

PŘIHLÁŠKA VYNÁLEZU

zveřejněná podle § 31 zákona č. 527/1990 Sb.

(21) Číslo dokumentu:

2002 - 1926

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(22) Přihlášeno: **03.06.2002**

(40) Datum zveřejnění přihlášky vynálezu: **14.01.2004**
(Věstník č. 1/2004)

(13) Druh dokumentu: **A3**

(51) Int. Cl. ⁷:

G 01 N 27/07

G 01 N 27/327

(71) Přihlašovatel:

ING. ILJA KREJČÍ-ENGINEERING, Tišnov, CZ;

(72) Původce:

Krejčí Jan RNDr., Kuřim, CZ;

(74) Zástupce:

Gabrielová Marta Ing., Třída Politických vězňů 7, Praha
1, 11000;

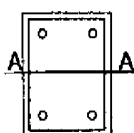
(54) Název přihlášky vynálezu:

**Součástky s trojrozměrnou strukturou
připravené tlustovrstvou technologií a způsob
jejich výroby**

(57) Anotace:

Předmětem předloženého řešení jsou součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem na korundovou podložku (P), kde mezi tištěnými vrstvami (T) je vložena alespoň jedna membrána (M). Membrána (M) je podle řešení přítomna alespoň v části výsledného výrobku. Membrána (M) může být opatřena otvory (O) nezbytnými pro další technologické kroky. Vkládané membrány (M) mohou mít póry o velikosti 50 µm až 10 nm a tloušťku 1 až 200 µm. Způsob výroby součástek s trojrozměrnou strukturou tlustovrstvou technologií tiskem podle řešení spočívá v tom, že mezi některé tištěné vrstvy se vkládá vhodná membrána, která umožňuje nanášení dalších vrstev bez ovlivnění vrstev předchozích. Tisk může být prováděn sítotiskem.

ŠABLONA



VYTIŠTĚNÝ MOTIV
V ŘEZU A - A



Součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií a způsob jejich výroby

Oblast techniky

Vynález se týká součástek s trojrozměrnou strukturou připravených tlustovrstvou technologií a způsobu jejich výroby.

Dosavadní stav techniky

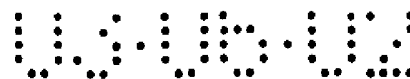
Tlustovrstvá technologie je technologie vytváření plošných struktur tiskem a následným vytvrzením. Pro tisk se nejčastěji používá sítotisk. Je známo i použití tampónového tisku nebo tryskového tisku. Vytvrzení je klasicky prováděno výpalem, při němž jsou odstraněny těkavé složky zabezpečující technologické vlastnosti vhodné pro tisk. Vytvrzení vrstev je možné sušením za normální teploty.

Tlustovrstvá technologie je nejvíce používána v elektronice pro výrobu speciálních elektronických obvodů. Vodivé sítě, odpory a kondenzátory jsou vytvořeny tiskem past, které obsahují nosnou organickou část a aktivní kovový nebo dielektrický materiál, na korundovou podložku. Řízeným výpalem dojde k rozkladu organického pojiva a vazbě aktivní složky na podložku. Aktivní elektronické součástky jsou dodatečně vsazovány do obvodu a kontaktovány k vodivé síti. (M.R. Haskard & K. Pitt, Thick film Technology and Applications Electrochemical publications Ltd. 1997).

Nověji jsou klasické materiály tlustovrstvé technologie doplňovány materiály, kde nosič aktivní složky zajišťuje adhezi a pevnost tištěné vrstvy. Jsou známy materiály, které lze vytvrdit teplem nebo UV zářením.

V poslední době nalézá tlustovrstvá technologie velmi silné uplatnění při výrobě senzorů. Je známa celá řada senzorů vyrobených tlustovrstvou technologií. Zejména to jsou senzory tlaku, teploty. Široké uplatnění nachází tlustovrstvá technologie v oblasti chemických senzorů. Hlavní výhodou je možnost velmi reprodukovatelného nanášení velmi malých množství látek. Není technickým problémem nanášet množství až 10 pl (ca 10 pg)

To umožňuje široké použití nákladných chemických látek jako například enzymů, protilátek, segmentů DNA apod. Cena těchto látek se pohybuje v rozmezí od 10 000 až 10,000 000,- Kč za gram. Tlustovrstvá technologie umožňuje použití tak malých množství, že cena výrobku není výrazně ovlivněna cenou chemických složek.



Na druhé straně použití velmi malých množství chemických látek vyvolává nutnost měření velmi malých signálů. Další výhodou tlustovrstvé technologie je, že umožňuje integraci vyhodnocovací elektronické jednotky velmi blízko měřenému místu a tím i měření velmi malých signálů (například Overview of chemical sensors, G. Huyberechts, Imec 1995, Brno 1995, Sensors and sensorssystems).

Příkladem známých chemických senzorů vyráběných tlustovrstvou technologií jsou senzory glukózy (patent EP 078636, WO 97/02487, USP 5 762 770, CA 2 224 308, WO 99/30152), substráty pro biosenzory (CZ patenty PV 864-94, PV 3780-96). Velké množství senzorů je popsáno v literatuře (např. Biosensors, Fundamentals and Applications, edited by A.P.F.Turner, I. Karube & G.S.Wilson, Oxford university press, 1987, dále v časopise Biosensors and bioelectronics, Elsevier Advanced Technology, Ltd.).

Nevýhodou všech těchto chemických senzorů je to, že neumožňují integraci složitějších chemických procesů. Při těchto stanoveních je nutná příprava vzorku – filtrace, separace, přidání reagensů. Chemický senzor musí obsahovat nejen elektrické vodivé cesty, ale i cesty vodivé pro chemické látky a jejich roztoky.

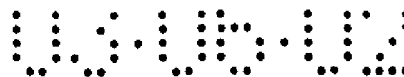
Jsou činěny pokusy o vytvoření těchto struktur jednak cestou LTCC (Low temperature cofired ceramic) (Etching and Exfoliation techniques for the Fabrication of 3-D Meso-Scales Structures on LTCC Tapes, J. Park, P. Espinoza-Vallejos, L. Sola-Laguna and J. Santiago-Aviles, Proceeding of IMAPS'99, San Diego, USA 29.10.-3.11.1998), jednak cestou lepení horní vrstvy na plošný tvar kanálu (Thick Films Microchannels: Design and Fabrication, D. Filippini, L. Fraigi & S. Gwire, Microelectronics No. 40, May 1996). Nevýhodou prvního příkladu je vysoká technologická náročnost a obtížná možnost výroby složitějších struktur. Nevýhodou druhého způsobu je velmi nízká spolehlivost lepených částí a zalévání lepidel do aktivní struktury senzoru.

Nevýhody známých řešení odstraňují součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem a způsob jejich výroby podle předloženého vynálezu. Známa řešení jsou většinou na úrovni základního výzkumu a prvních pokusů. Jejich společnou nevýhodou je obtížné převedení do hromadné výroby a v mnoha případech i vysoká cena. Pro jednotlivá známá řešení jsou nevýhody:

Mikroobrábění – velmi drahé miniaturní nástroje, dlouhé výrobní časy.

Leptání – předpoklad hromadné výroby, avšak dlouhé výrobní časy a komplikovaná a nákladná technologie.

Laserové obrábění – velmi nákladné základní technologické vybavení.



Monolitická technologie – velmi nákladná technologie z hlediska vývoje. Geometrické limity jsou příliš nízké pro aplikace v mikrosenzorech s fluidickými obvody.

Podstata vynálezu

Předmětem předloženého vynálezu jsou součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem, jejichž podstata spočívá v tom, že mezi tištěnými vrstvami je vložena alespoň jedna membrána. Dalším význakem součástky podle vynálezu je, že membrána je přítomna alespoň v části výsledného výrobku. Význakem dále je, že membrána je opatřena otvory nezbytnými pro další technologické kroky. Vkládané membrány mohou mít póry o velikosti 50 μm až 10 nm a tloušťku 1 až 200 μm .

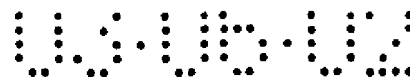
Způsob výroby součástek s trojrozměrnou strukturou tlustovrstvou technologií tiskem podle vynálezu spočívá v tom, že mezi některé tištěné vrstvy se vkládá vhodná membrána, která umožňuje nanášení dalších vrstev bez ovlivnění vrstev předchozích. Tisk může být prováděn sítotiskem.

Vložená membrána může být vyrobena například ze stejného materiálu, z jakého je připraveno pojivo nanášené vrstvy. V tomto případě je membrána v průběhu technologického procesu odstraněna tím způsobem, že se tepelně rozloží stejně jako pojivo a není přítomna ve všech částech výsledného produktu. Může být vyrobena také z materiálu, který lze rozložit chemicky a pak membrána není přítomna ve všech částech výsledného produktu. Jako membrána, která se dá rozložit tepelně může být použita membrána vyrobena například z acetátu celulózy, která má průměr pórů 1 – 0,001 μm a tloušťku 0,1 – 50 μm .

Vložená membrána může být připravena z inertního materiálu a zůstane přítomná a funkční po dokončení všech technologických kroků. Vhodná membrána je například připravena z polyethylentereftalátu perforovaného neutrony, přičemž průměr pórů je 5 – 0,05 μm a její tloušťka je 2 – 20 μm .

Základním požadavkem membrán je porézní struktura, která je optimálně navržena vzhledem k vlastnostem použitého materiálu tiskové pasty. Pasta musí proniknout do struktury membrány v důsledku povrchového napětí. Nesmí však z membrány vytékat. Tím lze dosáhnout toho, že vznikne kompaktní trojrozměrný celek, který může obsahovat kanálky, filtry a směšovací členy, případně další aktivní elementy.

Membrána může být vkládána i předtvarovaná nebo připravená s průchozími a pomocnými otvory. Porézní struktura membrány může být jen v její části, která je ve styku s tištěnými vrstvami. Taková membrána je připravena z kompaktního neporézního materiálu,



který je v místech styku membrány s tištěnou vrstvou perforován tak, že nejmenší vzdálenost mezi otvory je menší než pětinasobek tloušťky tištěné vrstvy. Membrána může být z kovu.

Pod označením součástky jsou v rámci předloženého vynálezu zahrnuté senzory, elementy, prvky a moduly tvořící základní část zařízení popsaných v příkladech. Originální postup výroby těchto zařízení zahrnující tisk jednotlivých vrstev a jejich motivů je znázorněn na přiložených výkresech.

Přehled obrázků na výkresech

Vynález je dále podrobněji objasněn na příkladech provedení, znázorněných na přiložených výkresech, kde na obr. 1 je schematicky uveden postup výroby průtokového filtru, na obr.2 je schéma výsledného mikrofiltru připraveného postupem na obr.1, , na obr. 3 kapilární elektroforézy s vodivostní detekcí, na obr. 4 schéma mikro-dialyzační jednotky a na obr. 5 postup její výroby, na obr. 6 postup výroby senzoru pro měření kinetiky chemických reakcí, na obr. 7 postup exaktně definované referenční elektrody, na obr. 8 planární kyslíkové elektrody, na obr. 9 výroba elektrody pro elektrokardiograf s gelem, na obr 10 průtokoměru pro plyny, na obr. 11 průtokoměru pro kapaliny, na obr. 12 kapacitního snímače tlaku, na obr. 13 snímače zrychlení, na obr. 14 akčního členu membránové pumpy, na obr. 15 zpětného ventilu, na obr. 16 membránového čerpadla a na obr. 17 kapilární elektroforézy na Si čipu s přípravou vzorku, na obr. 18 rtuťové mikroelektrody a na obr. 19 biosenzoru s definovanou bioaktivní vrstvou.

Příklady provedení vynálezu

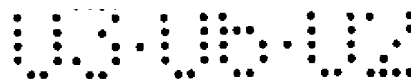
Příklady provedení vynálezu jsou doplněny obrázky, které se ve většině případů skládají ze dvou částí: tvaru šablony, která je použita pro tisk a je umístěna v levé části obrázku;

celkového uspořádání výrobku po příslušném tisku nebo vložení membrány, který je umístěn vpravo a je zobrazen plošně nebo v řezu.

Příklad 1

Průtokový filtr vyrobený tlustovrstvou technologií

Postup výroby průtokového filtru je popsán na obrázcích 1a až 1y. V prvním kroku (obr. 1a) je na keramickou podložku P natištěna vrstva T, která vytváří kanál pro vstup



filtrované kapaliny a sběrný kanál odvodu filtrátu. Je použita například polymerní pasta Du Pont 5483. Šířka kanálu je 250 μm , výška kanálu je 15 μm .

Na nevytvrzený tisk předchozí vrstvy je vložena porézní membrána M vyrobená např. z polyetylentereftalátu neucleopor s póry o velikosti 1 μm a tloušťce 10 μm (viz obr. 1b-1), která je opatřena čtyřmi otvory O pro přívod kapaliny a odvod filtrátu. V důsledku povrchového napětí se pasta částečně vsaje do membrány v místech styku membrány s pastou (obr. 1b-2) a vznikne homogenní spojení s tištěnou vrstvou T. V místech kde je kanál zůstávají póry membrány volné (viz obr. 1b₂).

V třetím kroku (obr. 1c) je natištěn kanál pro odvod filtrátu a kanály pro vstup filtrované kapaliny. Ve čtvrtém kroku (obr. 1d) je vložena membrána M analogicky jako v druhém kroku (obr. 1b).

Kroky lze dále opakovat, až je dosaženo optimálního počtu vrstev. Výrobní proces je ukončen vložení poslední membrány M (obr. 1x) na níž je v kroku y natištěna uzavírací vrstva (obr. 1y). Celek je plně vytvrzen zahřátím na 200 °C na 20 minut a jsou nalepeny vstup kapaliny a výstup filtrátu.

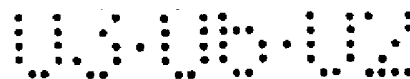
Uspořádání posledního mikrofiltru je zobrazeno na obrázku 2. Kapalina vstupuje vstupním náustkem 6 do rozváděcího kanálu 3 odkud prochází jednotlivými kanály opatřenými membránami M. Filtrát prošlý membránou je odváděn do sběrného kanálku 1 odkud je odváděn k výstupním náustkům 5. Vstupní a výstupní náustky jsou upevněny v držácích 4 a 2.

Výsledné parametry: Rozměry 10 x 20 mm, tloušťka aktivní vrstvy 1 mm, plocha aktivní membrány 50 mm², průměr vstupní a výstupní trubice 1 mm.

Příklad 2

Kapilární elektroforéza s vodivostní detekcí

Postup výroby je znázorněn na obrázku 3a až obrázku 3f. V prvním kroku (obr. 3a) je na korundovou podložku P natištěn základní motiv vodivých drah vodivou např. Ag pastou Tesla 9220. V dalším kroku (obr. 3b) jsou natištěny elektrody pro elektroforézu a elektrody vodivostního detektoru E, např. zlatou pastou Du Pont 4140. Substrát je vypálen při 850 °C a vznikne základní elektrická síť. V kroku zobrazeném na obr. 3c je natištěna dielektrická pastou 6 (například Du Pont 5483) struktura kanálů 5. Opakováním tohoto kroku je dosaženo vhodných výšek bočních stěn kanálu. V kroku zobrazeném na obr. 3d je vložena membrána



z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti 1 μm a tloušťce 20 μm a opatřena otvory Q. Výroba je ukončena natištěním horní krycí vrstvy (obr. 3e). Systém je vytvrzen při 200 °C 20 minut. Pro snadnější nanášení vzorku je nalepena vstupní část pro nanášení vzorku (obr. 3f).

Systém je naplněn gelem.

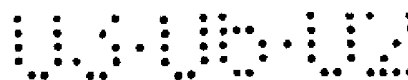
Funkce: Do otvoru 2 je nanesena kapka vzorku. Připojením vysokého napětí mezi zlaté elektrody ve vstupech 2 a 4 se vzorek v důsledku elektroosmotického toku začne pohybovat z otvoru 2 do otvoru 4 kanálem 6. V místě křížení kapilár vznikne zóna. Zapnutím vysokého napětí mezi 1 a 3 dojde k elektroforéze zóny z křížení 6 na kapiláře mezi 1 a 3. Průchod jednotlivých rozdělených zón je detekován vodivostním detektorem.

Příklad 3

Mikrodialyzační jednotka s biosenzorem

Postup výroby dle vynálezu může být s výhodou využit pro konstrukci mikrodialyzační jednotky pro kontinuální analýzu krve biosenzorem. Schéma jednotky je na obr.4. Přímou na injekční jehlu je integrován miniaturní systém o rozměrech 25 x 7 mm, který obsahuje tříelektrodový ampérometrický biosenzor a dialyzační celu, která umožňuje oddělení plazmy z krve a její naředění. Krev vstupuje do senzoru injekční jehlou 1 zavedenou do žíly pacienta. Dále protéká kanálem vytvořeným postupem dle předloženého vynálezu, přičemž od bodu 2 až po bod 8 je dno kanálu vytvořeno polopropustnou membránou. Krev je odváděna náustkem 2. Dialyzační kapalina vstupuje v místě 3 a je vedena kanálem, jehož strop je v úseku označeném 8 a 9 společný se dnem kanálu pro krev. Zde dochází k dialýze nízkomolekulárních látek z krve do dialyzačního roztoku. Dialyzační roztok prochází otvorem 10 na druhou stranu substrátu, kde je analyzován ampérometrickým enzymovým detektorem, který se skládá ze dvojice pomocných elektrod 11, dvojice referenčních elektrod 12 a pracovní elektrody 13 pokryté enzymem. Dialyzační roztok prochází na druhou stranu čipu otvorem 14 a z čidla je odváděn výstupem 4. Elektrody jsou připojeny kontakty 5, 6, 7.

Postup výroby dle vynálezu je znázorněn na obr. 5. Nejprve je na keramický substrát opatřený dvěma otvory natištěna struktura vodivých drah a měřících elektrod (obr. 5a). V dalším kroku (b) je natištěn základní tvar kanálku, který vymezí pracovní oblast elektrod v průtokovém uspořádání (obr. 5b). Další krok (c) využívá vynálezu a je vložena membrána z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikostí 1 μm a tloušťce 20 μm s otvorem nad



pracovní elektrodou (obr. 5c). Je natištěna krycí vrstva, která dokončí strop průtokového kanálku (obr. 5d). Otvor nad pracovní elektrodou je připraven pro nanesení enzymu a uzavření kanálku. Celek je vytvrzen. Další technologické kroky jsou provedeny na opačné straně substrátu.

V kroku (e) je natištěna struktura kanálu mezi dvěma průchozími otvory, kterým probíhá dialyzát (obr. 5e). V dalším kroku (f) je nanесena membrána (obr. 5f) připravena z acetátu celulózy (Cuprophane PM 150) o tloušťce 15 μm .

V kroku (g) je natištěn kanál pro krev (obr. 5g) a je překryt membránou z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti 1 μm a tloušťce 20 μm v kroku (h) (obr. 5h).

V kroku (i) je vytvořen kompaktní strop struktury tiskem krycí pasty. Výroba je dokončena vsazením jehly pro vstup do žíly a náustků pro vstup a výstup dialyzátu a odvod krve (obr. 5j). Volbou výšky a šířky kanálů je možno nastavit poměr ředění dialyzované krve. Výroba je dokončena nanесením enzymu a zalepením nanášecího okénka.

Příklad 4

Senzor pro měření kinetiky chemických reakcí

V prvním kroku (a) je natištěna struktura elektrod, která se skládá z pole pracovních a referenčních elektrod (obr. 6a). V dalším kroku je vytištěna struktura kanálu, která jednak umožní míchání dvou měřených roztoků (obr. 6b), jednak vymezí pole pracovních elektrod. V kroku (c) je nanесena membrána z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti 1 μm a tloušťce 20 μm se třemi otvory, které budou sloužit pro vstup reakčních roztoků a výstup směsi.

V kroku (d) je celý systém překryt krycí vrstvou, čímž jsou dokončeny kanálky a vstupy a výstupy kapalin.

V průtočném uspořádání senzor přímo měří časový průběh kinetiky reakce.

Příklad 5

Exaktně definovaná referenční elektroda na planárním čidle

Na substrát s výřezem 1 (viz obr. 7) je natištěna základní struktura elektrod (obr. 7a). V dalším tisku (b) je vytvořen kanálek pro spojení referenční elektrody se zásobníkem vnitřního elektrolytu. V dalším kroku (c) je umístěna membrána z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti $1\text{ }\mu\text{m}$ a tloušťce $20\text{ }\mu\text{m}$ s vyříznutým otvorem pro pracovní a pomocnou elektrodu (viz obr. 7c).

V kroku (d) se provede tisk další struktury, která zpevní strop kanálu spojujícího referenční elektrodu se zásobníkem elektrolytu a upevní membránu v místě kapalinového spoje referenční elektrody a měřeného vzorku.

Po vytvrzení je substrát obrácen. V kroku (e) je natištěna vrstva umožňující vytvoření stropu nad zásobníkem vnitřního elektrolytu referenční elektrody. Poté je do zásobníku nasypána směs KCl a CaCl_2 . V dalším kroku (f) je nanese na membrána z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti $1\text{ }\mu\text{m}$ a tloušťce $20\text{ }\mu\text{m}$ (obr. 7f) a vytištěna krycí vrstva (obr. 7g). Pro naplnění senzoru vodou (například ponoření do vody a snižováním a zvyšováním tlaku) je senzor připraven k měření.

Příklad 6

Planární kyslíková elektroda (Clarkův článek)

Postup výroby je zcela stejný jako v příkladu 5 pouze s tím rozdílem, že v bodech b, c, d jsou použity odlišné motivy tisků, které jsou znázorněny na obr. 8. V kroku (b) (obr. 8b) je natištěna struktura, která umožňuje průchod elektrolytu do tří oblastí – oblasti referenční elektrody, oblasti pomocné elektrody a oblasti pracovní elektrody. V dalším kroku (c) je nanese na membrána (obr. 8c), která nemá žádné otvory. Struktura je uzavřena tiskem krycí vrstvy, která vymezí vstupní okénko pro vstup kyslíku. Plnění elektrolytem a dokončení zásobníku elektrolytu je provedeno podobně jako v příkladě 5 pouze s tím rozdílem, že zásobník elektrolytu je nejprve naplněn kapalinou a potom je jeho vstup uzavřen zalepením.

Příklad 7

Výroba elektrody pro elektrokardiograf s gelem

Nejprve je natištěna vrstva Ag/AgCl na plastovou podložku s kontaktem (obr. 9a). V dalším kroku (b) je natištěna podpurná vrstva pro upevnění membrány. Struktura je

naplněna gelem a v kroku (d) je nanесena membrána např. z acetátu celulózy (Cuprophane PM 150) o tloušťce 15 μm (obr. 9d). Membrána je fixována tiskem poslední vrstvy v kroku (e) (viz obr. 9e).

Příklad 8

Průtokoměr pro plyny

V prvním kroku (a) (viz obr. 10a) je natištěna první vodivá struktura, která se skládá z vodičů a topného elementu 1.

V dalším kroku (b) je natištěna krycí vrstva z dielektrické pasty (obr. 10b). Celek je vypálen a připraven pro tisk měřicího můstku. Měřicí můstek je vytvořen sítí vodičů a termistorů připravených tiskem termistorové pasty. Síť vytváří Wheastonův můstek, přičemž odpory 2 nejsou ovlivňovány prouděním a odpory 3 jsou ovlivňovány průtokem plynu. V dalším kroku (d) je odporová síť překryta dielektrickou vrstvou, a to tak, že jsou otevřeny pouze měřicí termistory a topný odpor (obr. 10d). V dalším kroku je vytvořen kanálek způsobem dle vynálezu. Nejprve jsou natištěny boční stěny kanálku (krok 10e). V dalším kroku je nanесena membrána z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti 1 μm a tloušťce 20 μm (krok 10f), která je překryta krycím tiskem (krok 10g). Výrobek je dokončen vsazením náustků. Princip funkce je založen na nesymetrickém ohřevu v důsledku proudění plynu. Jeden termistor je ochlazován a druhý je ohříván. Rozvážení můstku je úměrné průtoku plynu.

Příklad 9

Průtokoměr pro kapaliny

Princip výroby průtokoměru pro kapaliny je analogický jako v předchozím případě. V prvním kroku je natištěna síť vodičů, termistorů (2, 1) a vyhřívacího odporu 3 (viz obr. 11a). Struktura je překryta dielektrickou vrstvou, takže aktivní členy jsou chráněny před přímým vlivem kapaliny. Měřicí kanál je připraven stejným způsobem jako v případě průtokoměru pro plyny (viz obr. 10, kroky c–h).

Princip funkce: Proudový puls přivedený do budícího topného odporu vytvoří v kapalině zónu se zvýšenou teplotou. Ta je v důsledku proudění přemístěna na první (2) a posléze nad druhý termistor (1). Ze známé vzdálenosti termistorů (2 a 1), profilu kanálu a změřeného času průchodu teplotního pulzu mezi termistory 1 a 2 lze stanovit průtok kapaliny.

Příklad 10

Kapacitní snímač tlaku

Postup výroby kapacitního snímače je na obr. 12. V prvním kroku (a) je natištěna vodivá struktura s první elektrodou měřicího kondenzátoru (viz obr. 12a). V druhém kroku (b) je natištěna nosná vrstva membrány z dielektrické pasty. Současně je vytištěn i odvzdušňovací kanálek (obr. 12b). Ve třetím kroku jsou dvě možnosti výroby. Buďto je natištěna vrstva vodičů ve tvaru mezikruží (obr. 12c) nebo na syrovou vrstvu vytištěnou v kroku 12b je položena membrána např. z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti $1\ \mu\text{m}$ a tloušťce $20\ \mu\text{m}$ dle způsobu podle vynálezu (obr. 12c1). Ve čtvrtém kroku je do syrové vodivé pasty (obr. 12d) položena kovová membrána vyrobená z niklu o tloušťce $5\ \mu\text{m}$, která je v místě styku se syrovou pastou perforována způsobem dle vynálezu (obr. 12d) nebo polymerní membrána např. z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti $1\ \mu\text{m}$ a tloušťce $20\ \mu\text{m}$, umístěná v předchozím kroku, přetištěna vodivou pastou (viz obr. 12d1). Snímač je dokončen tiskem poslední krycí vrstvy. Odvětrávací kanálek slouží k vyrovnávání tlaku během výroby. Jakmile je celý senzor vytemperován, je kanálek zalepen a snímač je připraven k činnosti.

Postup výroby s využitím polymerní membrány je vhodný pro tlakové senzory s nižší životností a levnější. Postup s vloženou kovovou membránou je vhodnější pro senzory a kvalitnější a s vyšší životností.

Příklad 11

Kapacitní mikrofón

Jestliže je použit postup dle příkladu 10 (obr. 12) s tím rozdílem, že v kroku (d) je vložena kovová membrána například niklová fólie tloušťky $5\ \mu\text{m}$, která je dostatečně tenká a

v konečné operaci otvor pro vyrovnání tlaku není uzavřen, lze při jejím dostatečném průměru dosáhnout tlakové změny způsobené vlivem chvění zvuku. Vzniká kapacitní mikrofon.

Příklad 12

Snímač zrychlení

Snímač je zhotoven stejným způsobem jako v případě snímače tlaku. V posledním kroku však není zalepen otvor pro odvětrání. Dále je doplněn krok, v němž je na membránu přilepena setrvačná hmotnost, která působí změny průhybu membrány v důsledku setrvačných sil (viz obr. 13). Snímač je schematicky znázorněn na obr. 13, kde 1 je elektroda kapacitního snímače, 2 setrvačná hmotnost, 3 membrána implementovaná dle vynálezu, 4 vodivá vrstva spojující membránu 3 s vnějším kontaktem, 5 krycí vrstva senzoru, 6 kontakty pro připojení senzoru.

Příklad 13

Akční člen membránové pumpy

Akční člen membránové pumpy lze zhotovit postupem podle obr. 14. V prvním kroku (a) (viz obr. 14a) je natištěna struktura přívodního a výstupního kanálu v němž dochází ke změně objemu, jehož důsledkem je čerpání. V dalším kroku je nanесena membrána z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti 1 μm a tloušťce 20 μm dle vynálezu opatřena otvorem a přetištěna vrstvou dielektrického materiálu (viz obr. 14b a 14c). Tím je dokončena struktura přívodních kanálů a čerpací prostor. V dalším kroku (d) (obr. 14d) je natištěna vodivá vrstva, která vytváří přívod k piezoelektrické membráně. V dalším kroku (e) (viz obr. 14e) je vložena piezoelektrická membrána. Membrána na obr. 14e je tvořena předtvarovanou kovovou membránou, která je na krajích perforovaná způsobem dle vynálezu, což umožňuje dobré vlastnosti po vložení do tištěného materiálu. Na vydutých částech membrány je nanесena piezokeramika a další vodivá vrstva. Membrána mění svůj tvar v důsledku elektrického pole vloženého na piezokeramiku.

V dalším kroku (f) je natištěn přívodní spoj na druhou elektrodu membrány (viz obr. 14f). Konečně v posledním kroku (g) (viz obr. 14g) je celá struktura přikryta krycí vrstvou, která strukturu zpevní a zapouzdří. Vložením střídavého napětí na přívody lze docílit změny

pracovního objemu čerpadla a po případném spojení s ventilem dosáhnout čerpání plynu nebo kapaliny.

Příklad 14

Zpětný ventil

Schéma výroby zpětného ventilu je znázorněno na obr. 15. V prvním kroku (a) je vytištěna geometrická struktura přívodního kanálu (viz obr. 15a). V druhém kroku (b) je struktura přikryta membránou z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti 1 μm a o síle 20 μm (viz obr. 15b) a přetištěna další vrstvou (obr. 15c), čímž je dokončena struktura přívodního kanálu. V dalším kroku (d) je přiložena membrána vyrobená například z niklové fólie o tloušťce 50 μm , částečně perforovaná ve tvaru membránového ventilu (viz obr. 15d). V dalším kroku (e) je natištěna vrstva, která umožňuje pohyb chlopně ventilu a zpevňuje upevnění chlopně (viz obr. 15e). V dalším kroku (f) je natištěna geometrická struktura výstupního kanálu (obr. 15f), která je přikryta membránou z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti 1 μm a o síle 20 μm (obr. 15g). Výroba je dokončena tiskem krycí vrstvy (h), která dokončí vstupní kanálek (obr. 15h) a zpevní celou strukturu a umístěním vstupního a výstupního náustku.

Příklad 15

Membránové čerpadlo

Kombinací zpětného ventilu dle příkladu 14 a akčního členu pumpy dle příkladu 13 lze připravit elektrickou membránovou pumpu poháněnou piezoelektrickým členem (viz obr. 16).

Kapalina nebo plyn vstupují do čerpadla náustkem 1, dále postupují přes zpětný ventil 2, jehož příprava je popsána např. v příkladu 14, do prostoru, kde je měněn objem piezoelektrickou membránou 3 (viz příklad 13). Průhybem membrány a zvýšením tlaku se uzavírá ventil 2 a otevírá ventil 4 a kapalina je vytlačena z čerpadla.

Je zřejmé, že kombinací mezi uvedenými příklady lze dosáhnout vytvoření dalších složitějších přístrojů. Spojením čerpadla dle příkladu 15, kapiláry, vstupní difúzní bariéry,

detektoru lze vytvořit metodu flow injection analysis. Spojením čerpadla a filtru lze vytvořit aktivní filtrační jednotku. Je zřejmé, že existuje celá řada dalších významných zařízení, která lze miniaturizovat s využitím postupu dle patentu a spojením výše zmíněných příkladů použití.

Další příklad uvádí použití nové technologie dle patentu pro kombinaci tlustovrstvé technologie s mikroelektronickým prvkem.

Příklad 16

Kapilární elektroforéza na Si čipu s přípravou vzorku

Jsou známy systémy, kdy struktura kapilární elektroforézy je realizovaná na Si čipu. Nevýhodou těchto systémů je natolik náročná příprava vzorku, že výsledná analýza je mnohdy nákladnější než klasická analýza s využitím makroanalytických přístrojů. Na druhé straně má technologie využívající přímo Si čipy význačné výhody. Jsou to: vyšší rozměrová přesnost, lepší chemické vlastnosti, lepší parametry z hlediska případných nečistot, které ovlivňují měření.

Způsob výroby dle vynálezu umožňuje odstranit nevýhodu náročné přípravy vzorku, aniž ovlivní pozitivní vlastnosti Si čipu tím způsobem, že umožňuje integrovat do nosiče čipu filtrační prvky, které umožní takovou přípravu vzorku, že k Si čipu a do jeho kanálků (o cca 1 μm) nemohou vstoupit nečistoty, které ovlivní měření. Příklad takového systému je na obr. 17.

Na keramickém substrátu 6 je vytištěna struktura vstupních kanálků 4, opatřených vstupními náustky 2 a výstupních kanálků 5 opatřených výstupními náustky 3. Ve dně vstupních a výstupních kanálků je filtrační membrána 7 integrovaná způsobem podle vynálezu. Průchodem přes tuto membránu jsou zachyceny nečistoty a vzorek vstupuje do sběrného kanálku 8, odkud je otvorem v keramice 9 přiváděn na vstup čipu 1. Vystupující kapalina vystupuje otvorem 10 do rozváděcího kanálku 11, odkud se přes membránu 7 dostává k výstupu 3. Část membrány v místě výstupního kanálku 5 může být odstraněna, čímž je dosaženo nižšího hydrodynamického otvoru.

Příklad 17

Mikrochemický reaktor (lab. on chip)

Na korundovou základní podložku je natištěna základní struktura elektrod – viz obr. 17a. V dalším kroku (b) je natištěna dielektrickou pastou základní struktura kanálu (obr. 17b). Dále je přiložena membrána z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti 0,1 μm a tloušťce 10 μm , která má 6 otvorů (krok (c) – obr. 3c). Otvory 1 – 4 umožňují přístup do kanálu mezi vstupy 1, 2, 3, 4. Otvory 5 a 6 umožňují prostup látek do vyšších vrstev, které budou připraveny v dalších krocích.

V dalším kroku (d) je natištěna dielektrická vrstva, která vytvoří strop kanálu mezi vstupy 1 a 2. V místě 7 je strop kanálu průchozí (obr. 17d).

V kroku (e) je proveden tisk dielektrické pasty, kterým je vytvořen kanál, který bude sloužit k míchání roztoků z kanálu 1 – 2 a 3 – 4 (obr. 17e).

V kroku (f) je nanесena další membrána z polyethylentereftalátu nucleopor s póry o velikosti 0,1 μm a tloušťce 10 μm , která je opatřena otvory a vytvoří strop míchacího kanálu (obr. 17f).

Vytvoření stropu horního kanálu je dokončeno tiskem vrstvy v kroku (g). Prostor 8 připraven pro nanесení elektrody pro elektroosmotické plnění obou pracovních kanálů a pro elektroosmotické míchání (obr. 17h – krok (h)).

Příprava je dokončena tiskem krycí vrstvy, která celou strukturu uzavře. Vzniklé kanálky je možno opatřit náustky, jak to bylo zmíněno v minulých příkladech (krok (i) – obr. 17i).

Příklad 18

Postup výroby rtuťové mikroelektrody je na obr. 18. V prvním kroku je natištěna vodivá struktura elektrody (viz obr. 18a). V dalším kroku je struktura přikryta membránou postupem dle vynálezu např. membránou z polyethylentereftalátu o tloušťce 20 μm a o velikosti pórů 10 μm (viz obr. 18b). V posledním kroku je celá struktura překryta dielektrickou vrstvou s otvorem nad pracovní elektrodou 1. Hotová elektroda je ponořena do rtuti a po vyčerpání vzduchu je prostor mezi pracovní elektrodou a membránou vyplněn rtutí. Průřez hotovou elektrodou je na obr. 19. Na keramické podložce 1 je elektroda 2. Prostor nad elektrodou 2 je vytvořen tiskem vrstvy 3 a překrytím membrány 4 dle vynálezu, která je

zpevněna vrstvou 5. Prostor 6 nad elektrodou je vyplněn rtutí, která na vnější ploše membrány vytváří pole rtuťových mikroelektrod 7.

Příklad 19

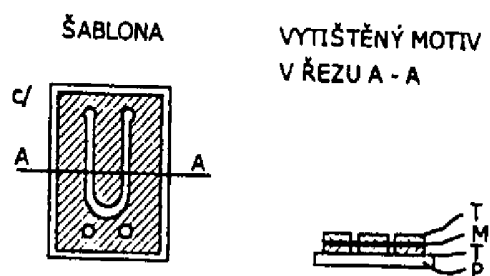
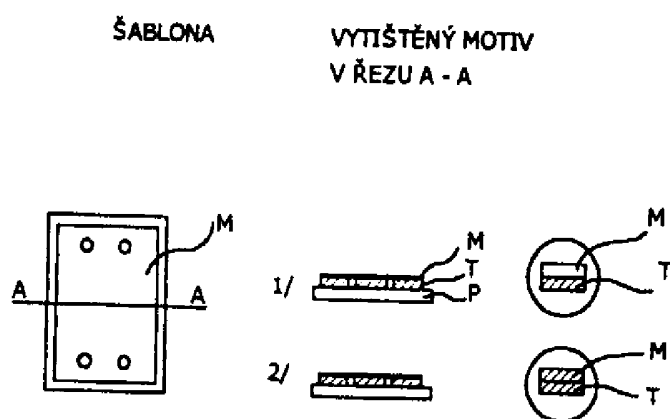
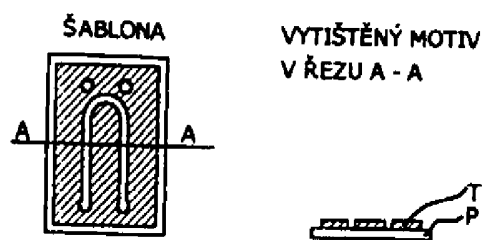
Při konstrukci biosenzorů je často problémem vytvořit definovanou bioaktivní membránu. Je-li biosenzor připraven postupem podle příkladu 18, ale s tím rozdílem, že místo rtuti je prostor nad elektrodou zaplněn bioaktivní látkou, je možno získat elektrodu s definovanou bioaktivní vrstvou.

PATENTOVÉ NÁROKY

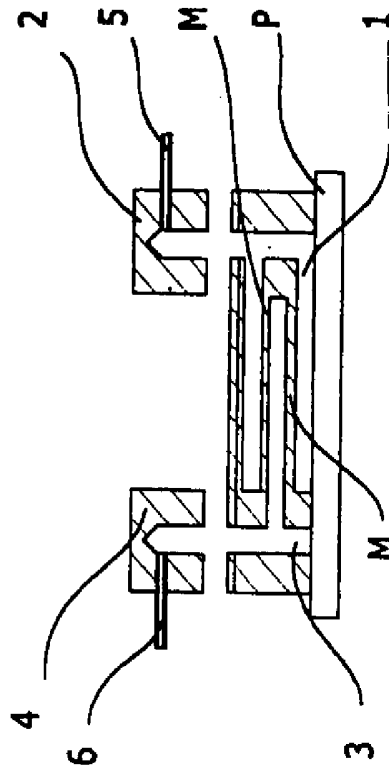
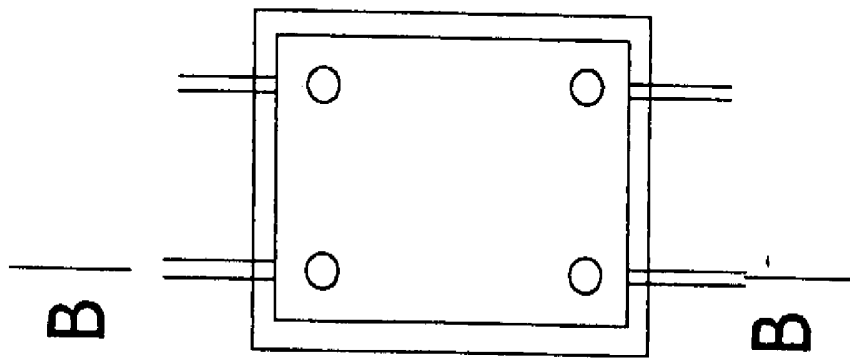
1. Součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem, vyznačující se tím, že mezi tištěnými vrstvami je vložena alespoň jedna membrána.
2. Součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 1, vyznačující se tím, že membrána je přítomna alespoň v části výsledného výrobku.
3. Součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 1, vyznačující se tím, že membrána je opatřena otvory.
4. Součástky (elementy, prvky, moduly, výrobky) s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 1, vyznačující se tím, že membrána je z kompaktního neporézního materiálu, který je v místech styku membrány s tištěnou vrstvou perforován tak, že nejmenší vzdálenost mezi otvory je menší než pětinasobek tloušťky tištěné vrstvy.
5. Součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 4, vyznačující se tím, že membrána je z kovu.
6. Součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 1, vyznačující se tím, že membrána má póry o velikosti 50 μm až 10nm a tloušťku 1 - 200 mikrometru.
7. Součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 6, vyznačující se tím, že membrána je z polyethylentereftalátu perforovaného neutrony s průměrem pórů 5 – 0,05 μm a tloušťky 2 – 20 μm .
8. Součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 2, vyznačující se tím, že membrána je z materiálu tepelně rozložitelného.

9. Součástky s trojrozměrnou strukturou připravené tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 8, vyznačující se tím, že membrána je z acetátu celulózy s průměrem pórů $1 - 0,001\mu\text{m}$ a tloušťkou $0,1 - 50\mu\text{m}$.
10. Způsob výroby součástek s trojrozměrnou strukturou tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 1, vyznačující se tím, že mezi některé tištěné vrstvy se vkládají membrány.
11. Způsob výroby součástek s trojrozměrnou strukturou tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 11, vyznačující se tím, že tisk se provádí technologií sítotisku.
12. Způsob výroby součástek tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 10, vyznačující se tím, že se vkládají membrány mající póry o velikosti $50\mu\text{m}$ až 10nm .
13. Způsob výroby součástek tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 11, vyznačující se tím, že vkládaná membrána je vyrobena ze stejného materiálu jako pojivo sítotiskové pasty.
14. Způsob výroby součástek tlustovrstvou technologií tiskem podle 11, vyznačující se tím, že se vkládá membrána vyrobena z materiálu tepelně rozložitelného a membrána je poté přítomna jen v části výsledného výrobku.
15. Způsob výroby součástek tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 11, vyznačující se tím, že se vkládá membrána vyrobena z materiálu, který je chemicky rozložitelný a membrána je poté přítomná jen v části výsledného výrobku.
16. Způsob výroby součástek tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 12, vyznačující se tím, že se vkládá membrána připravena z polyethylentereftalátu perforovaného neutrony jejíž průměr pórů je $5 - 0,05\mu\text{m}$ a tloušťka je $2 - 20\mu\text{m}$.
17. Způsob výroby součástek tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 14, vyznačující se tím, že se vkládá membrána připravena z acetátu celulózy o průměru pórů $1 - 0,001\mu\text{m}$ a tloušťce $0,1 - 10\mu\text{m}$.

18. Způsob výroby součástek tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 10, vyznačující se tím, že se vkládá membrána je opatřena otvory nezbytnými pro další technologické kroky.
19. Způsob výroby součástek tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 10, vyznačující se tím, že mezi tištěné vrstvy vkládá membrána je připravena z kompaktního neporézního materiálu, který je v místech styku membrány s tištěnou vrstvou perforován tak, že nejmenší vzdálenost mezi otvory je menší než pětinasobek tloušťky tištěné vrstvy.
20. Způsob výroby součástek tlustovrstvou technologií tiskem podle nároku 10, vyznačující se tím, že se vkládá membrána je z kovu.



Obr. 1y



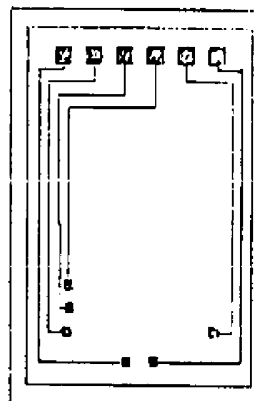
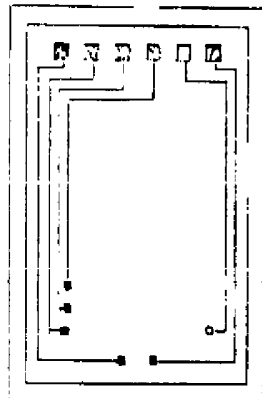
Obr. 2

Obr. 3

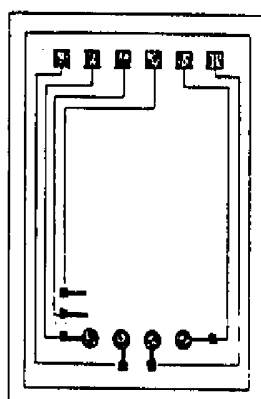
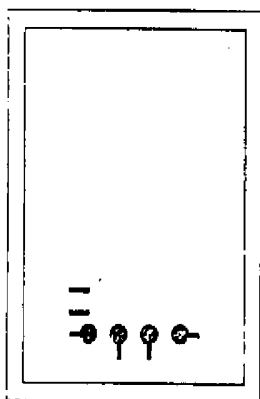
ŠABLONA

MOTIV

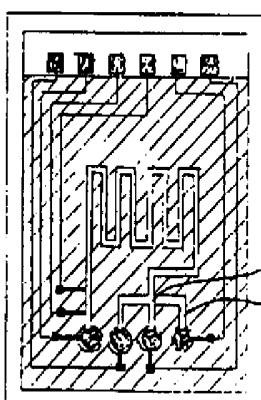
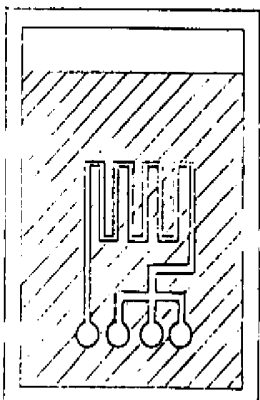
a)

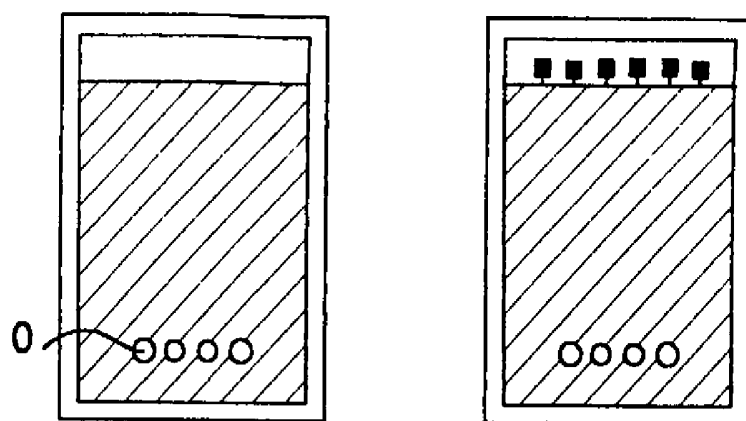


b)

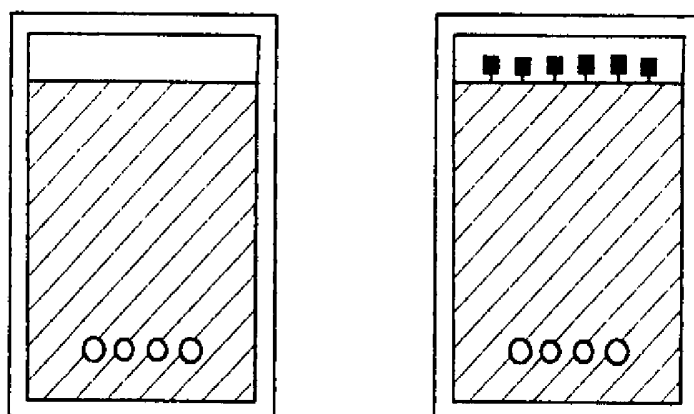


c)



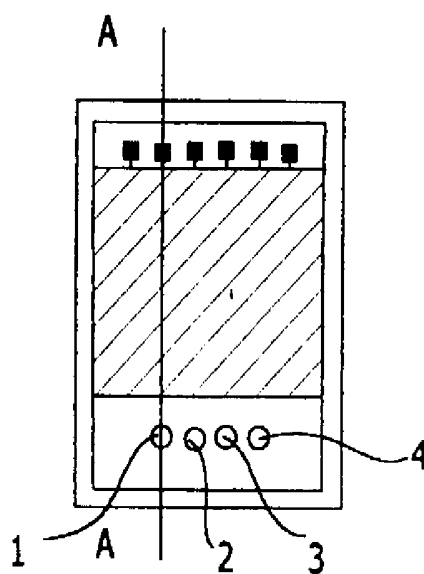
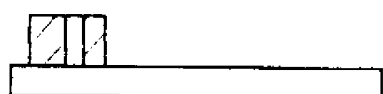


Obr. 3d

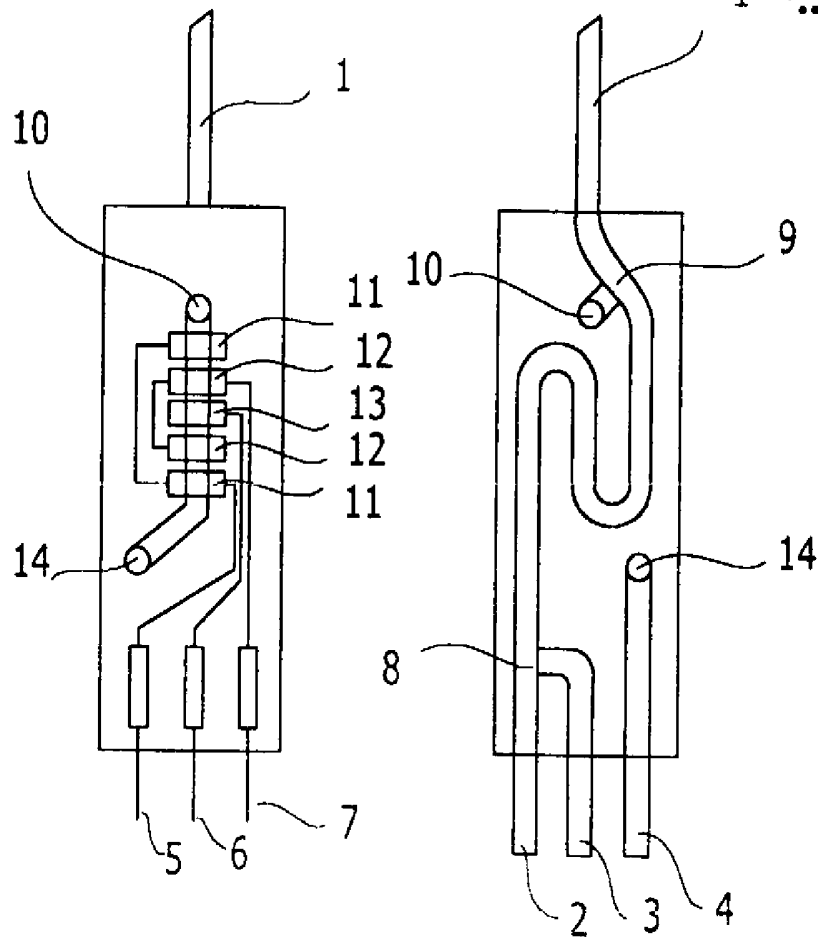


Obr. 3e

ŘEZ A - A



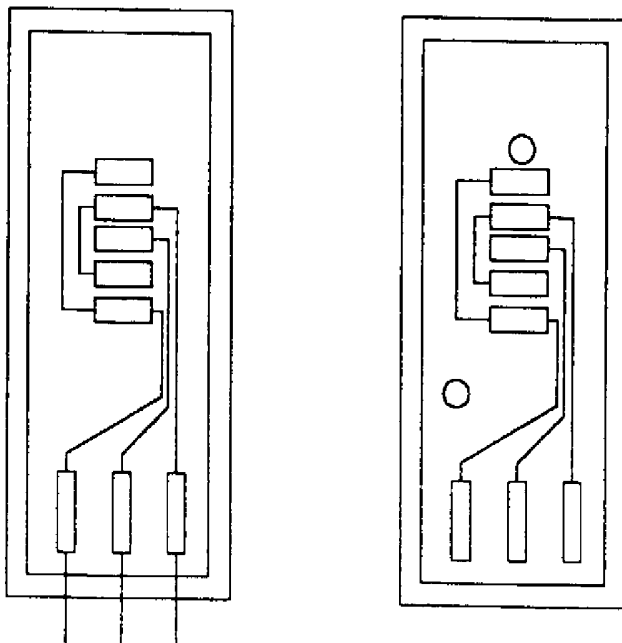
Obr. 3f



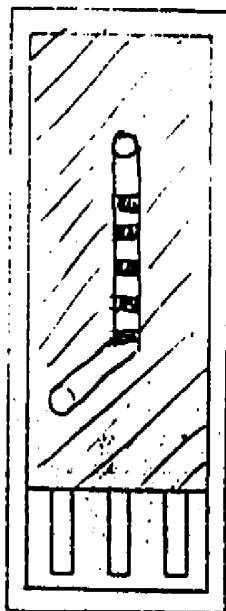
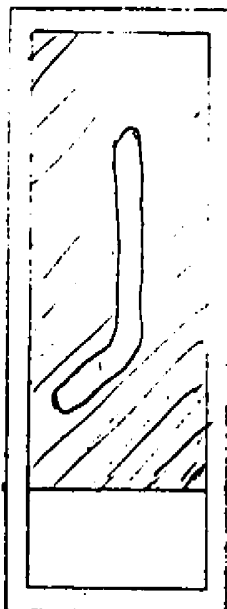
Obr.4

Obr.5

a/

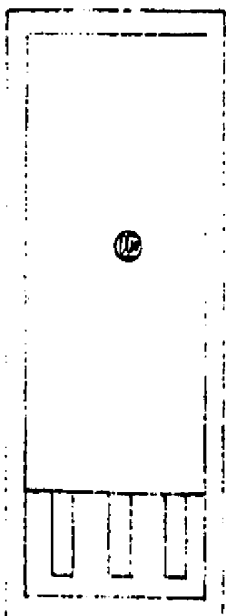
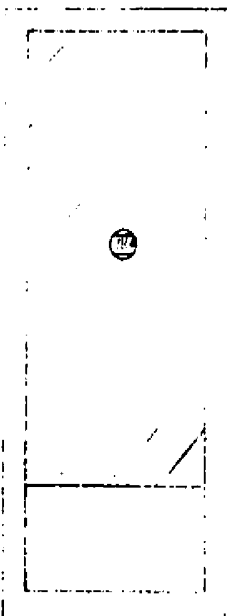


b)

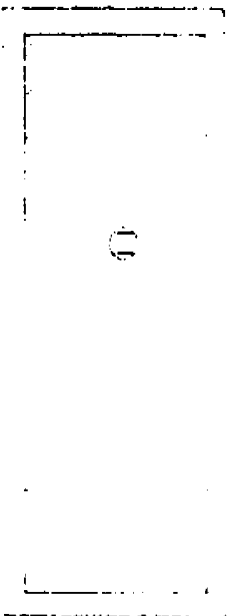


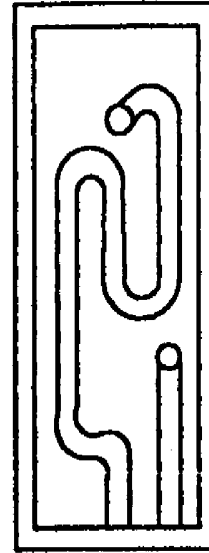
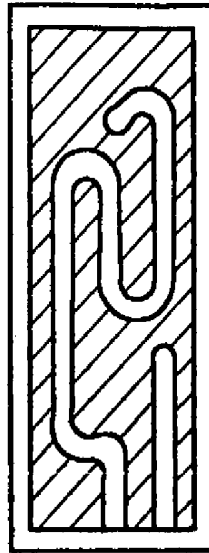
03.08.02
Obj. 5.8-d

c)

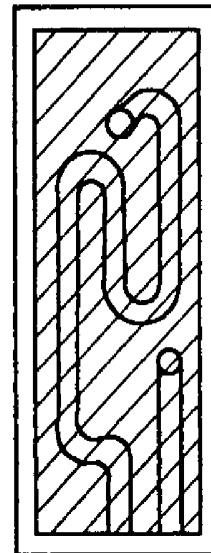
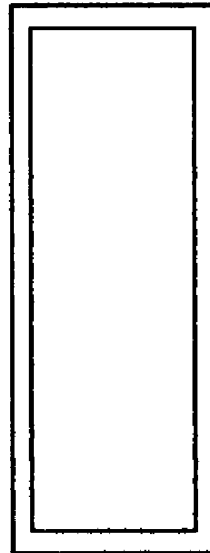


d)

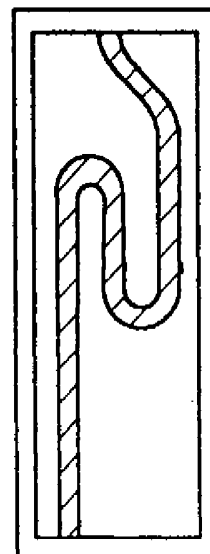
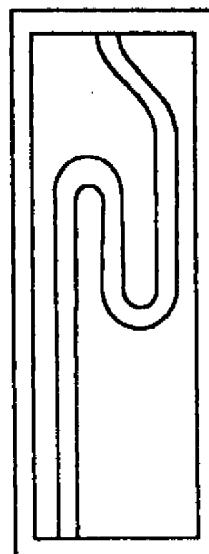




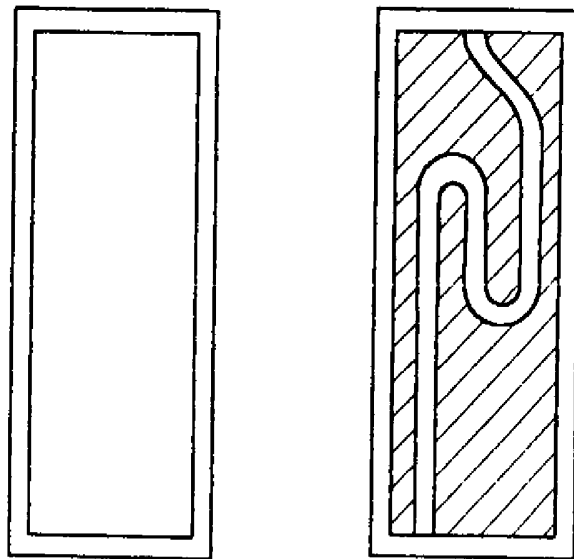
Obr. 5e



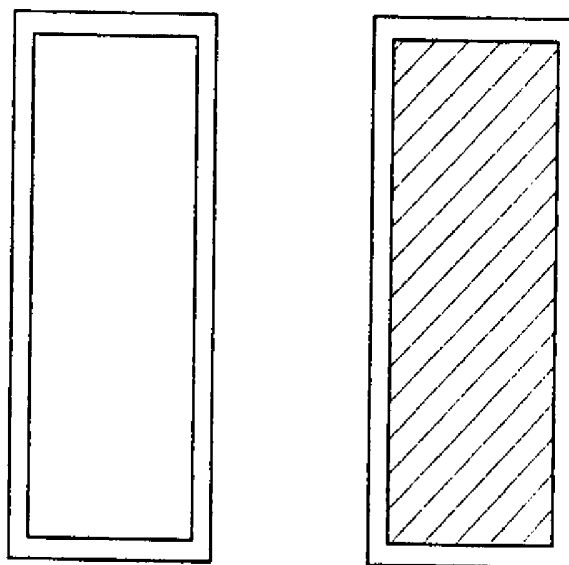
Obr. 5f



Obr. 5g

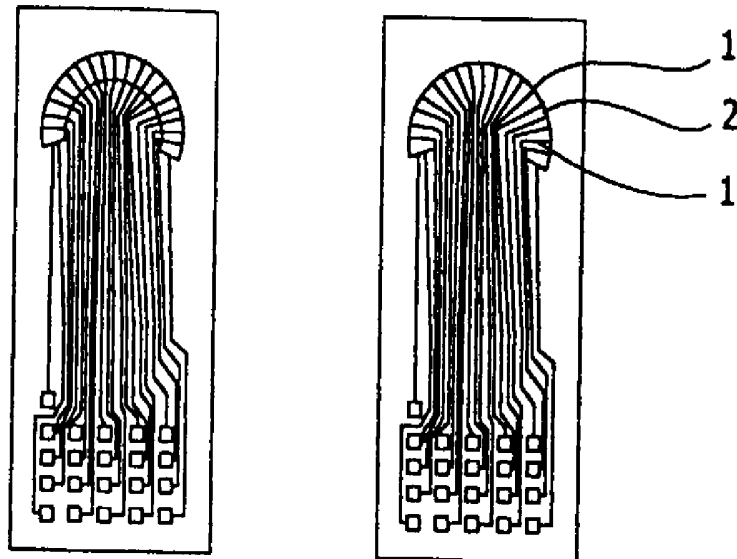


Obr. 5h

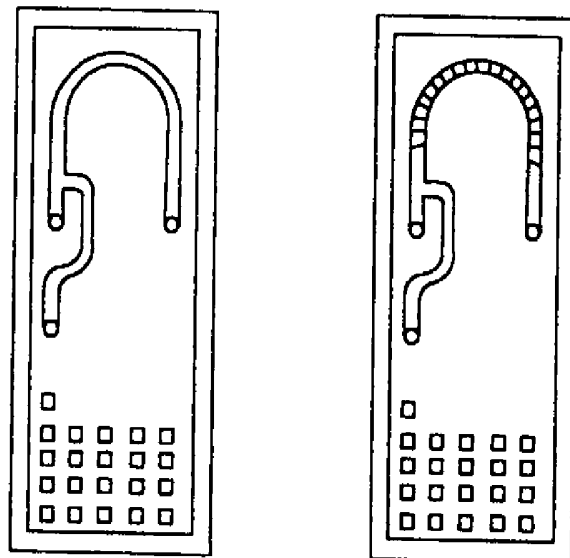


Obr. 5i

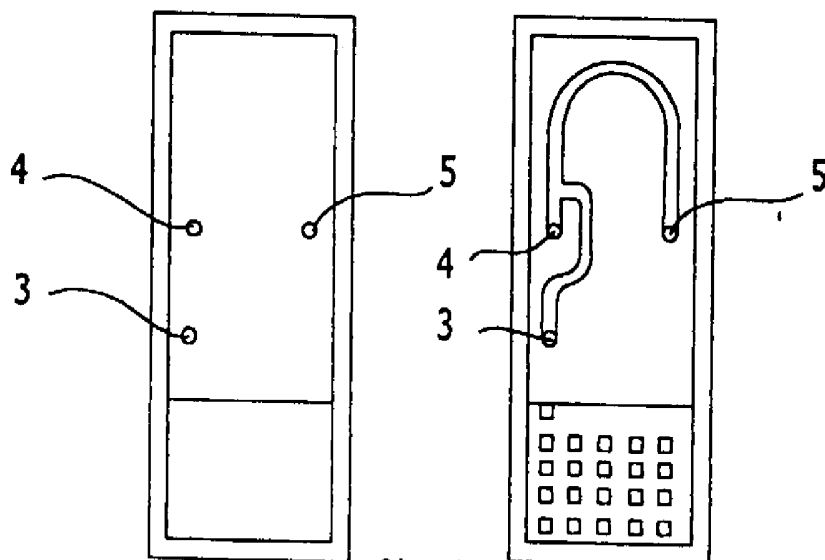
j/ vsazení náustků



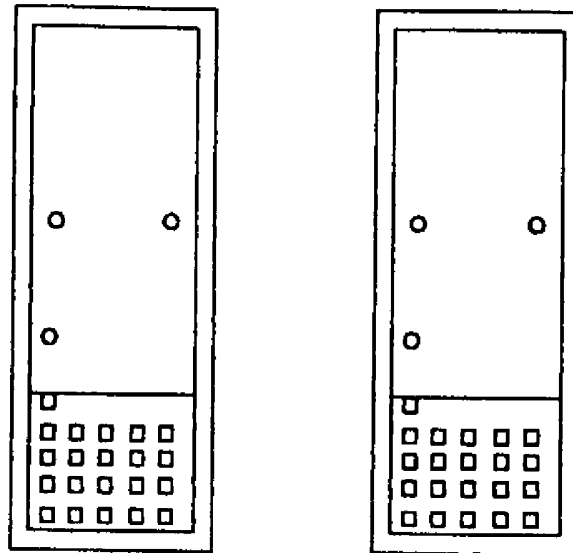
Obr. 6a



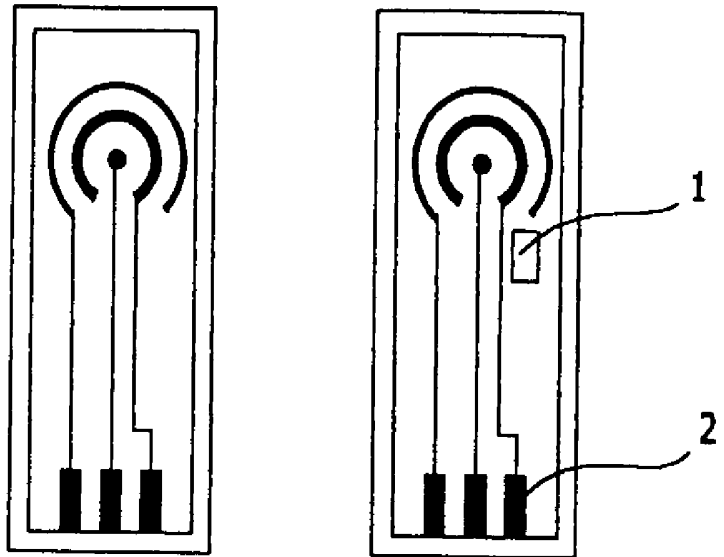
Obr. 6b



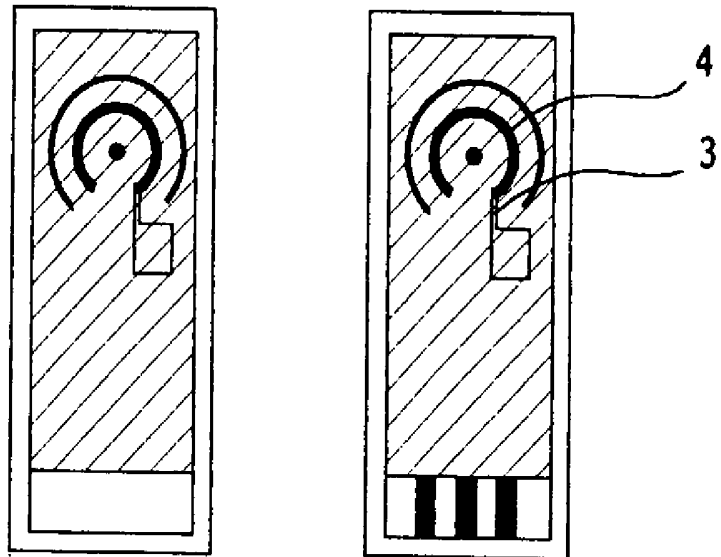
Obr. 6c



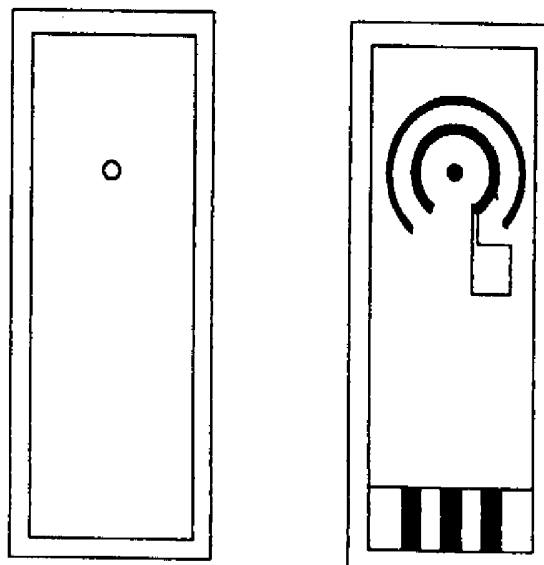
Obr. 6d



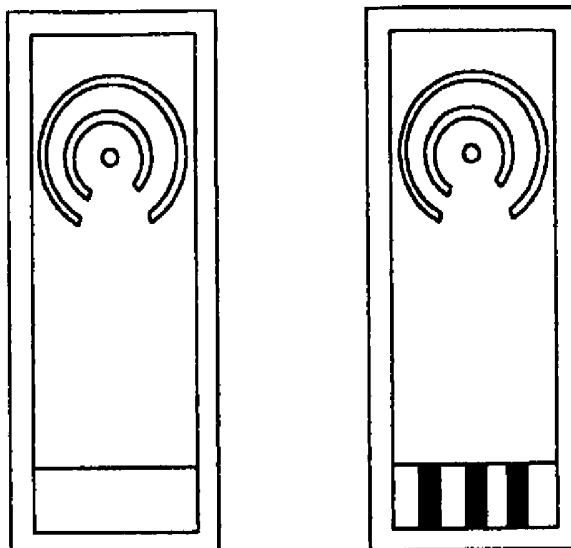
Obr. 7a



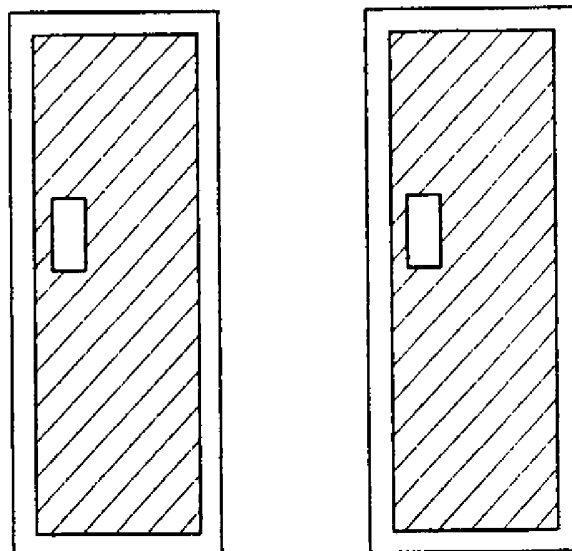
Obr. 7b



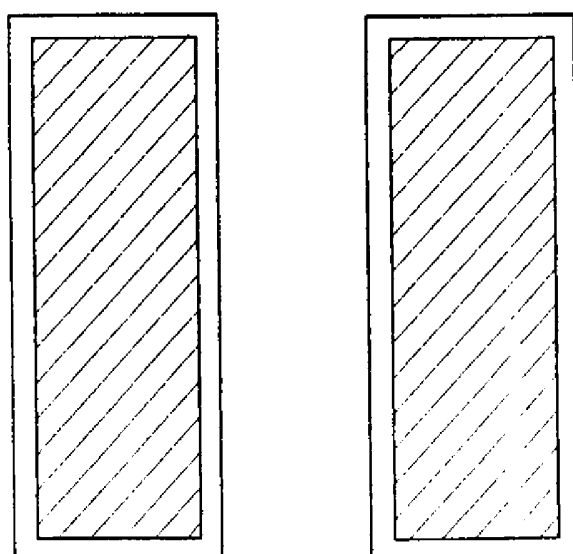
Obr. 7c



Obr. 7d

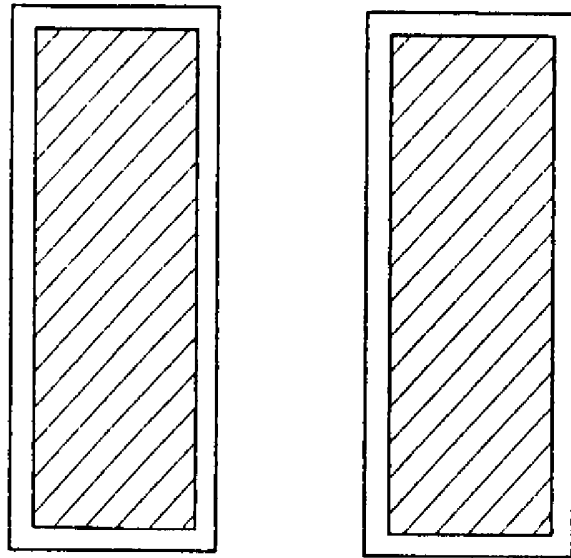


Obr. 7e

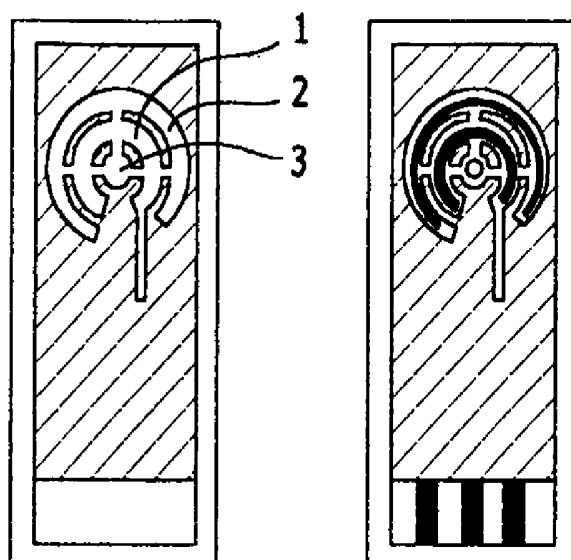


Obr. 7f

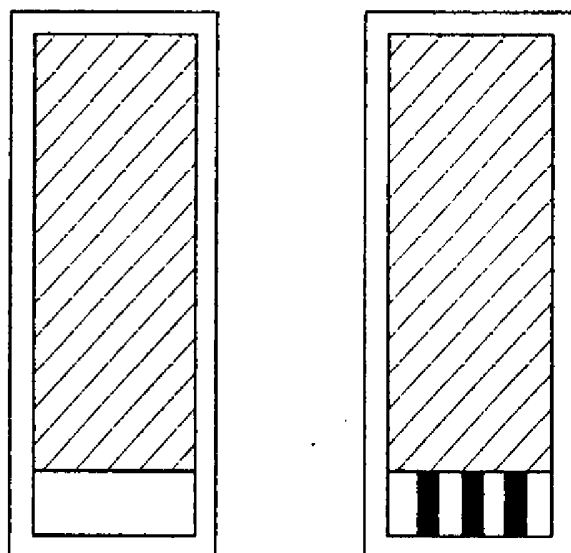
03.08.02



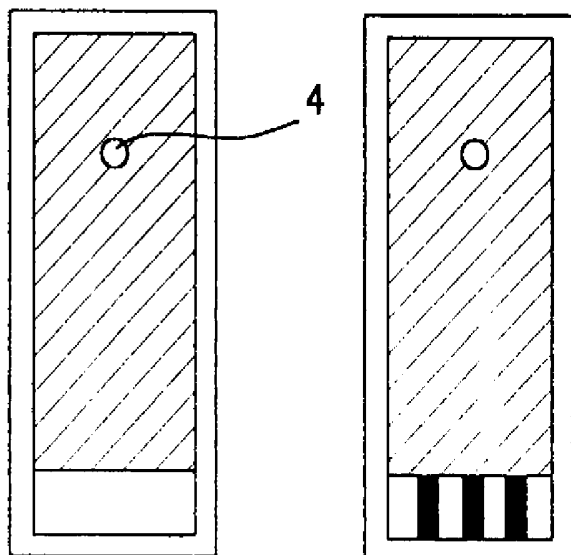
Obr. 7g



Obr. 8a



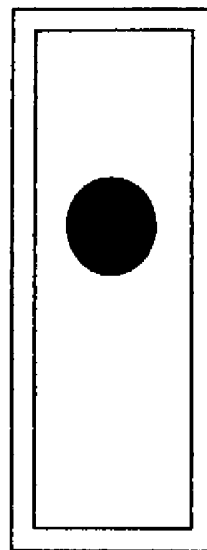
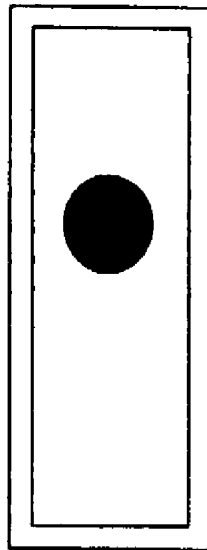
Obr. 8b



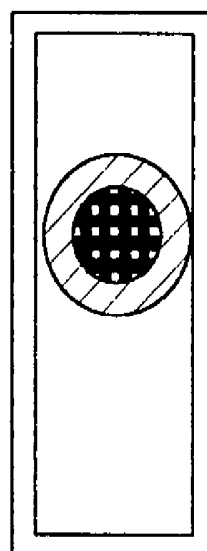
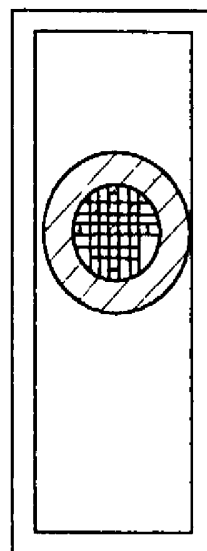
Obr. 8c

Obr.9

a/

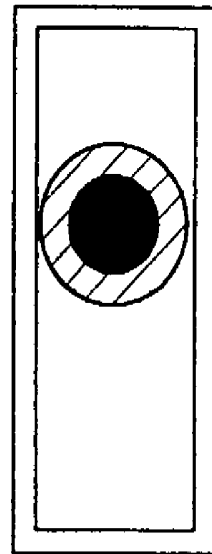
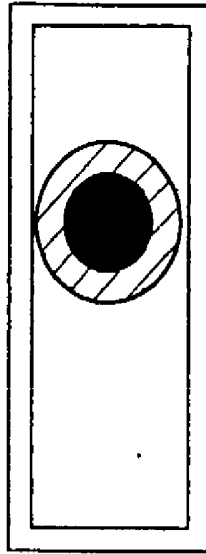


b/

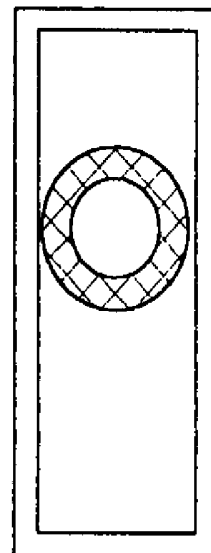
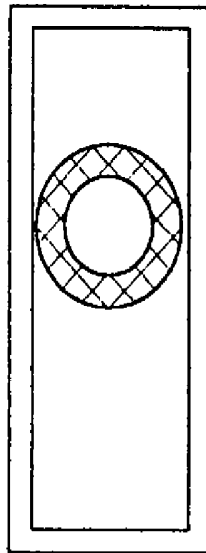


c/ naplneni gelem

d/

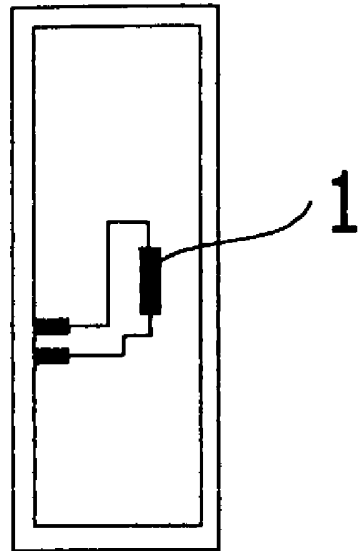
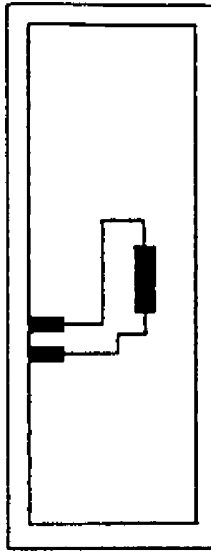


e/

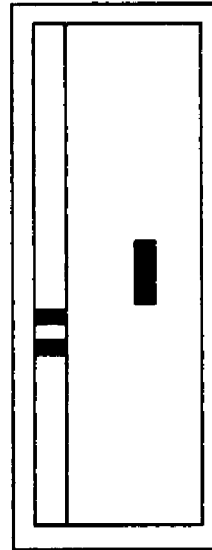
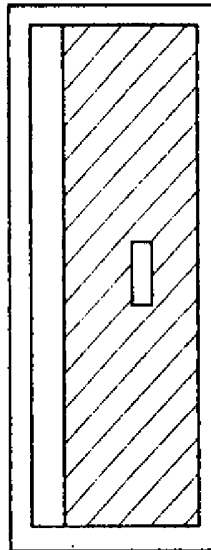


Obr.10

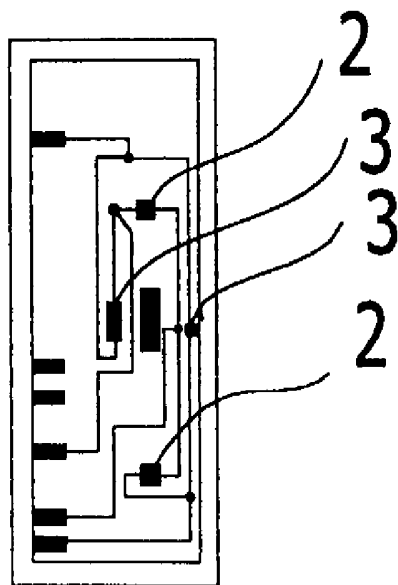
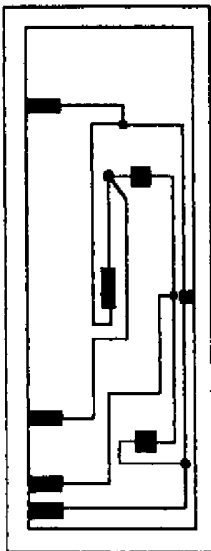
a/



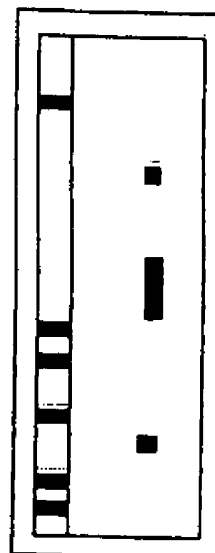
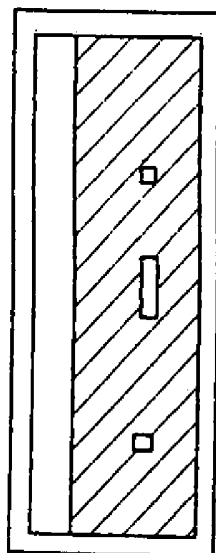
b/



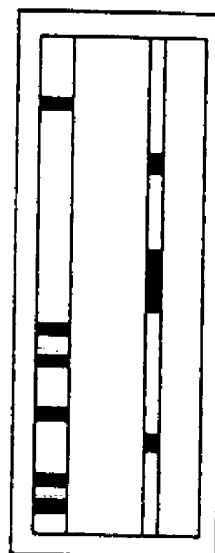
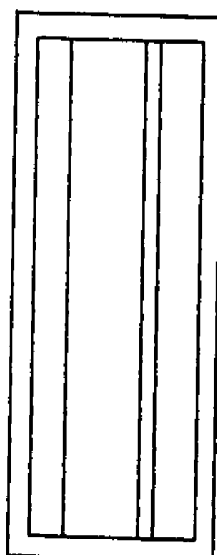
c/



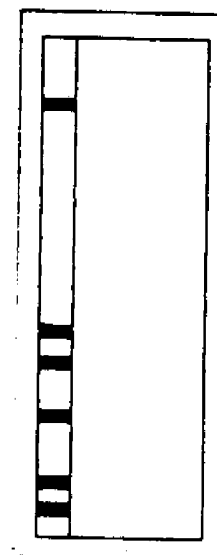
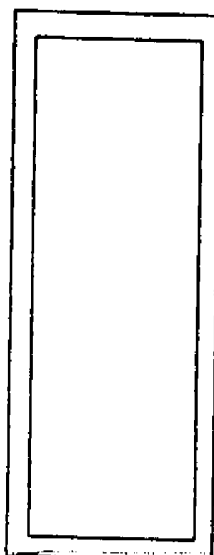
d/



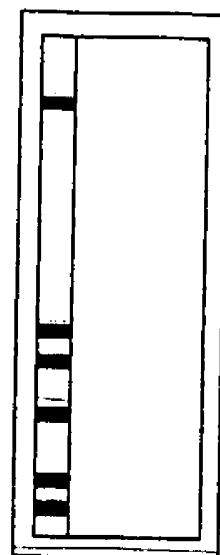
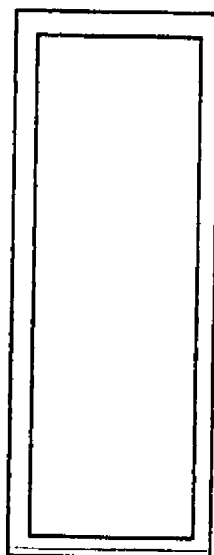
e/



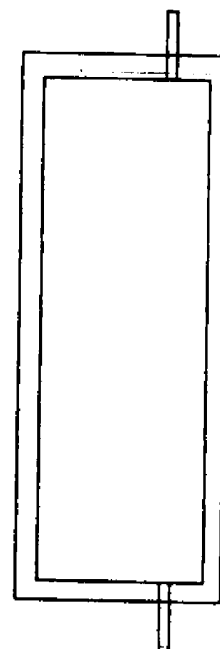
f/



g/

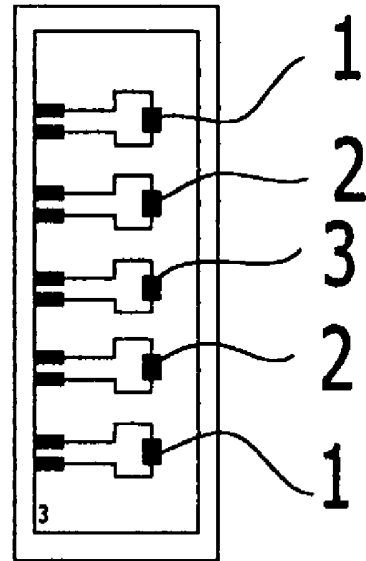
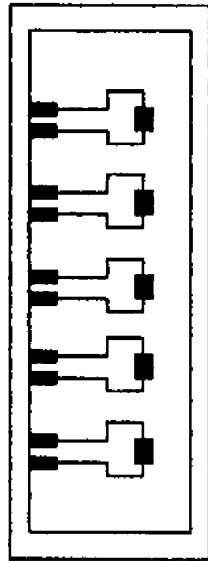


h/

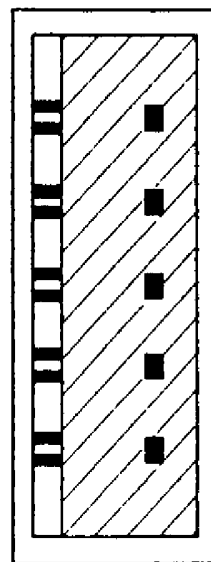
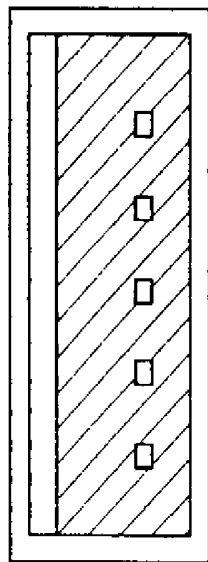


Obr.11

a/

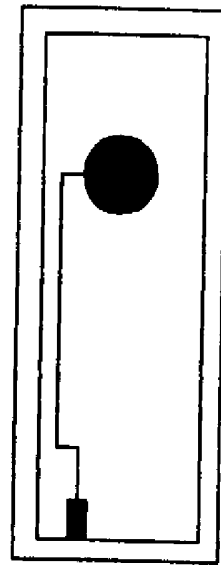
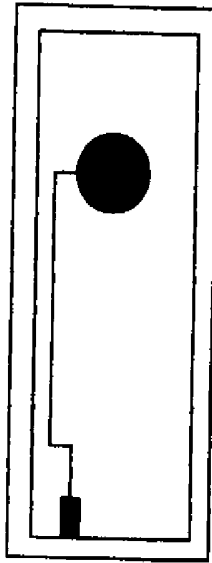


b/

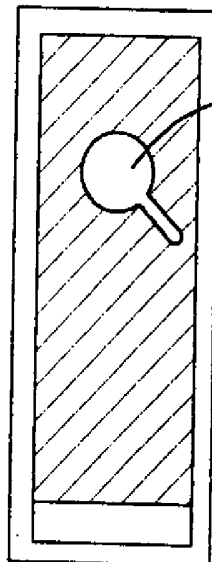


Obr.12

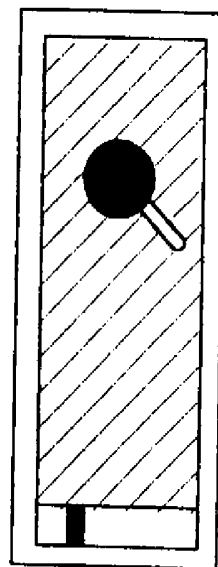
a/



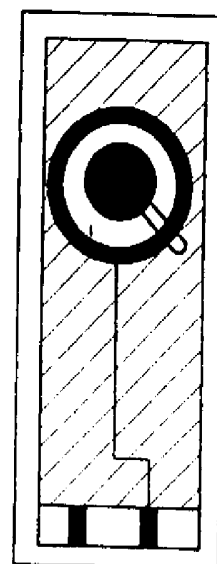
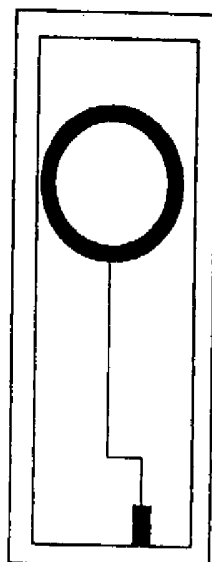
b/



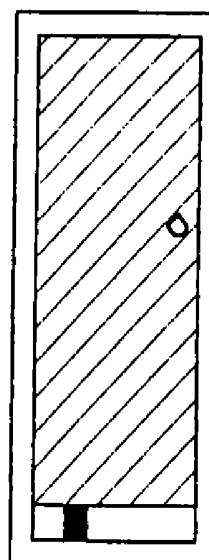
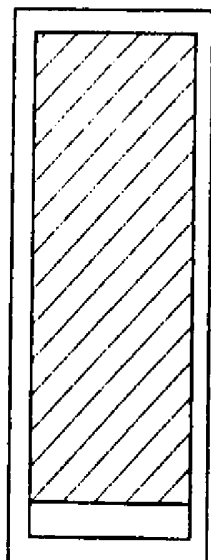
1



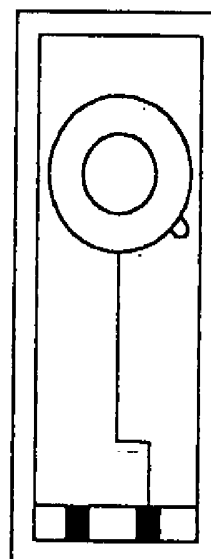
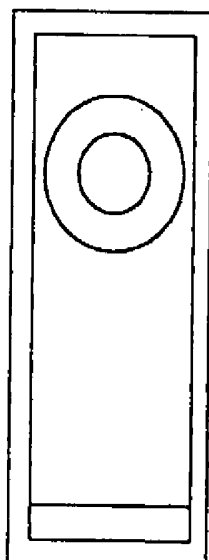
c/



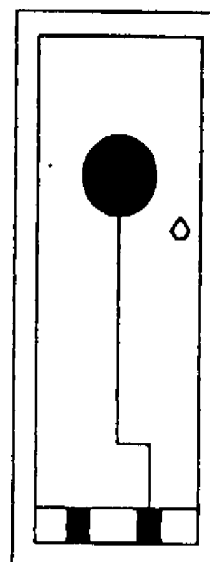
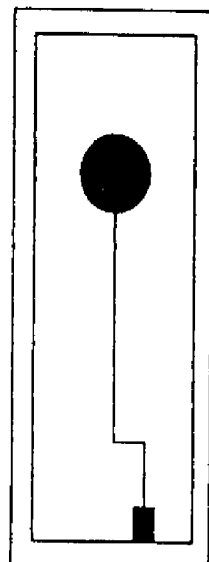
c1/



d/

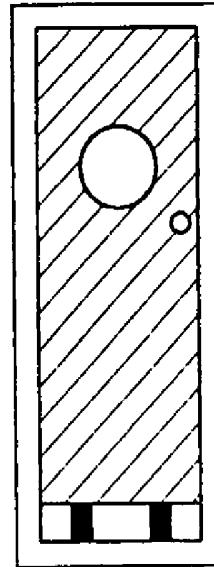
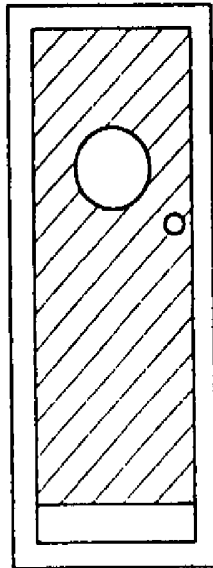


d1/

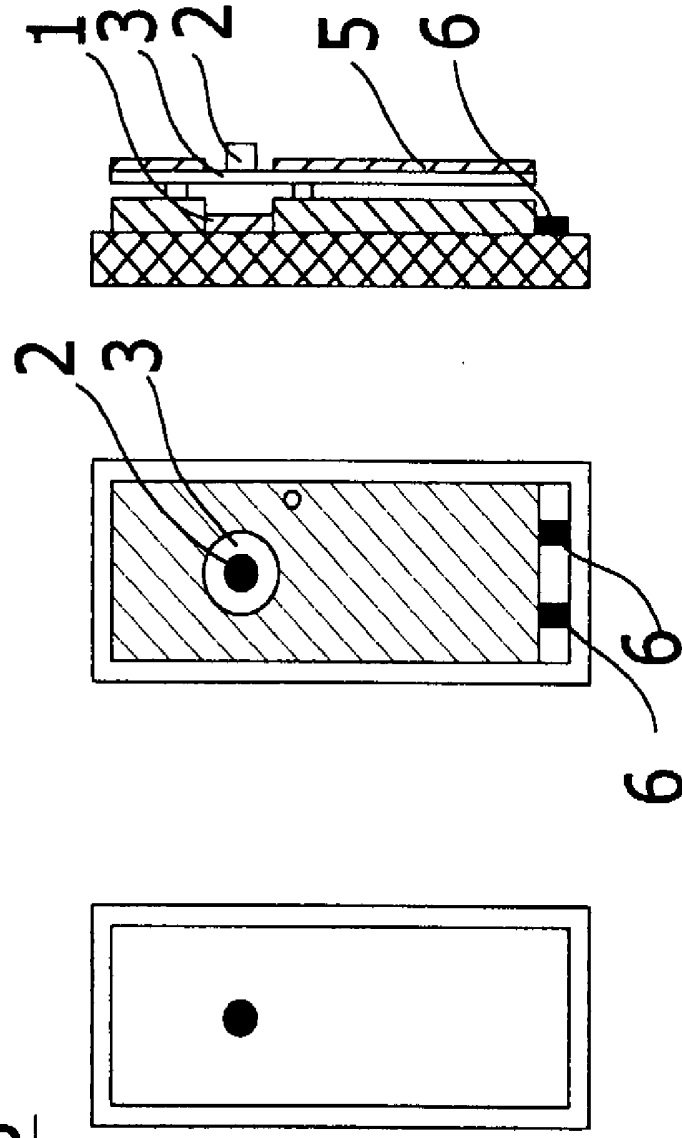


Obr. 12 e

e/

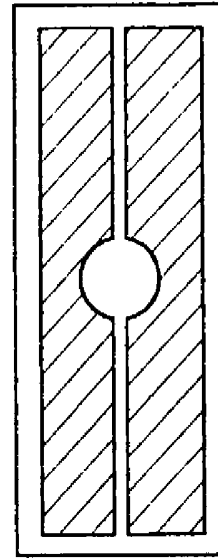
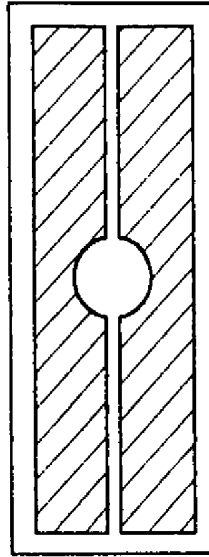


Obr.13

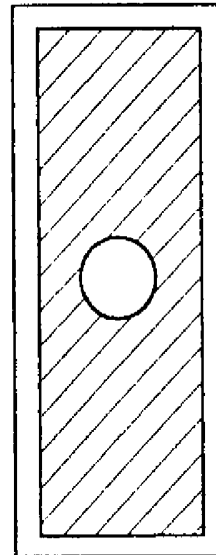
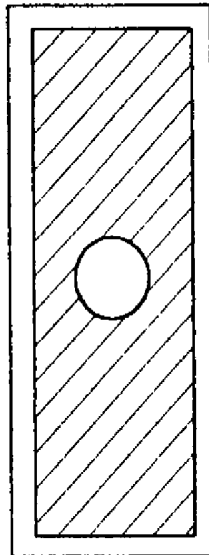


Obr.14

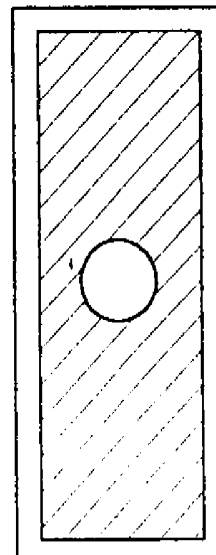
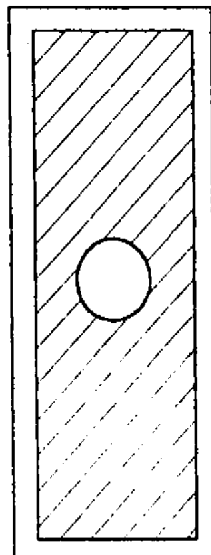
a/



b/

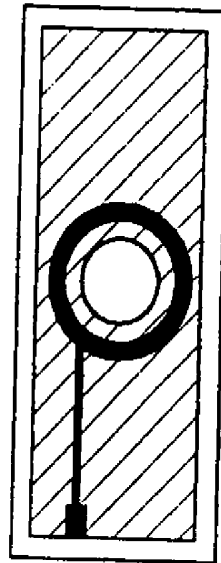
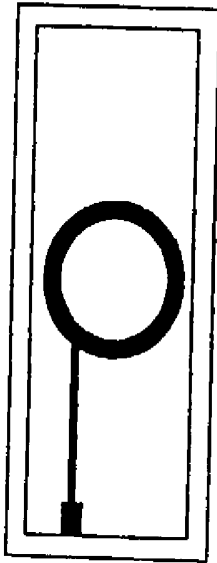


c/

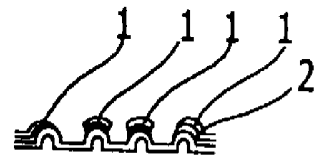
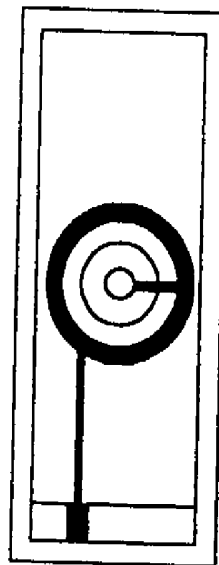
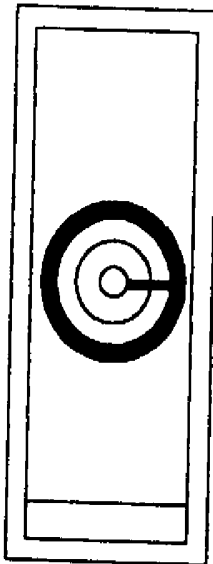


Obr. 14 d-f

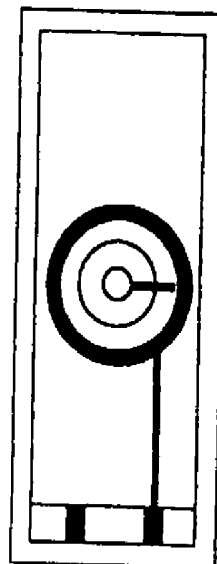
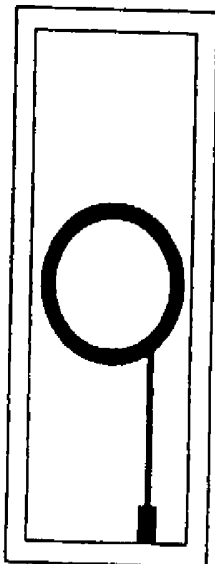
d/



e/



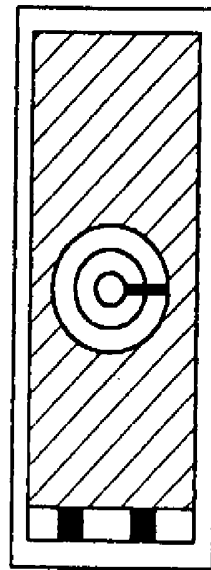
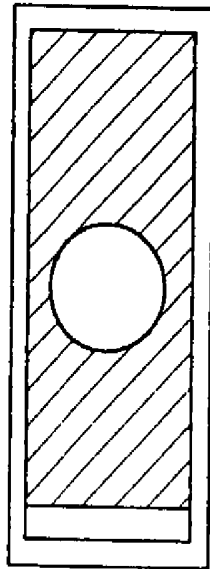
f/



03.06.02

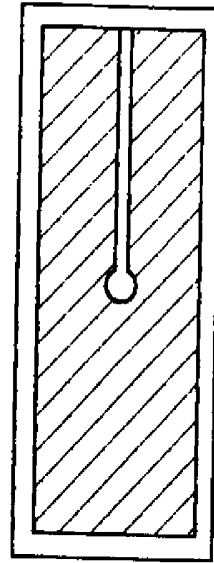
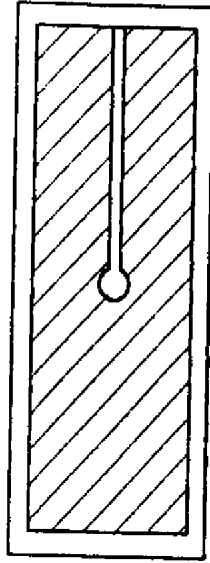
Obr. 14g

g/

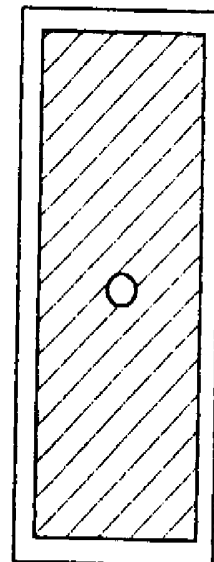
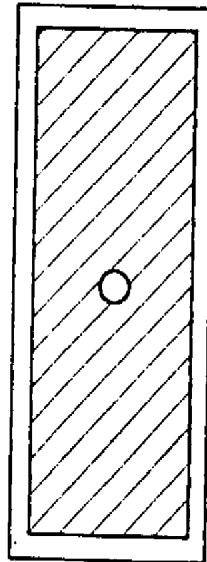


Obr.15

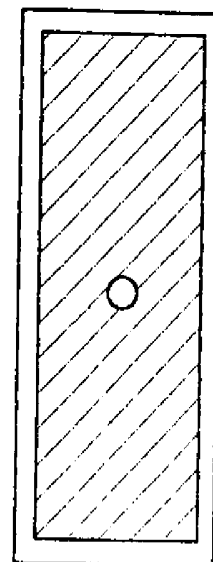
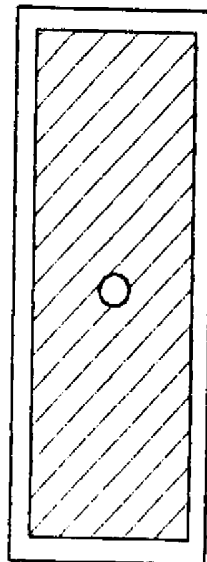
a/



b/

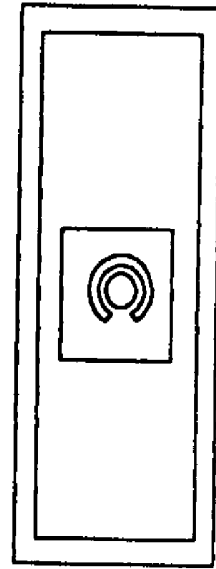
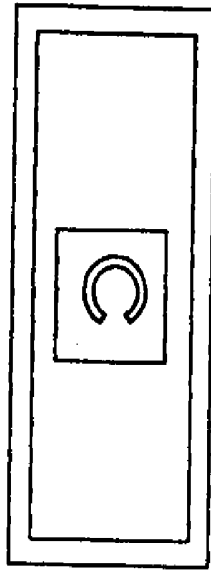


c/

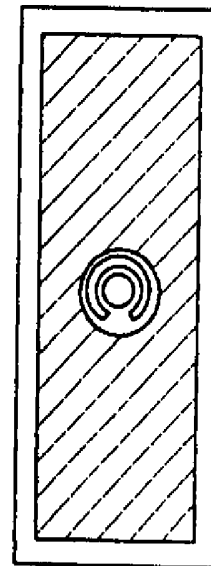
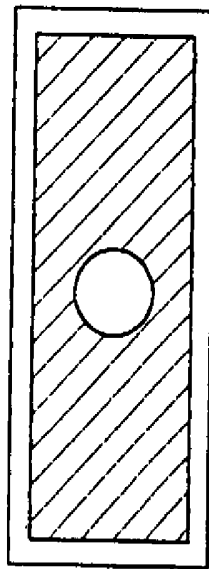


Obr. 15 d-f

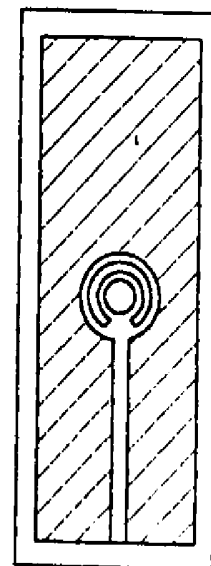
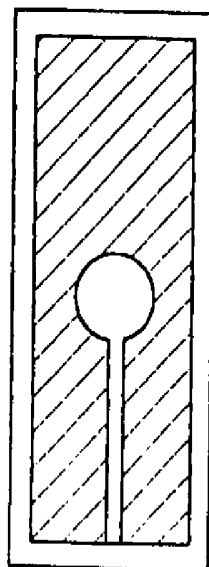
d/



e/



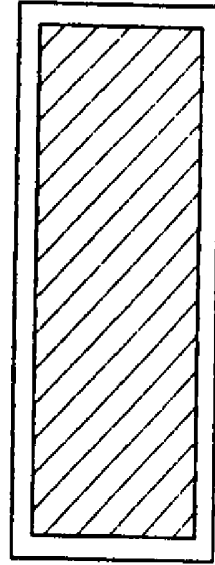
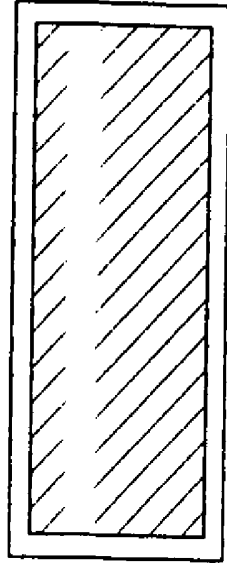
f/



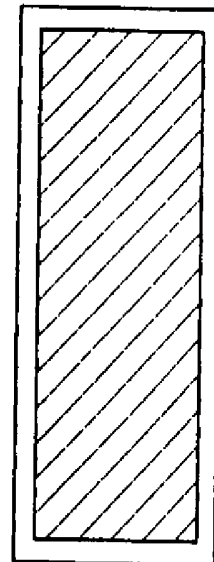
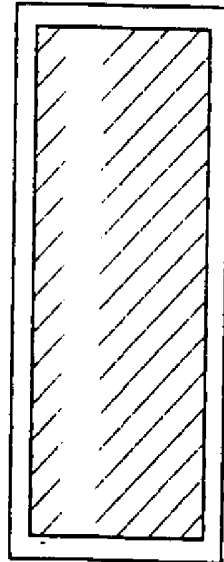
03.06.02

Obr. 15 g-h

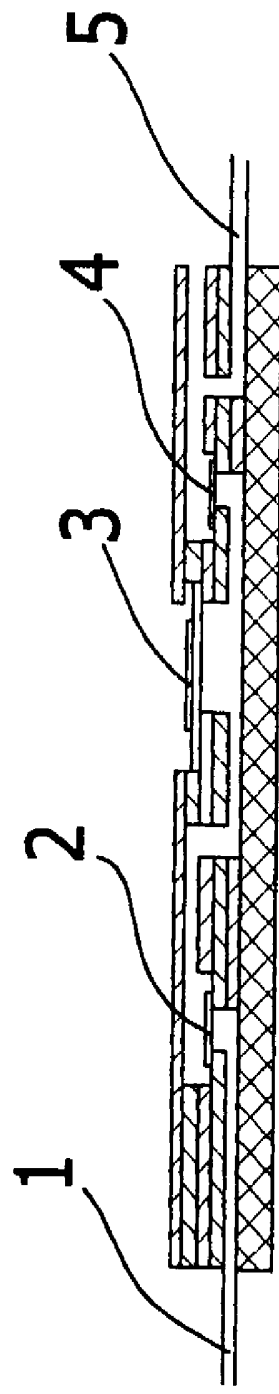
g/



h/

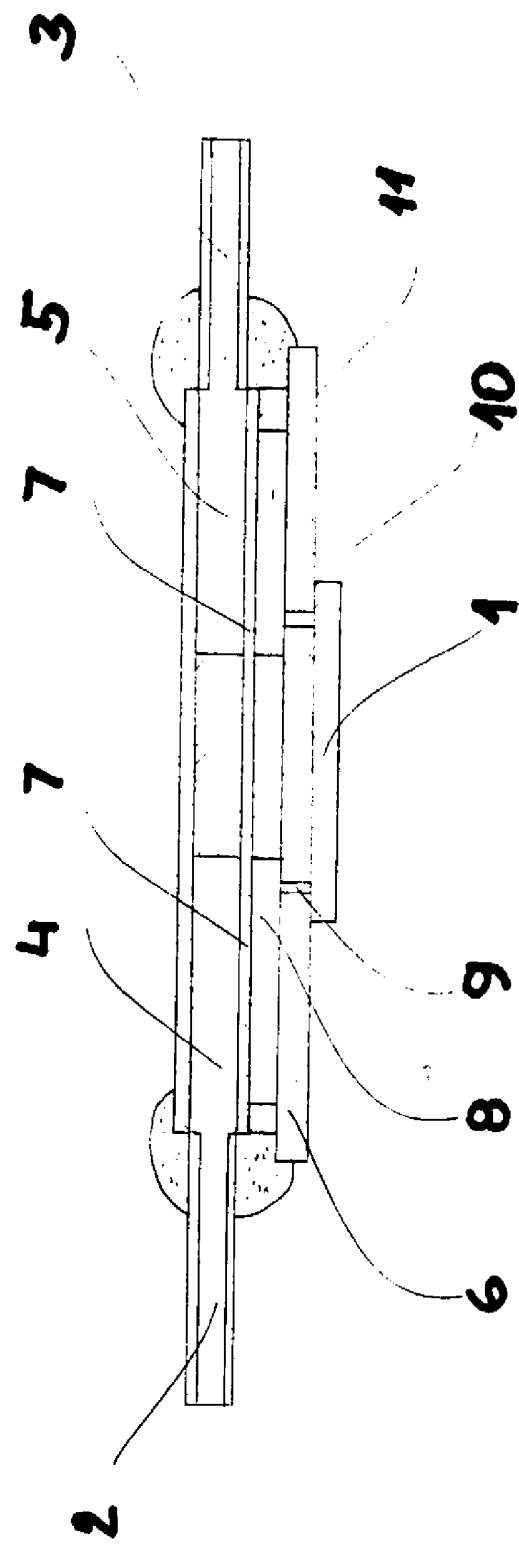


Obr.16



03.08.02

Obr.17

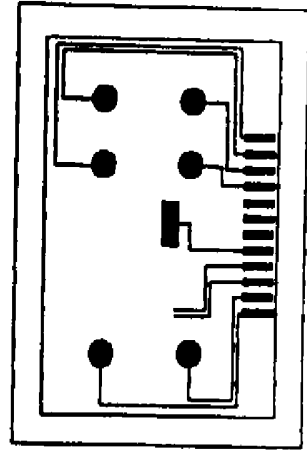
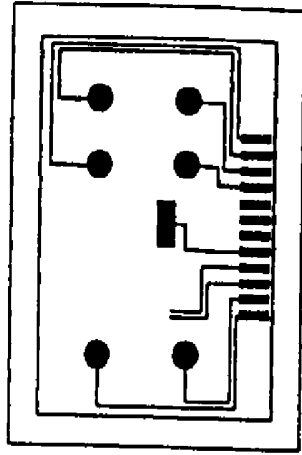


03.05.02

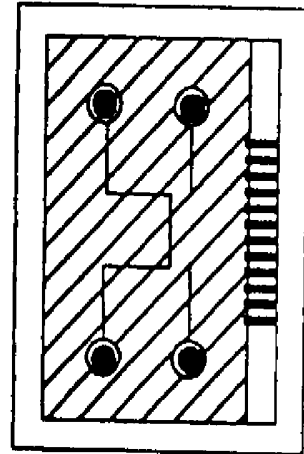
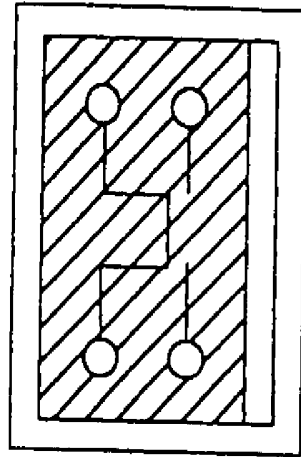
03.06.02

Obr. 17 a-c

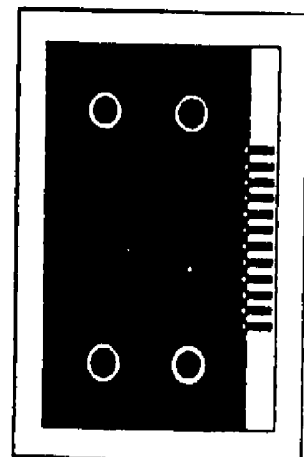
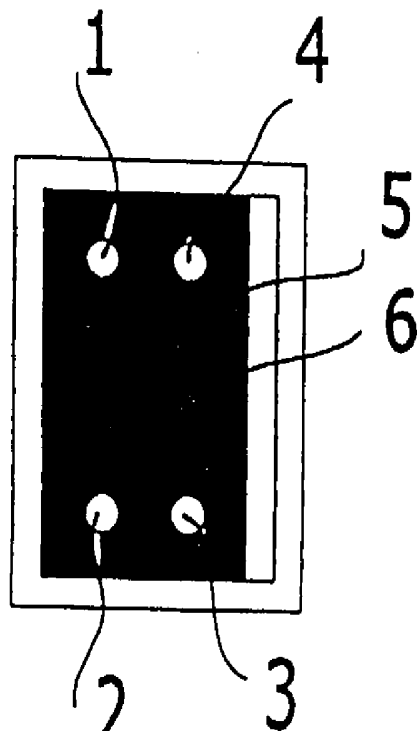
a/



b/

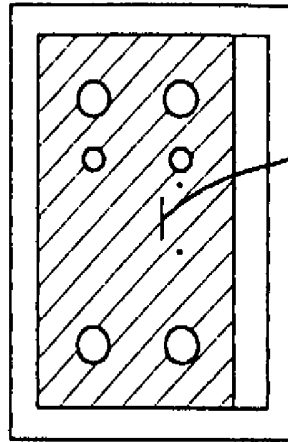


c/

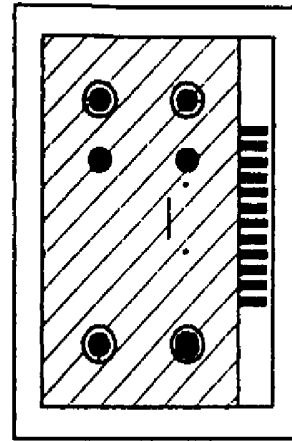


Obr. 17 d-f

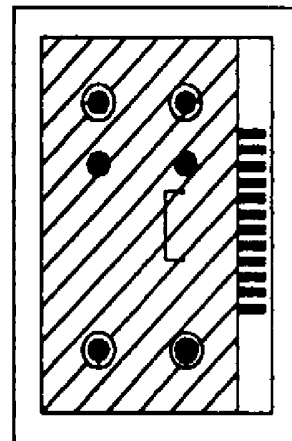
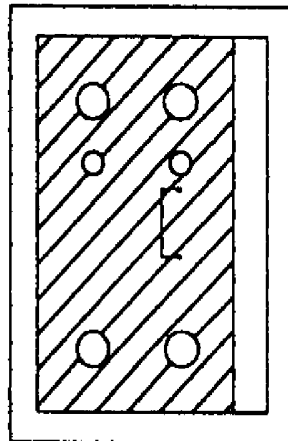
d/



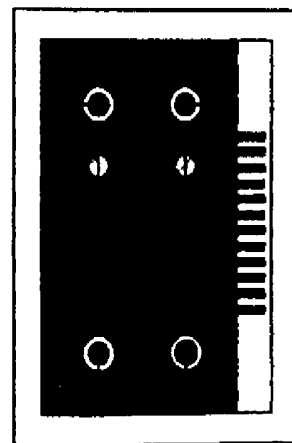
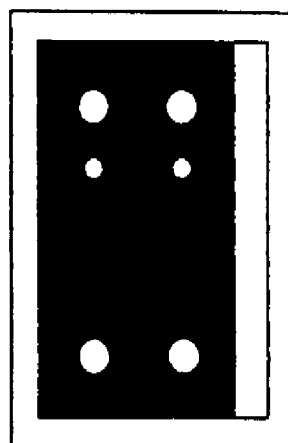
7



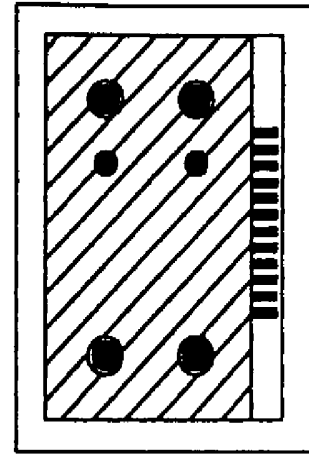
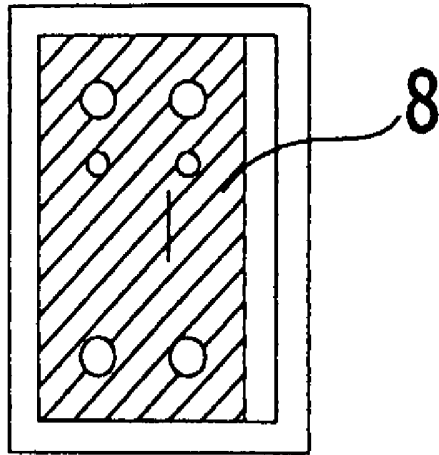
e/



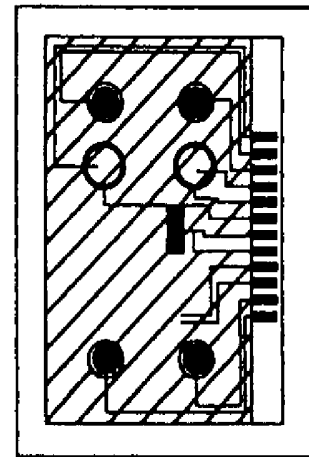
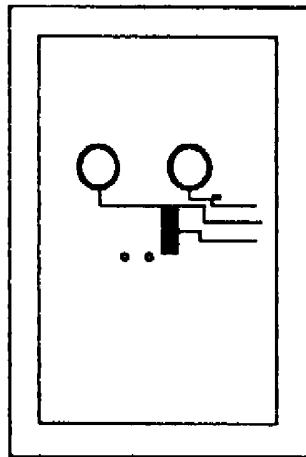
f/



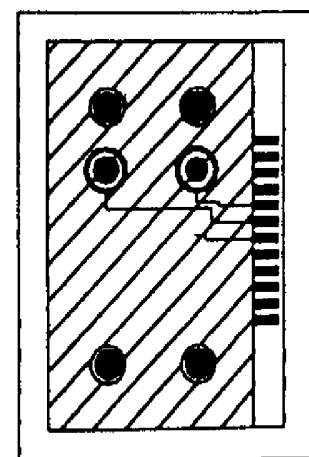
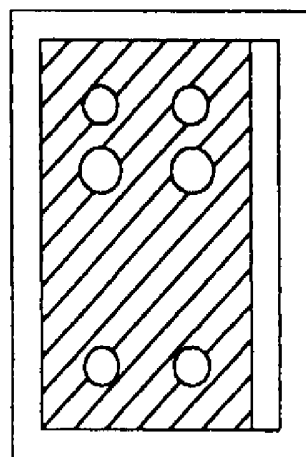
g/



h/

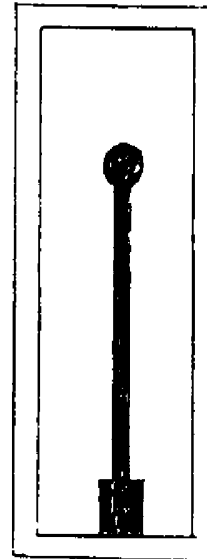
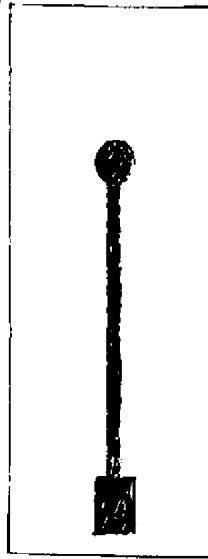


i/

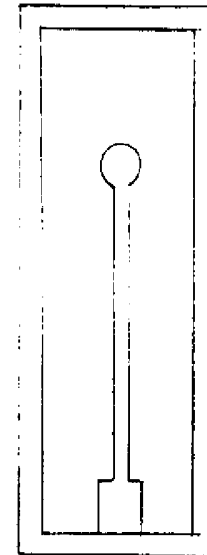


Obr. 18

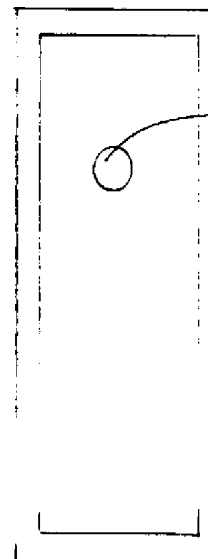
a/



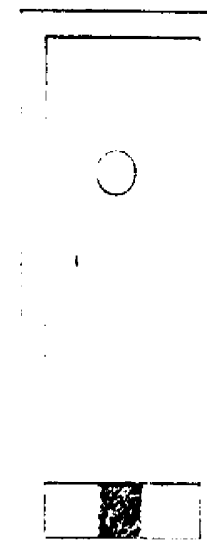
b/



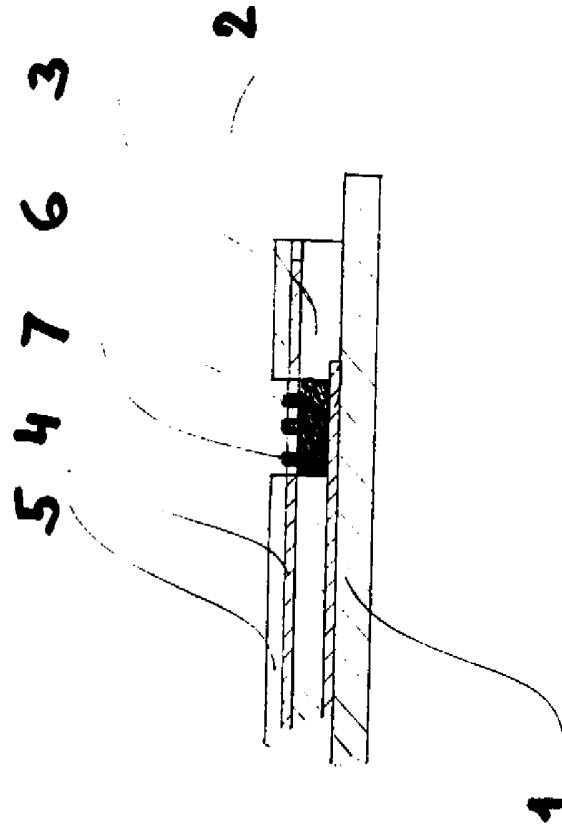
c/



1



Obr. 19



03.05.02