

PATENTOVÝ SPIS

(11) Číslo dokumentu:

299 635

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

- (21) Číslo přihlášky: **1999-2590**
(22) Přihlášeno: **13.10.1997**
(30) Právo přednosti: **20.05.1997 US 1997/859380**
(40) Zveřejněno: **15.03.2000**
(Věstník č. 3/2000)
(47) Uděleno: **20.08.2008**
(24) Oznámení o udělení ve Věstníku: **01.10.2008**
(Věstník č. 40/2008)
(86) PCT číslo: **PCT/US1997/018298**
(87) PCT číslo zveřejnění: **WO 1998/052485**

(13) Druh dokumentu: **B6**

(51) Int. Cl.:
A61B 10/02 (2006.01)
A61B 19/00 (2006.01)

- (56) Relevantní dokumenty:
US 5316014; US 5598269.

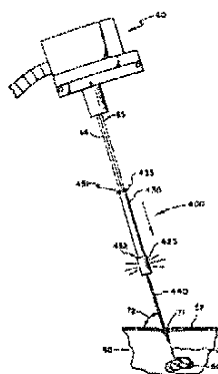
- (73) Majitel patentu:
MINRAD INC., Buffalo, NY, US

- (72) Původce:
McNeirney John C., Fairbun, GA, US
Landi Michael K., Kenmore, NY, US

- (74) Zástupce:
JUDr. Zdenka Korejzová, Spálená 29, Praha 1, 11000

- (54) Název vynálezu:
**Invazní nástroj a způsob monitorování
vyrovnání nástroje s paprskem viditelného
světla**

- (57) Anotace:
Je popsán invazivní nástroj (400), jako je jehla pro biopsii, injekční stříkačka nebo vrtací prostředek, upravený pro vedení energetickým paprskem (66), jako je laserový paprsek, podél předem definované čáry zaměřovací dráhy (65) směrem k podpovrchovému cíli (50). Nástroj (400) je upraven pro použití ve spojení se systémem (60) zaměřování a směřování energetickým paprskem (66), který vede energetický paprsek (66) v čáře zaměřovací dráhy směrem k podpovrchovému cíli (50). Nástroj (400) zahrnuje prostředek pro podkožní přístup k podpovrchovému cíli (50), energii vedoucí část (430) a prostředek (425) reagující na energii, který je vložen mezi prostředek (440) pro podkožní přístup k podpovrchovému cíli (50) a energii vedoucí část (430). Popsán je také způsob, ve kterém operátor monitoruje prostředek (425) reagující na energii pro vizuální indikaci vyrovnání prostředku (440) pro podkožní přístup k podpovrchovému cíli (50) podél čáry zaměřovací dráhy (65) směrem k podpovrchovému cíli (50).



CZ 299635 B6

Invazní nástroj a způsob monitorování vyrovnání nástroje s paprskem viditelného světla

Oblast techniky

5

Předkládaný vynález se týká obecně zaváděcích nástrojů, invazních nástrojů a podobně, přičemž zejména se předkládaný vynález týká invazního nástroje upraveného pro vedení energetickým paprskem, jako je paprsek viditelného světla, k předem zvolenému cíli uvnitř těla, například pro jehlu pro biopsii do hmoty tkáně uvnitř těla pacienta.

10

Dosavadní stav techniky

Velké množství různých lékařských postupů, včetně biopsií, drenáží od poranění, zkoumání pohybových reakcí na dotek a diskolýzy, si žádá vysoce přesného umístění a zavedení lékařských nástrojů, jako jsou jehly, lokalizační drátky nebo jiné nástroje pro biopsii. Umístění a zavedení nástroje ve skutečném místě přiblížení, to jest v předem stanoveném přesném vstupním bodu a podél požadované zaměřovací dráhy k podkožnímu cíli, v průběhu takovýchto lékařských postupů má krajní důležitost pro úspěch těchto postupů.

20

V mnoha případech se CT (počítačové nebo výpočetní tomografie) snímkování nebo rentgenové zobrazování provádí spojením s lékařskými procedurami, jako jsou biopsie, pro umožnění chirurgovi, aby si zviditelnil podpovrchový nebo podkožní cíl, to jest část vnitřní anatomie pacienta, jako například nádor, která ho zajímá z lékařského hlediska. Snímky poskytují chirurgovi průřezový obraz pacienta skrz "rezovou" nebo "snímkovou" rovinu, který zviditelňuje hlubinné struktury, jako jsou vnitřní orgány, tkáně, struktury kostí a anomálie. Chirurg využívá takto získané obrazy pro zvolení optimální čáry zaměřovací dráhy pro vhodný nástroj, ať již je to jehla pro biopsii, drenážní katétr nebo jiný nástroj. Chirurg potom vede nástroj podél požadované dráhy k cíli, nebo k anomálii, za účelem jeho vyjmutí nebo jiného ostření.

30

S použitím dostupné zobrazovací technologie mohou být s velmi vysokým stupněm přesnosti určeny jak hloubka zavedení tak i úhel požadovaný pro jehlu pro biopsii pro dosažení vyrovnání s požadovanou dráhou k cíli. Navíc jsou známé systémy, které jsou schopné zajistit selektivní osvětlování a zaměřování pro dosažení specifických podpovrchových prvků nebo cílů v anatomii pacienta. Takový systém je popsán v patentu US 5 212 720 (Landi a kol.), který je začleněn do tohoto popisu prostřednictvím odkazu. V tomto duálním radiačním zaměřovacím systému jsou podél viditelných čar zaměřovací dráhy, dosažené prostřednictvím použití dvou radiačních zdrojů, zdroje rentgenového záření a zdroje světelného paprsku, výhodně laseru, zaměřeny podpovrchové oblasti, které jsou objekty průhlednými pro rentgenové záření, ale zároveň opticky neprůhlednými. Laserový světelný paprsek tohoto systému zajišťuje viditelnou čáru zaměření k hlubinné struktuře, která je umístěna mezi zdrojem rentgenového záření a požadovaným cílem. Chirurg pak může použít viditelnou čáru zaměření pro vyrovnání invazního nástroje podél požadované dráhy k cíli uvnitř pacientova těla.

40

Při vlastním provedení je ovšem obtížné udržovat přesné umístění a zavedení nástroje s ohledem na požadovaný zaváděcí úhel a čáru zaměřovací dráhy k cíli. Pokud je použito samotné rentgenové záření, je často využíváno pokusné nebo chybové techniky, ve které chirurg odhaduje požadovaný úhel přiblížení a potom pomalu posouvá jehlu nástroje do pacientova těla, přičemž sleduje displej, aby monitoroval polohu jehlu a měnil její trajektorii podle potřeby. Tato technika má tu nevýhodu, že vyžaduje, aby chirurg střídavě věnoval pozornost nástroji a monitoru, který je oddělen od nástroje.

50

Výsledná nepřesnost umístění může mít za následek značné nepohodlí pro pacienta a v některých případech vyžaduje opakované zavádění jehly před dosažením správného umístění jehly vzhledem k cíli.

5 Navíc techniky rentgenového zobrazování vyžadují opakovaná rentgenová zobrazení pro získání informace o poloze se současným vystavením jak pacienta, tak i chirurga ionizujícímu záření. Vícnásobné CT snímkování blokuje dostupnou dobu CT snímkování, která je vysoce žádaná. Je tedy značně žádoucí zvýšit přesnost umístění a zavádění invazního nástroje pro snížení délky procedury, doby anestezie, a souhrmného vystavení pacienta a chirurga ionizujícímu záření.

10

Dokonce i když je použito laserového zaměřovacího systému ve spojení se zobrazovacím systémem, je často obtížné pro chirurga, aby sledoval a udržoval invazní nástroj v zarovnání s předem stanovenou čarou zaměřovací dráhy k cíli s požadovaným stupněm přesnosti.

15 Určité další pokroky byly učiněny, které nabízejí zlepšení pokusné a chybové metody pro provádění biopsií a jiných procedur na bázi CT. Například patenty US 4 638 799 a US 4 706 665 se týkají mechanického naváděcího zařízení pro diskolýzu respektive procedury zkoumající reakci pohybem na dotek. Patent US 4 723 544 popisuje další mechanické naváděcí zařízení pro postupy diskolýzy. Patenty US 4 733 661, 4, 930 525 a 5 102 391 se týkají naváděcích zařízení pro drenážní procedury a procedury biopsie, naváděné prostřednictvím CT.

20

Obecně jsou zařízení, popisovaná ve shora zmiňovaných patentech a zveřejněných, pevně vázána na CT zobrazovací prostředek. Taková zařízení ale mají několik nevýhod, včetně požadavku na přesné upevnění a vyrovnání vzhledem k CT zobrazovacímu prostředku. Navíc tato zařízení 25 mohou blokovat oblast činnosti chirurga a vyžadují, aby procedura biopsie byla prováděna v místě CT zobrazovacího prostředku. Další popsaná zařízení jsou oddělená od CT zobrazovacího prostředku, ale jsou upevněna ke stropu, stěnám nebo k podlaze. Některá zařízení fyzicky drží jehlu nebo nástroj pro biopsii a tudíž vyžadují sterilizaci před každým použitím. Navíc některá ze shora uváděných zařízení neposkytují žádný prostředek pro zajištění přesného umístění nástroje pro biopsii podél požadované čáry zaměřovací dráhy k cíli, protože se vztahují pouze 30 na měření a udržení zaváděcího úhlu jehly vzhledem k podélné vertikální rovině vedené skrz pacienta.

Patent US 4 645 1732 (Frederick) je založen na principu dvou protínajících se rovin reprezentovaných tenkými vrstvami světla. Protnutí nebo průnik rovin definuje čáru, která může být umístěna 35 pro definování správného zaváděcího úhlu zařízení pro biopsii. Při použití tohoto systému je nástroj pro biopsii držen tak, že v průběhu jeho zavádění vrhá stíny v obou paprscích světla, což tudíž teoreticky zajišťuje, že nástroj sleduje předem zvolenou dráhu čáry, která je definována prostřednictvím průniku uvedených dvou rovin.

40

Tento systém má ale několik nevýhod, včetně požadavku na dva samostatné světelné zdroje, které musí být udržovány v určitém zákrytu, aby systém pracoval správně. Toto vyrovnání paprsků musí být učiněno s extrémně vysokým stupněm přesnosti, protože světelné zdroje jsou umístěny ve značné vzdálenosti od pacienta. Tento systém klade dodatečné obtížné nároky na chirur- 45 ga, aby udržoval nástroj pro biopsii v čáře se dvěma rovinami světla současně.

Navíc je často žádoucí neinvazivně zobrazit nebo vidět vnitřní struktury zvířecích těl stejně tak jako podpovrchových struktur neživých objektů, jako jsou stěny budov, přepážek lodí a podobně, když jsou prováděny opravy nebo při jiném zavádění invazních nástrojů, jako při vrtání, děrování 50 nebo ražení. Takové techniky mohou rovněž zahrnovat radiografii, rentgenové zobrazování, a v nedávnější době ultrazvukové zobrazování, výpočetní tomografii a zobrazování magnetickou rezonancí. Ovšem zůstává potřeba udržovat nástroj, který může být použit ve spojení se zobrazovacími a zaměřovacími systémy pro přístup k podpovrchovým cílům, na předem stanovené čáře zaměřovací dráhy.

V současnosti tedy stále zůstává potřeba vysoce přesného a snadno použitelného invazního nástroje, který zajišťuje indikaci o jeho vyrovnání s předem stanovenou čarou zaměřovací dráhy k cíli.

5

Podstata vynálezu

Je tedy cílem předkládaného vynálezu vytvořit invazní nástroj v systému, ve kterém je energetický paprsek směřován k předem zvolenému cíli uvnitř těla a ve kterém je invazní nástroj použit pro přístup k tomuto předem zvolenému cíli prostřednictvím proniknutí povrchu těla a ve kterém energetický paprsek dopadá na povrch těla v požadovaném místě vniknutí a ve kterém energetického paprsku indikuje požadovaný úhel a osu pro invazní nástroj pro vniknutí do těla, přičemž invazní nástroj zahrnuje: podlouhlou energii vedoucí část mající distální konec a proximální konec, tato podlouhlá energii vedoucí část je upravena pro přijetí energetického paprsku na proximálním konci a pro vedení této přijaté energie k distálnímu konci. Invazní nástroj dále zahrnuje prostředek pro podkožní přístup k cíli a prostředek reagující na energii, který je vložen mezi prostředek pro podkožní přístup k cíli a distální konec energii vedoucí části. Prostředek reagující energií rozptyluje viditelné světlo, kdykoliv je prostředek pro podkožní přístup k cíli v axiálním vyrovnání s energetickým paprskem.

20

Dalším cílem předkládaného vynálezu je vytvořit kombinaci nástroje pro zavedení jehly do těla a zobrazovacího systému upraveného pro směřování dopadajícího paprsku světla směrem k předem zvolenému místu uvnitř těla. Nástroj zahrnuje podlouhlou světlo vedoucí část mající distální konec a proximální konec, tato podlouhlá světlo vedoucí část je upravena pro přijetí dopadajícího paprsku světla na proximálním konci a pro vedení tohoto dopadajícího paprsku světla k distálnímu konci. Nástroj dále zahrnuje jehlovou část kolineární a koaxiální se světlo vedoucí částí. Mezi jehlovou částí a distálním koncem světlo vedoucí části je vložen prostředek reagující na světlo pro rozptýlení viditelného světla, kdykoliv je světlo vedoucí část v axiálním vyrovnání s dopadajícím paprskem světla.

30

Ještě dalším cílem předkládaného vynálezu je vytvořit způsob zajištění přesného vedení podél předem stanovené dráhy invazního nástroje při invazních procedurách, ve kterých je nástroj zaváděn axiálně do těla. Tento způsob zahrnuje kroky: a) osvětlení předem stanovené dráhy světelným paprskem; b) upravení invazního nástroje tak, že z nástroje je vyzařováno viditelné světlo, když je nástroj v axiálním vyrovnání s osvětlenou předem stanovenou dráhou; c) vyrovnání nástroje axiálně se světelným paprskem tak, že z nástroje je vyzařováno viditelné světlo; d) posouvání vyrovnaného nástroje podél předem stanovené dráhy při současném udržování axiálního vyrovnání nástroje se světelným paprskem prostřednictvím monitorování viditelného světla vyzařovaného z nástroje; e) zavedení vyrovnaného nástroje do těla při současném udržování axiálního vyrovnání nástroje se světelným paprskem prostřednictvím monitorování viditelného světla vyzařovaného z nástroje.

40

Shora uvedené a další cíle a znaky předkládaného vynálezu budou úplněji zřejmé z následujícího popisu a připojených patentových nároků ve spojení s odkazy na připojené výkresy.

45

Je samozřejmé, že výkresy znázorňují pouze typická provedení předkládaného vynálezu a tudíž nemohou být považována za omezení rozsahu vynálezu. Vynález tak bude pouze podrobněji popsán vysvětlen prostřednictvím užití těchto připojených výkresů.

50

Přehled obrázků na výkresech

- 5 Obr. 1 je schematické znázornění energetického zdroje vyzařujícího energetický paprsek podél předem stanovené dráhy k podpovrchovému cíli, který je použit ve spojení s předkládaným vynálezem;
- Obr. 1A je pohled shora na povrch, který má být proniknut;
- 10 Obr. 2 je schematické znázornění invazivního nástroje podle předkládaného vynálezu při jeho použití ve spojení s energetickým zdrojem podle obr. 1;
- Obr. 2A je perspektivní pohled na proximální konec energii vedoucí části znázorněné na obr. 2;
- 15 Obr. 3A znázorňuje vztah mezi délkou l a průměrem d energii vedoucí části podle předkládaného vynálezu;
- Obr. 3B znázorňuje vztah mezi délkou l a průměrem d energii vedoucí části podle předkládaného vynálezu, když je průměr d zmenšen;
- 20 Obr. 3C znázorňuje vztah mezi délkou l a průměrem d energii vedoucí části podle předkládaného vynálezu, když je délka l zvětšena;
- Obr. 4 je perspektivní pohled na nástroj pro biopsii podle výhodného provedení předkládaného vynálezu;
- 25 Obr. 5 je perspektivní pohled na nástroj pro biopsii, znázorněný na obr. 4, při pohledu z opačné strany;
- Obr. 6 je bokorys v částečném řezu nástroje pro biopsii podle obr. 5;
- Obr. 7 je bokorys, částečně rozloženy, vrtacího nástroje podle alternativního provedení předkládaného vynálezu;
- 35 Obr. 7A je perspektivní pohled na energii vedoucí část vrtacího nástroje znázorněného na obr. 7;
- Obr. 8 je bokorys nástroje pro biopsii podle předkládaného vynálezu, na kterém je znázorněna kanyla nástroje samostatně od sondy;
- 40 Obr. 9 je pohled na nástroj pro biopsii ve stavu, ve kterém proniká povrchem těla.

Příklady provedení vynálezu

45 Následující detailní popis provedení předkládaného vynálezu, jak je reprezentován na výkresech, není určen pro omezení rozsahu vynálezu, jak je stanoven patentovými nároky, ale slouží pouze jako reprezentativní popis v současnosti výhodných provedení předkládaného vynálezu. Tato v současnosti výhodná provedení vynálezu budou nejlépe pochopitelná ve spojení s odkazy na

50 výkresy, na kterých jsou stejné části označené stejnými vztahovými značkami.

Jak je patrné na výkresech a zejména na obr. 1, zajišťuje systém 60 zaměřování energetickým paprskem, který je typu výhodného pro použití ve spojení s předkládaným vynálezem, energetický paprsek 66, který je veden podél předem stanovené čáry zaměřovací dráhy 65 směrem

k zobrazenému podpovrchovému cíli 50. Zobrazený podpovrchový cíl je cíl umístěný pod povrchem, nebo uvnitř objektu či těla, jehož umístění a poloha uvnitř těla je předem stanovena prostřednictvím použití zobrazovacích prostředků, jako je rentgenový systém nebo CT zobrazovací prostředek.

5

Energetický paprsek 66 dopadá na povrch 52, v tomto popisu rovněž označovaný jako kůže, objektu nebo těla 80, které má být proniknuto v místě 71 a pod úhlem 72. Místo 71 a úhel 72 spolu napomáhají definovat předem stanovenou čáru zaměřovací dráhy 65, v tomto popisu rovněž označované jako požadovaná přístupová dráha 65, k cíli 50. Energetický paprsek 66, když je veden podél čáry zaměřovací dráhy 65 k cíli 50, může být využit pro vedení invazivního nástroje (který je znázorněn jako invazivní nástroj 400 na obr. 2) podél dráhy 65 pro přístup k cíli 50.

10

Systém 60 zaměřování energetickým paprskem je výhodně duální vyzařovací zaměřovací systém typu, který je popsán v patentu US 5 212 720 (Landi a kol.), který je začleněn do tohoto popisu prostřednictvím odkazu. V tomto systému jsou podpovrchové oblasti průhledné pro rentgenové paprsky, ale opticky neprůhledné, jako je tělo 80, zaměřovány podél viditelné čáry zaměřovací dráhy 65, získané prostřednictvím použití dvou zdrojů záření, zdroje rentgenových paprsků a zdroje 60 světelného paprsku, který je výhodně laser.

15

Jakmile již systém 60 zaměřování energetickým paprskem vede energetický paprsek 66 podél požadované přístupové dráhy 65 k cíli 50 může být pro proniknutí těla 80 skrz kůži nebo povrch 52 použit invazivní nástroj, jako je invazivní nástroj 400 znázorněný na obr. 2, čímž se podkožně přistoupí k cíli 50. Povrchem 52 může být tělo pacienta nebo stavební konstrukce, jako je stěna, obal nebo trup nebo jakákoliv jiná povrchová struktura, skrz kterou je žádoucí zavést invazivní nástroj, aby se přistoupilo k podpovrchovému cíli.

20

Obr. 2 znázorňuje invazivní nástroj 400 podle výhodného provedení předkládaného vynálezu. Tento invazivní nástroj zahrnuje podlouhlou energii vedoucí část 430 mající proximální konec 451 a distální konec 452; prostředek 440 pro podkožní přístup k cíli 50, a prostředek 425 reagující na energii pro rozptyl viditelného světla, kdykoliv je prostředek 440 pro podkožní přístup k cíli 50 a tudíž podlouhlá energii vedoucí část 430 v axiálním vyrovnání s energetickým paprskem 66. Prostředek 440 pro podkožní přístup k cíli 50 je výhodně kolineární a souosý s podlouhlou energií vedoucí částí 430.

30

Energií vedoucí částí 430 je výhodně podlouhlá tyč mající centrální, koaxiální energii vedoucí kanálek (jak je nejlépe ilustrováno na obr. 2A jako kanálek 445) procházející od proximálního konce 451 k distálnímu konci 452. Energií vedoucí část 430 je upravena na proximálním konci 451 pro přijetí energetického paprsku 66 skrz otvor 436. Otvor 436 vytváří vstup pro energetický paprsek 66 a umožňuje energii, aby vstupovala do energií vedoucího kanálku 445. Otvor 436 je výhodně obklopen přírubou 435.

35

Energií vedoucím kanálkem 445 může být duté jádro, nebo může zahrnovat jakýkoliv materiál schopný vedení energie od otvoru 436 kanálku 445 k distálnímu konci 452. Když je energií energie viditelného světla, může být energií vedoucí kanálek 445 vytvořen z plastu nebo jakéhokoliv tuhého opakního materiálu schopného vedení viditelné světlo podél délky energií vedoucího kanálku 445.

40

Energetickým paprskem 66 je výhodně paprsek viditelného světla, jako je laserový paprsek. V takovém případě slouží příruba 435 (nejlépe ilustrovaná na obr. 2A) pro zajištění vizuální indikace polohy paprsku vzhledem k otvoru 436, což umožňuje manipulátorovi nebo chirurgovi nastavit polohu invazivního nástroje 400 tak, že energetický paprsek 66 vstupuje do otvoru 436 ve vyrovnání s osou 421 energií vedoucího kanálku 445. Šířka h příruby 435 se může měnit podle požadované indikace. Úzká šířka h příruby 435 má za následek menší vizuální kontakt s energetickým paprskem 66, když je osa invazivního nástroje 400 mimo vyrovnání s energetic-

50

kým paprskem. Větší šířka h příruby 435 má za následek vizuální kontakt s energetickým paprskem 66 v širší odchylice od vyrovnaného stavu. Příruba 435 je výhodně bílá nebo světlé barvy tak, že energetický paprsek 66 tvoří více zaostřený a jasněji viditelný bod na povrchu příruby 435 při dopadu.

5

Jak snadno nahlédnou osoby v oboru znalé, velké množství různých nástrojů a prostředků majících různé prostředky pro podkožní přístup k cíli, které jsou podobné na obr. 2 znázorněnému prostředku 440 pro podkožní přístup k cíli, může být upraveno tak, aby zahrnovalo energii vedoucí část 430, energii vedoucí kanálek 445 a prostředek 425 reagující na energii. Navíc kromě lékařských nástrojů zahrnují tyto nástroje vrtáky, nástroje pro razení a děrování nebo jiné nástroje používané pro proniknutí povrchu, aby se dosáhlo podpovrchového cíle.

10

Jak osoby znalé v elektrotechnických oborech snadno nahlédnou, může energetický paprsek zahrnovat viditelné světlo, jako je světlo vytvářené laserem, nebo jiné formy energie schopné přenosu ve formě směřovaného paprsku, jako jsou katodové paprsky, elektronové paprsky a podobně. Prostředkem 425 reagujícím na energii může být průsvitný materiál nebo jiný materiál reagující na viditelné světlo, nebo jím může být snímač reagující na elektromagnetické přenosy jiných typů. Prostředek 425 reagující na energii může zajišťovat vizuální indikaci v odezvě na energii, kterou přijímá, nebo může zajišťovat zvukovou nebo hmatovou indikaci v odezvě na přijímanou energii. Všechny tyto variace jsou zahrnuty v rozsahu předkládaného vynálezu.

15

20

Obr. 3 ilustruje obecné konstrukční principy, které je třeba vzít do úvahy při konstruování energie vedoucí části 430. Jak může být z výkresů patrné a také podle obecně známých principů, určuje vztah mezi délkou l energií vedoucí části 430 a průměrem d energií vedoucího kanálku 445 maximální odchytku e od každé strany centrální osy 21, která ještě může být tolerována při současném umožnění energetickému paprsku 66 procházet po délce l energií vedoucí části 430.

25

Energie vedoucí část 430 mající daný průměr d (jako je průměr znázorněný na obr. 3A) a danou délkou l určuje přípustnou maximální odchytku e od centrální osy 21 předtím, než energetickému paprsku 66 bude zabráněno v postupu kanálkem a dosazení prostředku 425 reagujícího na energii. Pokud je tato přípustná maximální odchytky e překročena, nebude prostředek 425 reagující na energii vyzařovat. Selhání vyzařování signalizuje stav invazivního nástroje 400 mimo vyrovnaní se zaměřovací dráhou 65.

30

Energií vedoucí část 430 mající stejnou délku l , jako je délka l znázorněná na obr. 3A, ale menší průměr d (jako je znázorněno na obr. 3B), bude tolerovat menší maximální odchytku e od centrální osy 21 předtím, než prostředek 425 reagující na energii přestane vyzařovat.

35

Obr. 3C ilustruje účinek delší délky l energií vedoucí části 430 pro daný průměr d . Delší délka l má za následek menší toleranci pro maximální odchytku e od centrální osy 21 a větší přesnost a vyrovnávací schopnost invazivního nástroje 400.

40

Na obr. 4, obr. 5 a obr. 6 je znázorněn invazivní nástroj podle principů předkládaného vynálezu v provedení jako nástroj 10 pro biopsii, a to ve výhodném provedení. Tento nástroj 10 pro biopsii je upraven tak, aby reagoval na světelnou energii ve formě laserového paprsku, jak je nejlépe znázorněno na obr. 1 jako energetický paprsek 66.

45

V tomto provedení nástroje 10 pro biopsii zahrnuje podlouhlá energii vedoucí část pouzdro 30 mající v sobě umístěný energii vedoucí kanálek 45. Pouzdro 30 může být zkonstruováno z plastu nebo jiných vhodných materiálů majících vlastnosti reakce na energii, které budou umožňovat směřovanému světelnému paprsku, jako je laserový paprsek, postupovat v obecně přímé čáře dráhy podél osy pouzdra 30 od proximálního konce 51 k distálnímu konci 53. Navíc zahrnuje pouzdro 30 vhodný uchopovací povrch, přičemž nástroj 10 pro biopsii může být pevně uchopen operátorem v průběhu zavádění.

50

Energii vedoucí kanálek 45 může zahrnovat duté válcové vnitřní jádro pouzdra 30, přičemž toto jádro je upraveno pro příjem směřovaného laserového paprsku v otvoru 36, umístěném na proximálním konci 51 pouzdra 30, a pro vedení tohoto laserového paprsku v obecně přímé čáře dráhy skrz něj od proximálního konce 51 pouzdra 30 k jeho distálnímu konci. Pokud je to žádoucí může být vnitřní povrch pouzdra 30, který takto tvoří energii vedoucí kanálek 45, opatřen vhodnými na světlo reagujícími nebo reflexními potahy, které maximalizují vlastnosti vedení světla energií vedoucího kanálku 45 podle principů velmi dobře známých v oborech zabývajících se optikou.

Alternativně může energii vedoucí kanálek snadno zahrnovat jakýkoliv vhodný světlo vedoucí nebo průsvitný materiál oproti tomu, aby zahrnoval duté jádro. Vhodnými materiály jsou takové, které umožňují světlu laserového paprsku, aby procházelo od proximálního konce 51 pouzdra 30 k distálnímu konci pouze tehdy, když je tento laserový paprsek v koaxiálním vyrovnání s centrální osou 21 energií vedoucího kanálku 45 uvnitř požadované tolerance (+/-e, jak je diskutováno ve spojení s obr. 3A, obr. 3B a obr. 3C).

Podle principů předkládaného vynálezu zahrnuje nástroj 10 pro biopsii dále prostředek pro podkožní přístup k cíli, kterým je v tomto případě jehla (nejlépe ilustrovaná na obr. 9 jako jehla 24) sestávající ze sondážního prostředku 15, propichovacího kanylového prostředku 16 (znázorněného na obr. 8 a obr. 9) a montážního prostředku 22 pro kanylu (znázorněného na obr. 8 a obr. 9). Sondážní prostředek 15 je teleskopicky nebo koaxiálně přijímán uvnitř montážního prostředku 22 pro kanylu, aby se tak sestavila jehla 24.

Element reagující na energii u nástroje 10 pro biopsii zahrnuje část 40 prostředku 25 spojovací hlavy. Prostředek 25 spojovací hlavy a energii rozptylující prvek 40 mohou tvořit Luerovu J-spojku mající pro světlo průhlednou část, jak je běžně používáno v lékařských oborech. Prostředek 25 spojovací hlavy je vložen mezi pouzdro 30 a jehlu 24 prostřednictvím upevnění tohoto prostředku 25 spojovací hlavy k distálnímu konci pouzdra 30 pomocí běžných prostředků obecně známých v tomto oboru. Konec 27 sondážního prostředku 15 slouží pro zablokování průchodu světla laserového paprsku za prostředek 40 reagující na energii, čímž způsobuje, že světelná energie bude v podstatě rozptýlená skrz průsvitný materiál, ze kterého je zkonstruován prostředek 40 reagující na energii. Rozptýlená světelná energie způsobuje, že prostředek 40 reagující na energii září, když laserový paprsek dosáhne distálního konce energií vedoucího kanálku 45.

Ve výhodném provedení nástroje 10 pro biopsii je délka l pouzdra 30 10 cm a vnitřní průměr d je 2 mm. Prostředek 40 reagující na energii má vnější průměr 6,5 mm a je 7,0 mm dlouhý. Tyto rozměry ale nejsou žádným způsobem omezující a v rozměrem nástroje 10 pro biopsii je velká přípustná volnost, která stále umožňuje tomuto nástroji pracovat podle zde uvedeného popisu.

Nástroj 10 pro biopsii bude nyní popsán tak, jak by byl realizován ve spojení se systémem zaměřování energetickým paprskem, ilustrovaným na obr. 1 a obr. 1A. Systém 60 zaměřování laserovým paprskem, jako je systém popisovaný v patentu US 5 212 720 (Landi a kol.), je použit pro vedení laserového paprsku 66 podél čáry zaměřovací dráhy 65 k podpovrchovému cíli 50 uvnitř těla 80 pacienta. Laserový paprsek 66 vytváří viditelný bod 71 na požadovaném vstupním místě na kůži pacienta (to jest povrchu 52). Laserový paprsek 66 rovněž osvětluje čáru zaměřovací dráhy 65, která, pokud je sledována, by vedla k cíli 50 pod kůží pacienta. S tímto uspořádáním může být rovněž určen přesný úhel 72 potřebný k tomu, aby nástroj pro biopsii, znázorněný na obr. 4, obr. 5, obr. 6, obr. 8 a obr. 9 jako nástroj 10, dosáhl svého cíle 50, jak je definován laserovým paprskem 66.

Operátor nebo chirurg umístí hrot 19 propichovacího kanylového prostředku 16 (jehly) nástroje 10 pro biopsii na viditelný bod 71 (nejlépe znázorněno na obr. 1A) a vyrovná pouzdro 30 s osvětlenou čarou zaměřovací dráhy 65 (znázorněno na obr. 1) tak, že pouzdro 30 je přibližně

v axiálním vyrovnání s laserovým paprskem 66. To znamená, že světlo laserového paprsku 66 vstupuje do otvoru 36. Umístění laserového paprsku 66 vzhledem k otvoru 36 může být stanoveno operátorem jednoduše prostřednictvím vizuálního sledování vzájemných poloh otvoru 36 a laserového paprsku 66.

5

Vizuální sledování popisované výše může být podpořeno prostřednictvím příruby 35, která obklopuje otvor 36. Když laserový paprsek 66 dopadá na povrch příruby 35, vytváří tak viditelný bod světla, který může být vizuálně monitorován operátorem, jak operátor nastavuje úhlovou polohu nástroje 10 pro biopsii a tím také vyrovnání pouzdra 30 s laserovým paprskem 66. Operátor může nastavovat úhlovou polohu nástroje 10 pro biopsii, dokud se laserový paprsek 66 nejeví jako vyrovnaný s otvorem 36.

10

Když je pouzdro 30 v úhlovém vyrovnání s laserovým paprskem 66, prostředek 40 reagující na energii bude zářit, to jest bude rozptylovat viditelné světlo. Operátor monitoruje vyzařování prostředku 40 reagujícího na energii při podkožním přístupu k cíli 50, to jest při pronikání povrchem 52, v tomto případě kůži pacienta, a při zavádění propichovacího kanylového prostředku 16 (jehly) do těla 80 pacienta, dokud tento prostředek 16 není v kontaktu s cílem 50. Jak operátor posouvá prostředek 16 (jehlu) směrem k cíli 50, sleduje prostředek 40 reagující na energii, přičemž nastavuje polohu energii vedoucí části 30 tak, aby se udržovalo vyzařování prostředku 40 reagujícího na energii, které je indikováno rozptylováním viditelného světla z tohoto prostředku 40. Požadovaná dráha k povrchu cíle 50 je tedy udržována přitom, jak operátor posouvá nástroj 10 pro biopsii směrem k cíli 50.

15

20

Jak osoby v oboru znalé snadno nahlédnou na základě předcházejícího popisu může být pro použití podle předkládaného vynálezu upraveno velké množství různých invazivních nástrojů majících jehly (propichovací kanylové prostředky), jako jsou jehly nabírající tekutiny (jako například jehly pro amniocentézu) a jiné jehly. Rovněž nástroj 10 pro biopsii podle předkládaného vynálezu může být upraven pro různé techniky biopsií, včetně, například, cytologického odsávání, odsávání nebo nabírání tekutin, histologických biopsií a rovněž koaxiálních podkožních technik biopsie.

25

30

Navíc může být předkládány vynález upraven pro použití s lékařskými nástroji jinými než jsou právě jehly, kdekoliv je žádoucí zlepšeny naváděcí mechanismus, například tak mohou být trokary, zaváděné mikroskopy, katétry a podobně opatřeny elementem reagujícím na energii, který reaguje na paprsek směřovaného viditelného světla vedeného podél dráhy k cíli.

35

Obr. 7 a obr. 7A ilustrují ještě další invazivní nástroj, kterým je vrtací nástroj 500, upravený podle principů předkládaného vynálezu. energii vodící část je tvořena prostřednictvím redukčního hřídele 530 vrtacího nástroje 500, který obsahuje energii vedoucí kanálek 545 mající otvor 536 na proximálním konci 551. Ve vrtacím nástroji 500 podle tohoto provedení je redukční hřídel 530 energií vedoucí částí invazivního vrtacího nástroje 500.

40

Energií vedoucí kanálek 545 výhodně prochází od otvoru 536 k distálnímu konci 553 redukčního hřídele 530 vrtacího tělesa 529, takže centrální podélná osa 521 energií vedoucího kanálku 545 je v koaxiálním a kolineárním vyrovnání s osou prostředku pro podkožní přístup k cíli, kterým je v tomto případě vrtací korunka 524.

45

Upínací část 572 vrtacího nástroje 500 je upravena tak, aby zahrnovala prostředek 540 reagující na energii, který je vložen mezi vrtací korunku 524 a podlouhlou energii vedoucí část 530. Prostředkem 540 reagujícím na energii může být průsvitný kroužek nebo prstenec, který je umístěn tak, aby obklopoval distální konec 552 energií vedoucího kanálku 545, takže světlo z tohoto energií vedoucího kanálku 545 může být rozptylováno prostřednictvím prostředku 540 reagujícího na energii tak, aby bylo viditelné pro operátora, když světlo dosáhne distálního konce 552.

50

Při činnosti je systém 60 zaměřování a polohování laserovým paprskem, jak byl již dříve popsán a ilustrován ve spojení s obr. 1 a obr. 1A, použit pro směřování laserového paprsku 66 k oblasti podpovrchového cíle 50. Operátor umístí hrot 519 vrtací korunky 524 (znázorněn na obr. 7) na bod 71 vytvořený prostřednictvím dopadu laserového paprsku 66 na povrch 52, který má být proniknut, jak je popsáno výše ve spojení s alternativními provedeními.

Když je redukční hřídel 530 v úhlovém vyrovnání s laserovým paprskem 66 podél centrální osy 521, bude prostředek 540 reagující na energii vyzařovat, to jest bude rozptylovat viditelné světlo. Operátor monitoruje vyzařování prostředku 540 reagujícího na energii, jak podkožně přistupuje k cíli 50, to jest prostřednictvím proniknutí povrchu 52 těla 80 vrtací korunkou 524, dokud tato vrtací korunka 524 nedosáhne požadované oblasti cíle 50. Jak operátor posouvá vrtací korunku 524 směrem k oblasti cíle 50, sleduje prostředek 540 reagující na energii, přičemž nastavuje polohu energii vedoucí části 530 tak, aby udržoval vyzařování prostředku 540 reagujícího na energii, které je indikováno rozptylováním viditelného světla z tohoto prostředku 540. Takto je tedy udržována požadovaná dráha k oblasti cíle 50.

PATENTOVÉ NÁROKY

1. Invazivní nástroj v systému, ve kterém je energetický paprsek (66) směřován k předem zvolenému cíli (50) uvnitř těla (80) a ve kterém je invazivní nástroj (400) použit pro přístup k tomuto předem zvolenému cíli (50) prostřednictvím proniknutí povrchu (52) těla a ve kterém energetický paprsek (66) dopadá na povrch (52) těla v požadovaném místě (71) vniknutí a ve kterém směr energetického paprsku (66) indikuje požadovaný úhel (72) a osu pro invazivní nástroj (400) pro vniknutí do těla, **vyznačující se tím**, že zahrnuje:

podlouhlou energii vedoucí část (430) mající distální konec (452) a proximální konec (451), tato podlouhlá energii vedoucí část (430) je upravena pro přijetí energetického paprsku (66) na uvedeném proximálním konci (451) a pro vedení této přijaté energie k uvedenému distálnímu konci (452);

prostředek (440) pro podkožní přístup k cíli (50); a

prostředek (425) reagující na energii, který je vložen mezi uvedený prostředek (440) pro podkožní přístup k cíli (50) a uvedený distální konec (452) energii vedoucí části (430), prostředek (425) reagující na energii přitom rozptyluje viditelné světlo, kdykoliv je prostředek (440) pro podkožní přístup k cíli (50) v axiálním vyrovnání s energetickým paprskem (66).

2. Invazivní nástroj podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že uvedený prostředek (440) pro podkožní přístup k cíli (50) je kolineární a koaxiální s uvedenou podlouhlou energií vedoucí části (430).

3. Invazivní nástroj podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že energetický paprsek (66) zahrnuje viditelné světlo, a uvedená podlouhlá energii vedoucí část (430) je opatřena energií vedoucím kanálkem (445) pro vedení tohoto viditelného světla, přičemž uvedený prostředek (425) reagující na energii reaguje na viditelné světlo.

4. Invazivní nástroj podle nároku 3, **vyznačující se tím**, že uvedeným viditelným světlem je laserové světlo.

5. Invazivní nástroj podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že je nástrojem (10) pro biopsii a uvedený prostředek (440) pro podkožní přístup k cíli (50) je jehla (16) pro biopsii, spojená s tímto nástrojem (10) pro biopsii.
6. Invazivní nástroj podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že je injekční stříkačkou a uvedený prostředek (440) pro podkožní přístup k cíli (50) je jehla spojená s touto injekční stříkačkou.
7. Invazivní nástroj podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že je vrtacím nástrojem (500) a uvedený prostředek (440) pro podkožní přístup k cíli (50) je vrtací korunka (524).
8. Invazivní nástroj podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že uvedený prostředek (440) pro podkožní přístup k cíli (50) je jehla.
9. Invazivní nástroj podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že uvedený prostředek (440) pro podkožní přístup k cíli (50) je propichovací kanyla (16).
10. Invazivní nástroj podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že uvedený prostředek (440) pro podkožní přístup k cíli (50) je vrtací korunka.
11. Invazivní nástroj podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že uvedený prostředek (440) pro podkožní přístup k cíli (50) je vrtací prostředek.
12. Invazivní nástroj podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že uvedená podlouhlá světlo vedoucí část (430) je dutý, opakní válec.
13. Nástroj pro zavedení jehly do těla pro použití se zobrazovacím systémem (60) majícím prostředky pro směřování paprsku světla do předem zvoleného cíle uvnitř těla a nástroj (400) mající vstupní bod paprsku světla, **vyznačující se tím**, že nástroj zahrnuje:
- podlouhlou světlo vedoucí část (430) mající distální konec a proximální konec, tato podlouhlá světlo vedoucí část (430) je upravena pro přijetí dopadajícího paprsku světla na uvedeném proximálním konci a pro vedení tohoto dopadajícího paprsku světla k uvedenému distálnímu konci;
- jehlovou část (24) kolineární a koaxiální s uvedenou podlouhlou světlo vedoucí částí (430); a
- prostředek (40) reagující na světlo, vložený mezi uvedenou jehlovou část (24) a distální konec podlouhlé světlo vedoucí části (430), pro rozptýlení viditelného světla, kdykoliv je podlouhlá světlo vedoucí část (430) v axiálním vyrovnání s dopadajícím paprskem světla.
14. Nástroj podle nároku 13, **vyznačující se tím**, že uvedeným nástrojem je jehla pro biopsii.
15. Nástroj podle nároku 14, **vyznačující se tím**, že uvedená jehla pro biopsii zahrnuje propichovací kanylový prostředek a sondážní prostředek (15).
16. Způsob monitorování vyrovnání nástroje s viditelným světelným paprskem, **vyznačující se tím**, že zahrnuje kroky:
- a) vytvoření viditelného světelného paprsku;

- b) vytvoření nástroje majícího podlouhlou světlo vedoucí část, přičemž tato podlouhlá světlo vedoucí část má distální konec a proximální konec a je upravena pro přijetí viditelného světelného paprsku na uvedeném proximálním konci a pro vedení tohoto přijatého světla od proximálního konce k uvedenému distálnímu konci; pronikající část kolineární a koaxiální s uvedenou světlo vedoucí částí; světlo rozptylující prostředek vložený mezi uvedenou pronikající část a uvedený distální konec světlo vedoucí části pro rozptylování viditelného světla, kdykoliv je pronikající část v axiálním vyrovnání s viditelným světelným paprskem;
- c) vizuálního pozorování světlo rozptylujícího prostředku pro monitorování, zda viditelné světlo je či není rozptýleno;
- d) nastavování polohy uvedeného nástroje vzhledem k uvedenému viditelnému světelnému paprsku tak, že uvedený světlo rozptylující prostředek rozptyluje viditelné světlo.
- 15 17. Způsob podle nároku 16, **vyznačující se tím**, že krok monitorování provádí člověk.
18. Způsob podle nároku 16, **vyznačující se tím**, že krok monitorování se provádí elektronickým prostředkem.
19. Způsob podle nároku 16, **vyznačující se tím**, že dále zahrnuje krok udržování polohy uvedeného nástroje vzhledem k uvedenému viditelnému světelnému paprsku tak, že viditelné světlo je kontinuálně rozptylováno z uvedeného světlo rozptylujícího prvku.
- 25 20. Zařízení pro proniknutí k podpovrchovému cíli podél předem stanovené dráhy a v předem stanoveném úhlu pronikání, **vyznačující se tím**, že zahrnuje:
- prostředek pro pronikání povrchu umístěného u jednoho konce tohoto nástroje;
- 30 podlouhlou energii vedoucí část (30) umístěnou na druhém konci nástroje a spojenou s uvedeným propichovacím a pronikajícím prostředkem;
- prostředek pro rozptylování viditelného světla, vložený mezi uvedenou podlouhlou energii vedoucí část a uvedený prostředek pro pronikání povrchu;
- 35 přičemž uvedená podlouhlá energii vedoucí část (30) je upravena tak, že zahrnuje lineárně procházející, energii vedoucí kanálek procházející od proximálního konce uvedené podlouhlé energii vedoucí části a končící uvnitř uvedeného prostředku pro rozptylování viditelného světla, přičemž uvedený lineárně procházející, energii vedoucí kanálek je koaxiální a kolineární s uvedeným prostředkem pro pronikání povrchu.
- 40 21. Zařízení podle nároku 20, **vyznačující se tím**, že uvedeným prostředkem pro pronikání je jehla.
- 45 22. Zařízení podle nároku 20, **vyznačující se tím**, že uvedeným prostředkem pro pronikání je vrtací korunka.
23. Zařízení podle nároku 20, **vyznačující se tím**, že uvedená podlouhlá energii vedoucí část zahrnuje prostředek pro pohánění pronikajícího prostředku směrem k cíli.
- 50 24. Zařízení podle nároku 23, **vyznačující se tím**, že uvedeným prostředkem pro pohánění je motor vrtacího prostředku.

25. Zařízení podle nároku 20, **vyznačující se tím**, že uvedenou podlouhlou energii vedoucí částí je rukojeť a uvedeným lineárně procházejícím, energii vedoucím kanálkem je válcový otvor umístěný uvnitř a procházející od proximálního konce uvedené rukojeti k uvedenému prostředku pro rozptylování viditelného světla.

26. Zařízení podle nároku 20, **vyznačující se tím**, že uvedený světlo rozptylující prostředek je spojovací hlava (25).

27. Zařízení podle nároku 26, **vyznačující se tím**, že spojovací hlava je vyrobena z čirého plastového materiálu.

28. Způsob zajištění přesného vedení podél předem stanovené dráhy invazivního nástroje při invazivních procedurách, ve kterých je nástroj zaváděn axiálně do těla, **vyznačující se tím**, že zahrnuje kroky:

osvětlení předem stanovené dráhy světelným paprskem;

orientování světelného paprsku pro vstup do invazivního nástroje tak, že ze snímacího prostředku, neseného nástrojem, je vyzařováno viditelné světlo, když je nástroj v axiálním vyrovnaní s osvětlenou předem stanovenou dráhou;

vyrovnaní nástroje axiálně se světelným paprskem tak, že z nástroje je vyzařováno viditelné světlo; a

posouvání vyrovnaného nástroje podél předem stanovené dráhy při současném udržování axiálního vyrovnaní nástroje se světelným paprskem prostřednictvím monitorování viditelného světla vyzařovaného z nástroje;

zavedení vyrovnaného nástroje do těla při současném udržování axiálního vyrovnaní nástroje se světelným paprskem prostřednictvím monitorování viditelného světla vyzařovaného z nástroje.

29. Invazivní nástroj v systému zahrnujícím prostředek pro směřování energetického paprsku k předem zvolenému cíli uvnitř těla a ve kterém je invazivní nástroj použit pro přístup k tomuto předem zvolenému cíli prostřednictvím proniknutí povrchu těla a ve kterém energetický paprsek dopadá na povrch těla v požadovaném místě vniknutí a ve kterém směr energetického paprsku indikuje požadovaný úhel a osu pro invazivní nástroj pro vniknutí do těla, **vyznačující se tím**, že zahrnuje:

podlouhlou energii vedoucí částí mající distální konec a proximální konec, tato podlouhlá energii vedoucí část je upravena pro přijetí energetického paprsku na uvedeném proximálním konci a pro vedení tohoto energetického paprsku k uvedenému distálnímu konci;

prostředek pro podkožní přístup k cíli; a

prostředek reagující na energii, který je vložen mezi uvedený prostředek pro podkožní přístup k cíli a uvedený distální konec energie vedoucí části, uvedený prostředek reagující na energii přitom indikuje správné vyrovnaní mezi prostředkem pro podkožní přístup k cíli a energetickým paprskem.

30. Způsob vyrovnaní světelného paprsku a invazivního nástroje v systému zahrnujícím prostředek pro vytvoření světelného paprsku, invazivní nástroj mající snímací prostředek, nesený tímto invazivním nástrojem, a vstupní místo pro světelný paprsek, **vyznačující se tím**, že zahrnuje kroky:

vytvoření světelného paprsku;

5 umístění invazivního nástroje takovým způsobem, že světelný paprsek postupuje do invazivního nástroje skrz místo vstupu; a

sledování odezvy snímacího prostředku, přičemž odezva indikuje buď vyrovnání, nebo stav mimo vyrovnání mezi světelným paprskem a invazivním nástrojem.

10 **31.** Způsob podle nároku 30, **vyznačující se tím**, že dále zahrnuje krok nastavování polohy invazivního nástroje tak, že snímací prostředek indikuje správné vyrovnání mezi světelným paprskem a invazivním nástrojem, když byl v průběhu kroku sledování odezvy snímacího prostředku indikován stav mimo vyrovnání.

15 **32.** Invazivní nástroj upravený pro vyrovnání se světelným paprskem, **vyznačující se tím**, že zahrnuje:

těleso invazivního nástroje, mající místo vstupu pro světelný paprsek;

20 snímací prostředek nesený tělesem invazivního nástroje, přičemž tento snímací prostředek je oddálen od místa vstupu světelného paprsku a zajišťuje indikaci buď vyrovnání, nebo stavu mimo vyrovnání mezi invazivním nástrojem a světelným paprskem; a

25 vodící prostředek sdružený s tělesem invazivního nástroje pro vedení světelného paprsku od místa vstupu ke snímacímu prostředku.

33. Nástroj podle nároku 32, **vyznačující se tím**, že vodící prostředek zahrnuje podlouhlý světlo vedoucí kanálek uvnitř tělesa invazivního nástroje.

30

6 výkresů

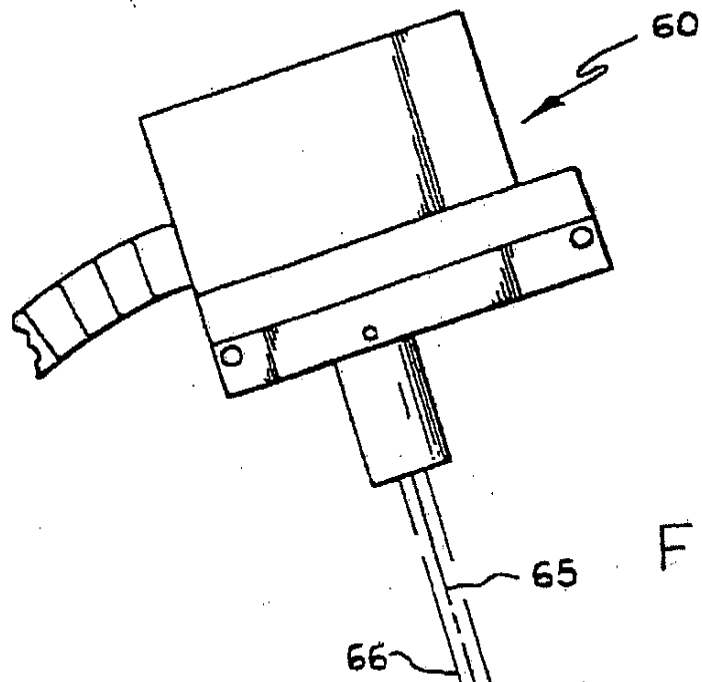


FIG. 1

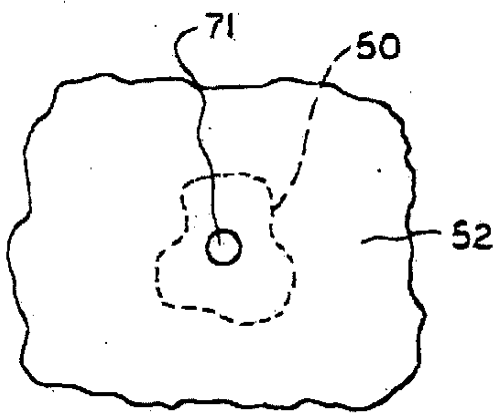
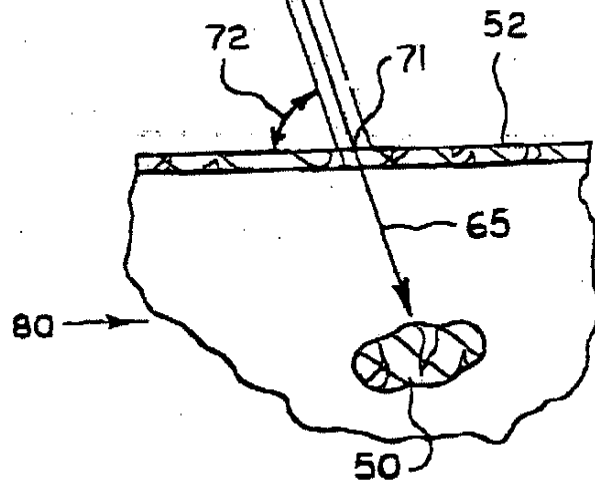


FIG. 1A



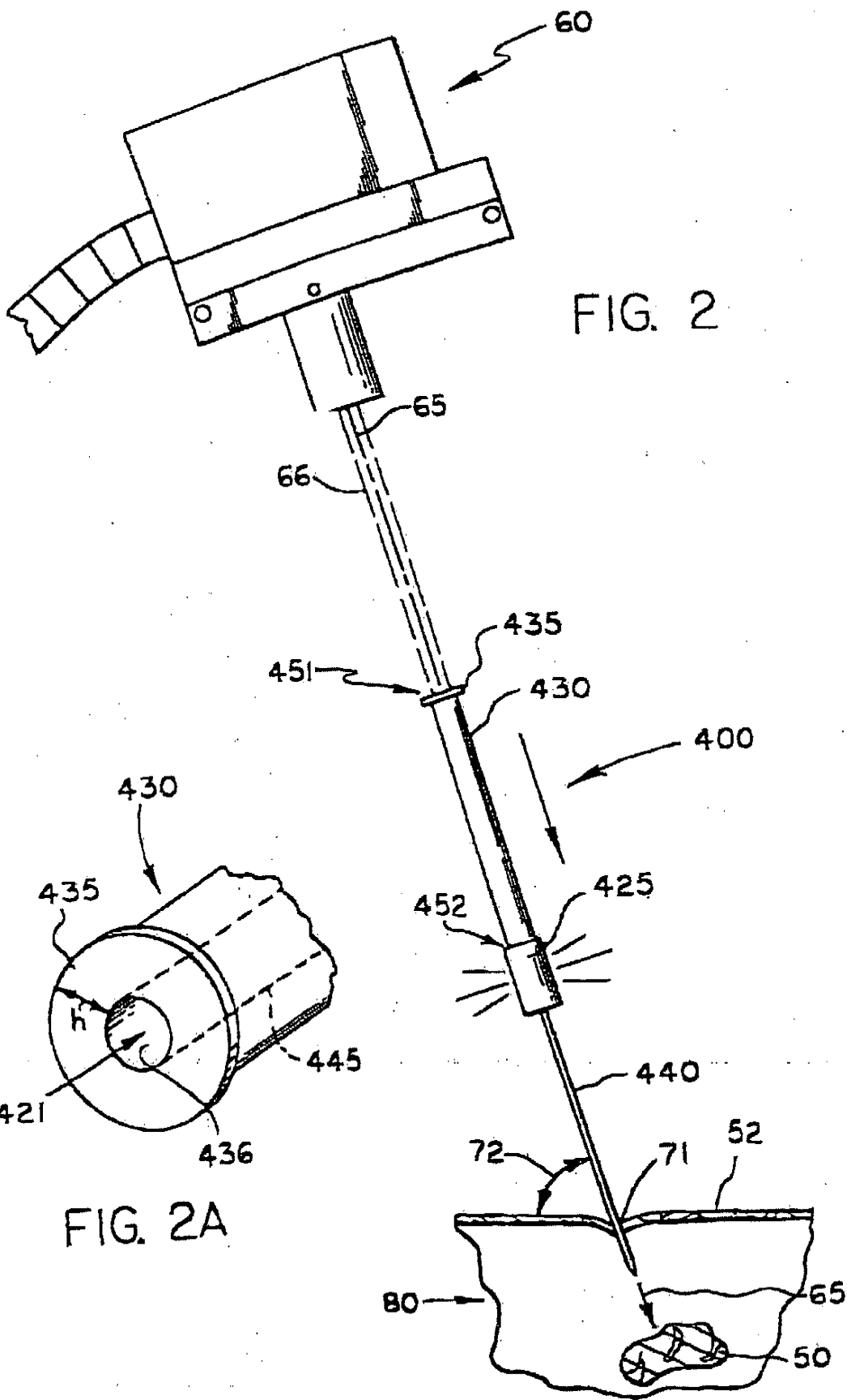


FIG. 2

FIG. 2A

FIG. 3A

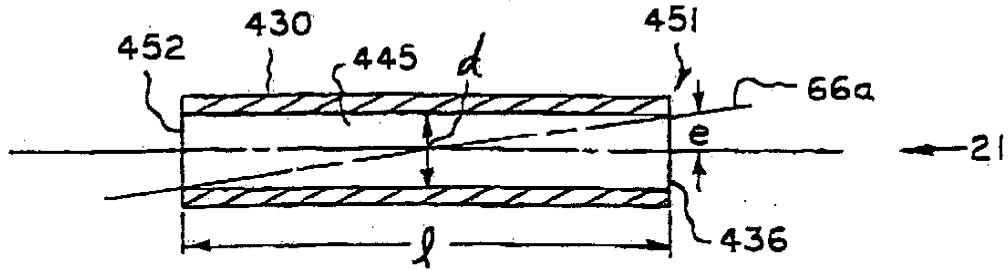


FIG. 3B

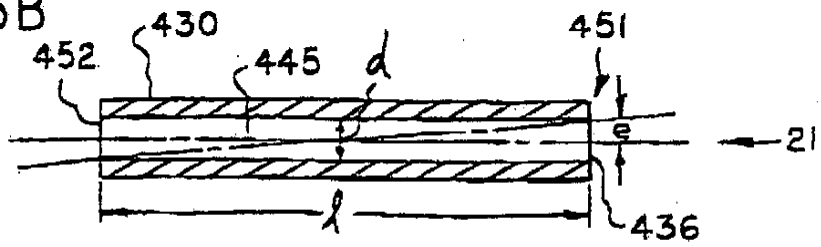
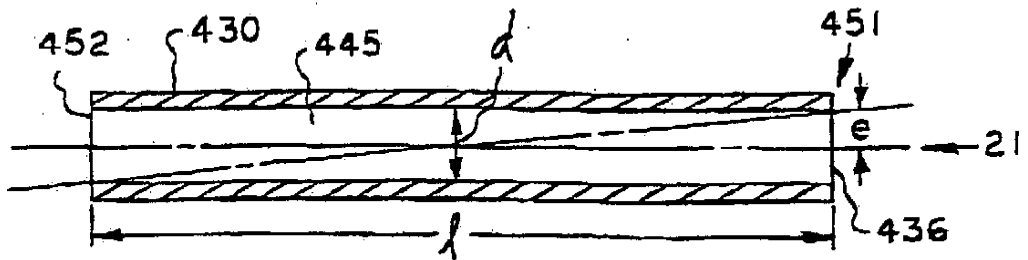


FIG. 3C



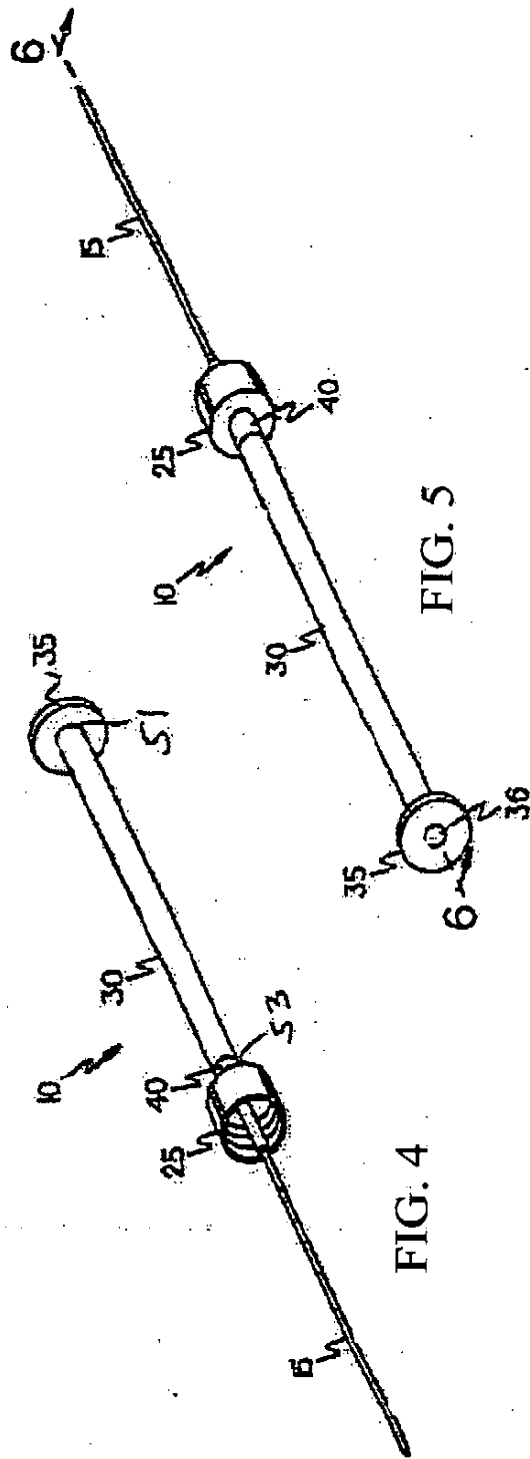


FIG. 4

FIG. 5

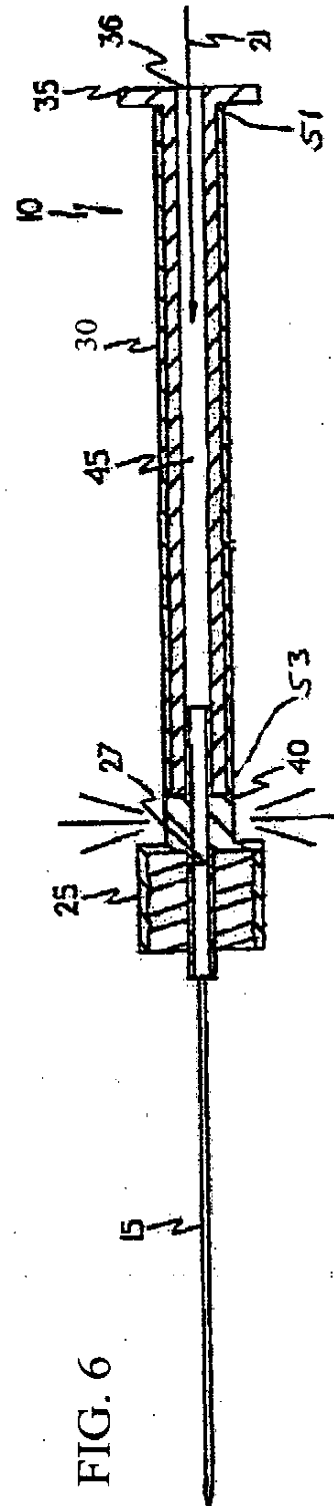


FIG. 6

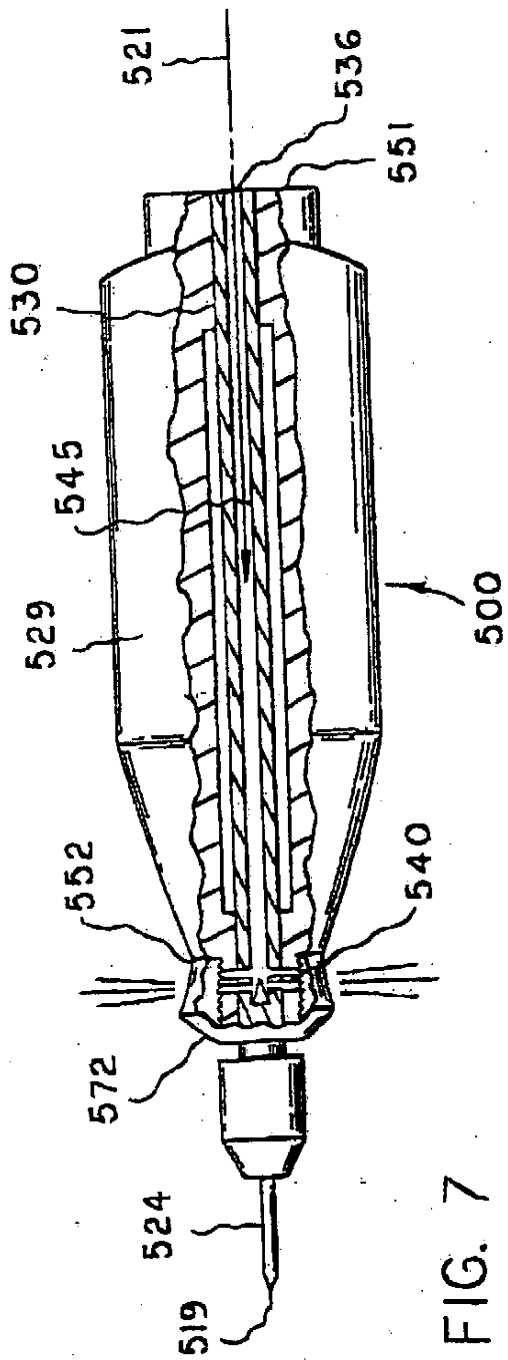


FIG. 7

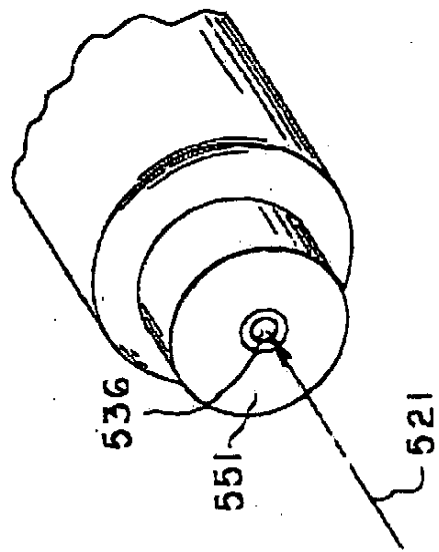


FIG. 7A

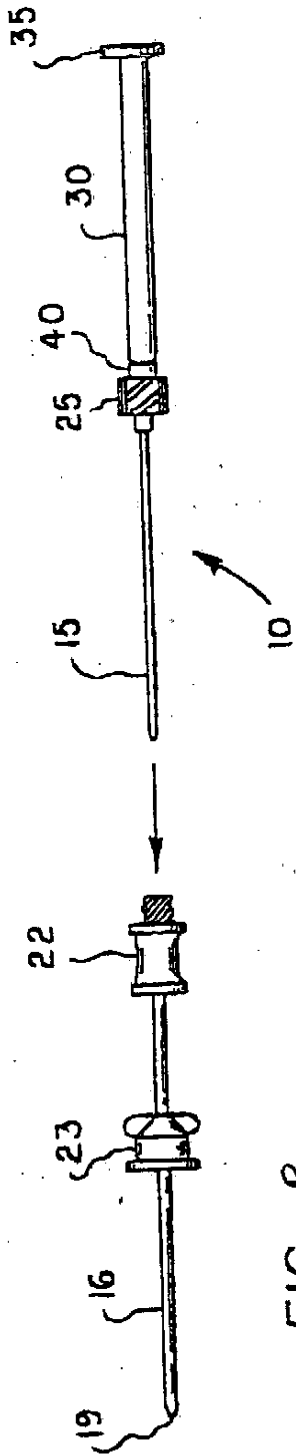


FIG. 8

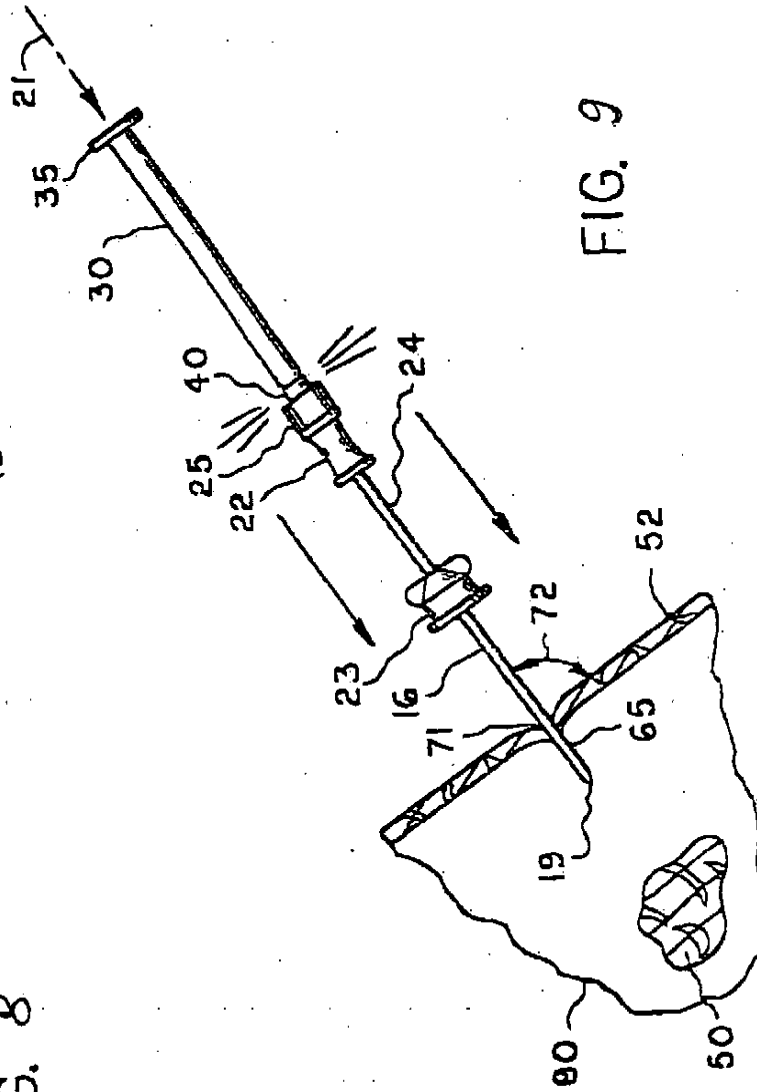


FIG. 9

Konec dokumentu