



(12) Wirtschaftspatent

Erteilt gemäß § 17 Absatz 1 Patentgesetz

(19) DD (11) 255 276 A1

4(51) A 61 B 5/02

AMT FÜR ERFINDUNGS- UND PATENTWESEN

In der vom Anmelder eingereichten Fassung veröffentlicht

(21) WP A 61 B / 298 213 1

(22) 22.12.86

(44) 30.03.88

(71) Akademie der Wissenschaften der DDR, Otto-Nuschke-Straße 22/23, Berlin, 1080, DD

(72) Berndt, Klaus, Dr. Dipl.-Phys., DD

(54) Photometrisches Instrument für die Diagnose des Durchblutungszustandes der Haut

(55) medizinische Diagnostik, nichtinvasive Diagnostik, peripherer Blutdruck, Blutfluß, Sauerstoffsättigung, Pulsfrequenz, Photoplethysmograph, Licht-Reflexions-Rheograph, Photooxymeter, Epidermis, Signalunterdrückung, Fremdlicht, Scanning

(57) Die Erfindung bezieht sich auf die medizinische nichtinvasive Diagnostik des peripheren Blutdruckes und Blutflusses, der Sauerstoffsättigung des Blutes sowie der Pulsfrequenz. Die Anwendung ist vorzugsweise in Photoplethysmographen, Licht-Reflexions-Rheographen und Photooxymetern möglich. Die Haut wird durch eine höchstfrequent periodisch intensitätsmodulierte Lichtquelle bestrahlt. Die Registrierung des rückgestreuten Lichtes erfolgt mittels eines frequenzselektiven höchstfrequent-phasenempfindlichen Photodetektors. Durch geeignete Einstellung der Detektorphasenlage kann der Signalbeitrag des von der blutleeren Epidermis rückgestreuten Lichtes vollständig unterdrückt werden. Fremdlicht liefert ebenfalls keinen Signalbeitrag. Eine Scanning-Einrichtung ermöglicht die bildhafte Darstellung des Durchblutungszustandes eines größeren Hautbereiches. Fig. 1

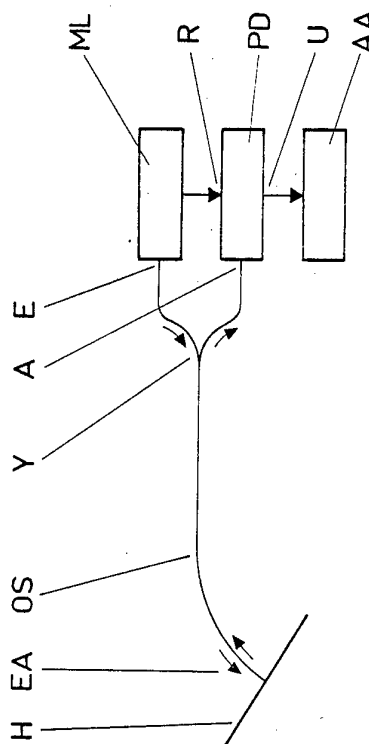


Fig. 1

Patentansprüche:

1. Photometrisches Instrument für die Diagnose des Durchblutungszustandes der Haut mit einer intensitätsmodulierten Lichtquelle, **gekennzeichnet dadurch**, daß die Intensitätsmodulation höchstfrequent periodisch erfolgt, daß zwischen der Lichtquelle (ML) und der zu vermessenden Hautstelle (H) ein optisches Übertragungssystem (OS) angeordnet ist, das nahe der Lichtquelle (ML) einen optischen Eingang (E), nahe der Hautstelle (H) einen optischen Ein- und Ausgang (EA) sowie an beliebiger anderer Stelle einen optischen Ausgang (A) besitzt, wobei an diesen Ausgang ein frequenzselektiver höchstfrequent-phasenempfindlicher Photodetektor (PD) angekoppelt ist, dessen elektrischer Referenzeingang (R) mit einem elektrischen Referenzausgang der Lichtquelle (ML) verbunden ist, und an den Ausgang (U) des phasenempfindlichen Photodetektors (PD) ein Auswerte- und Anzeigemodul (AA) angeschlossen ist.
2. Photometrisches Instrument nach Anspruch 1, **gekennzeichnet dadurch**, daß als optisches Übertragungssystem eine Lichtleitfaser mit Y-Verzweigung vorhanden ist.
3. Photometrisches Instrument nach Anspruch 1, **gekennzeichnet dadurch**, daß das optische Übertragungssystem aus einer Eingangslinse, einer Ein- und Ausgangslinse sowie einem zwischen den beiden Linsen angeordneten Strahlteiler zur Ablenkung eines Anteils der Strahlung auf eine Ausgangslinse besteht.
4. Photometrisches Instrument nach Anspruch 1, **gekennzeichnet dadurch**, daß als intensitätsmodulierte Lichtquelle ein Halbleiterlaser vorhanden ist.
5. Photometrisches Instrument nach Anspruch 1, **gekennzeichnet dadurch**, daß als intensitätsmodulierte Lichtquelle ein modensynchronisierter cw-Laser vorhanden ist.
6. Photometrisches Instrument nach Anspruch 1, **gekennzeichnet dadurch**, daß als elektrischer Referenzausgang der Lichtquelle ein separater Ausgang des internen elektrischen Treibermoduls dient.
7. Photometrisches Instrument nach Anspruch 1, **gekennzeichnet dadurch**, daß als elektrischer Referenzausgang der Lichtquelle der Signalausgang einer Monitorphotodiode dient.
8. Photometrisches Instrument nach Anspruch 1, **gekennzeichnet dadurch**, daß das optische Übertragungssystem eine Scanning-Einrichtung zum zeilenweisen Abtasten eines größeren Hautbereiches enthält, wobei die Scanning-Einrichtung elektrisch mit dem Auswerte- und Anzeigemodul verbunden ist.

Hierzu 2 Seiten Zeichnungen

Anwendungsgebiet der Erfindung

Die Erfindung bezieht sich auf die medizinische nichtinvasive Diagnostik des peripheren Blutdrucks und Blutflusses, der Sauerstoffsättigung des Blutes sowie der Pulsfrequenz. Die Anwendung ist vorzugsweise in Photoethismographen, Licht-Reflexions-Rheographen und Photooxymetern möglich und zweckmäßig.

Charakteristik des bekannten Standes der Technik

Optische Verfahren gewinnen zunehmend an Bedeutung für die nichtinvasive Diagnostik des Durchblutungszustandes der Haut. Überwiegend kommt das Reflexionsprinzip zur Anwendung, bei dem die Strahlung einer Lichtquelle in die Haut eindringt, und aus dem mittels eines Photodetektors registrierten reflektierten bzw. zurückgestreuten Anteil auf den Durchblutungszustand geschlossen wird. Als problematisch erweisen sich Fremdlicht, das zu Signalpegeländerungen führt, sowie die starke Rückstreuung des eingestrahnten Meßlichtes an der blutleeren Epidermis.

Zur Ausschaltung von Fehlmessungen durch Fremdlichteinwirkung sind unterschiedliche Lösungen bekannt. So wird beispielsweise beim Überschreiten eines bestimmten Fremdlichtpegels ein Alarm ausgelöst (US-PS 4.294.263, A 61 B, 5/02). Der Nachteil besteht hierbei in der Unsicherheit bezüglich der Alarmpegelfestlegung.

Bei einer anderen Lösung zur optischen Pulsfrequenzmessung wird der wirksame Arbeitswiderstand des Photoempfängers mittels positiver Rückkopplung frequenzselektiv im Bereich 0,5...3 Hz vergrößert (DD-PS 217.422, A 61 B, 5/02). Nachteilig ist hierbei, daß Störlicht dieses Frequenzbereiches nicht diskriminiert wird, und daß das Prinzip auf Blutdruck- sowie Blutflußmessungen nicht anwendbar ist.

Effektiver wirken andere Lösungen, in denen die Lichtquelle mit Frequenzen im Bereich von 100 Hz... 10 kHz intensitätsmoduliert ist, und eine frequenzselektive Photostrommessung erfolgt (DE-OS 2.206.422, A 61 B, 5/02). Erfahrungsgemäß besteht jedoch bei derartigen Anordnungen die Gefahr von Interferenzen mit stets im Labor vorhandenen niederfrequenten elektromagnetischen Störfeldern.

Zur Reduzierung des unerwünschten Signals, das infolge starker Rückstreuung des eingestrahnten Meßlichtes an der blutleeren Epidermis entsteht, benutzt man Anordnungen mit großem Lateralabstand zwischen Lichtquelle und Photodetektor (DE-PS 3.100.610, A 61 B, 5/02; DE-PS 3.318.746, A 61 B, 5/02; DD-PS 208.297, A 61 B, 5/02). Bei diesen Lösungen ist jedoch der zum Photodetektor gelangende erwünschte Meßlichtanteil sehr gering, wodurch die Empfindlichkeit sinkt. Darüber hinaus verschenkt man die Möglichkeit einer räumlichen Auflösung.

Ziel der Erfindung

Ziel der Erfindung ist es, den Durchblutungszustand der Haut optisch, räumlich aufgelöst und mit hoher Empfindlichkeit störungsfrei registrieren zu können.

Darlegung des Wesens der Erfindung

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein photometrisches Instrument für die Diagnose des Durchblutungszustandes der Haut anzugeben, in dem Fremdlicht keinen Signalbeitrag liefert, und bei extrem geringem effektivem Lateralabstand zwischen Lichtquelle und Photodetektor der Signalbeitrag des von der blutleeren Epidermis zurückgestreuten Meßlichtes vollständig unterdrückt wird.

Die Aufgabe wird gelöst durch ein photometrisches Instrument mit einer intensitätsmodulierten Lichtquelle, das erfindungsgemäß in nachstehend beschriebener Weise ausgebildet ist. Die Intensitätsmodulation der Lichtquelle erfolgt höchstfrequent periodisch. Zwischen der Lichtquelle und der zu vermessenden Hautstelle ist ein optisches Übertragungssystem angeordnet, das nahe der Lichtquelle einen optischen Eingang, nahe der Hautstelle einen optischen Ein- und Ausgang sowie an beliebiger anderer Stelle einen optischen Ausgang besitzt. An diesen Ausgang ist ein frequenzselektiver höchstfrequentphasenempfindlicher Photodetektor angekoppelt, dessen elektrischer Referenzeingang mit einem elektrischen Referenzgang der Lichtquelle verbunden ist. An den Ausgang des phasenempfindlichen Photodetektors ist ein Auswerte- und Anzeigemodul angeschlossen.

Eine Variante der Erfindung besteht darin, daß als optisches Übertragungssystem eine Lichtleitfaser mit Y-Verzweigung vorhanden ist.

In einer weiteren Variante besteht das optische Übertragungssystem aus einer Eingangslinse, einer Ein- und Ausgangslinse sowie einem zwischen den beiden Linsen angeordneten Strahlteiler zur Ablenkung eines Anteils der Strahlung auf eine Ausgangslinse.

Als intensitätsmodulierte Lichtquellen kommen insbesondere Halbleiterlaser sowie modensynchronisierte cw-Laser in Frage. Als elektrischer Referenzgang der Lichtquelle kann zweckmäßigerweise ein separater Ausgang des internen elektrischen Treibermoduls dienen. Es ist jedoch auch möglich, für diesen Zweck den Signalausgang einer Monitorphotodiode zu benutzen. In einer letzten Variante der Erfindung enthält das optische Übertragungssystem eine Scanning-Einrichtung zum zeilenweisen Abtasten eines größeren Hautbereiches, wobei die Scanning-Einrichtung elektrisch mit dem Auswerte- und Anzeigemodul verbunden ist.

Im Betrieb selektiert der frequenzselektive höchstfrequentphasenempfindliche Photodetektor eine wählbare FOURIER-Komponente aus dem Frequenzspektrum der periodischen Intensitätsmodulation der Lichtquelle. Das Ausgangssignal U_a des Photodetektors ergibt sich daher zu

$$U_a = K I_{ex} S_{dh} \cos(\Theta_s - \Theta_d). \quad (1)$$

In (1) bedeuten K eine Apparatekonstante, I_{ex} die zeitlich gemittelte Anregungsintensität der Lichtquelle, S_{dh} die vom Durchblutungszustand und von der Hauttiefe abhängige Rückstreuoeffektivität, Θ_s die von der Eindringtiefe in die Haut abhängige Phasenlage des rückgestreuten Lichtes und Θ_d die einstellbare Phasenlage des phasenempfindlichen Photodetektors. Durch Einstellen der Detektorphase Θ_d entsprechend der Bedingung

$$\Theta_d = \Theta_{so} \pm \pi/2 \quad (2)$$

kann man nun den Signalbeitrag des von der Hautoberfläche mit der Phasenlage Θ_{so} zurückgestreuten Lichtes vollständig unterdrücken. Licht, das aus einer Hauttiefe x zurückgestreut wird, weist eine von (2) abweichende Phase auf und trägt zum Signal (1) bei.

Für die von der Hauttiefe x abhängige Phasendifferenz

$$\Delta\Theta(x) = \Theta(x) - \Theta_{so} \tag{3}$$

erhält man den Ausdruck

$$\Delta\Theta(x) = 4\pi f n x / c, \tag{4}$$

in dem f die selektierte FOURIER-Komponente, n den optischen Brechungsindex der Haut und c die Lichtgeschwindigkeit im Vakuum bedeuten.

Unter der Bedingung (2) ergibt sich für das Ausgangssignal (1) des Photodetektors

$$U_a(x) = K I_{ex} S_{dh} \sin(4\pi f n x / c). \tag{5}$$

Die vollständige Unterdrückung des von der Hautoberfläche bewirkten Signales wird entsprechend (5) erkauft mit einer verminderten Empfindlichkeit für Hauttiefen $x > 0$. Bezogen auf die maximale Empfindlichkeit ohne Unterdrückung (100%) ergeben sich für FOURIER-Komponenten zwischen 500 MHz und 2000 MHz folgende Empfindlichkeiten:

Empfindlichkeit in % der Maximalempfindlichkeit

Hauttiefe	500 MHz	1 000 MHz	1 500 MHz	2 000 MHz
0 mm	0	0	0	0
1 mm	2,8	5,6	8,3	11
2 mm	5,6	11	17	22
3 mm	8,3	17	25	33

Bisher war angenommen worden, daß die Bedingung (2) für die Hautoberfläche erfüllt wird. Noch vorteilhafter ist es, die Schichttiefe vollständiger Signalunterdrückung von $x = 0$ (Hautoberfläche) zu einem Wert $x_{opt} > 0$ innerhalb der blutleeren Epidermis zu verschieben. Entsprechend (5) liefern dann die Schichten mit $x_{opt} \geq x \geq 0$ einen negativen Beitrag, und die Epidermis-Schichten mit $x \geq x_{opt}$ einen positiven Beitrag zum Signal. Durch geeignete Wahl von x_{opt} kann auf diese Weise eine Kompensation aller Epidermis-Beiträge erreicht werden.

Der frequenzselektive höchstfrequent-phasenempfindliche Photodetektor bewertet nur Lichtstrahlung, die mit der gewählten FOURIER-Frequenz moduliert ist. Alle anderen Frequenzen liefern ein Null-Signal. Dies gilt insbesondere auch für Tageslicht oder moduliertes Lampenlicht.

Wird ein optisches Übertragungssystem mit Scanning-Einrichtung benutzt, so gestattet der extrem geringe effektive Lateralabstand zwischen Lichtquelle und Photodetektor die bildhafte Darstellung des Durchblutungszustandes eines größeren Hautbereiches auf einem Monitor des Auswerte- und Anzeigemoduls.

Ausführungsbeispiel

Die Erfindung soll nachstehend an einem Ausführungsbeispiel näher erläutert werden. In den zugehörigen Zeichnungen zeigen

Fig. 1: das Schema eines photometrischen Instrumentes nach der Erfindung,

Fig. 2: einen frequenzselektiven höchstfrequent-phasenempfindlichen Photodetektor.

Das photometrische Instrument enthält als wesentlichen Bestandteil eine höchstfrequent periodisch intensitätsmodulierte Lichtquelle ML. Hierfür eignen sich insbesondere Halbleiterlaser, wie sie auf dem Gebiet der optischen Nachrichtenübertragung mittels Lichtleitfasern Verwendung finden. Die Intensitätsmodulation kann sinusförmig, gepulst oder in einer anderen — periodischen — Weise erfolgen.

Zwischen der Lichtquelle ML und der zu vermessenden Hautstelle H ist ein optisches Übertragungssystem OS angeordnet, das nahe der Lichtquelle ML einen optischen Eingang E, nahe der Hautstelle H einen optischen Ein- und Ausgang EA sowie an beliebiger anderer Stelle einen optischen Ausgang A besitzt. Als optisches Übertragungssystem eignen sich beispielsweise eine Lichtleitfaser mit Y-Verzweigung Y, oder mehrere gebündelte Fasern, von denen ein Teil das Licht zur Haut hin und ein anderer Teil von der Haut weg transportiert. Es sind aber auch andere, z. B. linsengebundene Übertragungssysteme möglich.

An den Ausgang A des optischen Übertragungssystems OS ist ein frequenzselektiver höchstfrequent-phasenempfindlicher Photodetektor PD angekoppelt, dessen elektrischer Referenzeingang R mit einem elektrischen Referenzgang der Lichtquelle ML verbunden ist. Als Referenzgang kann beispielsweise ein separater Ausgang des internen elektrischen Treibermoduls dienen, oder man benutzt den Signalausgang einer Monitorphotodiode.

Fig. 2 zeigt eine zweckmäßige Ausführung für den frequenzselektiven höchstfrequent-phasenempfindlichen Photodetektor PD. Als Photoempfänger dient eine Avalanche-Photodiode APD mit großem Verstärkungs-Bandbreite-Produkt, wie sie für die Zwecke der optischen Nachrichtenübertragung mittels Lichtleitfasern verwendet werden. Das von der Haut H zurückgestreute Licht wird über das optische Übertragungssystem OS in Gestalt einer Faser eingekoppelt. Avalanche-Photodioden mit integrierter Faser werden bereits auf dem Markt angeboten. Zum Betrieb der Photodiode APD ist an diese eine Gleichspannungsquelle DC angeschlossen. Gemessen wird der zeitlich gemittelte Photostrom, wozu der an die Avalanche-Photodiode APD angeschlossene relativ niederfrequente Lock-in-Verstärker LI dient.

Das höchstfrequente Referenzsignal der Lichtquelle ML gelangt über den Referenzeingang R, einen frequenzselektiven Verstärker V, einen Phasenschieber PS sowie einen elektronischen Schalter ES ebenfalls an die Avalanche-Photodiode APD, wobei der Synchronisierungsausgang des Schalters ES zum Synchronisierungseingang des Lock-in-Verstärkers LI geführt ist. Mittels des Phasenschiebers PS kann die Detektorphase Θ_d eingestellt werden.

Der Signalausgang U des Lock-in-Verstärkers LI, der mit dem Signalausgang U des phasenempfindlichen Photodetektors PD identisch ist, kann hinsichtlich seiner Integrationszeitkonstante in weiten Grenzen variiert werden. Auf diese Weise ist es möglich, in dem an den Ausgang U angeschlossenen Auswerte- und Anzeigemodul AA wahlweise das Pulsvolumen, die Pulsfrequenz, den peripheren Blutdruck und Blutfluß bzw. die Sauerstoffsättigung zu registrieren.

Dank des großen Quantenwirkungsgrades und der inneren Verstärkung von Avalanche-Photodioden ist eine sehr gute Nachweisempfindlichkeit gewährleistet. Die Lichtquelle kann daher mit relativ niedriger Leistung betrieben werden, so daß Schädigungen der Haut mit Sicherheit ausgeschlossen sind. Durch den höchstfrequent-phasenempfindlichen Strahlungsnachweis bestehen keine störenden Fremdlichteinwirkungen infolge Trageslicht oder modulierten Lampenlichts. Die Bedingungen können selbstverständlich durch flankierende Maßnahmen wie Spektral- bzw. Raumfilterung noch weiter optimiert werden.

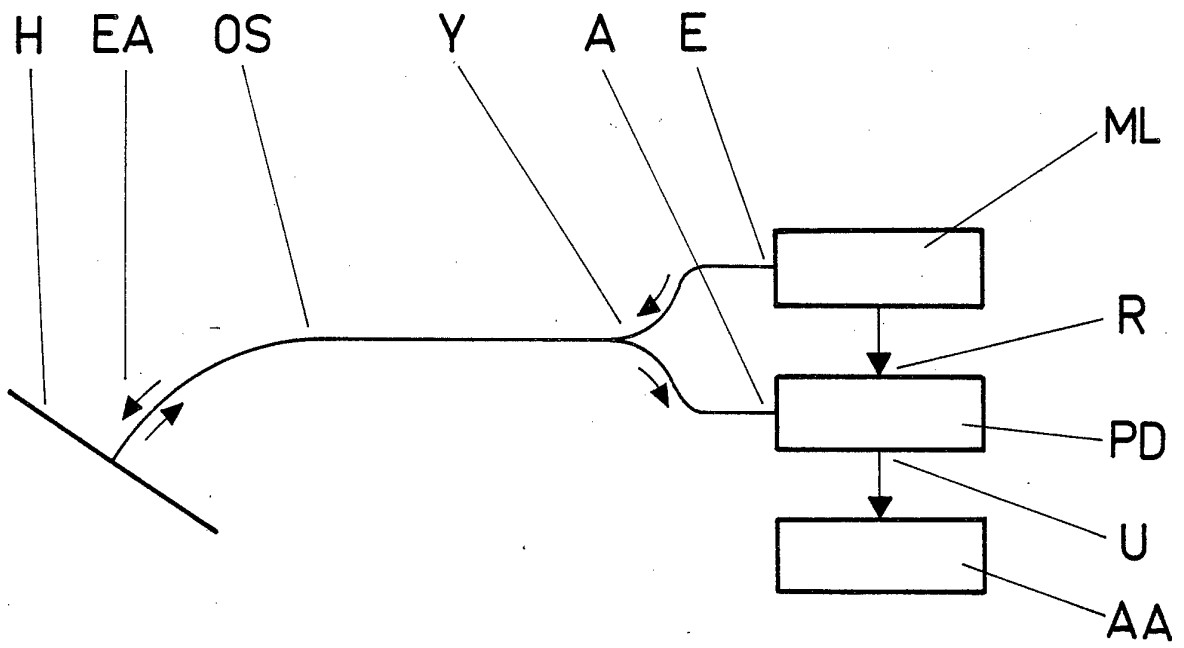


Fig. 1

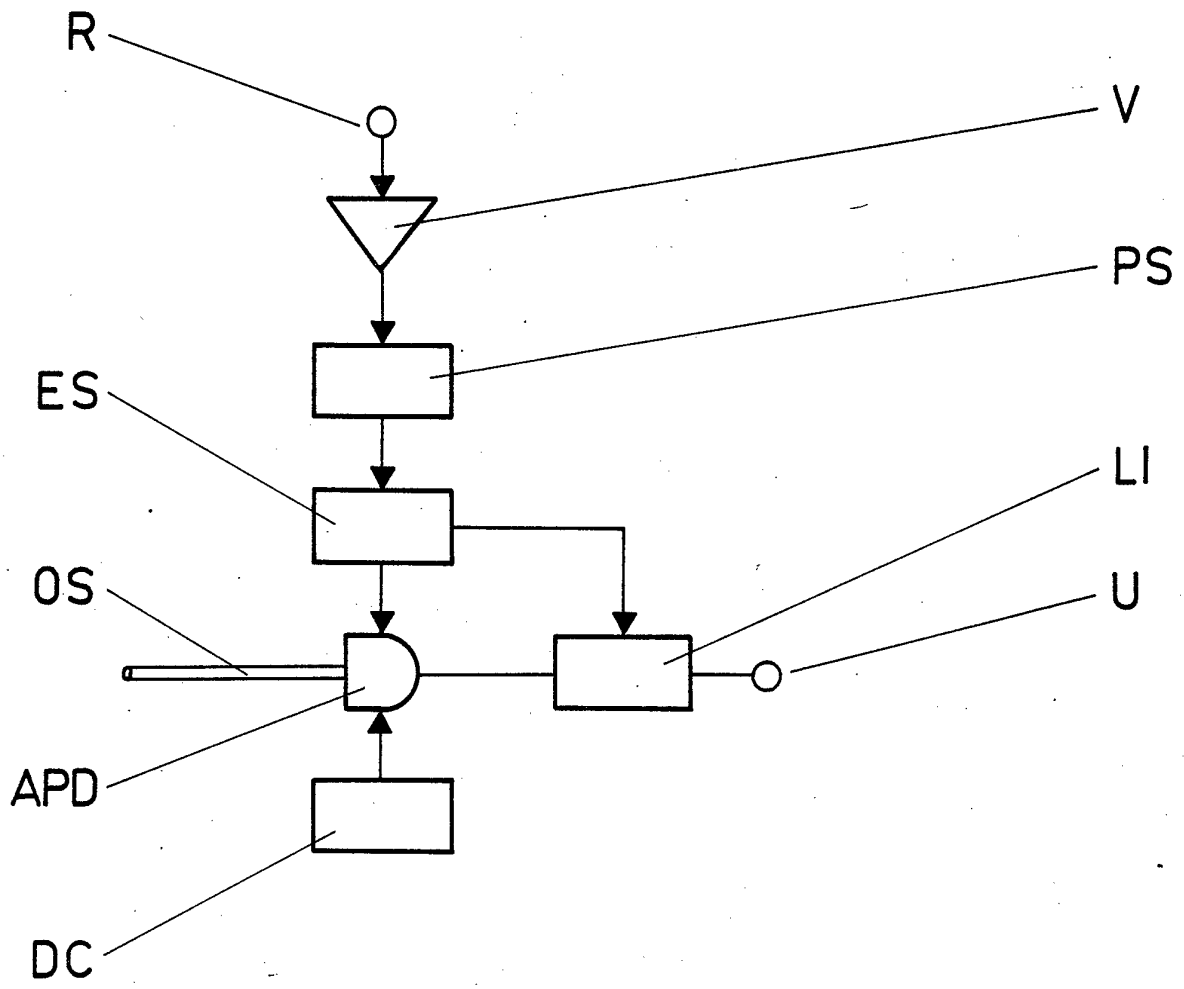


Fig. 2