

(19) DANMARK



DIREKTORATET FOR
PATENT- OG VAREMÆRKEVÆSENEN



(12) FREMLÆGGELSESSKRIFT (11) 145977 B

- (21) Ansøgning nr. 3755/75 (51) Int.Cl.³ G 01 N 21/35
- (22) Indleveringsdag 20. aug. 1975
- (24) Løbedag 20. aug. 1975
- (41) Alm. tilgængelig 6. mar. 1976
- (44) Fremlagt 2. maj 1983
- (86) International ansøgning nr. -
- (86) International indleveringsdag -
- (85) Videreførelsesdag -
- (62) Stamansøgning nr. -
- (30) Prioritet 5. sep. 1974, 2442589, DE
- (71) Ansøger DRAEGERWERK AKTIENGESELLSCHAFT, 2400 Luebeck, DE.
- (72) Opfinder Horst Frankenberger, DE.
- (74) Fuldmægtig Firmaet Chas. Hude.
-
- (54) Apparat til kontinuerlig måling
af CO₂-indholdet i åndedrætsluft.

DK 145977 B

Opfindelsen angår et måleapparat af den i krav 1's indledning nævnte art.

Der kendes fremgangsmåder og apparater, ved hvilke koncentrationer af enkelte komponenter af luftarter og dampe kan måles kontinuerligt ifølge princippet for infrarød absorption. De benyttes f.eks. til proceskontrol i kemiske anlæg, til overvågning af renholdning af luft og i medicinen.

Infrarød-absorptions-måleapparater udnytter den specifikke strålingsabsorption for heteroatomare luftarter i det infrarøde spektralområde. Absorptionen sker ved bestemte frekvenser, der svarer til molekyl-egensvingningerne. Enhver luftart bortset fra de enatomede inaktive luftarter og toatomede grundstoftluftarter som f.eks. O_2, H_2 har et specifikt absorptionsspektrum bestående af enkelte absorptionsbånd i det infrarøde spektralområde.

Absorptionen sker ved kendte apparater i en celle, som er integreret i måleapparatet, og gennem hvilken luftprøven ledes. For intensiteten I af en bølgestråling gælder efter gennemgang af et medium med lagtykkelsen l Lambert-Beers lov

$$I = I_0 \cdot e^{-k \cdot l \cdot c}$$

I_0 : Intensitet af lyset ved indtræden i mediet,
 k : Absorptionskoefficient
 l : Vejen i cellen
 c : Koncentration af gassen

De kendte gasanalyseapparater ifølge infrarødabsorptionsprincippet benytter alle den for den målte gas specifikke strålingsabsorption i det infrarøde spektralområde. De arbejder efter følgende fremgangsmåde:

Tokanalfremgangsmåde

Stråling, der udgår fra to glødespiraler og er moduleret i samme fase, når efter parallelt gennemløb af et sammenlignings- og målekammer til et modtagekammer. Dette er ved hjælp af en

membrankondensator delt i to kamre. Begge delkamre er fyldt med gas, der skal måles. Målekammeret indeholder gassen, som skal undersøges, medens sammenligningskammeret indeholder en passiv luftart, f.eks. nitrogen, som ikke absorberer nogen stråling. Strålingen bliver ved hjælp af et omløbende blænde-
5 hjul afbrudt periodisk og med samme fase i begge strålegange - gennem sammenligningskammeret og gennem målekammeret.

Hvis strålen gennem målekammeret bliver svækket ved tilstedeværelsen af den gas, der skal måles, frembringer det derved opståede differenssignal i modtagekammeret periodiske tryk- og
10 temperatursvingninger. Disse frembringer koncentrationsafhængige kapacitetsændringer på membrankondensatoren, som kan være gjort synlige i en gasindikator.

Enkanalfremgangsmåde

15 Stråling, der udgår fra en glødespiral og er moduleret i modfase af et omløbende blændehjul, når efter parallelt gennemløb af de i en todelt celle anbragte sammenlignings- og målekamre hen til modtagekammeret. Dette er i strålingsretningen delt i to kammerhalvdele og fyldt med den gaskomponent, der skal måles.
20 Begge kammerhalvdele virker på en membrankondensator. Bliver strålen i målekammeret ved tilstedeværelsen af den gas, der skal måles, svækket, frembringer det herved opstående differenssignal tryk- og temperatursvingninger. Disse frembringer koncentrationsafhængige kapacitetsændringer på membrankondensatoren,
25 som kan være gjort synlige på en gasindikator.

Enkeltkanalmetode med referencemodtager

Stråling fra en Hg-damplampe samles af en kvartskondensator og når via et interferensfilter til en lysdeler, i hvilken halvdel af lyset bliver afbøjet til en referencemodtager. Den
30 anden halvdel af lyset falder gennem målecellen. Målecellen gennemstrømmes skiftevis, programstyret med en til nulpunktet svarende passiv luftart og den gasprøve, der skal måles. Et

fotometer sammenligner de to værdier, nulpunkt og måleværdi med værdien fra referencemodtageren. Når målecellen bliver gennemstrømmet af en passiv luftart, kan et motordrevet potentiometer bringe målebroen til nulpunktudligning. Spole- og udligningsintervallet er indstilleligt og retter sig efter en forventet tilsmudsning af cellen (Wasser, Luft und Betrieb 18, 1974, Nr. 4, S. 212-217).

Et yderligere kendt infrarødabsorptionsmåleapparat til måling af CO₂-indholdet i åndedrætsluften arbejder uden en sammenligningsgas i lyskildens strålegang, som i dette tilfælde er en NiCr-trådspiral. Apparatet har to strålegange, som adskiller sig ved en gensidig indkobling af et referencefilter og et analysefilter. Strålingsgangen indeholder i strålingens udbredelsesretning efter lyskilden målecellen og derefter - svarende til koblingsstillingen - enten referencefilteret eller analysefilteret og derefter i tilslutning hertil et bredbåndsfiler, som både dækker gennemgangsområdet for referencefilteret og for analysefilteret, og en fotodetektor. Til måleapparatet hører endvidere bekendte indretninger til forstærkning af målesignaler fra fotodetektoren, synkronkoblingsindretning o.s.v.

Målecellen er anbragt i en parallelgren til udåndingsluften. Parallelstrømmen af åndedrætsluften bevæges af en lille transistoreret pumpe og strømmer ind gennem små kanaler i målecellen og gennemstrømmer disses tværsnit. På afgangssiden befinder der sig lignende kanaler.

Med denne målecelle er måleapparatet i stand til at opfatte ind til fyrré åndedrag pr. minut med en gennemstrømnings-hastighed på 0,6 l/min.

Referencefilteret ligger ved en bølgelængde på ca. 5 μm , analysefilteret ved 4,26 μm , bredbåndsfileret med et bly-tellur-lag og et glaslag forhindrer gennemgang af stråler med bølgelængder på $<3,75 \mu\text{m}$ og $>5 \mu\text{m}$.

Bølgelængderne for referencefilteret er valgt således, at der i gasprøven, altså udåndingsluften, heller ikke ved tilstedeværelse af CO_2 fremkommer en absorption. Bølgelængden for analysefilteret stemmer derimod i hovedsagen overens med absorptionsbåndet for det stof, der skal måles. Differencen mellem målesignalerne i fotodetektoren giver måleværdien.

I praksis bliver den tid, der er nødvendig for hver måling, bestemt af til- og bortførelse af udåndingsluften med udspuling af cellen. Udspulingen af cellen er problematisk. Derfor er de over hele tværsnittet fordelte tynde kanaler nødvendige. En ensartet gennemspuling af cellen kan dog kun opnås, når alle kanaler befinder sig i ren tilstand (D.W. Hill og R.N. Stone, J. SCI. Instrum, 1964, Vol. 41, S. 732-735).

Ved undersøgelse af CO_2 -indholdet i åndedrætsgas ved infrarød absorption er det kendt at anbringe analysatorens målekuvette forskellige steder, blandt andet også i nærheden af patientens mund i hovedstrømmen for ind- og udåndingsluften. Derved strømmer den samlede ind- og udåndingsgas igennem målekuvetten. Det publikationsskrift, som viser dette, anbefaler dog anvendelsen af en parallelgren under henvisning til det forstørrede dødrum for prøveudtagelsen, der vil opstå ved anbringelsen af kuvetten i hovedstrømmen (J. Lab. & Clin. Med., bind 45, nr. 4, 1955, side 526-539).

De i det foregående nævnte fremgangsmåder med infrarød absorption til måling af en luftart er uegnede til bestemmelse af CO_2 -indholdet i åndedrætsluft. Målecellen med måleanordningen er for stor og tung til at blive direkte indkoblet i udåndingskredssystemet. Selv ved anvendelse af de største celler ligger målegasgennemgangen ikke over ca. 60 l/h. Med denne ringe prøvemængde kan den ikke indkobles direkte i åndedrætsstrømmen. De må altså forsynes gennem en parallelgren. Udspulingen og opfyldningen af cellen med den åndedrætsluft, som skal måles, forsinkes af parallelgrenen og gør en direkte overvågning af de enkelte åndedræt nærmest umulig.

Forandringerne i tilstandsstørrelserne, tryk og temperatur i åndedrætsluften fører ved de nævnte målemetoder til følsomhedstab i måleværdien. Udtagningen af en gasprøve fra åndedrætskredsløbet og tilføring over en parallelgren kræver et stort apparatudstyr, når måleresultatet ikke skal forstyrres af andre påvirkninger, såsom gasstrøm, lungeelasticitet, slagvolumen etc.

Anvendelsen af sammenligningsgas med den dertil nødvendige forgrening gør måleapparatet kompliceret og er alligevel kun et problematisk hjælpemiddel til at erkende eller udligne følsomhedsændringer og nulpunktforskydninger ved tilsmudsning af cellen og ældning af komponenter, såsom lysgiver, modtager o.s.v.

Det er formålet med opfindelsen at tilvejebringe et apparat til forsinkelsesfri konstatering af CO_2 -indholdet i åndedrætsluft, hvilket apparat er sikkert imod ubemærket målefejl, og f.eks. en tilsmudsning af cellen eller ældning af byggedele.

Dette formål opnås ifølge opfindelsen ved det i den kendetegnende del af krav 1 angivne.

Ifølge opfindelsen kan apparatet med fordel være indrettet som angivet i de uselvstændige krav.

De med dette apparat opnåede fordele består især deri, at ingen sammenligningsgas og ingen bevægelige apparatdele er nødvendige. Ved anbringelsen af målecellen direkte i åndedrætsluftstrømmen og den derved sikrede anvendelse af den samlede åndedrætsmængde som prøve sikres en forsinkelsesfri, nøjagtig, og på grund af uafhængigheden af en parallelgrens yderligere betingelser, repræsentativ og reproducerbar måling. Yderligere væsentlige fordele opnås ved hjælp af dette apparat ved eliminering af indflydelsen af andre gasbestanddele i åndedrætsluftarten. Desuden optræder ingen kritiske nulpunktsproblemer.

Andre fordele opnås derved, at apparatet på grund af de mulig-

gjorte små dimensioner let kan anbringes i åndedræftsluftstrømmen kort bag ved mundstykket uden belastning af patienten. Cellerøret er let udskifteligt og opfylder dermed et for et medicinsk apparat ufravigeligt krav med hensyn til 5 sterilitet. Det kan efter udtagning enten steriliseres eller erstattes af et nyt. Cellerøret er enkelt i opbygning og indeholder ingen yderligere for funktionen nødvendige indretninger, hvorfor det er billigt.

Det er fordelagtigt at anvende lysgennemtrængelige tilslutningssslanger for at undgå spredning. 10

I det følgende forklares opfindelsen under henvisning til tegningen, hvor

fig. 1 viser et blokdiagram af apparatet ifølge opfindelsen,

fig. 2 en kurve, der viser forløbet af et målesignal fra en målecelle,

15 fig. 3 en kurve, der viser forløbet af differentialkvotienten af målesignalet i fig. 2,

fig. 4 et styresignal i form af et impulssignal afledt af signalet i fig. 3 og

fig. 5 en målecelle til apparatet ifølge opfindelsen set fra siden i snit.

Målecellen 1 med et cellerør 16, som er udskifteligt i et 20 holdeorgan 17, er indrettet til at blive anbragt umiddelbart foran munden af patienten imellem mundstykket og det kendte Y-stykke i åndedrætsledningen. Cellerøret 16 består af et velegnet infrarødgennemtrængeligt formstof og er kun beregnet til éngangsbrug. For at undgå kondensation af vanddråber på 25 indersiden af cellerøret 16 er dette opvarmet ved hjælp af det særligt udformede holdeorgan 17, der samtidig danner opvarmningsindretning. Det kan fortrinsvis være et koncentrisk rør (andre tværsnitsformer, såsom kvadratisk, er også tænkelig) af et PTC-modstandsmateriale. En PTC-modstand ændrer 30 sin modstand med tiltagende temperatur, således at ved tempe-

raturer under koblingstemperaturen tiltager modstanden kun svagt med stigende temperatur. Når temperaturen overskrider koblingstemperaturen, stiger temperaturafhængigheden af modstanden flerdobbelt. Således holdes temperaturen konstant på
 5 en meget pålidelig og enkel måde, når PTC-modstanden bliver drevet med en konstant spændingskilde.

Det koncentriske rør i holderen 17, der er udformet som opvarmningsindretning 17 (på ca. 40°C), har huller eller slidser. I disse er der anbragt en infrarødstrålende lyskilde
 10 19, en lysmodulator 20, et interferensfilter 18 (ca. 4,25 µm) og en infrarødmotagelig fotodetektor 23, således at det udsendte lys må passere interferensfilteret 18 og cellerøret 16, før det kan falde på fotodetektoren 23. For at samle strålegangen optimalt og lede den gennem cellerøret 16 anvendes et linsesystem 26 eventuelt med flere linser.
 15

Målecellen 1 omfatter endvidere en strømtilførsel 22, en lyskildeholder 21 for lyskilden 19, en holder 24 for fotodetektoren 23 og en signalledning 25 fra fotodetektoren til signalevalueringskredsløbet. Fotodetektorens 23 reaktion på
 20 en ændring af lysintensiteten er en direkte proportional ændring af modstanden af fotodetektoren. Efter Lambert-Beers lov er lysintensiteten imidlertid afhængig af CO₂-koncentrationen i målecellen:

$$I = I_0 \cdot e^{-k \cdot l \cdot c}$$

25

I: udtrædende lysintensitet
 I₀: indfaldende lysintensitet
 k: absorptionskoefficient
 l: lysets vejlængde gennem cellerøret
 c: CO₂-koncentration

Ved måling af modstanden af fotodetektoren fås et exponentielt mål
 30 for CO₂-koncentrationen som målesignal. Dette sker eksempelvis ved hjælp af en Wheatstonebro, men også andre koblinger kan anvendes.

Bliver der ind- og udåndet gennem cellerøret, får målesignalet efter omformning i signalbearbejdningssenheden 2 et typisk udseende 9 (fig. 2). Signalbearbejdningssenheden 2 omformer fotodetektorens reaktion på ændring af lysintensiteten til et målesignal 28 med passende styrke.

Under indåndingsfasen 11 når CO_2 -indholdet og dermed lysabsorptionen sin minimale værdi 13. Under udåndingsfasen 10 stiger CO_2 -koncentrationen stadig for ved afslutningen af udåndingen at antage sin maksimalværdi 12. Omskiftningen mellem udånding og indånding sker efter en kort forsinkelse betinget af den nødvendige udspuling af cellerøret med en stejl nedgang af målesignalet.

Dette stejle fald i målesignalet benyttes af åndedrætsfaseerkendelsesenheden 5 til frembringelse af et signal til styring af det første lager 3 til registrering af det maksimale udgangssignal og af det andet lager 4 til registrering af det minimale udgangssignal 4. Åndedrætsfaseerkendelsesenheden 5 består af en differentieringsenhed, som danner det tidsafledede signal 29, fig. 3, af målesignalet 28. Ved overlejring af en spænding 14 opnår man en entydig abscissegennemgang af det tidsafledede signal, som anvendes til ved hjælp af en komparator og en derpå følgende monostabil multivibrator at frembringe et impulssignal 15 (fig. 4).

Med dette impulssignal 15 styres det første og det andet lager 3, 4 således, at disse konstaterer, fastholder og efter forløbet af udåndingen videreleder den øjeblikkelige maksimalværdi 12 henholdsvis minimalværdi 13 under en åndedrætsfase, omfattende indånding og udånding til beregningsenheden 6. Koblingerne til maksimalværdilageret 3 og minimalværdilageret 4 er kendt teknik.

I beregningsenheden 6 dannes kvotienten imellem primærsignalet 28 og den oplagrede værdi af minimalværdilageret 4 tidsmæssig kontinuerligt. Den naturlige logaritme af kvotienten

fremstiller forløbet af CO_2 -koncentrationen for hver åndedrætsfase.

For en gasblanding indeholdende dinitrogenoxid, også kaldet lattergas, gælder nemlig:

$$I = I_0 \cdot e^{[-(k_{\text{CO}_2} \cdot c_{\text{CO}_2} + k_{\text{N}_2\text{O}} \cdot c_{\text{N}_2\text{O}} + \dots) \cdot l]}$$

- 5 Da $c_{\text{CO}_2} \approx 0$ i indåndingsfasen og $c_{\text{N}_2\text{O}}$ i indåndingsfasen og i udåndingsfasen kun uvæsentlig afviger fra hinanden, fås efter division:

$$\frac{I \text{ udånding}}{I \text{ indånding}} = e^{(-k_{\text{CO}_2} \cdot c_{\text{CO}_2} \cdot l)}$$

og den naturlige logaritme af kvotienten er

10
$$\ln \frac{I \text{ udånding}}{I \text{ indånding}} = -k_{\text{CO}_2} \cdot c_{\text{CO}_2} \cdot l$$

Udgangssignalet fra logaritmekredsløbet er altså

$$\ln \frac{I \text{ udånding}}{I \text{ indånding}} \hat{=} c_{\text{CO}_2}$$

- Ændringer af I_0 , f.eks. frembragt ved ældning eller dejustering af optikken, kan således ikke fremkalde nogen målefejl.
- 15 Tilstedeværelsen af N_2O eller andre luftarter, som i ind- eller udåndingsfasen kun bevirker uvæsentlige ændringer i koncentrationen, giver ej heller ved dette princip nogen målefejl.

- 20 For at fastslå værdien af CO_2 -koncentrationen ved afslutningen af udåndingen dannes kvotienten mellem maksimalværdien 12 og minimalværdien 13 og derefter tages den naturlige logaritme af resultatet i beregningsenheden 6.

På grund af fysiske og fysiologiske lovmæssigheder er maksimalværdien 12 af CO_2 -koncentrationen identisk med værdien ved afslutningen af udåndingen.

5 Det synes følgerigtigt kun at lade denne værdi 12 vise. Dette sker på indikatoren 7b. Den tidsmæssigt variable CO_2 -værdi kan føres til en udgangsbøsning 7a, hvor en hurtigskriver eller en oscillograf kan tilsluttes.

P a t e n t k r a v .

10 1. Apparat til måling af CO_2 -indholdet i åndedrætsluft, hvilket apparat omfatter en infrarød lyskilde (19), i hvis strålegang er indskudt et interferensfilter (18), hvis gennemgangs-
område er afstemt til CO_2 's absorptionsbånd, en målecelle (1), som gennemstrømmes af åndedrætsluften, og en fotodetektor (23), samt et evalueringsskredsløb, der er koblet efter fotodetektoren,
15 k e n d e t e g n e t v e d

a) apparatet er indrettet til anbringelse af målecellen (1) i åndedrætsluftens hovedstrøm,

b) en åndedræts-fase-erkendelsesenhed (5),

20 c) et første lager (3), der er styret af åndedræts-fase-erkendelsesenheden (5) og anvendes til oplagring af det største udgangssignal fra fotodetektoren (23) under udåndingsfasen,

d) et andet lager (4) styret af åndedrætsfase-erkendelsesenheden (5) til oplagring af det mindste udgangssignal fra
25 fotodetektoren (23) under indåndingsfasen, samt

e) et beregningskredsløb (6), der er forbundet med de to lagre (3,4) til dannelse af det logaritmiske forhold mellem signalværdierne i det første og det andet lager.

2. Apparat ifølge krav 1, k e n d e t e g n e t ved, at beregningskredsløbet (6) endvidere er forbundet med fotodetektoren (23) og er indrettet til dannelse af forholdet mellem udgangssignalet fra fotodetektoren (23) og den i det andet lager (4) indeholdte signalværdi.

3. Apparat ifølge krav 1 eller 2, k e n d e t e g n e t ved, at målecellen (1) er rørformet og er lejret udskifteligt i en som varmeorgan udformet holder (17), og at den infrarøde lyskilde (19), et linsesystem (26), interferensfilteret (18) og fotodetektoren (23) ligeledes bæres af holderen (17).

4. Apparat ifølge et eller flere af de foregående krav, k e n d e t e g n e t ved, at der imellem den infrarøde lyskilde (19) og interferensfilteret (18) er indrettet en lysmodulator (20).

Fremdragne publikationer:

DE fremlæggeskrift nr. 1034321.

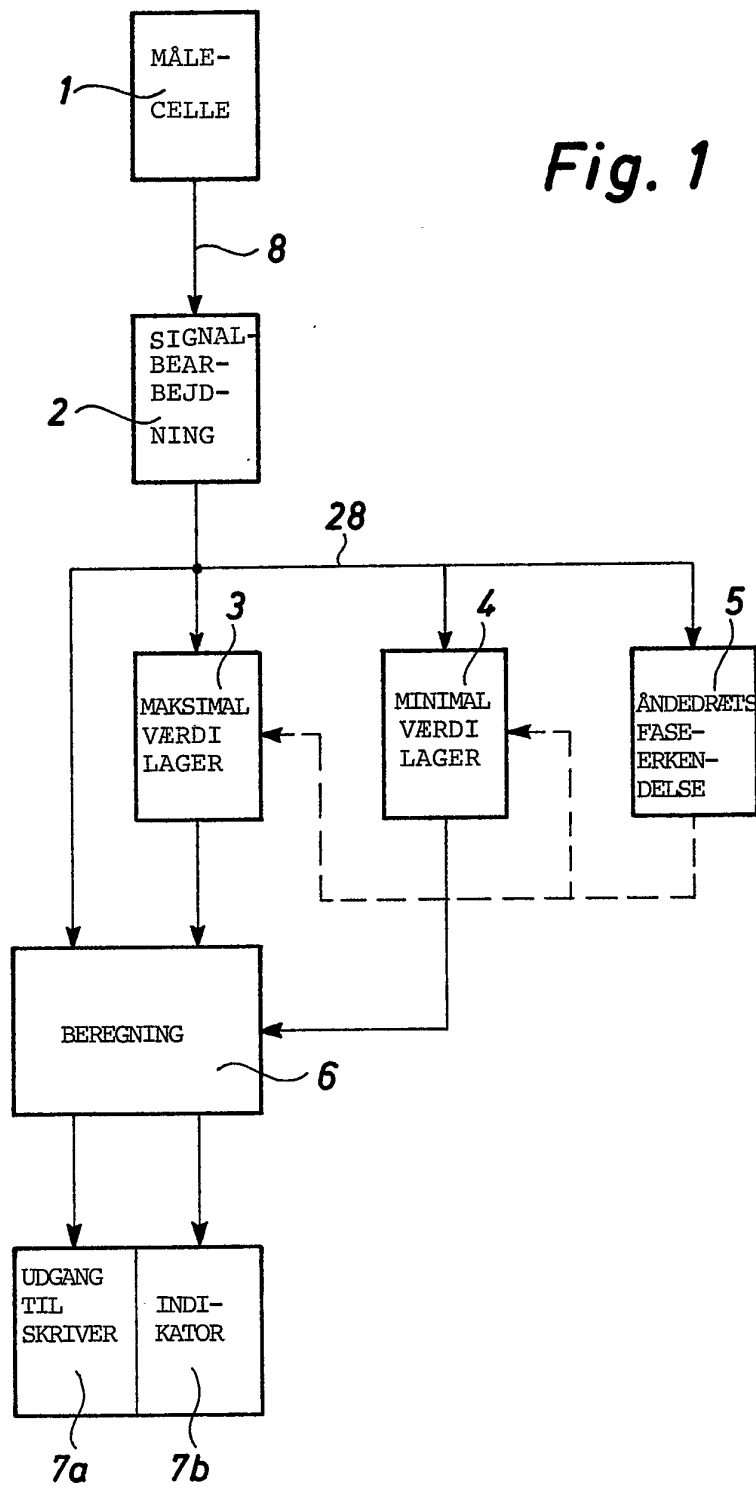


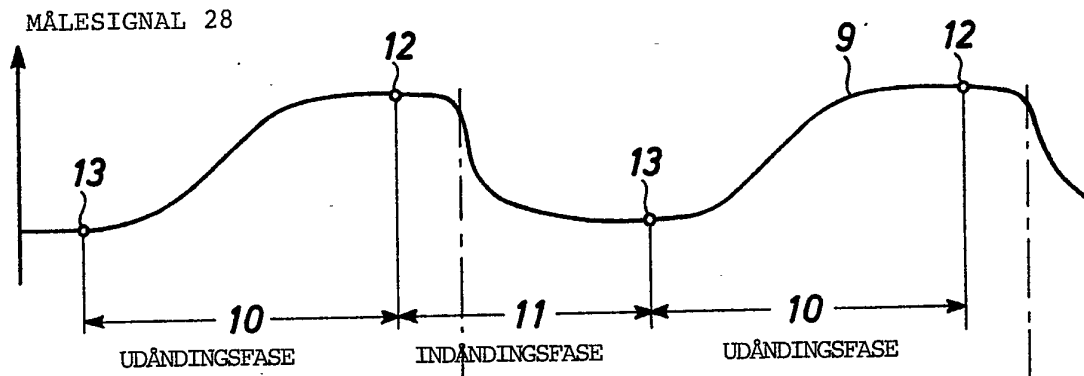
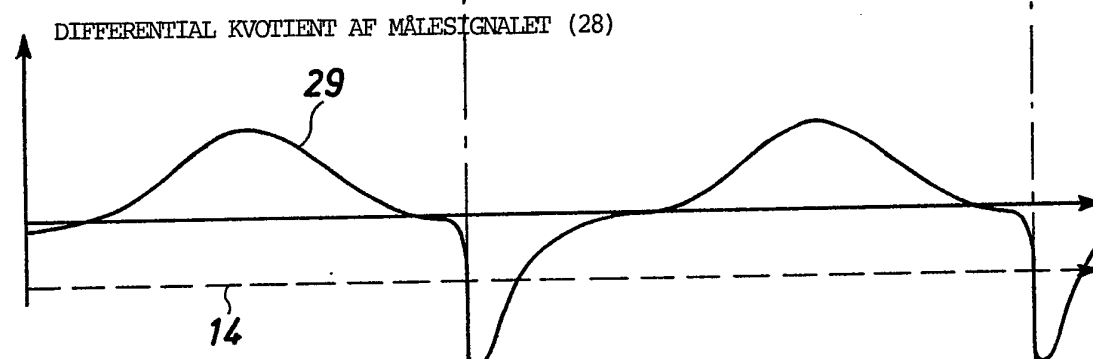
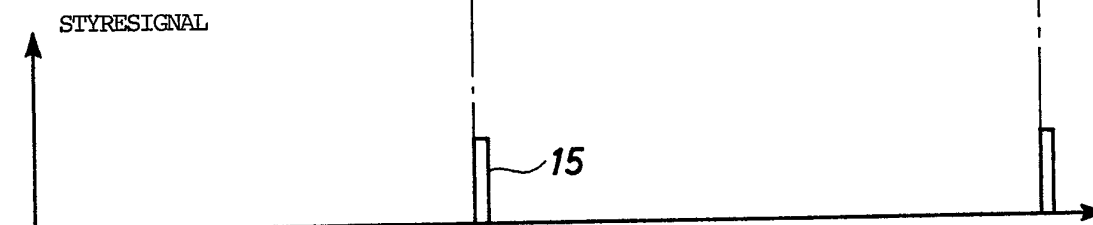
Fig. 2**Fig. 3****Fig. 4**

Fig. 5