



[B] (11) **KUULUTUSJULKAISU  
UTLÄGGNINGSSKRIFT**

75933

C (45) Patentti myönnetty  
Patent beviljat 08 02 1983

(51) Kv.Ik.<sup>4</sup>/Int.Cl.<sup>4</sup> G 01 N 11/02

**SUOMI-FINLAND**

(FI)

**Patentti- ja rekisterihallitus  
Patent- och registerstyrelsen**

|                                                                                         |                                                                                        |          |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------|----------|
| (21)                                                                                    | Patentihakemus – Patentansökning                                                       | 831613   |
| (22)                                                                                    | Hakemispäivä – Ansökningsdag                                                           | 10.05.83 |
| (23)                                                                                    | Alkupäivä – Giltighetsdag                                                              | 10.05.83 |
| (41)                                                                                    | Tullut julkiseksi – Blivit offentlig                                                   | 14.11.83 |
| (44)                                                                                    | Nähtäväksipanon ja kuul.julkaisun pvm. –<br>Ansökan utlagd och utl.skriften publicerad | 29.04.88 |
| (86)                                                                                    | Kv. hakemus – Int. ansökan                                                             |          |
| (32) (33) (31)                                                                          | Pyydetty etuoikeus – Begärd prioritet                                                  | 13.05.82 |
| Saksan liittotasavalta-Föbundsrepubliken Tyskland(DE) P 3218037.3 Toteennäytetty-Styrkt |                                                                                        |          |

- (71) Holger Kiesewetter, Stockwiese 44, Homburg-Kirrbach/Saar, Saksan liittotasavalta-Föbundsrepubliken Tyskland(DE)
- (72) Holger Kiesewetter, Homburg-Kirrbach/Saar, Friedrich Jung, Homburg-Kirrbach/Saar, Hartmut Radtke, Aachen, Reinhard Witt, Aachen, Saksan liittotasavalta-Föbundsrepubliken Tyskland(DE)
- (74) Seppo Laine Ky
- (74) Laite suspensioiden, varsinkin veren juoksevuusjännityksen määrittämiseksi - Anordning för bestämning av flytspänningen hos suspensioner, isynnerhet blod

(57) Tiivistelmä

Laite suspensioiden, erityisesti veren juoksevuuden määrittämiseksi, joka laite on muodoltaan erytrosyyttipysäys-mittauslaitteisto, jossa on verta eri pituisissa kapillaarisissa kanavissa, jotka ovat yhteydessä painegeneraattoriin. Painegeneraattori tuottaa porrastettuja painemuutoksia.

Juoksevuusjännitykseksi määritellään jännitys, jolla veri virtaa lyhyessä kanavassa, mutta ei kuitenkaan juuri vielä pitkässä kanavassa.

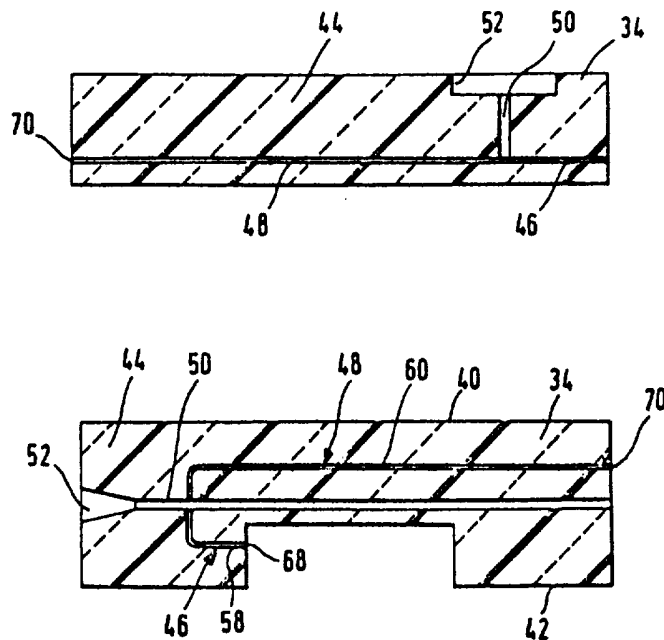
Lyhyt ja pitkä kanava haarautuvat syöttökanavasta. Kaikki kanavat ovat valettua muovia olevassa valoaläpäisevässä kiinteässä kappaleessa, ja ne valmistetaan siten, että lyhyen ja pitkän kanavan muodostavat langat tunkeutuvat pääkanavan muodostavan langan läpi.

## (57) Sammandrag:

Anordning för bestämning av flytegenskaperna hos suspensioner, i synnerhet hos blod, i form av en erytrocyt-stat-mättningsanordning, i vilken blodet befinner sig i sådana kapillära kanaler av olika längd, vilka står i förbindelse med en tryckgenerator. Tryckgeneratorn åstadkommer stegvisa tryckförändringar.

Som flytspänning definieras den spänning vid vilken blodet flyter i den korta kanalen men inte riktigt ännu i den långa kanalen.

Den korta och den långa kanalen förgrenar sig från en inmatningskanal. Samtliga kanaler är anordnade i ett transparabelt fast stycke av gjuten plast, och de framställs så, att de trådar som bildar den korta och den långa kanalen tränger sig genom den tråd som bildar huvudkanalen.



Laite suspensioiden, varsinkin veren juoksevuusjännityksen määrittämiseksi

5

Keksintö koskee laitetta suspensioiden, varsinkin veren juoksevuusjännityksen määrittämiseksi kapillaaristen kanavien muodostaman verkoston omaavalla laitteella.

Veri voidaan tunnetusti käsittää itsenäiseksi liikkuvaksi elimeksi, joka muodostuu erilaisista soluista, jotka on suspendoitu nestemäiseen faasiin, nimittäin plasmaan. Veren päätehtävä muodostuu siitä, että se kuljettaa happea ja ravintoaineita tylppysoluihin ja kuljettaa pois hiilidioksidia ja aineenvaihduntametaboliitteja. Sen ohella on verellä vielä useita muitakin tehtäviä, joihin kuuluvat lämmönjakaminen, hormonien väliainetoiminta, sairaudenaiheuttajien ja ruumiille vieraiden aineiden torjuminen ja vastaavat. Tällöin voidaan nämä tehtävät sisällyttää homeostaasin käsitteen alle, mikä tarkoittaa dynaamisen (virtaus-)tasapainon ylläpitämistä.

Jotta taataan homeostaasi kaikissa elimissä, on tarpeen veren minimivirtaus suonissa, joissa aineenvaihdunta tapahtuu, siis mikrokierätyksalueilla. Virtausta säädetään normaalisti ensi sijassa pikkuvaltimoiden suoniläpimitan muutoksella, vähäisemmässä määrin myös käyttöpaineen muutoksella, sydämen poistotehon säädöllä. Tämän säädön tehokkuus johtuu Hagen-Poiseuilleschen-laista, jonka mukaan virtausmäärä on riippuvainen säteen neljännestä potenssista.

Kuitenkin niissä olosuhteissa, joissa nämä säätömahdollisuudet on täysin loppuunkäytetty, mahdollisesti suonien voimakkaalla kovettumisella tai suoniahtautumien jälkeen, joissa on tultu pikkuvaltimoiden leveään asentoon, tulee eräs muu tekijä etualalle, nimittäin veren sisäinen kitka tai viskositeetti. Veriviskositeetti ei ole säädetylle lämpötilalle mikään vakio suure, vaan se riippuu voimakkaasti verisuonissa vaikuttavista leikkuvuimista. Hidastetulla virtauksella, siis pienillä leikkuvuimilla, on

viskositeetti voimakkaasti kohotettu ja voi siten tulla rajoittavaksi tekijäksi veren läpivirtaukselle. Tällöin on kiistatonta, että tiiviisti pakatuilla solususpensioilla, joiden hematokriittiarvot ovat yli 0,7, pienillä työntö-  
5 kuormituksilla voi olla kiinteän kappaleen käyttäytyminen, kun taas näillä suspensioilla suuremmalla työntökuormituksella (kohotetuilla virtausnopeuksilla) on hämmästyttävän suuri juoksevuus.

Kiistanalaista on kuitenkin se, onko normaalilla kokoverellä, jonka hematokriittiarvo on 0,45, juoksupiste, eli  
10 käyttäytyykö se siis pienellä ulkoisella kuormituksella kuten kiinteä kappale ja työntöjännityksen kohottamisesta johtuvan mekaanisen kynnyksen ylittämisen jälkeen kuten neste.

Tällöin on juoksupiste esillä silloin, kun lopullisella  
15 käyttöpaineella tutkittu neste ei virtaa. Toisin ilmaistuna on nesteellä rajajuoksevuusjännityksen  $\tau_y$  alapuolella suunnattoman suuri viskositeetti ja se käyttäytyy siten kuin kiinteä kappale. Tämän juoksevuusjännityksen tarkkaan määrittämiseen kuuluu käsitteen "juoksupysähdys" tarkka määrittäminen. Tunnetusti riippuu makroviskosimetrisestä mittauksesta  
20 ekstrapoloitu veren juoksupiste fibrinogeenikonsentraatiosta ja siten punasolukasaumasta, lisäksi kuitenkin myös hyvin voimakkaasti hematokriittiarvosta ja kuten vasta viimeaikoina on ollut tunnettua, punasolumuovattavuudesta.

Nyt voittaa veren "juoksupisteen" ilmiö mielenkiintoa taudinmäärityksessä ja juoksevuusepäsäännöllisyyttä omaavien potilaiden terapiatarkkailussa, koska nyt voidaan muuttaa  
25 terapeuttisesti in vivo fibrinogeenipitoisuutta ja hematokriittiarvoa ja siten in vitro mitattavan juoksupisteen kahta determinanttia.  
30

Menneinä vuosina on kehitetty useita menetelmiä juoksevuusjännityksen mittaamiseksi. Tällöin on tavallista jakaa juoksevuusjännityksen eri mittausmenetelmät staattisiin ja dynaamisiin menetelmiin.

35 Staattisissa menetelmissä on tutkittava neste ensiksi levossa ( $\dot{\gamma} = 0$ ). Työntöjännitystä kohotetaan sitten niin paljon, kunnes neste alkaa virrata.

Dynaamisissa menetelmissä liikkuu neste ensiksi ja

ja sitten alennetaan työntöjännitystä niin paljon, kunnes saavutetaan virtauksen pysähtyminen.

Voidaan otaksua, että ataattisilla menetelmillä hematokriittiarvon pysyessä vakiona saadaan korkeampia arvoja  
5  $\tau_y$  kuin dynaamisilla menetelmillä. Syyt tähän ovat seuraavat:

a) Kasauman poistaminen vaatii korkeampia työntöjännityksiä kuin kasauman syntyminen (tartuntavoimien tai tartuntakitkan voittaminen).

10 b) Kasaumat tulevat pysähdyksessä suuremmiksi ja kiinnittyvät.

c) Toiminnallinen hematokriittiarvo, eli punasolujen hydrodynaamisesti tehollinen tilavuusfraktio, on pysähdyksessä suuremman kasauman takia korkeampi (plasman vaikutus kasau-  
15 missa, jota ei voida leikata).

Ennen kaikkea dynaaminen mittaus tulee siten monimutkaiseksi, että päädytään liian voimakkaisiin sedimentointivaikutuksiin ja siten mahdollisesti jopa paikallisiin verikonsentraatioihin, mikä voi johtaa juoksevuusjännityksen kohoamiseen. Varmaankaan ei tässä tapauksessa ankarasti reologisessa mielessä voida puhua enää juoksevuusjännityksestä, koska tämä on määritetty vain tarkasteltavan suspension  
20 muuttumattomalla koostumuksella. Veren väistämättömän sedimentoinnin takia ei dynaamista menetelmää käytettäessä mahdollisesti voida puhua juoksevuusjännityksestä tapahtuneen verikonsentraation jälkeen. Koska tämä asianlaita veren läpivirtaushäiriössä voi näytellä suurta osaa, on mielekästä luopua yleisessä reologiassa tavallisesta ankarasta juoksevuuspisteen määrittämisestä.

30 Juoksevuusjännityksen määrittämiseen käytettiin aikaisemmin balanssi-, kapillaari- ja rotaatioviskosimetria ja sedimentointikammiota. Balanssiviskosimetri on kuvattu esimerkiksi julkaisussa Biorheology 6 (1969) s. 23-32, kapillaariviskosimetri julkaisussa Biorheology 5 (1968) s.263-  
35 270, rotaatioviskosimetri julkaisussa Biorheology 7 (1970) s.129-135 ja sedimentointikammio julkaisussa NATURE 216 (1967) s.1121-1123. Seuraavassa on selitetty lyhyesti näiden menetelmien etuja ja haittoja.

Balanssimenetelmissä ripustetaan tarkkuusvaa'alla suu-  
remman tiheyden omaava uppokappale tutkittavaan nesteeseen.  
Siihen vaikuttavat painovoima ja nostevoima, jotka ovat  
staattisessa tasapainossa. Sen poikkeuttamiseksi lepoasen-  
5 nosta täytyy synnyttää voima, jonka avulla voidaan mitata  
mahdollisesti oleva elastinen vastus liikettä vastaan. Mak-  
simaalinen voima, jolla neste vastustaa uppokappaleen lii-  
kettä, on juoksevuusvoima  $F_y$ . Päinvastoin on dynaamisessa  
systeemissä uppokappale ensiksi liikkeessä. Liikkeen pysäh-  
10 tymisen jälkeen voidaan juoksevuusvoima määrittää tasapai-  
noehtojen avulla, jolloin juoksevuusjännitys voidaan laskea  
kappaleen A tunnetulla yläpinnalla. Tällä menetelmällä on  
kuitenkin verta käytettäessä erittäin vaihtelevat tulokset.  
Niinpä vaihtelevat huolellisesti otetut ja täydellisesti  
15 toistetut tulokset keskimäärin 40%, osaksi kuitenkin enem-  
män kuin 400%.

Staattisessa sedimentointimenetelmässä käytetään ylös-  
päin kartiomaaisesti kulkevia lasiputkia, joiden sisäläpimit-  
ta on välillä 2-0,08 mm. Lasiputket täytetään verellä ja  
20 asetetaan noin 10 minuutiksi pystysuoraan. Määrätyn putki-  
läpimitan  $d_y$  alapuolella sedimentoituu punasolukasaumista  
muodostuva pylväs; tämän läpimitan yläpuolella pysyy puna-  
solupylväs levossa. Tälle läpimitalle saadaan, jättäen kar-  
tiokulma huomioonottamatta, voimatasapaino, josta sitten  
25 voidaan saada selville juoksevuusjännitys. Tällä menetel-  
mällä saadaan selville kuitenkin vain työntöjännitys, joka  
johtaa sedimentoidun punasolupylvään sisällä olevien kasau-  
mien repäisyyn, niin että tällä menetelmällä ei saada sel-  
ville veren juoksupistettä, vaan vain kasaumien juoksupis-  
30 te.

Eräs muu, jo edellä mainittu menetelmä on juoksupiste-  
määrittäminen rotaatioviskosimetrillä. Näitä teknillisen tietä-  
misen käyttöönasettamia rotatioviskosimetrejä, joilla on  
erilainen geometria, käytettiin pitkän aikaa myös verireo-  
35 logisiin tutkimuksiin. Tähän asti tavallisille laitteille  
on yhteistä, että annetaan erilaiset, enimmäkseen vakiot  
pyörimisnopeudet ja siten lopulliset leikkausosuudet  
( $\dot{\gamma} = 10^{-3}$ - $10^2$  1/s). Nesteen avulla siirretään pyörimismo-

mentit ja siten työntöjännitykset mittaustunnistimeen.

Verireologisessa kirjallisuudessa esitetyn Casson-yhtälön mukaan, jolla juoksukäyttäytyminen laajalla leikkuuastealueella on kuvattu suhteella

$$\sqrt{\tau} = k_1 + k_2 \sqrt{\dot{\gamma}} \quad ,$$

ekstrapoloitiin juoksukäyrä eri tavoin arvoon  $\dot{\gamma} = 0$ , jolloin saavutettiin  $\tau_y = k_1^2$  (leikkuuasteilla  $10^{-2}$ - $50 \text{ s}^{-1}$ ). Tätä menetelmää on nykyään arvosteltu, mutta sitä käytetään kuitenkin usein kirjallisuudessa.

- 10 Tähän asti käytettyjen juoksevuusjännitysmittausten periaatteellinen vaikeus muodostuu siitä, että käytetään rotaatioviskosimetrejä, joissa annetaan ennakolta lopullinen keikkuuaste, siis tavallaan virtaus, eikä mahdollisesti esiintyvää juoksupistettä siis voida lukea mittausteknisesti, vaan se täytyy ekstrapoloida eri tavoin.

- 15 Rotaatioviskosimetrillä suoritettava mittausten parannusta esittää DEER'in viskosimetri, jossa päinvastoin kuin useimmissa muissa tähän asti käytetyissä rotaatioviskosimetreissa vääntömomentti ja siten työntöjännitys (tavallaan paine) on annettu ennakolta ja siten leikkuuaste on määrätty. Tämä voi olla myös nolla, niin että juoksevuusjännitys  $\tau_y$  makroskooppisella alueella voidaan suoraan mitata. Sellainen mittaus voi siten vain ilmaista tämän alueen ja mahdollisesti sitä voidaan käyttää ekstrapolointiin
- 25 mikrokierätysaluetta varten.

- Eräs muu mahdollisuus juoksevuusjännityksen määrittämiseen on nopeuden  $v$  riippuvuuden tutkiminen painegradientista  $\Delta p$  kapillaariviskosimetrissä. Voidaan suorittaa tämän  $\Delta p$ - $v$ -diagrammin ekstrapolaatio tahi arvojen muuntamisen
- 30 jälkeen  $\dot{\gamma}$ - $\tau$ -diagrammi arvoille  $v=0$  tai  $\dot{\gamma}=0$ . Tällöin käytetään kapillaareja, joiden läpimitta on 0,05-1 mm ja pituus 8 m asti. Tämän menetelmän päähaikka on se, että useimmat mittaukset tehtiin ilman punasoluvirtauksen optista havainnointia. Kuten käy selville havainnoista, jotka
- 35 on esitetty julkaisussa DEVENDRAN, PROC. ASME 73 - WA/BIO 35 (1973) s. 1-4, ei kapillaariviskosimetreissa voida määrätä mitään juoksupistettä, koska ei koskaan päästä punasolujen juoksupysäykseen.

Kuten aikaisemminkaan, ei siksi ole ratkaistu kysymystä, onko ihmisverellä lopullinen juoksevuusjännitys. Keksinnön tehtävänä on siksi aikaansaada edellä mainittua tyyppiä oleva laite, jolla suspensioiden, erityisesti veren juoksevuusjännitys voidaan simuloida alueilla, joilla on verkosto kapillaarisia kanavia.

Tämä tehtävä ratkaistaan patenttivaatimuksen 1 tunnusmerkkiosan määrittämällä tavalla.

Keksinnön mukaan asetetaan nyt käyttöön mittauslaite, jonka avulla on mahdollista yksinkertaisella ja toisintettävällä tavalla määrittää veren juoksevuusjännitys staattisen tai dynaamisen menetelmän mukaisesti ja tarvittaessa piirtää muistiin veren virtauskäyrä, erityisesti pienten työntöjännitysten ( $\tau < 500$  mPa) alueella.

Virtauskäyrää tulkitsemalla on mahdollista havaita veren ei-newtonilainen käyttäytyminen ja käsittää määrällisesti. Niinpä ei esimerkiksi veren käyttäytyminen ole riippuvainen ainoastaan lämpötilasta, vaan myös vaikuttavista leikkausvoimista. Syinä tähän ovat suspendoitujen tai vastaavasti emulgoitujen kiukkasten käyttäytyminen, nimittäin niiden deformaatio ja suuntaaminen, ja niiden vuorovaikutus keskenään, ennen kaikkea kasautuminen. Ideaalisilla newtonilaisilla nesteillä kohoaa leikkuvuus lineaarisesti kohoavan työntöjännityksen kanssa, eli niillä on vakio viskositeetti, joka on muodostettu työntöjännityksen ja leikkuvuuden osamääräksi. Jos sitä vastoin piirretään kokoverellä työntöjännitys leikkausjännityksen päälle, niin osoitetaan, ettei kuvaajan nousu ole vakio. Tätä nousua merkitään "näennäiseksi" ("apparentiksi") viskositeetiksi  $\eta_{app}$ .

Nyt osoittaa veri pienillä työntöjännityksillä niin kutsutun dilatanssin käyttäytymisen, eli apparenttinen viskositeetti kasvaa työntöjännityksen kohotessa, ja korkeammilla työntöjännityksillä rakenneviskoosisen käyttäytymisen. Keksinnön mukaisella erytrosyytti-salpaus-mittauslaitteella (ESM) voidaan määrittää veren dilatanssi -suure, jolla on myös reologista merkitystä - pienille työntöjännityksille määritetystä juoksukäyrästä ja siten käsittää määrällisesti. Veren eräs toinen ominaisuus, nimittäin apparenttisen vis-

kositeetin (reopektia) ajallinen kasvaminen voidaan keksinnön mukaisella viskosimetrillä havaita yksinkertaisesti optisesti ja mahdollisesti määrällisesti käsittää.

Keksinnön mukaisen ESM:n olennaisiin elementteihin kuuluu mittauslaite, joka on edullisesti mittauskammion muodossa. Tässä mittauskammiossa simuloidaan luonnollinen mikrokierrätysalue keinotekoisella in vitro-verkostolla, joka on yksinkertaistettuna. Tämä keinotekoinen verkosto muodostuu olennaisesti ainakin kahdesta kanavasta, jotka edullisesti haarautuvat syöttökanavasta mielivaltaisessa kulmassa. Olennaista tässä laitteessa on se, että molemmilla kanavilla on erilainen pituus. Kanavien erilainen pituus ottaa huomioon veren in vivo-käyttäytymisen mikrokierrätysalueilla erilaisilla hydrodynaamisilla vastuksilla. Tunnetusti on olemassa pysäys-ilmiö, jossa veri kyllä virtaa suhteellisen lyhyissä, mutta ei kuitenkaan pitkissä, niiden kanssa yhdensuuntaisissa kapillaarisissa kanavissa. Tällä mittauskammioilla voidaan veren tämä käyttäytyminen mikrokierrätysalueilla simuloida menestyksellisesti. Niinpä voidaan keksinnön mukaisella laitteella todeta, että tietyn koostumuksen omaava veri virtaa vielä lyhyissä kanavissa määrättyllä työntöjännityksellä, mutta kuitenkin pitkissä kanavissa on vielä pysähdystila. Mittaussuure, jolla myös pitkässä kanavassa oleva veri alkaa virrata, on kriteerio veren juoksevuudelle mikrokierrätyksessä.

Keksintöä kuvataan seuraavassa lähemmin viittaamalla piirustuksessa esitettyihin suoritusmuotoihin.

Kuvio 1 esittää keksinnön mukaisen laitteen perspektiivistä kuvaa.

Kuvio 2 esittää suurennettua leikkauskuvaa kuvion 1 mukaisen laitteen linjaa II-II pitkin, jolloin tämä kuitenkin on kiinnikäännettyä.

Kuvio 3 esittää päälikuvaa mittauskammioista, joka on kuvioiden 1 ja 2 mukaisessa laitteessa.

Kuvio 4 esittää pitkittäisleikkausta mittauskammion erään toisen suoritusmuodon läpi.

Kuviossa 1 on merkitty keksinnön mukaista laitetta viitenumerolla 10. Tämä laite 10 muodostuu olennaisesti

kotelosta 12, jossa on ylöskäännettävä kansi 14. Tämä kansi 14 on käännettävissä vaakasuoran akselin 16 ympäri ja se on muodostettu siten, että se aukikäännettyssä asennossa voi nojautua kotelossa 12 olevaa viistettä vasten ja tukea siihen.

Kannessa 14 on sen alasivussa syvennys 20, jossa on ilmaisinyksikkö 22, joka edullisen suoritusmuodon mukaan on vaakasuorassa suunnassa siirrettävä.

Itse kansi 14 sulkeutuu samantasoisesti kotelossa 12 olevaan aukkoon 24 ja käyttää suljetussa tilassa viisteeseen asetettua sähkökosketinta 26, mikä tekee laitteen käyttövalmiiksi.

Aukossa 24 on kannen 14 alasivua 28 vasten vaakasuora vastepinta 30, jossa on olennaisesti suorakulmainen ontelo 32 mittauskammion 34 vastaanottamista varten. Tällöin ottaa mittauskammio 34 olennaisesti koko ontelon 32 ja muodostaa yhdessä vastepinnan 30 kanssa yhtenäisen yläpinnan.

Mittauskammion 34 alapuolella ja onteloon 32 liittyen on toinen syvennys 36, jonka sisälle on järjestetty toinen ilmaisinyksikkö 38, joka on joko liitetty kiinteästi ilmaisinyksikköön 22 tai synkronoitu tämän kanssa. Tällöin on tämä ilmaisinyksikkö 38, samoin kuin ilmaisinyksikkö 22, kuviossa 2 nuolella esitetyllä tavalla vaakasuorassa suunnassa siirrettävä syvennyksen 36 tai vastaavasti 20 sisällä, jotka syvennykset ovat olennaisesti pystysuorassa suunnassa samalla kohdalla, ja kumpikin ilmaisinyksikkö on mittauskammion 34 yläsivun 40 ja alasivun 42 välittömässä läheisyydessä.

Kuvioissa 3 ja 4 esitettyjen suoritusmuotojen mukaisesti muodostuu mittauskammio 34 olennaisesti kiinteästä kapaleesta 44, johon on muodostettu olennaisesti kaksi kanavaa 46 ja 48. Nämä kanavat 46 ja 48 on muodostettu olennaisesti kapillaarisiksi, eli niiden läpimitta on noin 15-1000  $\mu\text{m}$ , erityisesti 30-150  $\mu\text{m}$ .

Näiden kanavien 46 ja 48 läpimitan muoto on olennaisesti epäkriittillinen ja se voi olla edullisesti soikeasta aivan pyöreään.

Pitkän kanavan 48 pituuden  $L_p$  ja lyhyen kanavan 46 pi-

tuuden  $L_1$  suhde tulee olla alueella 3:1 - 15:1 , edullisesti 6:1 - 10:1, erityisesti noin 7:1.

Kuvioissa 3 ja 4 esitetyissä suoritusmuodoissa haaroituvat kanavat 46 ja 48 pääkanavasta 50, jonka läpi syötetään  
5 tutkittava neste, erityisesti veri. Tässä kanavassa 50 on syöttöaukko 52, joka pääkanavan 50 poikkileikkaukseen verrattuna on laajennettu. Tällä syöttöaukolla 52 voi olla joko kuviossa 3 esitetty kartiomainen muoto tai myös kuviossa 4 esitetty sylinterimäinen muoto, jolloin viimeksimainittu  
10 on samankeskinen pääkanavan 50 kanssa.

Tämä syöttöaukko 52 on yhteydessä kotelossa 12 olevan syöttölaitteen 54 kanssa, jonka syöttöaukon kautta ei-esitetyistä säiliöstä tutkittava neste, erityisesti veri, syötetään mittauskammioon 34.

15 Kuviossa 2 esitetyn suoritusmuodon mukaan saatetaan mittauskammion 34 sisäänsijoituksessa syöttöaukko 52 ensiksi yhteyteen syöttölaitteen 54 kanssa. Sitten asetetaan syöttöaukon suhteen vastakkainen mittauskammion 34 pää ontelon 32 sisään, jolloin ontelossa 32 oleva elastinen elementti 56, joka muodostuu edullisesti vaahtomuovista, varmistaa painetiiviin sovituksen syöttölaitteen 54 ja syöttöaukon 52 välille.  
20

Pääkanavan 50 läpimitta on edullisesti suurempi kuin kanavien 46 ja 48 läpimitta ja on tällöin edullisesti 30-  
25 2000  $\mu\text{m}$ , erityisesti 60-300  $\mu\text{m}$ . Sen muoto vastaa tällöin edellä selitettyä kanavien 46 ja 48 muotoa.

Kanavat 46 ja 48 voivat kumpikin haarautua pääkanavasta 50 erilaisessa kulmassa. Edullisesti ne haarautuvat suunnilleen suorassa kulmassa pääkanavasta 50, kuten kuvioissa 3 ja 4 on esitetty.  
30

Ensimmäisen suoritusmuodon mukaan, joka on esitetty kuviossa 3, haarautuvat kanavat 46 ja 48 kumpikin vielä kerran ja muodostavat suunnilleen U-muodon. Tällöin kulkevat haarautuneet haarat 58 ja 60 suunnilleen yhdensuuntaisesti.  
35

Toisessa suoritusmuodossa, joka on esitetty kuviossa 4, ei sellaista toista haarautumaa ole, joten kanavilla 46 ja 48 on olennaisesti yhteinen pituusakseli.

Toisaalta pääkanavan 50 ja toisaalta sivukanavien 46 ja 48 välisen haarautuman valmistus esitti tähän asti ratkaisematonta ongelmaa ja se ratkaistaan seuraavassa esitetyn menetelmän mukaisesti.

5 Verkoston valmistus tapahtuu pääasiassa valamalla valukelpoisella, pääasiassa valoaläpäisevällä muovilla, esimerkiksi polyesterillä. Sellainen valukelpoinen, vereensopi-  
va muovi panostetaan käyttäen tavallista lisäystä kiihdy-  
tys- ja kovetusaineita ja se saa kovettumisessa kutistua  
10 vain vähän. Sen lisäksi täytyy olla taattu, että sekoituk-  
sessa ja valamisessa syntyneet ilmasulkeumat tulevat kupli-  
en muodossa ennen kovettumista yläpintaan ja voidaan siten  
poistaa.

Sellainen muovi valetaan sopivasti esivalmistettuun  
15 muottiin, joka vastaa pääasiassa mittauskammion 34 muotoa.

Kapillaariset kanavat valmistetaan kiinteään kappaleeseen siten, että venyttämättömät langat, joiden poikkileik-  
kaus ja läpimitta vastaavat suunnilleen kanavien 46 ja 48  
vaadittuja dimensioita, järjestetään muotin sisään halutul-  
20 la kanavakululla ja sen jälkeen valukelpoinen massa täyte-  
tään sisään. Materiaalina sellaisia lankoja varten käyte-  
tään esimerkiksi polyamidia. Edullisesti asetetaan sisään  
yksisäikeisiä nailonlankoja, jotka on varustettu edullises-  
ti sopivalla irroitusaineella, esimerkiksi PTFE.

25 Sopivan haarautuman valmistamiseksi pääkanavana 50  
palvelevan pääkuidun kanssa, lävistetään tämä kanavien 46  
ja 48 valmistukseen käytetyillä langoilla, mikä tapahtuu  
edullisesti mikroskoopin alla sopivasti mitoitettulla neulal-  
la, johon kanavien 46 ja 48 valmistusta palveleva lanka on  
30 laitettu sisään. Siten valmistettu haarautuma kiinnitetään  
edelläolevan selityksen mukaisesti valumuottiin siten, että  
saadaan haluttu geometria ( $L_p/L_1$ ). Nämä langat vedetään  
ulos muotista ja ne pistävät siten esille kovettuneesta muo-  
vivalanteesta, joka muodostaa kiinteän kappaleen 44.

35 Koska venymättömät langat asetetaan sisään, voidaan nä-  
mät venyttämällä, siis vetämällä, poistaa kovettuneesta muo-  
vivalanteesta, jolloin kapillaariset kanavat 46, 48 ja 50  
jäävät jäljelle.

Tällä valmistustavalla on ensi kerran mahdollista valmistaa in-vitro-verkosto varustettuna todellisilla haarautumilla, joissa voidaan simuloida mikrokierrätysaluetta, johon veri johdetaan.

- 5 Kanavien 46,48 ja 50 kuvioissa 3 ja 4 esitettyjen järjestelyjen ohella voidaan tietenkin periaatteessa valmistaa mielivaltaisen monimutkaisia geometrioita.

Niinpä on erikoisessa suoritusmuodossa ajateltavissa, että lyhyellä kanavalla ja pitkällä kanavalla on kulloinkin  
10 yhteinen tuloaukko ja poistoaukko. Tällöin on lyhyt kanava pääasiassa suora, kun taas pitkä kanava on johdettu halutuilla kierroksilla tai geometrisilla järjestelyillä kiinteän kappaleen 44 sisällä. Mittaustekniikan johdosta on kuitenkin edullista, että sellaiset kierrokset ovat pääasiassa vaakatasossa tai vastaavasti mittaustasossa.  
15

Tämän suoritusmuodon mukaan voi tulo- ja lähtöaukoissa olla kulloinkin syöttöaukko, joka vastaa pääasiassa syöttöaukkoa 54. Voi tietenkin myös samoin olla saman muotoinen lähtöaukko. Koska tässä suoritusmuodossa pääkanavaa ei ole  
20 varustettu sopivalla haaroituksella, voi syöttöaukko lisäksi muuttua lyhyeksi pääkanavaksi, joka muuttuu suoraan lyhyeksi ja pitkäksi sivukanavaksi.

Kanavien 46, 48 ja 50 valmistamiseen käytettyjen, edellä kuvattujen lankojen sijasta voidaan käyttää jo teollisesti valmistettuja onttoja lankoja, jotka esimerkiksi dialyysissa tulevat käyttöön. Sellaisilla ontoilla langoilla on  
25 edellä mainitut dimensiot kanavien läpimitalle ja muodolle. Mikäli käytetään hydrofiilisiä onttoja kuituja, esimerkiksi selluloosajohdannaisista, on tietenkin sellainen lanka valettava täysin muovimateriaalin sisään, jotta estetään plasman ulostunkeutuminen mikrohuokosista. Sellainen ulostunkeutuminen voidaan estää ontoilla langoilla, jotka ovat hydrofobista materiaalia, esimerkiksi polypropeenaa, niin että  
30 kiinteän kappaleen 44 täydellinen valaminen voi olla turha. On kuitenkin osoittautunut edulliseksi, että kanavat 46 ja 48 kiinnitetään matriisiin, esimerkiksi muovimatriisiin, jotta muodostetaan optisilla apulaitteilla suoritettu mittaustaus mahdollisimman ongelmattomaksi.  
35

Sen ohella, että lankojen risteyskohdat valmistetaan neulan avulla, voidaan käyttää myös muita menetelmiä, kuten porausta, pistämistä tai elektronisädetekniikkaa. Koska kuitenkin huokosgeometrialle ja huokosläpimitan toistetta-  
5 vuodelle täytyy asettaa erityiset vaatimukset, tarjoutuu erityisesti ydinjälkiteknikka. Tässä menetelmässä toivotun reiän kohdalle ammutaan läpi yksi ainoa runsasenergi-  
nen raskasioni ja hiukkasrataa pitkin muodostettu "radikaali"-ura syövytetään toisessa valmistusprosessissa haluttuun  
10 läpimittaan.

Sellaisen hiukkasen sopivalla mitoituksella voidaan saavuttaa se, ettei tuoteta mitään läpimenevää porausta, vaan ainoastaan läpimenemätön reikä, kuten esimerkiksi kuviossa 4 on esitetty.

15 Mittauskammio 34 on edullisesti tehty niin kutsutuksi kertakäyttöosaksi tai vaihto-osaksi, eli käytön jälkeen se poistetaan laitteesta 10 ja heitetään pois. Ei tarvitse lisätä, että ei-esitetty verisäiliö voi tietenkin olla myös yhdistetty mittauskammioon 34, siis esimerkiksi se voi olla  
20 järjestetty välittömästi syöttöaukon 52 ja syöttölaitteen 54 eteen.

Syöttölaite 54 on johdon 61 välityksellä yhteydessä painegeneraattoriin 62, joka tuottaa mittauskammion 34 täyttämiseen ja mittauksen suorittamiseen tarvittavan paineen.  
25 Niinpä täytetään ensiksi suspensio verkostoon korkealla paineella, joka on noin  $1 \text{ mH}_2\text{O} = 10^4 \text{ Pa}$ . Sitten voi tämä painegeneraattori 62 laskea paineen arvoon 0, jolloin paineenousu voi tapahtua asteittain, jotka ovat noin 2,5 Pa tai yli.

30 Mikäli kuviossa 3 esitetty suoritusmuoto täytetään verrellä, täytyy tietenkin pääkanava 50 sulkea täyttämisen jälkeen, mikä voi tapahtua tulpalla 64, joka voidaan järjestää mittauskammioon 34. Tämä tulppa voi olla esimerkiksi sähkömagneettisena sulkuna.

35 Mittausta varten tarvitaan enintään 2 ml laskimosta kokoverta, jonka hematokriittipitoisuus  $> 0,4$  antikoaguloitussa tilassa. Tämä veri täytetään ennen mittausta kaikkiaan mittauskammioon, siis pääkanavan 50 kautta sivukanaviin

46 ja 48. Täyttö voi tapahtua joko laitteen ulkopuolella tai laitteen sisäpuolella. Edullisesti yksinkertaistuksen vuoksi mittauskammio 34 täytetään laitteen ulkopuolella ja asetetaan sitten ontelon 32 sisään. Kuten jo edellä on se-  
 5 litetty, käynnistetään mittauksena tapahtuma kannen 14 sulkemisel-  
 sella ja se sujuu pääasiassa automaattisesti. Tällöin näy-  
 tetään saatu tulos näyttölaitteella 66, joka on järjestet-  
 ty koteloon 12.

Ennen varsinaisen mittauksen alkua tapahtuu paineen-  
 10 tasaus lyhyen ja pitkän kanavan 46 ja 48 välillä siten, et-  
 tä paine-ero, joka on kanavissa, tasataan nolllaan. Tämä  
 tapahtuu syötetyn paineen muuntelun avulla. Tällöin mää-  
 ritellään sellainen paine nolllaksi, joka tiettyä minimi-  
 aikana, esimerkiksi minuutin aikana, ei aiheuta mitään vir-  
 15 tausta lyhyessä kanavassa. Tämän nolllatasauksen jälkeen  
 voi alkaa juoksevuusjännityksen määrittäminen. Tätä tarkoitusta  
 varten täytyy määrittää paine, jossa pitkässä kanavassa  
 48 olevat erytrosyytit alkavat virrata tai eivät juuri vie-  
 lä virtaa. Tämän niin kutsutun staattisen rajapaine-eron  
 20  $\Delta p_{ys}$  määrittämiseksi kohotetaan painetta jaksottaisilla  
 askelilla, esimerkiksi 1-10, erityisesti 2,5 Pa, kunnes  
 pitkässä kanavassa voidaan havaita virtausta. Tällöin on  
 jokaisen paineenkorotuksen välillä asetus aika, joka on 0,1-  
 5, erityisesti 1 minuutti. Virtaukseksi merkitään jokainen  
 25 solusiirtymä pitkässä kanavassa 48, joka on nopeampi kuin  
 0,1-10, erityisesti  $0,5 \mu\text{m} \cdot \text{min}^{-1}$ .

Korotettu paine voidaan tällöin korottaa painegene-  
 raattorissa sekä pneumaattisesti että edullisesti hydro-  
 dynaamisesti. Tätä tarkoitusta varten voi mittauskammios-  
 30 sa olla myös edullisesti nestesäiliö, joka palvelee paineen-  
 syöttöä. Lisäksi voi painegeneraattori olla järjestetty  
 lyhyen tai pitkän kanavan 46 tai 48 poistoaukkoon 68 tai  
 70, jolloin tietenkin saadaan aikaan sopivasti mitoitettu  
 alipaine edellä paineaskelien kanssa päinvastaisessa suun-  
 35 nassa.

Niin pian kuin näkyvä solusiirtymä havaitaan seuraavas-  
 sa lähemmin selitetyllä ilmaisinyksiköllä 22, on juokse-  
 vuuspiste ylitetty ja koe merkitään muistiin. Tätä tarkoi-

tusta varten arvioidaan reologisena suureena juoksevuusjännitys  $\tau_y$  viimeisestä paine-erosta, joka ei vielä aikaansaanut mitään virtausta.

Koska tämä arvo riippuu kuitenkin voimakkaasti mittausnäytteen hematokriittiarvosta, pitäisi se vertailutarkoituksessa korjata referenssihematokriittiarvoon, joka on esimerkiksi 0,45. Tämä hematokriittiarvo voidaan joko antaa laitteeseen 10 näppäimistön 72 välityksellä tai edullisesti määrittää jo itse mittauslaitteeseen, jolloin näppäimistö jää pois. Tosiasiallisesti saadun hematokriittiarvon avulla lasketaan sitten korjattu juoksevuusjännitys  $\tau_{y\text{korj45}}$  ja esitetty näyttölaitteessa.

Koska nollapisteasetusta sekä juoksevuusmittausta varten tarvittavaa nopeusmittausta ei erittäin pienien nopeuksien ( $0,5 \text{ um} \cdot \text{min}^{-1}$ ) takia voitu toteuttaa, kehitettiin ilmaisinsysteemi 22,38, joka myös pienimmillä nopeuksilla sallii ratkaisun tekemisen virtauksesta tai pysähdyksestä.

Tällöin käyttöön tuleva mittausmenetelmä käyttää hyväkseen tällöin sen tehon, että kapillaarin läpi säteilevän siirrettävän valon intensiteetti liikkeen aikana tai siirryttäessä pysähdyksestä virtaukseen tai päinvastoin ainakin paikallisesti muuttuu. Tällöin on ilmaisinyksiköissä 38 valolähde 74, johon liittyy kolmesta linssistä 76, 78 ja 80 muodostuva suurennusoptiikka, jotka linssit on järjestetty ilmaisinyksikköihin 22 ja 38. Linssien 78 ja 80 välissä on esihimmennin 82, joka rajoittaa valosta paikallisen osan, jolla on määrätty suuruus ja muoto. Tällöin voi esihimmentimellä olla sekä pyöreä että suorakulmainen aukko. Pyöreän aukon läpimitta on alueella 5-50, erityisesti 10-30  $\mu\text{m}$ , kun taas suorakulmaista aukkoa käytettäessä raon leveys on 5-50, erityisesti 10-30  $\mu\text{m}$ , ja sen pituus 5-1000, erityisesti 10-150  $\mu\text{m}$ . Himmentimen 82 läpi kulkeva valo levitetään linssin 80 avulla ja projisoidaan valoilmaisimelle 84. Tämä voi muodostua yhdestä ainoasta valoilmaisimesta tai edullisesti valoilmaisimien  $n \times m$ -matriisista, jotka ilmaisimet ovat esimerkiksi puolijohdeilmaisimia. Valoilmaisimen jälkeen on kytketty elektroninen vahvistinyksikkö 86, joka ilmaisee siirrettävän valon pie-

nimmät muutokset ja ilmoittaa ei-esitettyyn elektroniseen tulkintayksikköön pysähdyksen tai virtauksen tilan. Koska siirrettävän valon muutos on suurimmillaan paikallisten siirtoäärimmäisyyksien pisteissä, voidaan koko optista tulkintayksikköä sen herkkyyden kohottamiseksi mahdollisesti siirtää niin kauan käsin tai askelmoottorin avulla, kunnes sellainen ääriarvo on löydetty. Lyhyeen ja pitkään kanavaan 46 tai 48 voi kumpaankin olla järjestetty oma optinen tulkintayksikkönsä. Jos kuitenkin yksikkö on siirrettävä, niin riittää yksi ainoa yksikkö molempia kanavia varten. Silloin tarvittava paikoitus tapahtuu sisäänrakennetulla elektroniikalla. Liikkuvan elektroniikan sijasta voi tietenkin olla myös useita kiinteitä mittauspisteitä ilmaisinyksikössä 22. Tätä varten täytyy vain himmentimessä 82 olla useita aukkoja 88, joiden läpi kulloinkin valonsäteen täytyy säteillä, joka säde on kulkenut lyhyen tai pitkän kanavan 46 tai 48 läpi. Sellaisten aukkojen 88 kohdalle on sitten kulloinkin järjestetty valonilmaisin 84, joka kulloinkin erillisesti on liitetty tulkintayksikkönsä.

Edellämainitulla geometrialla on samoin mahdollista sivukanavien 46 ja 48 risteämiskulmaa ja läpimittaa muuttamalla määrittää verireologialle tärkeät ja tähän asti ei-määriteltävät suureet, nimittäin hematokriittijakaantuminen rinnakkain kytketyissä suonissa. Niinpä voi esimerkiksi kanavissa 46 ja 48 olla elektrodit kanavissa 46 ja 48 olevien veripylväiden johtavuuden mittaamiseksi. Saa dusta johtavuudesta voidaan sitten päätellä hematokriittiarvo. Sellainen mittauslaite on kuvattu esimerkiksi saksalaisessa patenttihakemuksessa P 32 02 067.8, jonka selostukseen pelkästään viitataan.

## Patenttivaatimukset

1. Laite suspensioiden, erityisesti veren juoksevuus-  
5 jännityksen määrittämiseksi kapillaaristen kanavien muodos-  
taman verkoston omaavalla laitteella, t u n n e t t u ai-  
nakin kahdesta, pääkanavasta (50) haarautuvasta kapillaarisesta kanavasta  
(46,48), joissa pitkän kanavan (48) pituuden  $L_p$  ja lyhyen kanava (46) pi-  
tuuden  $L_l$  suhde on alueella 3:1 - 15:1, ja jotka on liitet-  
10 ty laitteeseen muuttuvan painekorkeuden tuottamiseksi, ja  
ilmaisinsysteemistä (22,38), jolla nesteen virtaus on to-  
dettavissa.

2. Patenttivaatimuksen 1 mukainen laite, t u n -  
n e t t u siitä, että suhde on noin 7:1.

15 3. Patenttivaatimuksen 1 mukainen laite, t u n -  
n e t t u siitä, että kanavien (46,48) sisäläpimitta on  
noin 15-1000  $\mu\text{m}$ .

4. Patenttivaatimuksen 1 mukainen laite, t u n -  
n e t t u siitä, että kanavat (46,48) ovat tuloaukoistaan  
20 yhteydessä pääkanavaan (50).

5. Patenttivaatimuksen 4 mukainen laite, t u n -  
n e t t u siitä, että kanavat (46,48) on liitetty pääka-  
navaan (50) U-muotoisesti.

6. Patenttivaatimuksen 4 mukainen laite, t u n -  
25 n e t t u siitä, että kanavat (46,48,50) ovat valettua,  
pääasiassa valoaläpäisevää muovia olevassa kiinteässä kap-  
paleessa (44).

7. Patenttivaatimuksen 4 mukainen laite, t u n -  
n e t t u siitä, että kiinteässä kappaleessa (44) on hyd-  
30 rofobista materiaalia olevat ontot langat, joissa on ka-  
navat (46,48,50).

8. Patenttivaatimuksen 1 mukainen laite, t u n -  
n e t t u siitä, että laite muuttuvan painekorkeuden syn-  
nyttämiseksi kanaviin (46,48) on pneumaattinen tai hydro-  
35 dynaaminen painegeneraattori (62).

9. Patenttivaatimuksen 1 mukainen laite, t u n -  
n e t t u siitä, että kanavilla (46,48) ja pääkanavalla  
(50) varustettu mittauskammio (34) on järjestetty ilmaisins-  
ysteemin (22,38) väliin.

10. Patenttivaatimuksen 9 mukainen laite, t u n -  
n e t t u siitä, että ilmaisinsysteemissä (22,38) on valo-  
lähde (74), suurennusoptiikka (76,78,80), esihimmennin (82)  
ja ainakin yksi valonilmaisoin (84).

5 11. Patenttivaatimuksen 10 mukainen laite, t u n -  
n e t t u siitä, että ilmaisinsysteemissä (22,28) on usei-  
ta kiinteitä mittauspisteitä vastaavat valonilmaisimet.

12. Patenttivaatimuksen 1 mukainen laite, t u n -  
n e t t u siitä, että ainakin yhteen kanavista (46,48)  
10 on järjestetty elektrodit kyseisessä kanavassa olevan sus-  
pension johtavuuden määrittämiseksi.

13. Menetelmä kapillaarisen verkoston omaavan lait-  
teen valmistamiseksi käytettäväksi patenttivaatimuksen 1  
mukaisessa laitteessa, t u n n e t t u siitä, että muot-  
15 tiin järjestetään yksi tai useampia pitkänomaisia syrjäytys-  
kappaleita, joiden läpimitta ja muoto vastaavat laitteen  
kanavien (46,48) ja pääkanavan (50) läpimittaa ja muotoa,  
muottiin valetaan valamis- ja kovettumiskykyinen muovi,  
muovin kovettumisen jälkeen syrjäytyskappale tai -kappa-  
20 leet venytetään ja vedetään sitten pois syntyneestä kiin-  
teästä kappaleesta (44).

14. Patenttivaatimuksen 13 mukainen menetelmä,  
t u n n e t t u siitä, että pitkänomaiset syrjäytyskappa-  
leet ovat yksikuituisia lankoja.

25 15. Patenttivaatimuksen 13 mukainen menetelmä,  
t u n n e t t u siitä, että haarautumien muodostamiseksi  
kiinteän kappaleen (44) pääkanavan (50) ja kanavien (46,  
48) välille pitkän ja lyhyen kanavan (46,48) muodostavat  
langat vedetään pääkanavan (50) muodostavan langan läpi,  
30 muodostelma järjestetään muottiin, muotti täytetään valet-  
tavalla muovilla ja sitten langat vedetään venyttämällä  
ulos kovettuneesta kiinteästä kappaleesta (44).

## Patentkrav:

1. Anordning för bestämning av flytspänningen hos  
5 suspensioner, i synnerhet hos blod, medelst en anordning som  
uppvisar ett nätverk av kapillära kanaler, k ä n n e -  
t e c k n a d av minst två kapillära kanaler (46, 48) som  
förgrenar sig från en huvudkanal (50) och i vilka förhållan-  
det mellan längden  $L_1$  hos den långa kanalen (48) och längden  
10  $L_k$  hos den korta kanalen (46) ligger mellan 3:1 och 15:1,  
och vilka kanaler är anslutna till en anläggning för bildan-  
de av ett variabelt tryckfall, samt av ett detektorsystem  
(22, 38) med vilket vätskans flöde kan fastställas.

2. Anordning enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k -  
15 n a d av att förhållandet uppgår till ca 7:1.

3. Anordning enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k -  
n a d av att den inre diametern hos kanalerna (46, 48) upp-  
går till mellan ca 15 och ca 1000  $\mu\text{m}$ .

4. Anordning enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k -  
20 n a d av att kanalerna (46, 48) står i förbindelse med  
huvudkanalen (50) vid sina inloppsöppningar.

5. Anordning enligt patentkrav 4, k ä n n e t e c k -  
n a d av att kanalerna (46, 48) är U-formigt anslutna till  
huvudkanalen (50).

6. Anordning enligt patentkrav 4, k ä n n e t e c k -  
25 n a d av att kanalerna (46, 48, 50) är anordnade i ett  
fast stycke (44) av gjuten, väsentligen transparabel plast.

7. Anordning enligt patentkrav 4, k ä n n e t e c k -  
n a d av att ihåliga trådar av ett hydrofobt material och  
30 uppvisande kanaler (46, 48, 50) är anordnade i det fasta  
stycket (44).

8. Anordning enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k -  
n a d av att anordningen för bildande av ett variabelt  
tryckfall i kanalerna (46, 48) utgörs av en pneumatisk eller  
35 hydrodynamisk tryckgenerator (62).

9. Anordning enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k -  
n a d av att den mätkammare (34) som uppvisar kanalerna

(46, 48) och huvudkanalen (50) är anordnad mellan detektor-systemet (22, 38).

5 10. Anordning enligt patentkrav 9, k ä n n e t e c k -  
n a d av att detektorsystemet (22, 38) uppvisar en ljuskäl-  
la (74), en förstoringsoptik (76, 78, 80), en förbländare  
(82) och åtminstone en ljusdetektor (84).

11. Anordning enligt patentkrav 10, k ä n n e t e c k -  
n a d av att detektorsystemet (22, 38) uppvisar ljussensorer  
som svarar mot ett flertal fasta mätpunkter.

10 12. Anordning enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k -  
n a d av att i minst en av kanalerna (46, 48) är elektroder  
anordnade för bestämning av ledningsförmågan hos den suspen-  
sion som befinner sig i ifrågavarande kanal.

15 13. Förfarande för framställning av en anordning som  
uppvisar ett kapillärt nätverk för användning i en anordning  
enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k n a t av att i en  
form anordnas en långsträckt förträngningskropp eller flera,  
som till diameter och form motsvarar diametern och formen  
hos kanalerna (46, 48) och huvudkanalen (50) i anordningen,  
20 formen övergjøtes med en gjutbar och åldringshärdbar plast,  
förträngningskroppen eller -kropparna sträcks efter det att  
plasten härdats och därefter dras de ut ur det bildade fasta  
stycket (44).

25 14. Förfarande enligt patentkrav 13, k ä n n e -  
t e c k n a t av att de långsträckta förträngningskropparna  
utgörs av monofila trådar.

30 15. Förfarande enligt patentkrav 13, k ä n n e -  
t e c k n a t av att för bildning av förgreningar mellan  
huvudkanalen (50) och kanalerna (46, 48) i det fasta stycket  
dras de trådar som bildar den långa och den korta kanalen  
(46, 48) genom den tråd som bildar huvudkanalen (50), forma-  
tionen anordnas i en form, formen utfylls med en gjutbar  
plast och därefter dras genom sträckning trådarna ut ur det  
härdade fasta stycket (44).

#### Viitejulkaisuja-Anförda publikationer

Kuulutusjulkaisuja:-Utläggningsskrifter: Ruotsi-Sverige(SE) 417 251  
(G 01 N 11/02).

Patenttijulkaisuja:-Patentskrifter: USA(US) 3 908 442 (G 01 N 11/04).

FIG. 1

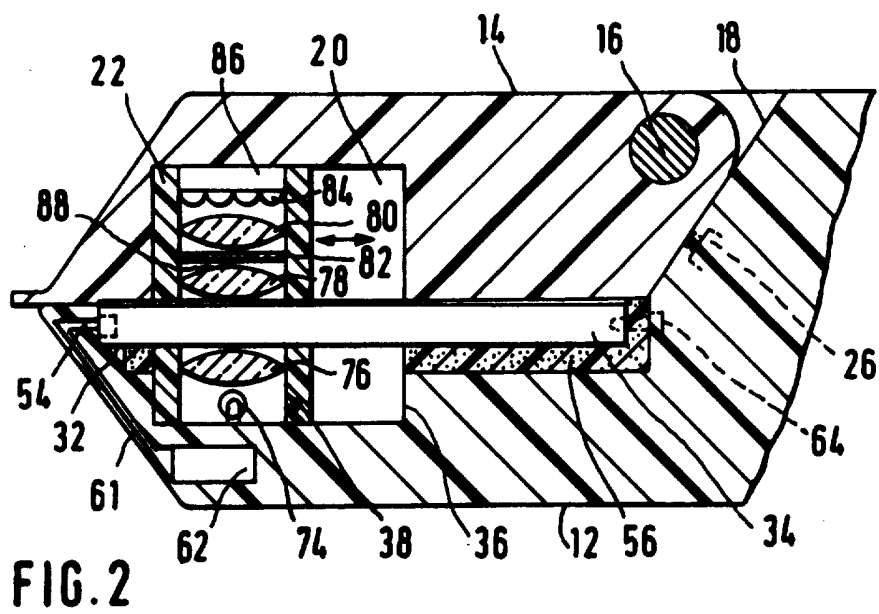
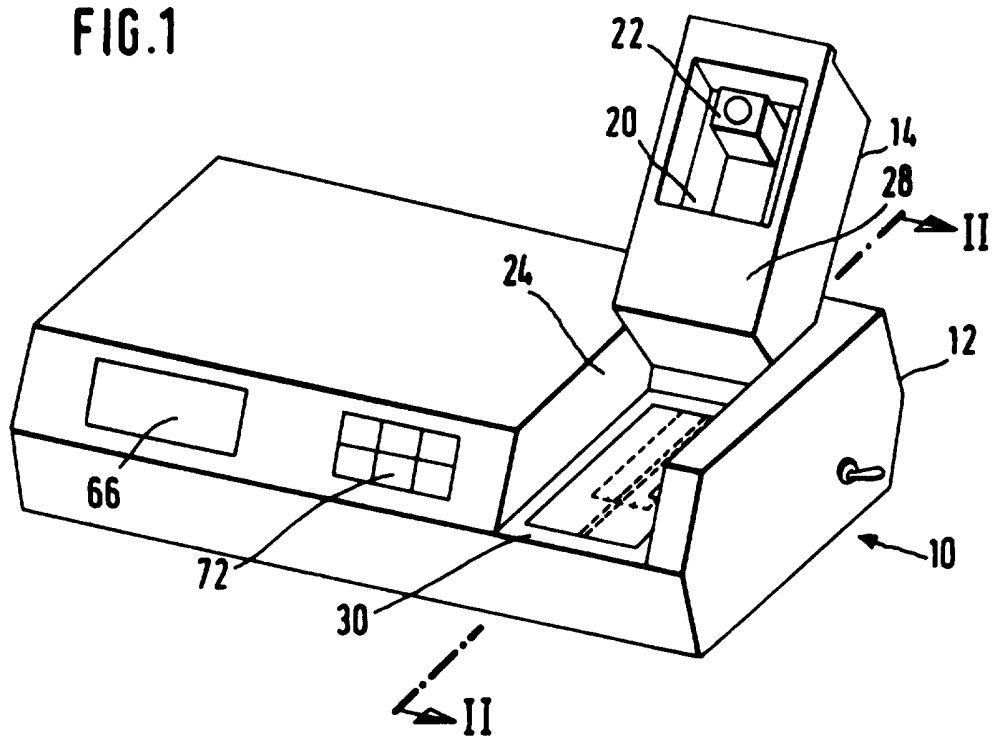


FIG. 3

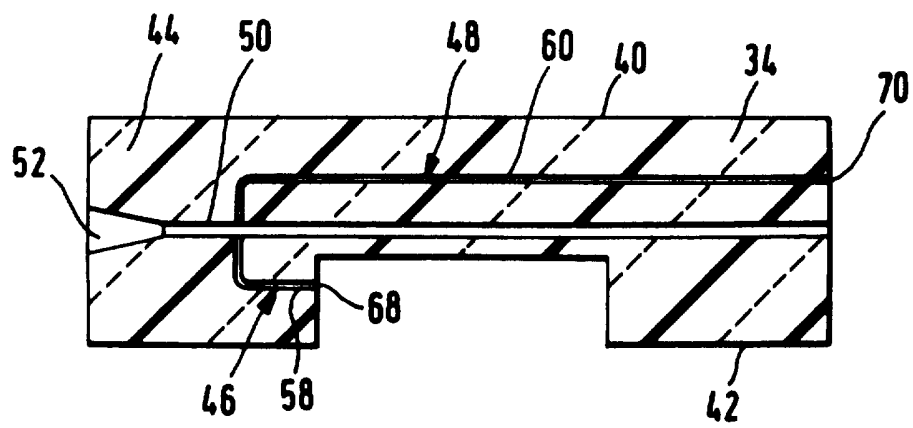


FIG. 4

