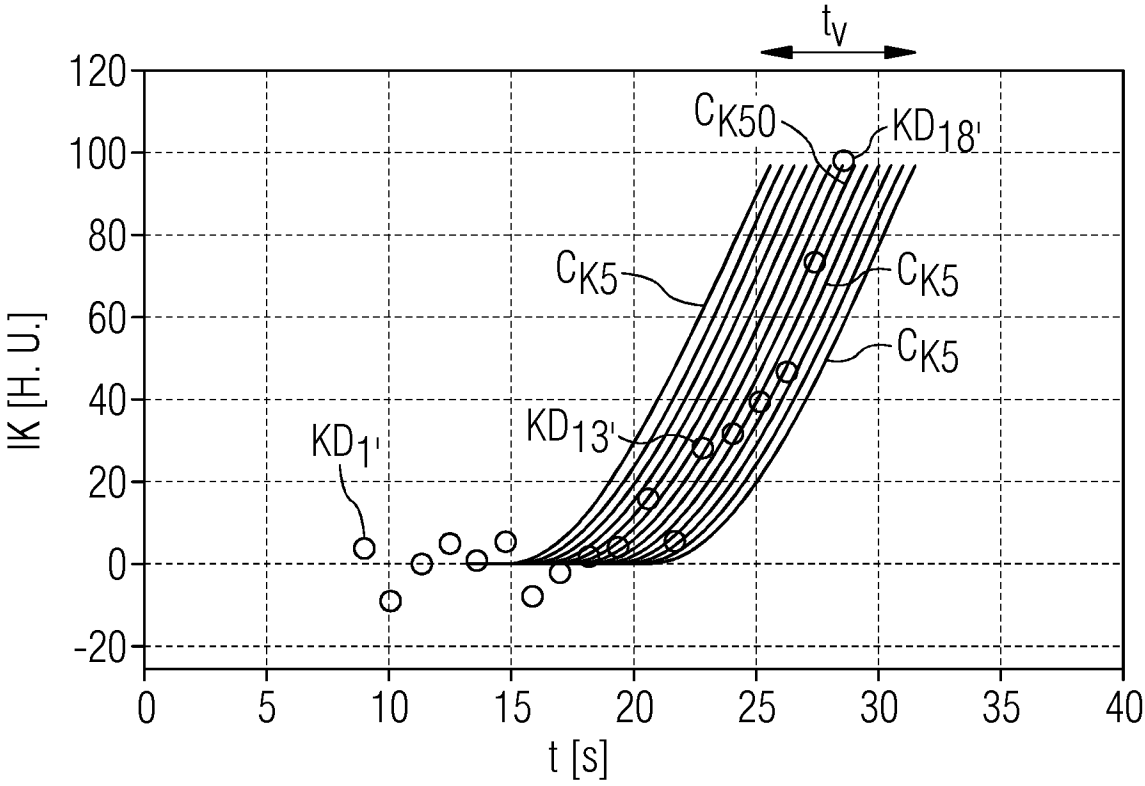

t_V
C_{K50}
$KD_{18'}$
C_{K5}
C_{K5}
C_{K5}
$KD_{13'}$
$KD_{1'}$
IK [H. U.]
t [s]
120
100
80
60
40
20
0
-20
0
5
10
15
20
25
30
35
40

FIG 11

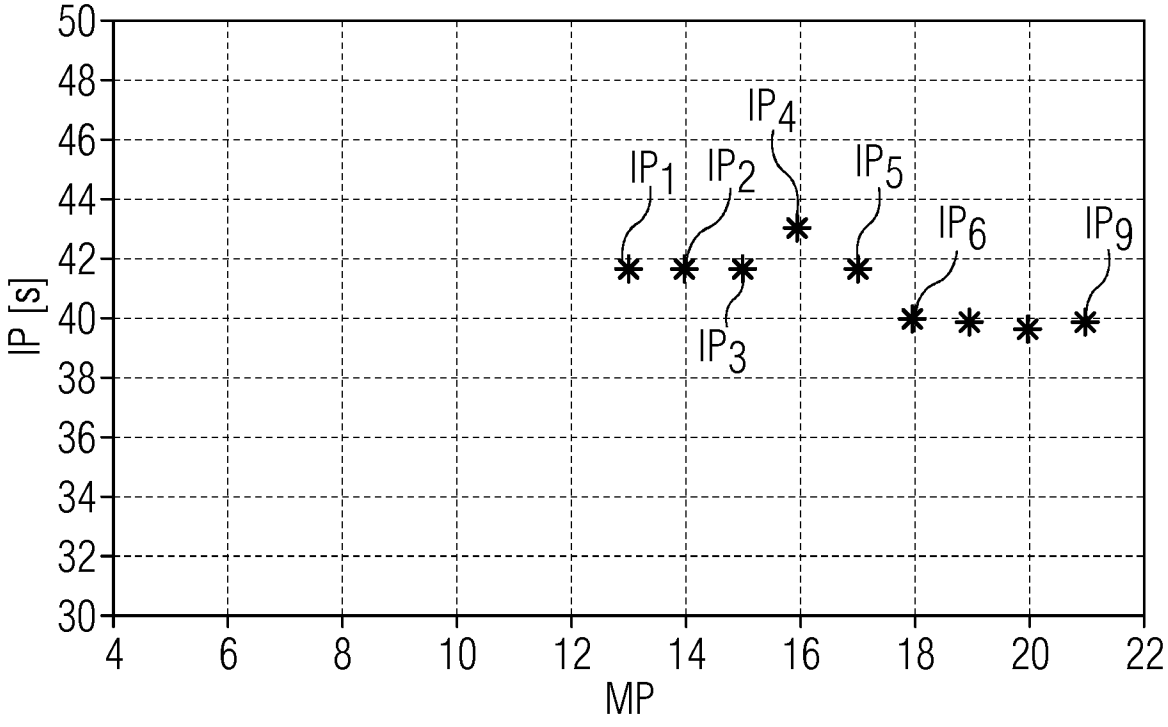
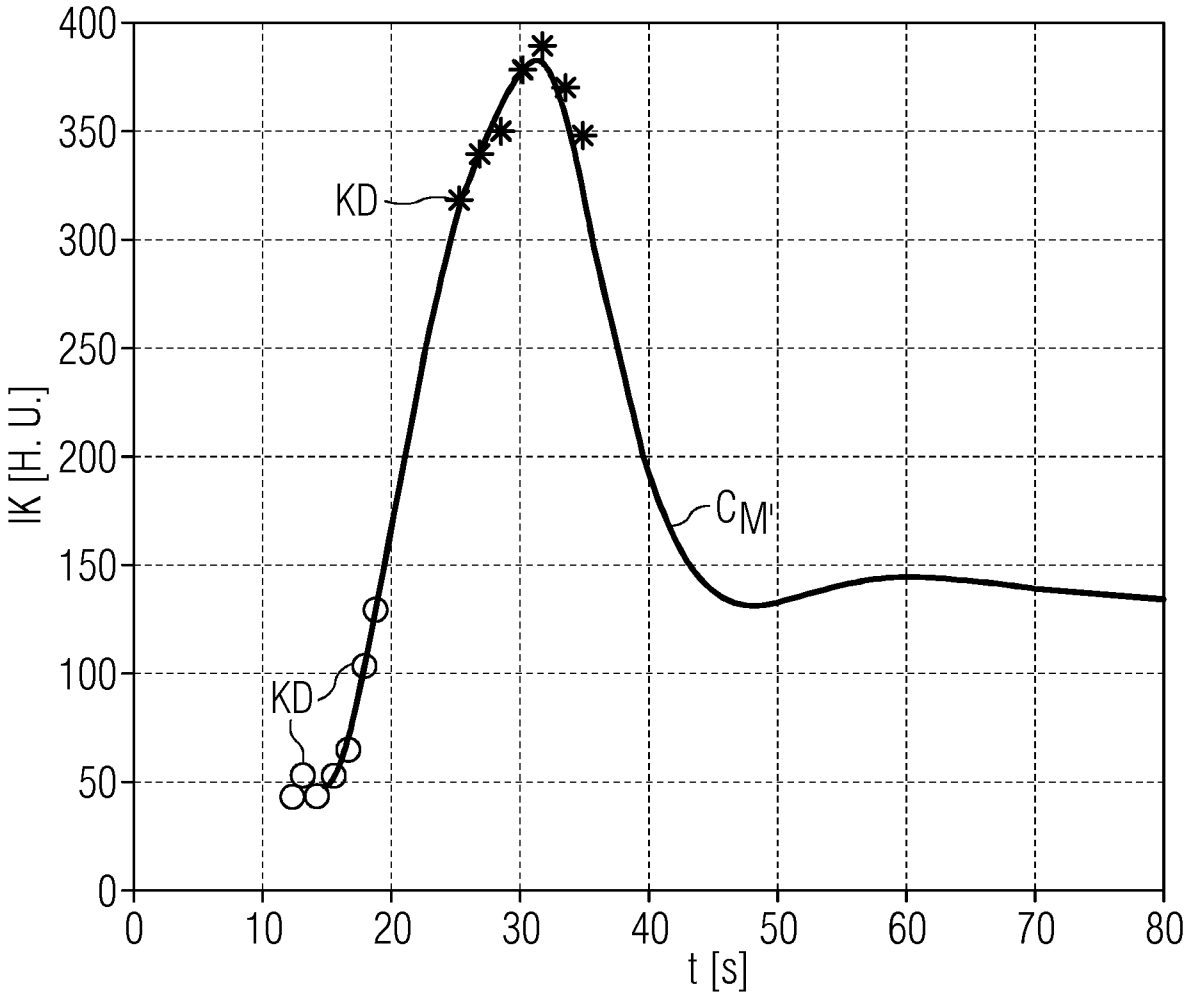

IP_1
IP_2
IP_3
IP_4
IP_5
IP_6
IP_9
IP [s]
MP
50
48
46
44
42
40
38
36
34
32
30
4
6
8
10
12
14
16
18
20
22

FIG 12


400
350
300
250
200
150
100
50
0
IK [H. U.]
0
10
20
30
40
50
60
70
80
t [s]
KD
KD
$c_{M'}$

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2014/059279

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B6/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2013/012814 A1 (TAGUCHI HIROKI [JP] ET AL) 10 January 2013 (2013-01-10) abstract; figures 1, 2, 5 paragraph [0004] paragraph [0009] paragraph [0016] - paragraph [0017] paragraph [0023] - paragraph [0024] paragraph [0027] - paragraph [0048] -----	1-15
X	US 2006/241402 A1 (ICHIHARA TAKASHI [JP] ET AL) 26 October 2006 (2006-10-26) abstract; figures 1, 4 paragraph [0001] - paragraph [0002] paragraph [0009] - paragraph [0015] paragraph [0039] - paragraph [0042] paragraph [0054] - paragraph [0056] paragraph [0095] - paragraph [0097] ----- -/--	1-15

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C.

[X] See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
4 September 2014	16/09/2014

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Kocian, Anne

1

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2014/059279

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2011/130668 A1 (OHYU SHIGEHARU [JP] ET AL) 2 June 2011 (2011-06-02) abstract; figures 2, 4 paragraph [0005] - paragraph [0007] paragraph [0044] - paragraph [0045] paragraph [0061] - paragraph [0070] -----	1-15
A	US 4 611 340 A (OKAZAKI KIYOSHI [JP]) 9 September 1986 (1986-09-09) abstract; figures 1, 4A, 4B, 4C, 4D column 2, line 15 - line 37 column 3, line 44 - line 63 column 4, line 63 - column 6, line 38 -----	1-15

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2014/059279

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2013012814 A1	10-01-2013	CN 102665563 A	12-09-2012
		JP 2012095927 A	24-05-2012
		US 2013012814 A1	10-01-2013
		WO 2012060435 A1	10-05-2012
US 2006241402 A1	26-10-2006	JP 4909605 B2	04-04-2012
		JP 5281672 B2	04-09-2013
		JP 2006247388 A	21-09-2006
		JP 2011156402 A	18-08-2011
		US 2006241402 A1	26-10-2006
US 2011130668 A1	02-06-2011	JP 2011131041 A	07-07-2011
		US 2011130668 A1	02-06-2011
US 4611340 A	09-09-1986	JP H0429382 B2	18-05-1992
		JP S59214431 A	04-12-1984
		US 4611340 A	09-09-1986

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2014/059279

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B6/00
ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
A61B

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)
EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2013/012814 A1 (TAGUCHI HIROKI [JP] ET AL) 10. Januar 2013 (2013-01-10) Zusammenfassung; Abbildungen 1, 2, 5 Absatz [0004] Absatz [0009] Absatz [0016] - Absatz [0017] Absatz [0023] - Absatz [0024] Absatz [0027] - Absatz [0048] -----	1-15
X	US 2006/241402 A1 (ICHIHARA TAKASHI [JP] ET AL) 26. Oktober 2006 (2006-10-26) Zusammenfassung; Abbildungen 1, 4 Absatz [0001] - Absatz [0002] Absatz [0009] - Absatz [0015] Absatz [0039] - Absatz [0042] Absatz [0054] - Absatz [0056] Absatz [0095] - Absatz [0097] -----	1-15

-/--

[X] Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen [X] Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist
"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
4. September 2014	16/09/2014

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde	Bevollmächtigter Bediensteter
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Kocian, Anne

1

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2014/059279

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 2011/130668 A1 (OHYU SHIGEHARU [JP] ET AL) 2. Juni 2011 (2011-06-02) Zusammenfassung; Abbildungen 2, 4 Absatz [0005] - Absatz [0007] Absatz [0044] - Absatz [0045] Absatz [0061] - Absatz [0070] -----	1-15
A	US 4 611 340 A (OKAZAKI KIYOSHI [JP]) 9. September 1986 (1986-09-09) Zusammenfassung; Abbildungen 1, 4A, 4B, 4C, 4D Spalte 2, Zeile 15 - Zeile 37 Spalte 3, Zeile 44 - Zeile 63 Spalte 4, Zeile 63 - Spalte 6, Zeile 38 -----	1-15

1

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2014/059279

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2013012814 A1	10-01-2013	CN 102665563 A	12-09-2012
		JP 2012095927 A	24-05-2012
		US 2013012814 A1	10-01-2013
		WO 2012060435 A1	10-05-2012
US 2006241402 A1	26-10-2006	JP 4909605 B2	04-04-2012
		JP 5281672 B2	04-09-2013
		JP 2006247388 A	21-09-2006
		JP 2011156402 A	18-08-2011
		US 2006241402 A1	26-10-2006
US 2011130668 A1	02-06-2011	JP 2011131041 A	07-07-2011
		US 2011130668 A1	02-06-2011
US 4611340 A	09-09-1986	JP H0429382 B2	18-05-1992
		JP S59214431 A	04-12-1984
		US 4611340 A	09-09-1986