

PATENTOVÝ SPIS

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLVÉHO
VLASTNICTVÍ

(21) Číslo přihlášky: **2003-3407**
(22) Přihlášeno: **21.06.2002**
(30) Právo přednosti: **27.06.2001 EP 01115511**
(40) Zveřejněno: **17.03.2004**
(**Věstník č. 3/2004**)
(47) Uděleno: **13.12.2012**
(24) Oznámení o udělení ve Věstníku: **23.01.2013**
(**Věstník č. 4/2013**)
(86) PCT číslo: **PCT/EP2002/006900**
(87) PCT číslo zveřejnění: **WO 2003/002039**

(11) Číslo dokumentu:

303 635

(13) Druh dokumentu: **B6**

(51) Int. Cl.:
A61F 2/38 (2006.01)

(56) Relevantní dokumenty:

EP 0 410 237 A; FR 2 760 352 A; US 4 888 021 A; EP 0 539 654 A.

(73) Majitel patentu:

WALDEMAR LINK GMBH & CO. KG, Hamburg, DE

(72) Původce:

Keller Arnold, Kayhude, DE

(74) Zástupce:

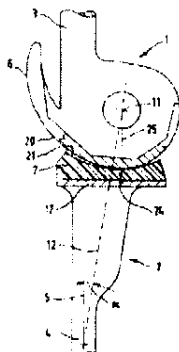
PATENTSERVIS PRAHA a.s., Jivenská 1273, Praha 4,
14000

(54) Název vynálezu:

Propojená kolenní protéza s rotačním uložením

(57) Anotace:

Kolenní protéza sestávající ze stehenní části (1) s pevně vzájemně spojenými kondylárními kluznými plochami (20), z bérce části (2) s neotočně s ní spojeným bérceovým plát (7), které je opatřeno bérceovými kluznými plochami (21) spolupracujícími s kondylárními kluznými plochami (20), a se spojovacím zařízením (10), které se stehenní částí (1) tvoří ložisko (11) ohybu a s bérceovou částí (2) rotační uložení (12), jehož osa (12) je oproti směru holeně (5) skloněna. Pro dosažení příznivějšího rozdělení sil v protéze a stavěcí síly směřující zpět při rotaci částí protézy je provedeno takové uspořádání, že normála (25) na oblast (24) bérceových kluzných ploch (21) spolupracujících s kondylárními kluznými plochami (20), kde se přenáší v natažené poloze nohy hlavní zátěž, je v bočním pohledu, resp. ve svislém řezu skloněna vůči směru (5) průběhu holeně méně než osa (12) rotačního uložení.



CZ 303635 B6

Propojená kolenní protéza s rotačním uložením

Oblast techniky

5

Vynález se týká propojené kolenní protézy s rotačním uložením, a to takového typu kolenní protézy, která je vybavena propojovacím zařízením tvořícím s femorální, tj. stehenní komponentou uložení ohybu a s tibiální, tj. bérceovou komponentou rotační uložení.

10

Stav techniky

Jsou známy kolenní protézy, jejichž stehenní a bérceové komponenty mají vzájemně rozdílné stupně volnosti pohybu. Čím menší je zbylá stabilita kolena opatřeného protézou, tím více musí protéza plnit svou stabilizační funkci a tím je i menší počet stupňů volnosti, které uskutečňují relativní pohyb mezi oběma komponentami, a obráceně. Omezení stupňů volnosti se dosahuje propojovacím zařízením působícím mezi femorální a tibiální složkou, opatřeným uložením ohybu a rotačním uložením. Uložení ohybu určuje pohyb složek protézy kolem příčné osy při ohybu. Rotační uložení, jehož osa probíhá zhruba rovnoběžně s holenní kostí, umožňuje určitou rotaci kolem svislé osy.

20

Osové díly se přenášejí z kluzných ploch zakončení femorální složky na spolupracující tibiální kluzné plochy na horní straně tibiálního platá. Je nutno rozlišovat mezi dvěma skupinami protéz. U protéz první skupiny obsahuje rotační uložení platá, otočné vzhledem k bérceové složce, kde horní kluzná plocha spolupůsobí pouze při ohybu kluzných ploch stehenního zakončení – viz spisy DE-B 233 42 65, DE-A 263 68 16, EP-A 716 839, US-A 4 888 021 a US-A 5 370 701. U protéz druhé skupiny je platá na straně bérce neotočně spojeno s bérceovou komponentou – viz spisy US-A 5 131 521, EP-B 410 237, EP-B 539 654 a EP-A 791 343. Předložený vynález se vztahuje na tuto druhou skupinu.

30

V tomto případě se relativní pohyb mezi kluznými plochami stehenních zakončení a kluznými bérceovými plochami neuskutečňuje jen při ohybu, ale i při rotačním pohybu. Aby bylo dosaženo styku s přenášením síly při rotačním pohybu kluzných ploch stehenního zakončení s příslušnými oblastmi kluzných ploch na bérceové straně, je podle dosavadního stavu techniky nutné takové provedení protézy, kdy jsou oblasti kluzných ploch na bérceové straně v podstatě kolmé na osu rotace. To platí minimálně pro tu oblast pohybu, kdy dochází k přenosu zatížení. To je obecně napřímená poloha nebo poloha při malém ohybu v blízkosti napřímené polohy. Podmínka v podstatě kolmé orientace bérceových kluzných ploch v této oblasti přenosu zatížení vzhledem k ose rotace byla dosud zohledňována i tehdy, když směr osy rotace byl vzhledem k ose holenní kosti skloněn, takže nesměřoval na kotník, nýbrž na náslapnou plochu nohy – viz spis EP-B 410 327. Přitom je bérceová kluzná plocha skloněna stejně jako osa rotace, a to směrem dozadu. To přináší podstatné nevýhody pro namáhání rotačního ložiska. Sklon bérceové kluzné plochy dozadu vede totiž k vzniku horizontální silové složky, která zatěžuje rotační ložisko momentem působícím kolem horizontální osy a tím je vystavuje zvýšenému opotřebení.

45

Podstata vynálezu

Vynález odstraňuje tuto nevýhodu a přináší propojenou kolenní protézu s rotačním uložením, sestávající ze stehenní části s pevně vzájemně spojenými kondylárními kluznými plochami, z bérceové části s neotočně s ní spojeným bérceovým platá, které je opatřeno bérceovými kluznými plochami spolupůsobícími s kondylárními kluznými plochami, a spojovacím zařízením, které tvoří se stehenní částí uložení ohybu a s bérceovou částí rotační uložení, jehož osa je oproti směru průběhu holeně skloněna, přičemž podstata vynálezu spočívá v tom, že normála na oblast bérceových kluzných ploch, spolupůsobících v natažené poloze při hlavním přenosu zatížení s kondy-

55

lární kluznou plochou, je v bočním pohledu, resp. ve svislém řezu oproti směru průběhu holeně méně skloněna než osa rotačního uložení.

Podstatou je také to, že úhel mezi normálou a směrem průběhu holeně není větší než polovina úhlu mezi osou rotačního uložení a směrem průběhu holeně, jakož i to, že normála probíhá zhruba rovnoběžně se směrem průběhu holeně, nebo že bérková kluzná plocha je v interkondylární oblasti zvýšena.

Ačkoliv osa rotace probíhá ve sklonu, není bérková kluzná plocha podle vynálezu opatřena příslušným sklonem, což se kinematicky zdá rozporuplné, protože při rotaci je vyloučen symetrický přenos síly přes obě koncové plochy. Dosahuje se tím jednak zábrany vzniku uvedené horizontální silové složky a tím způsobeného dodatečného namáhání rotačního uložení a jednak má vynález tu výhodu, že rotační pohyb komponent protézy je stále spojen se vznikem dozadu směřující síly. Při rotaci se vždy jeden bod koncových stehenních zakončení pohybuje na bérkové kluzné ploše dopředu a druhý bod dozadu. Protože bérková kluzná plocha neprobíhá kolmo na osu rotace, dochází k tomu, že jeden z koncových styčných bodů mění při tomto posuvu svou výškovou polohu vzhledem k rotačnímu uložení při porovnání s předcházejícím stavem. Snaha vrátit se při zatížení do spodní polohy pak vyvolá vznik dozadu směřující síly.

Výhodné je i uvedené provedení, kdy probíhá bérková kluzná plocha zhruba kolmo na směr holenní kosti. Přesněji řečeno, směr normály k bérkové kluzné ploše je s holení rovnoběžný. Přitom záleží na tom místě kluzné plochy na bérkové straně, na kterém dochází k hlavnímu přenosu zatížení z stehenního zakončení ba bérkovou kluznou plochu v narovnaném stavu protézy. Vynálezecká myšlenka se však uplatňuje i tehdy, kdy bérková kluzná plocha probíhá v mírném sklonu, zvláště tehdy, není-li úhel mezi zmíněnými normálami a směrem průběhu holeně větší než polovina úhlu mezi osou rotačního uložení a směrem průběhu holeně.

Skutečnost, že v důsledku rozdílů úhlů mezi směrem osy rotačního uložení a zmíněnými normálami dochází ke vzniku dozadu směřující síly působící na složky protézy, nemění nic na tom, že je nutno rezignovat na další prostředky pro vznik takovéto síly. Zvláště je možno uspořádat mezi oběma oblastmi bérkové kluzné plochy, které spolupůsobí s oběma částmi stehenních zakončení, zvýšené střední žebro, známé ze spisu DE 274 47 10.

35 Přehled obrázků na výkrese

Příkladné provedení propojené kolenní protézy s rotačním uložení podle vynálezu je znázorněno na přiloženém výkrese, kde představuje obr. 1 pohled na protézu zezadu, obr. 2 řez a obr. 3 bokorys protézy.

40 Příklady provedení vynálezu

Protéza obsahuje stehenní část 1 a bérkovou část 2, které jsou zakotveny trny 3, 4 ve stehenní, resp. holenní kosti. Směr 5 trnu 4 je směrem průběhu holen. Zatížení se přenáší v každé poloze ohybu ze stehenní části 1 na bérkovou část 2 stehenními samícemi 6 a bérkových platů 7. Za účelem vzájemné stabilizace je spojena stehenní část 1 s bérkovou částí 2 pomocí vloženého spojovacího zařízení 10, vytvořeného jako propojovací zařízení se stehenní částí 1 a tvořícího kloub, jehož osa souhlasí s osou 11 uložení ohybu a tvoří s bérkovou částí 2 rotační uložení s osou 12 rotace. Rotační uložení sestává z čepu 15 vloženého spojovacího zařízení 10 a otvoru 13 v bérkové části 2, které je opatřeno kluzným pouzdem 14, např. z polyetylenu, v němž je kluzně uložen čep 15. Osa 12 rotace svírá se směrem 5 průběhu holeně protézy ve svislé rovině úhel α , který v zobrazeném případě je 9° a obecně mezi 4° a 15° .

5 Stehenní sanice 6 stehenní části 1 jsou na místě přirozených rozšířených zakončení, tj. kondyl. Jími vytvořené kluzné plochy 20 se proto označují jako kondylární kluzné plochy 20. V bočním pohledu jsou vytvářeny do kruhového oblouku. V tomto případě je osa zakřivení shodná s osou 11 uložení ohybu. Mohou být též vytvořeny polycentricky, pro dosažení poměrů blízcích se přirozenému uspořádání.

10 Bércové plató 7 je pevně drženo na desce 17 bércové části 2. Je proto s výhodou proti nadzvednutí drženo např. šrouby. Obsahuje zadní výřez 18, který v součinnosti s límcem 19 spojovacího zařízení 10 tvoří zajištění čepu 15 v rotačním uložení.

Bércové plató 7 je opatřeno na horní straně bércovou kluznou plochou 21. Vytváří tak pro každou kondylární kluznou plochu 20 oblast kluzného styku. Mezi nimi vytváří bércové plató 7 prvotní zvýšenou oblast 22, zasahující do interkondylární drážky 23 stehenní části 1.

15 Bércová kluzná plocha 21 bércového plató 7 je v bočním pohledu nebo ve svislém řezu účelně zaoblena konkávně, aby se přiblížila víceméně tvaru kondylárních kluzných ploch 20. Tím se dosáhne snížení plošného tlaku. Je sice možná i úplná tvarová shoda, ale ve většině případů není ani nutná, ani žádoucí. Naproti tomu je v čelním řezu výhodné provést tvarovou shodu kondylárních a bércových kluzných ploch 20, 21, přičemž se předpokládá, že ve vztahu k ose 12 rotace
20 zaujímají neutrální polohu odpovídající stavu napřímené nohy.

Je-li bércové plató 7 pevně uspořádáno na bércové části 2, je relativní poloha kondylárních a bércových kluzných ploch 20, 21 určena osou 11 uložení ohybu. Je-li poloměr zakřivení bércové kluzné plochy 21 větší než poloměr zakřivení kondylární kluzné plochy 20, jsou tím zvoleny
25 takové geometrické poměry, že teoretický bod styku při rotaci částí protézy leží na místě bércové kluzné plochy 21, jejíž normála 25, tj. čára probíhající kolmo na plochu v příslušné oblasti 24 probíhá zhruba rovnoběžně se směrem 5 průběhu holeně. Toto místo a příslušná normála jsou na obr. 3 označeny vztahovými značkami 24, 25. Jsou-li, odlišně od znázorněného provedení, poloměry zakřivení kondylárních a bércových ploch 20, 21 ve svislém řezu stejné, nerozdělí se celko-
30 vý přenos zatížení po celé teoretické styčné ploše. Spíše se vytvoří místo hlavního přenosu zatížení. To má obecně v napřímené a stojaté poloze zhruba horizontální průběh. I pro něj platí, že normála probíhá zhruba rovnoběžně se směrem průběhu holeně.

Je-li, na rozdíl od znázorněného provedení, bércové plató 7 oproti bércové části 2 uspořádáno při
35 ohybu pohyblivě dopředu a zpět, nastaví se bércové plató 7 vždy tak, že bércová kluzná plocha 21 probíhá v bodě největšího přenosu síly zhruba rovnoběžně s vodící rovinou bércového plató 7. Normála 25 tak v hlavní oblasti přenosu zatížení probíhá kolmo na vodící plochu.

40 Ve všech těchto případech vynález vyžaduje, aby byla konstrukce uspořádána tak, že normála 25 je v místě hlavního přenosu zatížení v bočním pohledu méně skloněna než osa 12 rotačního uložení. Představíme-li si směr průběhu holeně jako vertikální, měla by být bércová kluzná plocha 21 na tomto místě zhruba horizontální.

45 Jsou-li části 1, 2 protézy ve vztahu k ose 12 nepootočený – neutrální poloha, jak je tomu zpravidla v případě natažené polohy, leží obě kondylární kluzné plochy 20 při přenosu síly na příslušných oblastech bércové kluzné plochy 21. Dojde-li k rotaci kolem osy 12 mezi částmi 1, 2 protézy a kluznými plochami 20, 21, vznikne relativní posun v bodě 24 na sobě ležící oblasti kluzného styku ve směru dopředu, resp. zpět. Probíhala-li by normála 25 v této oblasti rovnoběžně s osou 12 rotace, jak je známo, nedošlo by přitom k žádné podstatné změně výšky příslušných bodů kondylární kluzné plochy 20 ve vztahu k rotačnímu uložení. Protože však podle
50 vynálezu má normála 25 na tuto oblast jiný směr než osa 12 rotace, jsou kluzné plochy 20, 21 na příslušném místě oproti směru obvodu skloněny. Z toho vyplývá, že na jedné kondylární straně dojde k nucenému zdvihu kondylární kluzné plochy 20 ve vztahu k bércové části 2 protézy. Pod zatížením má proto uspořádání snahu vrátit se zpět do neutrální rotační polohy.

55

Vynález má dále tu výhodu, že směr normály 25 je ve většině případů zatížení shodný se směrem zatížení. Vzniklé síly probíhající kolmo na něj a z toho vyplývající momenty ohybu působící na rotační uložení 13, 14, 15 zůstávají proto menší, než by tomu bylo v případě, že by příslušná oblast kluzných ploch byla skloněna tak, jako osa 12 rotace.

Průmyslová využitelnost

Vynález je využitelný při výrobě kolenních protéz

PATENTOVÉ NÁROKY

1. Propojená kolenní protéza s rotačním uložením, sestávající ze stehenní části (1) s pevně vzájemně spojenými kondylárními kluznými plochami (20), z bércevé části (2) s neotočně s ní spojeným bérceovým plátó (7), které je opatřeno bérceovými kluznými plochami (21) spolupůsobícími s kondylárními kluznými plochami (20), a spojovacím zařízením (10), které tvoří se stehenní částí (1) uložení ohybu a s bérceovou částí (2) rotační uložení (12, 13, 14), jehož osa (12) je oproti směru (5) průběhu holeně skloněna, **v y z n a č u j í c í s e t í m**, že normála (25) je na oblast (24) bérceových kluzných ploch (21), spolupůsobících v natažené poloze při hlavním přenosu zatížení s kondylární kluznou plochou (20) v bočním pohledu, resp. ve svislém řezu oproti směru (5) průběhu holeně méně skloněna než osa (12) rotačního uložení (12, 13, 14).

2. Protéza podle nároku 1, **v y z n a č u j í c í s e t í m**, že úhel mezi normálou (25) a směrem (5) průběhu holeně není větší než polovina úhlu (α) mezi osou (12) rotačního uložení (12, 13, 14) a směrem (5) průběhu holeně.

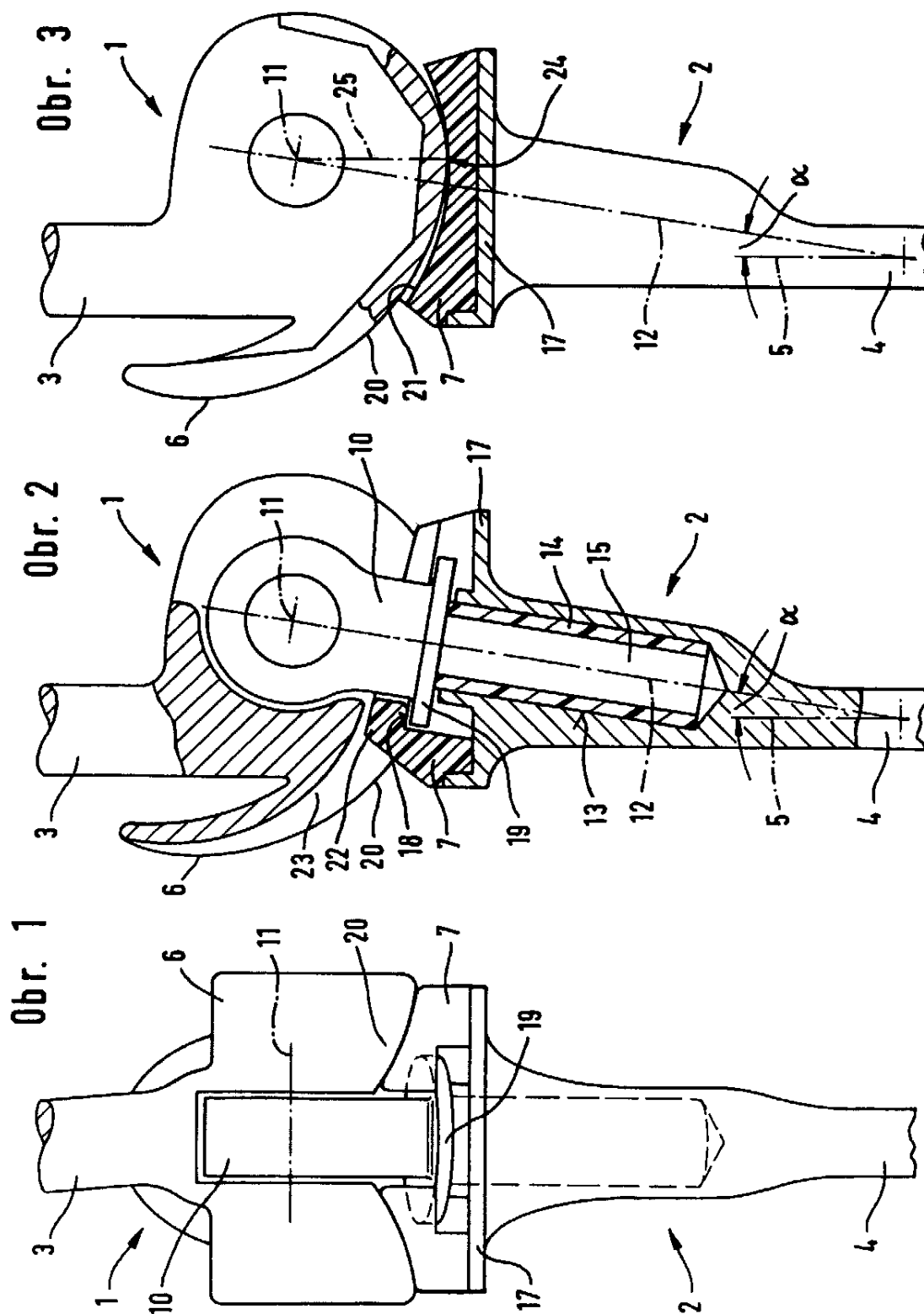
3. Protéza podle nároku 2, **v y z n a č u j í c í s e t í m**, že normála (25) probíhá rovnoběžně se směrem (5) průběhu holeně.

4. Protéza podle jednoho z nároků 1 až 3, **v y z n a č u j í c í s e t í m**, že bérceová kluzná plocha (21) je v interkondylární oblasti (22) zvýšena.

1 výkres

Seznam vztahových značek:

	1 – stehenní část
5	2 – bércová část
	3, 4 – trn
	5 – směr průběhu holeně
	6 – stehenní sanice
	7 – bércové plató
10	10 – spojovací zařízení
	11 – osa ložiska ohybu
	12 – osa rotace
	13 – otvor
	14 – kluzné pouzdro
15	15 – čep
	17 – deska
	18 – zadní výřez
	19 – límec
	20 – kluzná plocha
20	21 – bércová kluzná plocha
	22 – zvýšená oblast
	23 – interkondylární drážka
	24 – oblast
	25 – normála
25	α – úhel.



Konec dokumentu