PCT WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales Büro

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

(51) Internationale Patentklassifikation 6 :		(11) Internationale Veröffentlichungsnummer:
G01S 13/56, 7/41	A1	WO 95/20170
		(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 27. Juli 1995 (27.07.95)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE95/00062

(22) Internationales Anmeldedatum: 20. Januar 1995 (20.01.95)

(30) Prioritätsdaten:
G 94 00 950.3 U 20. Januar 1994 (20.01.94) DE

(71) Anmelder *(für alle Bestimmungsstaaten ausser US)*: SELECTRONIC VERTRIEBSGESELLSCHAFT FÜR SICHERHEITSTECHNIK UND SONDERELEKTRONIK MBH [DE/DE]; Berliner Strasse 109, D-14542 Werder/Havel (DE).

(72) Erfinder; und
(75) Erfinder/Anmelder *(nur für US)*: SCHMIDT, Gerd, Jürgen [DE/DE]; Jahnstrasse 7, D-60318 Frankfurt am Main (DE).

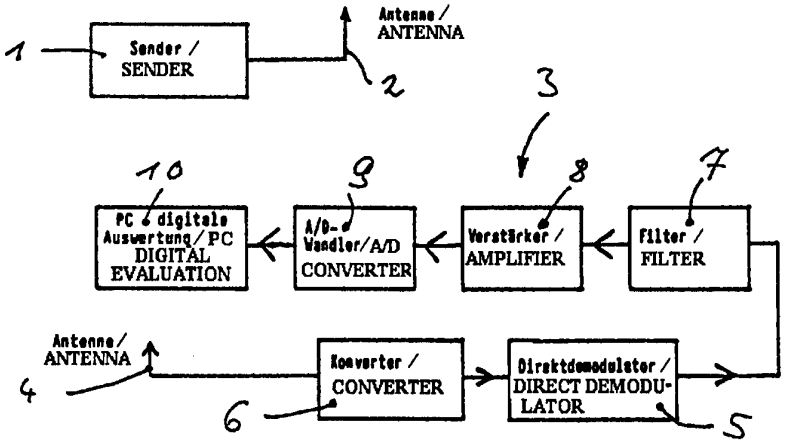
(74) Anwalt: HERDEN, Andreas; Blumbach, Kramer & Partner, Sonnenberger Strasse 100, D-65193 Wiesbaden (DE).

(81) Bestimmungsstaaten: AM, AU, BB, BG, BR, BY, CA, CN, CZ, CZ (Gebrauchsmuster), DE, DE (Gebrauchsmuster), DK, DK (Gebrauchsmuster), FI, FI (Gebrauchsmuster), GE, HU, JP, KG, KP, KR, KZ, LK, LT, LV, MD, MG, MN, NO, NZ, PL, RO, RU, SI, SK, SK (Gebrauchsmuster), TJ, TT, UA, US, UZ, VN, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, ML, MR, NE, SN, TD, TG), ARIPO Patent (KE, MW, SD, SZ).

Veröffentlicht
Mit internationalem Recherchenbericht.

(54) Title: PROCESS AND DEVICE FOR SENSING LIVING BODIES

(54) Bezeichnung: VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR ERFASSUNG LEBENDER KÖRPER



(57) Abstract

A process and device are disclosed for sensing living bodies, in particular for sensing living human bodies, by means of electromagnetic signals and a receiver for electromagnetic signals. The detection of vital functions allows persons buried alive to be found and survivors to be distinguished from corpses, thus saving precious time. The invention is also suitable for monitoring buildings or for sensing patient vital functions. The receiver (3) for electromagnetic signals has a device for extracting the frequency components characteristic of living bodies from the electromagnetic signals.

(57) **Zusammenfassung**

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zum Erfassen lebender Körper, insbesondere zur Erfassung lebender menschlicher Körper, mit Hilfe elektromagnetischer Signale und einer Empfangseinrichtung für elektromagnetische Signale, bei welcher die Lebensfunktionen entweder zur Ortung verschütteter und dabei der Unterscheidung lebender Personen von leblosen und dem Einsparen wertvoller Zeit dient, zur Gebäudeüberwachung eingesetzt wird oder der Erfassung von Vitalfunktionen von Patienten dient, wobei die Empfangseinrichtung (3) für elektromagnetische Signale eine Einrichtung zur Gewinnung von für lebende Körper charakteristischen Frequenzanteilen aus den elektromagnetischen Signalen umfaßt.

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	**GA**	Gabon	**MR**	Mauretanien
AU	Australien	**GB**	Vereinigtes Königreich	**MW**	Malawi
BB	Barbados	**GE**	Georgien	**NE**	Niger
BE	Belgien	**GN**	Guinea	**NL**	Niederlande
BF	Burkina Faso	**GR**	Griechenland	**NO**	Norwegen
BG	Bulgarien	**HU**	Ungarn	**NZ**	Neuseeland
BJ	Benin	**IE**	Irland	**PL**	Polen
BR	Brasilien	**IT**	Italien	**PT**	Portugal
BY	Belarus	**JP**	Japan	**RO**	Rumänien
CA	Kanada	**KE**	Kenya	**RU**	Russische Föderation
CF	Zentrale Afrikanische Republik	**KG**	Kirgisistan	**SD**	Sudan
CG	Kongo	**KP**	Demokratische Volksrepublik Korea	**SE**	Schweden
CH	Schweiz	**KR**	Republik Korea	**SI**	Slowenien
CI	Côte d'Ivoire	**KZ**	Kasachstan	**SK**	Slowakei
CM	Kamerun	**LI**	Liechtenstein	**SN**	Senegal
CN	China	**LK**	Sri Lanka	**TD**	Tschad
CS	Tschechoslowakei	**LU**	Luxemburg	**TG**	Togo
CZ	Tschechische Republik	**LV**	Lettland	**TJ**	Tadschikistan
DE	Deutschland	**MC**	Monaco	**TT**	Trinidad und Tobago
DK	Dänemark	**MD**	Republik Moldau	**UA**	Ukraine
ES	Spanien	**MG**	Madagaskar	**US**	Vereinigte Staaten von Amerika
FI	Finnland	**ML**	Mali	**UZ**	Usbekistan
FR	Frankreich	**MN**	Mongolei	**VN**	Vietnam

Verfahren und Vorrichtung zur Erfassung lebender Körper

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, ein Verfahren nach dem Oberbegriff des Anspruchs 13 sowie Verwendungen des Verfahrens und/oder der Vorrichtung.

Die Erfassung lebender Körper, insbesondere lebender menschlicher Körper, wird bei nachfolgender Beschreibung als Feststellung der Anwesenheit von Körpern in lebendem Zustand verstanden. Diese Erfassung ist wichtig z.B. bei der Suche nach Verschütteten infolge von Naturkatastrophen oder bei Unfällen, falls weder Sicht- noch Hörkontakt zu den Verschütteten besteht. Da die Zeitdauer des Überlebens begrenzt ist, kommt der zügigen Feststellung, ob noch lebende Verschüttete existieren, und der Bergung dieser Verschütteter nach Ortung große Bedeutung zu. Unter "Ortung" wird bei nachfolgender Beschreibung die Feststellung des Aufenthaltsortes verstanden.

Die bisher verwendeten Verfahren und Vorrichtungen zur Erfassung oder Ortung Verschütteter generell nicht in der Lage, noch lebende Verschüttete von toten zu unterscheiden.

Der Einsatz von Suchhunden ist zeitlich nur begrenzt möglich, ein konzentriert arbeitendes Tier bedarf erfahrungsgemäß nach 2 bis 3 Stunden einer ausgedehnten Erholungsphase, welches zur Unterbrechung der Suche führt. Darüber hinaus sind die Tiere, da bei diesen der Geruchssinn

im Vordergrund steht, nicht in der Lage, nur nach noch Lebenden zu suchen, weshalb durch die Bergung Toter oft kostbare Zeit verlorengeht, die der Bergung noch Lebender nicht mehr zur Verfügung steht.

Horcheinrichtungen zur Aufnahme von Klopf- oder Lebenszeichen versagen bei Bewußtlosen. Zusätzlich ist durch Reflexion des Schalls im Haufwerk eine fehlerfreie Ortung häufig nicht möglich.

Zur verbesserten Ortung nach Lawinenunglücken ist es bekannt, Sendeeinrichtungen am Körper zu tragen, die nach dem Verschütten anhand der ausgesandten elektromagnetischen Strahlung eine Ortung ermöglichen.

Derartige Einrichtungen erlauben jedoch keinen Rückschluß auf die Lebensfunktionen der Träger und stehen bei Unfällen oder bei Verschüttungen aufgrund von Naturkatastrophen in der Regel nicht zur Verfügung.

Es besteht somit Bedarf an verbesserten Ausrüstungen und Verfahren zur Erfassung lebender Körper, insbesondere lebender menschlicher Körper, um durch eine qualifiziertere Bergung der noch Lebenden schneller und zielgerichteter Vorgehen zu können.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1 sowie ein Verfahren nach dem Oberbegriff des Anspruchs 14 so weiterzubilden, daß unter Vermeidung vorstehend beschriebener Nachteile die erwünschten verbesserten Bergungsmöglichkeiten bereitgestellt werden.

Diese Aufgabe wird durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 1 sowie ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 13 gelöst.

Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen sowie Verwendungen des Verfahrens und der Vorrichtung sind den Unteransprüchen zu entnehmen.

Die Erfinder haben festgestellt, daß lebende Körper, somit auch lebende menschliche Körper, in der Regel durch

ihren Herzschlag sowie ihre Atemtätigkeit hochfrequente elektromagnetische Signale in überraschender Weise auch über größere Abstände beeinflussen. Da bei Bewußtlosen Herzschlag und in den meisten Fällen auch noch Atemtätigkeit vorliegt, können diese Funktionen für die Zwecke vorliegender Erfindung als Indiz für das Vorhandensein von Leben angesehen.

Da diese Lebensfunktionen in der Regel innerhalb bekannter Frequenzbereiche ablaufen, die bei der menschlichen Herzfrequenz von etwa 0,5 bis 3,4 Hz liegen können und normalerweise bei etwa 1 bis 2 Hz liegen, bei Atmung zwischen 0,1 bis 1,5 Hz reichen können, werden hierdurch charakteristische Frequenzintervalle definiert, die sich deutlich von denjenigen anderer Lebewesen unterscheiden, wie beispielsweise von den häufiv vor Ort eingesetzten Suchhunden.

In jedem Falle erscheint ein Frequenzbereich von 0,01 bis 10 Hz alle für die Lebensfunktionen eines Körpers interessierenden Frequenzen zu umfassen.

Es konnte gezeigt werden, daß lebende menschliche Körper, die von elektromagnetischer Strahlung durchdrungen werden, dieser Strahlung eine nachweisbare Phasenmodulation mit vorstehend beschriebenen Frequenzen aufprägen. Es kommt somit bei monofrequenter Durchstrahlung zu Seitenbändern des elektromagnetischen Trägersignals, die im wesentlichen um vorstehende Frequenzen zur abgestrahlten Grundfrequenz verschoben sind.

Überraschend war die Erkenntnis, daß auch ohne abgestrahlte Sendeleistung lediglich die Empfangseinrichtung zusammen mit der Einrichtung zur Gewinnung der für lebende Körper charakteristischen Frequenzanteile in der Lage war, den erwünschten Nachweis zu erbringen.

Dies bedeutet, daß bereits das Vorhandensein eines lebenden Körpers zumindest in der Nähe der Empfangseinrichtung zu nachweisbaren Signalanteilen in den erwähnten Frequenzbereichen führt, ohne daß dabei eine Durchstrahlung mit einem Trägersignal vorgenommen werden mußte.

Darüber hinaus ist es möglich, anhand empfangener und auch verarbeiteter Signale eine Aussage über die Anzahl der georteten Personen zu treffen. Hierbei wird das Prinzip der biologischen Vielfalt sowie Spezifität genutzt, auf Grund dessen sich die Herz- und Atemfrequenzmuster verschiedener Personen unterscheiden. Ab einer Personenzahl von vier kann jedoch durch eine Frequenzüberlagerung der jeweiligen Frequenzen im allgemeinen nicht mehr eindeutig unterschieden werden. Ab dieser Personenzahl ist dann nur noch die Aussage möglich: 'Es sind mindestens vier Personen anwesend'.

Die Erfinder waren bereits mit der Empfangseinrichtung für elektromagnetische Signale und der Einrichtung zur Gewinnung von für lebende Körper charakteristischen Frequenzanteilen ohne zusätzliche abgestrahlte Signale in der Lagen lebende Körper bis zu mehr als 3 m Entfernung oder in etwa der Entfernung eines Gebäudestockwerks sicher zu erfassen.

In der einfachsten Ausführungsform der Erfindung reichte bereits der später beschriebene Direktdemodulator in Form eines Diodendirektempfängers für den Empfang der für lebende Körper charakteristischen Frequenzanteile aus.

Man setzte später zusätzlich Sender ein, mit welchen eine Durchstrahlung des Erfassungsgebietes vorgenommen wurde, und empfing reflektierte, transmittierte oder gestreute Strahlung, deren Untersuchung auf vorstehende Frequenzanteile den Nachweis für das Vorhandensein lebender Körper lieferte.

Um elektromagnetische Strahlung noch durch dichtes Haufwerk selbst in einiger Entfernung empfangen zu können, wurden Frequenzen der elektromagnetischen Strahlung von einigen hundert Megahertz bis etwa 10 Gigahertz eingesetzt, die eine hohe Eindringtiefe sicherstellten.

Diese Strahlung erfuhr eine Phasenmodulation, die dem hochfrequenten Trägersignal um einige Hertz verschobene Seitenbänder zufügte. Ein Nachweis derart nahe beieinander liegender Frequenzbänder hätte mit herkömmlichen

Empfangstechniken kurzzeitstabile Oszillatoren mit Abweichungen von weniger als 10^{-12} erfordert, was bisher bei vertretbarem Aufwand als unerreichbar galt. Dieses Problem wird durch die geringen empfangenen Signalleistungen weiter verschärft.

Nachfolgend werden einige der Vorteile der in den Unteransprüchen beschriebenen Ausführungsformen erläutert.

Der Übergang von Erfassung zur Ortung wird ermöglicht durch eine Empfangsantenne mit definierter Richtcharakteristik, die zur optimalen Anpassung an das räumliche Suchgebiet möglichst kleine Neben- oder Seitenkeulen, eine große Vorwärtskeule und eine so kleine Rückwärtskeule wie möglich aufweist.

Zunächst erscheint die Verwendung bekannter Phasendemolulatoren als naheliegend. Bekannt sind Homodyn-, Heterodyn-, PLL- (Phase Locked Loop-, phasenverrastete Schleifen-) Verfahren sowie die Anregung der Flanke eines lokalen Schwingkreises. Es hat sich jedoch herausgestellt, daß keines der vorstehenden Verfahren in der Lage war, mit für eine portable Anwendung vertretbarem und für eine stationäre Anwendung kostengünstigem Aufwand die erwünschten Ergebnisse zu liefern. Erst der Einsatz eines Direkt-Demodulators, mit welchem eine direkte Trennung der Modulationsfrequenz von der modulierten Frequenz ermöglicht wird, führte zu den gewünschten Ergebnissen. Es wird jedoch davon ausgegangen, daß bei entsprechendem apparativem Aufwand sowie verbesserten Schaltungsanordnungen vorstehende Verfahren im Rahmen vorliegender Erfindung anwendbar werden können.

Mit einem Bauelement mit nichtlinearer Strom/ Spannungskennlinie als frequenzselektivem Element konnte die Demodulation der interessierenden Frequenzanteile erreicht werden. Als Element mit nichtlinearer Kennlinie konnte eine Diode, ein bipolarer oder ein Feldeffekttransistor mit Erfolg verwendet werden.

Diese Bauteile sind sowohl preisgünstig erhältlich als auch unkristisch bei ihrer Verwendung. Der optimale Arbeitsbereich dieser Bauteile von etwa 100 kHz bis 200 MHz konnte bei höheren Empfangsfrequenzen durch eine dem Demodulator vorgeschaltete Frequenzumsetzeinrichtung genutzt werden. Diese Frequenzumsetzeinrichtung fügte dem Signal zwar tolerierbare Verzerrungen im Zeitbereich hinzu, überlagerte jedoch nur geringes zusätzliches Rauschen.

Mit einer Sendeeinrichtung zum Senden eines elektromagnetischen Trägersignals mit festgelegter Frequenz konnte das zu empfangende Signal angehoben werden; höchste Aufmerksamkeit mußte jedoch der Stabilität der Trägerfrequenz gewidmet werden, um unerwünschte Modulationen im interessierenden Frequenzbereich auszuschließen. Eine einfache quarzstabilisierte analoge Sendeschaltung mit einem Schwingkreis hoher Güte zeigte sich überaschenderweise nach ausreichender Einschwingzeit als geeigneter Oszillator.

Unter Verwendung einer Sendeantenne mit festgelegter Richtcharakteristik wird zusammen mit der Empfangsantenne eine Art Kreuzpeilung erreicht und die Ortung nicht nur in einer Raumrichtung, sondern in definierten dreidimensionalen Raumbereichen möglich.

Diese Ortung kann bei homogenem Haufwerk oder in freier Umgebung erfolgreich eingesetzt werden. Hierdurch wird das erfindungsgemäße Verfahren und die erfindungsgemäße Vorrichtung ebenfalls zur Objektüberwachung und/oder -sicherung verwendbar. Die speziellen Ausführungsbeispiele zeigen an späterem Ort dieser Beschreibung sowohl eine portable als auch eine stationäre Überwachungsanordnung.

Der Einsatz eines analogen Abtastfilters zeigte anders als hochfrequente digitale Filtern keinerlei abträgliche zusätzliche Frequenzkomponenten und trug maßgeblich mit zur Qualität des erhaltenen Signals bei. Zusätzliche unerwünschte Signalanteile, wie z.B. Rauschen und überlagerte Störungen, wurden durch Begrenzung der Bandbreite des elektromagnetischen

Signals vor der Abtastung und vor der A/D-Wandlung zu hohen Frequenzen hin vermieden.

Wichtig war auch der Einsatz eines analogen Hochpaßfilters zum Vermeiden niederfrequenter Anteile des frequenzabhängigen 1/f-Rauschens des Sendeoszillators und interner Baugruppen.

Das unerwartet gute Funktionieren der erfindungsgemäßen Vorrichtung sowie des erfindungsgemäßen Verfahrens läßt deren Verwendung auch auf anderen Gebieten zu.

Im Justizvollzug oder der Psychiatrie können suizidgefährdete Personen überwacht werden, ohne daß es der ständigen Aufsicht durch Betreuungspersonal bedarf.

Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen anhand beispielhafter Ausführungsformen im einzelnen beschrieben.

Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung der Hauptbaugruppen einer Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung,

Fig. 2 eine schematische Darstellung einer einfacheren Ausführungsform der erfindungsgemäßen Einrichtung mit deren Hauptbestandteilen,

Fig. 3 eine schematische Darstellung des Aufbaus der Auswertekette,

Fig. 4 und 4a ein Flußdiagramm der implementierten Bearbeitungsschritte,

Fig. 5 und 6 spektrale Darstellungen von mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung erfaßten elektromagnetischen Signalen mit für lebende Körper charakteristischen Frequenzanteilen,

Fig. 7 einen Diodendirektempfänger ohne vorgeschalteten Konverter,

Fig. 8a ein Schaltbild eines analogen Hochpaßfilters und eines als Tiefpaß ausgebildeten Anti-Aliasing-Filters,

Fig. 8b ein Schaltbild der Spannungssymmetrisierung,

Fig. 9 eine Übersichtsdarstellung zu den Fig. 11 bis 14, in welchen eine zweite transportable erfindungsgemäße Ausführungsform dargestellt ist,

Fig. 10 eine Übersichtsdarstellung zu den Fig. 15 bis 17, in welchen eine dritte, in einer rechteckförmigen Wanne ortsfest angeordnete erfindungsgemäße Ausführungsform dargestellt ist,

Fig. 11 ein Bedienpanel der zweiten erfindungsgemäßen Ausführungsform von oben,

Fig. 12 eine Schnittdarstellung entlang der Linie A-A aus Fig. 14,

Fig. 13 eine Schnittdarstellung entlang der Linie B-B aus Fig. 14,

Fig. 14 eine Schnittdarstellung entlang der Linie C-C aus Fig. 12,

Fig. 15 eine Schnittdarstellung der dritten erfindungsgemäßen Ausführungsform entlang der Linie F-F aus Fig. 16,

Fig. 16 eine Schnittdarstellung der dritten erfindungsgemäßen Ausführungsform entlang der Linie D-D aus Fig. 17,

Fig. 17 eine Schnittdarstellung der dritten erfindungsgemäßen Ausführungsform entlang der Linie E-E aus Fig. 16.

Nachfolgend wird die Erfindung zunächst allgemeiner und infolge detaillierter anhand einzelner Ausführungsformen beschrieben.

Fig. 1 zeigt eine Anordnung mit einem Sender 1 und einer Sendeantenne 2, die auf einer festen Frequenz senden, welche vorzugsweise im Bereich einiger 100 MHz bis etwa 10 GHz liegt.

Die Sendeantenne 2 hat vorzugsweise eine keulenförmige, festgelegte Richtcharakteristik. Der Sender 1 und die Sendeantenne 2 sind je nach Ausführungsform der Erfindung als portable Einheit ausgebildet oder stationär montiert.

Die im Ganzen mit 3 bezeichnete Empfangseinrichtung, die in einer einfacheren Ausführungsform in Fig. 2 dargestellt ist, umfaßt eine Empfangsantenne 4, die mit einem Direktmodulator 5 verbunden ist, der aus dem empfangenen elektromagnetischen Signal die für lebende Körper charakteristischen Frequenzanteile demoduliert. Diese Demodulation wird als Phasen- oder Frequenzdemodulation durchgeführt und kann bereits am Ausgang des Direktdemodulators 5 die erwünschten Frequenzanteile bereitstellen.

Gegenüber der in Fig. 7 dargestellten Ausführungsform des Direktdemodulators kann dieser auch aus einer Gleichrichterbrücke bekannter Bauart bestehen, die zu einem spannungsverdoppelten oder spannungsvervierfachten Nutzsignal führt.

In weiterer Ausgestaltung umfaßt die Empfangseinrichtung 3 eine dem Demodulator 5 vorgeschaltete Frequenzumsetzeinrichtung 6, die als Konverter oberhalb von ca. 200 Megahertz bis Terrahertz empfangende Signale in Frequenzbereiche umsetzt, bei welchen der Direktdemodulator 5 erhöhte Empfangsleistungen zeigt. Bei Verwendung von Dioden, einem bipolaren oder einem Feldeffekttransistor liegt dieser geeignete, abwärts konvertierte, optimale Arbeitsbereich bei etwa 100 kHz bis 200 MHz.

Dem Direktdemodulator nachgeschaltet ist eine Filtereinrichtung 7 zum Ausfiltern unerwünschter Signalanteile, welche die Bandbreite des elektromagnetischen Signals vor der Abtastung (vor der Analog/ Digital-Wandlung) zu hohen Frequenzen hin begrenzt. Diese Filtereinrichtung 7 begrenzt die Bandbreite ebenfalls zu niedrigen Frequenzen hin. Der dem Filter 7 nachgeschaltete Verstärker 8 erhöht die Spannung oder in alternativer Ausgestaltung den Strom der empfangenen Signale und führt diese zur Abtastung einem Analog/Digital-Wandler 9 zu.

Nach Analog/Digital-Wandlung werden die für lebende Körper charakteristischen Frequenzanteile durch eine Recheneinrichtung 10 zur Spektralanalyse aufbereitet und spektral dargestellt. Hierbei gibt die Intensität der Frequenzanteile, die für lebende Körper charakteristisch sind, Aufschluß über das Vorhandensein der Vitalfunktionen der erfaßten menschlichen Körper.

Bei zeitlicher Auswertung der Signale wird das digitale Signal zu seiner Entzerrung mit der inversen Transferfunktion der Empfangseinrichtung 3 gefaltet.

Da der zuverlässige Nachweis dieser Signale äußerst schwierig ist, sei nachfolgend der Direktempfänger mit dem nichtlinearen Element anhand eines Diodendirektempfängers beschrieben.

Diodendirektempfänger

Das reflektierte Signal ist phasen- oder frequenzmoduliert. Der Nachweis dieser Modulation ist mit den üblichen Empfangstechniken für FM (Frequenzmodulation) und PM (Phasenmodulation) nicht oder nur unter extremen Schwierigkeiten möglich. Um ein mit 0,2 Hz phasenmoduliertes Signal z.B. bei 10 GHz auf 0,2 ± 0,02 Hz genau nachzuweisen, wären kurzzeitstabile, synchronisierte Oszillatoren mit Abweichungen von kleiner 10^{-12} notwendig. Dies erschien bisher als technisch nicht realisierbar.

Es wurde daher nach einem Weg gesucht, die Modulation des empfangenen Signals direkt nachzuweisen.

Hierfür eignen sich beispielsweise Bauelemente mit weitestgehend quadratischen Kennlinien; dies sind unter anderem Feldeffekt-Transistoren, Bauelemente mit exponentiellen Kennlinien, die stückweise als quadratisch approximiert werden können, Dioden und Transistoren. Wird nun als eingeprägte, empfangene Spannung die Summe zweier Frequenzen angelegt, so entstehen Terme höherer Ordnung.

Ist ein quadratischer Term vorhanden, so treten neben dem Richtstrom auch Differenzfrequenzen auf. Um das phasenmodulierte Signal, welches von der zu detektierenden Person reflektiert wird, zu demodulieren, kann somit in überaschender Weise trotz höchster Anforderungen an das Frequenzverhalten bereits ein gewöhnlicher Gleichrichter eingesetzt werden.

An der nichtlinearen Kennlinie wird das phasenmodulierte Signal eingeprägt, und es entstehen Ströme, die proportional der Phasenmodulationsfrequenz Ω und deren Vielfachen $k*\Omega$ sind. Die Kurvenform der Modulation bleibt aufgrund des Demodulationsprinzips nicht erhalten, es hat sich jedoch herausgestellt, daß diese Änderungen der Kurvenform für die meisten erfindungsgemäßen Anwendungen unkritisch sind, da für diese der Nachweis der Modulation ausreichend sein kann.

Das Signal-Rausch-Verhältnis bestimmt bei direktem Nachweis die Empfindlichkeitsgrenze. Für die Atmungsfrequenz wurden S/N-Werte über 46 db, für den Herzschlag Werte von 26 dB in einer Entfernung von 3 m und bei Oszillatorleistungen von ca. 5 mW erzielt.

Mit der Annahme, daß vom Herzen Kugelwellen emittiert werden, besteht zwischen Sende- und Empfangsleistung eine zur zweiten Potenz der Entfernung umgekehrt proportionale Beziehung. Für das Verhältnis der Amplituden der Atmungsfrequenz UA zum Rauschen UN bzw. der Herzfrequenz UH zum Rauschen kann daher abgeschätzt werden, daß die Empfangsgrenze bei einer Sendeleistung von 1 W dann bezüglich des Herzschlags bei ca. 50 m und bezüglich der Atmung bei typ. 160 m liegt.

Antennen mit höherem Gewinn und rauscharme Komponenten können diese Werte in erfindungsgemäßer Weise entsprechend erhöhen. Damit sind bei der Ortung auch für Bodenschichten mit mehreren Metern Mächtigkeit noch ausreichende Empfangssignale zu erwarten.

Die bezüglich Sättigungsstrom I0 und Temperaturspannung ideale Diode ist die Si-Leistungsdiode 1N4004, deren Eignung als Gleichrichter allerdings zu hohen Frequenzen durch die große Sperrschichtkapazität eingeschränkt ist. Danach folgt die Kleinsignal Si-Diode 1N4148, dann die Si-Schottky-Diode BAT 46 und schließlich die beiden Ge-Dioden AA116 und AA144.

Ein Diodendirektempfänger wurde jeweils für 440 MHz, 1,3 GHz, 2,4 GHz, 5,6 GHz und 10 GHz abgeglichen. Für 4 der 5 Frequenzen wurden Empfangsantennen mit Diodendirektempfänger aufgebaut:

440 MHz : Halbwellendipol mit v=0,940, Z=60,5 Ω
und BAT 46

1,3 GHz : Halbwellendipol mit v=0,906, Z=57,4 Ω
und BAT 46

2,4 GHz : Halbwellendipol mit v=0,940, Z=60,5 Ω
und BAT 46

5,6 GHz : Ganzwellen-Dreieckflächendipol mit v=0,73,
Z=140 Ω und BAT 46

Bereits bei diesem Empfänger sank die Empfindlichkeit gegenüber dem 2,4 GHz Empfänger stark ab. Bei 10 GHz war keine verwertbare Spannung mehr nachweisbar, so daß auf den Bau eines 10 GHz Diodendirektempfängers verzichtet wurde. Die zur Verfügung stehenden Dioden zeigen bei derart hohen Frequenzen keinen verwertbaren Gleichrichtereffekt mehr.

Da erfindungsgemäße Signale von Experten als unterhalb der Meßgrenze liegend eingestuft worden waren, ist den verwendeten Antennentypen starke Aufmerksamkeit geschenkt worden.

Antennen

Das Vor-Rück-Verhältnis muß für die Ortung so groß wie nur möglich gemacht werden, um keine Signale zu empfangen, die entgegen der Hauptabstrahlrichtung einfallen. Auch Nebenkeulen müssen aus diesem Grunde minimiert werden. Das gesamte Strahlungsdiagramm sollte somit eine möglichst enge Hauptkeule und keine Nebenkeulen aufweisen.

Die Eingangsimpedanz der Antennen kann und soll in erfindungsgemäßer Weise so an reele oder komplexe Impedanzen angepaßt werden, daß bei Sendern eine Leistungsanpassung und bei Empfängern eine Rauschanpassung erzielt wird. Die Erfüllung dieser Forderungen durch eine Antennenbauform ist jedoch nicht gleichzeitig möglich.

Alle verwendeten Antennen sind Endfire-Antennen, da Backfire-Antennen vergleichbarer Abmessungen stets ein schlechteres Vor-Rück-Verhältnis aufweisen, da die Wellenleiterstruktur in Rückwärtsrichtung angeregt werden muß. Die Antennen sollten so breitbandig wie möglich sein, da auf einen Abgleich verzichtet werden sollte. Als breitbandige Antennen mit sehr gutem Vor-Rück-Verhältnis sind logarithmisch periodische Strukturen bekannt. Durch die logarithmische Stufung der Wellenleiterstrukturen wird einerseits Breitbandigkeit und andererseits eine ausgeprägte Richtwirkung erreicht. Daß der Gewinn verglichen mit resonanten Antennen vergleichbarer Abmessung geringer ausfällt, stört für den erfindungsgemäßen Anwendungsfall in der Regel nicht.

Die Polyconeantenne kann die Rotationsparaboloidantenne ersetzen, da Abweichungen von der Paraboloidgestalt, die kleiner als ein Zehntel Wellenlänge sind, sich nicht negativ auf das Verhalten der Antenne auswirken. Selbst bei einem Fünftel der Wellenlänge bleibt der Verlust an Verstärkung unter 2 dB und kann somit für die meisten Fälle vernachlässigt werden.

Die technisch aufwendig zu realisierende Bauform des Paraboloidreflektors kann somit ohne Nachteile durch den einfacher realisierbaren Polycone-Reflektor ersetzt werden. Die Speisung ist allerdings vergleichbar aufwendig, und auch das Vor-Rück-Verhältnis verbessert sich erst mit Reflektoren, die groß gegenüber der Wellenlänge sind und deren Ausleuchtung sich auf den inneren Bereich beschränkt.

Um den Problemen mit der Polarisation aus dem Weg zu gehen, wurden bei unseren Ausführungsformen mit den beiden

höheren Frequenzen (5,6 GHz und 10,368 GHz) jeweils eine zirkular polarisierte Antenne - einmal als Empfangsantenne, einmal als Sendeantenne - verwendet. Dadurch treten zwar sicher Verluste von typisch 3 dB auf, diese sind aber klein im Vergleich zu den Verlusten, die bei gegeneinander verdrehten linear polarisierten Antennen entstehen können.

Mit einem Zirkulator konnte bei einer Ausführungsform mit nur einer gemeinsamen Sende/Empfangsantenne erfolgreich die ein- und auslaufenden Wellen getrennt werden.

Aufgrund der zu bewältigenden schwierigen meßtechnischen Verhältnisse wurde auch den Hochfrequenz-Baugruppen besondere Aufmerksamkeit geschenkt.

Hochfrequenz-Baugruppen

Die benötigten Hochfrequenz-Baugruppen sind nachfolgend aufgeführt. Die Aufstellung berücksichtigt die möglichen Verknüpfungen, die zwischen den Modulen und den peripheren Elementen bestehen. Diese entsprechen den von uns realisierten erfindungsgemäßen Konfigurationen.

Die Direktmodulatoren werden bei den höheren Frequenzen, d.h. bei Frequenzen oberhalb von ca. 200 MHz nach den auf die Zwischenfrequenz von 137,5 MHz umsetzenden Konvertern eingesetzt. Bei dieser Frequenz sind sowohl die verwendeten Dioden als auch die Transistoren funktionsfähig.

1. Diodenmischer

Der Diodenmischer besteht aus einer symmetrischen Spannungsvervierfacherschaltung mit einem Resonanzkreis am Eingang und einem Tiefpaß am Ausgang.

Im Gegensatz zu der bei der Diode als Direktempfänger erzielbaren Spannung kann hier die vierfache Ausgangsspannung erzielt werden, da die Quellen nun in Serie geschaltet sind. Der dadurch bedingte erhöhte Innenwiderstand ist für die Funktion unerheblich.

Im praktischen Betrieb zeigte sich, daß der Diodenmischer bezüglich des Signal-Rausch-Verhältnisses den anderen bekannten Mischerbauformen überlegen ist.

Niederfrequenz-Baugruppen

Sämtliche im Niederfrequenzbereich betriebenen Module sind mit einer eigenen Stromversorgung ausgerüstet. Dazu wurden einzelne Bleiakkus mit 12 V/2Ah verwendet, die mit einer Spannungsüberwachungsschaltung und einem Ein-Schalter versehen wurden. Die strikte Trennung aller Energieversorgungseinheiten stellte sich als notwendig heraus, nachdem bereits die Verwendung eines Netzteils zu erheblichen Störungen führte.

Die gesamte Anordnung ist somit auf der Senderseite vollständig isoliert und auf der Empfängerseite nur über den Personal Computer mit dem Netz verbunden, der aber bei portablen Vorrichtungen als batteriebetriebenes Gerät ausgebildet ist.

1. Vorverstärker

Der Vorverstärker verwendet einen rauscharmen Vierfach-Operationsverstärker. Einer der Verstärker ist als Betriebsspannungssymmetrierer geschaltet; die anderen drei sind als Bandpaßfilter beschaltet und über Hochpaßfilter miteinander gekoppelt.

Ein Tiefpaß begrenzt das Rauschen der ersten Stufe. Durch einen optionalen Widerstand konnte der Diodendirektempfänger vom Vorverstärker aus mit einem Vorstrom versorgt werden. Insgesamt wurden zwei Vorverstärker-Module mit unterschiedlicher Verstärkung eingesetzt. Da die Empfindlichkeit der gesamten Anordnung zu einer Übersteuerung des A/D-Wandlers und damit zu einem Datenverlust führen kann, ist ein geregelter Verstärker notwendig.

2. Abtastfilter (Anti-Aliasing-Filter)

Die Abtastung zeitabhängiger Signale muß mit einer Frequenz erfolgen, die größer als doppelt so hoch ist wie die höchste, im Eingangssignal enthaltene Frequenz. Daher muß das Eingangssignal vor der Analog-Digital-Wandlung spektral begrenzt werden. Diese Begrenzung muß erstaunlicherweise für die Zwecke vorliegender Erfindung durch ein analoges Filter

erfolgen und kann nicht durch digitale Verarbeitung ersetzt werden. Wird dies nicht berücksichtigt, so erfolgt eine Unterabtastung der spektralen Anteile, die sich oberhalb der halben Abtastfreqeunz befinden. Diese werden in den unteren Frequenzbereich gemischt und verfälschen das Signal irreversibel und es kann somit der erfindungsgemäße Erfolg nicht erreicht werden.

Sogenannte digitale Anti-Alisasing-Filter, die den Anwender glauben lassen, die Bandbegrenzung nach dem A/D-Wandler vornehmen zu können, erwiesen sich überaschend als völlig wirkungslos bezüglich des Problems; alle mit der Unterabtastung verknüpften Fehler traten auf. Eine nachträgliche digitale Korrektur war aufgrund des zerstörten Signalinhaltes nicht mehr möglich.

Generell ist festzuhalten, daß unter Fachleuten bezüglich der analogen und digitalen Kenngrößen derart falsche Vorstellungen vorherrschen, daß die Auslegung eines Meßsystems zur digitalen Verarbeitung analoger Größen aufgrund der Angaben der Hersteller und der ausschließlichen Verwendung der von diesen angebotenen Hard- und Software nicht zum Ziel führen konnte.

Die Anforderungen, die an das analoge Anti-Aliasing-Tiefpaßfilter gestellt werden, sind je nach Weiterverarbeitung sehr hoch. So muß der Dynamikbereich mindestens 1 Bit besser sein als der des nachfolgenden A/D-Wandlers und ebenso müssen lineare und nichtlineare Verzerrungen mindestens 1 Bit besser sein als der A/D-Wandler. Obwohl der Dynamikbereich eines N-Bit A/D-Wandlers in der Praxis meist nur N-2 Bits beträgt, müssen diese Zusammenhänge berücksichtigt werden.
Die Verwendung von Schalter-Kondensator-Filtern ist möglich, falls auch dort das Abtasttheorem berücksichtigt wird und der erzielte Dynamikbereich ausreichend ist.

Die Faltung des Eingangssignals mit dem Abtastfilter führt zu Amplituden- und Phasenverzerrungen und aufgrund der Gruppenlaufzeit des Filters zu Hüllkurvenverzerrungen. Diese

Signalveränderungen können bei Bedarf berücksichtigt werden, indem die inverse Transferfunktion des Abtastfilters mit dem abgetasteten Signal im Rechner gefaltet wird. Diese Prozedur ist nur dann möglich, wenn korrekt abgetastet wurde. Im Falle einer Unterabtastung wird dagegen der Fehler weiter vergrößert.

Zwischen oberer Signalfrequenz fs, Abtastfrequenz fa, asymptotischer Steilheit bzw. Ordnung des Abtastfilters N und dem Überabtastungsfaktor k besteht folgender Zusammenhang zur erzielbaren Genauigkeit bzw. Auflösung A in Bit:

$$k = \frac{\ln(fa)-\ln(fs)}{\ln(2)} - 1$$

$$A = k*N + 1$$

Für eine Grenzfrequenz von fs = 2 Hz bei einer Auflösung von A = 13 Bit ergeben sich z.B. folgende Möglichkeiten zur Realisierung:

Filter 1.ter Ordnung (N=1) ==> Abtastfrequenz fa=16384 Hz
Filter 3.ter Ordnung (N=3) ==> Abtastfrequenz fa=64 Hz
Filter 6.ter Ordnung (N=6) ==> Abtastfrequenz fa=16 Hz

Die letzte Kombination ist die in unseren Ausführungsfomen verwendete Anordnung. Bei Filtern geringer Ordnung mit "gutmütigem" Verhalten bezüglich der Transferfunktion muß überaschender Weise mit extremen Überabtastraten gerechnet werden, um brauchbare Ergebnisse zu erzielen. Trotz der hohen Abtastfrequenz von über 16 kHz werden nur die Spektralanteile bis 2 Hz korrekt abgetastet. (Bei A=16 Bit, fs=20 kHz und fa=44 kHz wären Filter 109.ter Ordnung notwendig, um eine Abtastung entsprechend dem Abtasttheorem durchzuführen.)

Die Überabtastung besitzt einen weiteren Vorteil: Jeder Analog-Digital-Wandler, auch wenn er ideal bezüglich seiner Kennlinie ist, fügt dem abzutastenden Signal das Quantisierungsrauschen hinzu, so daß das Signal nicht nur durch die Quantisierung, d.h. die Diskretisierung der

Amplitudenwerte, verfälscht wird, es wird zudem noch zusätzlich verrauscht.

Das Rauschen kann näherungsweise als weiß angesehen werden, so daß bei größerer Abtastbandbreite, d.h. bei Überabtastung, in die Signalbandbreite entsprechend weniger Rauschen fällt und somit das Signal-Rausch-Verhältnis des Wandlers, nicht aber des Signals, proportional verbessert werden kann.

Der verwendete Abtast-Tiefpaß 6.ter Ordnung wird durch die Reihenschaltung zweier Tiefpässe 3.ter Ordnung (asymptotische Flankensteilheit 18 dB/Oktave bzw. 60 dB pro Dekade) realisiert. Jeder Tiefpaß besteht aus einem als Spannungsfolger geschalteten Operationsverstärker und einer R-C-Beschaltung.

Die Amplituden, Phasen- und Hüllkurvenverzerrungen durch den Frequenz- und Phasengang aller Filter sowie die Gruppenlaufzeiten können rückgängig gemacht werden, indem die Zeitfunktion mit deren inversen Transferfunktionen T-1(w) des vorangegangenen Signalpfades T(w) gefaltet wird und somit eine vollständige Pol-Nullstellen-Kompensation durchgeführt wird. Dies kann notwendig werden, wenn das originale Zeitsignal rekonstruiert werden soll und daher die Verformung des Zeitsignals durch die Wandler und die Elemente der Übertragungskette vermieden werden muß. In einem Anwendungsfall, in welchem der signifikante Nachweis einer Spektrallinie erforderlich ist, kann davon abgesehen werden.

In dem erfindungsgemäßen Aufbau durchläuft bei einer Ausführungsform das Zeitsignal vom Wandler (Empfangsantenne) bis zum Personal Computer (A/D-Wandler) mindestens einen Hochpaß 15.ter Ordnung und einen Tiefpaß 21.ter Ordnung, die sich aus dem Produkt der Transferfunktionen der einzelnen Elemente der Meßkette ergeben (Direktmischer, Vorverstärker, 2*Tiefpaß, 2*Hochpaß, A/D-Wandler).

Das dynamische Verhalten des analogen Teils der Elektronik kann bei Bedarf auch durch Baugruppen verbessert

werden, die eine Pol-Nullstellen-Kompensation direkt vornehmen. Dadurch kann Rauschen reduziert werden, ein ungünstiges Übertragungsverhalten kann verbessert werden oder können nach bestimmten Kriterien optimale Übertragungseigenschaften erreicht werden.

3. Hochpaßfilter

Die spektrale Begrenzung des Eingangssignals bezogen auf die tiefen Frequenzen ist erfindungsgemäß aus drei Gründen günstig:

1. 1/f-Rauschen

Die Amplitude des 1/f-Rauschens wächst reziprok zur Frequenz an. Daher treten mit zunehmender Meßzeit Rauschanteile mit immer tieferer Frequenz auf und verfälschen das zu messende Signal. Die Hauptquellen für das 1/f-Rauschen sind der Sende-Oszillator, der Konverter-Oszillator, die Operationsverstärker.

2. Langsame Bewegungen

Bewegungen des zu detektierenden Körpers führen bei konstanter Geschwindigkeit zu einer Doppler-Frequenzverschiebung und damit zu Spektralkomponenten, die in das zu untersuchende Frequenzband fallen können. Bei unregelmäßigen Bewegungen tritt ein breites Zusatzband auf. Je langsamer die Bewegungen, desto tieffrequenter die Spektren, die dann immer schwerer von Rauschanteilen zu trennen sind.

3. Auswertezeit

Um eine Spektrallinie der Frequenz f zu identifizieren, muß mindestens eine Zeit t=1/f gemessen werden, d.h. je tiefer die nachzuweisenden Frequenzen, desto länger muß gemessen werden. Da nicht garantiert werden kann, daß die Meßzeit ein ganzzahliges Vielfaches der interessierenden Spektralkomponente ist, tritt ein Leckeffekt bei der Fourier-Analyse auf. Dieser führt zu einer spektralen Spreizung. Daher muß bei der Analyse tiefer Frequenzen eine Meßzeit eingehalten werden, die ein Vielfaches der Periodendauer beträgt, wobei die Genauigkeit mit der Meßzeit proportional zunimmt. Bei 10%

Fehler in der spektralen Auflösung und 0,2 Hz unterer Frequenz muß mit typischen 50 Sekunden Meßzeit gerechnet werden.

Den allgemeinen Aufbau der Auswertekette zeigt die Figur 3. Als Zentraleinheiten wurden Personalcomputer aus dem Bürobereich, Typ IBM-PC-Kompatible, eingesetzt, da deren Leistungsfähigkeit für die gestellte Aufgabe ausreichte.

Der in Figur 4 und 4a dargestellte Plan gibt eine Übersicht über die implementierten Bearbeitungsschritte, hierbei bezeichnet F { } die Fourier-Transformation und F-1 { } die inverse Fourier-Transformation.

Ergebnisse

Nach verschiedenen Vorversuchen stellte sich eine Abtastrate von 16 Hz bei einer unipolaren Auflösung von 13 Bit (Gesamtauflösung 14 Bit) als gut geeignet heraus. Als Fensterbreite für die Spektralanalyse wurden 512 Werte entsprechend etwa 33 Sekunden gewählt; als Fenster das Hamming-Fenster.

Figur 5 zeigt die Herzfrequenz einer Versuchsperson bei angehaltener Atmung. Die spektrale Komponente hebt sich so deutlich von der Umgebung ab, daß für den Nachweis des Herzschlags der Versuchsperson eine weitere Bearbeitung nicht notwendig ist. Aufgetragen ist das Betragsspektrum in willkürlichen Einheiten über der Frequenz in Hertz. Die Messung erfolgte bei 2,4 GHz, es wurde der Diodendirektempfänger, d.h. der 1/2-Dipol als Empfänger benutzt, als Sender der lokaler Oszillator, die Atmung wurde angehalten.

Figur 6 zeigt das Spektrum des von einer atmenden Person reflektierten Signals unter Einsatz des Diodendirektempfängers und der logarithmisch-periodischen Yagi-Antenne sowie des 1,3 GHz Sendeozillators als Quelle. Sowohl Herzfrequenz als auch Atmungsfrequenz sind vorhanden.

Bei der Frequenz 440 MHz gestalteten sich die Versuche aufgrund der extremen Empfindlichkeit der gesamten Anordnung

als schwierig. Fast alle Versuchsaufnahmen zeigen Übersteuerungen und Reaktionen auf externe Ereignisse.

Das Problem der Übersteuerung ist durch entsprechende Dämpfung lösbar; der Nachweis der Atmungs- und Herztätigkeit wird dadurch nicht beeinflußt.

Wird ein Zirkulator eingesetzt, so kommt man wie beschrieben mit einer Antenne, die gleichzeitig sendet und empfängt, aus.

Die Beispiele belegen anschaulich, daß die Detektion lebender Personen möglich ist. Dabei sind weder Mauern noch Entfernungen von einigen 10 Metern ein nennenswertes Hindernis. Als Arbeitsfrequenz stellten sich 1,3 GHz und 2,4 GHz als gut geeignet heraus. Bei noch handlichen Antennen ist die Empfindlichkeit hoch genug, um reproduzierbare Ergebnisse mit eindeutiger Identifikation des Herzschlags und der Atmung zu erhalten, ohne daß intensive numerische Bearbeitungsschritte notwendig sind, da bereits entsprechend starke Empfangssignale vorliegen.

Schaltplan Hochpaß und Anti-Alisaing-Tiefpaß

Der Schaltplan der zur Bandbegrenzung eingesetzten Baugruppe ist in Fig. 8a und 8b wiedergegeben. Der Hochpaß dritter Ordnung unterdrückt die tieffrequenten Rauschanteile, insbesondere des 1/f-Rauschens. Der folgende Tiefpaß dritter Ordnung begrenzt das Spektrum zu höheren Frequenzen. Es folgt eine lineare Verstärkerstufe zur Pegelangleichung. Die Betriebsspannung wird elektronisch symmetriert, so daß eine unipolare Versorgung ausreicht. Zwei dieser Baugruppen in Kaskade erfüllen die Anforderungen, die das Abtasttheorem stellt.

Schaltplan Diodendemodulator

Zur Phasendemodulation des auf die Zwischenfrequenz gemischten Empfangssignals und als Direktdemodulator für die entwickelten Empfangsantennen dient ein Diodendetektor, dessen Schaltung in Figur 7 zu sehen ist. Die Schaltung entspricht einem typischen Leistungsmesser; ein Vorstrom kann vom Ausgang

eingeprägt werden. Die Eingangsimpedanz kann an den ZF-Mischer oder die Antennen angepaßt werden.

Schaltplan Diodendirektempfänger

Die Diodendirektempfänger bestehen aus 1/2 oder 1 Wellenlängen langen, mit dem entsprechenden Verkürzungsfaktor multiplizierten Diodendetektoren und sind entsprechend vorgeschaltet. Am Ausgang kann ein Vorstrom eingeprägt werden.

Außerdem wurde jede Einheit mit einer eigenen stabilisierten Spannungsversorgung sowie einem eigenen Ein-Aus-Schalter versehen, so daß Baugruppen mit großer Zeitkonstante (Lokale Oszillatoren, Vorverstärker, Tiefpaß) im Dauerbetrieb gefahren werden konnten und sich im thermischen und elektrischen Gleichgewicht befanden, während Verbraucher mit hoher Stromaufnahme (Sendeendstufen, Konverter) zwischen den Anwendungen abgeschaltet werden können.

Bevorzugte spezielle Ausführungsformen

In einer ersten bevorzugten Ausführungsform umfaßt die erfindungsgemäße Vorrichtung eine in den Figuren nicht speziell dargestellte Polycone-Antenne, die stückweise eine flache Parabolantenne nachbildet, als Sende/Empfangsantenne 2, 4. Die Sende/Empfangsantenne 2, 4 ist mit einem Zirkulator versehen, der eine Entkopplung zwischen gesendeten und empfangenen Signalen bewirkt.

Mit einem mechanischen Schwenkneiger und vorzugsweise Verschwenkwinkeln zugeordneten Skalen kann ein definiertes Absuchen von Zielerfassungsgebieten erfolgen. Eine motorische Nachführung des Schwenkneigers um seine Schwenkachsen mit elektronischer Steuerung zur rasterartigen Überstreichung des Zielerfassungsgebietes gestattet hierbei die automatisierte Aufzeichnung von Daten auch in für Menschen unzugänglichen Bereichen, wie beispielsweise nuklearverseuchten, erdbebengefährdeten oder von chemischen Explosionen bedrohen Bereichen. Darüber hinaus kann eine Schwellenwertfunktion im vorstehend bezeichneten Frequenzintervall Werte definieren,

oberhalb derer die Signalisierung der Erfassung einer lebenden Person vorgenommen wird.

In einer zweiten erfindungsgemäßen Version sind sämtliche elektronische Baugruppen bis zum Analog/Digital-Wandler 9 in einem Piloten-Handkoffer untergebracht. Die Kofferversion stellt ein vollständiges System zur Erfassung lebender Personen oder Lebewesen dar.

In einem Pilotenkoffer 14 befinden sich zwei verkürzte Antennen 2, 4 mit abgewinkelten Reflektoren und Faltdipol-Erregern. Die als Sendeantenne 2 verwendete Antenne Tx ist mit einem Sender verbunden, der bei einer Arbeitsfrequenz von 1300,0 Mhz an einer Ersatzlast von reellen 50 Ω eine Leistung von 6 mW abgibt. Der horizontale Öffnungswinkel jeder Antenne beträgt 54°, der vertikale Öffnungswinkel jeweils 64°. Der Gewinn, ermittelt durch Vergleich mit einer kalibrierten Referenzantenne beträgt jeweils 6,7 dBi. Die Empfangsantenne 4 Rx ist mit einem Empfänger verbunden, der mittels des Konverters 6 die eingehenden Signale in den Frequenzbereich um 137,5 Mhz konvertiert. Daran schließen sich der Demodulator 5, der Verstärker 8, der Filter 7 und ein Treiber an. Vier wiederaufladbare Blei-Gel-Akkumulatoren 15, 16, 17, 18 dienen der Energieversorgung. Die Einheiten sind in einem Rahmen 19 aus Aluminium-Profilen 20, 21, 22, 23 in zwei Ebenen angeordnet. Die obere, dritte Ebene wird von der Frontplatte 24 mit den Bedienungselementen gebildet. Der gesamte Einschub kann zu Service-Zwecken komplett dem Koffer 14 entnommen werden.

Die Frontplatte 24 trägt vier Ein-Aus-Schalter 25, 26, 27, 28, welche den jeweiligen Komponenten zugeordnet sind, zwei 4 mm-Ladebuchsen 29, 30, eine mehrpolige Buchse 31 zur Datenübertragung auf dem PC und einen manuell zu betätigenden Pegelsteller 32 zur Reduktion der Signalamplitude des Ausgangssignals.

Über ein flexibles Kabel wird ein PC mit eingebautem Analog-Digital-Umsetzer angeschlossen. Die Auswertung der

gemessenen Signale erfolgt durch ein für die Anwendung adaptiertes Software-Programm, das die in Fig. 4 und 4a dargestellten Verfahrensschritte durchführt.

Vom Sender wird über die Sendeantenne 2, Tx ein unmoduliertes Signal emittiert. Trifft das Signal auf ein Lebewesen, so verursachen Atmung und Herzschlag eine Phasenmodulation der an den entsprechenden Oberflächen reflektierten Wellen. Die reflektierten Wellen werden von der Empfangsantenne Rx aufgenommen, vom Empfänger auf eine niedrigere Zwischenfrequenz umgesetzt und im Demodulator 5 phasendemoduliert.

Die gesuchte Information liegt nun in Form von niederfrequenten Spannungsschwankungen vor. Diese werden verstärkt und mittels Filter in der Bandbreite auf Frequenzen zwischen 0,05 Hz und 4 Hz beschränkt. Ein Anti-Aliasing-Filter 7 verhindert die Entstehung von Aliasingfrequenzen, verursacht durch die Abtastung des Signals bei der Analog-Digital-Konvertierung. Zur Vermeidung von externen Störeinstrahlungen wird das Abschirmgeflecht des Übertragungskabels getrieben. Die damit verbundene Kompensation der Kabelkapazität erlaubt Leitungslängen von mehreren 100 Metern zwischen dem Personal Computer mit dem Analog/Digital-Wandler und Koffer. Die Software erlaubt dem Benutzer, Zeitintervalle des Signals auszuwählen. Nach Auswahl einer Fensterfunktion erfolgt die Transformation vom Zeitbereich in den Frequenzbereich.

Die Bewertung des Spektrums durch den Benutzer wird durch eine statistische Auswertung zur Wahrscheinlichkeit der Anwesenheit einer lebenden Person unterstützt, welche auf den bisher gewonnenen Erfahrungen beruht. Ein weiterer statistischer Ansatz liefert das zu erwartende Entfernungsintervall, in welchem sich die detektierte Person aufhält.

Aufgrund der kompakten Ausführung und der Mobilität finden sich für die Kofferversion folgende Einsatzgebiete: Bei Polizeibehörden zur portablen Überwachung allgemein, sowie

zur Überwachung des Täters und der Geiseln bei Geiselnahmen, Überwachung leerstehender Gebäude, Überwachung leerstehender Fahrzeuge, Überwachung von Tunnel- und Kanalbauten, sowie bei der Terrorismus- und Extremismusbekämpfung, bei Zoll- und Grenzbehörden, beispielsweise zur Containerüberprüfung auf Anwesenheit eines Lebewesens, oder der Fahrzeugüberprüfung.

In der dritten erfindungsgemäßen Ausführungsform ist die Vorrichtung in einer ortsfesten und montierten rechteckförmigen Wanne untergebracht. In einer metallenen Wanne 33 mit hochfrequenzdurchlässigem Kunststoffboden 34 befinden sich acht verkürzte Antennen 2, 4 mit abgewinkelten Reflektoren und Faltdipolerregern.

In vier Gruppen zusammengeschaltete Antennen sind als Sendeantennen 2 mit einem Verstärker 35 verbunden, welche gespeist von einem Sender 1, Tx bei einer Arbeitsfrequenz von 1300,0 MHz an einer Ersatzlast von reellen 50 Ω eine Leistung von 600 mW abgibt. Der horizontale Öffnungswinkel jeder Antenne beträgt 54°, der vertikale Öffnungswinkel jeweils 64°. Es ergibt sich der gleiche Gewinn wie bei der Kofferversion. Die ebenfalls aus einer Gruppe von vier Antennen kombinierte Empfangsantenne 4 ist mit einem Empfänger Rx verbunden, der die eingehenden Signale mittels eines Konverters 6 in den Frequenzbereich von 137,5 MHz konvertiert. Daran schließt sich die bereits bei der zweiten erfindungsgemäßen Version der Kofferversion beschriebene Auswertungselektronik an.

Die dritte erfindungsgemäße Ausführungsform wird bei ortsfesten Anwendungen eingesetzt. Dazu zählen Zoll- und Grenzbehörden sowie Tunnel- und Hallenbetreiber. Es ist die Überwachung leerstehender Gebäude, leerstehender Fahrzeuge, die Überwachung von Tunnel- und Kanalbauten sowie der Einsatz in gefährdeten Gebäuden zur Terrorismus- und Extremismusbekämpfung möglich. Eine Containerüberprüfung auf Anwesenheit eines Lebewesens kann verdeckt erfolgen, so daß auch blinde Passagiere an Grenzübergängen oder im

Verladebereich von Bahnen oder Flugzeugen erfaßt werden können.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Erfassung lebender Körper, insbesondere zur Erfassung lebender menschlicher Körper, mit Hilfe elektromagnetischer Signale und einer Empfangseinrichtung für elektromagnetische Signale,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Empfangseinrichtung (3) für elektromagnetische Signale eine Einrichtung zur Gewinnung von für lebende Körper charakteristischen Frequenzanteilen aus den elektromagnetischen Signalen umfaßt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Empfangseinrichtung (3) einen Direktdemodulator umfaßt, der direkt aus dem empfangenen elektromagnetischen Signal die für lebende Körper charakteristischen Frequenzanteile demoduliert.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2,
dadurch gekennzeichnet,
daß der Direktdemodulator (3) ein Bauelement mit einer nichtlinearen Strom/Spannungskennlinie als frequenzselektives Element für die Demodulation der für lebende Körper charakteristischen Frequenzanteile umfaßt.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3,
dadurch gekennzeichnet,
daß der Direktdemodulator (3) eine Diode, einen bipolaren oder einen Feldeffekt-Transistor als frequenzselektives Element umfaßt.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Empfangseinrichtung (3) eine dem Demodulator (5) vorgeschaltete Frequenzumsetzeinrichtung (6) umfaßt.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Vorrichtung eine Sendeeinrichtung (1) zum Senden eines elektromagnetischen Trägersignals mit festgelegter Frequenz umfaßt.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6,
dadurch gekennzeichnet,
daß das Trägersignal in einem Frequenzbereich von ungefähr einem MHz bis zu ungefähr einem THz liegt.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7
dadurch gekennzeichnet,
daß die Einrichtung zur Gewinnung von für lebende Körper charakteristischen Frequenzanteilen, eine Filtereinrichtung (7), eine Abtasteinrichtung, einen A/D-Wandler (9) und eine Recheneinrichtung (10) zur Spektralanalyse umfaßt.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Filtereinrichtung (7) wenigstens ein analoges Abtastfilter umfaßt.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9,
dadurch gekennzeichnet, daß das Abtastfilter die Bandbreite des elektromagnetischen Signals vor der Abtastung und vor der A/D-Wandlung zu hohen Frequenzen hin begrenzt.

11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß sämtliche im Signalpfad vor der digitalen Auswertung liegenden elektronische Baugruppen einschließlich ihrer Spannungsversorgung in einem transportablen Handkoffer angeordnet sind.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß sämtliche im Signalpfad vor der digitalen Auswertung liegenden elektronische Baugruppen einschließlich ihrer Spannungsversorgung in einer rechteckförmigen ortsfest montierten Wanne angeordnet sind.

13. Verfahren zur Erfassung lebender Körper, insbesondere zur Erfassung lebender menschlicher Körper, mit Hilfe des Empfangs elektromagnetischer Signale dadurch gekennzeichnet, daß für lebende Körper charakteristische Frequenzanteile aus den empfangenen elektromagnetischen Signalen gewonnen werden.

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß das empfangene elektromagnetische Signal direktdemoduliert wird.

15. Verfahren nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, daß das empfangene elektromagnetische Signal auf eine Zwischenfrequenz umgesetzt wird.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß das empfangene Signal analog zu hohen und zu niedrigen Frequenzen hin begrenzt wird.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß das empfangene elektromagnetische Signal nach der Filterung abgetastet und in ein digitales Signal gewandelt wird.

18. Verfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß das digitale Signal mit einer Fensterfunktion im Zeitbereich, und mit der inversen Transferfunktion der Empfangseinrichtung gefaltet wird.

19. Verfahren nach Anspruch 16, 17 oder 18, dadurch gekennzeichnet, daß das digitale Signal vor dessen Auswertung und Darstellung als Ausgangssignal vom Zeit- in den Frequenzbereich transformiert wird.

20. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß das transformierte Signal in einem Frequenzbereich von etwa 0,01 Hz bis etwa 10 Hz, vorzugsweise von etwa 0,02 Hz bis etwa 3 Hz auf die für lebende Körper charakteristische Frequenzanteile der Herz- und/oder Atmungstätigkeit hin analysiert wird.

21. Verwendung einer Vorrichtung und/oder eines Verfahrens nach den Ansprüchen 1 bis 20 im Justizvollzug zur Überwachung des Zustands Inhaftierter.

22. Verwendung einer Vorrichtung und/oder eines Verfahrens nach den Ansprüchen 1 bis 20 zur Objektüberwachung und/oder -sicherung einschließlich darin befindlicher Personen.

23. Verwendung einer Vorrichtung und/oder eines Verfahrens nach den Ansprüchen 1 bis 20 zur Erfassung und/oder Ortung lebender Körper im Katastrophenschutz, insbesondere bei Erdbeben, Erdrutschen, Lawinen, Hauseinstürzen und/oder Bränden.

Fig. 1

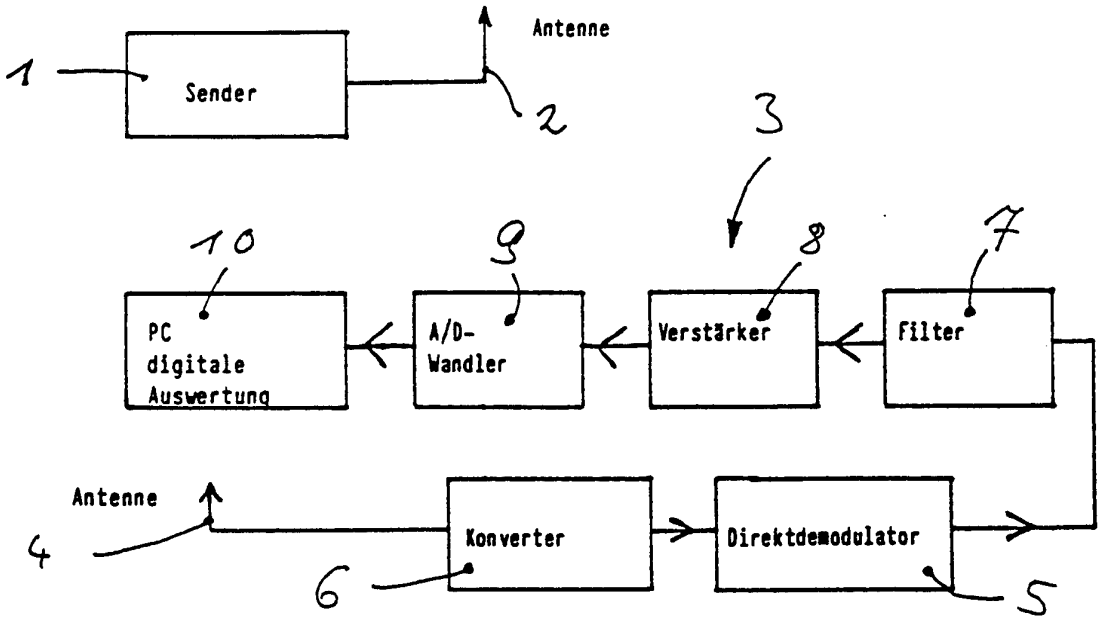

1
Sender
Antenne
2
3
10
PC
digitale
Auswertung
9
A/D-
Wandler
8
Verstärker
7
Filter
Antenne
4
Konverter
6
Direktdemodulator
5

Fig. 2

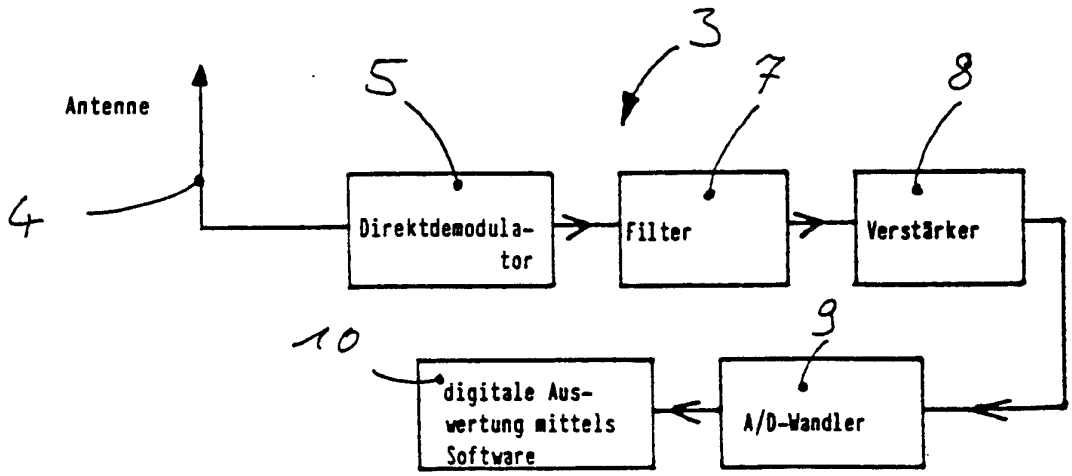

Antenne
4
5
Direktdemodula-
tor
3
7
Filter
8
Verstärker
10
digitale Aus-
wertung mittels
Software
9
A/D-Wandler

Fig 3

Aufbau der Auswertekette

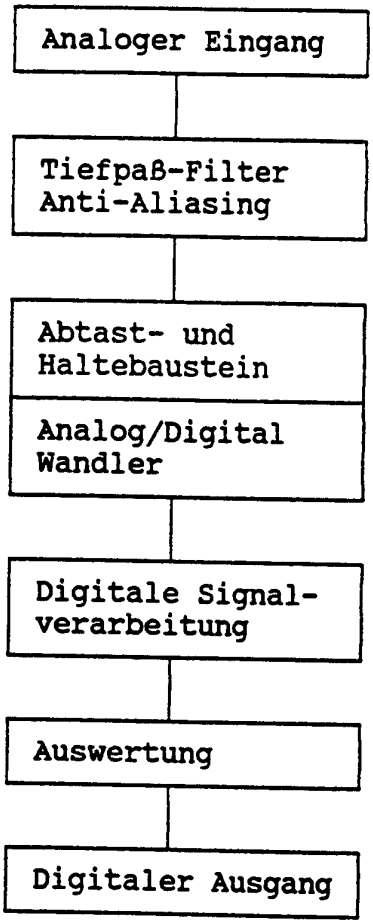
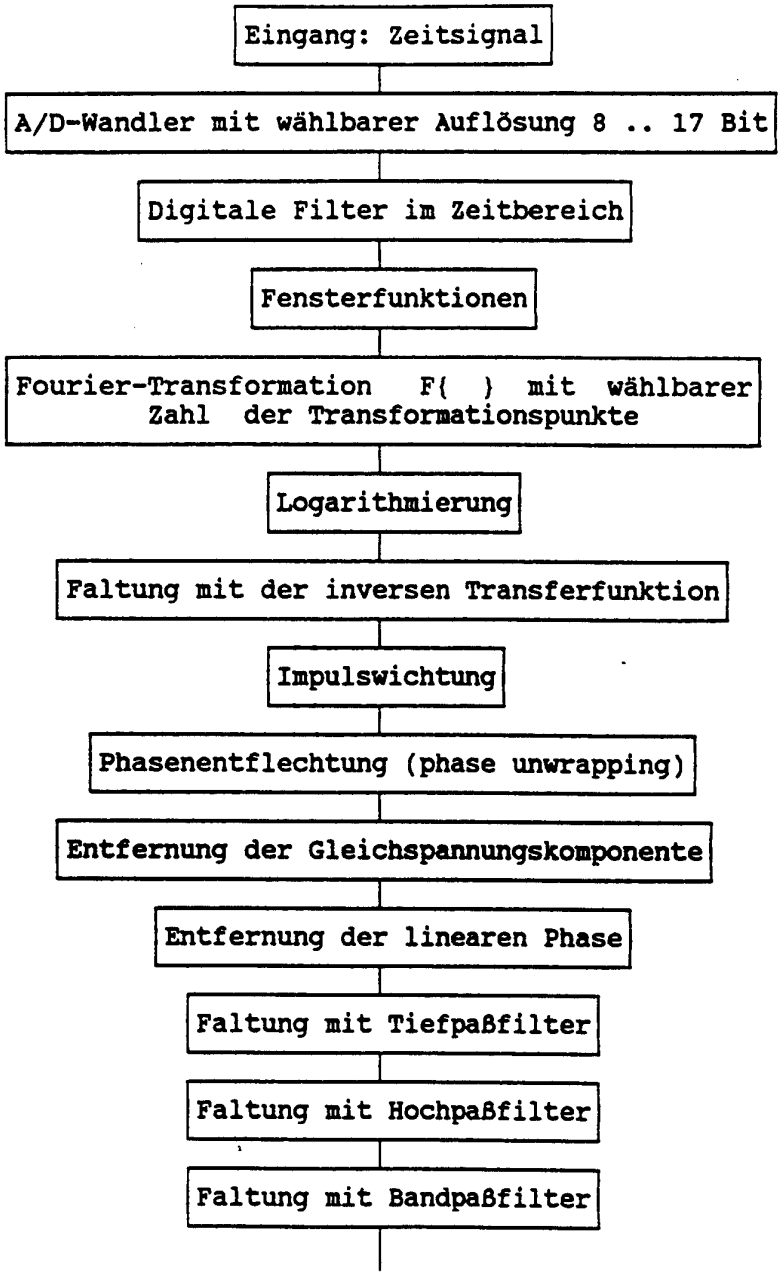


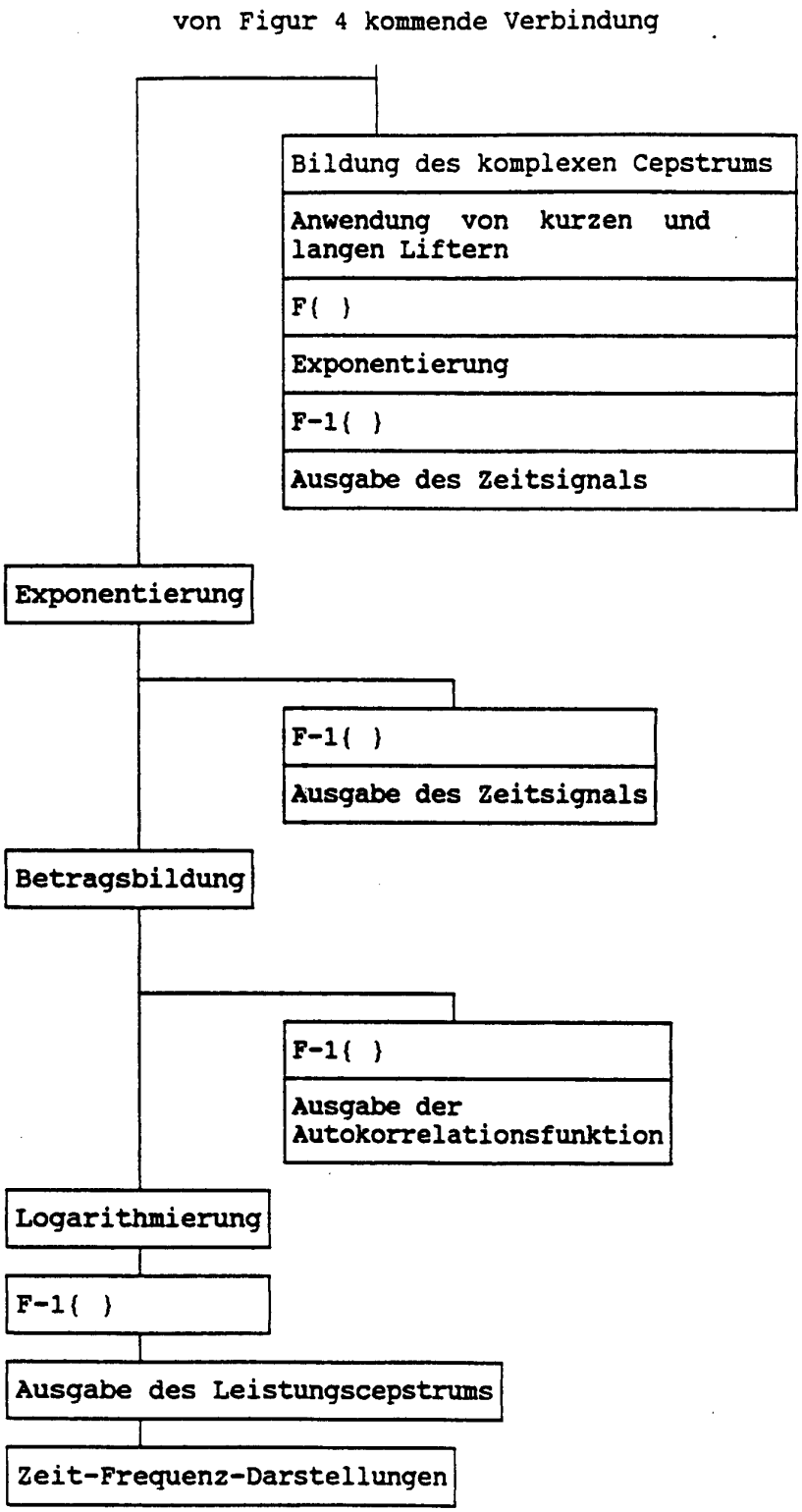
Fig. 4

implementierte Bearbeitungsschritte:



weiterer Verlauf in Figur 4a

Fig 4a


von Figur 4 kommende Verbindung
Bildung des komplexen Cepstrums
Anwendung von kurzen und langen Liftern
F( )
Exponentierung
F-1( )
Ausgabe des Zeitsignals
Exponentierung
F-1( )
Ausgabe des Zeitsignals
Betragsbildung
F-1( )
Ausgabe der Autokorrelationsfunktion
Logarithmierung
F-1( )
Ausgabe des Leistungscepstrums
Zeit-Frequenz-Darstellungen

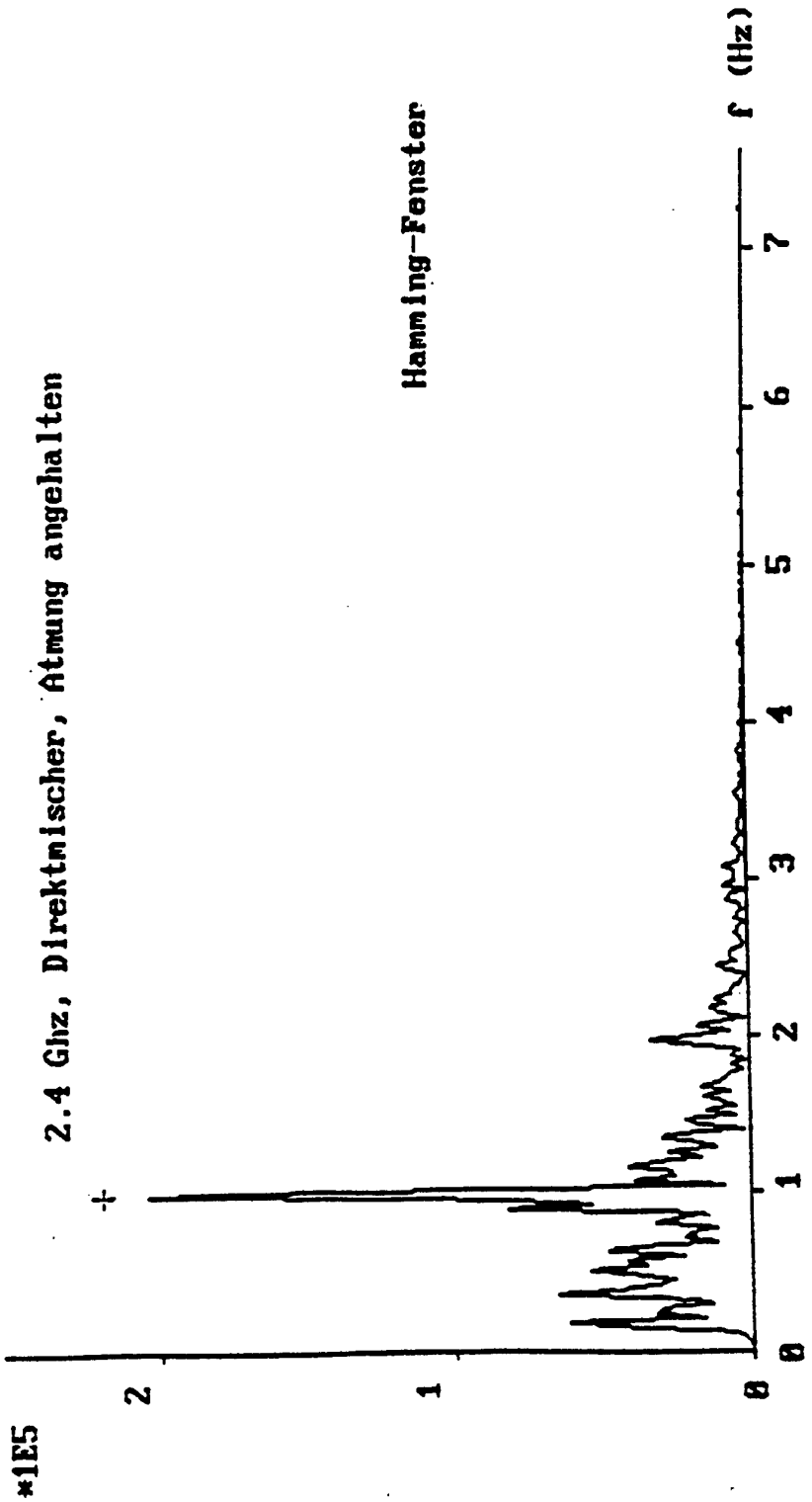

2.4 Ghz, Direktmischer, Atmung angehalten
Hamming-Fenster
*1E5
2
1
0
0
1
2
3
4
5
6
7
f (Hz)

Fig. 5

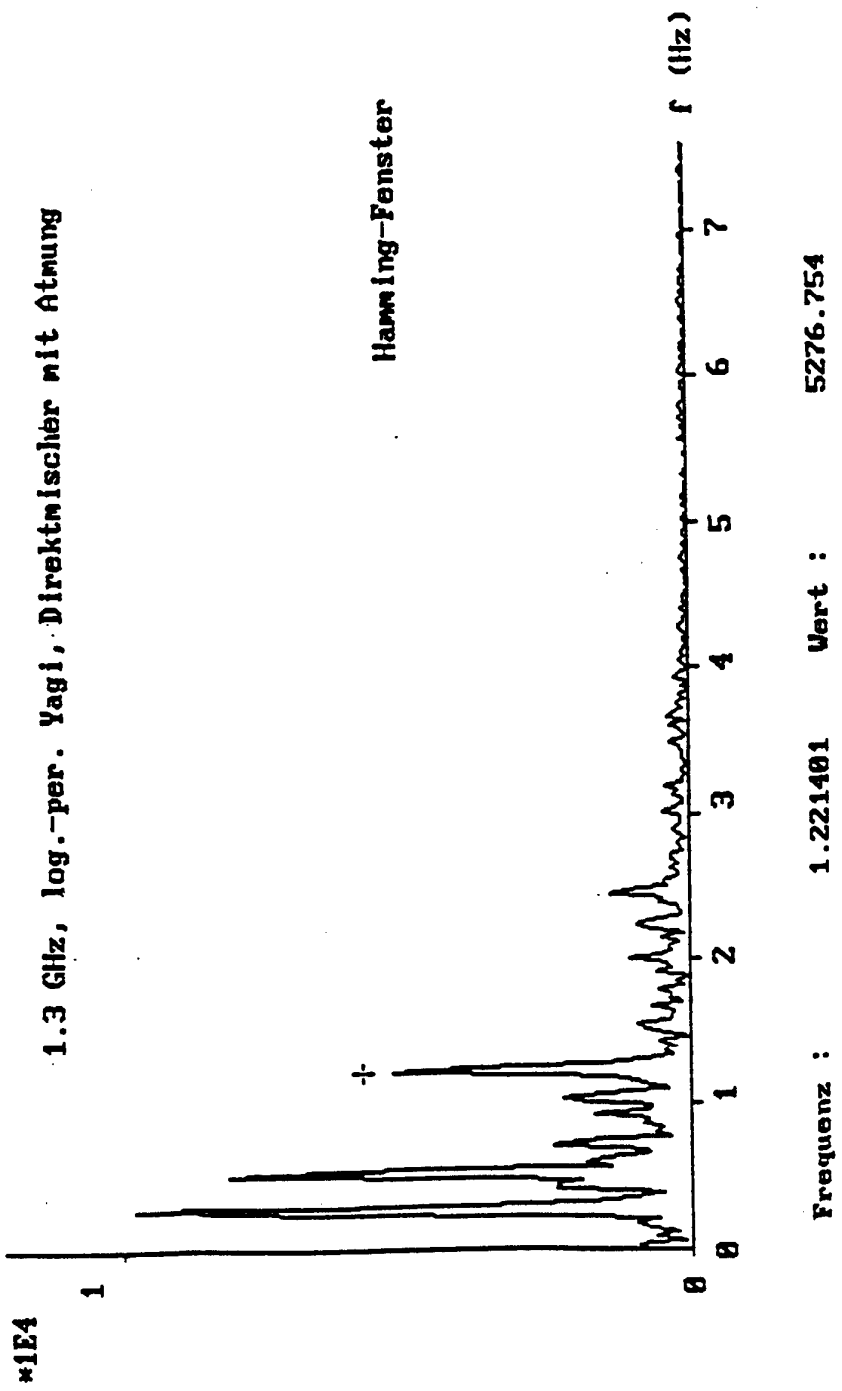
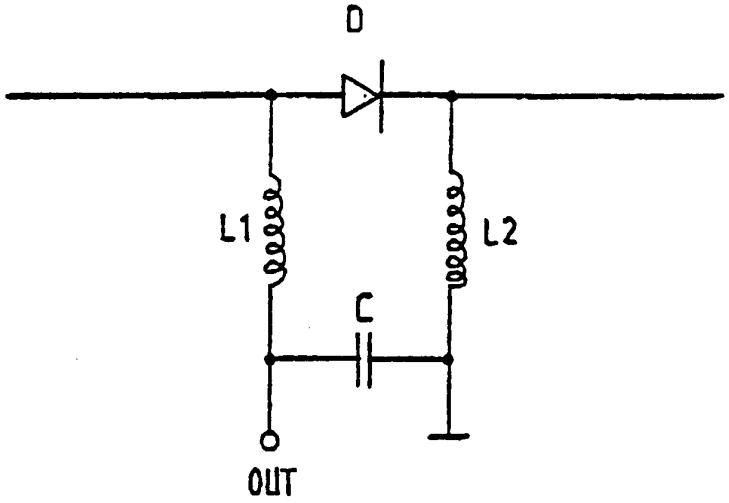

1.3 GHz, log.-per. Yagi, Direktmischer mit Atmung
Hamming-Fenster
*1E4
1
0
0
1
2
3
4
5
6
7
f (Hz)
Frequenz : 1.221401 Wert : 5276.754

Fig 6

Fig. 7



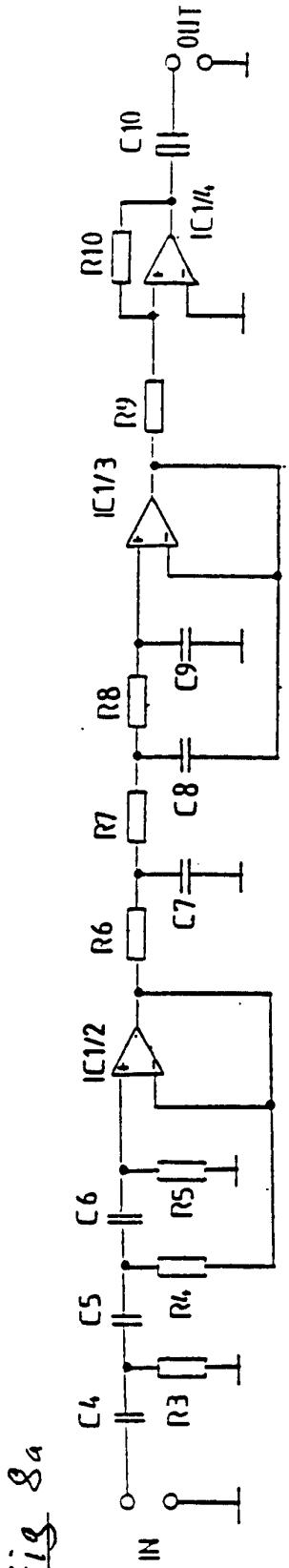

IN
C4
R3
C5
R4
C6
R5
IC1/2
R6
C7
R7
C8
R8
C9
IC1/3
R9
R10
IC1/4
C10
OUT

Fig 8a

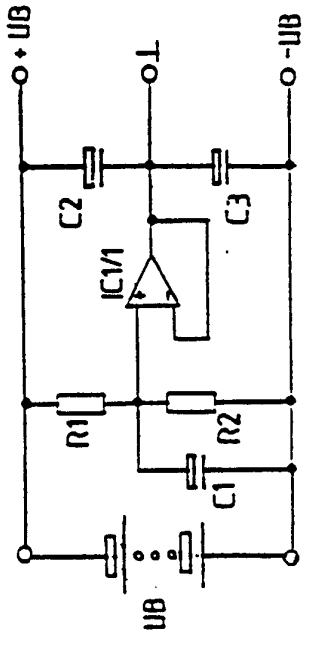

+UB
0
-UB
C2
C3
IC1/1
R1
R2
C1
UB

Fig 8b

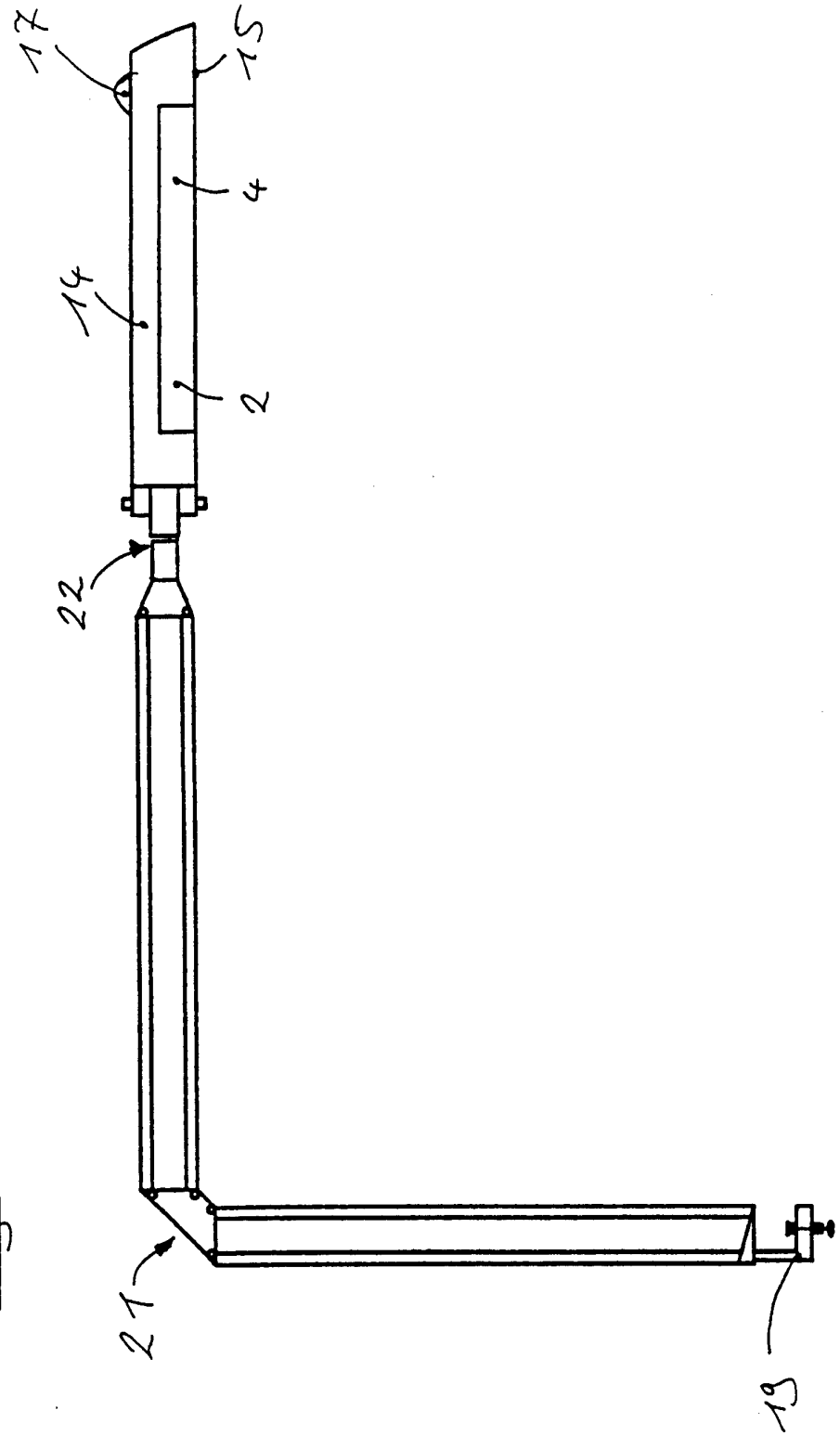


Fig. 9

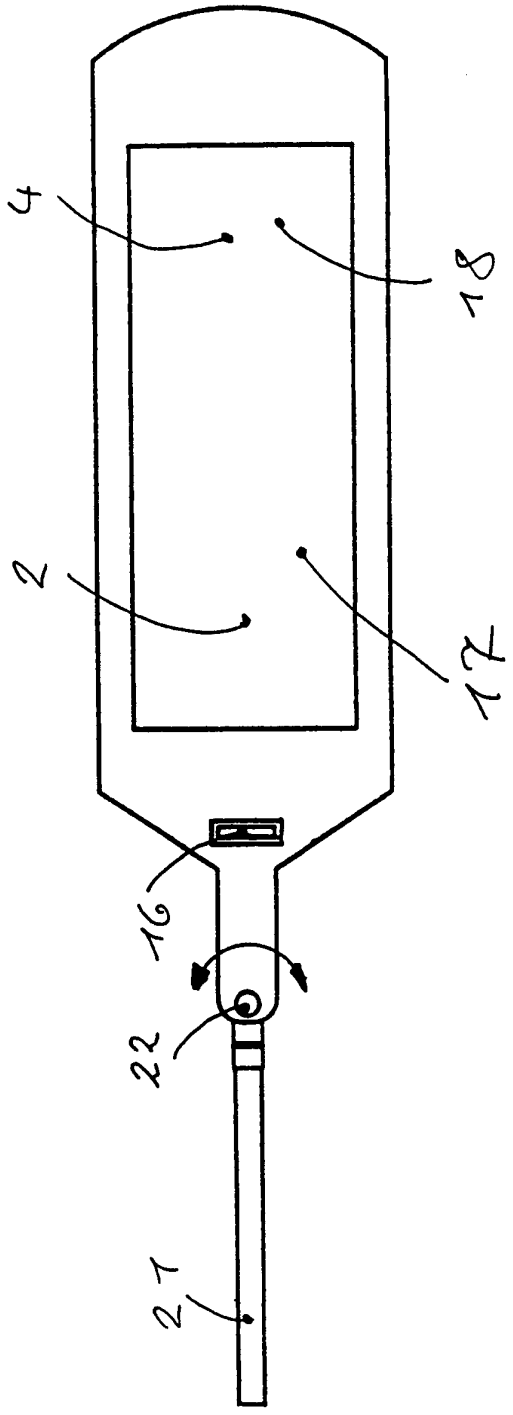


Fig. 10

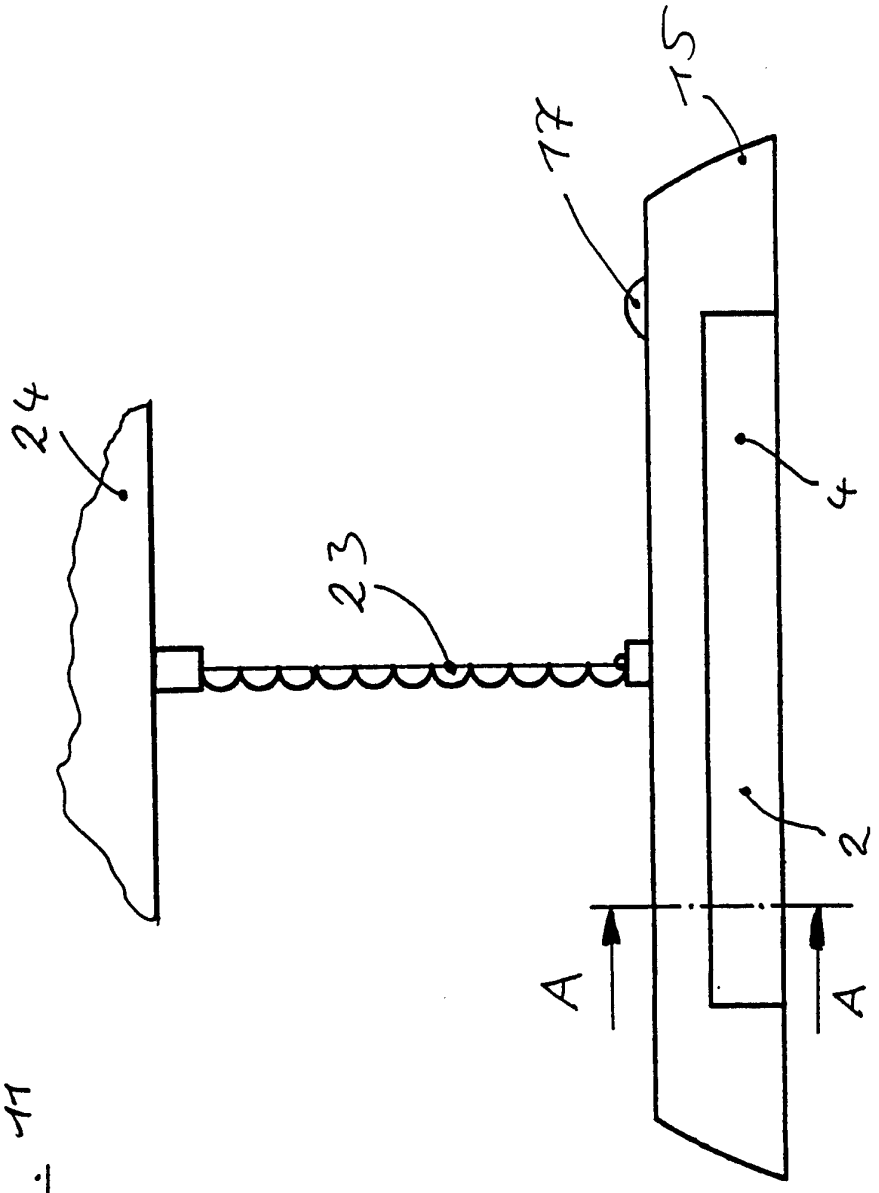


Fig. 11

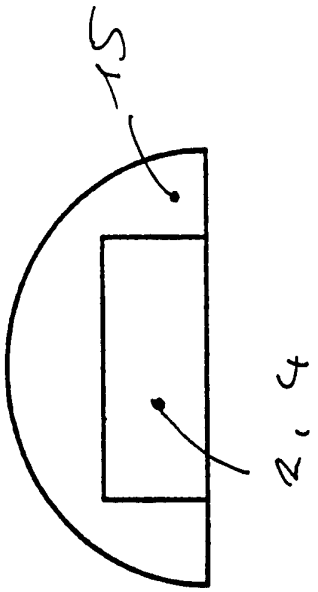


Fig. 12

Fig. 13

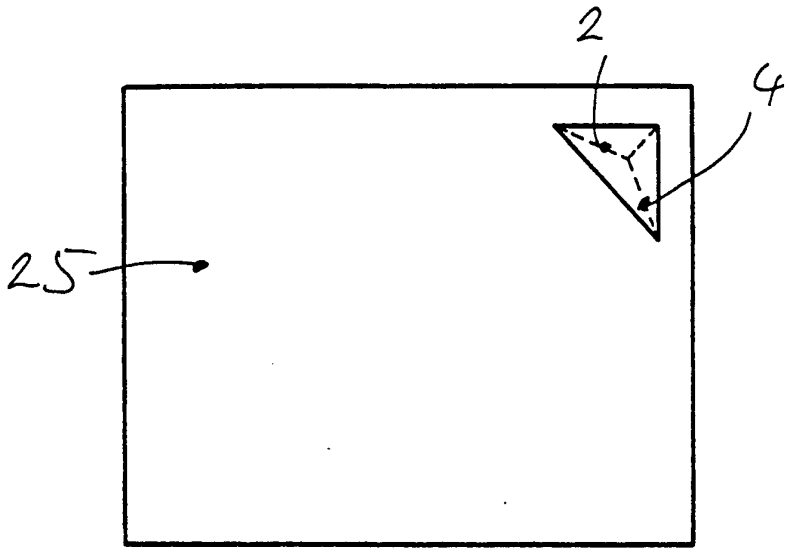


Fig. 14

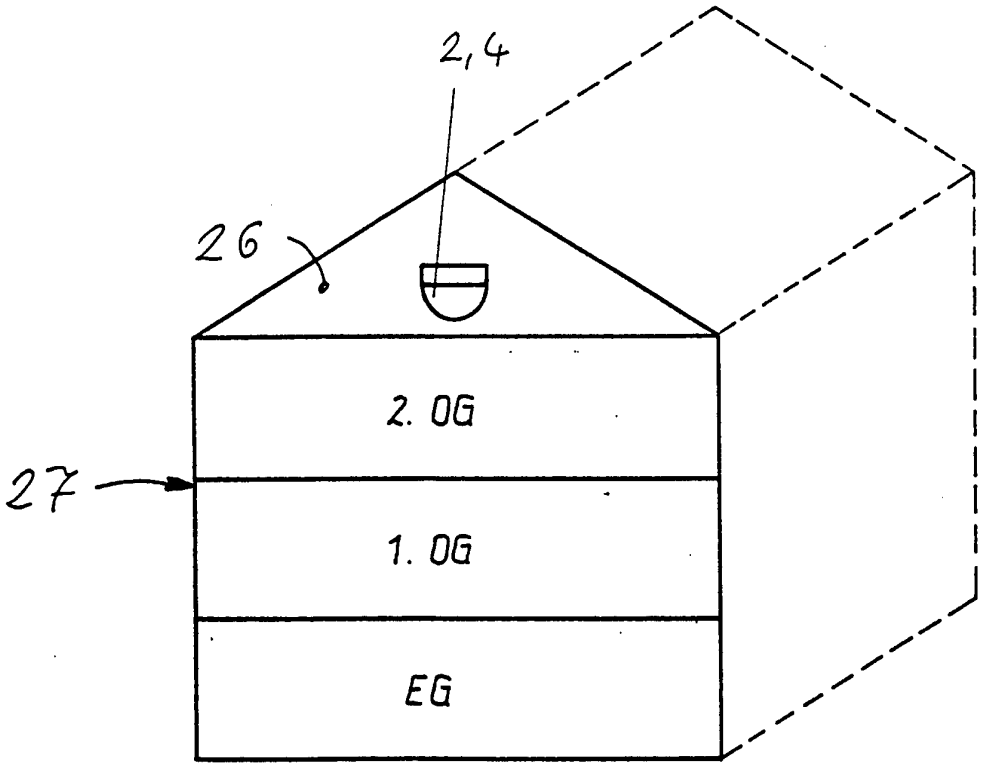


Fig. 15

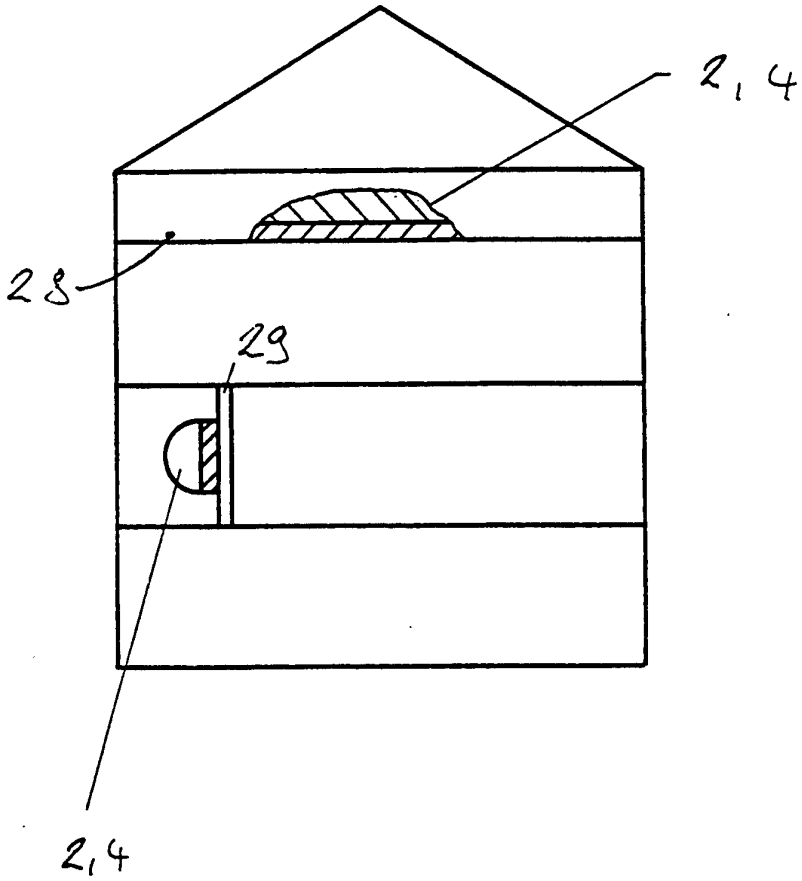
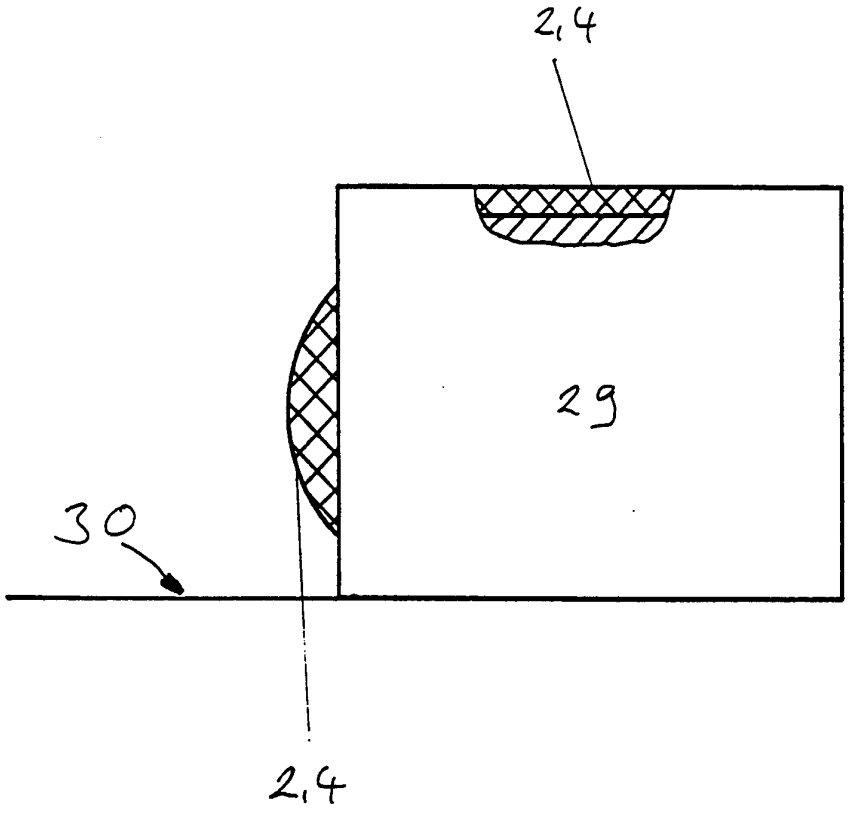


Fig. 16



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/DE 95/00062

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 6 G01S13/56 G01S7/41

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 6 G01S

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

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US,A,4 958 638 (SHARPE ET AL.) 25 September 1990 see the whole document ---	1,5-10, 13,15-21 2-4,11, 12,14, 22,23
Y	1979 CARNAHAN CONFERENCE ON CRIME COUNTERMEASURES, 16 May 1979 - 18 May 1979 LEXINGTON, KENTUCKY, pages 53-56, Y. LIPKIN ET AL. 'MICROWAVE RESPIRATION MONITOR (MWRM)' see the whole document ---	2-4,11, 14
Y	US,A,3 796 208 (BLOICE) 12 March 1974 see the whole document --- -/--	12

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

[X] Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
11 April 1995	08. 05. 95

Name and mailing address of the ISA	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Zaccà, F

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/DE 95/00062

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	FR,A,2 645 307 (BOUDES) 5 October 1990 see abstract see page 4, line 30 - line 38 ---	22
Y	IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT, vol. 40,no. 4, August 1991 NEW YORK US, pages 747-750, XP 000259799 CHUANG, CHEN, CHEN 'Automatic Clutter-Canceler for Microwave Life-Detection Systems' see abstract -----	23

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/DE 95/00062

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US-A-4958638	25-09-90	NONE		
US-A-3796208	12-03-74	GB-A-	1378754	27-12-74
		DE-A-	2205411	15-03-73
		FR-A-	2141047	19-01-73
FR-A-2645307	05-10-90	NONE		

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/DE 95/00062

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 6 G01S13/56 G01S7/41

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
IPK 6 G01S

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

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X Y	US,A,4 958 638 (SHARPE ET AL.) 25.September 1990 siehe das ganze Dokument ---	1,5-10, 13,15-21 2-4,11, 12,14, 22,23
Y	1979 CARNAHAN CONFERENCE ON CRIME COUNTERMEASURES, 16.Mai 1979 - 18.Mai 1979 LEXINGTON, KENTUCKY, Seiten 53-56, Y. LIPKIN ET AL. 'MICROWAVE RESPIRATION MONITOR (MWRM)' siehe das ganze Dokument ---	2-4,11, 14
Y	US,A,3 796 208 (BLOICE) 12.März 1974 siehe das ganze Dokument --- -/--	12

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

[X] Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zumVerständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
11.April 1995	08. 05. 95

Name und Postanschrift der Internationale Recherchenbehörde	Bevollmächtigter Bediensteter
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+ 31-70) 340-3016	Zaccà, F

Formblatt PCT/ISA/210 (Blatt 2) (Juli 1992)

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie°	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	FR,A,2 645 307 (BOUDES) 5.Oktober 1990 siehe Zusammenfassung siehe Seite 4, Zeile 30 - Zeile 38 ---	22
Y	IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT, Bd. 40,Nr. 4, August 1991 NEW YORK US, Seiten 747-750, XP 000259799 CHUANG, CHEN, CHEN 'Automatic Clutter-Canceler for Microwave Life-Detection Systems' siehe Zusammenfassung -----	23

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/DE 95/00062

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US-A-4958638	25-09-90	KEINE		
US-A-3796208	12-03-74	GB-A-	1378754	27-12-74
		DE-A-	2205411	15-03-73
		FR-A-	2141047	19-01-73
FR-A-2645307	05-10-90	KEINE		