



(10) **DE 11 2014 004 196 T5** 2016.06.23

(12)

Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2015/037446**
in deutscher Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2 IntPatÜG)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2014 004 196.3**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/JP2014/072497**
(86) PCT-Anmeldetag: **27.08.2014**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **19.03.2015**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **23.06.2016**

(51) Int Cl.: **A61B 10/00 (2006.01)**
A61B 5/1455 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
2013-189632 **12.09.2013** **JP**
2014-006914 **17.01.2014** **JP**

(74) Vertreter:
**Grünecker Patent- und Rechtsanwälte PartG
mbB, 80802 München, DE**

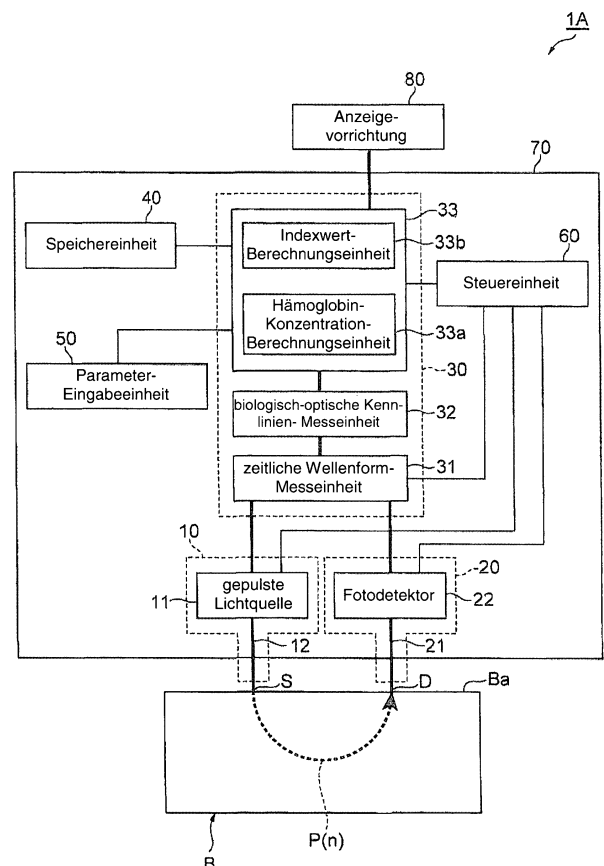
(71) Anmelder:
**HAMAMATSU PHOTONICS K.K., Hamamatsu-shi,
Shizuoka, JP; TOKYO MEDICAL UNIVERSITY,
Tokyo, JP**

(72) Erfinder:
**Hamaoka, Takafumi, Tokyo, JP; Nirengi,
Shinsuke, Kyoto-shi, JP; Yoneshiro, Takeshi,
Sapporo-shi, Hokkaido, JP; Saito, Masayuki,
Sapporo-shi, Hokkaido, JP**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Messverfahren und Messvorrichtung für braunes Fettgewebe**

(57) Zusammenfassung: Ein Messverfahren für braunes Fettgewebe umfasst einen Lichteingabeschritt zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht $P(n)$ aus einer Lichteingabeeinheit 10 in einen Messzielbereich B, einen Lichterfassungsschritt zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts $P(n)$, das sich durch das Innere des Messzielbereichs B ausgebreitet hat, durch eine Lichterfassungseinheit 20, und einen Berechnungsschritt zur Berechnung eines Indexwerts für einen BAT-Anteil aus einer sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen des Messzielbereichs B, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit 20 erfasst wird. Auf diese Weise werden ein Messverfahren und eine Messvorrichtung für braunes Fettgewebe zur Linderung der Beschwerden von Betroffenen bereitgestellt.



Beschreibung

Technisches Gebiet

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Messverfahren und eine Messvorrichtung für braunes Fettgewebe.

Stand der Technik

[0002] Die Nicht-Patentliteratur 1 beschreibt ein Verfahren zur Messung der Temperatur von braunen Fettzellen als ein Nicht-Kontakttemperaturmessverfahren durch Nahinfrarot-Spektroskopie für ein Objekt mit einer geringen Menge an wässriger Lösung. In dem in der Patentliteratur beschriebenen Verfahren werden die braunen Fettzellen mit Infrarotlicht bestrahlt und die Temperatur der braunen Fettzellen auf der Grundlage ihres Absorptionsvermögens gemessen. Indem insbesondere von der Tatsache Gebrauch gemacht wird, dass sich das Absorptionsspektrum von Wassermolekülen in Abhängigkeit von der Temperatur ändert, wird den gezüchteten BAT-Zellen in einer Laborschale Noradrenalin zu deren Aktivierung hinzugefügt und die Änderungen in der Temperatur der braunen Fettzellen gemessen.

Zitationsliste

Nicht-Patentliteratur

[0003]

Nicht-Patentliteratur 1: Atsushi Ozaki et al., "Temperature Measurement of Brown Adipose Cells Using Near-Infrared Spectroscopy", Proceedings of Thermal Engineering Conference 2007 of JSME, The Japan Society of Mechanical Engineers, S. 393–394

Nicht-Patentliteratur 2: Masayuki Saito und Takeshi Yoneshiro, "Physiology and pathology of human brown adipose tissue," IGAKU NO AYUMI (Journal of Clinical and Experimental Medicine), Ishiyaku Publishers, Inc., September 2012, Bd. 242, Nr. 12, S. 924–929

Nicht-Patentliteratur 3: Christian Cohade et al., "Uptake in Supraclavicular Area Fat ("USA-Fat"): Description an 18F-FDG PET/CT," The Journal of Nuclear Medicine, Band 44, Nr. 2, Februar 2003, S. 170–176

Nicht-Patentliteratur 4: Masayuki Saito et al., "High Incidence of Metabolically Active Brown Adipose Tissue in Healthy Adult Humans Effects of Cold Exposure and Adiposity", Diabetes, American Diabetes Association, Band 58, Juli 2009, S. 1526–1531

Nicht-Patentliteratur 5: Takeshi Yoneshiro et al., "Age-Related Decrease in Cold-Activated Brown Adipose Tissue and Accumulation of Body Fat in Healthy Humans", Obesity, Band 19, Nummer 9, S. 1755–1760, September 2011

Nicht-Patentliteratur 6: Masatsugu Niwayama et al., "Quantitative measurement of muscle hemoglobin oxygenation using near-infrared spectroscopy with correction for the influence of a subcutaneous fat layer", Review of Scientific Instruments, American Institute of Physics, Band 71, Nummer 12, S. 4571–4575, Dezember 2000

Nicht-Patentliteratur 7: Otto Muzik et al., "150 PET Measurement of Blood Flow and Oxygen Consumption in Cold-Activated Human Brown Fat", The Journal of Nuclear Medicine, Bd. 54, Nr. 4, April 2013, S. 523–531

Nicht-Patentliteratur 8: Bertrand Beauvoit und Britton Chance, "Time-Resolved Spectroscopy of mitochondria, cells and tissues under normal and pathological conditions", Molecular and Cellular Biochemistry, 184, S. 445–455, 1998

Zusammenfassung der Erfindung

Technisches Problem

[0004] Es gibt zwei Arten von Fett, "weißes Fettgewebe (WAT – White Adipose Tissue)", das Fett speichert, und "braunes Fettgewebe (BAT – Brown Adipose Tissue)", das nach dem Essen etc. Fett verbrennt, um in einer Umgebung mit niedrigen Temperaturen Wärme zu erzeugen. WAT existiert im ganzen Körper, während BAT nur in bestimmten Bereichen, wie beispielsweise in der Nähe der oberen Schlüsselbeingrube (Supraclaviculargrube), paraspinalen Bereichen und des Herzens, vorkommen. Das BAT verliert Energie in Form von Wärme durch Freisetzen eines Proteins ((UCP-1) unter Kälte, um auf einfache Energie zu verbrauchen, und wird somit mit der Prävention von Adipositas und Lifestyle-Erkrankungen in Verbindung gebracht.

[0005] Das herkömmliche Wissen über das BAT beruhte im Wesentlichen auf Berichten von Tierversuchen. Das liegt daran, dass bisher angenommen wurde, dass das menschliche BAT bei Neugeborenen in großer Menge vorhanden ist, jedoch meist vor dem Erwachsenenalter verschwindet, sodass dem BAT keine physiologische Bedeutung beigemessen wurde. Die Erfinder haben jedoch erkannt, dass die Aktivität des BAT durch Messung von Gewebeansammlungen von Fluordesoxyglucose (FDG) mittels PET (Positronen-Emissions-Tomografie) ermittelt werden konnte, und dass es Erwachsene mit aktivem BAT gab.

[0006] Die Erfinder führten nach einer Anwendung einem zweistündigen Kältereiz (durch Kühlung der Fußsohlen durch einen Eisbeutel in einem Raum bei einer Raumtemperatur von 19 Grad) Messungen mittels FDG-PET/CT an gesunden Erwachsenen durch, mit dem Ergebnis, dass eine FDG-Ansammlung in dem Fettgewebe in der Nähe der oberen Schlüsselbeingrube und der Brustwirbel eindeutig bestätigt werden konnte. Darüber hinaus konnte selbst beim gleichen menschlichen Probanden ohne Anwendung eines Kältereizes keine FDG-Ansammlung bestätigt werden, wodurch gezeigt werden konnte, dass auch Erwachsene ein BAT aufweisen, das durch Kältestimulation aktiviert werden kann. Ferner fanden die Erfinder heraus, dass Adipositas im Alter (Distribution im mittleren Alter) durch eine Abnahme des BAT begünstigt wurde, und stellten fest, dass selbst funktionell zurückgegangenes BAT durch Fortsetzen des aktiven Kältereizes reaktiviert oder erhöht werden kann, wodurch sich das Körperfett verringern lässt.

[0007] Jedoch ist es für das vorstehende Verfahren mittels FDG-PET/CT erforderlich, dass der Proband zur Aktivierung von BAT einer Langzeitkältebelastung ausgesetzt wird. Darüber hinaus muss der Proband für eine Stunde oder dergleichen nach der Injektion von FDG und vor der Bildaufnahme ruhiggestellt und zudem einer Strahlung ausgesetzt werden. Wie zuvor beschrieben, wird der Proband durch das vorstehende Verfahren mittels FDG-PET/CT einer großen Belastung ausgesetzt.

[0008] Die vorliegende Erfindung wurde angesichts der obigen Probleme konzipiert und es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Messverfahren und eine Messvorrichtung für braunes Fettgewebe bereitzustellen, die geeignet ist, die Belastung für Betroffene zu verringern.

Lösung des Problems

[0009] Zur Lösung des obigen Problems umfasst ein Messverfahren für braunes Fettgewebe gemäß der vorliegenden Erfindung einen Lichteingabeschritt zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht aus einer Lichteingabeeinheit in einen Messzielbereich; einen Lichterfassungsschritt zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat, durch eine Lichterfassungseinheit; und einen Berechnungsschritt zur Berechnung eines Indexwertes für eine braune Fettgewebemenge aus wenigstens einem Wert einer sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration, einer Gesamthämoglobin-Konzentration und einem ersten Parameter des Messzielbereichs, wobei der erste Parameter in Abhängigkeit von der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden, zunimmt oder abnimmt.

[0010] Ein weiteres Messverfahren für braunes Fettgewebe umfasst einen Lichteingabeschritt zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht aus einer Lichteingabeeinheit in einen Messzielbereich; einen Lichterfassungsschritt zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat, durch eine Lichterfassungseinheit; und einen Berechnungsschritt zur Berechnung eines Indexwertes für eine braune Fettgewebemenge aus einem Streukoeffizienten und/oder einer sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration des Messzielbereichs, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden.

[0011] Eine Messvorrichtung für braunes Fettgewebe gemäß der vorliegenden Erfindung umfasst eine Lichteingabeeinheit zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht in einen Messzielbereich; eine Lichterfassungseinheit zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat; und eine Berechnungseinheit zur Berechnung eines Indexwertes für eine braune Fettgewebemenge aus wenigstens einem Wert einer sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration, einer Gesamthämoglobin-Konzentration und einem ersten Parameter des Messzielbereichs, wobei der erste Parameter in Abhängigkeit von der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden, zunimmt oder abnimmt.

[0012] Eine weitere Messvorrichtung für braunes Fettgewebe umfasst eine Lichteingabeeinheit zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht in einen Messzielbereich; eine Erfassungseinheit zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat; und eine Berechnungseinheit zur Berechnung eines Indexwertes für eine braune Fettgewebemenge aus einem Streukoeffizienten und/oder einer sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration des Messzielbereichs, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden.

[0013] Die Erfinder fanden nach der Studie heraus, dass es hohe Übereinstimmungen zwischen dem BAT-Wert und der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und der Gesamthämoglobin-Konzentration und dem Streukoeffizienten und der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration gab. In den vorstehenden Messverfahren und Messvorrichtungen ist der Berechnungsschritt (die Berechnungseinheit) ausgebildet, um den Indexwert der BAT-Menge aus wenigstens einem Wert einer sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration, der Gesamthämoglobin-Konzentration und dem ersten Parameter (beispielsweise dem Absorptionskoeffizienten oder dergleichen), der in Abhängigkeit von der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration (die im Nachfolgenden als Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen bezeichnet wird) zunimmt oder abnimmt, oder auf Grundlage eines Streukoeffizienten und/oder einer sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration, die mittels Nahinfrarot-Spektroskopie erfasst werden, zu berechnen. Da die Messung somit auf nichtinvasive Weise durch Verwendung der Nahinfrarot-Spektroskopie durchgeführt wird, besteht keine Notwendigkeit für den Einsatz der Kältelast, der Proband wird keiner Strahlung ausgesetzt und die Messung kann unter Normaltemperatur in kurzer Zeit (beispielsweise fünf Minuten) durchgeführt werden. Somit können die vorstehenden Verfahren und Vorrichtungen die Belastung für den Betroffenen verringern.

[0014] Für gewöhnlich sind PET-Vorrichtungen teuer und weisen eine große Abmessung auf. Im Gegensatz dazu sind Nahinfrarot-Spektroskopie-Vorrichtungen günstiger und kleiner als PET-Vorrichtungen. Somit können die obigen Verfahren und Vorrichtungen die Messung des BAT enorm vereinfachen.

Vorteilhafte Effekte der Erfindung

[0015] Das Messverfahren und die Messvorrichtung für braunes Fettgewebe gemäß der vorliegenden Ausführungsform kann die Belastung für Betroffene verringern.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0016] Fig. 1 zeigt ein Blockdiagramm, das schematisch einen Aufbau einer Ausführungsform der Messvorrichtung darstellt.

[0017] Fig. 2 zeigt ein Diagramm, das ein Beispiel von zeitlichen Änderungen in der Lichtintensität von gepulstem Licht, das aus einer Lichtausgabereinheit ausgegeben wird, und der Lichtintensität des erfassten Lichts, das durch eine Lichterfassungseinheit erfasst wird, darstellt.

[0018] Fig. 3 zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen einer sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und dem Körperfettanteil in den oberen Schlüsselbeingruben als Beispiel der in einer Speichereinheit gespeicherten Korrelation darstellt.

[0019] Fig. 4 zeigt ein Flussdiagramm, das ein Messverfahren gemäß einer Ausführungsform darstellt.

[0020] Fig. 5 zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und der BAT-Aktivität in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.

[0021] Fig. 6 zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und der BAT-Aktivität in den infraklavikulären Bereichen darstellt.

[0022] Fig. 7 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und der BAT-Aktivität in den Deltamuskeln darstellt.

[0023] Fig. 8 zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und dem Körperfettanteil in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.

[0024] Fig. 9 zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und dem Körperfettanteil in den infraklavikulären Bereichen darstellt.

- [0025]** Fig. 10 zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und dem Körperfettanteil in den Deltamuskeln darstellt.
- [0026]** Fig. 11 zeigt ein Diagramm, das eine typische Korrelation zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und dem Körperfettanteil darstellt.
- [0027]** Fig. 12 zeigt ein Diagramm, das ein Beispiel von Beziehungen zwischen einer subkutanen Fettdicke und der Messempfindlichkeit darstellt.
- [0028]** Fig. 13 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen einer korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und dem Körperfettanteil in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.
- [0029]** Fig. 14 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen der korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und dem Körperfettanteil in den infraklavikulären Bereichen darstellt.
- [0030]** Fig. 15 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen der korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und dem Körperfettanteil in den Deltamuskeln darstellt.
- [0031]** Fig. 16 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen der korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und der BAT-Aktivität in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.
- [0032]** Fig. 17 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen der korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und der BAT-Aktivität in den infraklavikulären Bereichen darstellt.
- [0033]** Fig. 18 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen der korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und der BAT-Aktivität in den Deltamuskeln darstellt.
- [0034]** Fig. 19 zeigt ein Diagramm, das Durchschnittswerte der korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentrationen (a) in den oberen Schlüsselbeingruben, (b) in den infraklavikulären Bereichen und (c) in den Deltamuskeln darstellen.
- [0035]** Fig. 20 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen der um den Körperfettanteil korrigierten Gesamthämoglobin-Konzentration und der BAT-Aktivität in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.
- [0036]** Fig. 21 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen der um den Körperfettanteil korrigierten Gesamthämoglobin-Konzentration und der BAT-Aktivität in den infraklavikulären Bereichen darstellt.
- [0037]** Fig. 22 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen um den Körperfettanteil korrigierten Gesamthämoglobin-Konzentration und der BAT-Aktivität in den Deltamuskeln darstellt.
- [0038]** Fig. 23 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen dem Absorptionskoeffizienten und der BAT-Aktivität in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.
- [0039]** Fig. 24 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen dem Absorptionskoeffizienten und der BAT-Aktivität in den infraklavikulären Bereichen darstellt.
- [0040]** Fig. 25 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen dem Absorptionskoeffizienten und der BAT-Aktivität in den Deltamuskeln darstellt.
- [0041]** Fig. 26 zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen dem Absorptionskoeffizienten und dem Körperfettanteil in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.
- [0042]** Fig. 27 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen dem Absorptionskoeffizienten und dem Körperfettanteil in den infraklavikulären Bereichen darstellt.
- [0043]** Fig. 28 zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen dem Absorptionskoeffizienten und dem Körperfettanteil in den Deltamuskeln darstellt.
- [0044]** Fig. 29 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen dem korrigierten Absorptionskoeffizienten und der BAT-Aktivität in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.

[0045] Fig. 30 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen dem korrigierten Absorptionskoeffizienten und der BAT-Aktivität in den infraklavikulären Bereichen darstellt.

[0046] Fig. 31 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen dem korrigierten Absorptionskoeffizienten und der BAT-Aktivität in den Deltamuskeln darstellt.

[0047] Fig. 32 zeigt ein Blockdiagramm, das schematisch einen Aufbau der zweiten Ausführungsform der Messvorrichtung darstellt.

[0048] Fig. 33 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen dem Streukoeffizienten und der BAT-Aktivität in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.

[0049] Fig. 34 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen dem Streukoeffizienten und der BAT-Aktivität in den infraklavikulären Bereichen darstellt.

[0050] Fig. 35 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen dem Streukoeffizienten und der BAT-Aktivität in den Deltamuskeln darstellt.

[0051] Fig. 36 zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen dem Streukoeffizienten und dem Körperfettanteil in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.

[0052] Fig. 37 zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen dem Streukoeffizienten und dem Körperfettanteil in den infraklavikulären Bereichen darstellt.

[0053] Fig. 38 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen dem Streukoeffizienten und dem Körperfettanteil in den Deltamuskeln darstellt.

[0054] Fig. 39 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration und der BAT-Aktivität in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.

[0055] Fig. 40 zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration und dem Körperfettanteil in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt.

[0056] Fig. 41 zeigt ein Blockdiagramm, das schematisch einen Aufbau der dritten Ausführungsform der Messvorrichtung darstellt.

[0057] Fig. 42 zeigt ein Flussdiagramm, das den Betrieb der Messvorrichtung und des Messverfahrens gemäß der dritten Ausführungsform darstellt.

[0058] Fig. 43 umfasst (a) eine ROC-Kurve des Bestimmungsergebnisses auf der Grundlage des Indexwertes, der aus der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} berechnet wird, und (b) eine ROC-Kurve des Bestimmungsergebnisses auf der Grundlage des Indexwertes, der aus der Gesamthämoglobin-Konzentration C_{tHb} berechnet wird.

[0059] Fig. 44 umfasst (a) eine ROC-Kurve des Bestimmungsergebnisses auf der Grundlage des Indexwertes, der aus dem Absorptionskoeffizienten μ_a (eine Wellenlänge von 760 nm) berechnet wird, und (b) eine ROC-Kurve des Bestimmungsergebnisses auf der Grundlage des Indexwertes, der aus dem Absorptionskoeffizienten μ_a (einer Wellenlänge von 800 nm) berechnet wird.

[0060] Fig. 45 umfasst (a) eine ROC-Kurve des Bestimmungsergebnisses auf der Grundlage des Indexwertes, der aus dem Streukoeffizienten, μ'_s (einer Wellenlänge von 760 nm) berechnet wird, und (b) eine ROC-Kurve des Bestimmungsergebnisses auf der Grundlage des Indexwertes, der aus dem Streukoeffizienten μ'_s (einer Wellenlänge von 800 nm) berechnet wird.

[0061] Fig. 46 umfasst (a) eine ROC-Kurve des Bestimmungsergebnisses auf der Grundlage des Indexwertes, der aus der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration C_{Hb} berechnet wird, und (b) eine ROC-Kurve des Bestimmungsergebnisses auf der Grundlage des Indexwertes, der aus der Sauerstoffsättigung SO_2 berechnet wird.

Beschreibung der Ausführungsformen

[0062] Im Nachfolgenden werden Ausführungsformen des Messverfahrens und der Messvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung mit Bezug auf die begleitenden Zeichnungen detailliert beschrieben. In der Beschreibung der Zeichnungen werden dieselben Elemente durch dieselben Bezugszeichen bezeichnet und deren Beschreibung nicht wiederholt.

(Erste Ausführungsform)

[0063] Fig. 1 zeigt ein Blockdiagramm, das schematisch einen Aufbau der ersten Ausführungsform der Messvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung darstellt. Die Messvorrichtung **1A** umfasst eine Vorrichtung, die einen Indexwert einer BAT-Menge aus einem Wert einer Hämoglobin-Konzentration in einem Messzielbereich B eines lebenden Körpers, die durch zeitaufgelöste Spektroskopie unter Verwendung von Nahinfrarot-Licht erfasst wird, berechnet. Die Messung durch die Messvorrichtung **1A** wird bei Raumtemperatur (konstante Temperatur) durchgeführt, wobei sich der Proband im Ruhezustand befindet.

[0064] Der Wert der Hämoglobin-Konzentration bezieht sich hierin auf wenigstens einen Wert einer sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration, einer Gesamthämoglobin-Konzentration und eines Parameters, der in Abhängigkeit der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration zunimmt oder abnimmt. Ein Beispiel des Parameters, der in Abhängigkeit der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration zunimmt oder abnimmt, umfasst einen Parameter (wie beispielsweise einen Absorptionskoeffizienten), der zur Berechnung der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration verwendet wird. Ein Beispiel des Messzielbereichs B umfasst einen beliebigen Abschnitt des menschlichen Körpers. Beispielsweise kann dieser die oberen Schlüsselbeingrube, den paraspinalen Bereich und den Bereich in der Nähe des Herzens umfassen, die einen großen BAT-Wert aufweisen.

[0065] Die in Fig. 1 gezeigte Messvorrichtung **1A** umfasst einen Hauptkörperabschnitt **70** und eine Anzeigevorrichtung **80**. Der Hauptkörperabschnitt **70** umfasst eine Lichteingabeeinheit **10**, eine Lichterfassungseinheit **20**, eine Berechnungseinheit **30**, eine Parametereingabeeinheit **50** und eine Steuereinheit **60** zur Steuerung dieser Einheiten.

[0066] Die Lichteingabeeinheit **10** gibt gepulste Nahinfrarot-Lichtstrahlen $P(n)$ (wobei $n = 1, 2, \dots$) mit Wellenlängen, die sich voneinander unterscheiden, von einer Lichteingabeposition S des Messzielbereichs B ein. In der vorliegenden Ausführungsform wird die Lichteingabeposition S auf eine Position auf der Oberfläche Ba des Messzielbereichs B eingestellt. Die Lichteingabeeinheit **10** umfasst eine gepulste Lichtquelle **11** zur Erzeugung der gepulsten Lichtstrahlen $P(n)$ und einen Lichteingabe-Lichtleiter **12**. Ein Eingabeende des Lichteingabe-Lichtleiters **12** ist mit der gepulsten Lichtquelle **11** optisch gekoppelt. Ein Ausgabeende des Lichteingabe-Lichtleiters **12** ist an der Lichteingabeposition S des Messzielbereichs B angeordnet.

[0067] Die hierin verwendete gepulste Lichtquelle **11** kann aus verschiedenen Lichtquellen, wie beispielsweise Leuchtdioden, Laserdioden und unterschiedlichen gepulsten Laservorrichtungen, ausgewählt werden. Die hierin verwendeten gepulsten Lichtstrahlen $P(n)$, die durch die gepulste Lichtquelle **11** erzeugt werden, können gepulste Nahinfrarot-Lichtstrahl-Pulsdauern umfassen, die kurz genug sind, um Änderungen in dem Absorptionskoeffizienten des Messzielbereichs B und den Mittenwellenlängen, die Wellenlängen umfassen, deren Lichtabsorptionsfähigkeit in der Lichtabsorptionscharakteristik eines Messzielmaterials hoch ist, zu messen. In einem Beispiel ist $n = 3$ und die Wellenlängen der gepulsten Lichtstrahlen $P(1)$ bis $P(3)$ sind jeweils 760 nm, 795 nm und 830 nm. Der hierin verwendete Lichteingabe-Lichtleiter **12** kann beispielsweise eine Glasfaser umfassen.

[0068] Die Lichterfassungseinheit **20** erfasst die gepulsten Lichtstrahlen $Pq(n)$, die sich durch das Innere des Messzielbereichs B ausgebreitet haben, als erfasstes Licht. In der vorliegenden Ausführungsform wird eine Lichterfassungsposition D auf eine Position auf der Oberfläche Ba des Messzielbereichs B eingestellt. Die Lichterfassungseinheit **20** umfasst einen Lichterfassungslichtleiter **21** und einen Fotodetektor **22**, um Licht zu erfassen und das Licht in ein elektrisches Erfassungssignal umzuwandeln. Ein Eingabeende des Lichterfassungslichtleiters **21** ist an einer Lichterfassungsposition D des Messzielbereichs B angeordnet. Ein Ausgabeende des Lichterfassungslichtleiters **21** ist mit dem Fotodetektor optisch gekoppelt.

[0069] Der hierin verwendete Lichterfassungslichtleiter **21** kann beispielsweise eine Glasfaser umfassen. Der hierin verwendete Fotodetektor **22** kann aus verschiedenen Vorrichtungen, wie beispielsweise Photomultiplier-

Röhren, Fotodioden, Avalanche-Fotodioden und PIN-Fotodioden, ausgewählt werden. Die Wahl des Fotodetektors **22** muss lediglich die Bedingung erfüllen, dass der Detektor eine ausreichende spektrale Empfindlichkeitskennlinie aufweist, um die Lichtintensität in dem Wellenlängenbereich der gepulsten Lichtstrahlen $P(n)$, die aus der gepulsten Lichtquelle **11** ausgegeben werden, in geeigneter Weise zu erfassen. Ist das erfasste Licht schwach, kann ein Fotodetektor mit hoher Empfindlichkeit oder hoher Verstärkung verwendet werden.

[0070] Fig. 2 zeigt ein Diagramm, das ein Beispiel zeitlicher Änderungen in der Lichtintensität des gepulsten Lichts $P(n)$, das aus der Lichteingabeeinheit **10** ausgegeben wird, und der Lichtintensität des erfassten Lichts, das durch die Lichterfassungseinheit **20** erfasst wird, darstellt. In Fig. 2 kennzeichnet die Vertikalachse die Lichtmenge (logarithmischer Maßstab) und die Horizontalachse die Zeit. Der Graphen G11 zeigt eine zeitliche Wellenform (Eingangswellenform) der Intensität des gepulsten Lichts, das zu einem Zeitpunkt t_0 von der Lichteingabeeinheit **10** in den Messzielbereich B eingegeben wird. Der Graphen G12 umfasst eine zeitliche Wellenform (erfasste Wellenform) der Intensität des erfassten Lichts, das der gepulsten Lichteingabe zum Zeitpunkt t_0 entspricht. Der Zeitpunkt, wenn das Licht, das sich durch das Innere des Messzielbereichs B ausgebreitet hat, an der Lichterfassungsposition D ankommt, unterscheidet sich in Abhängigkeit von den Ausbreitungsbedingungen des Lichts, wobei das Licht durch Streuung und Absorption in dem Messzielbereich B schwächer wird. Somit weist die erfasste Wellenform eine bestimmte Verteilungskurve, wie durch den Graphen G12 in Fig. 2 gezeigt, auf.

[0071] Im Nachfolgenden wird erneut auf Fig. 1 Bezug genommen. Die Berechnungseinheit **30** umfasst eine zeitliche Wellenformmesseinheit **31**, eine biologisch-optische Kennlinienmesseinheit **32** und eine Berechnungsverarbeitungseinheit **33**. Die zeitliche Wellenformmesseinheit **31** ist mit dem Fotodetektor **22** elektrisch gekoppelt und erfasst die zeitliche Wellenform der Lichtintensität des erfassten Lichts auf der Grundlage des Lichterfassungssignals aus dem Fotodetektor **22**. Zur Erfassung dieser zeitlichen Wellenform wird ein Auslösesignal, das die zeitliche Ausgabesteuerung des gepulsten Lichts $P(n)$ angibt, von der gepulsten Lichtquelle **11** in die zeitliche Wellenformmesseinheit **31** eingegeben. Die Eingabe und Erfassung des gepulsten Lichts $P(n)$ werden zu mehreren Messzeitpunkten durchgeführt, um dadurch die zeitlichen Wellenformen an den entsprechenden Messzeitpunkten zu erfassen. Die biologisch-optische Kennlinienmesseinheit **32** berechnet einen Parameter (beispielsweise einen Absorptionskoeffizienten), der eine Lichtabsorptionskennlinie des Messzielbereichs B angibt, auf der Grundlage der zeitlichen Wellenformen, die durch die zeitliche Wellenformmesseinheit **31** erfasst wurden.

[0072] Die Berechnungsverarbeitungseinheit **33** umfasst eine Hämoglobinkonzentrations-Berechnungseinheit **33a** und eine Indexwert-Berechnungseinheit **33b**. Die Hämoglobinkonzentrations-Berechnungseinheit **33a** erfasst den Parameter, der die Lichtabsorptionskennlinie des Messzielbereichs B aus der biologisch-optischen Kennlinienmesseinheit **32** angibt, und führt einen vorbestimmten Berechnungsvorgang zur Berechnung der unterschiedlichen Hämoglobin-Konzentrationen (die die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration und/oder die Gesamthämoglobin-Konzentration umfassen) in dem Messzielbereich B durch. Die Indexwert-Berechnungseinheit **33b** berechnet den Indexwert der BAT-Menge aus wenigstens einem Wert der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und der Gesamthämoglobin-Konzentration, die durch die Hämoglobinkonzentrations-Berechnungseinheit **33a** berechnet wurden, und dem Parameter (beispielsweise dem Absorptionskoeffizienten), der in Abhängigkeit von der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration zunimmt oder abnimmt und von der biologisch-optischen Kennlinienmesseinheit **32** berechnet wurde.

[0073] Die Anzeigevorrichtung **80** ist mit dem Hauptkörperabschnitt **70** verbunden. Die Anzeigevorrichtung **80** zeigt den Indexwert für die BAT-Menge, der durch die Indexwert-Berechnungseinheit **33b** der Berechnungsverarbeitungseinheit **33** berechnet wird, an, um den Indexwert an eine Person, die die Messung durchführt, und einen Probanden auszugeben.

[0074] Im Nachfolgenden werden Einzelheiten eines Beispiels der Berechnungsinhalte der biologisch-optischen Kennlinienmesseinheit **32** und der Berechnungsverarbeitungseinheit **33** beschrieben. Die optisch-biologische Kennlinienmesseinheit **32** erhält den Absorptionskoeffizienten $\mu_{a,\lambda}$ für jede Wellenlänge λ in dem Messzielbereich B auf der Grundlage der zeitlichen Wellenform des erfassten Lichts (beispielsweise vgl. Fig. 2), das von der zeitlichen Wellenformmesseinheit **31** bereitgestellt wird. Das heißt, in einem Beispiel erhält sie den Absorptionskoeffizienten $\mu_{a,760}$ bei der Wellenlänge von 760 nm, den Absorptionskoeffizienten $\mu_{a,795}$ bei der Wellenlänge von 795 nm und den Absorptionskoeffizienten $\mu_{a,830}$ bei der Wellenlänge von 830 nm. Diese Absorptionskoeffizienten $\mu_{a,\lambda}$ werden beispielsweise in geeigneter Weise durch die Verwendung der Diffusionsgleichung erhalten.

[0075] Die Hämoglobinkonzentrations-Berechnungseinheit **33a** der Berechnungsverarbeitungseinheit **33** löst das Gleichungssystem für die Absorptionskoeffizienten $\mu_{a,\lambda}$, die durch die unten stehende Formel (1) dargestellt sind, um die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration (C_{HbO_2}) und die sauerstoffarme Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) des Messzielbereichs B zu berechnen. Es sollte beachtet werden, dass $\epsilon_{\text{HbO}_2,\lambda}$ den Extinktionskoeffizienten des sauerstoffreichen Hämoglobins bei der Wellenlänge λ und $\epsilon_{\text{Hb},\lambda}$ den Extinktionskoeffizienten des sauerstoffarmen Hämoglobins bei der Wellenlänge λ darstellen, die jeweils bekannte Werte sind. Ferner berechnet die Hämoglobinkonzentrations-Berechnungseinheit **33a** die Gesamthämoglobin-Konzentration (C_{tHb}) aus diesen Hämoglobin-Konzentrationen. Die Hämoglobinkonzentrations-Berechnungseinheit **33a** kann gegebenenfalls eine Sauerstoffsättigung (**802**) aus diesen Hämoglobin-Konzentrationen berechnen.

[Formel 1]

$$\mu_{a,\lambda} = \epsilon_{\text{HbO}_2,\lambda} C_{\text{HbO}_2} + \epsilon_{\text{Hb},\lambda} C_{\text{Hb}} \quad (1)$$

[0076] Die Indexwert-Berechnungseinheit **33b** der Berechnungsverarbeitungseinheit **33** berechnet den Indexwert der BAT-Menge auf der Grundlage der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und/oder der Gesamthämoglobin-Konzentration, die durch die Hämoglobinkonzentrations-Berechnungseinheit **33a** berechnet werden, und eines Parameters für einen Körperfettwert des Probanden. Der Parameter für den Körperfettwert des Probanden kann hierin beispielsweise einen Körperfettanteil umfassen. Der Parameter für den Körperfettwert des Probanden wird in die Parameter-Eingabeeinheit **50** eingegeben und an die Indexwert-Berechnungseinheit **33** weitergeleitet.

[0077] Der Hauptkörperabschnitt **70** weist ferner eine Speichereinheit **40**, wie beispielsweise einen nichtflüchtigen Speicher, auf. Die Speichereinheit **40** speichert im Voraus Daten, die eine Korrelation des Parameters für den Körperfettwert mit der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und/oder der Gesamthämoglobin-Konzentration angeben. Die Indexwert-Berechnungseinheit **33b** berechnet als Indexwert für die BAT-Menge unter Verwendung der in der Speichereinheit **40** gespeicherten Korrelationsdaten einen korrigierten Wert, um den Einfluss des Körperfettwertes (hauptsächlich subkutanen Fett) auf die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration und/oder die Gesamthämoglobin-Konzentration zu verringern. Ein Verfahren zur Berechnung kann beispielsweise das univariate Analyseverfahren umfassen. Beispiele der Verfahren zur Messung des Körperfettanteils umfassen das Caliper-Verfahren, das bioelektrische Impedanz-Analyseverfahren (BIA-Verfahren), das Luftverdrängungsverfahren, das Unterwasser-Wiegeverfahren, das Dual-Röntgen-Absorptometrieverfahren (DXA-Verfahren), usw.

[0078] Fig. 3 zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration (C_{HbO_2}) und dem Körperfettanteil in den oberen Schlüsselbeingruben als Beispiel der in der Speichereinheit **40** gespeicherten Korrelation darstellt. In Fig. 3 zeigt eine Vertikalachse die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration (Einheit: μM) und die Horizontalachse den Körperfettanteil (Einheit: %). Die Korrelationsdaten zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und dem Körperfettanteil in den oberen Schlüsselbeingruben werden in geeigneter Weise beispielsweise durch eine annähernd gerade Linie L1, die in der Fig. 3 gezeigt ist, dargestellt. Jedoch müssen die in der Speichereinheit **40** gespeicherten Korrelationsdaten nicht auf die eine gerade Linie L1 beschränkt sein und die annähernd gerade Linie kann sich mit zunehmender Anzahl der Daten ändern.

[0079] In dem zuvor beschriebenen Aufbau berechnet die Indexwert-Berechnungseinheit **33b** den Indexwert für die BAT-Menge aus der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und/oder der Gesamthämoglobin-Konzentration, wobei jedoch die Indexwert-Berechnungseinheit **33b** den Indexwert der BAT-Menge auch aus dem Parameter (beispielsweise dem Absorptionskoeffizienten $\mu_{a,\lambda}$ oder dergleichen), der in Abhängigkeit von der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration zunimmt oder abnimmt, berechnet werden können, oder die Einheit kann den Indexwert für die BAT-Menge durch Verwenden von sowohl dem Parameter als auch der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und/oder der Gesamthämoglobin-Konzentration berechnen. In diesem Fall ist die Speichereinheit **40** in geeigneter Weise ausgebildet, um im Voraus die Daten zu speichern, die eine Korrelation zwischen dem Parameter für den Körperfettwert und dem zuvor erwähnten Parameter angeben.

[0080] Im Nachfolgenden wird der Betrieb der Messvorrichtung **1A** mit dem obigen Aufbau und eine Ausführungsform des Messverfahrens gemäß der vorliegenden Erfindung beschrieben. Fig. 4 zeigt ein Flussdiagramm, das das Messverfahren gemäß der vorliegenden Ausführungsform darstellt. Wie in Fig. 4 gezeigt, wird zunächst das gepulste Nahinfrarot-Licht P(n) von der Lichteingabeeinheit **10** in den Messzielbereich B eingegeben (Lichteingabeschritt S11). Anschließend erfasst die Lichterfassungseinheit **20** die Lichtintensität

des gepulsten Nahinfrarot-Lichts $P(n)$, das sich durch das Innere des Messzielbereichs B ausgebreitet hat (Lichterfassungsschritt S12).

[0081] Anschließend erhält die Berechnungseinheit **30** durch die zeitaufgelöste Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit **20** wenigstens einen Wert aus der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und/oder der Gesamthämoglobin-Konzentration des Messzielbereichs B und dem Parameter (beispielsweise der Absorptionskoeffizient $\mu_{a, \lambda}$ oder dergleichen), der in Abhängigkeit von der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration zunimmt oder abnimmt. Anschließend berechnet die Berechnungseinheit **30** den Indexwert der BAT-Menge aus dem wenigstens einen Wert (Berechnungsschritt S13). Zu diesem Zeitpunkt kann der Indexwert der BAT-Menge auch als Korrekturwert festgelegt werden, um den Einfluss des Körperfettanteils zu verringern, indem der Parameter für den Körperfettanteil, der von der Parametereingabeeinheit **50** eingegeben wird, und die Daten, die die Korrelation mit dem vorstehenden wenigstens einen Wert angeben, die in der Speichereinheit **40** gespeichert sind, verwendet werden.

[0082] Im Nachfolgenden werden die Effekte beschrieben, die durch die Messvorrichtung **1A** und das Messverfahren der vorliegenden Ausführungsform mit dem obigen Aufbau erhalten werden. Wie zuvor erwähnt stellten die Erfinder fest, dass die BAT-Aktivität durch Messung einer Gewebeansammlung aus FDG unter Verwendung der PET-Vorrichtung ermittelt werden könnten. Jedoch wird der Proband für ein derartiges Verfahren, das die PET-Vorrichtung verwendet, zur Aktivierung des BAT für eine lange Zeit einer Kältebelastung ausgesetzt, nach der Injektion des FDG für etwa eine Stunde vor Bildaufnahme ruhiggestellt und zudem unabweichlich einer Strahlung ausgesetzt, sodass eine hohe Belastung auf den Proband einwirkt. Ferner ist der messbare Zeitraum auf den Winter beschränkt.

[0083] Durch die Studie stellten die Erfinder fest, dass es eine starke Korrelation der BAT-Menge mit der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und der Gesamthämoglobin-Konzentration, wie im nachfolgenden Beispiel beschrieben, gab. Gemäß dem Kenntnisstand der Erfinder gibt es eine große Anzahl von Blutkapillargefäßen im BAT, sodass bei einer Aktivierung die Blutmenge auf einen höheren Wert als im BAT ansteigt. Daher wird angenommen, dass die Blutmenge mit zunehmendem Aktivierungswert des BAT (Höchstwert der FDG-Ansammlung, SUV_{max}) ansteigt.

[0084] In der Messvorrichtung **1A** und dem Messverfahren gemäß der vorliegenden Ausführungsform sind die Messeinheit **30** und der Berechnungsschritt S13 derart ausgebildet, dass der Indexwert der BAT-Menge auf der Grundlage von wenigstens einem Wert der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration, der Gesamthämoglobin-Konzentration und dem Parameter (erster Parameter), wie beispielsweise dem Absorptionskoeffizienten, der in Abhängigkeit von diesem zu- oder abnimmt, berechnet wird, der durch die zeitaufgelöste Spektroskopie, die eine Art der Nahinfrarot-Spektroskopie umfasst, erhalten wird. Da die Messung auf nichtinvasive Art mittels Nahinfrarot-Spektroskopie durchgeführt wird, besteht kein Bedarf für den Einsatz der Kältebelastung, sodass die Messung unter Normaltemperatur in kurzer Zeit durchgeführt werden kann (beispielsweise fünf Minuten). Zudem muss der Proband keiner Strahlung ausgesetzt werden. Auf diese Weise können die Messvorrichtung **1A** und das Messverfahren der vorliegenden Ausführungsform die Belastung für den Betroffenen erheblich reduzieren. Ferner gibt es keine Beschränkungen hinsichtlich der Jahreszeiten, in denen die Messung durchgeführt werden kann. Somit kann durch die Verwendung des einfachen Verfahrens sowohl die Messung der BAT-Menge ohne Belastung für den Betroffenen als auch die Weiterentwicklung der Forschung an menschlichem BAT, einschließlich der Entwicklung, Bewertung etc. von Anti-Adipositas-Verfahren für Erwachsene, ermöglicht werden.

[0085] Die PET-Vorrichtung ist für gewöhnlich teuer und groß. Im Gegensatz dazu kann die Nahinfrarot-Spektroskopievorrichtung, wie beispielsweise die Messvorrichtung **1A** der vorliegenden Ausführungsform, zu geringeren Kosten und mit einer kleineren Abmessung als die PET-Vorrichtung, hergestellt werden. Somit können die Messvorrichtung **1A** und das Messverfahren der vorliegenden Ausführungsform die Messung des BAT auf äußerst einfache Weise durchführen.

[0086] Die Nicht-Patentliteratur 1 verwendet ebenfalls das Nahinfrarot-Spektroskopie-Verfahren, jedoch verwendet die Nicht-Patentliteratur 1 die gezüchteten Zellen als Messobjekte und misst die Temperatur der Zellen mit Augenmerk auf die Wassertemperatur. Im Gegensatz dazu unterscheiden sich gemäß der vorliegenden Ausführungsform die Vorrichtung **1A** und das Messverfahren von dem in der Nicht-Patentliteratur 1 beschriebenen Verfahren dahingehend, dass die Aufgabe in der Quantifizierung der BAT-Menge liegt, wobei das Augenmerk auf die Beziehung zwischen der BAT-Menge und der Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen gerichtet ist.

[0087] Wie in der vorliegenden Ausführungsform kann die Berechnungseinheit **30** und der Berechnungsschritt S13 als Indexwert für die BAT-Menge einen Korrekturwert definieren, um den Einfluss des Körperfettanteils auf die Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen zu verringern, indem jene Daten verwendet werden, die die Korrelation zwischen dem Parameter (dem zweiten Parameter) für den Körperfettanteil und der Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen angeben.

[0088] Die durch das Nahinfrarot-Spektroskopie-Verfahren gemessene Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen wird sehr wahrscheinlich durch das weiße Fettgewebe (WAT), wie beispielsweise subkutanes Fett, beeinträchtigt. Das heißt, die Absorptionsfähigkeit des BAT ist um Vieles kleiner als jene der Muskeln, und die WAT-Menge oder die Körperfettmenge variiert stark von Person zu Person, sodass tendenziell die Hämoglobin-Konzentration für Personen mit mehr Körperfett niedriger geschätzt wird und die Hämoglobin-Konzentration für Personen mit wenig Körperfett höher geschätzt wird. Da das BAT den Energieaufwand fördert, neigen Personen mit höheren BAT-Aktivitätswerten zu weniger Körperfett. Somit besteht die Möglichkeit, dass die einzelnen Unterschiede der Körperfettmenge direkt im Wert der Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen wiedergespiegelt werden. In der Messvorrichtung **1A** und dem Messverfahren gemäß der vorliegenden Ausführungsform wird der Wert korrigiert, um den Einfluss des Körperfettanteils, der in der Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen enthalten ist, zu verringern, indem beispielsweise die Daten verwendet werden, die die Korrelation zwischen dem Parameter für den Körperfettwert, wie beispielsweise den Körperfettanteil, und der Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen angeben, wobei der Wert nach der Korrektur als Indexwert für die BAT-Menge definiert wird. Auf diese Weise kann die BAT-Menge genauer ermittelt werden, während der Einfluss der Körperfettmenge auf den Indexwert beschränkt wird.

(Erstes Beispiel)

[0089] Im Nachfolgenden wird das Ergebnis eines von den Erfindern durchgeführten Experimentes zur Überprüfung der Korrelation zwischen dem BAT-Aktivitätswert und der Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen anhand mehrerer Probanden beschrieben. In diesem Experiment wurde jeder der fünfzehn Probanden in einem Raum mit Normaltemperatur (27 Grad) für fünf Minuten ohne Kältereiz ruhiggestellt und anschließend wurde die Hämoglobin-Konzentration in sowohl der linken als auch der rechten oberen Schlüsselbeingrube als angrenzende BAT-Bereiche, sowie in den linken und rechten infraklavikulären Bereichen und den Deltamuskeln als kontrastierende Bereiche unter Verwendung der zeitaufgelösten Spektroskopie-Vorrichtung gemessen. Jeder Proband wurde einem Kältereiz ausgesetzt (indem die Fußsohlen durch einen Eisbeutel in einem Raum bei 19 Grad für zwei Stunden gekühlt wurden) und anschließend die FDG-Gewebeansammlung unter der Verwendung der PET-Vorrichtung gemessen, um die Aktivität des BAT (SUV_{max}) in den oberen Schlüsselbeingruben (BAT-Umgebung) zu erhalten.

[0090] Die PET-Bilder der fünfzehn Probanden wurden in Probanden mit nachgewiesenem BAT und in Probanden ohne nachgewiesenen BAT klassifiziert, wobei es sechs Probanden mit nachgewiesenem BAT und neun Probanden ohne nachgewiesenen BAT gab. Die nachfolgende Tabelle 1 zeigt eine Tabelle, die die Charakteristiken der entsprechenden Probanden mit nachgewiesenem BAT und der Probanden ohne nachgewiesenen BAT darstellt.

[Tabelle 1]

Einzelheiten	Probanden mit nachgewiesenem BAT	Probanden ohne nachgewiesenen BAT
Anzahl der Probanden (Personen)	6	9
Alter (Jahre)	21,5 ± 1,4	25,1 ± 2,8
Höhe (cm)	171,5 ± 3,4	175,2 ± 6,9
Gewicht (kg)	60,6 ± 5,3	67,1 ± 7,4
BMI (kg/m ²)	20,6 ± 1,1	21,9 ± 2,1
Körperfettanteil (%)	13,3 ± 1,8	15,5 ± 4,6
BAT-Aktivitätswert SUV_{max}	7,9 ± 5,2	1,5 ± 0,4

[0091] Fig. 5 bis Fig. 7 zeigen Diagramme, die Beziehung zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} und der BAT-Aktivität SUV_{max} darstellen. Fig. 5 zeigt eine Beziehung in den oberen Schlüs-

selbeingruben, **Fig. 6** zeigt die Beziehung in den infraklavikulären Bereichen und **Fig. 7** zeigt die Beziehung in den Deltamuskeln. Die Vertikalachse gibt die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} (Einheit: μM) und die Horizontalachse den Zehnerlogarithmus der Aktivität SUV_{max} an. In der **Fig. 5** sowie in den darauf folgenden Figuren entspricht eine Beziehung mit x und y einer Gleichung, die in etwa eine gerade Linie angibt, und R stellt einen Korrelationskoeffizienten der annähernd geraden Linie dar.

[0092] Wie in **Fig. 5** bis **Fig. 7** gezeigt, wurde ein gewisses Maß an Übereinstimmung zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und der Aktivität SUV_{max} des BAT in jedem Messzielbereich gefunden. Das heißt, dass mit zunehmender sauerstoffreicher Hämoglobin-Konzentration die Aktivität SUV_{max} größer wird, und nicht nur in den oberen Schlüsselbeingruben, in denen das BAT vorkommt, sondern auch in den infraklavikulären Bereichen und in Deltamuskeln, in denen das BAT kaum vorkommt. Es sollte jedoch erwähnt werden, dass eine hohe Übereinstimmung in den oberen Schlüsselbeingruben, in denen das BAT vorkommt, stärker ausgeprägt ist als in den anderen Messzielbereichen.

[0093] In dem vorliegenden Beispiel wurde der Körperfettanteil eines jeden Probanden gemessen, um die Korrelation zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} und dem Körperfettanteil zu überprüfen. **Fig. 8** bis **Fig. 10** zeigen Diagramme, die Korrelationen zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} und dem Körperfettanteil darstellen. **Fig. 8** zeigt die Beziehung in den oberen Schlüsselbeingruben, **Fig. 9** zeigt die Beziehung in den infraklavikulären Bereichen und **Fig. 10** die Beziehung in den Deltamuskeln. Die Vertikalachse gibt die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} (Einheit: μM) und die Horizontalachse den Körperfettanteil (Einheit: %) an.

[0094] Wie in **Fig. 8** bis **Fig. 10** gezeigt, wurde ein bestimmtes Maß an Korrelation zwischen dem berechneten Wert der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} und dem Körperfettanteil in jedem Messzielbereich gefunden. Ein denkbarer Grund dafür ist, dass die durch die Nahinfrarot-Spektroskopie gemessene Hämoglobin-Konzentration voraussichtlich durch das WAT, wie zuvor beschrieben, beeinträchtigt wird. Anschließend wurde in dem vorliegenden Beispiel eine Korrektur durchgeführt, um den Einfluss des Körperfettanteils auf die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} unter Verwendung eines im Nachfolgenden beschriebenen Verfahrens (univariate Analyse) zu verringern.

[0095] **Fig. 11** Zeigt ein Diagramm, das eine typische Korrelation zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} und dem Körperfettanteil darstellt. In vielen Fällen gibt es, wie in **Fig. 11** gezeigt, eine lineare Beziehung zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} und dem Körperfettanteil. Der nachfolgende Ausdruck stellt eine Beziehung zwischen dem Körperfettanteil $x(\%)$ und der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration $y (\mu\text{M})$ aller Probanden dar.

$$y = ax + b \quad (2)$$

[0096] Unter der Annahme, dass beispielsweise der Körperfettanteil x eines bestimmten Probanden 15% beträgt und dieser in die obige Formel (2) eingesetzt wird, erhält man einen theoretischen Wert $C1$ für die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration des Probanden wie folgt.

$$15xa + b = C1 \quad (3)$$

[0097] Wird der theoretische Wert $C1$ von einem Messwert $C2$ der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration des Probanden subtrahiert, erhält man die Differenz D . Diese Differenz D entspricht der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration, die erhalten wird, wenn der Körperfettanteil 0% beträgt.

$$C2 - C1 = D \quad (4)$$

[0098] Indem in diesem Fall ein Durchschnittswert x_0 der Körperfettanteile aller Probanden mit a multipliziert wird und b hinzugefügt wird, erhält man einen Durchschnittswert y_0 der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentrationen.

$$y_0 = ax_0 + b \quad (5)$$

[0099] Durch Addieren der Differenz D des Probanden zu dem Durchschnittswert y_0 erhält man eine korrigierte sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration $C3$.

$$C3 = D + y_0 = D + (ax_0 + b) \quad (6)$$

[0100] Durch die obige Berechnung kann die korrigierte sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} zur Verringerung des Einflusses des Körperfettanteils erhalten werden.

[0101] Das Korrekturverfahren für die Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen muss jedoch nicht auf das Obige beschränkt sein. Beispielsweise kann die Korrektur durch Verwenden eines anderen Körperfettwert-Parameters anstelle des Körperfettanteils durchgeführt werden. Beispiele anderer Parameter umfassen die Dicke des subkutanen Fetts, eine aus einer spektralen Kennlinie geschätzte Fettmenge usw. **Fig. 12** zeigt ein Diagramm, das ein Beispiel von Beziehungen zwischen der subkutanen Fettdicke und der Messempfindlichkeit darstellt, die in der Nicht-Patentliteratur 6 beschrieben sind. Die Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen können unter Verwendung derartiger Beziehungen korrigiert werden. Wenn beispielsweise die Messempfindlichkeit an der subkutanen Fettdicke von 5 mm 0,7 beträgt, kann die Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen mit einer subkutanen Fettdicke von 0 mm (d. h. durch Ausschließen eines Einflusses durch die subkutane Fettdicke) berechnet werden, indem die gemessene Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen durch die Messempfindlichkeit von 0,7 dividiert wird.

[0102] **Fig. 13** bis **Fig. 15** zeigen Diagramme, die Beziehungen zwischen der korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} und dem Körperfettanteil darstellen. **Fig. 13** zeigt die Beziehung in den oberen Schlüsselbeingruben, **Fig. 14** die Beziehung in den infraklavikulären Bereichen und **Fig. 15** die Beziehung in den Deltamuskeln. Die Vertikalachse zeigt die korrigierte sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} (Einheit: μM) und die Horizontalachse den Körperfettanteil (Einheit: %). Bezug nehmend auf **Fig. 13** bis **Fig. 15** sind die Steigungen der annähernd geraden Linien und die Korrelationskoeffizienten R enorm klein, wodurch sich zeigt, dass die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} kaum vom Körperfettanteil beeinflusst wird.

[0103] **Fig. 16** bis **Fig. 18** zeigen Diagramme, die Beziehungen zwischen der korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} und der BAT-Aktivität SUV_{max} darstellen. **Fig. 16** zeigt die Beziehung in den oberen Schlüsselbeingruben, **Fig. 17** die Beziehung in den infraklavikulären Bereichen und **Fig. 18** die Beziehung in den Deltamuskeln. Die Vertikalachse gibt die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} (Einheit: μM) und die Horizontalachse den Zehnerlogarithmus der Aktivität SUV_{max} an. Bezug nehmend auf **Fig. 16** bis **Fig. 18** wurde lediglich in den Überschlüsselbeinknochen, in denen BAT vorkommt, eine starke Korrelation zwischen der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration und der BAT-Aktivität SUV_{max} gefunden. Somit kann die BAT-Aktivität SUV_{max} auf der Grundlage der korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} genau bestimmt werden.

[0104] Wurden die korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentrationen C_{HbO_2} zwischen den sechs Probanden mit nachgewiesenem BAT und den neun Probanden ohne nachgewiesenen BAT, die in der obigen Tabelle 1 gezeigt sind, miteinander verglichen, waren die Werte der Probanden mit nachgewiesenem BAT lediglich in den oberen Schlüsselbeingruben, in denen das BAT vorkommt, sehr hoch. **Fig. 19** zeigt Diagramme, die den Vergleich zeigen, wobei (a) Durchschnittswerte der korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentrationen C_{HbO_2} (Einheit: μM) in den oberen Schlüsselbeingruben, (b) in den infraklavikulären Bereichen und (c) in den Deltamuskeln darstellen.

[0105] Bezug nehmend auf **Fig. 19** zeigt sich, dass nur in den oberen Schlüsselbeingruben, in denen das BAT vorkommt, die korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentrationen C_{HbO_2} der Probanden mit nachgewiesenem BAT signifikant höher als jene der Probanden ohne nachgewiesenen BAT waren. Zudem wurde lediglich in den oberen Schlüsselbeingruben eine starke Korrelation zwischen der korrigierten sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} und der BAT-Aktivität SUV_{max} bestätigt. Eine derartige Tendenz konnte in den Bereichen, in denen das BAT kaum vorkommt/(in den infraklavikulären Bereichen in den Deltamuskeln) nicht bestätigt werden.

[0106] Das vorliegende Beispiel gibt die Korrelation zwischen dem Aktivitätswert SUV_{max} des BAT, der mittels PET unter Anwendung eines Kältereizes auf Probanden gemessen wurde, und der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} an, wobei der Aktivitätswert SUV_{max} , der unter der bestimmten Kältereizbelastung erhalten wird, als eine PET-quantifizierte BAT-Menge angesehen werden kann.

[0107] Das heißt, das Ergebnis des vorliegenden Beispiels gibt an, dass die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} in den oberen Schlüsselbeingruben, in denen das BAT vorkommt, mittels zeitaufgelöster Spektroskopie die große Anzahl von Blutkapillaren, die in dem BAT vorkommen, widerspiegelt. Mit anderen Worten gibt das Ergebnis des vorliegenden Beispiels an, dass die sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} für eine quantitative Ermittlung des BAT verwendet werden kann. Somit kann die sauerstoffreiche

Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} durch die zeitaufgelöste Spektroskopie als ein Indexwert für die BAT-Menge definiert werden. Ferner kann beispielsweise die korrigierte sauerstoffreiche Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} , die den Parameter für die Körperfettmenge, wie beispielsweise den Körperfettanteil, verwendet, mit höherer Genauigkeit als Indexwert verwendet werden.

[0108] Fig. 20 bis Fig. 22 zeigen Diagramme, die Beziehungen zwischen der Gesamthämoglobin-Konzentration C_{tHb} zur Korrektur des Körperfettanteils und der BAT-Aktivität SUV_{max} darstellen. Fig. 20 zeigt die Beziehung in den oberen Schlüsselbeingruben, Fig. 21 zeigt die Beziehung in den infraklavikulären Bereichen und Fig. 22 die Beziehungen in den Deltamuskeln. Die Vertikalachse gibt die Gesamthämoglobin-Konzentration C_{tHb} (Einheit: μM) und die Horizontalachse den Zehnerlogarithmus der Aktivität SUV_{max} an. Bezug nehmend auf Fig. 20 bis Fig. 22 wurde, sowie im Falle der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} , lediglich in den oberen Schlüsselbeingruben, in denen das BAT vorkommt, eine starke Korrelation zwischen der Gesamthämoglobin-Konzentration C_{tHb} und der BAT-Aktivität SUV_{max} gefunden. Somit kann auch die Gesamthämoglobin-Konzentration C_{tHb} als ein Indexwert für die BAT-Menge verwendet werden.

[0109] Da der Parameter, beispielsweise der Absorptionskoeffizient μ_a , der zur Berechnung der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} oder der Gesamthämoglobin-Konzentration C_{tHb} verwendet wird, ebenfalls in Abhängigkeit der Zunahme oder Abnahme der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} oder der Gesamthämoglobin-Konzentration C_{tHb} zunimmt oder abnimmt, ist es offensichtlich, dass dieser Parameter eine starke Korrelation mit der BAT-Aktivität SUV_{max} aufweist. Somit kann auch ein solcher Parameter als ein Indexwert für die BAT-Menge verwendet werden.

[0110] Fig. 23 bis Fig. 25 zeigen Diagramme, die Beziehungen zwischen dem Absorptionskoeffizienten μ_a und der BAT-Aktivität SUV_{max} darstellen. Fig. 23 zeigt die Beziehung in den oberen Schlüsselbeingruben, Fig. 24 die Beziehung in den infraklavikulären Bereichen und Fig. 25 die Beziehung in den Deltamuskeln. Die Vertikalachse gibt den Absorptionskoeffizienten μ_a (Einheit: cm^{-2}) und die Vertikalachse den Zehnerlogarithmus der Aktivität SUV_{max} an. Es sollte beachtet werden, dass die Absorptionskoeffizienten μ_a Werte bei der Wellenlänge von 800 nm umfassen.

[0111] Wie in Fig. 23 bis Fig. 25 gezeigt, wurde ein bestimmtes Maß an Korrelation zwischen den Absorptionskoeffizienten μ_a und der BAT-Aktivität SUV_{max} in jedem Messzielbereich gefunden. Das heißt, dass mit zunehmendem Absorptionskoeffizienten μ_a die Aktivität SUV_{max} nicht nur in den oberen Schlüsselbeingruben, in denen das BAT vorkommt, sondern auch in den infraklavikulären Bereichen und den Deltamuskeln, in denen das BAT kaum vorkommt, zunimmt. Es sollte jedoch erwähnt werden, dass eine deutliche Korrelation in den oberen Schlüsselbeingruben, in denen das BAT vorkommt, stärker ist als in den anderen Messzielbereichen.

[0112] Zur Prüfung der Korrelation zwischen dem Absorptionskoeffizienten μ_a und dem Körperfettanteil wurden die Körperfettanteile der entsprechenden Probanden gemessen. Fig. 26 bis Fig. 28 zeigen Diagramme, die Korrelationen zwischen dem Absorptionskoeffizienten μ_a und dem Körperfettanteil darstellen. Fig. 26 zeigt die Korrelation in den oberen Schlüsselbeingruben, Fig. 27 die Beziehung in den infraklavikulären Bereichen und Fig. 28 die Beziehung in den Deltamuskeln. Die Vertikalachse gibt den Absorptionskoeffizienten μ_a (Einheit: cm^{-1}) und die Vertikalachse den Körperfettanteil (Einheit: %) an.

[0113] Wie in Fig. 26 bis Fig. 28 gezeigt, wurde ein gewisses Maß an Übereinstimmung zwischen dem berechneten Wert des Absorptionskoeffizienten μ_a und dem Körperfettanteil in jedem Messzielbereich gefunden. Ein denkbarer Grund dafür ist, dass der durch die Nahinfrarot-Spektroskopie gemessene Absorptionskoeffizient vorsichtich durch das WAT beeinträchtigt wird. Anschließend wurde eine Korrektur durchgeführt, um den Einfluss des Körperfettanteils auf den Absorptionskoeffizienten μ_a unter Verwendung der zuvor erwähnten univariaten Analyse zu verringern.

[0114] Fig. 29 bis Fig. 31 zeigen Diagramme, die Beziehungen zwischen dem korrigierten Absorptionskoeffizienten μ_a und der BAT-Aktivität SUV_{max} darstellen. Fig. 29 zeigt die Beziehung in den oberen Schlüsselbeingruben, Fig. 30 die Beziehung in den infraklavikulären Bereichen und Fig. 31 die Beziehung in den Deltamuskeln. Die Vertikalachse gibt den Absorptionskoeffizienten μ_a (Einheit: cm^{-1}) und die Horizontalachse den Zehnerlogarithmus der Aktivität SUV_{max} an.

[0115] Bezug nehmend auf Fig. 29 bis Fig. 31 wurde lediglich in den oberen Schlüsselbeingruben, in denen das BAT vorkommt, eine starke Übereinstimmung zwischen dem Absorptionskoeffizienten μ_a und der BAT-Aktivität SUV_{max} gefunden. Somit kann die BAT-Aktivität SUV_{max} auf der Grundlage des korrigierten Absorptionskoeffizienten μ_a genau bestimmt werden. Das Korrekturverfahren für den Absorptionskoeffizienten μ_a muss

nicht auf die univariate Analyse beschränkt sein. Beispielsweise kann die Korrektur unter Verwendung eines anderen Körperfettwert-Parameters anstelle des Körperfettanteils verwendet werden. Beispiele anderer Parameter umfassen die Dicke des subkutanen Fetts, eine aus einer spektralen Kennlinie geschätzte Fettmenge usw.

(Zweite Ausführungsform)

[0116] Fig. 32 zeigt ein Blockdiagramm, das schematisch einen Aufbau der zweiten Ausführungsform der Messvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung darstellt. Die Messvorrichtung **1B** der vorliegenden Ausführungsform weist anstelle der Berechnungseinheit **30** der Messvorrichtung **1A** der ersten Ausführungsform eine Messeinheit **30b** auf. Diese Berechnungseinheit **30b** umfasst eine Berechnungsverarbeitungseinheit **35** anstelle der Berechnungsverarbeitungseinheit **33** der Berechnungseinheit **30** der ersten Ausführungsform. Die Berechnungsverarbeitungseinheit **35** umfasst eine Hämoglobinkonzentrations-Berechnungseinheit **35a** und eine Indexwert-Berechnungseinheit **35b**.

[0117] Die Hämoglobinkonzentrations-Berechnungseinheit **35a** erfasst den Parameter, der die Lichtabsorptionskennlinie des Messzielbereichs B aus der biologisch-optischen Kennlinienmesseinheit **32** angibt, und führt einen vorbestimmten Rechenvorgang zur Berechnung einer sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) im Messzielbereich B durch. Ein Berechnungsverfahren für die sauerstoffarme Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) entspricht jenem Verfahren der ersten Ausführungsform. Die Messvorrichtung **1B** unterscheidet sich von der Messvorrichtung **1A** dahingehend, dass sie keine Speichereinheit **40** und keine Parametereingabeinheit **50** aufweist.

[0118] In der vorliegenden Ausführungsform berechnet die biologisch-optische Kennlinienmesseinheit **32** den Streukoeffizienten μ'_s des Messzielbereichs B auf der Grundlage der zeitlichen Wellenform, die durch die zeitliche Wellenformmesseinheit **31** erhalten wird. Es sollte beachtet werden, dass in der nachfolgenden Beschreibung der Streukoeffizient μ'_s den verringerten Streukoeffizienten umfasst. Die Indexwert-Berechnungseinheit **35b** erfasst den Streukoeffizienten μ'_s des Messzielbereichs B aus der biologisch-optischen Kennlinienmesseinheit **32** und berechnet den Indexwert für die BAT-Menge aus der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}), die durch die Hämoglobinkonzentrations-Berechnungseinheit **35a** berechnet wird, und/oder dem Streukoeffizienten μ'_s , der durch die biologisch-optische Kennlinienmesseinheit **32** berechnet wird.

[0119] Ein Flussdiagramm eines Betriebs der Messvorrichtung **16** und des Messverfahrens gemäß der vorliegenden Ausführungsform entspricht jenem der Fig. 4. In der vorliegenden Ausführungsform wurde der Schritt S13 jedoch modifiziert, um den Indexwert für die BAT-Menge aus dem Streukoeffizienten μ'_s und/oder der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) zu berechnen.

[0120] Wie im nachfolgenden Beispiel beschrieben, stellten die Erfinder nach der Studie fest, dass es eine hohe Übereinstimmung des BAT-Wertes mit den Streukoeffizienten μ'_s und der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) gab. Somit kann die Messvorrichtung **1B** und das Messverfahren der zuvor beschriebenen vorliegenden Ausführungsform die Belastung für den Betroffenen deutlich verringern und die Messung des BAT, wie in der ersten Ausführungsform, auf sehr einfache Weise durchführen.

(Zweites Beispiel)

[0121] Im Nachfolgenden wird das Ergebnis eines von den Erfindern durchgeführten Experiments zur Überprüfung der Korrelation des BAT-Aktivitätswerts mit dem Streukoeffizienten μ'_s und der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) an mehreren Probanden beschrieben. Dieses Experiment wurde anhand des gleichen Verfahrens wie im ersten Beispiel durchgeführt. Fig. 33 bis Fig. 35 zeigen Diagramme, die Beziehungen zwischen dem Streukoeffizienten μ'_s und dem BAT-Aktivitätswert SUV_{max} darstellen. Fig. 33 zeigt die Beziehung in den oberen Schlüsselbeingruben, Fig. 34 die Beziehung in den infraklavikulären Bereichen und Fig. 35 die Beziehung in den Deltamuskeln. Die Vertikalachse gibt den Streukoeffizienten μ'_s (Einheit: cm^{-1}) und die Horizontalachse den Zehnerlogarithmus der Aktivität SUV_{max} an. Es sollte beachtet werden, dass die Streukoeffizienten μ'_s Werte bei der Wellenlänge von 760 nm umfassen.

[0122] Bezug nehmend auf Fig. 33 bis Fig. 35 wurde lediglich in den oberen Schlüsselbeingruben, in denen das BAT vorkommt, eine hohe Übereinstimmung zwischen dem Streukoeffizienten μ'_s und der BAT-Aktivität SUV_{max} gefunden. Somit kann die BAT-Aktivität SUV_{max} auf der Grundlage des Streukoeffizienten μ'_s genauer bestimmt werden.

[0123] Zur Überprüfung der Korrelation zwischen dem Streukoeffizienten μ'_s und dem Körperfettanteil wurden die Körperfettanteile der entsprechenden Probanden gemessen. **Fig. 36** bis **Fig. 38** zeigen Diagramme, die die Korrelationen zwischen dem Streukoeffizienten μ'_s und dem Körperfettanteil darstellen. **Fig. 36** zeigt die Beziehung in den oberen Schlüsselbeingruben, **Fig. 37** die Beziehung in den infraklavikulären Bereichen und **Fig. 38** die Beziehung in den Deltamuskeln. Die Vertikalachse gibt den Streukoeffizienten μ'_s (Einheit: cm^{-1}) und die Horizontalachse den Körperfettanteil (Einheit: %) an.

[0124] Wie in **Fig. 36** bis **Fig. 38** gezeigt, konnte in jedem der Messzielbereiche nur eine geringe Übereinstimmung zwischen dem berechneten Wert des Streukoeffizienten μ'_s und dem Körperfettanteil bestätigt werden. Ein denkbarer Grund dafür ist, dass die Übereinstimmung zwischen der BAT-Menge und dem Streukoeffizienten μ'_s den Mitochondrien in den BAT-Zellen zugeschrieben wird, sodass der Körperfettanteil den Streukoeffizienten μ'_s nicht beeinflusst. Wird somit der Indexwert für die BAT-Menge aus dem Streukoeffizienten μ'_s berechnet, kann dieser ohne Korrektur unter Verwendung des Körperfettanteils genau berechnet werden.

[0125] **Fig. 39** zeigt ein Diagramm, das eine Beziehung zwischen der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) und der BAT-Aktivität SUV_{max} und eine Beziehung in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt. Die Vertikalachse gibt die sauerstoffarme Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) (Einheit: μM) und die Horizontalachse den Zehnerlogarithmus der Aktivität SUV_{max} an. Bezug nehmend auf **Fig. 39** wurde eine starke Übereinstimmung zwischen der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) und der BAT-Aktivität SUV_{max} in den oberen Schlüsselbeingruben, in denen das BAT vorkommt, gefunden. Somit kann die BAT-Aktivität SUV_{max} auf der Grundlage der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) genau bestimmt werden.

[0126] Zur Überprüfung der Korrelation zwischen der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) und dem Körperfettanteil wurden die Körperfettanteile der entsprechenden Probanden gemessen. **Fig. 40** zeigt ein Diagramm, das eine Korrelation zwischen der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) und dem Körperfettanteil und eine Beziehung in den oberen Schlüsselbeingruben darstellt. Die Vertikalachse gibt die sauerstoffarme Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) (Einheit: μM) und die Horizontalachse den Körperfettanteil (Einheit: %) an. Wie in **Fig. 40** gezeigt, konnte nur eine geringe Übereinstimmung zwischen dem berechneten Wert der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) und dem Körperfettanteil bestätigt werden. Wenn somit der Indexwert für die BAT-Menge aus der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration (C_{Hb}) berechnet wird, kann dieser ohne Korrektur unter Verwendung des Körperfettanteils genau berechnet werden.

(Dritte Ausführungsform)

[0127] **Fig. 41** zeigt ein Blockdiagramm, das schematisch einen Aufbau der dritten Ausführungsform der Messvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung darstellt. Die Messvorrichtung **1C** der vorliegenden Ausführungsform weist anstelle der Berechnungseinheit **30** der Messvorrichtung **1A** der ersten Ausführungsform eine Berechnungseinheit **30C** auf. Die Berechnungseinheit **30C** weist zusätzlich zu dem Aufbau der Berechnungseinheit **30** in der ersten Ausführungsform eine Bestimmungseinheit **34** auf. Da der Aufbau der Berechnungseinheit **30C** mit Ausnahme der Bestimmungseinheit **34** gleich wie jene der Berechnungseinheit **30** ist, wird auf eine genaue Beschreibung derselben verzichtet.

[0128] Der Indexwert für die BAT-Menge aus der Indexwert-Berechnungseinheit **33b** der Berechnungsverarbeitungseinheit **33** wird der Bestimmungseinheit **34** zugeführt. Die Bestimmungseinheit **34** vergleicht diesen Indexwert mit einem vorbestimmten Schwellenwert, um zu bestimmen, ob die BAT-Menge eines Probanden negativ oder positiv ist. Insbesondere bestimmt die Bestimmungseinheit **34**, dass die BAT-Menge positiv ist, wenn der Indexwert einen Schwellenwert übersteigt und bestimmt, dass diese negativ ist, sofern der Indexwert nicht den Schwellenwert übersteigt. Dieses Bestimmungsergebnis wird beispielsweise zusammen mit dem Indexwert für die BAT-Menge auf der Anzeigevorrichtung **80** angezeigt.

[0129] **Fig. 42** zeigt ein Flussdiagramm, das den Betrieb der Messvorrichtung **1C** und des Messverfahrens gemäß der vorliegenden Ausführungsform darstellt. Wie in **Fig. 42** gezeigt, weist die vorliegende Ausführungsform zusätzlich zu dem Messverfahren in der ersten Ausführungsform einen Bestimmungsschritt S14 auf (vgl. **Fig. 4**). In dem Bestimmungsschritt S14 vergleicht die Bestimmungseinheit **34** den Indexwert für die BAT-Menge, die in dem Berechnungsschritt S13 berechnet wird, mit dem vorbestimmten Schwellenwert, um dadurch zu bestimmen, ob die BAT-Menge des Probanden negativ oder positiv ist.

[0130] Die Messvorrichtung **1C** und das Messverfahren der vorliegenden Ausführungsform können die Belastung für den Betroffenen erheblich reduzieren und eine Messung des BAT, wie in der ersten Ausführungsform, auf sehr einfache Weise durchführen. Es wird angenommen, dass die Grenze zwischen der negativen

Beschaffenheit und der positiven Beschaffenheit der BAT-Menge bei einem SUV_{\max} -Wert von in etwa 2,0 liegt, und derzeit wird die Bestimmung, ob der Wert negativ oder positiv ist, durch visuelle Inspektion durch einen radiologischen Techniker auf der Grundlage eines PET-Bildes durchgeführt. Da die BAT-Menge durch die Messvorrichtung **1C** und das Messverfahren der vorliegenden Ausführung, wie zuvor in dem vorstehenden ersten Beispiel beschrieben, genau ermittelt werden kann, kann auf einfache und sehr genaue Weise bestimmt werden, ob die BAT-Menge negativ oder positiv ist. Es sollte beachtet werden, dass die Bestimmungseinheit **34** der vorliegenden Ausführungsform auch in der Berechnungseinheit **30b** der zweiten Ausführungsform vorgesehen sein kann.

(Drittes Beispiel)

[0131] Zur Untersuchung des Effekts durch die erste Ausführungsform wurden Grenzwertoptimierungskurven (RC-Kurven; receiver operating characteristic curves) unter Verwendung des Bestimmungsergebnisses durch die Bestimmungseinheit **34** (Bestimmungsschritt S14) und des Bestimmungsergebnisses durch die visuelle Inspektion auf der Grundlage eines PET-Bildes erzeugt. **Fig. 43** bis **Fig. 46** zeigen die Ergebnisse der Untersuchung. (a) in **Fig. 43** zeigt eine ROC-Kurve des Bestimmungsergebnisses auf der Grundlage des Indexwertes, der aus der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} berechnet wird. (b) in **Fig. 43** zeigt die ROC-Kurve auf der Grundlage des Indexwertes, der aus der Gesamthämoglobin-Konzentration C_{tHb} berechnet wird, (a) in **Fig. 44** jene aus dem Absorptionskoeffizienten μ_a (Wellenlänge von 760 nm), (b) in **Fig. 44** jene aus dem Absorptionskoeffizienten μ_a (Wellenlänge von 800 nm), (a) in **Fig. 45** jene aus dem Streukoeffizienten μ'_s (Wellenlänge von 760 nm), (b) in **Fig. 45** jene aus dem Streukoeffizienten μ'_s (Wellenlänge von 800 nm) und (a) in **Fig. 46** jene aus der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration C_{Hb} .

[0132] Zu Vergleichszwecken zeigt (b) in **Fig. 46** die ROC-Kurve des Bestimmungsergebnisses auf der Grundlage des Indexwertes, der aus der Sauerstoffsättigung SO_2 berechnet wird. In **Fig. 43** bis **Fig. 46** gibt die Vertikalachse den positiven Wert (auch als Empfindlichkeit oder positiver vorhersagbarer Wert bezeichnet) und die Horizontalachse den falschen negativen Wert (der Wert, der durch Subtraktion der Spezifität (auch als negativer vorhersagbarer Wert bezeichnet) von 1 erhalten wird) an. In keiner der ROC-Kurven wurde eine Korrektur unter Verwendung des Parameters für den Körperfettanteil durchgeführt.

[0133] Der Schwellenwert (Grenzpunkt), die Empfindlichkeit (positiver vorhersagbarer Wert), die Spezifität (negativer vorhersagbarer Wert), und die Genauigkeit (der genaue Bestimmungswert) einer jeden der ROC-Kurven G21–G28, die in **Fig. 43** bis **Fig. 46** gezeigt sind, sind in der nachfolgenden Tabelle 2 gezeigt.

[Tabelle 2]

ROC-Kurve	Schwellenwert (Grenzpunkt)	Empfindlichkeit (positiver vorhersagbarer Wert)	Spezifität (negativer vorhersagbarer Wert)	Genauigkeit (genauer Bestimmungswert)
G21	C_{HbO_2} : 57–59 μM	100%	100%	100%
G22	C_{tHb} : 75 μM	100%	94,4%	96,7%
G23	μ_a : 0,17–0,18 cm^{-1}	91,7%	94,4%	93,3%
G24	μ_a : 0,17–0,18 cm^{-1}	91,7%	94,4%	93,3%
G25	μ'_s : 6,5–7 cm^{-1}	100%	88,9%	93,3%
G26	μ'_s : 6,5–7 cm^{-1}	100%	88,9%	93,3%
G27	C_{Hb} : 19,5 μM	91,7%	83,3%	86,7%
G28	SO_2 : 74%	50%	55,6%	53,3%

[0134] Wie in Tabelle 2 gezeigt, stimmt das Bestimmungsergebnis, das unter Verwendung des Indexwertes, der aus der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration C_{HbO_2} , der Gesamthämoglobin-Konzentration C_{tHb} , dem Absorptionskoeffizienten μ_a , dem Streukoeffizienten μ'_s oder der sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration C_{Hb} berechnet wurde, erhalten wird, mit dem Bestimmungsergebnis durch die visuelle Inspektion auf der Grundlage des PET-Bildes mit hoher Wahrscheinlichkeit überein. Aus dem Ergebnis ist ersichtlich, dass die obige dritte Ausführungsform genau bestimmen kann, ob die BAT-Menge negativ oder positiv ist.

[0135] Das Messverfahren und die Messvorrichtung für das BAT gemäß der vorliegenden Erfindung müssen nicht auf die zuvor beschriebenen Ausführungsformen beschränkt sein, sondern können auf verschiedene Weise modifiziert werden. Beispielsweise wird die Hämoglobin-Konzentration unter Verwendung der zeitaufgelösten Spektroskopie in den obigen Ausführungsformen berechnet, wobei jedoch verschiedene Verfahren, wie beispielsweise eine Phasenmodulations-Spektroskopie, eine räumlich aufgelöste Spektroskopie und ein Mikro-Beer-Lambert-Verfahren auf die Nahinfrarot-Spektroskopie, die in der Berechnungseinheit und in dem Berechnungsschritt der vorliegenden Erfindung verwendet wird, angewandt werden können.

[0136] Ein Messverfahren für braunes Fettgewebe gemäß der vorliegenden Ausführungsform umfasst einen Lichteingabeschritt zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht aus einer Lichteingabeeinheit in einem Messzielbereich; einen Lichterfassungsschritt zur Erfassung der Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat, durch eine Lichterfassungseinheit; und einen Berechnungsschritt zur Berechnung eines Indexwertes für eine BAT-Menge aus wenigstens einem Wert einer sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration, einer Gesamthämoglobin-Konzentration und einem ersten Parameter des Messzielbereichs, wobei der erste Parameter in Abhängigkeit der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden, zunimmt oder abnimmt.

[0137] Ein weiteres Messverfahren für braunes Fettgewebe gemäß der obigen Ausführungsform umfasst einen Lichteingabeschritt zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht aus einer Lichteingabeeinheit in einem Messzielbereich; einen Lichterfassungsschritt zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat, durch eine Lichterfassungseinheit; und einen Berechnungsschritt zur Berechnung eines Indexwertes für eine braune Fettgewebemenge aus wenigstens einem Streukoeffizienten und einer sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration des Messzielbereichs, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden.

[0138] Eine Messvorrichtung für braunes Fettgewebe gemäß der obigen Ausführungsform umfasst eine Lichteingabeeinheit zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht in einen Messzielbereich; eine Lichterfassungseinheit zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat; und eine Berechnungseinheit zur Berechnung eines Indexwertes für eine BAT-Menge aus wenigstens einem Wert einer sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration, einer Gesamthämoglobin-Konzentration und einem ersten Parameter des Messzielbereichs, wobei der erste Parameter in Abhängigkeit von der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden, zunimmt oder abnimmt.

[0139] Eine weitere Messvorrichtung für braunes Fettgewebe gemäß der obigen Ausführungsform umfasst eine Lichteingabeeinheit zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht in einen Messzielbereich; eine Lichterfassungseinheit zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat; und eine Berechnungseinheit zur Berechnung eines Indexwertes für eine braune Fettgewebemenge aus wenigstens einem Streukoeffizienten und einer sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration des Messzielbereichs, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden.

[0140] Das Messverfahren für braunes Fettgewebe kann derart ausgebildet sein, dass der Berechnungsschritt umfasst: Definieren eines Korrekturwertes als Indexwert für die braune Fettgewebemenge, um den Einfluss einer Körperfettmenge, die in dem wenigstens einen Wert enthalten ist, unter Verwendung von Daten, die eine Korrelation eines zweiten Parameters für die Fettgewebemenge mit dem wenigstens einen Wert oder mit der Messempfindlichkeit angeben, zu verringern. In ähnlicher Weise kann die Messvorrichtung für braunes Fettgewebe derart ausgebildet sein, dass sie ferner einer Speichereinheit zum Speichern von Daten, die eine Korrelation eines zweiten Parameters für eine Körperfettmenge mit dem wenigstens einen Wert oder mit der Messempfindlichkeit angeben, umfassen, und so ausgebildet sein, dass die Berechnungseinheit als Indexwert für die BAT-Menge einen Korrekturwert definiert, um den Einfluss der Körperfettmenge, die in dem wenigstens einen Wert enthalten ist, unter Verwendung der Daten zu verringern.

[0141] Die durch die Nahinfrarot-Spektroskopie gemessene Hämoglobin-Konzentration wird voraussichtlich durch das WAT beeinflusst. Da das WAT eine viel niedrigere Absorptionsfähigkeit als ein Muskel aufweist, und da die WAT-Menge oder die Körperfettmenge sich von Person zu Person erheblich unterscheidet, wird die Hämoglobin-Konzentration für Personen mit mehr Körperfett tendenziell niedriger geschätzt und für Personen mit wenig Körperfett tendenziell höher geschätzt. Da ferner das BAT den Energieverbrauch fördert,

nimmt das Körperfett bei Personen mit höheren Aktivitätswerten des BAT tendenziell ab. Da das vorstehende Verfahren und die vorstehende Vorrichtung als Indexwert für die BAT-Menge den Korrekturwert definieren, um den Einfluss der Körperfettmenge, die in der Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen enthalten ist, unter Verwendung der Daten, die die Korrelation des Parameters für die Körperfettmenge mit der Hämoglobin-Konzentration oder dergleichen oder mit der Messempfindlichkeit angeben, zu reduzieren, können sie die BAT-Menge genauer bestimmen.

[0142] Das Messverfahren für braunes Fettgewebe kann ferner einen Bestimmungsschritt zum Vergleichen des Indexwertes mit einem Schwellenwert umfassen, um zu bestimmen, ob die braune Fettgewebemenge negativ oder positiv ist. In ähnlicher Weise kann die Messvorrichtung für braunes Fettgewebe mit einer Berechnungseinheit ausgebildet sein, die den Indexwert mit einem Schwellenwert vergleicht, um zu bestimmen, ob die braune Fettgewebemenge negativ oder positiv ist. Das vorstehende Messverfahren und die vorstehende Messvorrichtung für braunes Fettgewebe können aufgrund ihrer hohen Bestimmungsgenauigkeit auf einfache und genaue Weise bestimmen, ob die BAT-Menge negativ oder positiv ist.

Industrielle Anwendbarkeit

[0143] Die vorliegende Erfindung ist als Messverfahren und Messvorrichtung für braunes Fettgewebe zur Verringerung einer Belastung von Betroffenen geeignet.

Bezugszeichenliste

1A	Messvorrichtung
10	Lichteingabeeinheit
11	Gepulste Lichtquelle
12	Lichteingabe-Lichtleiter
20	Lichterfassungseinheit
21	Lichterfassungslichtleiter
22	Fotodetektor
30	Berechnungseinheit
31	zeitliche Wellenform-Messeinheit
32	biologisch-optische Kennlinien-Messeinheit
33	Berechnungsverarbeitungseinheit
33a	Hämoglobin-Konzentration-Berechnungseinheit
33b	Indexwert-Berechnungseinheit
40	Speichereinheit
50	Parametereingabeeinheit
60	Steuereinheit
70	Hauptkörperabschnitt
80	Anzeigevorrichtung
B	Messzielbereich
D	Lichterfassungsposition
L1	annähernd gerade Linie
P(n)	gepulstes Nahinfrarot-Licht
S	Lichteingabeposition

Patentansprüche

1. Messverfahren für braunes Fettgewebe, umfassend:
 einen Lichteingabeschritt zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht aus einer Lichteingabeeinheit in einen Messzielbereich;
 einen Lichterfassungsschritt zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat, durch eine Lichterfassungseinheit; und
 einen Berechnungsschritt zur Berechnung eines Indexwerts für eine braune Fettgewebemenge aus wenigstens einem Wert einer sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration, einer Gesamthämoglobin-Konzentration und einem ersten Parameter des Messzielbereichs, wobei der erste Parameter in Abhängigkeit von der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden, zunimmt oder abnimmt.

2. Messverfahren für braunes Fettgewebe nach Anspruch 1, wobei der Berechnungsschritt umfasst: Definieren eines Korrekturwertes als Indexwert für die braune Fettgewebemenge, um den Einfluss einer in dem wenigstens einen Wert enthaltenen Körperfettmenge unter Verwendung von Daten, die eine Korrelation zwischen einem zweiten Parameter für die Körperfettmenge und dem wenigstens einen Wert oder der Messempfindlichkeit angeben, zu verringern.

3. Messverfahren für braunes Fettgewebe, umfassend:
einen Lichteingabeschritt zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht aus einer Lichteingabeeinheit in einen Messzielbereich;
einen Lichterfassungsschritt zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat, durch eine Lichterfassungseinheit; und
einen Berechnungsschritt zur Berechnung eines Indexwertes für eine braune Fettgewebemenge aus einem Streukoeffizienten und/oder einer sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration des Messzielbereichs, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden.

4. Messverfahren für braunes Fettgewebe nach einem der Ansprüche 1 bis 3, das ferner einen Bestimmungsschritt zum Vergleichen des Indexwertes mit einem Schwellenwert umfasst, um zu bestimmen, ob die braune Fettgewebemenge negativ oder positiv ist.

5. Messvorrichtung für braunes Fettgewebe, umfassend:
eine Lichteingabeeinheit zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht in einen Messzielbereich;
eine Lichterfassungseinheit zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat; und
eine Berechnungseinheit zur Berechnung eines Indexwertes für eine braune Fettgewebemenge aus wenigstens einem Wert einer sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration, einer Gesamthämoglobin-Konzentration und einem ersten Parameter des Messzielbereichs, wobei der erste Parameter in Abhängigkeit von der sauerstoffreichen Hämoglobin-Konzentration oder der Gesamthämoglobin-Konzentration, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden, zunimmt oder abnimmt.

6. Messvorrichtung für braunes Fettgewebe nach Anspruch 5, die ferner eine Speichereinheit zum Speichern von Daten umfasst, die eine Korrelation zwischen einem zweiten Parameter für die Körperfettmenge und dem wenigstens einen Wert oder der Messempfindlichkeit angeben, wobei die Berechnungseinheit einen Korrekturwert als Indexwert für die braune Fettgewebemenge definiert, um den Einfluss einer in dem wenigstens einen Wert enthaltenen Körperfettmenge unter Verwendung der Daten zu verringern.

7. Messvorrichtung für braunes Fettgewebe, umfassend:
eine Lichteingabeeinheit zur Eingabe von Nahinfrarot-Licht in einen Messzielbereich;
eine Lichterfassungseinheit zur Erfassung einer Lichtintensität des Nahinfrarot-Lichts, das sich durch das Innere des Messzielbereichs ausgebreitet hat; und
eine Berechnungseinheit zur Berechnung eines Indexwertes für eine braune Fettgewebemenge aus einem Streukoeffizienten und/oder einer sauerstoffarmen Hämoglobin-Konzentration des Messzielbereichs, die durch Nahinfrarot-Spektroskopie auf der Grundlage des Erfassungsergebnisses durch die Lichterfassungseinheit erfasst werden.

8. Messvorrichtung für braunes Fettgewebe nach einem der Ansprüche 5 bis 7, wobei die Berechnungseinheit den Indexwert mit einem Schwellenwert vergleicht, um zu bestimmen, ob die braune Fettgewebemenge negativ oder positiv ist.

Es folgen 46 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig. 1

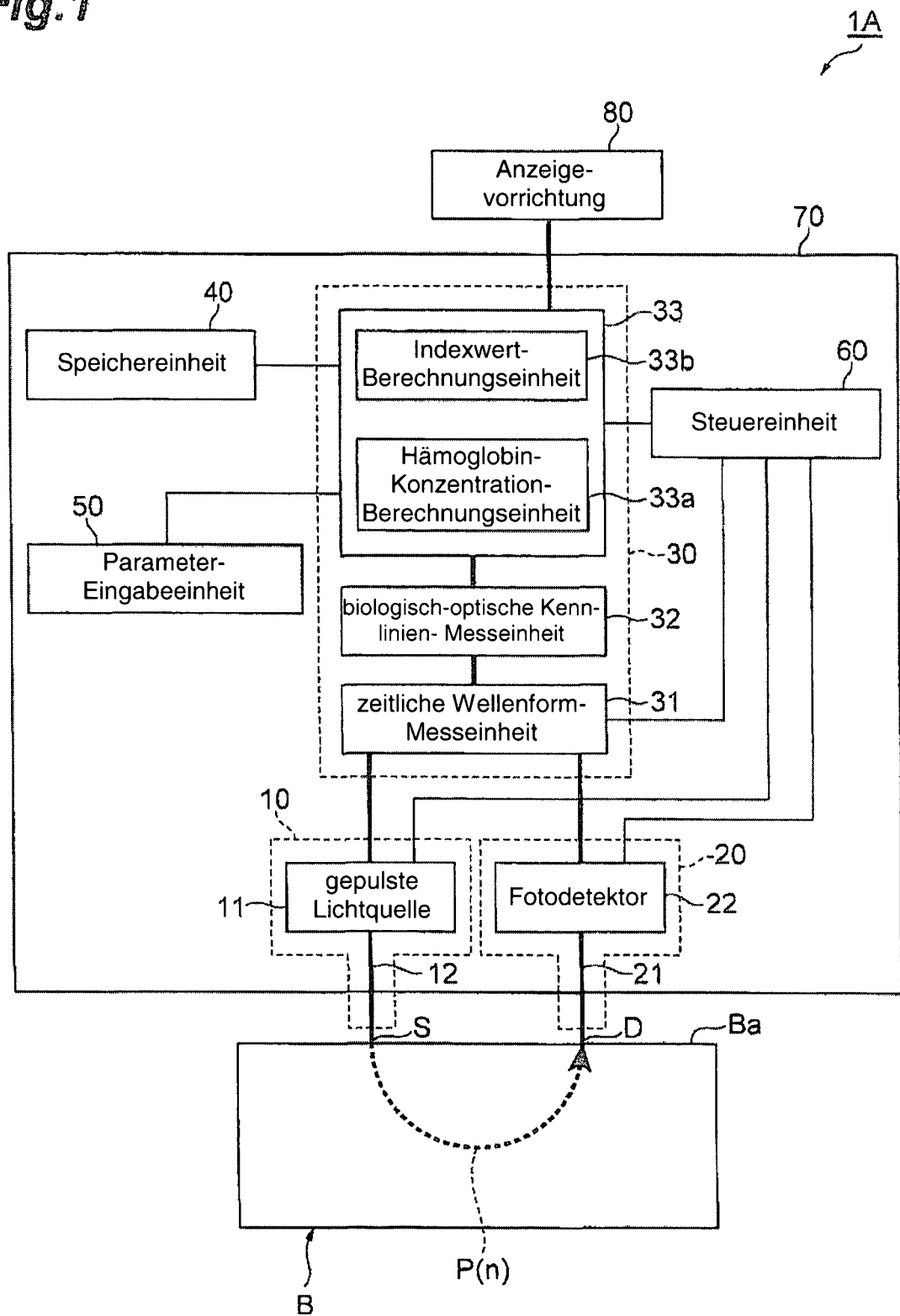


Fig.2

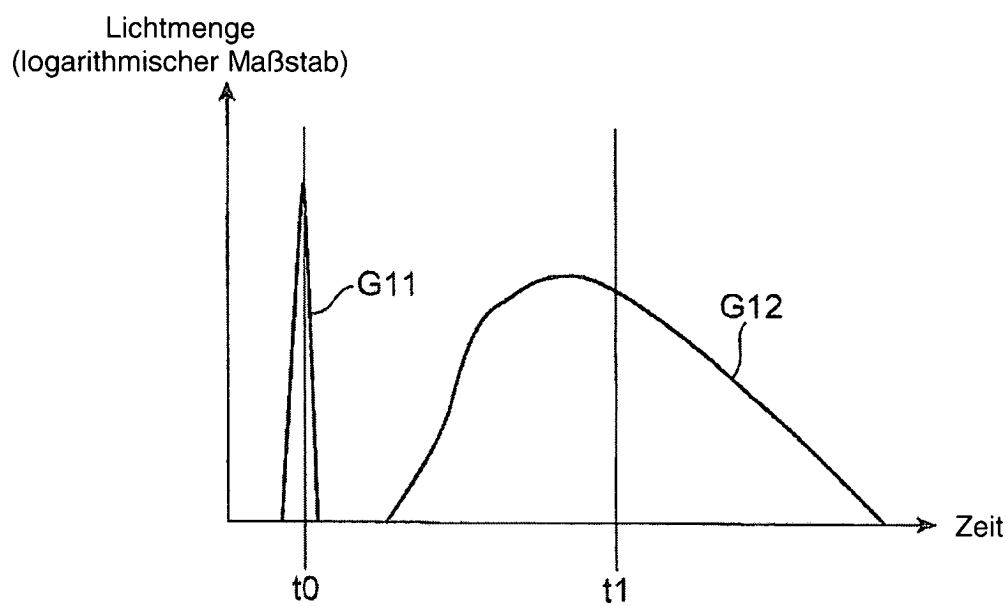


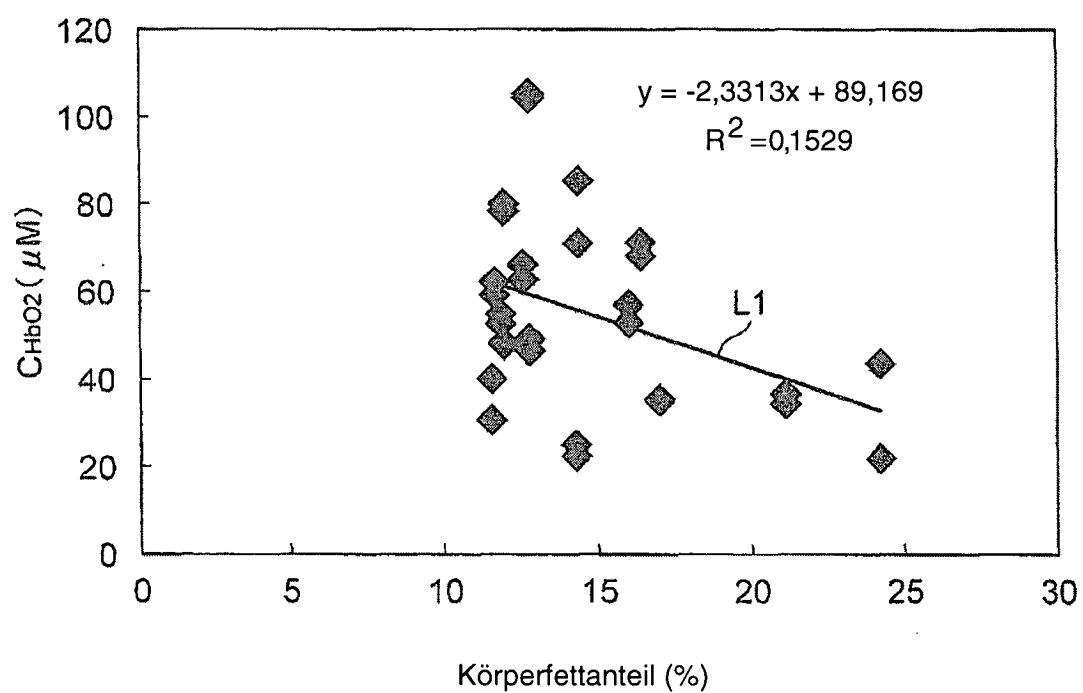
Fig.3

Fig.4

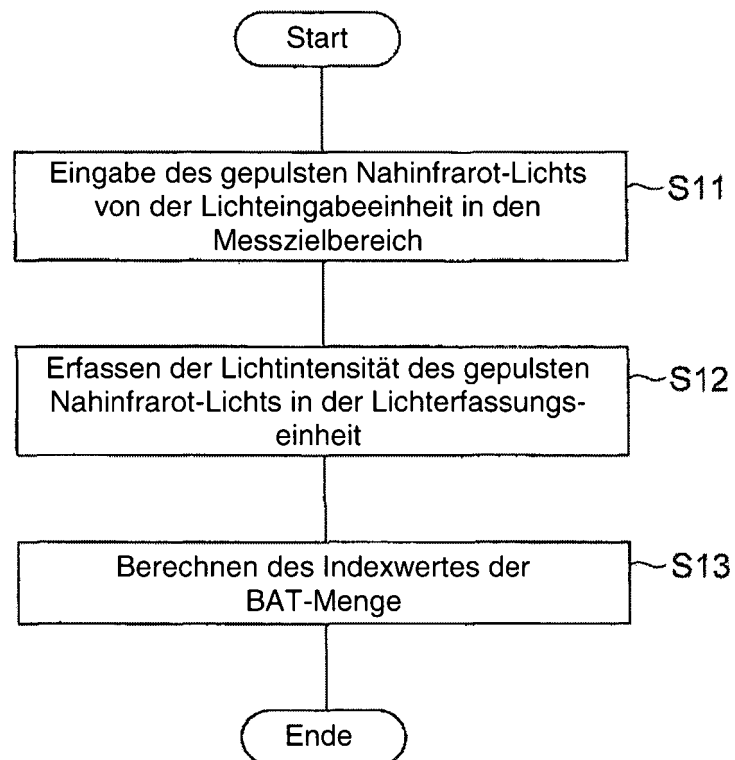


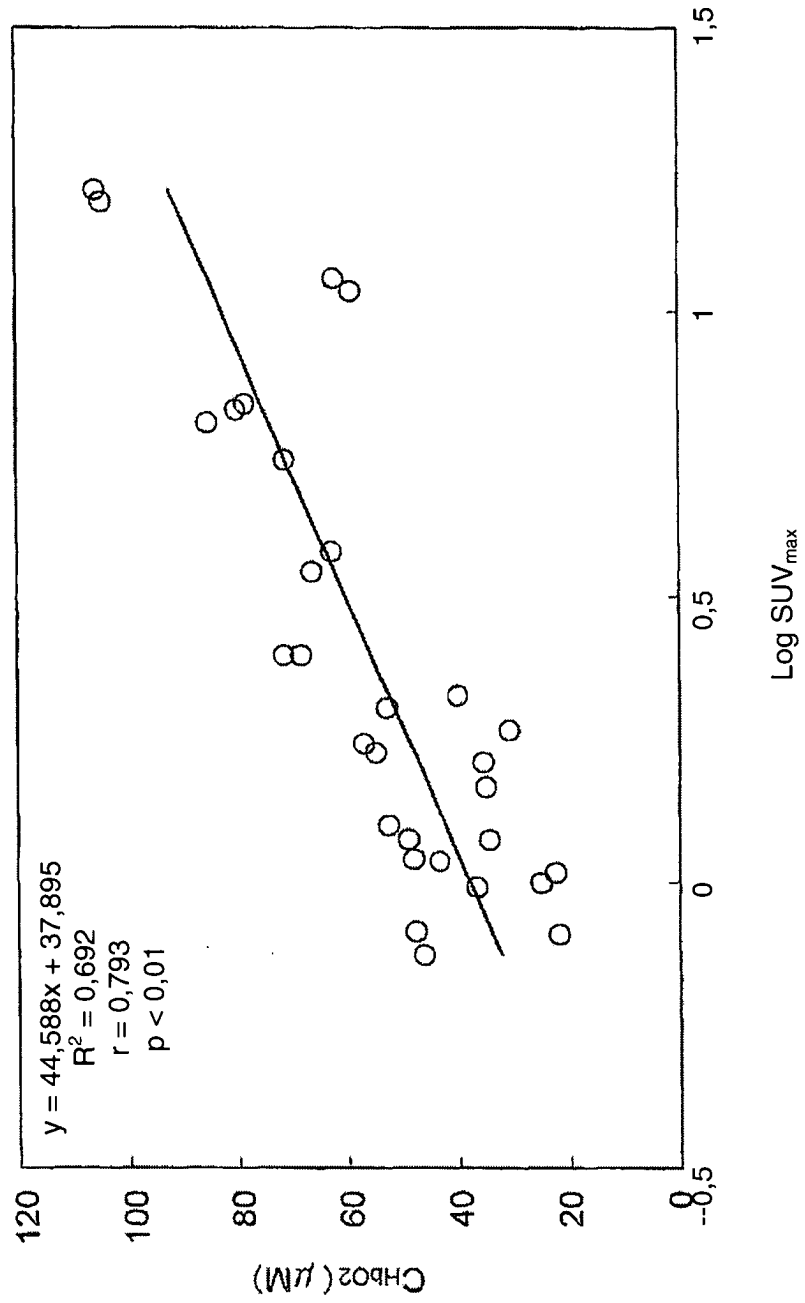
Fig.5

Fig.6

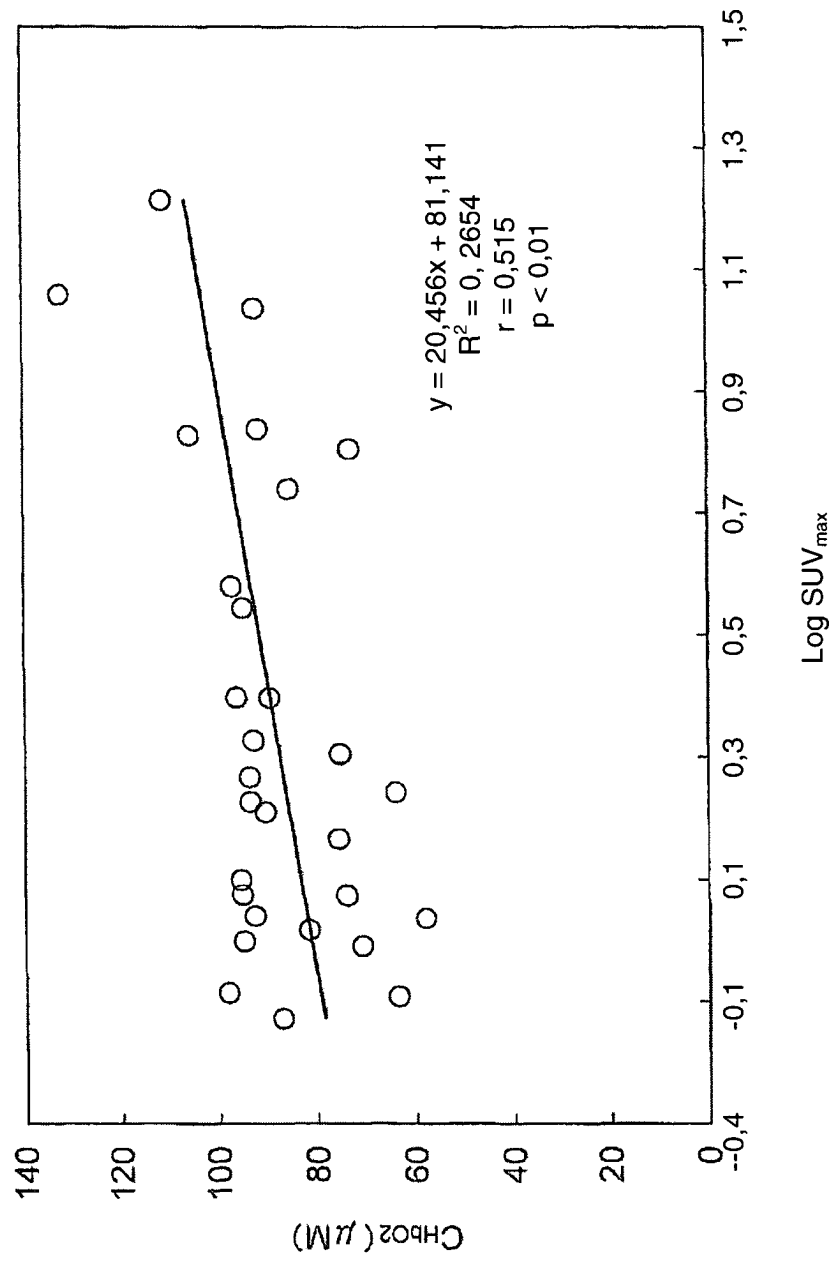


Fig.7

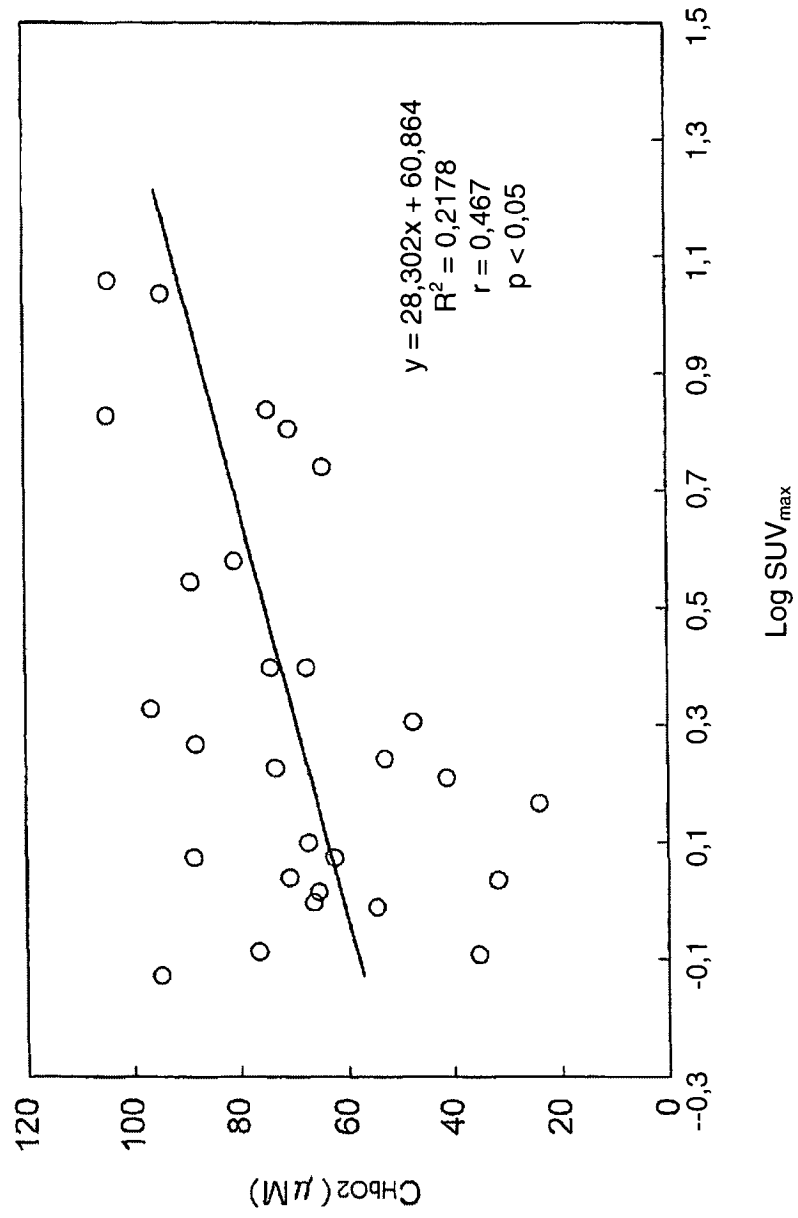


Fig.8

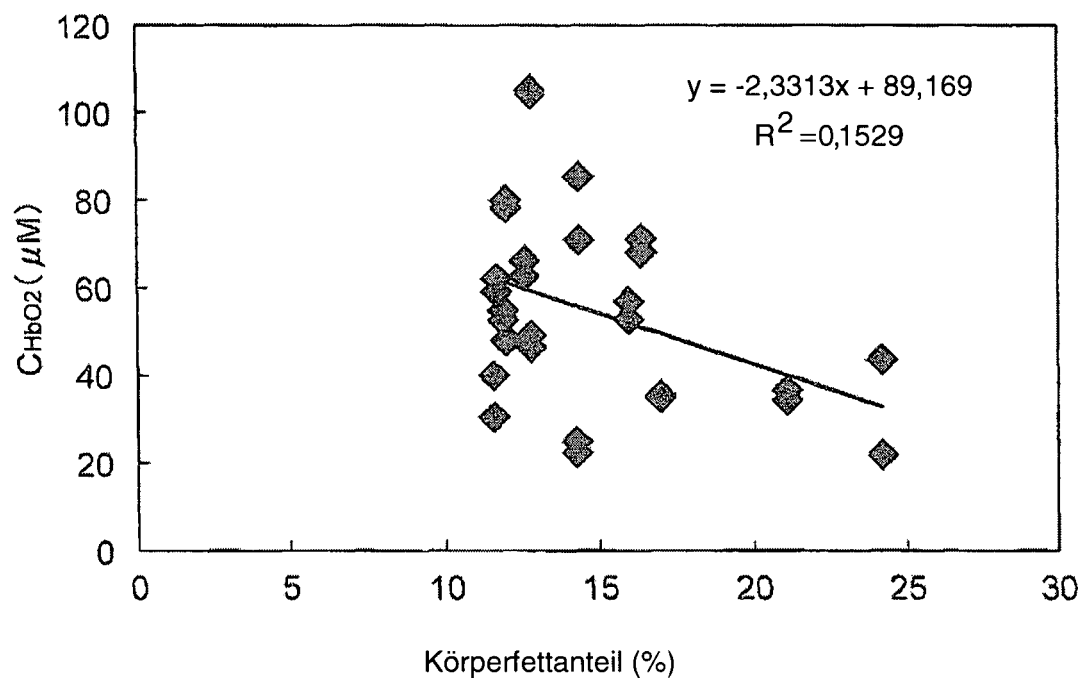


Fig.9

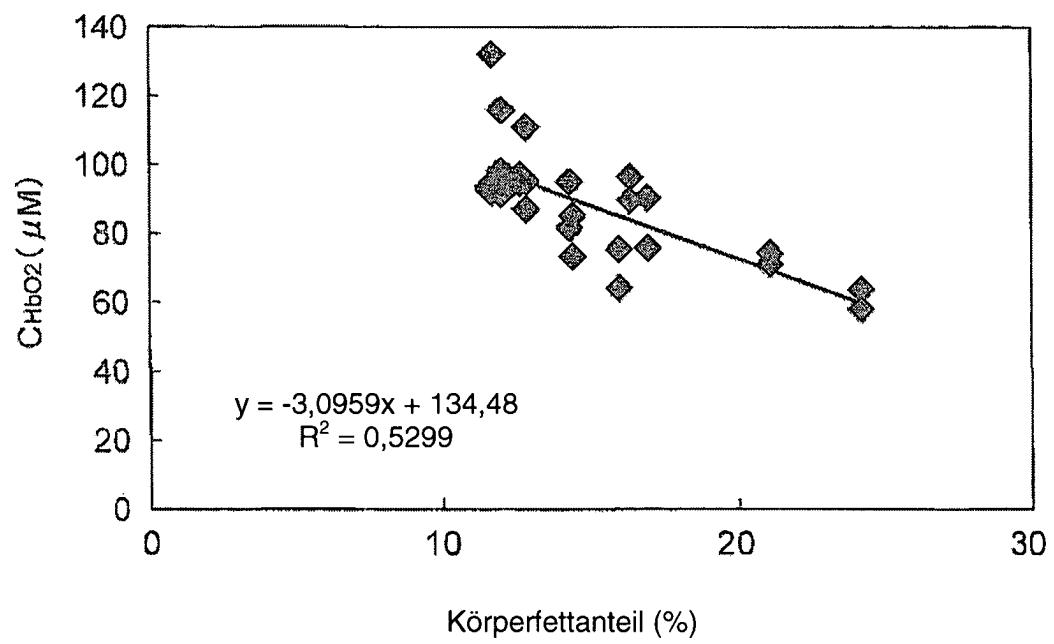


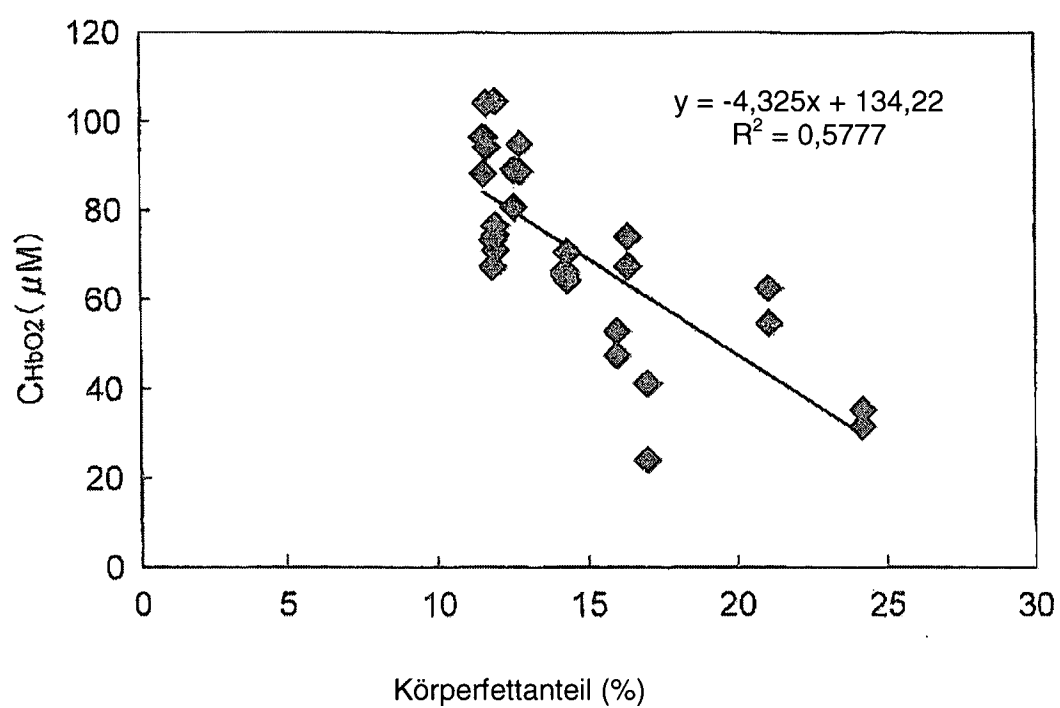
Fig.10

Fig.11

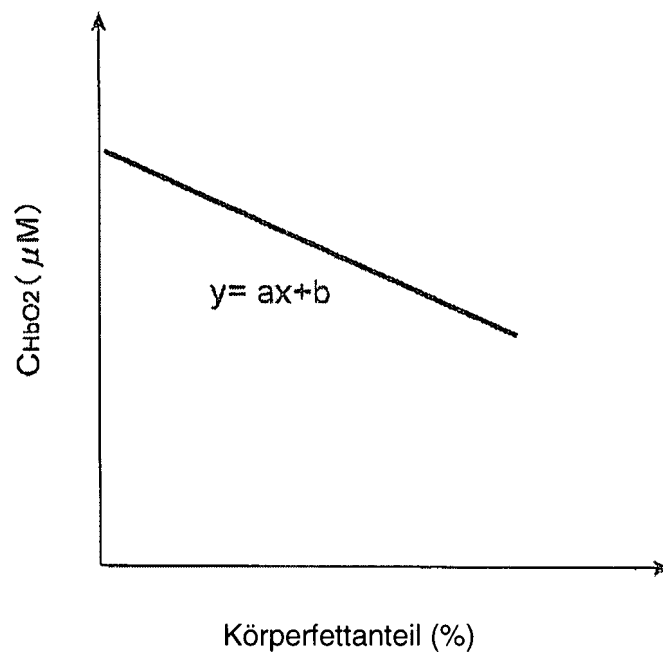


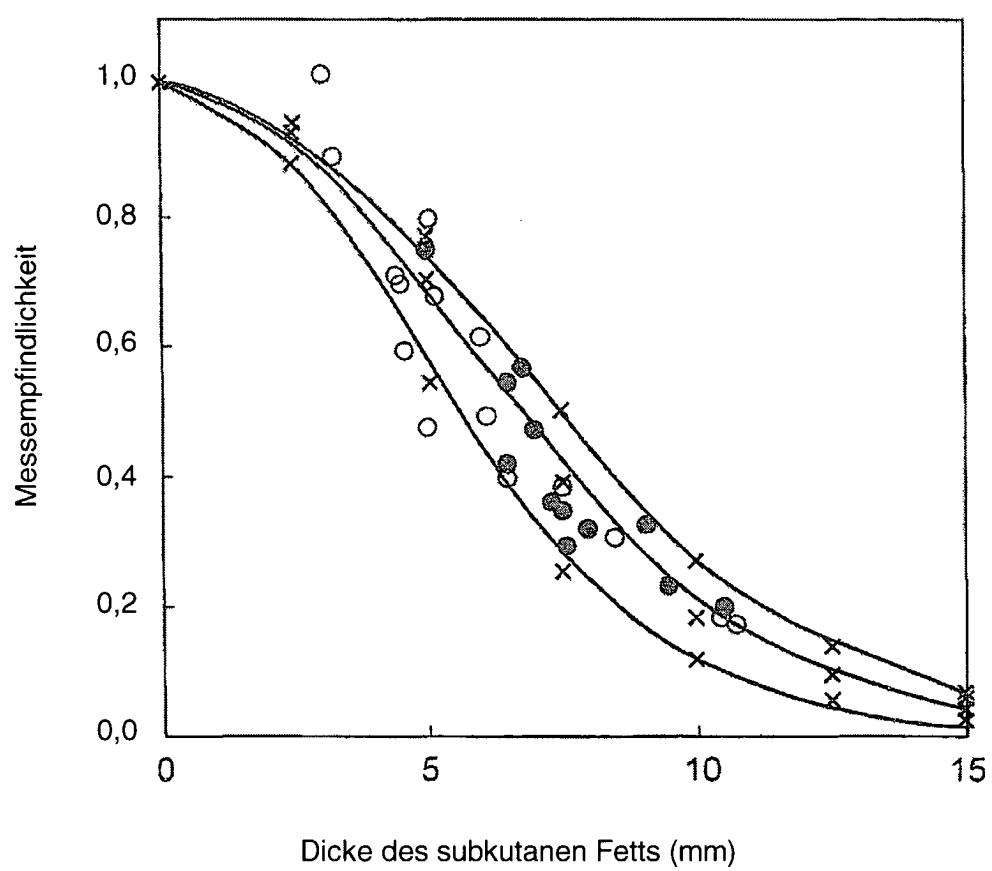
Fig.12

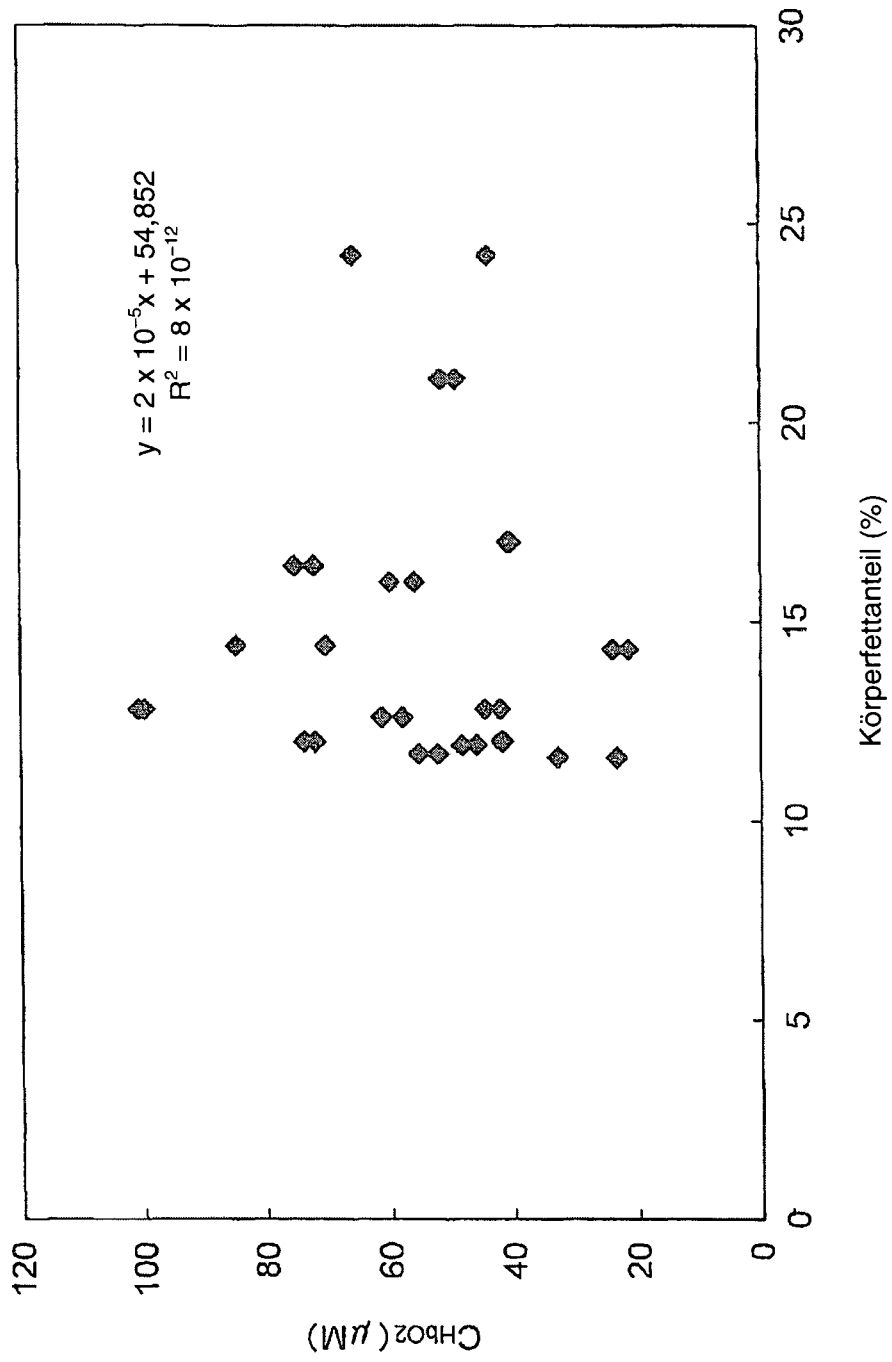
Fig.13

Fig.14

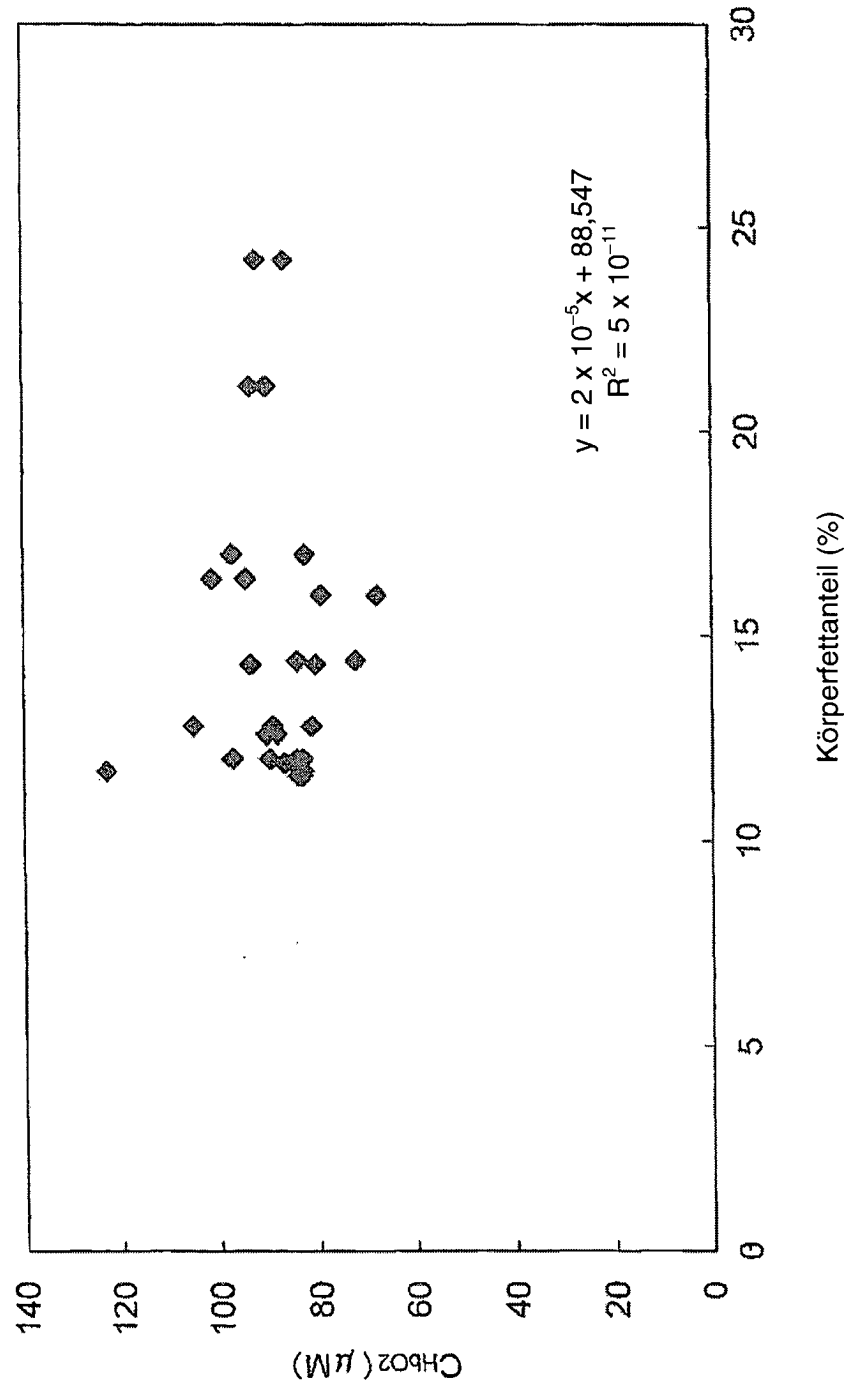


Fig.15

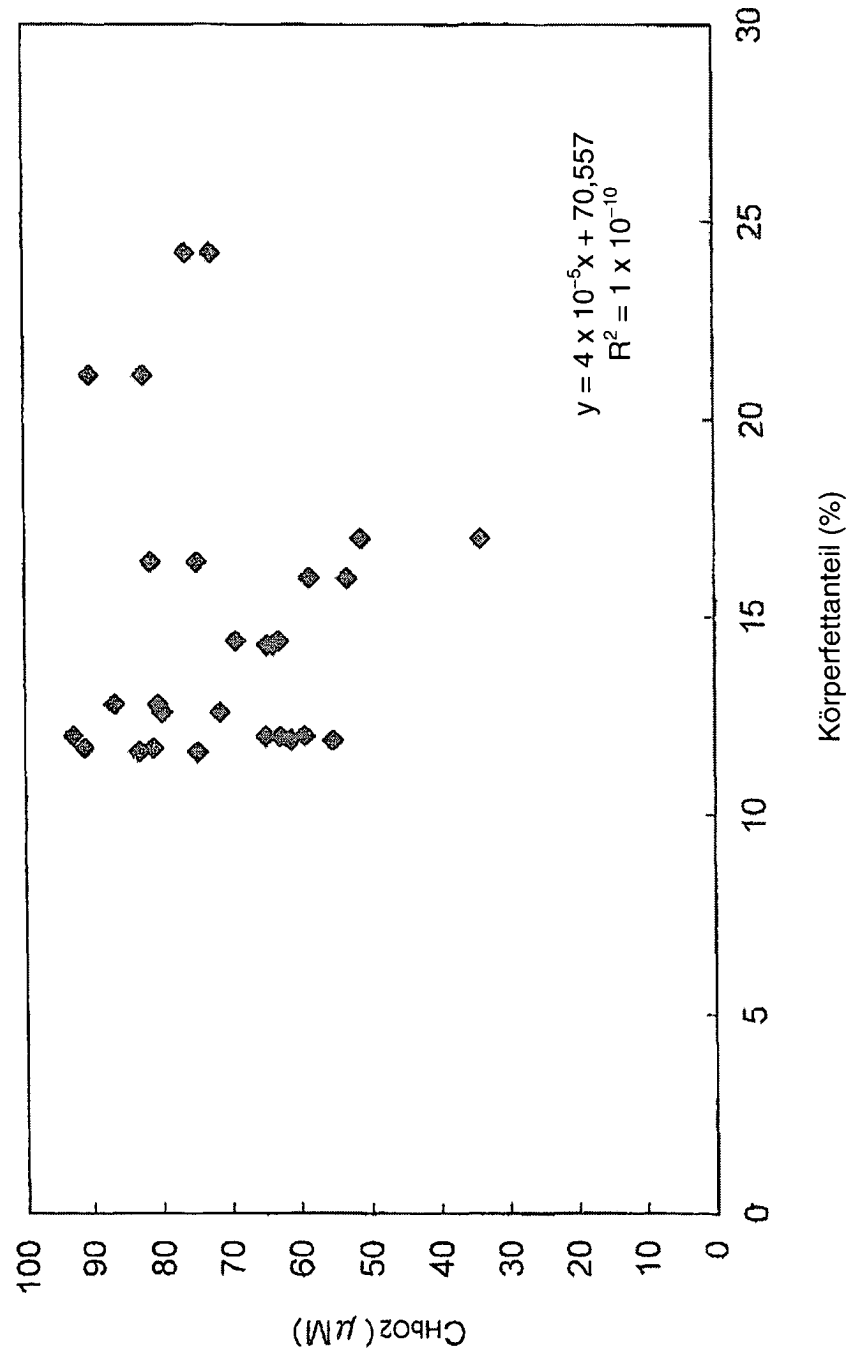


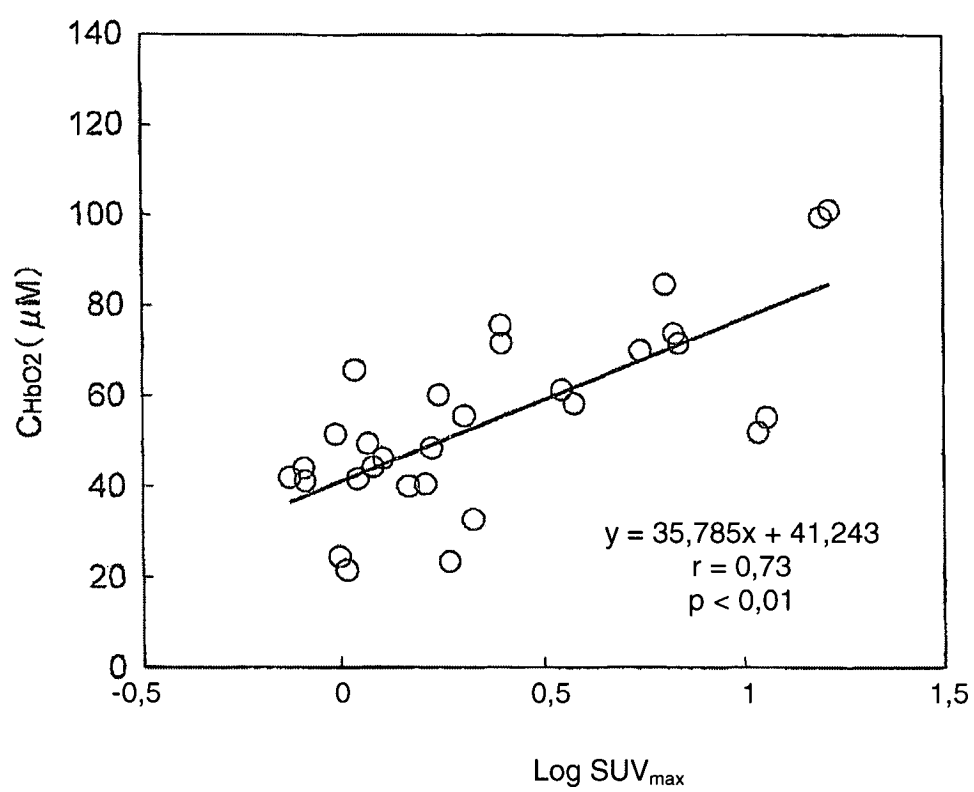
Fig.16

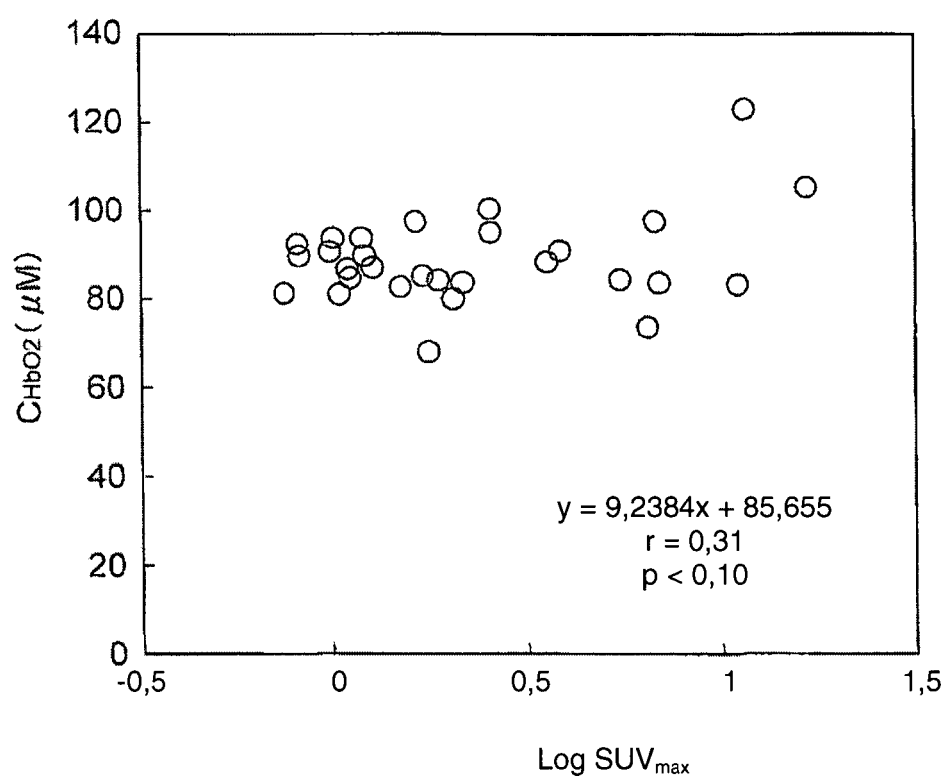
Fig.17

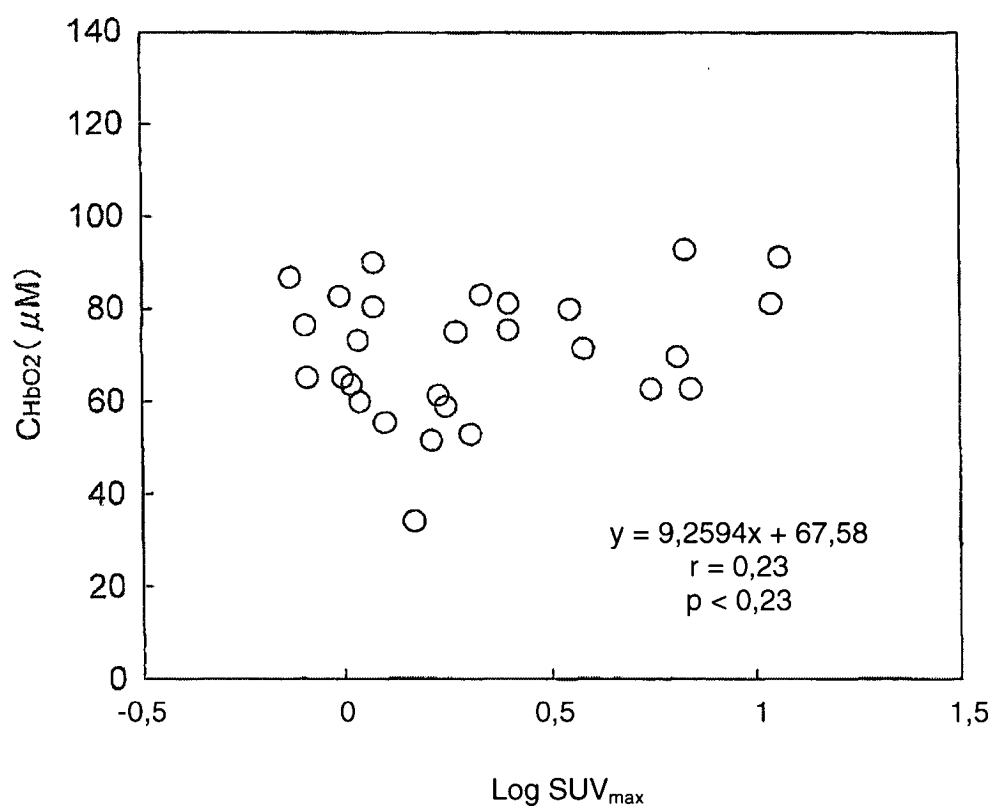
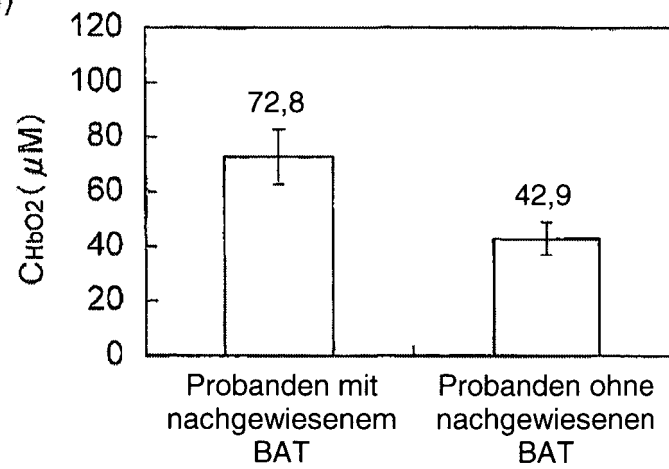
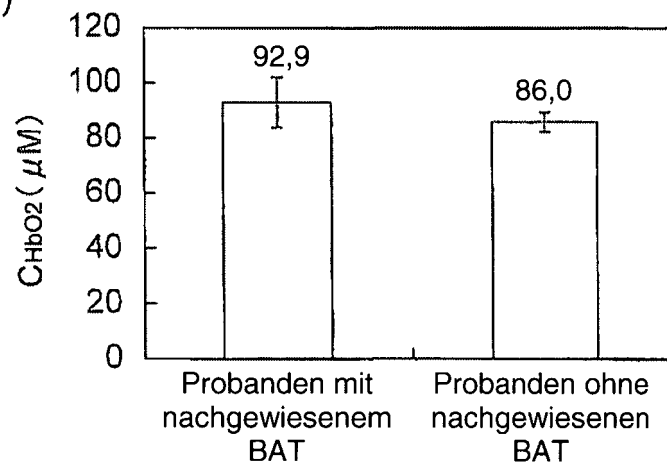
Fig.18

Fig.19

(a)



(b)



(c)

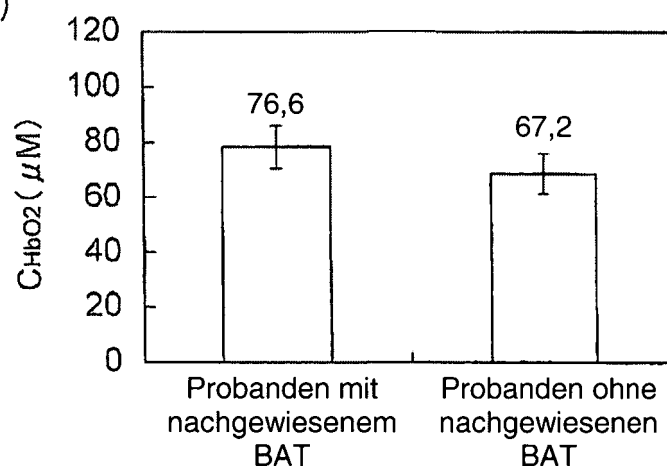


Fig.20

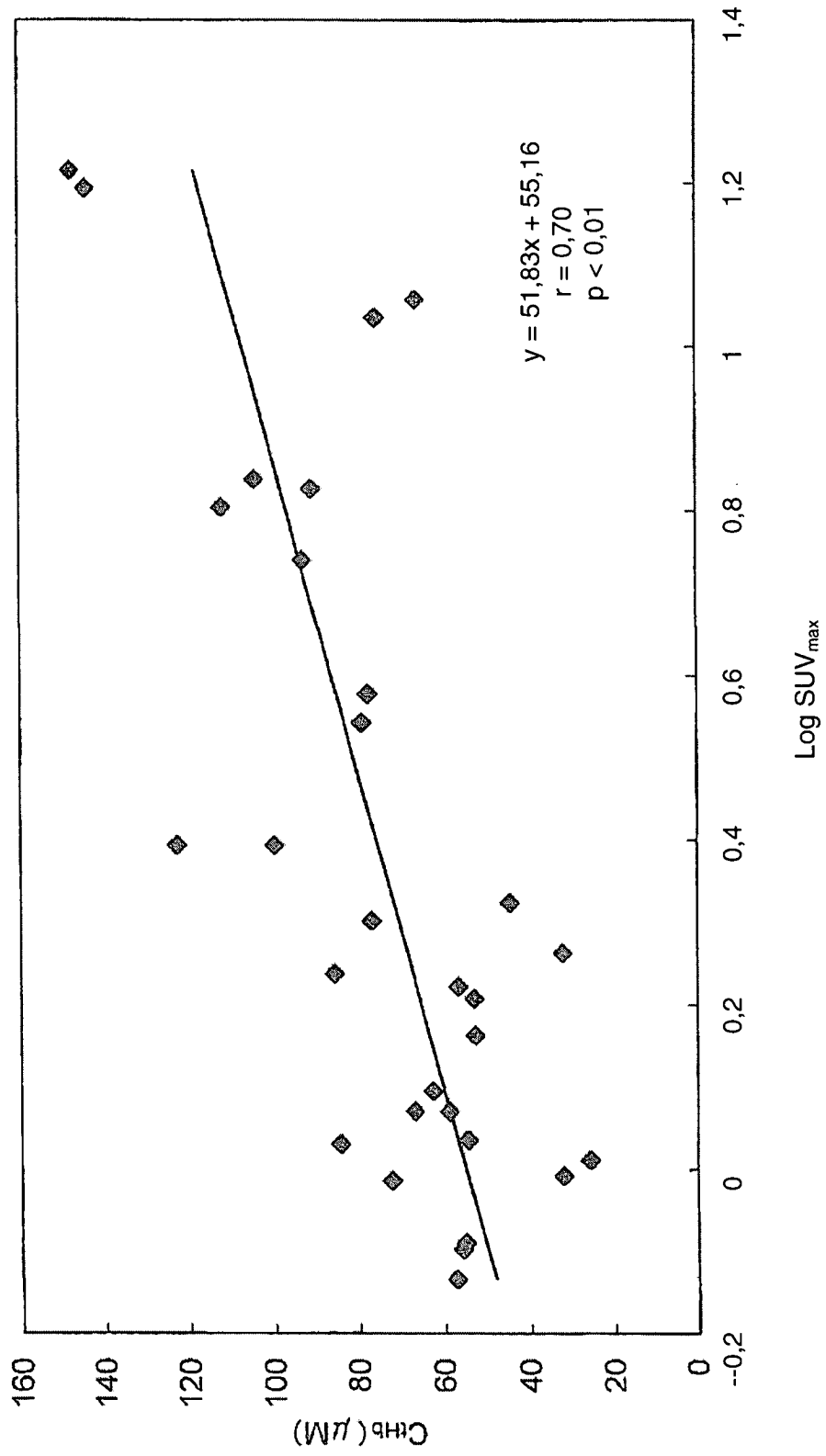


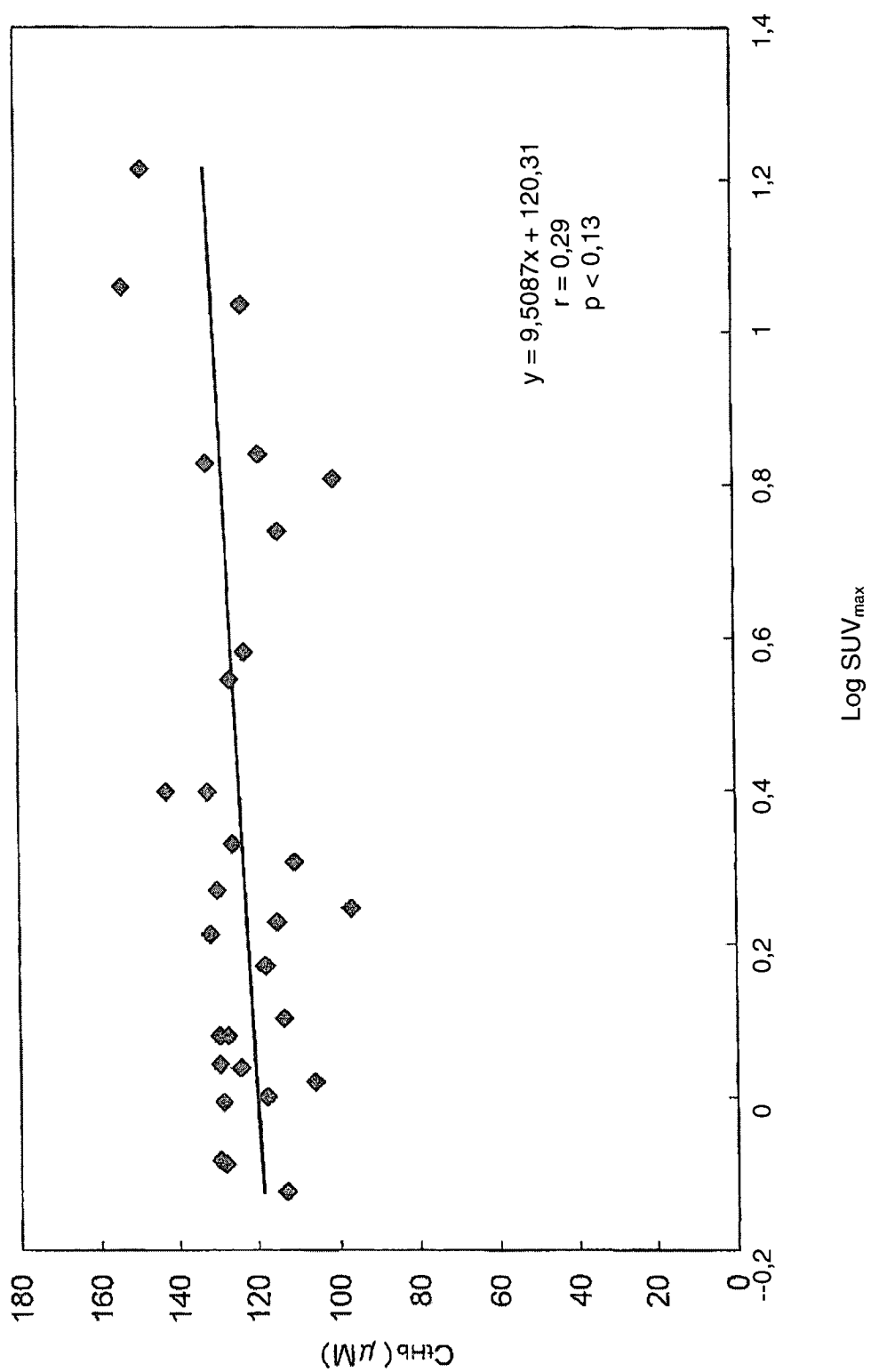
Fig.21

Fig.22

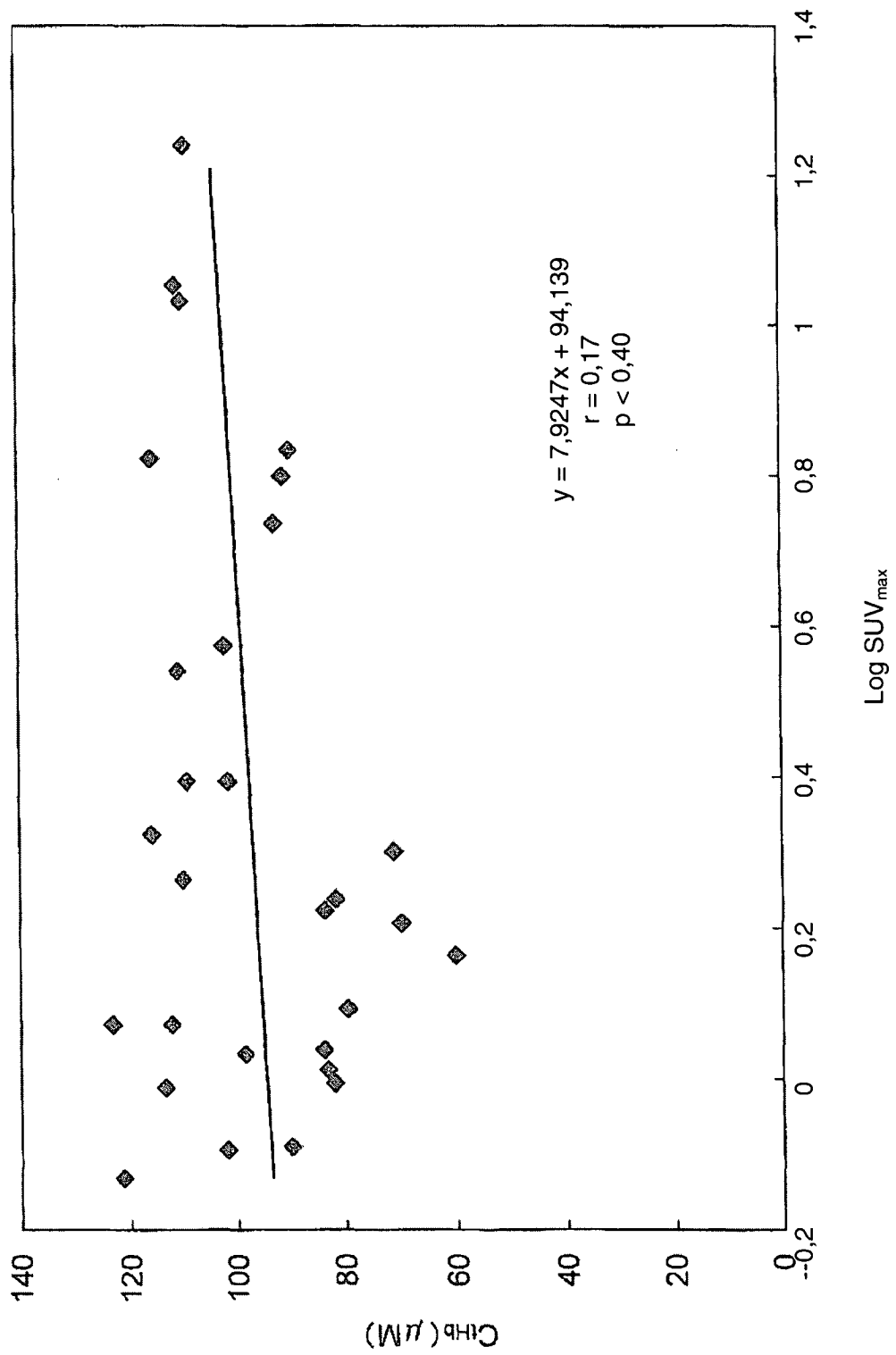


Fig.23

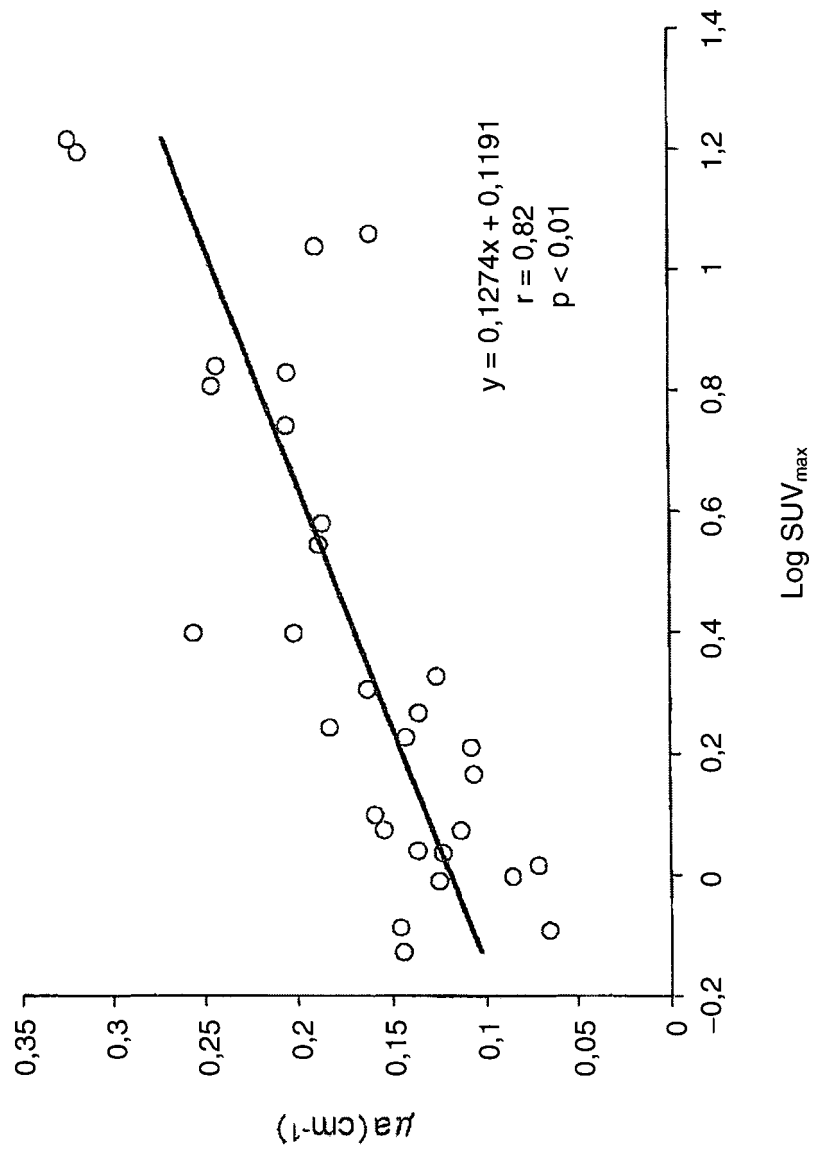


Fig. 24

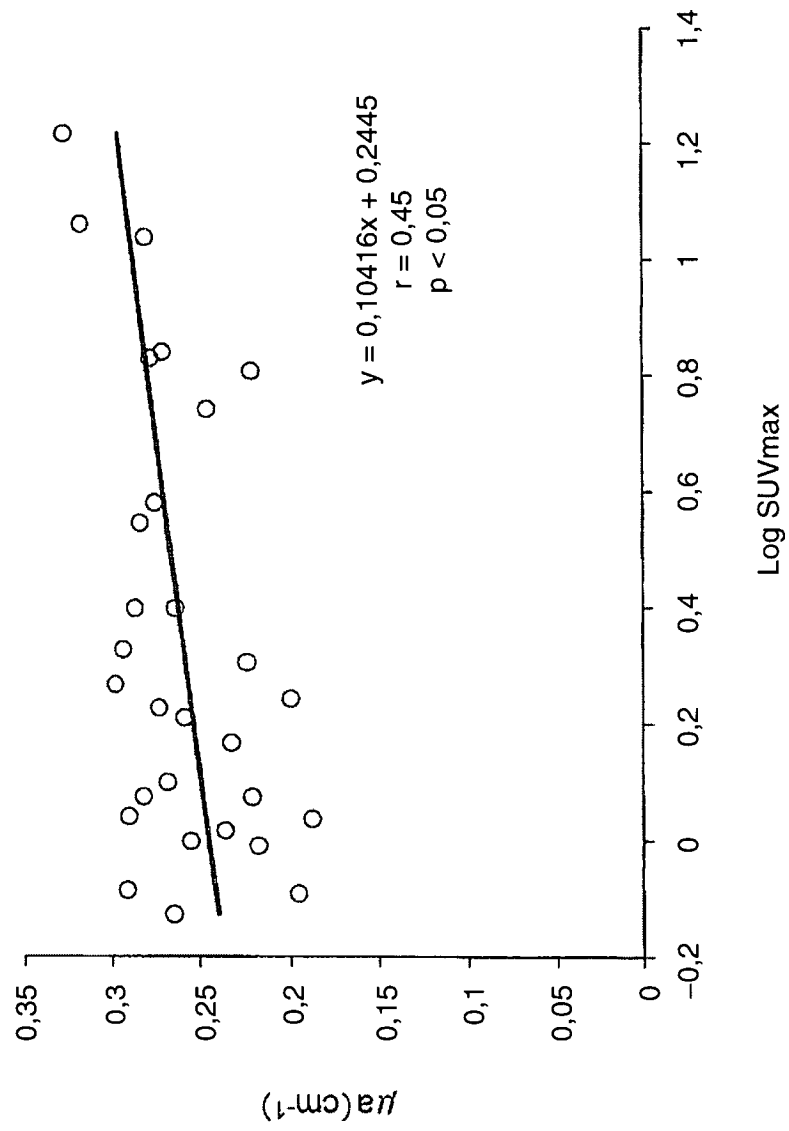


Fig. 25

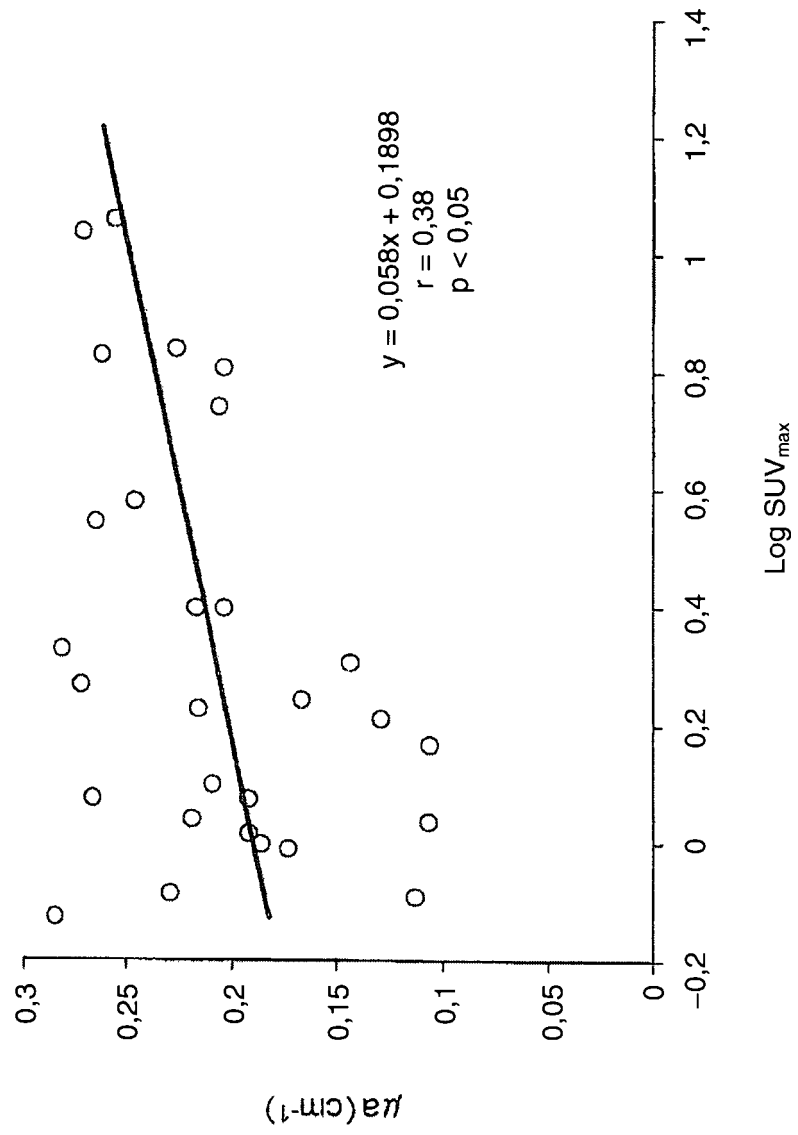


Fig.26

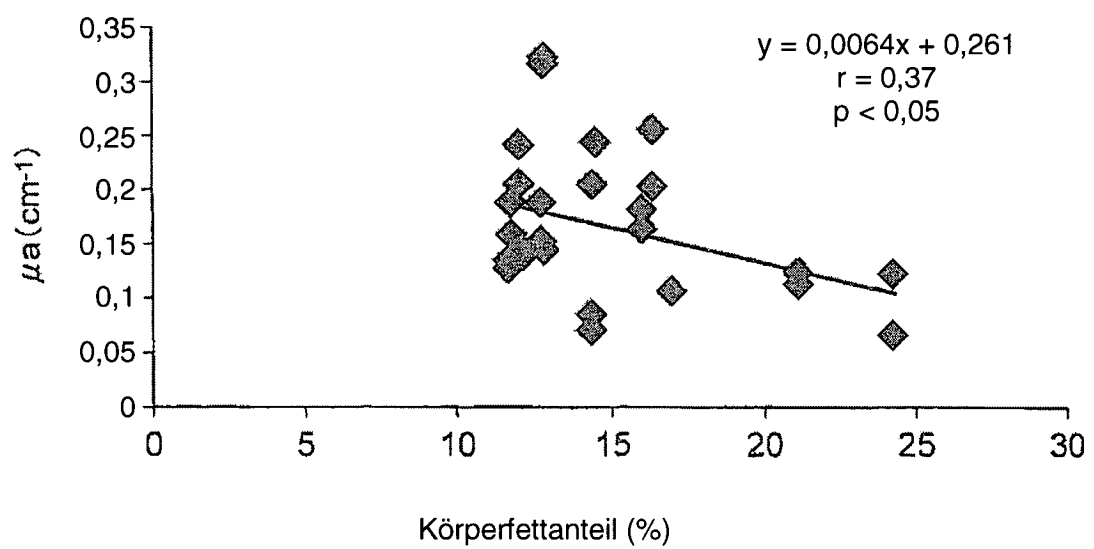


Fig.27

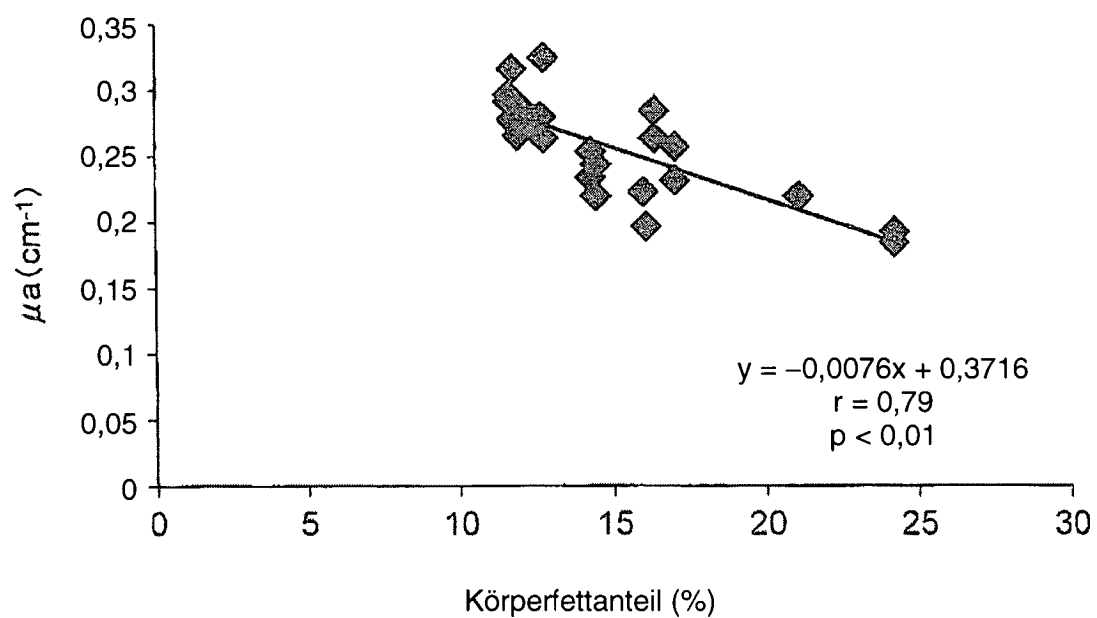


Fig.28

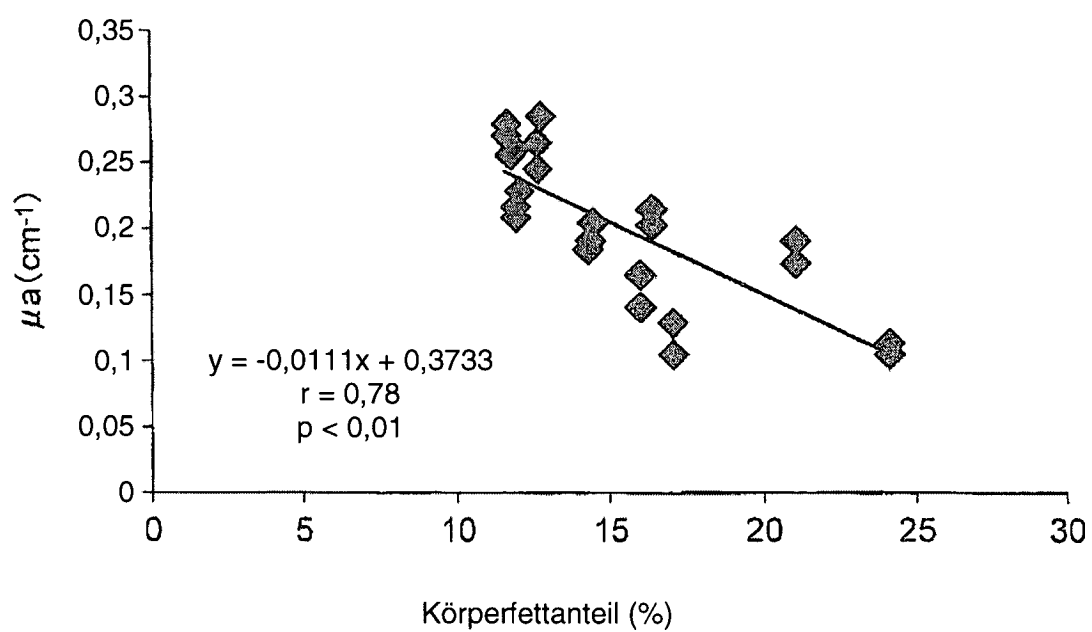


Fig.29

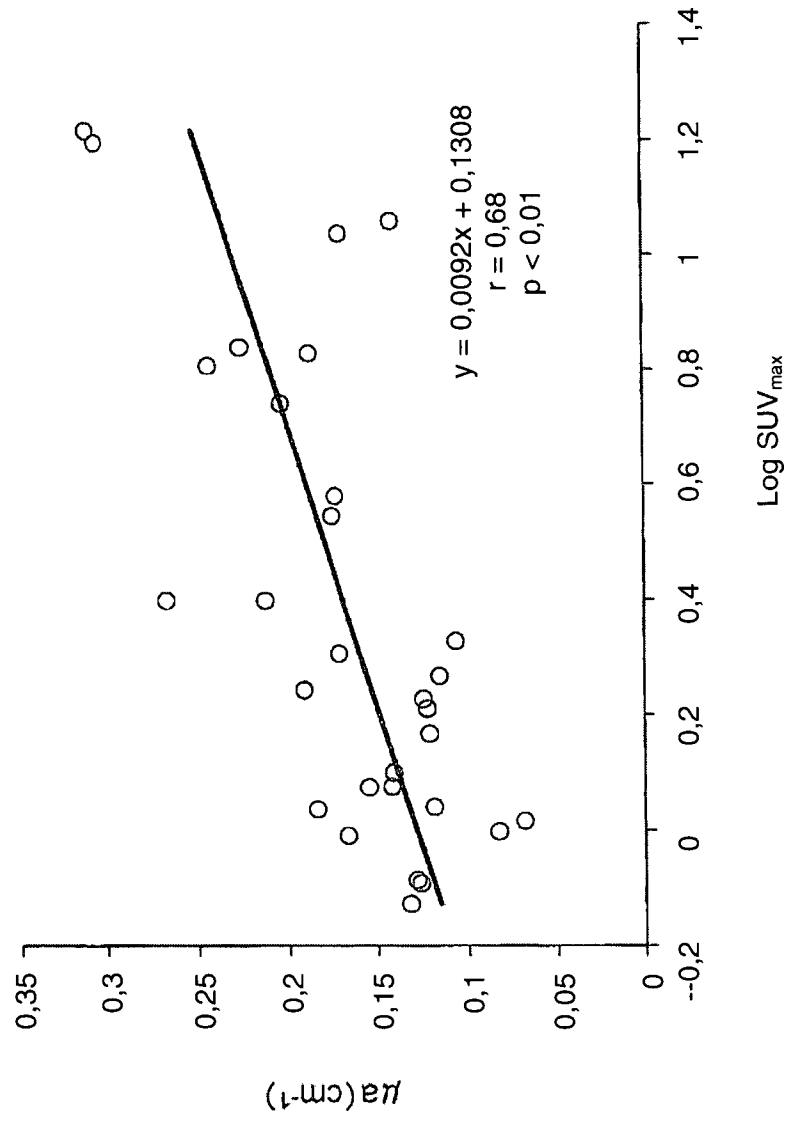


Fig.30

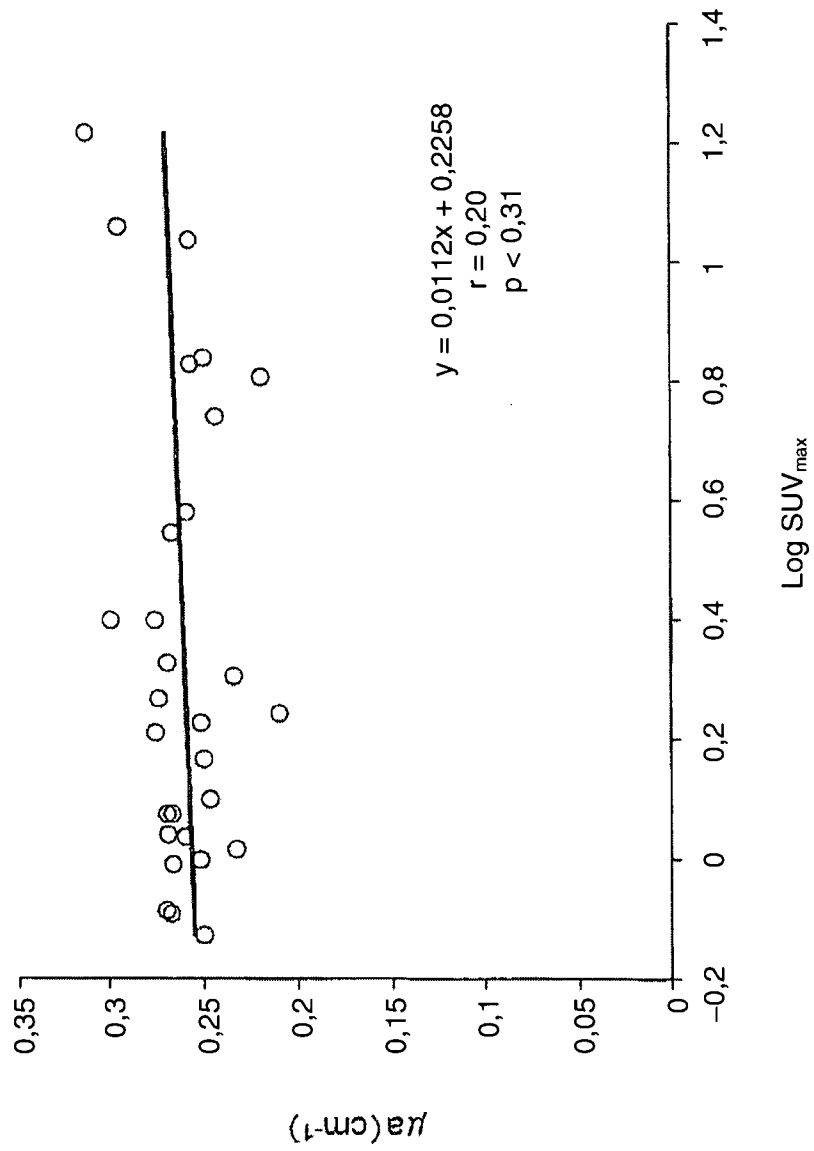


Fig.31

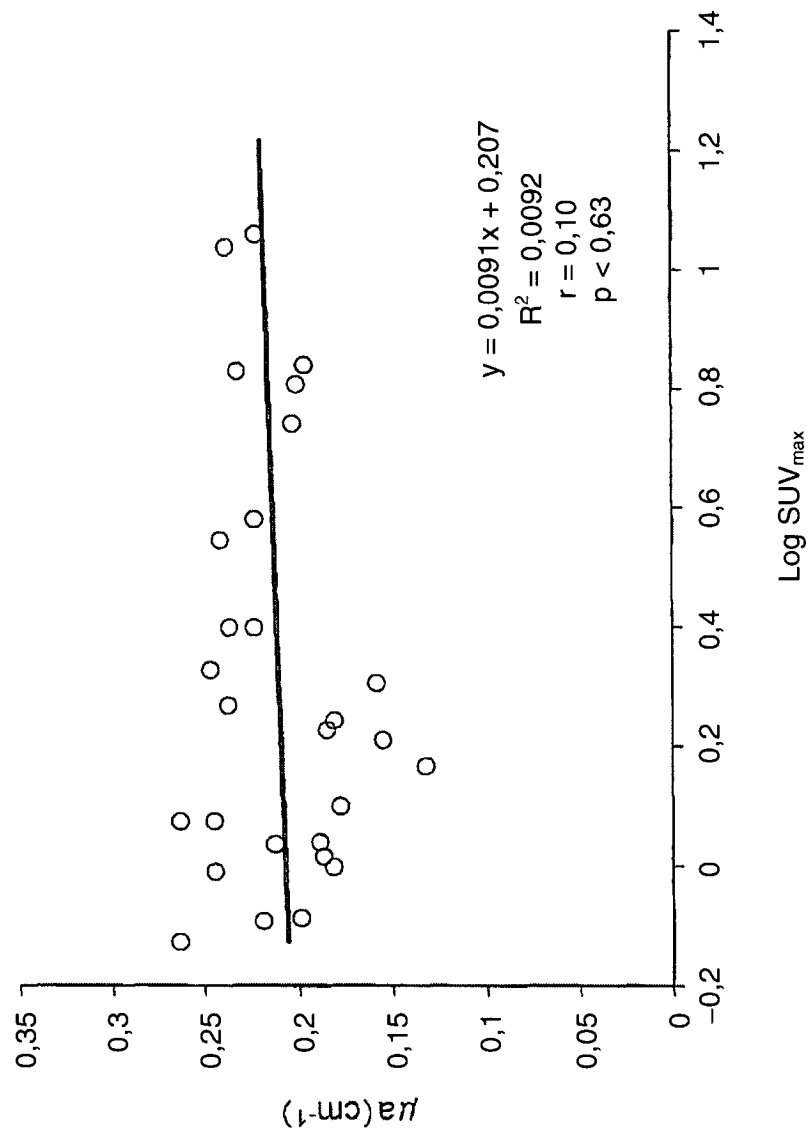


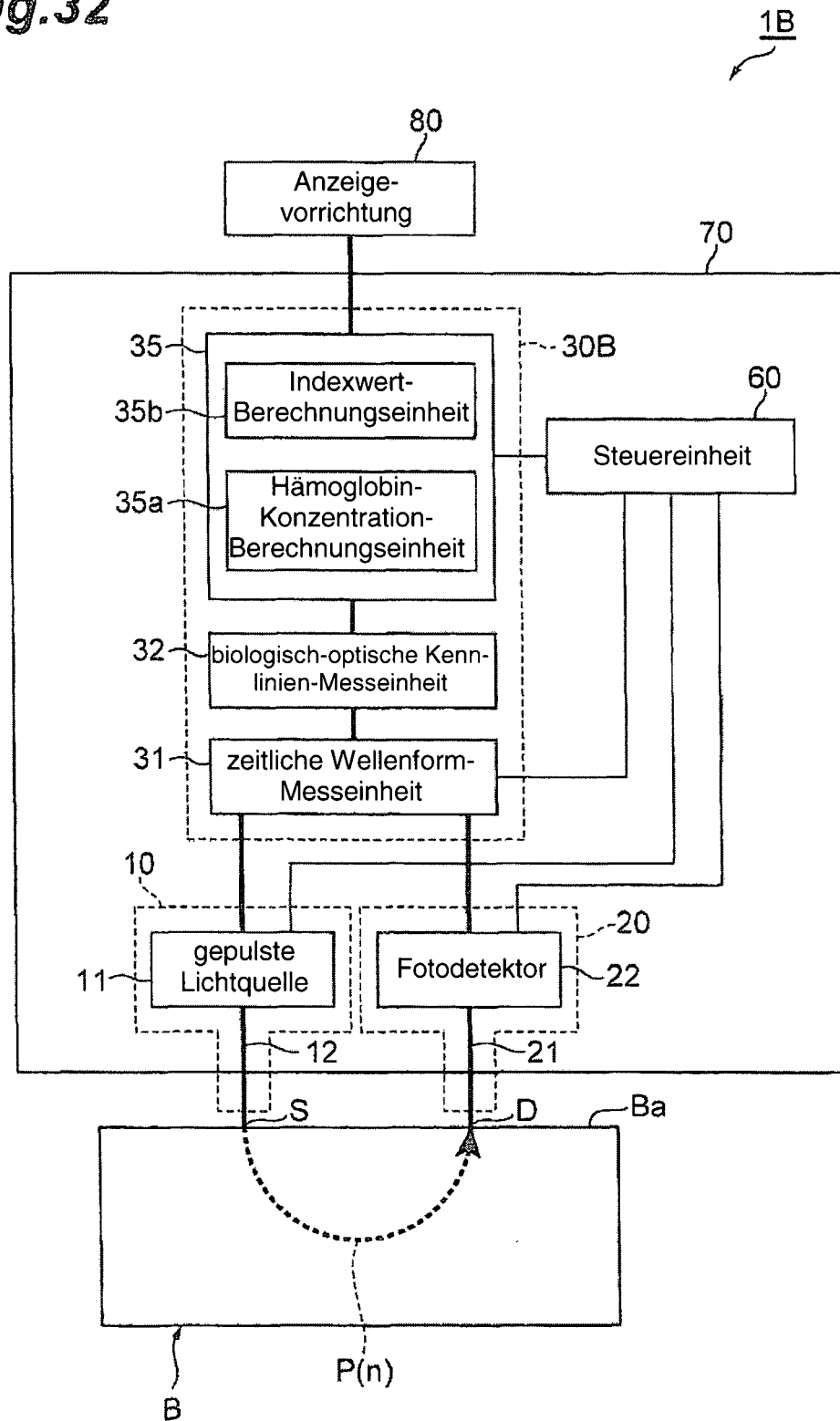
Fig.32

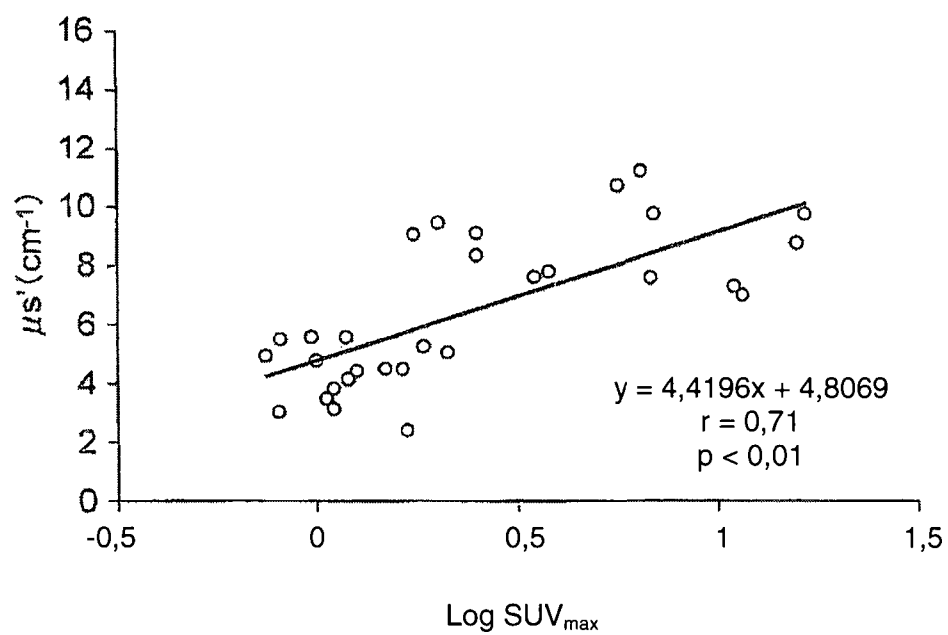
Fig.33

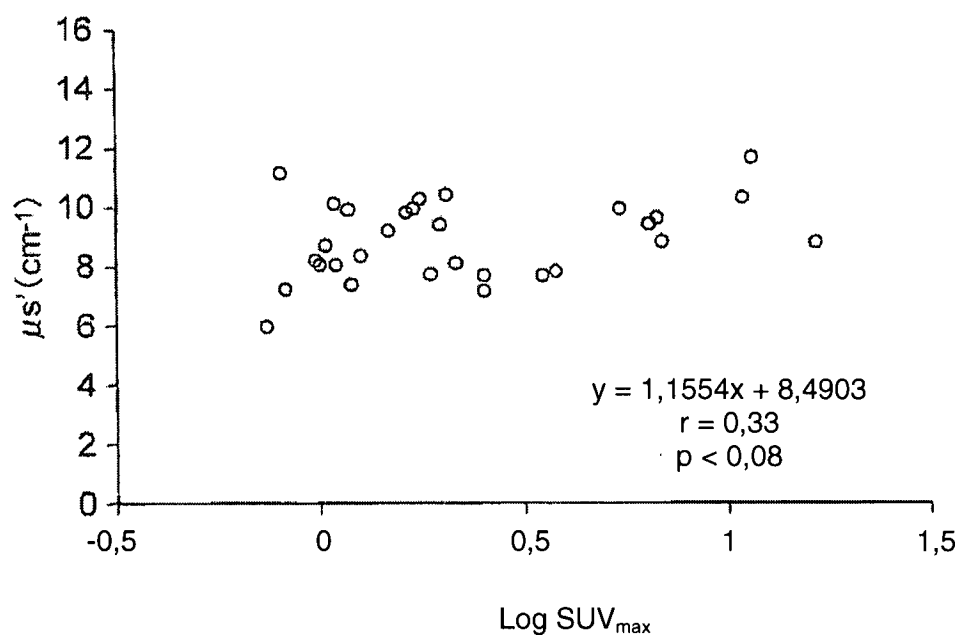
Fig.34

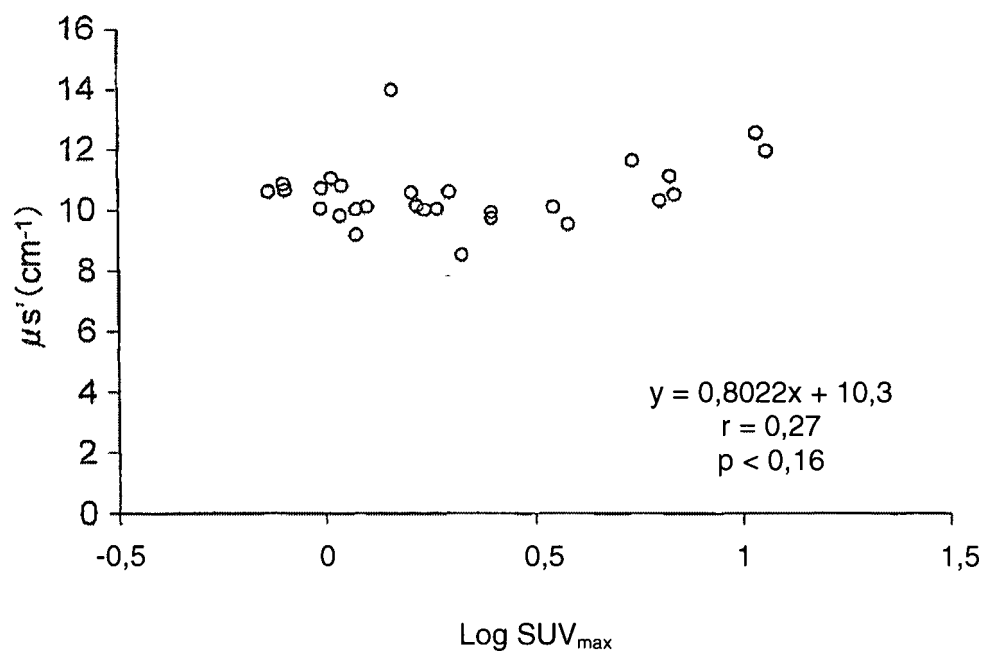
Fig.35

Fig.36

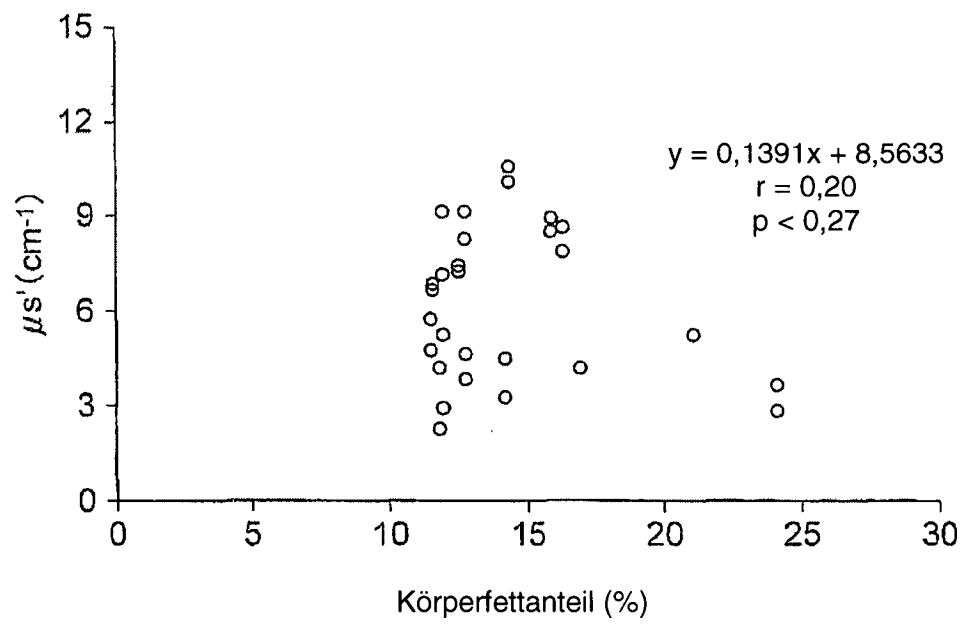


Fig.37

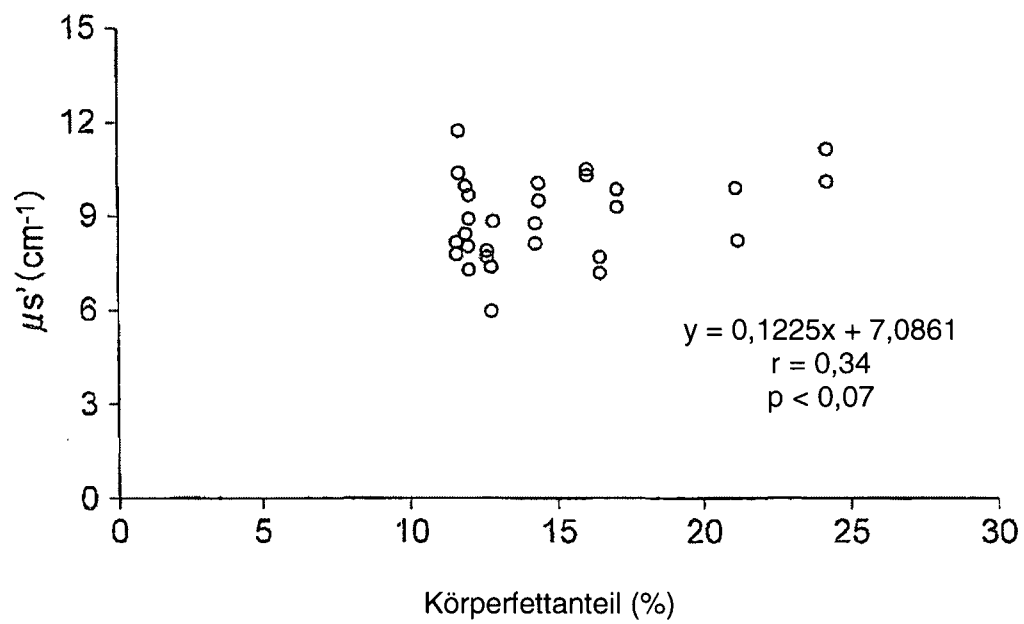


Fig.38

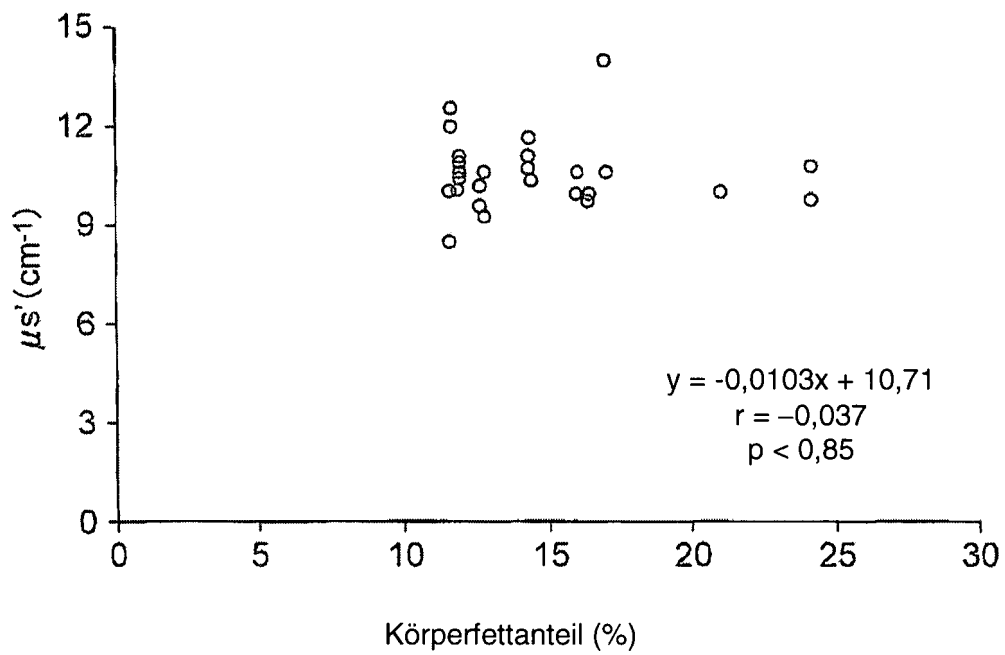


Fig. 39

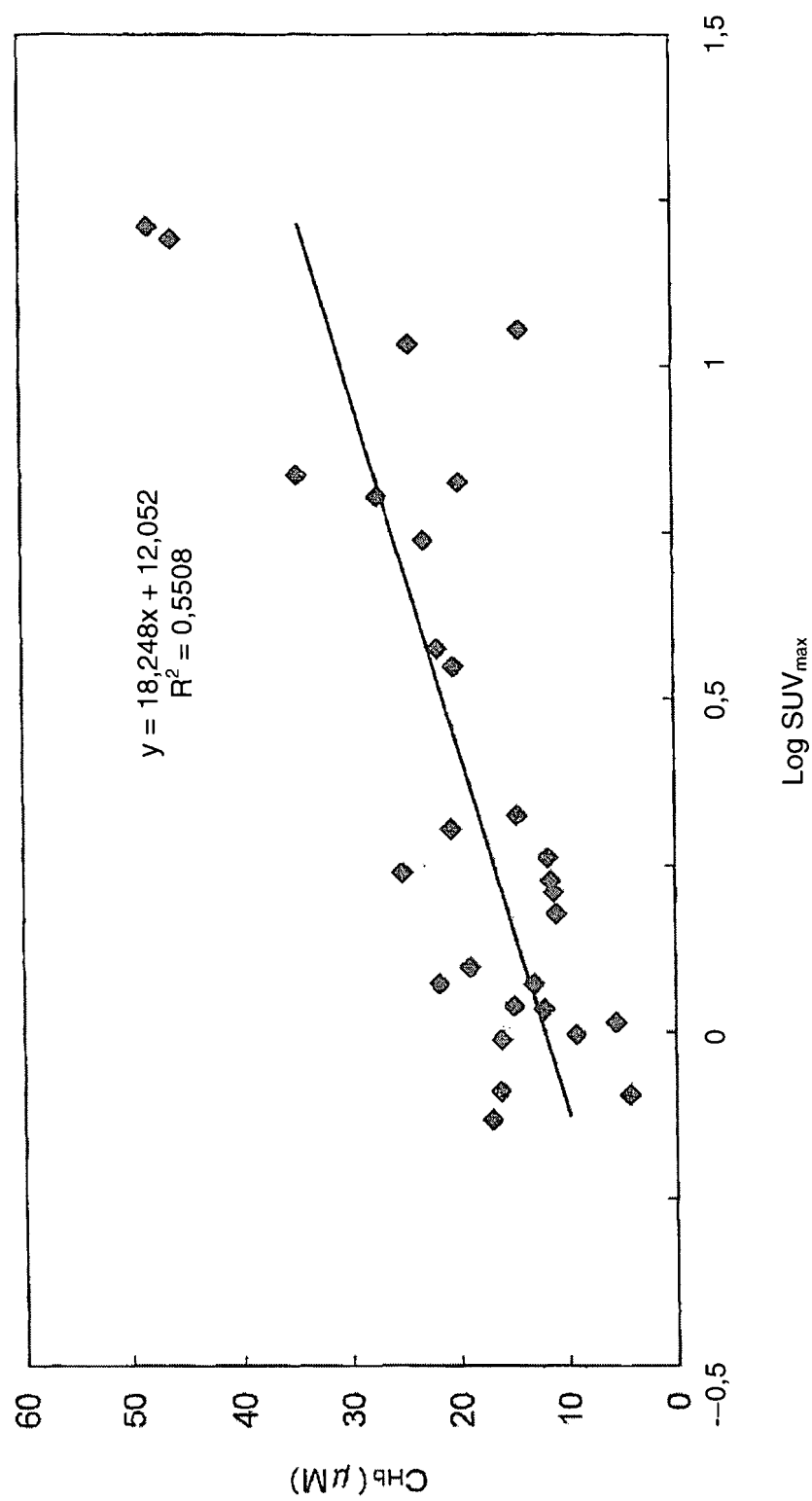


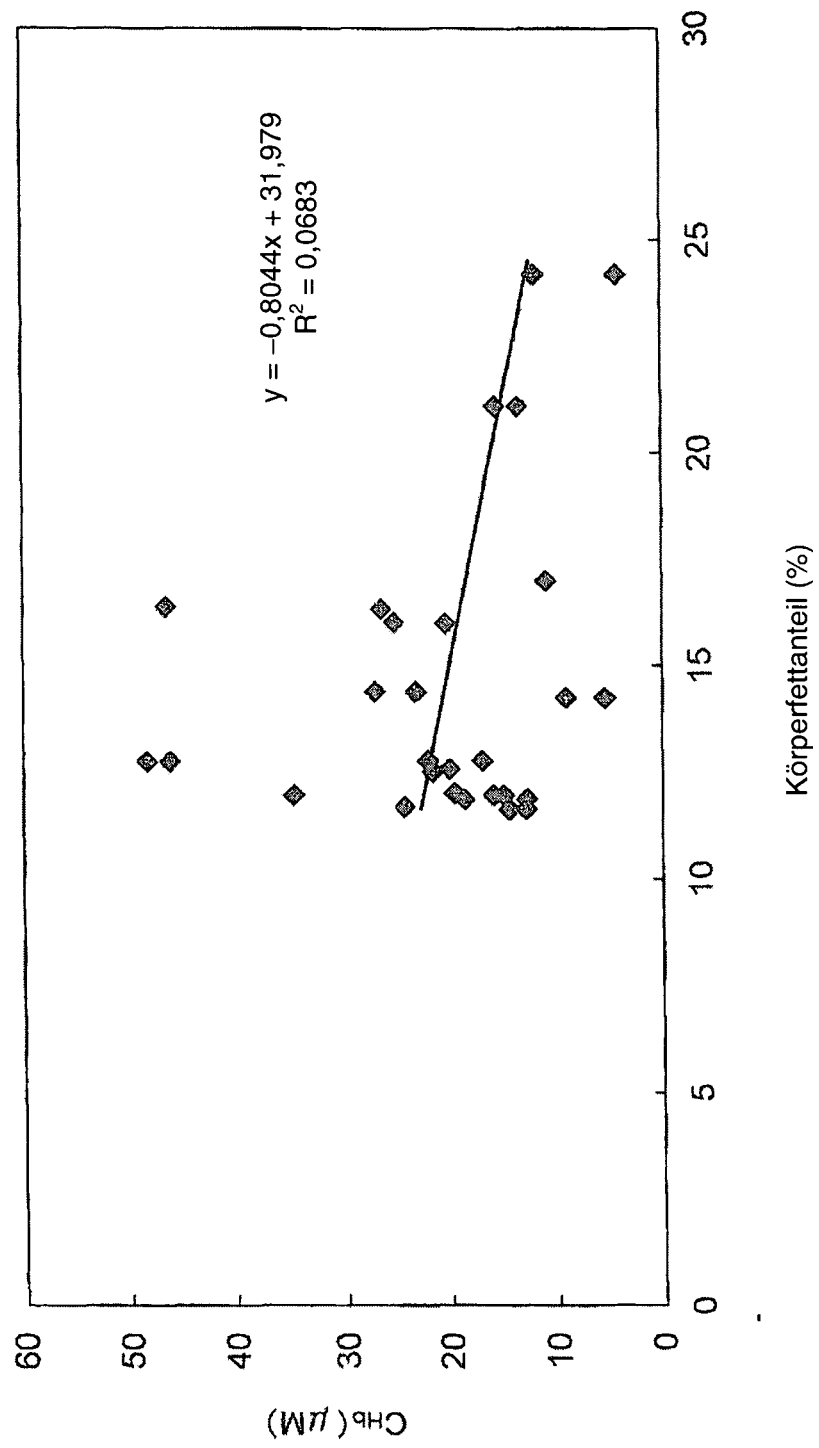
Fig.40

Fig.41

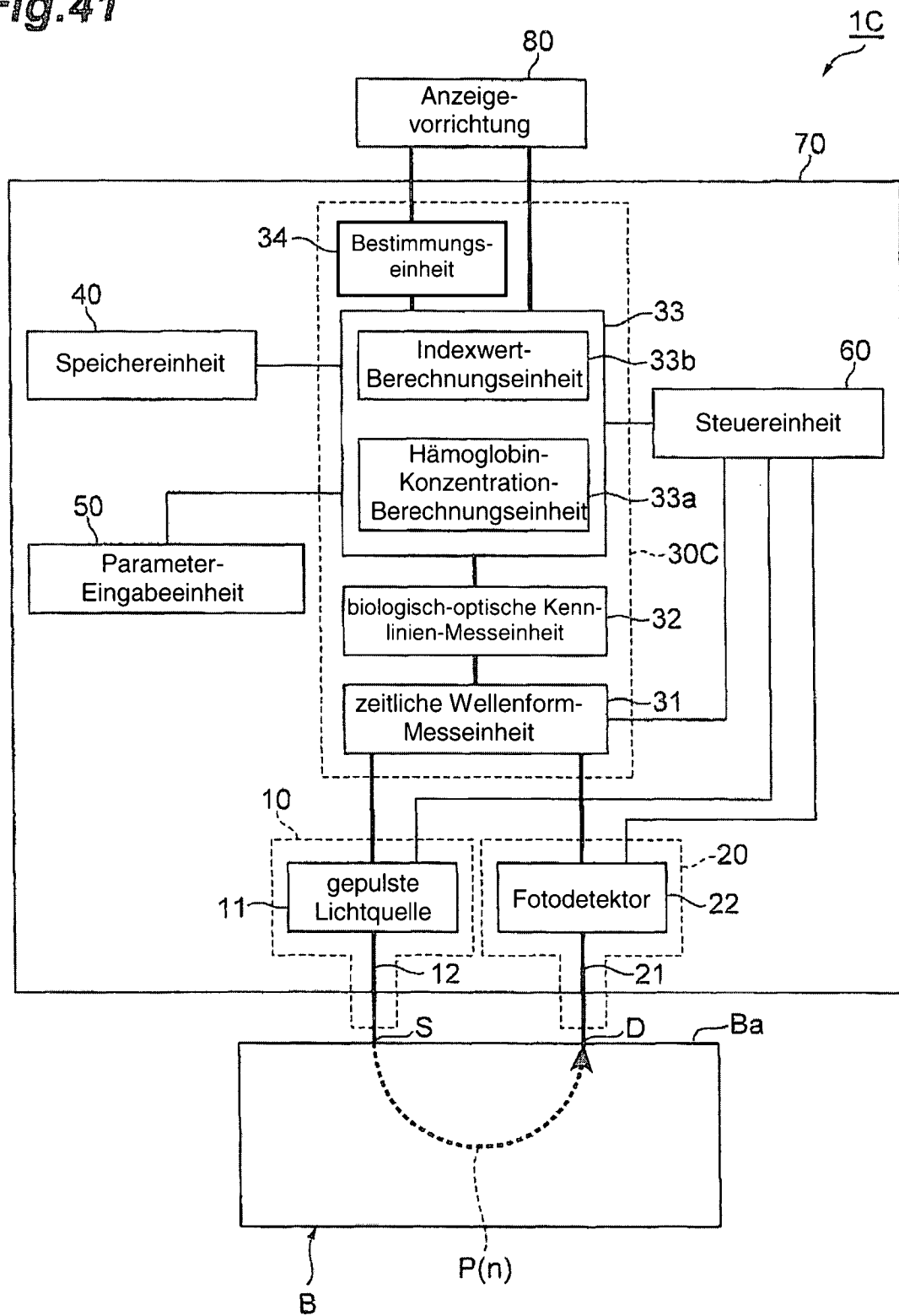


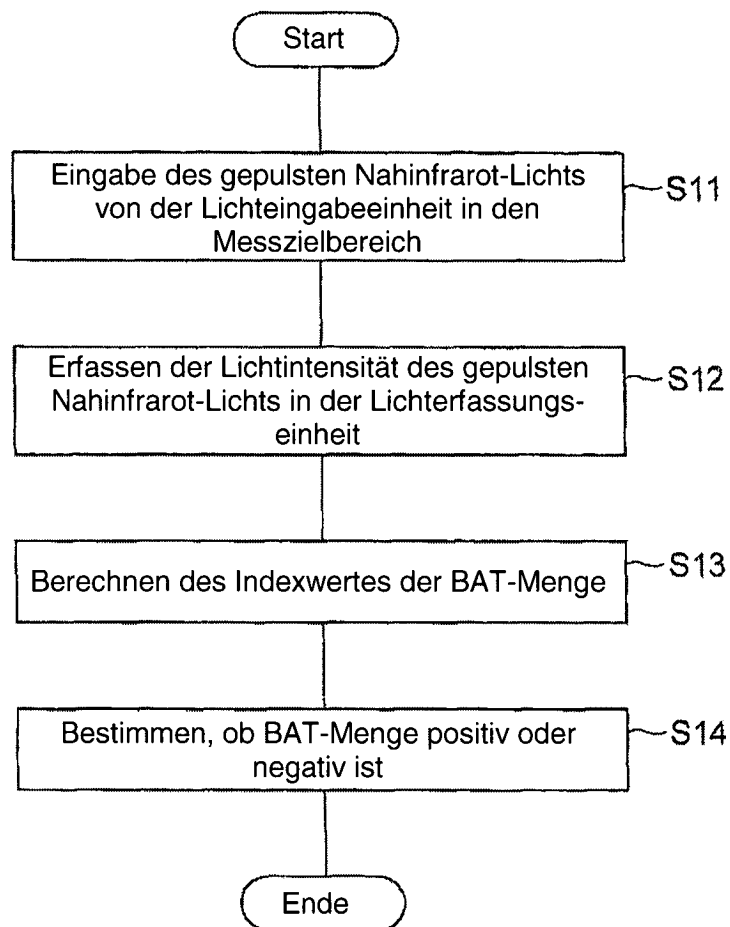
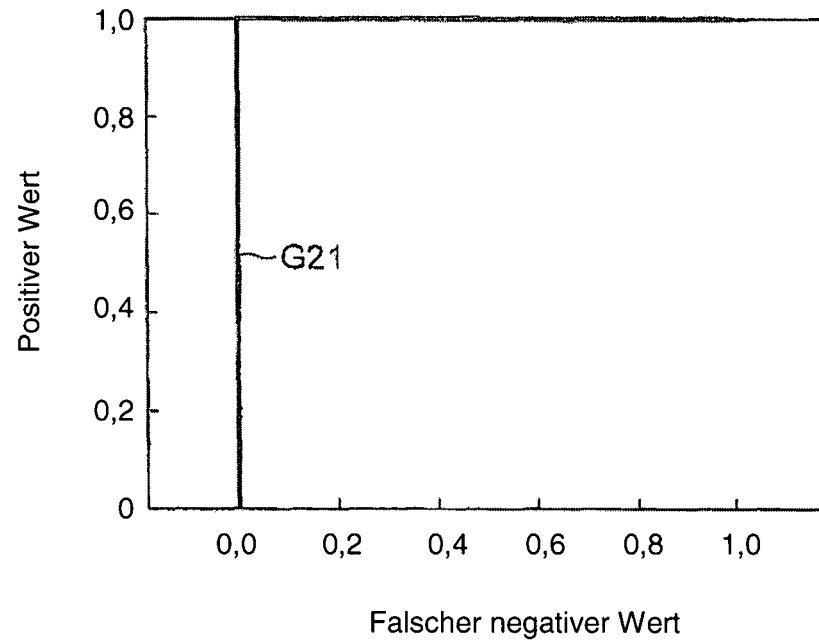
Fig.42

Fig.43

(a)



(b)

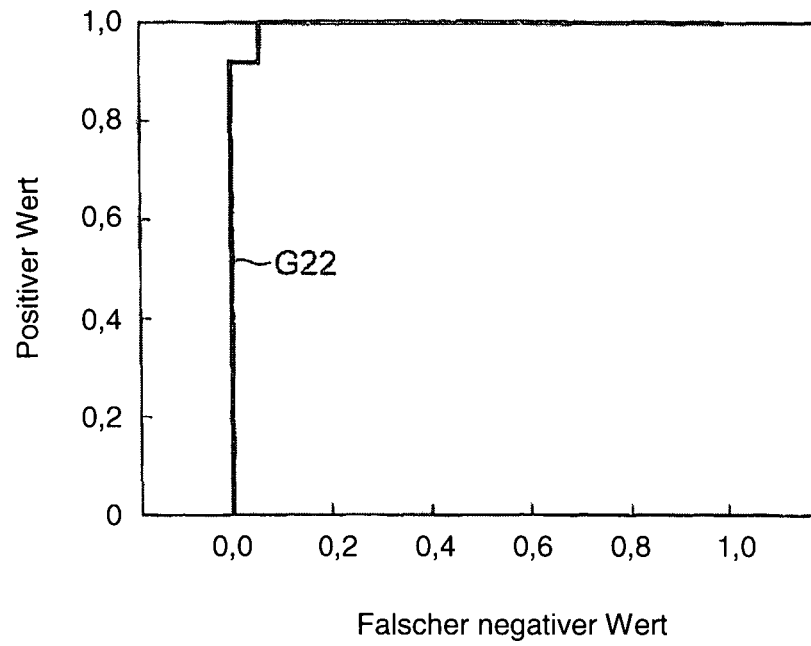
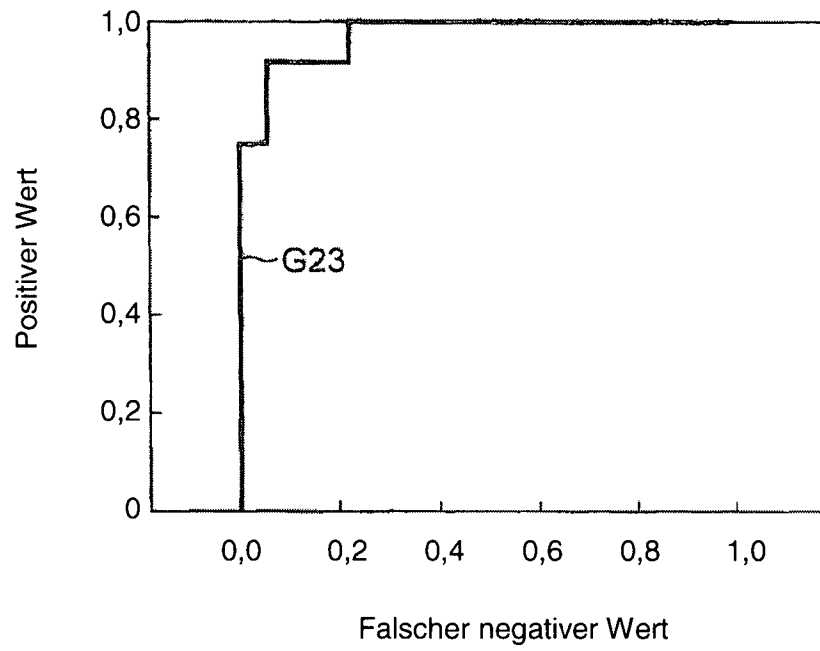


Fig.44

(a)



(b)

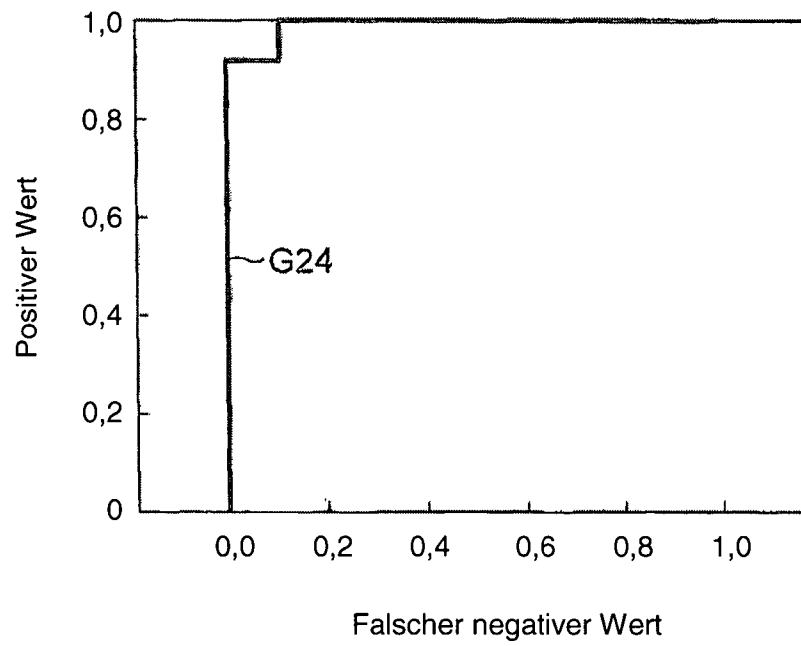
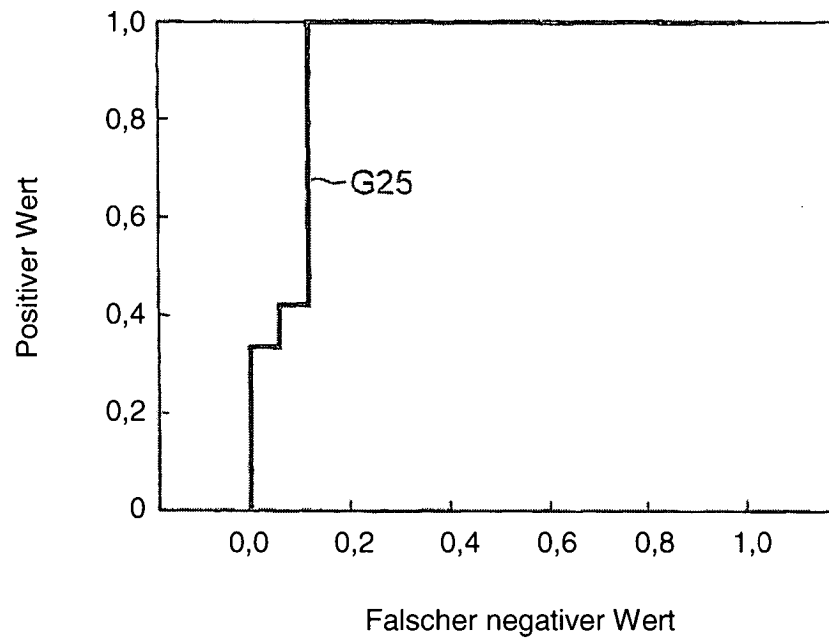


Fig.45

(a)



(b)

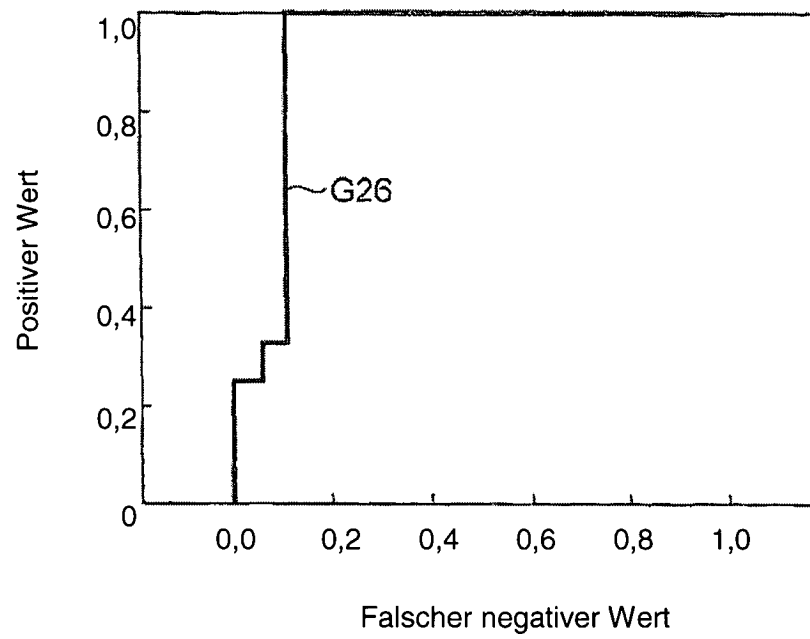
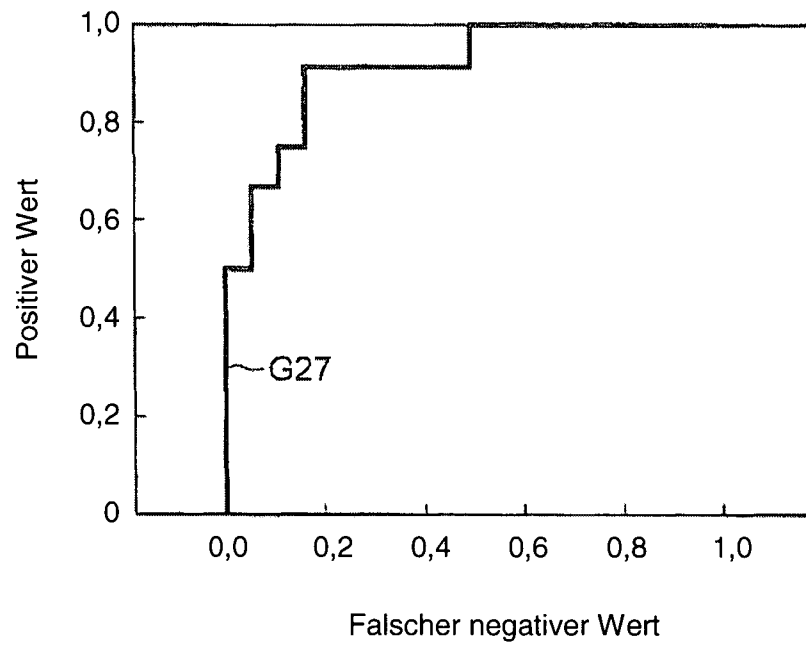


Fig.46

(a)



(b)

