

(12)

Patentschrift

(21) Anmeldenummer: A 982/2012
(22) Anmeldetag: 06.09.2012
(45) Veröffentlicht am: 15.09.2014

(51) Int. Cl.: **A61B 5/00** (2006.01)
A61F 13/84 (2006.01)
A61F 13/00 (2006.01)

(56) Entgegenhaltungen:
WO 2007144810 A1
WO 200154580 A1
US 2009177051 A1

(73) Patentinhaber:
IMA INTEGRATED MICROSYSTEMS AUSTRIA
GMBH
2700 WIENER NEUSTADT (AT)

(74) Vertreter:
Haffner und Keschmann Patentanwälte GmbH
Wien

(54) Verfahren und Vorrichtung zur Überwachung der Wundheilung

(57) Bei einem Verfahren und einer Vorrichtung zur Überwachung der Wundheilung mittels wenigstens eines an oder in einem Verbandsmaterial (12) angeordneten Sensors, wird die Lichtabsorption der Wunde (11) in wenigstens zwei verschiedenen Wundtiefen gemessen.

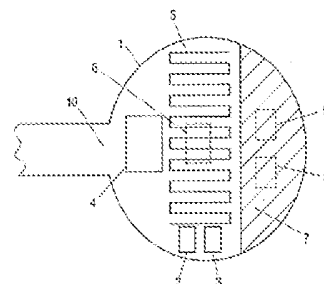


Fig. 1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Überwachung der Wundheilung mittels wenigstens eines an oder in einem Verbandsmaterial angeordneten Sensors.

[0002] Die Erfindung betrifft weiters ein Verbandsmaterial zur Überwachung der Wundheilung umfassend wenigstens einen am oder im Verbandsmaterial angeordneten Sensor, um eine Eigenschaft der Wunde zu erfassen. Die Erfindung betrifft auch ein Pflaster und einen Wundverband mit einem solchen Verbandsmaterial.

[0003] Zur Überwachung der Wundheilung muss der Verband oder das Pflaster üblicherweise entfernt werden. Dies ist nicht nur schmerzhaft, sondern kann sich auch ungünstig auf den Heilungsprozess auswirken. Die regelmäßige Kontrolle von Wunden ist aber notwendig, um die Früherkennung von Komplikationen bei der Wundheilung zu gewährleisten. In der klinischen Wundbehandlung stellen insbesondere Wundinfektionen und chronische Wunden die Hauptprobleme dar. Die Wundheilung stellt einen dynamischen und komplexen Prozess dar, der mehrere Heilungsschritte umfasst, die jeweils charakteristische Änderungen des Wundmilieus sowie bestimmter physikalischer oder chemischer Eigenschaften der Wunde mit sich bringen. Die Beobachtung des Heilungsprozesses einer Wunde erfolgt in der Praxis meist durch subjektive Beurteilung durch den Arzt oder durch Pflegepersonal nach optischer Kontrolle.

[0004] Die Erfindung zielt darauf ab, ein Verfahren sowie ein Verbandsmaterial zu schaffen, mit welchen die Wundheilung in effizienter Weise überwacht werden kann ohne dass der Verband oder das Pflaster entfernt werden muss.

[0005] Zur Lösung dieser Aufgabe ist gemäß einem ersten Aspekt der Erfindung ein Verfahren zur Überwachung der Wundheilung mittels wenigstens eines an oder in einem Verbandsmaterial angeordneten Sensors vorgesehen, das dadurch gekennzeichnet ist, dass die Lichtabsorption der Wunde in wenigstens zwei verschiedenen Wundtiefen gemessen wird. Die Lichtabsorption einer Wunde variiert mit der Menge des vorhandenen Blutes. Insbesondere führt eine Blutansammlung zu einer höheren Lichtabsorption als bei gesundem Gewebe. Das Ausmaß der Lichtabsorption kann somit als Maß für die Wundheilung herangezogen werden. Entscheidend ist im Rahmen der vorliegenden Erfindung, dass die Lichtabsorption in wenigstens zwei verschiedenen Wundtiefen gemessen wird, womit der Verlauf der Wundheilung besser beobachtet werden kann. Die Verheilung einer Wunde beginnt immer am tiefsten Punkt der Wunde, sodass sich die Tiefe der Wunde mit fortschreitendem Heilungsprozess verkleinert. Die erfindungsgemäße Verfahrensweise erlaubt es in einfacher Weise, die Tiefe der Wunde zu ermitteln, um dadurch eine effiziente Überwachung des Heilungsfortschrittes auch ohne visuelle Kontrolle durch einen Arzt zu ermöglichen. Das Messen der Lichtabsorption in wenigstens zwei verschiedenen Wundtiefen erlaubt eine standardisierte Vorgehensweise, sodass die entsprechende Sensorik selbständig und ohne menschliche Steuerung arbeiten und daher ohne weiteres in einen Wundverband, ein Pflaster oder dgl. integriert werden kann.

[0006] Die Messung der Lichtabsorption kann in verschiedenster Weise erfolgen. Die Lichtabsorption muss hierbei nicht direkt gemessen werden, was ohnehin nur schwer möglich ist, sondern indirekt, d.h. beispielsweise durch Erfassung des von der Wunde reflektierten Lichts. Eine bevorzugte Ausbildung sieht in diesem Zusammenhang vor, dass die Messung der Lichtabsorption das Bestrahlen der Wunde mit Licht einer ersten Wellenlänge und Bestrahlen der Wunde mit Licht mindestens einer zweiten Wellenlänge, wobei die Wellenlängen voneinander verschieden sind, und das Erfassen des in der Wunde reflektierten Lichts der ersten Wellenlänge und das Erfassen des in der Wunde reflektierten Lichts der zweiten Wellenlänge mittels eines Lichtsensors umfasst, um einen ersten Messwert und einen zweiten Messwert zu erhalten. Das reflektierte Licht repräsentiert dabei die Lichtabsorption der Wunde im bestrahlten Bereich, wobei die reflektierte Lichtmenge umso höher ist, je weniger Licht in der Wunde absorbiert wird. Auf Grund der Verwendung von Licht unterschiedlicher Wellenlänge kann aus unterschiedlicher Wundtiefe reflektiertes Licht detektiert werden. Das langwelligere Licht dringt nämlich tiefer in das Gewebe ein und kann daher über die Wundheilung in einem tieferen Wundbe-

reich Aufschluss geben als das weniger tief eindringende kurzwelligere Licht.

[0007] Die Auswertung der Absorptions- bzw. Reflexionsmesswerte zwecks Überwachung der Wundheilung kann grundsätzlich auf verschiedene Art und Weise erfolgen, wobei bevorzugt so vorgegangen wird, dass der erste und der zweite Messwert oder jeweils abgeleitete Werte miteinander verglichen und als Maß für die Wundheilung herangezogen werden. Besonders bevorzugt umfasst das Vergleichen das Bilden eines Quotienten des ersten und des zweiten Messwerts oder jeweils abgeleiteter Werte.

[0008] Mit Vorteil wird weiters so vorgegangen, dass die erste Wellenlänge im Bereich von 600 - 750nm, insbesondere bei ca. 645nm gewählt wird und dass die zweite Wellenlänge im Bereich von 780nm - 3µm, insbesondere bei ca. 850nm oder 950nm gewählt wird.

[0009] Um die Tiefenauflösung der Lichtabsorption zu verbessern, ist bevorzugt vorgesehen, dass das Licht der ersten Wellenlänge in einem kleineren Abstand von dem Lichtsensor ausgesendet wird als das Licht der zweiten Wellenlänge.

[0010] Dies hat den Effekt, dass die Erfassung der Reflexion des langwelligeren Lichts aus einem tieferen Wundbereich begünstigt wird.

[0011] In vorteilhafter Weise werden für eine komplette Wundüberwachung noch weitere Eigenschaften der Wunde gemessen. Es wird in diesem Zusammenhang bevorzugt so vorgegangen, dass weiters die Temperatur, die Sauerstoffsättigung des Blutes, die Feuchtigkeit und/oder der pH-Wert der Wunde gemessen wird. Die angegebene Auswahl an Wundparametern erlaubt eine zuverlässige Erfassung des Zustands der Wunde. So wurde beispielsweise beobachtet, dass sich der pH-Wert einer Wunde im Laufe der Heilung dem sauren Bereich von gesunder Haut annähert, d.h. einen steigenden Verlauf hat, wohingegen ein länger bestehendes alkalisches Milieu auf eine stockende Wundheilung hindeutet. Weiters wurde beobachtet, dass ein lokales Ansteigen der Temperatur der Wunde meist auf eine Wundinfektion deutet. Das richtige Feuchtigkeitsmanagement ist für die Wundheilung ebenfalls wichtig und kann mittels einer Feuchtigkeitsmessung überwacht werden.

[0012] Um die Entwicklung des Heilungsprozesses möglichst vollständig erfassen zu können und später für den Arzt nachvollziehbar zu machen, ist bevorzugt vorgesehen, dass die Lichtabsorption in regelmäßigen Abständen oder kontinuierlich gemessen und die erhaltenen Lichtabsorptionsmesswerte in einem mit dem Sensor verbundenen, insbesondere einem im oder am Verband angeordneten Datenspeicher gespeichert und bei Bedarf über eine Schnittstelle ausgelesen und ausgewertet werden. Dies gilt bevorzugt auch für die zusätzlich überwachten Wundeigenschaften.

[0013] Gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung wird ein Verbandsmaterial zur Überwachung der Wundheilung vorgeschlagen, umfassend wenigstens einen am oder im Verbandsmaterial angeordneten Sensor, um eine Eigenschaft der Wunde zu erfassen, wobei der wenigstens eine Sensor als optische Sensoranordnung zur Erfassung der Lichtabsorption der Wunde in wenigstens zwei verschiedenen Wundtiefen ausgebildet ist. Dadurch, dass der Sensor im oder am Verbandsmaterial angeordnet ist, wird beim Anlegen eines Verbands oder eines Pflasters automatisch eine Sensorik so platziert, dass verschiedene Eigenschaften der Wunde automatisch, d.h. ohne Einwirkung des Patienten oder des behandelnden Arztes erfasst werden können. Die Integration der Sensorik in das Verbandsmaterial erfolgt dabei insbesondere so, dass der wenigstens eine Sensor der Wunde zugewandt ist und bevorzugt die Wunde unmittelbar berührt.

[0014] Bevorzugt umfasst die Sensoranordnung eine erste und eine zweite Lichtquelle und wenigstens einen Lichtsensor, wobei die erste und die zweite Lichtquelle angeordnet und ausgebildet sind, um Licht mit voneinander verschiedener Wellenlänge in die Wunde auszustrahlen und der Lichtsensor angeordnet ist, um das in der Wunde reflektierte Licht zu erfassen. Dabei kann jeder Lichtquelle ein eigener Lichtsensor zugeordnet sein oder es kann ein einziger Lichtsensor beiden Lichtquellen gemeinsam zugeordnet sein.

[0015] Bevorzugt ist die erste Lichtquelle ausgebildet, um rotes Licht, vorzugsweise im Wellenbereich von 600 - 750nm, insbesondere ca. 645nm, auszusenden. Die zweite Lichtquelle ist bevorzugt ausgebildet, um infrarotes Licht, bevorzugt im Wellenbereich von 780nm - 3 μ m, insbesondere ca. 850 nm oder ca. 950nm, auszusenden.

[0016] Mit Vorteil sind die erste und die zweite Lichtquelle in unterschiedlichem Abstand von dem Lichtsensor angeordnet.

[0017] Bevorzugt sind die erste und die zweite Lichtquelle jeweils von einer LED und der Lichtsensor von einer Fotodiode gebildet, sodass eine entsprechende Miniaturisierung gelingt.

[0018] Bevorzugt umfasst die Sensoranordnung eine mit dem Lichtsensor verbundene Steuer- und Auswerteschaltung, um das von der ersten und das von der zweiten Lichtquelle ausgesendete, reflektierte und vom Lichtsensor erfasste Licht gesondert zu erfassen und einem Speicher zuzuführen. Der Speicher kann hierbei ebenfalls im oder am Verbandsmaterial angeordnet sein und eine Schnittstelle zum Auslesen der gespeicherten Daten mittels einer externen Leseeinrichtung aufweisen. Die Messdaten werden somit über einen längeren Zeitraum in den Wundverband integrierten Speicher abgelegt und können bei Bedarf, z.B. beim nächsten Spitals- oder Arztbesuch von einer externen Vorrichtung ausgelesen, auf einem Bildschirm angezeigt oder ausgedruckt und ärztlich ausgewertet werden.

[0019] Vorzugsweise ist wie bereits erwähnt ergänzend ein Temperatursensor, ein pH-Sensor, ein Feuchtigkeitssensor und/oder ein Sensor zur Erfassung der Sauerstoffsättigung des Blutes vorgesehen. Alle Sensoren sind bevorzugt so ausgewählt, dass sie in einer entsprechenden Miniaturisierung ohne merkliche Beeinträchtigung des Tragekomforts im oder am Verbandsmaterial angeordnet werden können. So kann der Temperatursensor beispielsweise von einem Silizium Thermistor gebildet sein. Der Feuchtigkeitssensor kann von kammartig ineinandergreifenden Elektrodenstrukturen (IDE - Interdigitated Electrodes) gebildet sein. Der pH-Sensor kann vorzugsweise einen pH- sensitiven Farbstoff und einen optischen Sensor umfassen, der die Farbe des Farbstoffes erfasst. Der Sensor zur Erfassung der Sauerstoffsättigung des Blutes ist vorteilhafterweise von einer nach dem pulsoximetrischen Prinzip arbeitenden optischen Sensoranordnung gebildet. Es können hierfür dieselben LEDs und dieselbe Fotodiode verwendet werden wie für die Messung der Lichtabsorption.

[0020] Bevorzugt sind alle Sensoren auf einer gemeinsamen flexiblen Leiterplatte angeordnet. Zum Schutz der Elektronik kann vorgesehen sein, dass die Leiterplatte mit biokompatiblen Polydimethylsiloxan beschichtet ist.

[0021] Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines in der Zeichnung schematisch dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. In dieser zeigen

[0022] Fig. 1 eine Sensoranordnung auf einer Leiterplatte und

[0023] Fig. 2 die Integration der Sensoranordnung in einem Wundverband, der auf einer Wunde aufliegt.

[0024] Die Sensoranordnung 1 in Fig. 1 umfasst eine LED 2, ausgebildet um rotes Licht mit einer Wellenlänge von 645nm auszusenden, eine LED 3, ausgebildet um infrarotes Licht mit einer Wellenlänge von z.B. 850nm oder 950nm auszusenden, eine PIN-Fotodiode 4 zur Erfassung der Lichtreflexion, eine IDE- Struktur 5 zur Erfassung der Feuchtigkeit, einen unterhalb der IDE-Struktur 5 angeordneten Silizium Thermistor 6 zur Erfassung der Temperatur, eine pH-sensitive Siliziumschicht 7, eine unterhalb der Siliziumschicht 7 angeordnete LED 8 sowie eine ebenfalls unterhalb der Siliziumschicht angeordnete Fotodiode 9 zur optischen Erfassung der Verfärbung der pH- sensitiven Siliziumschicht. Den Träger für die Sensoranordnung 1 bildet eine flexible Leiterplatte 10. Die gesamte Sensoranordnung ist mit biokompatiblen Polydimethylsiloxan (PDMS) beschichtet.

[0025] Fig. 2 zeigt schematisch eine Wunde 11, die von einem Wundverband 12 abgedeckt ist, wobei die in Fig. 1 detailliert dargestellte Sensoranordnung 1 in den Wundverband 12 integriert ist. Diese Sensoranordnung 1 liegt direkt auf der Wunde 11 auf und ist über ein Kabel 13 und

einen Stecker 14 mit einer Steuer- und Auswerteschaltung 15 verbunden. Diese Steuer- und Auswerteschaltung umfasst einen Mikroprozessor 16, eine Batterie 17 sowie eine SD-Karte 18.

[0026] Ausgehend von der strichlierten Linie 19, sind die in Richtung des Pfeils 21 dargestellten Bestandteile als Einwegbauteile ausgebildet, während die in Richtung des Pfeils 20 dargestellten Bestandteile als Mehrwegbauteile ausgebildet sind. Diese beiden Bauteilgruppen sind im Bereich der Verbindung zwischen dem Stecker 14 und der Steuer- und Auswerteschaltung 15 trennbar.

[0027] Die in Fig. 1 dargestellte Sensoranordnung 1 wurde in einer Tierstudie mit vier Schweinen untersucht. Jedem Tier wurden zwei oberflächliche Wunden durch eine Spalthautentnahme zugefügt. Nach dem Eingriff wurde die eine Wunde mit einem Wundverband versehen, der mit der erfindungsgemäßen Sensoranordnung 1 ausgestattet war. Die andere Wunde wurde zu Vergleichszwecken ohne Sensoranordnung mit einem Verband versehen. Ziel der Studie war es, die Datenaufzeichnung über den entsprechenden Zeitraum der Wundheilung zu überprüfen und eine heilungsverzögernde Wirkung oder eine Toxizität der Sensoranordnung auszuschließen. Um eine postoperative Hämorrhagie zu vermeiden, wurde an Tag 3 der Studie mit der Messung begonnen. Es konnte kein Einfluss auf die Wunden festgestellt werden. In den Fig. 3 bis 6 sind die Sensorsignale eines über den Heilungsverlauf von Tag 3 bis 14 bei einem Tier dargestellt.

[0028] Es zeigt sich, dass besonders das Verhältnis der Absorption bzw. Reflektion des Wundgewebes bei unterschiedlichen Wellenlängen als kritischer Parameter zur Beurteilung des Heilungsverlaufs angesehen werden kann, siehe Fig. 5. Der Boxplot in Fig. 7 zeigt das Verhältnis von rotem zu infrarotem Licht bei allen vier Tieren. Die gesamte Versuchsdauer wurde in sechs aufeinanderfolgenden Phasen aufgeteilt. Besonders in der späteren Heilungsphase ist ein signifikanter Abfall des Verhältnisses erkennbar. Die Boxen des Boxplot gemäß Fig. 7 zeigen den Median, das untere und das obere Quartil (25%-75%), die Whisker 1.5 IQR (99.3%) und die Kerben Vergleichsintervalle, die einen signifikanten Unterschied zweier Gruppen bei 5% angeben, falls sie nicht überlappen.

[0029] Weiters wurde ein Hämatomversuch durchgeführt, um die Aussagekraft der Lichtabsorptionsmessungen zu verifizieren.

[0030] Die Ergebnisse dieses Versuchs sind in Fig. 8 dargestellt. Die erfindungsgemäße Sensoranordnung 1 wurde auf die unversehrte Haut über einem Hämatom im Kniebereich eines Patienten gelegt (Fig. 8, Spalte „Bluterguss“). Zu Vergleichszwecken wurden identische Sensoranordnungen 1 an unversehrten Referenzstellen angebracht, nämlich in demselben Kniebereich des anderen Beins (Fig. 8, Spalte „gegenüberliegende Seite“) und an einer dem Knie benachbarten Stelle an beiden Beinen (Fig. 8, Spalte „Referenz links“, „Referenz rechts“). Der Versuch zeigt die Möglichkeit auf, Aussagen über tieferliegendes Gewebe zu tätigen. Die Blutansammlung in tieferliegendem Gewebe absorbiert nämlich deutlich mehr infrarotes Licht als die Vergleichsstelle auf der anderen Seite (siehe Fig. 8). Durch die geringere Eindringtiefe fallen die Unterschiede bei rotem Licht deutlich geringer aus. Bei entsprechender Variation der Wellenlänge und auf Grund des Abstands der LEDs zur Fotodiode lässt sich eine Tiefenaufklärung erzielen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Überwachung der Wundheilung mittels wenigstens eines an oder in einem Verbandsmaterial angeordneten Sensors, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Lichtabsorption der Wunde (11) in wenigstens zwei verschiedenen Wundtiefen gemessen wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Messung der Lichtabsorption das Bestrahlen der Wunde (11) mit Licht einer ersten Wellenlänge und Bestrahlen der Wunde (11) mit Licht einer zweiten Wellenlänge, wobei die erste und die zweite Wellenlänge voneinander verschieden sind, und das Erfassen des in der Wunde (11) reflektierten Lichts der ersten Wellenlänge und das Erfassen des in der Wunde (11) reflektierten Lichts der zweiten Wellenlänge mittels eines Lichtsensors (4) umfasst, um einen ersten Messwert und einen zweiten Messwert zu erhalten.
3. Verfahren nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass der erste und der zweite Messwert oder jeweils abgeleitete Werte miteinander verglichen und als Maß für die Wundheilung herangezogen werden.
4. Verfahren nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Vergleichen das Bilden eines Quotienten des ersten und des zweiten Messwerts oder jeweils abgeleiteter Werte umfasst.
5. Verfahren nach Anspruch 2, 3 oder 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass die erste Wellenlänge im Bereich von 600 - 750nm, insbesondere bei ca. 645nm gewählt wird und dass die zweite Wellenlänge im Bereich von 780nm - 3 μ m, insbesondere bei ca. 850nm oder 950nm gewählt wird.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Licht der ersten Wellenlänge in einem kleineren Abstand von dem Lichtsensor (4) ausgesendet wird als das Licht der zweiten Wellenlänge.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass weiters die Temperatur und/oder die Sauerstoffsättigung des Blutes und/oder die Feuchtigkeit der Wunde und/oder der pH-Wert der Wunde gemessen wird.
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Lichtabsorption in regelmäßigen Abständen oder kontinuierlich gemessen und die erhaltenen Lichtabsorptionsmesswerte in einem mit dem Lichtsensor (4) verbundenen, insbesondere einem im oder am Verbandsmaterial angeordneten Datenspeicher (18) gespeichert und bei Bedarf über eine Schnittstelle ausgelesen und ausgewertet werden.
9. Verbandsmaterial zur Überwachung der Wundheilung, insbesondere zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 8, umfassend wenigstens einen am oder im Verbandsmaterial angeordneten Sensor, um eine Eigenschaft der Wunde zu erfassen, **dadurch gekennzeichnet**, dass der wenigstens eine Sensor als optische Sensoranordnung (1) zur Erfassung der Lichtabsorption der Wunde (11) in wenigstens zwei verschiedenen Wundtiefen ausgebildet ist.
10. Verbandsmaterial nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Sensoranordnung (1) eine erste (2) und wenigstens eine zweite Lichtquelle (3) und einen Lichtsensor (4) umfasst, wobei die erste (2) und die zweite Lichtquelle (3) angeordnet und ausgebildet sind, um Licht mit voneinander verschiedener Wellenlänge in die Wunde (11) auszustrahlen und der Lichtsensor (4) angeordnet ist, um das in der Wunde (11) reflektierte Licht zu erfassen.
11. Verbandsmaterial nach Anspruch 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass die erste Lichtquelle (2) ausgebildet ist, um rotes Licht, vorzugsweise im Wellenbereich von 600 - 750nm, insbesondere ca. 645nm, auszusenden, und die zweite Lichtquelle (3) ausgebildet ist, um infrarotes Licht, bevorzugt im Wellenbereich von 780nm - 3 μ m, insbesondere ca. 850nm oder 950nm, auszusenden.

12. Verbandsmaterial nach Anspruch 10 oder 11, **dadurch gekennzeichnet**, dass die erste (2) und die zweite Lichtquelle (3) in unterschiedlichem Abstand von dem Lichtsensor (4) angeordnet sind.
13. Verbandsmaterial nach Anspruch 10, 11 oder 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass die erste (2) und die zweite Lichtquelle jeweils von einer LED und der Lichtsensor (4) von einer Fotodiode gebildet ist.
14. Verbandsmaterial nach einem der Ansprüche 10 bis 13, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Sensoranordnung (1) eine mit dem Lichtsensor verbundene Steuer- und Auswerteschaltung (15) umfasst, um das von der ersten (2) und das von der zweiten Lichtquelle (3) ausgesendete, reflektierte und vom Lichtsensor (4) erfasste Licht gesondert zu erfassen und einem Speicher (18) zuzuführen.
15. Verbandsmaterial nach Anspruch 14, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Speicher (18) im oder am Verbandsmaterial (12) angeordnet ist und eine Schnittstelle zum Auslesen der gespeicherten Daten mittels einer externen Leseeinrichtung aufweist.
16. Verbandsmaterial nach einem der Ansprüche 9 bis 15, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Temperatursensor (6) und/oder ein pH-Sensor (7) und/oder ein Feuchtigkeitssensor (5) und/oder ein Sensor zur Erfassung der Sauerstoffsättigung des Blutes und/oder wenigstens ein Sensor zur Erfassung weiterer wundcharakterisierender Parameter vorgesehen ist.
17. Verbandsmaterial nach Anspruch 16, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Temperatursensor (6) von einem Silizium Thermistor gebildet ist.
18. Verbandsmaterial nach Anspruch 16 oder 17, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Feuchtigkeitssensor (5) von kammartig ineinandergreifenden Elektrodenstrukturen gebildet ist.
19. Verbandsmaterial nach Anspruch 16, 17 oder 18, **dadurch gekennzeichnet**, dass der pH-Sensor (7) einen pH-sensitiven Farbstoff und einen optischen Sensor (9) umfasst, der die Farbe des Farbstoffes erfasst.
20. Verbandsmaterial nach einem der Ansprüche 16 bis 19, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Sensor zur Erfassung der Sauerstoffsättigung des Blutes von einer nach dem pulsoximetrischen Prinzip arbeitenden optischen Sensoranordnung gebildet ist.
21. Verbandsmaterial nach einem der Ansprüche 16 bis 20, **dadurch gekennzeichnet**, dass alle Sensoren auf einer gemeinsamen flexiblen Leiterplatte (10) angeordnet sind.
22. Verbandsmaterial nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Sensoranordnung (1) mit biokompatiblen Polydimethylsiloxan beschichtet ist.
23. Pflaster umfassend ein Verbandsmaterial nach einem der Ansprüche 9 bis 22.
24. Wundverband umfassend ein Verbandsmaterial nach einem der Ansprüche 9 bis 22.

Hierzu 4 Blatt Zeichnungen

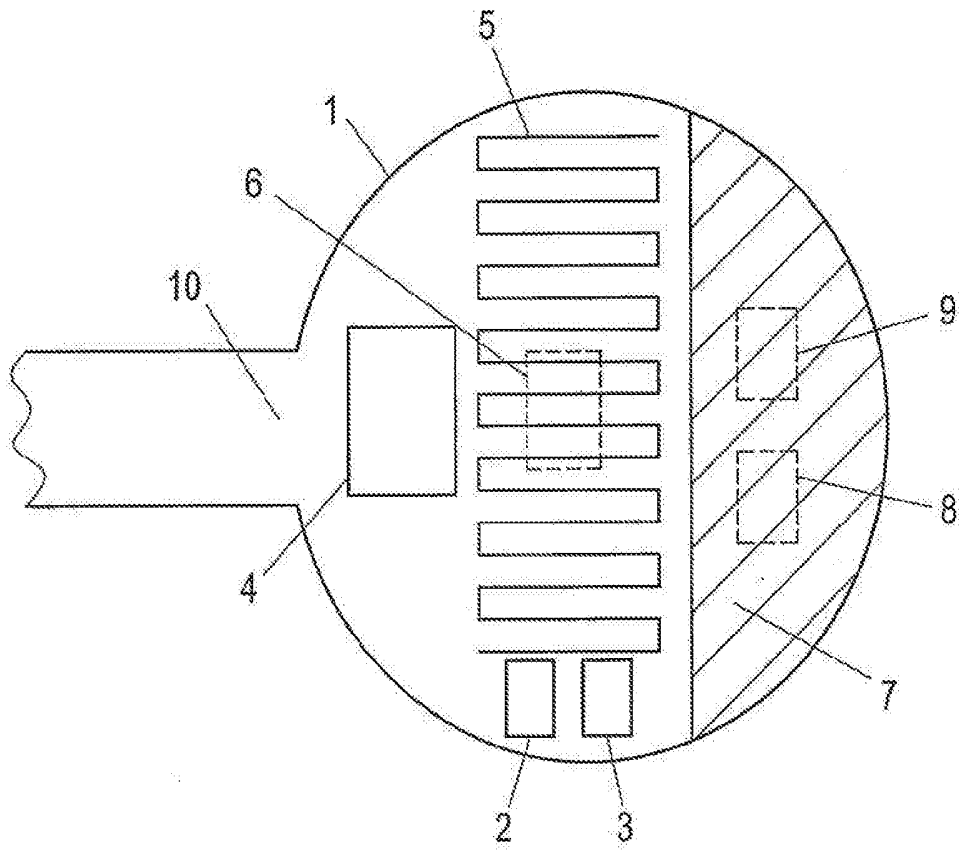


Fig. 1

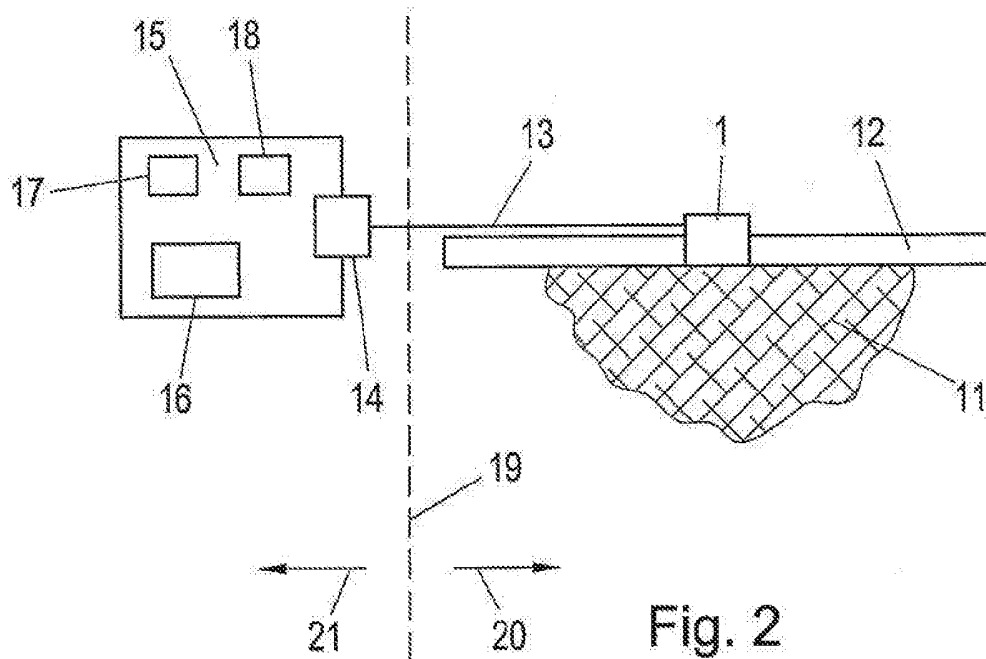


Fig. 2

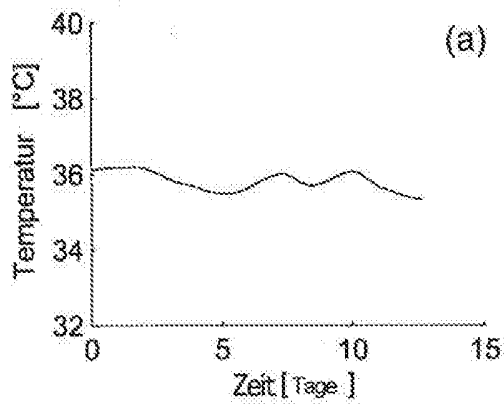


Fig. 3

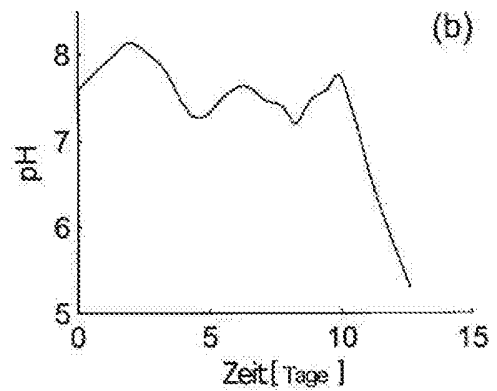


Fig. 4

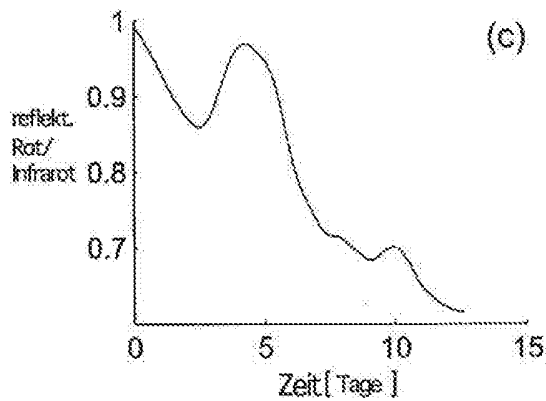


Fig. 5

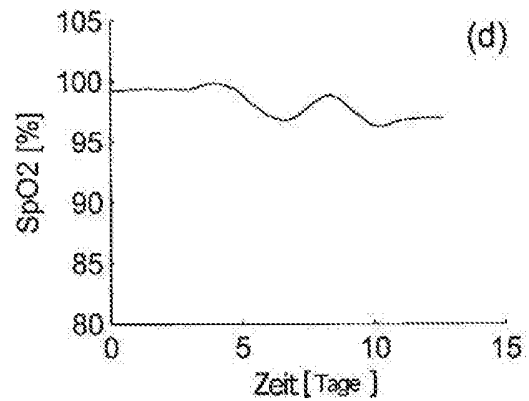


Fig. 6

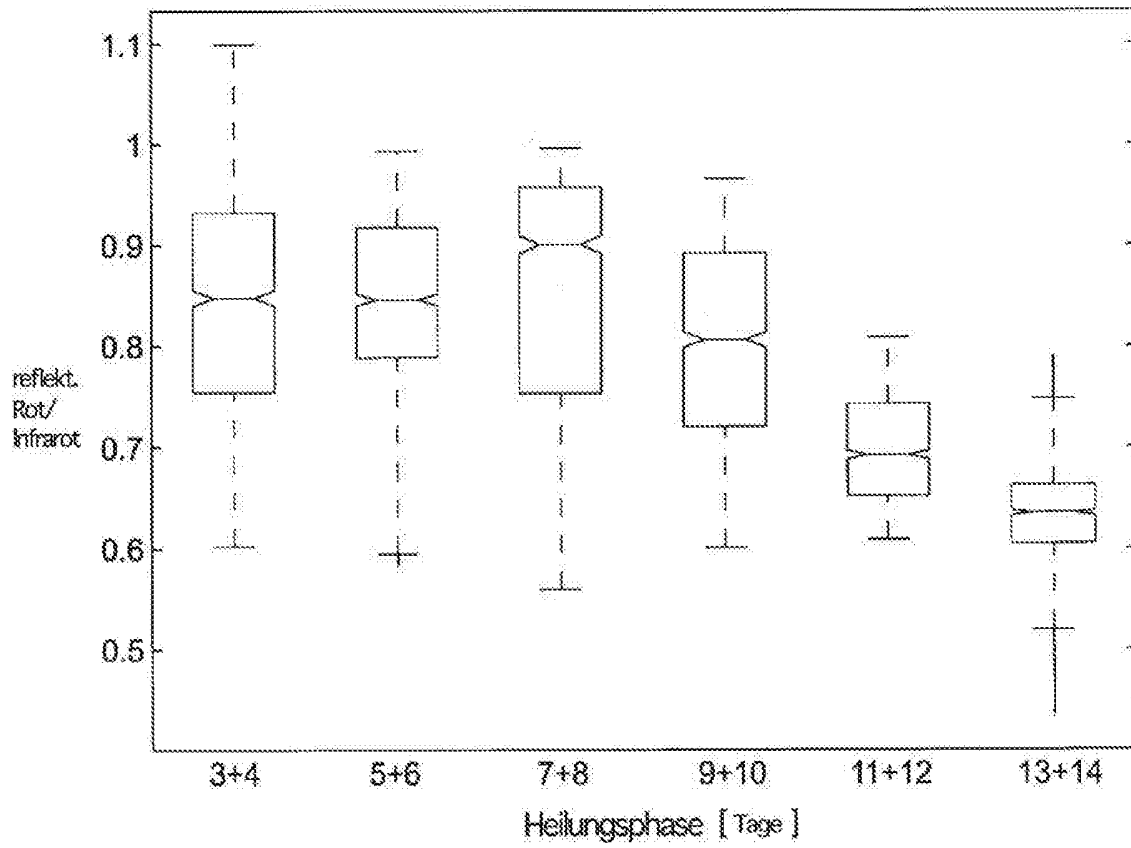


Fig. 7

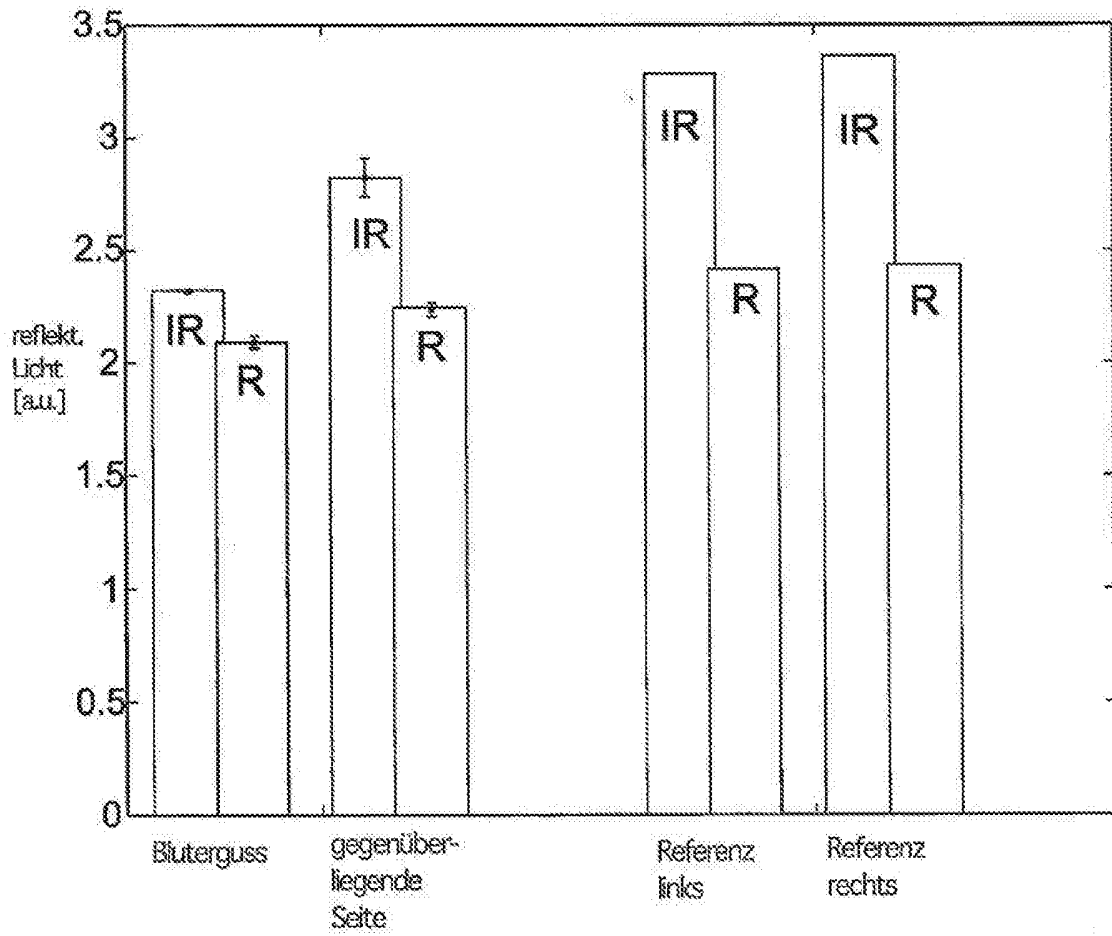


Fig. 8