



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 201 22 489 U1 2006.01.19

(12)

Gebrauchsmusterschrift

(21) Aktenzeichen: 201 22 489.5

(22) Anmeldetag: 08.03.2001

(67) aus Patentanmeldung: EP 01 91 2088.0

(47) Eintragungstag: 15.12.2005

(43) Bekanntmachung im Patentblatt: 19.01.2006

(51) Int Cl.⁸: A61B 1/04 (2006.01)

A61B 1/06 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

H04N 7/18 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

187883 P 08.03.2000 US

(74) Name und Wohnsitz des Vertreters:

HOFFMANN & EITLE, 81925 München

(73) Name und Wohnsitz des Inhabers:

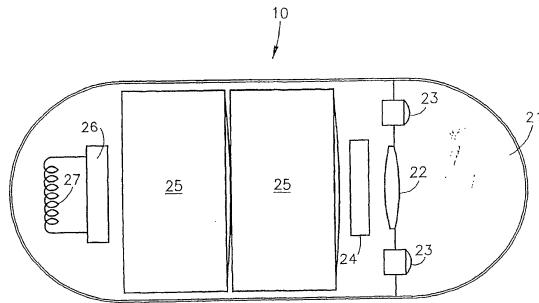
Given Imaging Ltd., Yokneam, IL

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung und System für In-Vivo-Bildgebung**

(57) Hauptanspruch: Schluckbare Kapsel zur Bildgebung des Gastrointestinaltrakts, wobei die Kapsel umfasst:

- eine Kuppel;
- einen Bildgeber, der sich hinter der Kuppel befindet;
- eine Vielzahl von Lichtquellen, die sich hinter der Kuppel befinden;
- ein optisches System, das durch einen Abstand von der Kuppel getrennt ist und Licht auf den Bildgeber bündelt; wobei die Lichtquellen eingerichtet sind, Licht durch die Kuppel und nicht durch das optische System zu strahlen.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine schluckbare Kapsel und ein System zur Bildgebung des Verdauungstraktes.

[0002] Unter den bekannten In-Vivo-Meßsystemen befinden sich die Endoskope, die oft verwendet werden, um Bilder des oberen oder des unteren Magen-Darm-Traktes bzw. Gastrointestinaltrakts bereitzustellen. Jedoch stellen Endoskope keine Ansichten der gesamten Länge des Dünndarmes bereit. Zusätzlich sind sie unbequem, können dem Patienten Schaden zufügen und sind komplex zu bedienen.

[0003] Schluckbare elektronische Kapseln, die mittels des Verdauungsvorgangs durch den Verdauungstrakt bewegt werden, und welche Daten sammeln und die Daten an ein Empfangssystem senden, sind bekannt. Ein Beispiel ist die "Heidelberg"-Kapsel. Ein weiteres Beispiel ist eine Kapsel, die in US 5,604,531 offenbart ist. Diese Kapseln können verwendet werden, um überall im Darm den pH-Wert, die Temperatur und den Druck zu messen.

[0004] Die vorliegende Erfindung betrifft Verbesserungen in der In-Vivo-Bildgebung.

[0005] Die Vorrichtung und das System der vorliegenden Erfindung erlauben die Gewinnung von In-Vivo-Bildern aus dem Inneren von Körperlumen oder -höhlen, wie Bildern der gesamten Länge des Magen-Darm-(GI)-Traktes. Die Vorrichtung und das System beinhalten ein Bildgebungssystem, das eine Bildgebungskamera mit komplementärem Metalloxidhalbleiter (CMOS) enthält. Die Vorrichtung beinhaltet ebenso einen Hochfrequenzsender (RF) mit sehr niedriger Leistung zum Senden von Signalen aus der CMOS-Bildgebungskamera an ein Empfangssystem.

[0006] Die CMOS-Bildgebungskamera ist ein Bildgeber mit sehr niedriger Leistung, weist eine geringe Empfindlichkeit auf das rote Spektrum auf und wird mit einem chipskaliierten Gehäuse (CSP=chip scale packaging) bereitgestellt. Der Sender ist ein RF-Sender mit sehr niedriger Leistung mit einem Eingang hoher Bandbreite, der möglicherweise in einem chipskaliierten Gehäuse bereitgestellt wird.

[0007] Die hohe Integration und der niedrige Energieverbrauch, die durch das Bildgebungssystem der Vorrichtung und des Systems der Erfindung erreicht werden, waren vor dem Fortschritt in der CMOS-Technologie nicht verfügbar. Ferner ist ein Sender sehr niedriger Leistung mit Eingang hoher Bandbreite für Videosignale im Stand der Technik unbekannt. Ebenso wurde im Stand der Technik bislang kein RF-Produkt in CSP offenbart.

[0008] Ferner kann das Bildgebungssystem eine weiße lichtemittierende Diode (LED) als eine Lichtquelle anstelle einer rötlich glühenden Miniaturlampe oder einer RGB LED verwenden, wie sie derzeit im Stand der Technik verwendet wird. Die weiße LED ermöglicht die Schaffung einer höheren Qualität und eines für das Auge angenehmeren Bildes.

[0009] Daher wird gemäß einer Ausführungsform der Erfindung eine In-Vivo-Bildgebungsvorrichtung bereitgestellt. Die Vorrichtung besteht aus wenigstens einem Bildgebungssystem zur Erzeugung eines Videoausgangssignals, vorzugsweise eines digitalen Ausgangssignals, und einem Sender, der das Videoausgangssignal an ein empfangendes System sendet.

[0010] Das Bildgebungssystem enthält eine CMOS-Bildgebungskamera, wenigstens eine Beleuchtungsquelle zum Beleuchten einer In-Vivo-Stelle und ein optisches System zum Abbilden der In-Vivo-Stelle auf der CMOS-Bildgebungskamera.

[0011] Die Beleuchtungsquelle kann eine weiße LED sein. Der Begriff "weiße LED", wie er hier verwendet wird, bezieht sich auf eine Kombination eines blauen LED-Chips (emittiert Licht in dem blauen Spektralbereich) und einem Brechungskristall. Der blaue LED-Chip ist derart innerhalb des Brechungskristalls eingekapselt, dass auf den Kristall einfallendes blaues Licht in verschiedenen Spektren emittiert wird, was zu weißem Licht führt. Das von dem Brechungskristall emittierte weiße Licht weist einen kleinen Anteil von rotem Licht und einen noch kleineren, beinahe nicht existierenden Anteil von Infrarot-(IF)-Licht auf.

[0012] Die Beleuchtungsquelle kann eine spezifische integrierte Lichtquelle sein, in der eine Brechungskristallmatrix eine Mehrzahl von darin integrierten blauen LED-Chips aufweist.

[0013] Die Komponenten der Vorrichtung sind in einem Gehäuse mit einem optischen Fenster vorgesehen. Das Gehäuse ist konfiguriert, um in Körperlumen oder -höhlen eingeführt zu werden und sie zu passieren.

[0014] Ebenso wird gemäß einer Ausführungsform der Erfindung ein System zur In-Vivo-Bildgebung bereitgestellt, das ein Bildgebungssystem enthält, das ein Videoausgangssignal erzeugt, vorzugsweise ein digitales Ausgangssignal, einen Sender, der das Videoausgangssignal des Bildgebungssystems sendet und ein Empfangssystem zum Empfangen des gesendeten Videoausgangssignals. Das Bildgebungssystem besteht aus einer CMOS-Bildgebungskamera, einer Beleuchtungsquelle zum Beleuchten einer In-Vivo-Stelle und einem optischen System zum Abbilden der In-Vivo-Stelle auf der CMOS-Bildgebungs-

kamera.

[0015] Das System kann ferner eine Antennenanordnung umfassen, die in der Lage ist einen Körper zu umgeben, und die eine oder eine Mehrzahl von Antennen umfasst, zum Empfangen des übermittelten Videoausgangssignals und zum Erzeugen einer Mehrzahl von empfangenen Signalen. Das System kann auch einen Demodulator enthalten, der in der Lage ist, die Mehrzahl von empfangenen Videosignalen in einen einzelnen bzw. einzigen Videodatenstrom zu verwandeln. Das System kann auch ein Datenverarbeitungssystem umfassen, das Verfolgungs- und Videodaten aus dem einzigen Datenstrom erzeugt.

[0016] Das Empfangssystem und der Datenprozessor sind typischerweise außerhalb eines Patienten angeordnet.

[0017] Optional kann das System auch ein Gerät zum intermittierenden Betreiben des Senders einschließen.

[0018] In einer Ausführungsform der Erfindung ist die Vorrichtung eine schluckbare Kapsel mit einem optischen Fenster, und enthält ein Bildgebungssystem zum Erhalten von In-Vivo-Bildern der gesamten Länge des GI-Traktes, und einen Sender, der die erhaltenen Bilder an ein Empfangssystem sendet.

[0019] Das Bildgebungssystem besteht aus einer CMOS-Bildgebungskamera, einer weißen LED und einer Linse zum Abbilden einer Stelle des GI-Trakts auf die CMOS-Bildgebungskamera. Die schluckbare Kapsel enthält auch eine eingeschlossene Energiequelle zum Bereitstellen von Energie an die gesamten elektrischen Elemente der Kapsel.

[0020] Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung wird ebenfalls ein Sender zum Senden von Signalen auf RF an ein Empfangssystem bereitgestellt. Der Sender, der durch einen normalerweise offenen (NO) Schalter gesteuert wird, enthält einen Steuerungsblock zum Steuern der Beleuchtung und des Bildgebers der Vorrichtung der Erfindung.

[0021] Der NO-Schalter wird durch einen äußeren Magneten gesteuert, der den Schalter geschlossen hält, während er in der Nähe des Schalters ist. Jedoch unterhält ein innerer Block die Logik eines offenen Schalters, um die Senderschaltkreise und alle Kapselhauptuntersysteme inaktiv zu halten, während der äußere Magnet vorhanden ist. Entfernen des äußeren Magneten bewirkt, dass der Schalter sich öffnet und der innere Block sich schließt, wodurch die Aktivierung der Senderschaltkreise und der Kapselhauptuntersysteme erlaubt wird.

[0022] Ferner wird ein Verfahren zum Erhalten von

Bildern in vivo bereitgestellt. Das Verfahren schließt die Schritte ein: Beleuchten einer Stelle in vivo, Sammeln von zurückgeworfenem Licht auf Pixel einer CMOS-Bildgebungskamera, um dadurch ein analoges Signal zu erzeugen; Verarbeiten und Umwandeln des analogen Signals in ein digitales Signal; Randomisieren des digitalen Signals; Senden des digitalen Signals an ein Empfangssystem; und Verarbeiten der gesendeten Signale, um Bilder der In-Vivo-Stelle zu erhalten.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0023] Die vorliegende Erfindung ist besser zu verstehen und zu würdigen aus der folgenden detaillierten Beschreibung, die zusammen mit den Zeichnungen zu sehen ist, in denen:

[0024] [Fig. 1](#) eine schematische longitudinale Querschnittsdarstellung einer In-Vivo-Bildgebungsvorrichtung gemäß einer Ausführungsform der Erfindung ist;

[0025] [Fig. 2](#) eine schematische Darstellung der CMOS-Bildgebungskamera gemäß einer Ausführungsform der Erfindung ist;

[0026] [Fig. 3](#) eine schematische Querschnittsdarstellung einer Vorrichtung gemäß einer Ausführungsform der Erfindung ist, mit einer spezifischen integrierten Beleuchtungsquelle;

[0027] [Fig. 4](#) ein Blockdiagramm des Senders gemäß einer Ausführungsform der Erfindung ist; und

[0028] [Fig. 5](#) eine Blockdiagrammdarstellung des Verfahrens gemäß einer Ausführungsform der Erfindung ist.

[0029] Die Vorrichtung und das System der Erfindung werden zum Betrachten von inneren Körperlumen und -höhlen, und zum Übermitteln zumindest von Videodaten verwendet.

[0030] Es wird nun Bezug genommen auf [Fig. 1](#), die die Vorrichtung und ihre Komponenten gemäß einer Ausführungsform der Erfindung darstellt. Die Vorrichtung **10** umfasst typischerweise ein optisches Fenster **21** und ein Bildgebungssystem zum Erhalten von Bildern aus dem Inneren eines Körperlumens, wie dem GI-Trakt. Das Bildgebungssystem enthält eine Beleuchtungsquelle **23**, wie eine weiße LED, eine CMOS-Bildgebungskamera, die die Bilder erfasst, und ein optisches System **22**, das die Bilder auf die CMOS-Bildgebungskamera **24** bündelt. Die Beleuchtungsquelle **23** beleuchtet die inneren Teile des Körperlumens durch ein optisches Fenster **21**. Die Vorrichtung **10** schließt ferner einen Sender **26** und eine Antenne **27** ein, zum Senden des Videosignals der CMOS-Bildgebungskamera **24**, und eine Energiequelle **25**, wie eine Silberoxidbatterie, die Energie an

die elektrischen Elemente der Vorrichtung **10** liefert.

[0031] Man versteht, dass eine Mehrzahl von CMOS-Bildgebungskameras in der Vorrichtung und dem System der Erfindung verwendet werden können. Jede CMOS-Bildgebungskamera kann in sich ein optisches System und entweder eine oder mehrere Beleuchtungsquellen gemäß spezifischen Anforderungen der Vorrichtung oder des Systems enthalten.

[0032] Durch die CMOS-Kamera **24** erhaltene Bilder werden an ein Empfangssystem (nicht gezeigt) gesendet, das auch eine Datenverarbeitungseinheit enthalten kann. Das Empfangssystem und die Datenverarbeitungseinheit sind typischerweise außerhalb eines Patienten angeordnet.

[0033] Die Vorrichtung **10** ist kapselförmig, kann leicht geschluckt werden und kann passiv den gesamten GI-Trakt passieren, entlanggeschoben durch die natürliche Peristaltik.

[0034] Nichtsdestotrotz versteht man, dass die Vorrichtung jedwede Form aufweisen kann, die zum Einführen in ein Körperlumen oder eine -höhle und zum Passieren geeignet ist. Ferner kann die Vorrichtung der Erfindung an einem Instrument angebracht oder fixiert sein, das in Körperlumen und -höhlen eingeführt wird, wie einem Endoskop, einem Laparoskop, einem Stent, einer Nadel, einem Katheter etc.

[0035] Somit kann die Vorrichtung durch Schlucken, durch Verwenden einer endoskopischen Vorrichtung, durch Chirurgie usw. in ein Körperlumen oder eine -höhle eingeführt werden.

[0036] Eine geeignete CMOS-Bildgebungskamera **24** ist zum Beispiel ein CMOS-Bildgeber der Art einer "Kamera-auf-einem-Chip", wie er durch Given Imaging Ltd. aus Yokneam, Israel, spezifiziert und durch Photobit Corporation aus Kalifornien USA entworfen wurde, mit integrierten aktiven Pixelschaltungen und Nachverarbeitungsschaltungen (wie unter Bezugnahme auf [Fig. 2](#) weitergehender beschrieben wird). Die einzelne Chip-Kamera kann entweder Schwarz-weiß- oder Farbsignale bereitstellen.

[0037] Die CMOS-Bildgebungskamera **24** ist so entworfen, dass sie weniger empfindlich auf Licht in dem roten Spektrum als bekannte CMOS-Bildgebungskameras ist.

[0038] Das optische System **22** umfasst wenigstens eine Linse und optional Spiegel und/oder Prismen zum Sammeln und Parallelrichten rückgeworfenen Lichts auf die Pixel der CMOS-Bildgebungskamera **24**. Typischerweise umfasst das optische System eine asphärische fokussierende Linse. Eine geeignete Linse ist zum Beispiel die durch Given Imaging Ltd.

aus Yokneam, Israel, entworfene Linse gemäß spezifischer Parameter einer Objektebene, der Verzerrung und Auflösung.

[0039] Die Beleuchtungsquelle **23** übermittelt eine Beleuchtung an die Wände des Körperlumens über das optische Fenster **21**. Die Linse des optischen Systems **22** bündelt dann zurückgeworfenes Licht auf die Pixel der CMOS-Bildgebungskamera **24**.

[0040] Eine einzelne oder eine Mehrzahl von Lichtquellen, oder eine spezifische integrierte Lichtquelle können verwendet werden, und gemäß spezifischen Bildgebungserfordernissen positioniert sein, um z.B. Streulicht etc. zu vermeiden. Auch das optische Fenster **21** kann gemäß der Vorrichtungsform und gemäß spezifischen Bildgebungserfordernissen positioniert und geformt sein. Zum Beispiel können optimierte Bildgebungsbedingungen erhalten werden, wenn ein optisches Fenster **21** gebildet ist, um eine ellipsoidförmige Kuppel zu definieren, und das CMOS-Bildgebungs-Chip-Kamerasystem **24** und die Beleuchtungsquellen **23** in der Nähe der Brennebene der durch die optische Kuppel definierten Form positioniert sind. Die Schaffung der obigen Bildgebungsbedingungen ist in WO 00/76391 beschrieben, die dem gemeinsamen Rechtsnachfolger der vorliegenden Erfindung übertragen worden ist, und die hier durch Bezugnahme vollständig inkorporiert wird.

[0041] Die in der vorliegenden Erfindung abgebildeten In-Vivo-Stellen sind gewöhnlich sehr nahe an dem Bildgeber. Zum Beispiel bildet eine 11×30 mm Kapsel, die einen Dünndarm passiert und abbildet, die Darmwände aus einer sehr kurzen Entfernung ab. Es ist daher möglich, den Beleuchtungserfordernissen des Bildgebungsprozesses unter Verwendung von Festkörper-Beleuchtungsquellen, wie LEDs, zu genügen.

[0042] In einer Ausführungsform der Erfindung ist die Beleuchtungsquelle eine weiße LED. Das von der weißen LED emittierte weiße Licht hat einen kleinen Anteil von rotem Licht und einen noch kleineren Anteil von IR-Licht. Somit ist eine weiße LED günstig für die Verwendung bei Bildgebungssensoren auf Siliziumbasis (wie CMOS-Bildgebungskameras), wegen der Empfindlichkeit von Silizium gegenüber rotem und IR-Licht.

[0043] In einem System, das die CMOS-Bildgebungskamera der Erfindung mit ihrer verminderten Empfindlichkeit auf Licht in dem roten Spektrum und eine weiße LED Beleuchtungsquelle enthält, werden keine IR-Rückweisungsfilter (Photopische Filter) benötigt.

[0044] Ein geeigneter Sender kann einen Modulator, der das Videosignal (entweder digital oder analog) von der CMOS-Bildgebungskamera empfängt,

einen Frequenz-(RF)-Verstärker, einen Impedanzpasser und eine Antenne umfassen. Der Sender wird in [Fig. 4](#) weitergehender dargestellt.

[0045] Andere optionale Teile des Systems, ebenso wie das Verfahren zum Lokalisieren einer das System enthaltenden Kapsel innerhalb des Verdauungssystems können ähnlich zu dem in US 5,604,431 Beschriebenen sein (die dem gemeinsamen Rechtsnachfolger der vorliegenden Erfindung übertragen wurde, und die hierdurch in vollem Umfang durch Bezugnahme inkorporiert wird).

[0046] Die Vorrichtung **10** kann zusätzlich Sensorelemente zum Messen von pH-Wert, Temperatur, Druck etc. enthalten. Diese Sensorelemente, von denen einige im Stand der Technik beschrieben sind, können jedwede Elemente sein, die zum Messen von Bedingungen geeignet sind, die in dem Körperlumen vorherrschen (zum Beispiel dem Verdauungssystem), und die in der Lage sind, an der Vorrichtung angebracht oder in ihr aufgenommen zu sein.

[0047] Nun wird Bezug genommen auf [Fig. 2](#), in der ein schematisches Layout der CMOS-Bildgebungs-kamera dargestellt ist. Die CMOS-Bildgebungskamera **200** umfasst Schaltungen für aktive Pixel und für eine Nachverarbeitung auf einem einzigen Chip. Die CMOS-Bildgebungskamera **200** enthält eine Fotozelle **202** (die Pixel der CMOS-Bildgebungskamera), einen Correlated Double Sampler (CDS) **204**, einen Analog-zu-Digital-(A/D)-Wandler **206**, eine Verschlüsselungs- und Zufallserzeugungs- bzw. Randomisierungseinheit **208** und einen Zeiteinstellungserzeuger **210** zum Steuern und Synchronisieren der Schaltungselemente.

[0048] Durch ein optisches System gesammeltes Licht wird auf die CMOS-Bildgebungskamera **200** gerichtet und Photonen werden in Elektronen umgewandelt, wenn das Licht durch Fotozellen **202** absorbiert wird. Elektronen werden in einen elektrischen Strom umgewandelt und ein analoges Signal wird durch die Schaltungen für aktive Pixel erzeugt. Das Analogsignal wird für eine weitere Verarbeitung durch eine On-Chip-Nachverarbeitungsschaltung befördert. Das Signal wird durch den CDS **204** weiter verarbeitet. Der CDS **204** führt eine korrelierte Doppelabtastung zum Löschen von Rauschen und zum Signalschärfen durch, bevor das Signal an den A/D-Wandler befördert wird. Der A/D-Wandler **206** ist ein gewandelter serieller Ausgang A/D, der eine serielle Niederleistungsübermittlung von Signalen ermöglicht. Das Signal wird in ein digitales Signal umgewandelt und ferner zur Codierungs- und Randomisierungseinheit **208** zum Definieren von Rahmen und Zeilenparametern (Codieren) und zum Vorbereiten der Signale zum Senden (Randomisieren) befördert. Die Codierungs- und Randomisierungseinheit **208** randomisiert das Auftreten der digitalen "0" und "1"

Signale derart, dass eine Übermittlung nicht durch ein wieder auftretendes Signal von einem Typ behindert wird.

[0049] Die CMOS-Bildgebungskamera **200** wird von Given Imaging Ltd. aus Yokneam, Israel, spezifiziert und durch Photobit Corporation, Kalifornien, USA, gemäß einer auf eine In-Vivo-Bildgebung eingestellten Spezifizierung entworfen. Der CMOS-Bildgebungs-Chip braucht eine sehr geringe Leistung (weniger als 3 Milliwatt). Die Dynamik des Anstiegs des Dunkelstroms, der durch die Bildgebungskamera als eine Funktion der Temperatur erzeugt wird, ist geringer als die von Festkörperelementen, die aus dem Stand der Technik bekannt sind, so dass bei 37°C ein niedriger Anteil des Ausgangsvideosignals ein Dunkelstrom ist. Ferner weist die Bildgebungskamera, wie oben diskutiert, eine verminderte Empfindlichkeit auf Licht im roten Spektrum auf, was die Notwendigkeit nach photopischen Filtern vermindert.

[0050] Nun wird Bezug genommen auf [Fig. 3](#), in der eine Vorrichtung für In-Vivo-Bildgebung mit einer spezifischen integrierten Lichtquelle dargestellt ist. Vorrichtung **300** umfasst eine Bildgebungskamera **302**, ein optisches System (nicht gezeigt) zum Abbilden von In-Vivo-Bildern auf die CMOS-Bildgebungskamera **302** und eine integrierte Lichtquelle **304** zum Beleuchten einer Stelle in vivo. Die Vorrichtung **300** enthält ferner einen Sender **305** zum Senden von Videodata von der Bildgebungskamera **302** an einen Empfänger (nicht gezeigt). Der Sender **305** schafft eine Quelle hoher Spannung und hohen Stroms für die Lichtquelle **304**. Die integrierte Lichtquelle **304** ist mit dem Sender **305** durch verbindende Drähte **301** verbunden. Die elektrischen Komponenten der Vorrichtung werden durch eine in der Vorrichtung (nicht gezeigt) enthaltene Batterie mit Energie versorgt.

[0051] Die integrierte Lichtquelle **304** umfasst einen Streifen **306** einer Brechungskristallmatrix, die die CMOS-Bildgebungskamera **302** umgibt. Blaue LED-Chips **308**, die innerhalb der Brechungskristallmatrix des Streifens **306** eingeschlossen sind, sind entlang des Streifens **306** derart positioniert, dass eine Beleuchtung in einem Ring um die CMOS-Bildgebungskamera **302** herum bereitgestellt wird.

[0052] Blaue LED-Chips **308** können auch über den Streifen **306** derart verteilt sein, dass der gesamte Streifen **306** Licht emittiert.

[0053] Nun wird Bezug genommen auf [Fig. 4](#), in der ein Blockdiagramm des Senders dargestellt ist. Der Sender **400**, ein ASIC (anwendungsspezifischer integrierter Schaltkreis), der entworfen ist, um internationale Kommunikationsstandards (wie des FCC) zu erfüllen, arbeitet auf einem Modulationssystem mit Minimum-Shift-Keying (MSK) zum Bewirken einer Übermittlung von digitalen Signalen durch Antennen

426 und **427** auf Hochfrequenzen an ein Empfangssystem. Der Sender **400** steuert ebenso die Beleuchtung und den Bildgeber der Vorrichtung der Erfindung und die logische Umwandlung des Schalters (wie oben beschrieben). Der Sender **400** enthält eine Einmal-Programmireinheit **408** in Verbindung mit einem äußerem Programmiereingang **428**, einen Steuerungslogikblock **401** zum Kommunizieren mit dem Bildgeber, eine Nachlaufsynchrosierungsschleife (PLL) **402** in Verbindung mit einem Modulator **425**, optional einen LED-Leistungs- und Steuerungsblock **403** zum Steuern der Beleuchtung, einen Hauptoszillator **404** und einen Schalter **405**, der einen internen elektronischen Schalter **406** steuert.

[0054] Der Steuerungslogikblock **401** kommuniziert mit dem Bildgeber, liest vorprogrammierte Parameter und bildet in dem Programmiermodus die Schnittstelle zur "Außen"-Welt. Der Steuerungslogikblock **401** unterhält einen Mastertakt, wird synchronisiert durch Bit-Ratendaten **412** und die Rahmenrate **413**, und durch Steuerung **411**, die durch den Bildgeber erzeugt ist, und triggert den LED-Energie- und Steuerungsblock **403**. Der Steuerungslogikblock **401** steuert ferner den Mastertakt **414** und die Bildgeberabschaltung **415**.

[0055] Während einer Abschaltung sendet der Sender nur Bakensignale. Die Abschaltung ermöglicht eine wirtschaftliche Verwendung der Energieversorgung der Vorrichtung. Zum Beispiel kann in einer Vorrichtung, die zum Abbilden des Dünndarmes entworfen ist, der Sender **400** programmiert werden, eine zweistündige Verzögerung aufzuweisen, wobei während dieser Zeitspanne eine Abschaltung des Bildgebers und anderer Vorrichtungselektronik bewirkt wird. Zwei Stunden sind in bestimmten Patienten annähernd die Zeit, die benötigt wird, damit eine schluckbare Vorrichtung den Magen passiert und in den Dünndarm eintritt. Somit wird bei solchen Patienten die Vorrichtung Energie von der Batterie zum Sammeln von Bildern nur verwenden, wenn die Vorrichtung den Dünndarm erreicht hat.

[0056] Der PLL **402** ist ein Rückkopplungssystem, bezweckt zum automatischen Korrigieren von Driften in der übermittelten Frequenz. Der PLL **402** enthält einen Verteiler **424** zum schnellen Frequenzteilen, unabhängig von der Kanalfrequenz. Der Verteiler **424** kommuniziert mit einem Teiler **421**, der die Frequenz des Oszillators **404** teilt, um die Referenzfrequenz für den PLL durchzuführen. Der Teilungswert ist kanalabhängig. Der PLL **402** enthält auch einen Phasenfrequenzfänger (PFD) **422** zum Durchführen des Frequenzvergleichs und des Phasenvergleichs des PLLs, und eine Ladungspumpe **423** zum Durchführen der Form der Schleifenübermittlung der gesamten Schleife.

[0057] Der LED-Leistungs- und Steuerungsblock

403 enthält eine Hochspannungsquelle **432**, die durch einen äußeren Kondensator **431** gesteuert wird. Der LED-Leistungs- und Steuerungsblock **403** enthält auch eine Hochstromquelle **433**, und der Spitzengstromwert der LEDs wird durch den Widerstand gesteuert, der mit LedRes **435** verbunden ist.

[0058] Der Sender **400** wird durch einen äußeren magnetischen Schalter **405** gesteuert. Der Schalter **405** ist ein normalerweise offener (NO) Schalter, der durch einen äußeren Magneten geschlossen gehalten wird, wie oben beschrieben. Der Schalter **405** steuert einen internen elektronischen Schalter **406**, der die gesamte Vorrichtungselektronik steuert. Der Elektronischschalter **406** enthält einen Niederverlustschaltkreis zum Umwandeln der Logik des NO-Schalters **405** auf eine "normalerweise geschlossene" (NC) Logik, so dass, obwohl Schalter **405** ein NO-Schalter ist, er den Sender inaktiv hält, während er geschlossen ist.

[0059] Der Niederverlustschaltkreis verwendet nur 1%–3% der Batterieleistung pro Jahr, so dass der interne Elektronischschalter **406** kein signifikanter Faktor im Energieverbrauch der Vorrichtung ist.

[0060] In einer Ausführungsform der Erfindung ist die Vorrichtung eine schluckbare Kapsel mit einem optischen Fenster und umfasst eine CMOS-Bildgebungskamera, weiße LEDs, ein optisches System, einen Sender und eine Batterie. Die schluckbare Kapsel wird inaktiv gehalten, während sie in einer Verpackung mit einem Magneten enthalten ist, wie die magnetische Verpackung, die in PCT Anmeldung IL00/00752 beschrieben ist (die dem gemeinsamen Rechtsnachfolger der vorliegenden Erfindung übertragen wurde und hiermit in ihrem ganzen Umfang durch Bezugnahme inkorporiert wird). Kurz vor der Verwendung wird die Verpackung mit dem Magneten entfernt, womit dem Schalter **405** erlaubt wird, sich zu öffnen, wodurch der Sender aktiviert, und mit ihm der Betrieb des Bildgebers und der Beleuchtung eingeleitet wird.

[0061] Die Eingangsbandbreite der Information in dem Sender **400** ist über 1,35 Megabit pro Sekunde. Ein derartiger Sender mit niedriger Leistung und hoher Eingangsbandbreite zum Übermitteln von Videodaten ist bislang im Stand der Technik nicht aufgezeigt worden.

[0062] Nun wird Bezug genommen auf [Fig. 5](#), in der ein Blockdiagramm des Verfahrens der Erfindung dargestellt ist. Das Verfahren zur In-Vivo-Bildgebung schließt die folgenden Schritte ein: Beleuchten einer Stelle in vivo (**502**); Sammeln zurückgeworfenen Lichtes auf Pixel einer CMOS-Bildgebungskamera, wodurch ein Analogsignal erzeugt wird (**504**); Umwandeln des analogen Signals in ein Digitalsignal (**506**); Zufallserzeugen bzw. Randomisieren des digi-

talen Signals (**508**); Senden des digitalen Signals an ein Empfangssystem (**510**) und Verarbeiten der übermittelten Signale, um Bilder der In-Vivo-Stelle zu erhalten (**512**).

[0063] Der Schritt des Beleuchtens (**502**) ist vorzugsweise durch Verwenden weißer LEDs zum Beleuchten der Stelle in vivo ausgeführt. Die Beleuchtung kann kontinuierlich oder alternierend sein, gemäß spezifischer Anforderungen des Systems.

[0064] Das Sammeln von Licht, das von der Stelle in vivo zurückgeworfen wurde (**504**) und sein Richten auf die Pixel eines CMOS-Bildgebungs-Chips wird erreicht durch Verwenden eines optischen Systems, das eine Linse umfasst, und das ferner jedweden geeigneten Kollimator umfassen kann.

[0065] Das Umwandeln des Analogsignals in ein Digitalsignal (**506**) wird vorzugsweise auf eine serielle Weise bewirkt.

[0066] Zufallserzeugen bzw. Randomisieren des digitalen Signals (**508**), nämlich das Randomisieren des Auftretens der digitalen Signale ("0" und "1") wird durchgeführt, so dass eine Übermittlung nicht durch ein wiederauftretendes Signal von einem Typ gestört wird.

[0067] Die Übermittlung des Signals (**510**) wird erreicht durch Verwenden von Hochfrequenzen (annahernd 432–434 MHz) bei einer Rate von zwei bis acht Rahmen pro Sekunde auf eine Anordnung von Antennen, die am Körper eines Patienten angebracht sind. Die Antennen erlauben eine Bilderfassung und werden auch verwendet zum Berechnen und Anzeigen der Position des Bildgebers im Körper des Patienten. Ein Beispiel der Berechnung und Anzeige der Position des Bildgebers in dem Körper des Patienten wird in der oben erwähnten US 5,604,531 bereitgestellt.

[0068] Das Verarbeiten von Signalen (**512**) kann durch Verwenden geeigneter Prozessoren und Software ausgeführt werden. Zum Beispiel wird die RAPID-Software (proprietäre Software, entwickelt und im Eigentum von Given Imaging Ltd. aus Yokneam, Israel) verwendet, um ein Videoclip von Bildern zu erhalten, die aus dem Inneren des GI-Traktes erfasst werden. Der Videoclip kann mit der Bahn der Bildgebungsvorrichtung synchronisiert werden, wie sie durch den GI-Trakt läuft, um eine Lokalisierung der Vorrichtung in dem GI-Trakt zu ermöglichen.

[0069] Zusätzlich können eine Mehrzahl von Empfangsantennen verwendet werden, die zu der Stelle bewegt werden können, die beste Empfangsbedingungen ermöglicht.

[0070] Die Bilder können in einem kleinen tragbaren

Rekorder gespeichert werden, der an einem Gurt getragen wird, und später für eine Analyse und Wiedergewinnung heruntergeladen werden. Zusätzlich kann der Empfänger direkt mit einem stationären Datenrekorder verbunden werden.

[0071] Experimente wurden durchgeführt mit einer 11 × 30 mm Kapsel mit einem CMOS-Bildgebungs-Chip und Miniaturprozessor, weißen LED-Lichtquellen, einer Linse kurzer Brennweite und einem Miniatussender und Antenne. Die durch Silberoxidbatterien mit Energie versorgte Kapsel wurde schluckt, und mehr als fünf Stunden kontinuierliche Aufzeichnung von Bildern aus dem Gastrointestinaltrakt wurde erhalten.

[0072] Eine Live-Übermittlung von Videobildern guter Qualität wurde für eine Zeitspanne von mehr als sechs Stunden bei gehfähigen Hunden erhalten.

[0073] Mit Zulassung des Ethik-Komitees wurde eine Studie mit menschlichen Freiwilligen durchgeführt. Es war leicht die Kapsel zu schlucken. Bewegte Bilder wurden aus dem Magen und Dünndarm erhalten. Es wurden keine Unannehmlichkeiten verspürt. Das optische Fenster blieb über die gesamte Übermittlung hindurch klar.

[0074] Eine trigonometrische Analyse der Signalsstärke erlaubte ein kontinuierliches Überwachen der Kapselposition. Eine Bildgebung des Dünndarmes wurde in zwei Stunden erfolgreich abgeschlossen.

[0075] Fachleute erkennen, dass die vorliegende Erfindung nicht auf das beschränkt ist, was besonders gezeigt wurde und zuvor beschrieben wurde. Vielmehr wird der Schutzbereich der vorliegenden Erfindung nur durch die folgenden Ansprüche definiert:

Schutzansprüche

1. Schluckbare Kapsel zur Bildgebung des Gastrointestinaltrakts, wobei die Kapsel umfasst:
 - eine Kuppel;
 - einen Bildgeber, der sich hinter der Kuppel befindet;
 - eine Vielzahl von Lichtquellen, die sich hinter der Kuppel befinden;
 - ein optisches System, das durch einen Abstand von der Kuppel getrennt ist und Licht auf den Bildgeber bündelt;
 wobei die Lichtquellen eingerichtet sind, Licht durch die Kuppel und nicht durch das optische System zu strahlen.

2. Kapsel nach Anspruch 1, wobei das optische System und die Lichtquellen sich im wesentlichen in der gleichen Ebene befinden, und der Bildgeber sich relativ zur Kuppel an einem Punkt hinter dem optischen System befindet.

3. Kapsel nach Anspruch 1 oder 2, wobei das optische System eingerichtet ist, ein Bild auf den Bildgeber zu bündeln.

4. Kapsel nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei das optische System eine Linse umfasst.

5. Kapsel nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die Kuppel ein optisches Fenster umfasst.

6. Kapsel nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Lichtquellen eine LED umfassen.

7. System zur Bildgebung des Gastrointestinaltrakts, wobei das System eine schluckbare Kapsel nach einem der Ansprüche 1 bis 6 umfasst, sowie ein Empfangssystem, wobei die schluckbare Kapsel einen Sender umfasst, und das Empfangssystem eine Antenne umfasst, die am Körper eines Patienten anbringbar ist.

8. Schluckbare Kapsel zur Bildgebung des Gastrointestinaltrakts, wobei die Kapsel umfasst:

- einen Bildgeber;
- einen Sender; und
- eine LED, welches weisses Licht erzeugt.

9. Kapsel nach Anspruch 8, umfassend eine Energiequelle.

10. Kapsel nach Anspruch 8 oder 9, wobei die LED eingerichtet ist, alternierend zu leuchten.

11. Kapsel nach einem der Ansprüche 8 bis 10, umfassend eine Vielzahl von LEDs, die weisses Licht erzeugen.

12. Schluckbare Kapsel zur Bildgebung des Gastrointestinaltrakts, wobei die Kapsel umfasst:

- eine Bildgebungskamera; und
- ein Beleuchtungselement, das konfiguriert ist, um Beleuchtung in einem Ring um die Bildgebungska-
mera bereitzustellen.

13. Kapsel nach Anspruch 12, wobei das Beleuchtungselement eine Vielzahl von in einem Ring angeordneten LEDs enthält.

14. Kapsel nach Anspruch 12 oder 13, umfas-
send einen Sender zum Senden des Ausgangssig-
nals der Bildgebungskamera.

15. Kapsel nach einem der Ansprüche 12 bis 14,
wobei das Beleuchtungselement eine Quelle weißen
Lichts enthält.

16. Kapsel nach einem der Ansprüche 12 bis 15,
umfassend ein kuppelförmiges optisches Fenster,
wobei sich das Beleuchtungselement hinter dem op-
tischen Fenster befindet.

17. Schluckbare Kapsel zur Bildgebung des Gastrointestinaltrakts, wobei die Kapsel umfasst:
– eine Bildgebungskamera; und
– ein in einem Ring konfiguriertes Beleuchtungsele-
ment.

18. Schluckbare Kapsel nach Anspruch 17, wo-
bei das Beleuchtungselement eine Vielzahl von LEDs
enthält.

19. Schluckbare Kapsel zur Bildgebung des Gastrointestinaltrakts, umfassend:
– eine CMOS-Bildgebungskamera;
– eine Beleuchtungsquelle zur Beleuchtung des Gas-
trointestinaltrakts;
– ein optisches System zur Abbildung des Gastroin-
testinaltrakts auf die CMOS-Bildgebungskamera;
und
– einen Sender zum Senden des Videoausgangssig-
nals der CMOS-Bildgebungskamera.

20. Schluckbare Kapsel nach Anspruch 19, wo-
bei die Beleuchtungsquelle eine LED enthält.

21. Schluckbare Kapsel nach Anspruch 19 oder
20, wobei das optische System eine Linse umfasst.

22. Schluckbare Kapsel nach einem der Ansprü-
che 19 bis 21, wobei der Sender ein Hochfre-
quenz-Sender ist.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

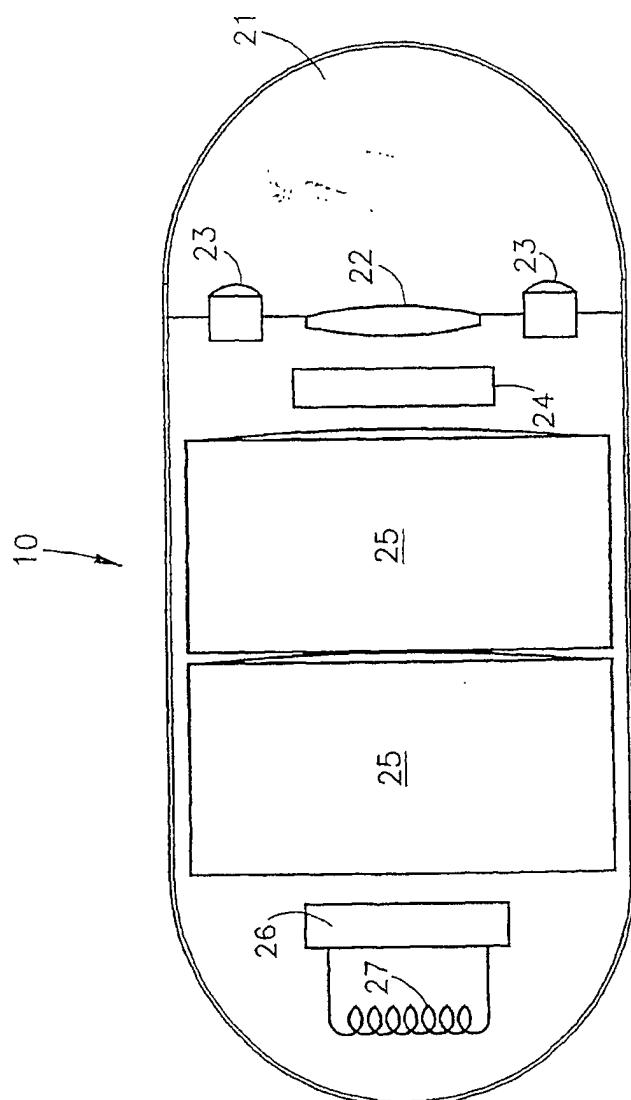


FIG.1

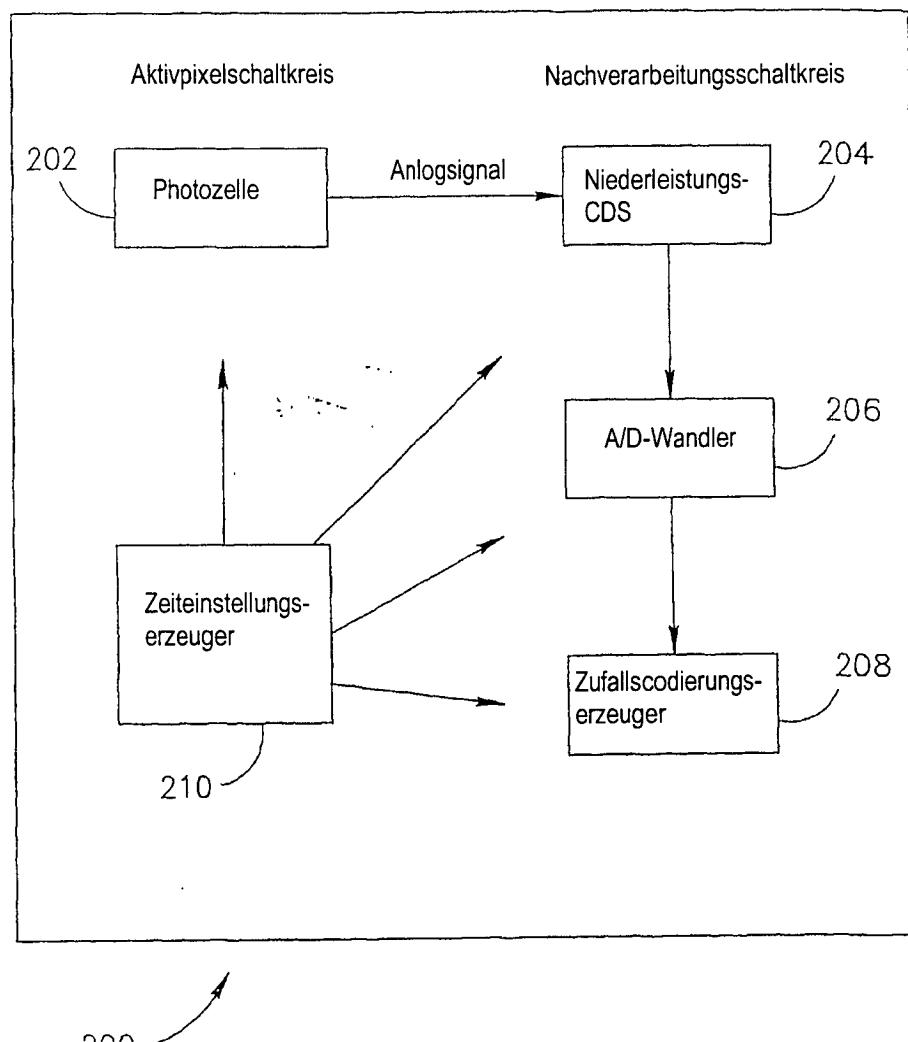


FIG.2

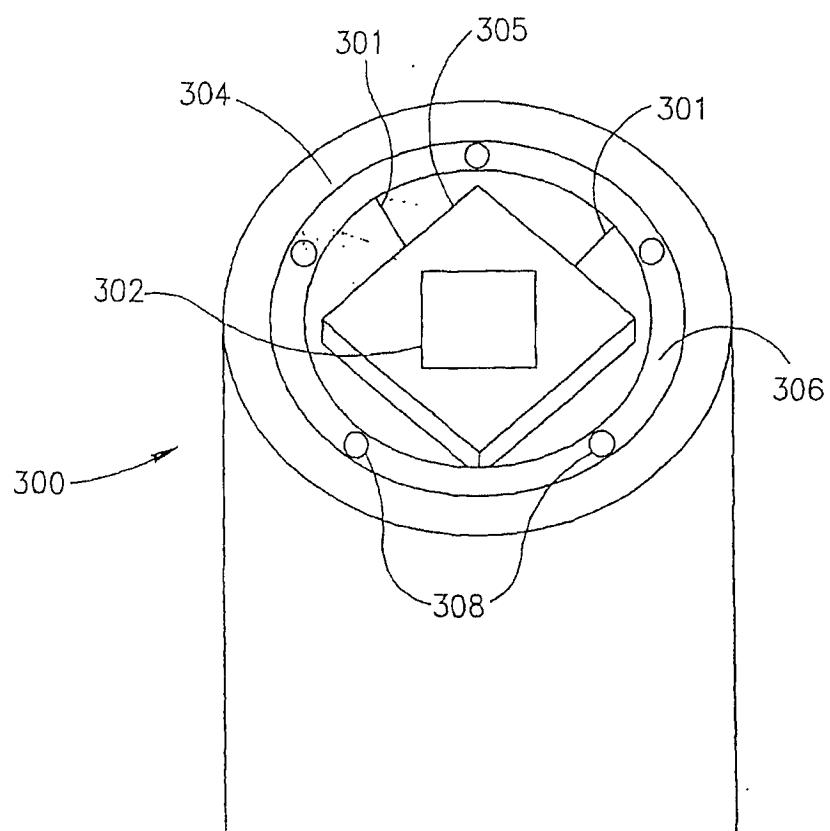


FIG.3

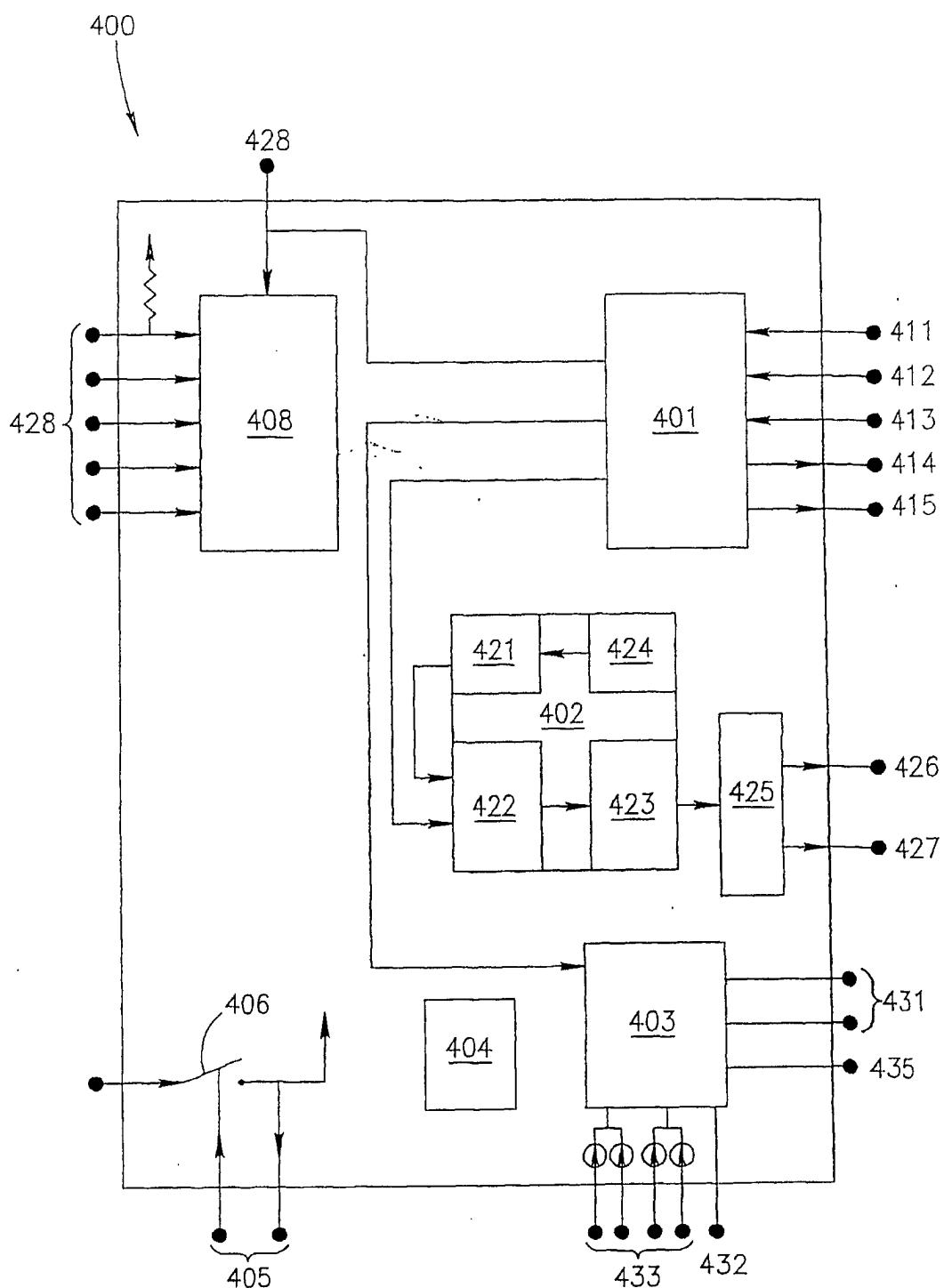


FIG.4

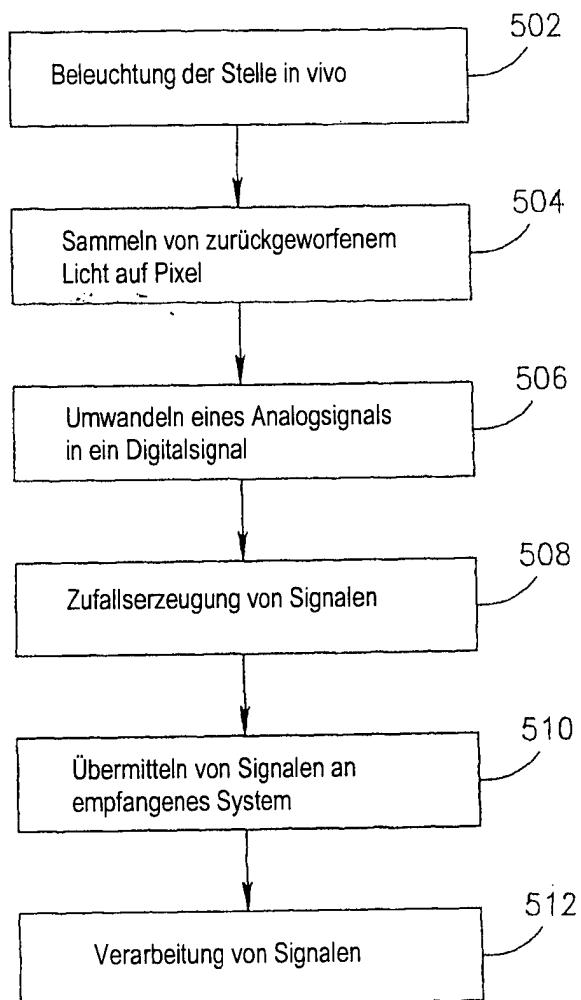


FIG.5