

PŘIHLÁŠKA VYNÁLEZU

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

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(22) Přihlášeno: **26.03.2010**
(40) Datum zveřejnění přihlášky vynálezu: **20.07.2011**
(Věstník č. 29/2011)

(21) Číslo dokumentu:

2010-225

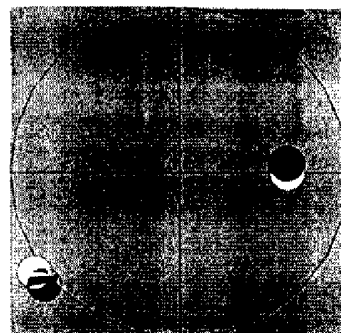
(13) Druh dokumentu: **A3**

(51) Int. Cl.:
A61B 6/00 (2006.01)
G06F 19/00 (2006.01)
G06T 11/00 (2006.01)

- (71) Přihlašovatel:
Hanzelka Tomáš MUDr., Praha 6, CZ
- (72) Původce:
Hanzelka Tomáš MUDr., Praha 6, CZ
- (74) Zástupce:
Ing. Hana Dušková, Na Kočově 180, Chotutice, 28103

(54) Název přihlášky vynálezu:
Způsob zvýšení přesnosti rekonstrukce 3D rentgenového obrazu

- (57) Anotace:
Způsob je realizován pomocí zařízení obsahujícího řídicí jednotku s implementovaným řídicím a výpočetním programem a rameno, na jehož jednom konci je umístěn RTG zdroj záření a na druhém konci snímač obrazu. Rameno se plynule otáčí o zvolený úhel, v každé poloze se sejme snímek sledovaného objektu a vytvoří se výsledný 3D obraz. Na snímáný objekt se připevní alespoň dvě značky z RTG kontrastního materiálu a provede se snímání objektu při postupném otáčení ramene a 3D rekonstrukce, při které se zobrazí pohybem více či méně rozmazané značky. Do získané 3D rekonstrukce se do míst s pohybem rozmazanými značkami umístí virtuální 3D modely značek stejných rozměrů a tvaru jako mají skutečně použité značky, čímž vznikne zrekonstruovaný 3D obraz, na kterém jsou vidět skutečně rozmazané značky a do nich vložené ostré virtuální značky, které se v další fázi zpracování virtuální naskenují při dodržení stejných podmínek jako při prvním skenování se skutečnými značkami. Získá se série nových snímků, na kterých jsou zobrazeny pouze virtuální značky. Původnímu snímku se přiřadí odpovídající nově vzniklý virtuální snímek, snímky se překryjí a ve vzniklé dvojici snímků se skutečný snímek upraví tak, aby se skutečné značky přesně kryly s virtuálními značkami zobrazenými. Vzniklá série snímků se podrobí klasické 3D rekonstrukci, čímž se získá ostřejší výsledný 3D obraz snímáného objektu.



CZ 2010 - 225 A3

Způsob zvýšení přesnosti rekonstrukce 3D rentgenového obrazu

Oblast techniky

Předkládaný vynález se týká zvýšení přesnosti zobrazení 3D obrazu vzniklého počítačovým zpracováním řady RTG obrazů - CBCT

Dosavadní stav techniky

Při rentgenovém snímání objektu, například hlavy pacienta, se používá 3D rekonstrukce objektu, která se realizuje počítačovým zpracováním sady 2D RTG snímků. Nejčastěji se 2D snímky získají tak, že RTG zdroj záření i snímač obrazu jsou umístěny na rameni, které rotuje okolo snímaného předmětu. Na jedné straně ramena je tedy zdroj záření, na druhé pak snímač obrazu. Otáčejí se kolem jedné osy, která prochází mezi RTG zdrojem záření a snímačem obrazu, ideálně prochází např. hlavou pacienta, snímá-li se hlava. Vzájemný vztah zářič - osa - snímač je konstantní. Rameno se otočí vždy o určitý zvolený počet stupňů a udělá snímek. Každé poloze ramene odpovídá jeden pohled na pacienta a jeden snímek. Výsledný obraz se pak počítá podle vzdálenosti mezi zdrojem záření a snímačem, osy rotace, počtu snímků a velikosti úhlu otočení ramene mezi jednotlivými snímky, a to pomocí algoritmu uloženého v řídicí jednotce a určeného pro danou soustavu RTG zdroje záření a snímače obrazu. U osy rotace a jeho poloměru, stejně tak u vzdálenosti mezi RTG zdrojem záření a jeho snímačem obrazu se předpokládá, že je neměnná a známá.

Problémem je, že samotná rotace ramene a také vlastnosti snímaného objektu, tedy pacient, někdy vyvolávají drobné nechtěné pohyby, které vedou k chybám a snížení citlivosti a přesnosti výsledného konstruovaného obrazu. Jak snímaný objekt - pacient, tak části přístroje se během skenování pohybují. Pohyb

přístroje je nevyhnutelný a nutný, problémem je chvění, tuhost konstrukce, plynulost pohybu a tedy především stálost vztahu RTG zdroj záření – osa rotace – snímač obrazu. Pohybu snímaného pacienta se také nelze vyhnout, i kdyby měl být způsoben jen dýchacími pohyby či přenesenou tepovou vlnou v cévách z tlukotu srdce. Pohyb pacienta ani částí přístroje sice nemá velký vliv na ostrost jednotlivých snímků, neboť exponování jednoho snímku trvá zlomky sekund, po tuto dobu je poloha člověka téměř neměnná, ale informace na nich zachycená je díky pohybu pacienta nebo částí samotného přístroje během celého snímání, které trvá kolem 20 sekund, posunutá do nové pozice. To pak ovlivňuje, rozostřuje a znehodnocuje následnou 3D rekonstrukci. Navíc vyššího rozlišení přístroj dosahuje tak, že během skenování udělá více snímků, například 300 namísto 200. To ale prodlužuje dobu skenování a tím pádem zvyšuje prostor pro pohyb pacienta.

Podstata vynálezu

Výše uvedené nevýhody odstraňuje způsob zvýšení přesnosti rekonstrukce 3D rentgenového obrazu podle předkládaného řešení realizovaný pomocí zařízení obsahujícího řídicí jednotku s implementovaným řídicím a výpočetním programem a rameno. Na jednom konci ramene je umístěn RTG zdroj záření a na druhém konci snímač obrazu. Jejich vzdálenost a poloha na rameni jsou konstantní. Rameno se otáčí kolem osy procházející mezi zdrojem záření a snímačem obrazu a to postupně o zvolený úhel. V každé této poloze se sejme snímek sledovaného objektu a výsledný 3D obraz se určí pomocí algoritmu obsaženého v řídicím a výpočetním programu pro danou soustavu zdroje záření a snímače obrazu ze známé konstantní vzdálenosti mezi RTG zdrojem záření, snímačem obrazu, osou otáčení, počtem snímků a velikostí pootočení ramene mezi jednotlivými snímky. Podstatou nového řešení je, že na snímaný objekt se připevní alespoň dvě značky z materiálu, jehož absorpce rentgenového záření je odlišná od absorpce okolních tkání. Tyto značky mají konstantní vztah k pacientovi - pohybují se spolu s ním. Pacient takto označený značkami se podrobí běžnému způsobu snímání objektu při postupném otáčení

ramene o předem zvolený úhel. Toto otáčení je řízeno automaticky a je tedy plynulé. Následně se z nasnímaných snímků provede 3D rekonstrukce, při které se zobrazí pohybem více či méně rozmazané značky jako útvar složený ze všech pozic, které značka během skenování zaujala. Do takto získané 3D rekonstrukce se pomocí počítačového programu do míst s pohybem rozmazanými značkami, a to tam, kde se skutečná značka vyskytovala nejčastěji, což je místo, které se na 3D rekonstrukci jeví jako nejsvětlejší, umístí virtuální 3D modely značek. Jejich rozměry a tvar jsou shodné s rozměry a tvarem skutečně použitých značek. Takto vznikne zrekonstruovaný 3D obraz, na kterém jsou vidět jednak skutečné rozmazané značky a jednak do nich vložené ostré virtuální značky. V další fázi zpracování se z tohoto zrekonstruovaného 3D obrazu použijí pouze virtuální značky, jejichž poloha v prostoru je nyní přesně známá, a provede se virtuálně jejich skenování při stejné poloze RTG zdroje záření, snímače obrazu, při stejném počtu snímků, úhlech pootočení ramene a s dodržением stejného pořadí snímků jako při prvním skenování se skutečnými značkami. Takto se získá série nových snímků, na kterých jsou zobrazeny pouze virtuální značky. Každý snímek z této virtuální série odpovídá svou polohou vůči snímači záření a RTG zdroji záření v pořadí stejnému snímku z původního skenování se skutečnými značkami. Nyní se každému z původní série snímků přiřadí jemu odpovídající nově vzniklý virtuální snímek, snímky se překryjí a v takto vzniklé dvojici snímků se skutečný snímek, na kterém jsou zobrazeny skutečné značky i pacient, upraví při neměnné poloze virtuálního snímku zvětšením či zmenšením a/nebo posunutím a/nebo otočením a/nebo naklopením tak, aby se skutečné značky na nich zobrazené přesně kryly s virtuálními značkami zobrazenými na virtuálně získané sérii snímků. Vznikne tak další série snímků se změněnou polohou skutečných značek a ostatních dat na původním snímku, která se podrobí klasické 3D rekonstrukci, čímž se získá ostřejší výsledný 3D obraz snímaného objektu.

Jednou z možností je, že značky jsou z rentgenokontrastního plastu. Výhodné je, jsou-li tyto značky ve tvaru koule, protože vypadají ze všech stran stejně. S

klesající velikostí použitých značek klesá význam tvaru. Blíží-li se velikost k rozlišovací schopnosti přístroje, začíná i např. rychle vypadat ze všech úhlů stejně. Spodní hranice velikosti předmětu je dána jeho zachytitelností na snímku. Horní hranice velikosti je neostrá a je dána spíše praktickým použitím.

Výhodou tohoto postupu je, že se získá ostřejší výsledný obraz snímaného objektu a tedy se anuluje rozmazání snímaných informací způsobené pohybem objektu a/nebo součástí zařízení, na kterém se snímání realizuje.

Přehled obrázků na výkresech

Způsob zvýšení přesnosti rekonstrukce 3D rentgenového obrazu bude dále vysvětlen pomocí výkresů. Na obr.1A je uveden první snímek vzniklý při skenování pacienta a na obr.1B je uveden x-tý snímek při skenování pacienta. Na obr.2A je virtuální zobrazení virtuálních značek u prvního snímku a na obr.2B u x-tého snímku. Obr.3A znázorňuje spárování původního prvního snímku s prvním virtuálním snímkem a na obr.3B je totéž u x-tého snímku. Obr.4A znázorňuje fázi korekce původního prvního snímku podle virtuálního prvního snímku a obr.4B snímku původního x-tého snímku podle virtuálního x-tého snímku.

Příklady provedení vynálezu

Způsob zvýšení přesnosti rekonstrukce 3D rentgenového obrazu se realizuje následujícím postupem.

Na snímaný objekt se připevní alespoň dvě značky z RTG kontrastního nebo jiného materiálu. Použití více značek dává více informací a tedy přesnější výsledek. Nezáleží na druhu materiálu, z kterého jsou značky vyrobeny, avšak absorpce rentgenového záření materiálem musí být odlišná od absorpce okolních tkání. Lze

například použit značky ve tvaru kuliček, které jsou z rentgenkontrastního plastu, který je možno detekovat. Značky se ideálně umísťují co nejdále od sebe.

S takto označeným objektem, tedy pacientem, se provede snímání a následná 3D rekonstrukce běžně používaným způsobem. Skenování pohybujícího se pacienta je uvedeno na obr.1A pro první snímek a na obr.1B pro x-tý snímek. Tmavé kruhy jsou zobrazením značek připevněných na pacientovi. Kružnice s křížem je schematické zobrazení ostatních dat, tedy pacienta, na senzoru v následné 3D rekonstrukci se zobrazí pohybem více či méně rozmazané značky. Pomocí počítačového programu se nyní do 3D rekonstrukce do míst, kde se nepřesně vykreslily pohybem rozmazané značky, umístí virtuální 3D model značky, jehož rozměry a tvar jsou shodné s rozměry a tvarem reálné značky. Skutečné značky se totiž zobrazí v 3D rekonstrukci rozmazané pohybem na o něco větší velikost a nepravidelný tvar, který je součtem jejich pozic v každém snímku. Virtuální značka se v 3D rekonstrukci umístí do místa s největší hustotou, tedy tam, kde se reálná značka vyskytovala nejčastěji. Důležité je, aby vzdálenost umístěných virtuálních 3D modelů značek navzájem odpovídala skutečné vzdálenosti původně umístěných skutečných značek. Z celé 3D rekonstrukce s umístěnými virtuálními značkami se bude dále používat pouze poloha těchto 3D virtuálních značek, které budou použity ke korekci jednotlivých původních snímků a budou je vlastně sjednocovat tak, jako by se pacient během snímání vůbec nepohnul. Virtuálně se nechá proběhnout skenování těchto virtuálních 3D značek. Tuto situaci ukazuje opět pro první a x-tý snímek obr.2A a 2B. Bílé kruhy jsou tedy zobrazením virtuálních značek umístěných v 3D rekonstrukci pacienta označeného reálnými značkami do míst, kde se reálné značky vyskytovaly nejčastěji. Toto virtuální skenování má stejné parametry jako skenování skutečné, to znamená, že je zachována poloha RTG zdroje zřízení, snímače obrazu osy otáčení, počet snímků, velikost úhli, o který se rameno mezi jednotlivými snímky otočí, poloha prvního snímku vůči značkám. Virtuální skenování se začíná od stejného snímku jako skutečné skenování, tedy pořadí snímků musí

zůstat zachované. Výsledkem je získání série nových snímků, na kterých jsou zobrazeny pouze virtuální značky, nikoliv pacient. Každý snímek z této virtuální série odpovídá jednomu snímku z původního skenování. Nyní se překryjí sobě odpovídající snímky získané ze skutečného a virtuálního skenování. To ukazují pro první a x-tý snímek obr.3A a 3B. Je zde naznačeno spárování původních snímků s virtuálními snímky. Původní snímek je kružnice s křížem a tmavými kruhy znázorňujícími reálné značky. Virtuální snímek je tvořen bílými kruhy, které znázorňují virtuálně naskenované virtuální značky umístěné v 3D rekonstrukci do míst, kde se reálná značka vyskytovala nejčastěji. Nyní se pomocí počítačového programu při neměnné poloze virtuálních snímků upraví jim příslušející původní snímky, na kterých jsou zobrazeny značky i pacient, tak, aby se značky na nich zobrazené přesně kryly s virtuálními značkami zobrazenými na nové virtuálně udělané sérii snímků. Tyto úpravy se realizují různými posuny, zvětšením, zmenšením, pootočením, naklopením a podobně. Jako příklad je uvedeno na obr.4A posunutí v případě prvního snímku a na obr.4B pootočení v případě x-tého snímku. Tím se změní nejen poloha značek na původním snímku, ale i ostatních dat, která se na něm nacházejí. Vznikne tak vlastně další série snímků. Z té se nakonec provede klasická 3D rekonstrukce. Získaný výsledný obraz je ostřejší, méně rozmazaný

Existuje ještě alternativa k srovnávání snímků, kdy se nemusí nutně dělat druhá série snímků a stačí poloha virtuálních značek. Místo aby se virtuálně udělala druhá série snímků skenováním virtuálních značek a podle té se srovnala první série snímků, je možné v počítači provést jiný druh srovnání první série snímků, a to tak, že se budou snímky zvětšovat, zmenšovat, posouvat, otáčet a naklápět tak, aby byly z pohledu virtuálního zářiče RTG v zákrytu s virtuálními značkami umístěnými v prostoru. Samotný princip je tedy stejný, jen je dosažen jinými prostředky.

Je také možné v počítači, který upravuje původní sérii podle nové virtuální série, nastavit meze, které určí, že je určitý snímek pohybem natolik poškozen, že by bylo zbytečné ho zkoušet opravit a pak používat k 3D rekonstrukci, neboť by se

získala špatná informace. V tomto případě se takový snímek před rekonstrukcí vyřadí a rekonstrukce proběhne se zbývajícimi snímky, které samozřejmě mají svoje původní místo, čili se neposunou dozadu díky tomu, že se nějaký snímek vyřadí. Např. dojde-li k vyřazení snímku 2,5 a 6 a místo nich zůstane prázdné místo, tedy místo 1.2.3.4.5.6.7.8.9 bude pořadí snímků 1. .3.4. . .7.8.9. Z těch se pak nechá proběhnout výše zmíněná 3D rekonstrukce s korekcí pohybu.

Průmyslová využitelnost

Řešení má velký význam ve zvětšení rozlišovací schopnosti CBCT při stávajících technických možnostech a bez zvýšení radiační zátěže pacienta. Uplatnění najde nejvíce v medicínských oborech jako je maxilofaciální chirurgie, dentoalveolární chirurgie, otorhinolaryngologie, neurochirurgie a další, kde umožní přesnější diagnostiku a efektivnější terapii.

PATENTOVÉ NÁROKY

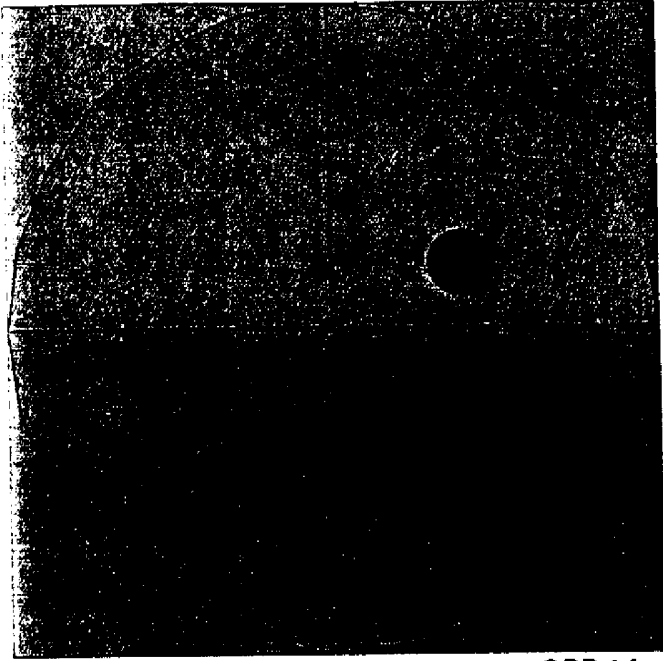
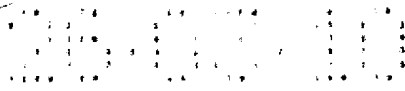
1. Způsob zvýšení přesnosti rekonstrukce 3D rentgenového obrazu pomocí zařízení obsahujícího řídicí jednotku s implementovaným řídicím a výpočetním programem a rameno, na jehož jednom konci je umístěn RTG zdroj záření a na druhém konci snímač obrazu a jejichž vzdálenost a poloha na rameni jsou konstantní, přičemž rameno se otáčí kolem osy procházející mezi zdrojem záření a snímačem obrazu a to postupně o zvolený úhel a v každé této poloze se sejmou snímek sledovaného objektu a výsledný 3D obraz se určí pomocí algoritmu obsaženého v řídicím a výpočetním programu pro danou soustavu zdroje záření a snímače obrazu ze známé konstantní vzdálenosti mezi RTG zdrojem záření, snímačem obrazu, osou otáčení, počtem snímků a velikostí pootočení mezi jednotlivými snímky, **vyznačující se tím, že** na snímáný objekt se připevní alespoň dvě značky z materiálu, jehož absorpce rentgenového záření materiálem je odlišná od absorpce okolních tkání a provede se běžným způsobem snímání objektu při postupném otáčení ramene o předem zvolený úhel a následně se z nasnímaných snímků provede běžným způsobem 3D rekonstrukce, při které se zobrazí pohybem více či méně rozmazané značky jako útvar složený ze všech pozic, které značka během skenování zaujala, a do takto získané 3D rekonstrukce se do míst s pohybem rozmazanými značkami, a to tam, kde se skutečná značka vyskytovala nejdéle, což je místo, které se na 3D rekonstrukci jeví jako nejsvětlejší, umístí virtuální 3D modely značek, jejichž rozměry a tvar jsou shodné s rozměry a tvarem skutečně použitých značek, čímž vznikne zrekonstruovaný 3D obraz, na kterém jsou vidět jednak skutečné rozmazané značky a jednak do nich vložené ostré virtuální značky, které se v další fázi zpracování virtuálně naskenují při stejné počáteční poloze RTG zdroje záření, snímače obrazu, při stejném počtu snímků, úhlech pootočení ramene a s dodržением stejného pořadí snímků jako při prvním skenování se skutečnými značkami, čímž se získá série nových snímků, na kterých jsou zobrazeny pouze virtuální značky

a kde každý snímek z této virtuální série odpovídá svou virtuální polohou v pořadí stejnému snímku z původního skenování se skutečnými značkami a nyní se tomuto původnímu snímku přiřadí odpovídající nově vzniklý virtuální snímek, snímky se překryjí a v takto vzniklé dvojici snímků se skutečný snímek, kde jsou skutečné značky i pacient upraví při neměnné poloze virtuálního snímku zvětšením či zmenšením a/nebo otočením a/nebo naklopením a/nebo posunutím tak, aby se skutečné značky na nich zobrazené přesně kryly s virtuálními značkami zobrazenými na virtuálně získané sérii snímků, čímž vznikne další série snímků se změněnou polohou skutečných značek a ostatních dat na původním snímku, která se podrobí klasické 3D rekonstrukci, čímž se získá ostřejší výsledný 3D obraz snímaného objektu.

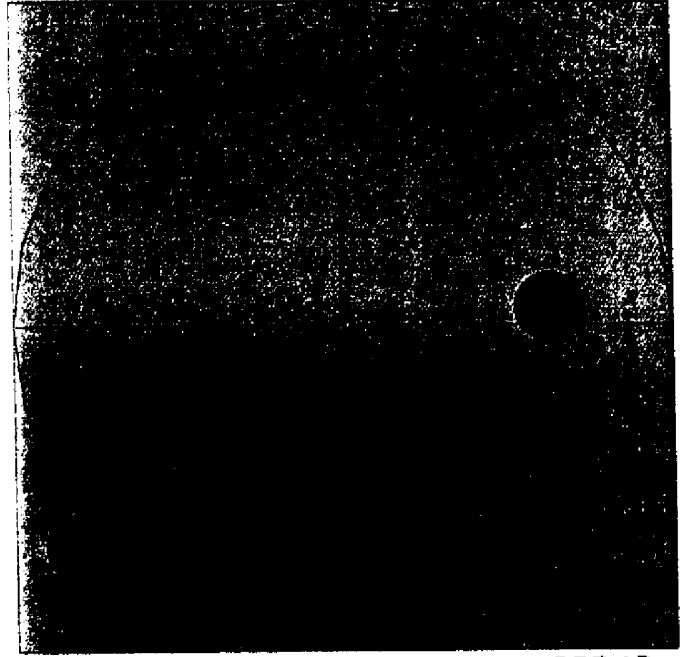
2. Způsob podle nároku 1 **vyznačující se tím, že** značky jsou z rentgenokontrastního plastu.
3. Způsob podle nároku 1 nebo 2 **vyznačující se tím, že** značky jsou ve tvaru kuliček.

12/24
112

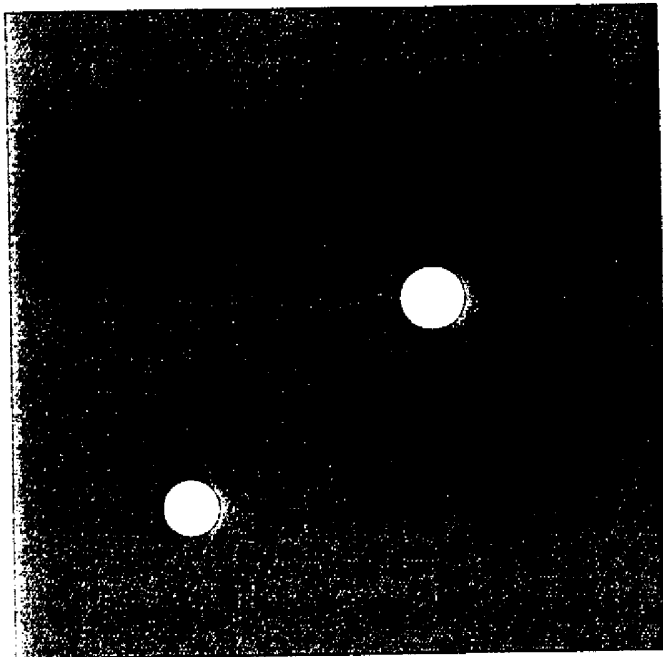
R2070-225



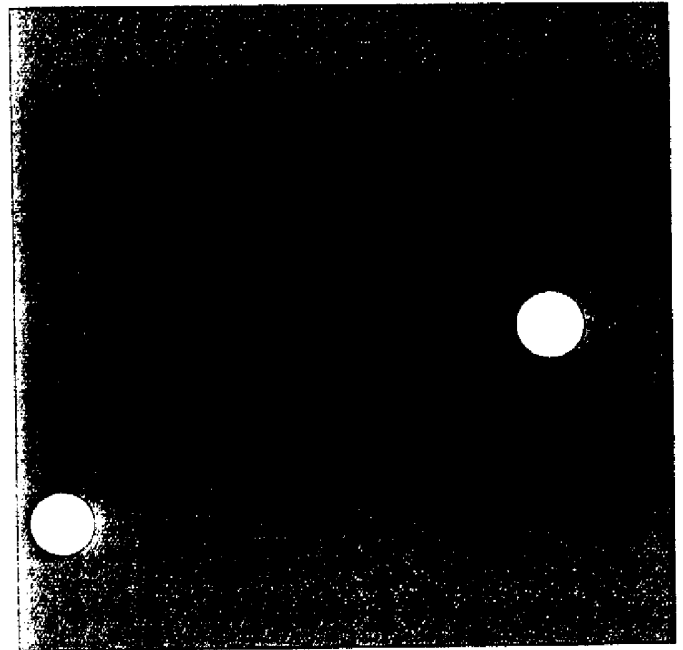
OBR.1A



OBR.1B



OBR.2A



OBR.2B

