



národní  
úložiště  
šedé  
literatury

## **Návrh totální náhrady kolenního kloubu s rotační polyetylenovou vložkou**

Stehlík, J.  
2006

Dostupný z <http://www.nusl.cz/ntk/nusl-35341>

Dílo je chráněno podle autorského zákona č. 121/2000 Sb.

Tento dokument byl stažen z Národního úložiště šedé literatury (NUŠL).

Datum stažení: 11.07.2024

Další dokumenty můžete najít prostřednictvím vyhledávacího rozhraní [nusl.cz](http://www.nusl.cz) .



**Institute of Computer Science**  
**Academy of Sciences of the Czech Republic**

## **Návrh totální náhrady kolenního kloubu s rotační polyetylénovou vložkou**

Jiří Stehlík, Jiří Nedoma

Technical report No. 957

May 2006



**Institute of Computer Science**  
**Academy of Sciences of the Czech Republic**

## **Návrh totální náhrady kolenního kloubu s rotační polyetylénovou vložkou**

Jiří Stehlík, Jiří Nedoma

Technical report No. 957

May 2006

### Abstrakt:

In the paper the analyses of effect of axial changes on the weight-bearing total knee replacenet (TKRs) in frontal and sagital planes are shortly discussed. On the basis of obtained numerical results two rotary types of TKRs are presented and discussed.

### Keywords:

Total knee replacement (TKR), axial changes, rotary TKR.

# 1 Úvod

Cílem této studie je na základě numerických výsledků publikovaných ve výzkumných zprávách TR 950 a TR 951 Ústavu informatiky AV ČR, v pracích [4], [5], zprávě ke grantovému projektu prvního z autorů a následnou analýzou numerických výsledků (jež porovnávala biomechanické vlivy různých stupňů zatížení tibiálního plata u kolenního kloubu po totální náhradě (TKR)) a jejich zhodnocením, navrhnout nový typ TKR s rotačním umělohmotným platem.

Při pokročilé destrukci kloubních ploch kolenního kloubu je vhodná totální náhrada kolenního kloubu (total knee replacement - TKR). Současná nabídka implantátů náhrad kolenního kloubu je velmi široká a umožňuje ošetřit nejen povrchy femuru a tibie, ale i pately a případně částečně nahradit funkci kloubních vazů pomocí interkondylické zarážky.

Dosažení optimálního, tj. symetrického, rozložení zátěže působícího na tibiální komponentu TKR kolenního kloubu je prvořadým požadavkem. Stejně důležité jako rovnoměrné rozložení sil ve frontální rovině je vyvážené rozložení zátěže i v předozadní, tj. sagitální rovině.

O tlakových poměrech v kloubu v sagitálním směru po totální náhradě rozhoduje sklon resekce proximální tibie, kontraktura zadního zkříženého vazů a kloubního pouzdra, dorzální osteofyty, zvýšené napětí svalových úponů. Tyto faktory mohou znamenat trvalé zvýšení tlaku v zadní části kloubu. Případná nevyváženost v obou rovinách jsou faktory které zásadním způsobem ovlivňují životnost implantátu a jsou především závislé na vlastní technice implantace. Přetížení zadní části tibiálního plata stejně jako nevyváženost v obou kompartmentech (mediálního a laterálního) vede k jeho rychlému opotřebení a značnému otěru polyetylénové vložky náhrady. Nedodržení techniky při operačním postupu a chybné výsledné postavení TKR pak vede k destrukci implantátu.

Při revizních operacích totálních náhrad kolenních kloubů se zjišťuje značné poškození mediální-zadní části polyetylénové vložky, způsobené přetížením při chybném sklonu resekce resp. nevyváženosti tlaku na obou částech kloubu. Výrazný otěr (který v krajních případech má za následek až prochození polyetylénové vložky) způsobí, že otěrem uvolněné polyetylénové resp. kovové částice způsobí vznik otěrového granulomu, který je příčinnou poškození kosti a především příčinou uvolnění kovové části TKR z kostěného lůžka.

## 2 Napětí měkkých částí

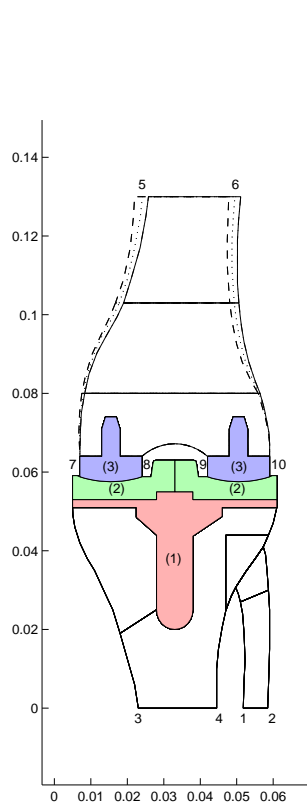
Nedodržení zásad technického postupu ve smyslu vybalancování napětí měkkých tkání především v zadní části kloubu je častou chybou, která znamená, že při zvyšování flexe dochází k narůstání tlakových sil v zadní části tibiálního plata. Není respektována resp. korigovaná předoperačně přítomná flekční kontraktura, vyžadující větší resekci dolního konce femuru, zadní zkřížený vaz je ponechán bez uvolnění ať již v jeho průběhu nebo při úponu na tibii.

## 3 Analýza numerických výsledků

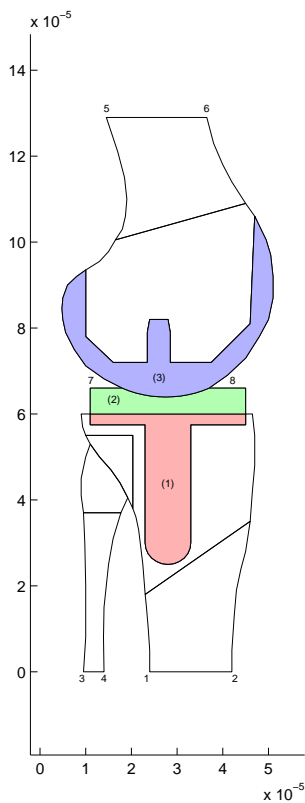
Velkou vypovídající hodnotu pro analýzu totální náhrady kolenního kloubu v závislosti na axiální úchylce mají jednak rozložení horizontální a vertikální složky vektoru posunutí, charakterizující vnitřní posuny hmotných bodů před a po deformaci a rozložení složek tenzoru napětí a hlavní napětí ve femorotibiální části dolní končetiny a jednak normálové a tečné složky vektoru posunutí a vektoru napětí na hranici kontaktu mezi oběma komponentami kloubu. Analýza numerických výsledků při hodnocení osových poměrů skeletu dolní končetiny ve frontální rovině ukázala, že optimální úhel valgozity při resekci dolního konce femuru je cca 7st. První výsledky byly diskutovány ve zprávě ke grantu prvního z autorů, v TR 951 a v pracích [1], [2], ale především v [4], [5] a proto je zde detailně nediskutujeme. Sagitální řez o vlivu axiální úchytky nic nevypovídá, vypovídá však o přetížení zadní části tibiálního plata v předozadním směru a tedy o jeho případném silném opotřebení.

Dodržení vyváženého napětí resp. tlakových sil v sagitální rovině zajišťuje vyváženost umělého kloubu i v předozadní - sagitální rovině. Společně se stranovým vyvážením (medio-laterálním) se tak zásadním způsobem podílí na životnosti totální náhrady.

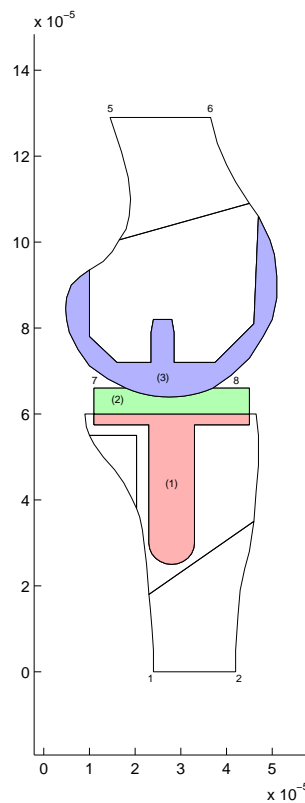
Výsledky matematické simulace zátěže kolenního kloubu s TKR metodou konečných prvků v provedení "nonoverlapping domain decomposition method" s numerickým vyjádřením odchylek tlakového zatížení ve frontální rovině a v předozadním - sagitálním směru a to při různých stupních resekcce dolního konce stehenní kosti ukazují jednotlivé modely přes oba kondyly v různém stupni valgosity při zachování lýtkové kosti (Obr. 3.1, 3.2, 3.3). Z výsledků se dá soudit, že optimální rozložení sil



Obrázek 3.1: Model TKR ve frontální rovině.

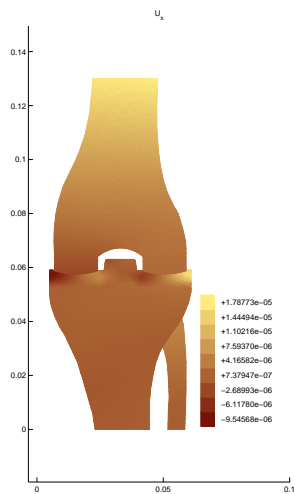


Obrázek 3.2: Model TKR v sagitální rovině, vnější kondyl.

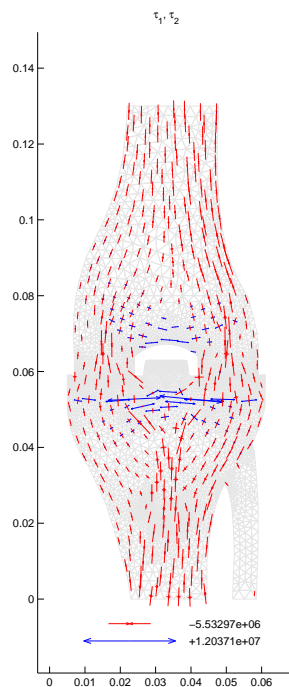


Obrázek 3.3: Model TKR v sagitální rovině, vnitřní kondyl.

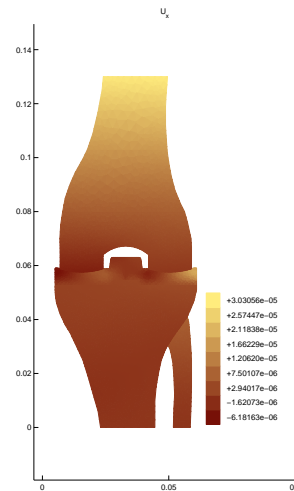
působících na TKR a vyvážený přenos sil v předozadním směru odpovídá případu 7st. Výsledky prokázaly, že zatížení v diafýze je rozloženo rovnoměrně a začíná se měnit až v metafýze, ve které se začínají vydělovat oblasti se zvýšeným tlakem. Epifýza již významně přenáší tlak přes fixační prvky jednotlivých komponent, odlehčení je patrné v mezikondylární jámě. Jednotlivé charakteristiky tahových a tlakových napětí v horizontální a vertikální rovině jsou detailně popsány v [4], [5] a diskutovány také v TR 951 (viz Obr. 3.4-3.9,  $Ux$ ,  $\tau_1$ ,  $\tau_2$  pro 5,7,9 st. ve frontální rovině, Obr. 3.10-3.21,  $Ux$ ,  $\tau_1$ ,  $\tau_2$ ,  $DUn$ ,  $DUt$ ,  $\tau_n$ ,  $\tau_t$  pro 5,7,9 st. v sagitální rovině a pro vnější kondyl). Největší vypovídající hodnotu mají jednak horizontální složka vektoru posunutí  $Ux$  a jednak hodnoty normálových a tečných složek vektorů posunutí  $DUn$ ,  $DUt$  a napětí  $\tau_n$ ,  $\tau_t$  na kontaktu mezi kondyly. Horizontální složka vektoru posunutí je v mezích  $-1.667 \cdot 10^{-5} - -1.748 \cdot 10^{-5} - -1.85 \cdot 10^{-5}$  [m] u vnějšího kondylu při axiálních úchylných 5,7,9st v oblasti zadní části tibiálního plata a v mezích cca mezích  $-1.38 \cdot 10^{-5} - -1.15 \cdot 10^{-5} - -9.20 \cdot 10^{-6}$  [m] v případě vnitřního kondylu v oblasti zadní části tibiálního plata. Výsledky poukazují na vymačkávání umělohmotné vložky v zadní části tibiálního plata, jež je větší u vnějšího kondylu než u vnitřního kondylu a tedy k jejich deformaci a následnému opotřebení. Analýza výsledků tečných složek vektoru posunutí ukazuje, že jsou v mezích cca  $-1.05 \cdot 10^{-5} - -1.1 \cdot 10^{-5} - -1.2 \cdot 10^{-5}$  [m] na vnějším kondylu a v mezích cca  $-0.9 \cdot 10^{-6} - -0.75 \cdot 10^{-6} - -0.6 \cdot 10^{-6}$  [m] v případě vnitřního kondylu, což poukazuje na posuny kloubních komponent v průběhu zatěžování kloubního systému při úchylných 5,7,9st.



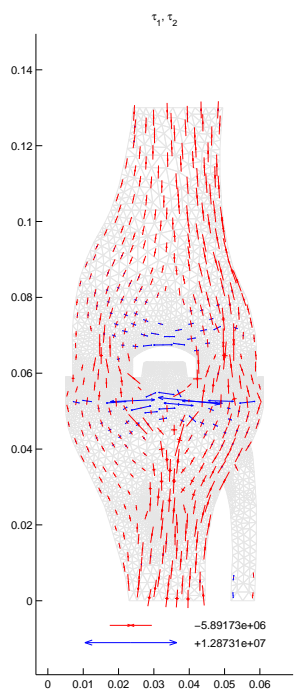
Obrázek 3.4: TKR ve frontální rovině - horizontální složka vektoru posunutí  $U_x$ , případ 5st., vnější kondyl.



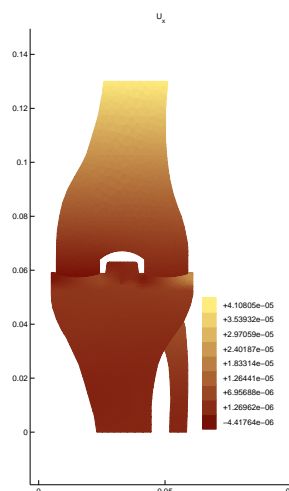
Obrázek 3.5: TKR ve frontální rovině - hlavní napětí  $\tau_1, \tau_2$ , případ 5st., vnější kondyl.



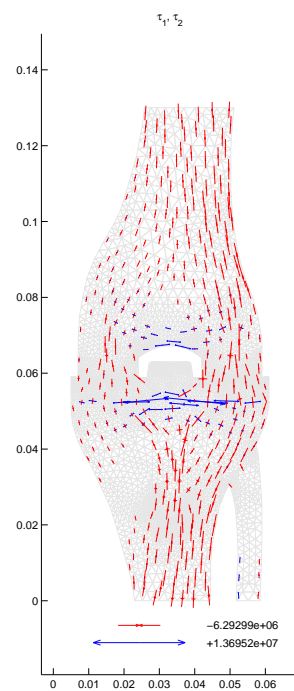
Obrázek 3.6: TKR ve frontální rovině - horizontální složka vektoru posunutí  $U_x$ , případ 7st., vnější kondyl.



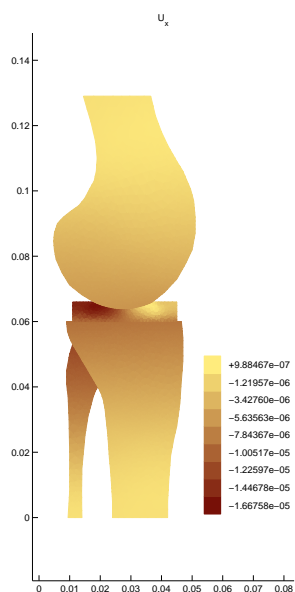
Obrázek 3.7: TKR ve frontální rovině - hlavní napětí  $\tau_1, \tau_2$ , případ 7st., vnější kondyl.



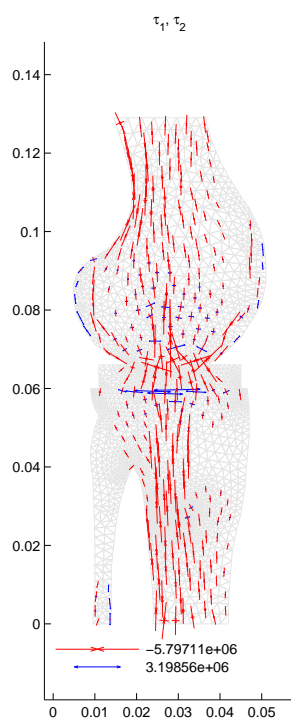
Obrázek 3.8: TKR ve frontální rovině - horizontální složka vektoru posunutí  $U_x$ , případ 9st., vnější kondyl.



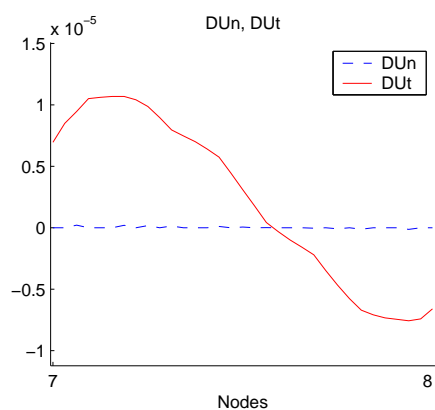
Obrázek 3.9: TKR ve frontální rovině - hlavní napětí  $\tau_1, \tau_2$ , případ 9st., vnější kondyl.



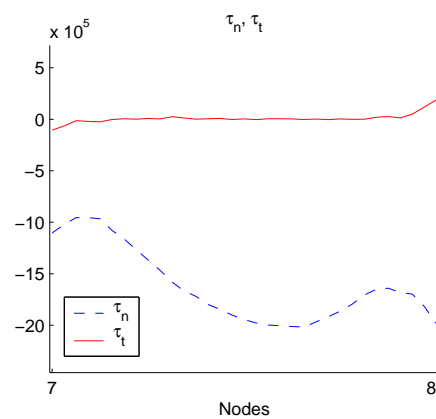
Obrázek 3.10: TKR v sagitální rovině - horizontální složka vektoru posunutí  $U_x$ , případ 5st., vnější kondyl.



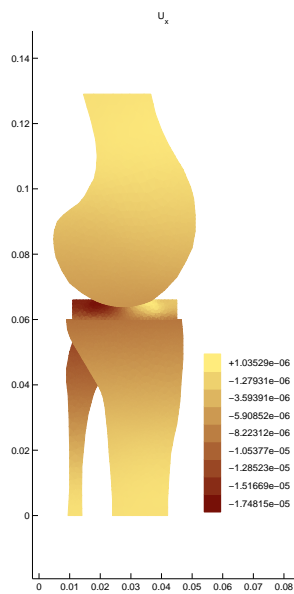
Obrázek 3.11: TKR v sagitální rovině - hlavní napětí  $\tau_1, \tau_2$ , případ 5st., vnější kondyl.



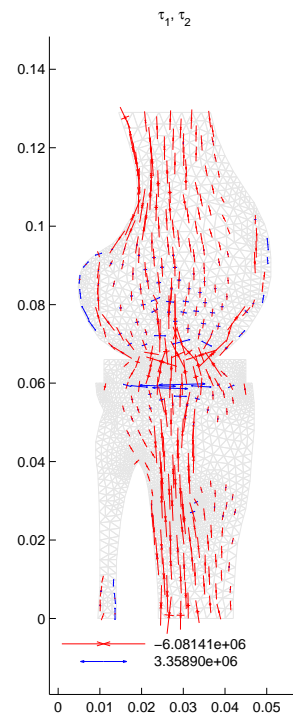
Obrázek 3.12: TKR v sagitální rovině - normálová složka a tečná složka vektoru posunutí  $DUn, DUt$ , případ 5st., vnější kondyl.



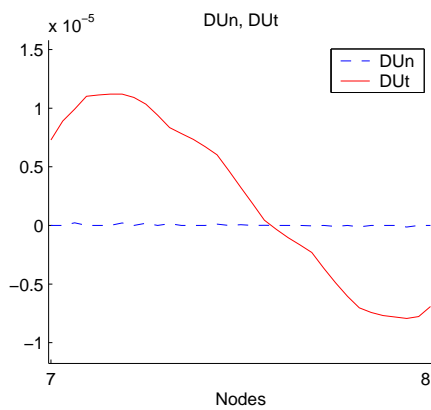
Obrázek 3.13: TKR v sagitální rovině - normálová složka a tečná složka vektoru napětí  $\tau_n, \tau_t$ , případ 5st., vnější kondyl.



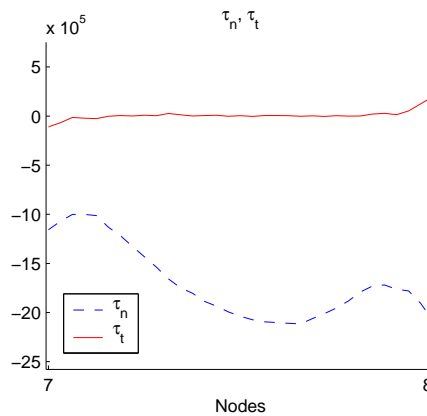
Obrázek 3.14: TKR v sagitální rovině – horizontální složka vektoru posunutí  $U_x$ , případ 7st., vnější kondyl.



Obrázek 3.15: TKR v sagitální rovině – hlavní napětí  $\tau_1, \tau_2$ , případ 7st., vnější kondyl.

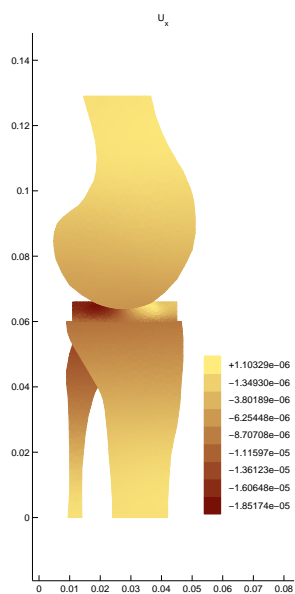


Obrázek 3.16: TKR v sagitální rovině – normálová složka a tečná složka vektoru posunutí  $DUn, DUt$ , případ 7st., vnější kondyl.

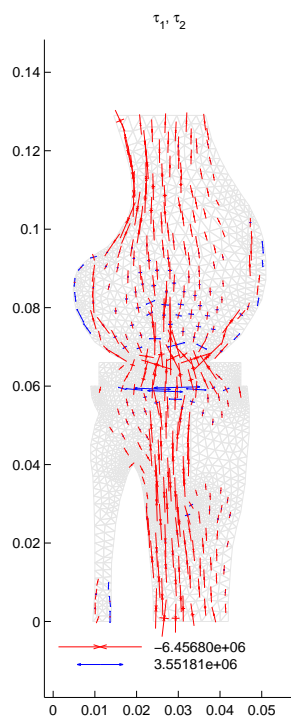


Obrázek 3.17: TKR v sagitální rovině – normálová složka a tečná složka vektoru napětí  $\tau_n, \tau_t$ , případ 7st., vnější kondyl.

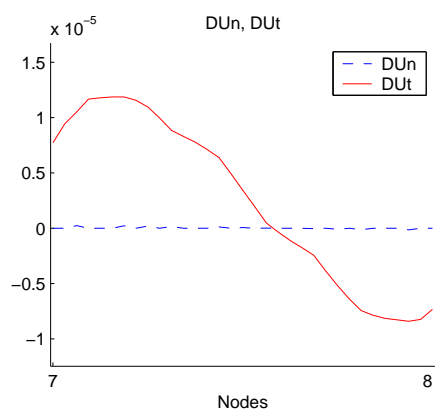




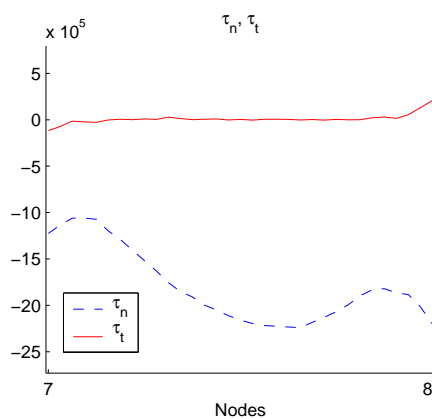
Obrázek 3.18: TKR v sagitální rovině – horizontální složka vektoru posunutí  $U_x$ , případ 9st., vnější kondyl.



Obrázek 3.19: TKR v sagitální rovině – hlavní napětí  $\tau_1, \tau_2$ , případ 9st., vnější kondyl.



Obrázek 3.20: TKR v sagitální rovině – normálová složka a tečná složka vektoru posunutí  $DU_n, DU_t$ , případ 9st., vnější kondyl.

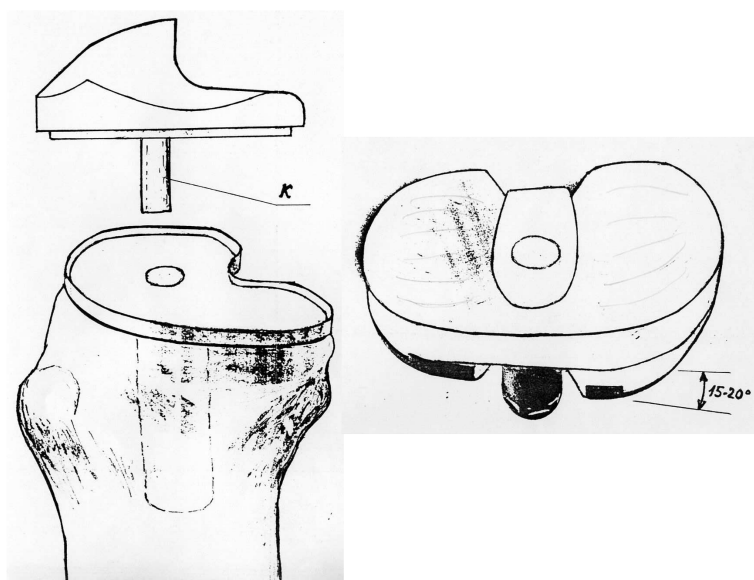


Obrázek 3.21: TKR v sagitální rovině – normálová složka a tečná složka vektoru napětí  $\tau_n, \tau_t$ , případ 9st., vnější kondyl.

Analýza normálových a tečných složek vektoru napětí na kontaktu v oblasti obou kondylů ukazuje, že tečná složka je prakticky nulová a normálová složka vypovídá o rozložení zatěžování obou ploch kondylů. Srovnání analýzy výsledků zatěžovaného kolenního kloubu v sagitální rovině s obdobnými hodnotami analýzy výsledků v rovině frontální ukazuje na snahu o vzájemnou rotaci jednotlivých komponent TKR [4], [5].

## 4 Návrhy TKR s rotační vložkou

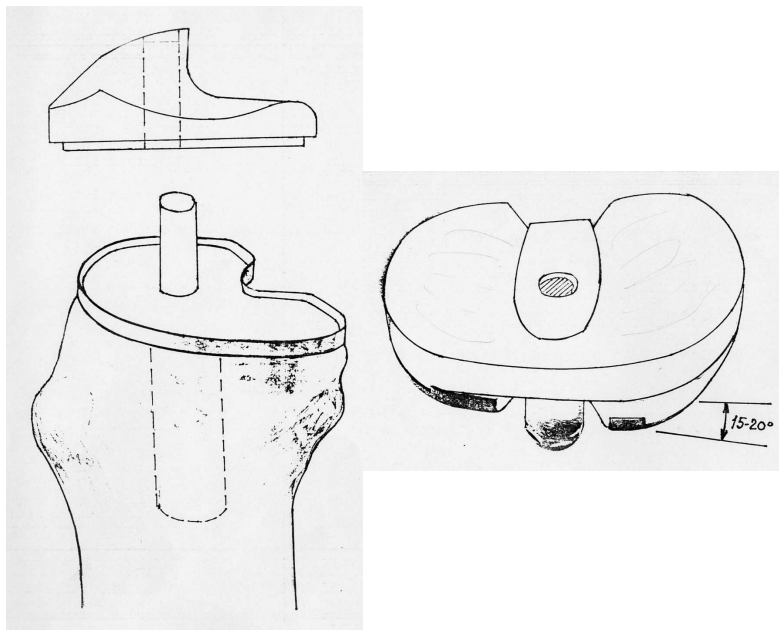
Analýzy výsledků zatěžovaného kolenního kloubu v sagitální rovině a v rovině frontální a jejich vzájemné srovnání ukazuje na snahu o vzájemnou rotaci jednotlivých komponent TKR. Této skutečnosti je možno využít pro konstrukci zcela nového typu TKR s rotačním polyetylenovým tibiálním platem, které zcela nahrazuje funkci zadního zkříženého vazy a navíc respektuje důležité rotační požadavky femuru proti tibii. Konstrukci rotačního umělohmotného tibiálního plata je možno řešit jako částečně otočné o cca 15-20st. v několika provedeních vodícího čepu (válcového (Obr. 4.1, 4.2), kulového (Obr. 4.3) resp. kuželového tvaru (Obr. 4.4)) pro pootáčení umělohmotného tibiálního plata o cca 15-20st., nebo jako otočné o 360st., v důsledku snahy o vzájemnou rotaci jednotlivých komponent TKR a v různých velikostech. Různé návrhy TKR s částečně otočným (o ~15-20st.) umělohmotným tibiálním platem resp. se zcela otočným umělohmotným tibiálním platem jsou znázorněny na obrázcích Obr. 4.1-4.5, Obr. 4.6, 4.7.



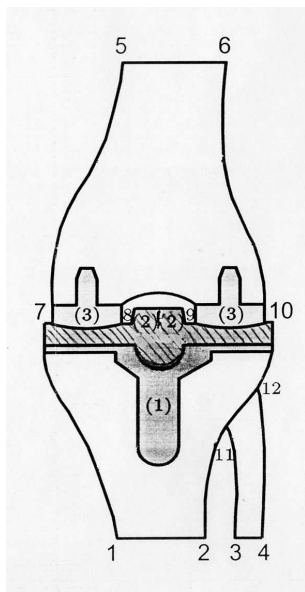
Obrázek 4.1: TKR - typ WMR15 s částečným otáčením o 15-20st., válcový čep součástí umělohmotného tibiálního plata.

TKR s částečně otočným umělohmotným tibiálním platem vychází z typu WALTER MODULAR (WM), v dalším označme jej WMR15 (viz Obr. 4.1-4.5), kde kovové tibiální plato je rozšířeno tak, aby umožnilo částečnou rotaci umělohmotného tibiálního plata. TKR se zcela otočným umělohmotným tibiálním platem (tj. o 360 stupňů) vychází z upraveného typu WALTER MODULAR (WM), v dalším označme jej WMR360 (viz Obr. 4.6, 4.7), kde kovové tibiální plato je upraveno odstraněním okraje kovového tibiálního plata a umělohmotná vložka, vhodného průměru, upravena tak, aby byla umožněna rotace umělohmotného tibiálního plata o 360st. TKR navržena ve dvou provedeních (i) s kovovým čepem v umělohmotném tibiálním platu, (ii) s vodícím otvorem v umělohmotném platu, kovový čep součástí titanového tibiálního plata (viz 4.6, 4.7).

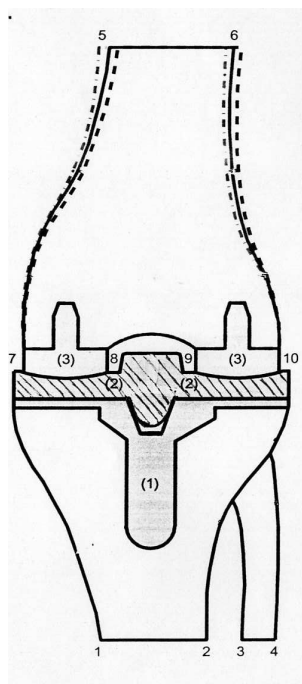
U typu WMR360 lze také modifikovat konstrukční prvky uvedené u předchozího typu WMR15 (viz Obr. 4.1, 4.3, 4.4), které zde však již detailně neuvádíme.



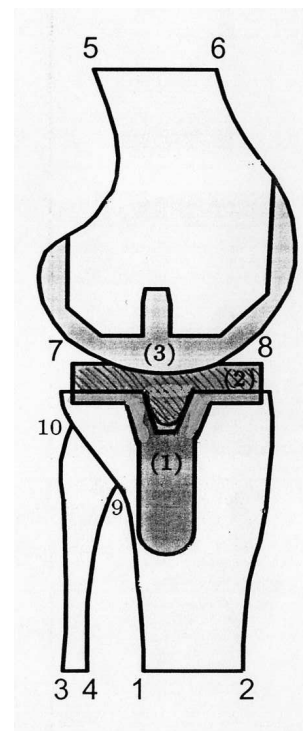
Obrázek 4.2: TKR - typ WMR15 s částečným otáčením o 15-20st, válcový čep součástí titanového tibiálního plata.



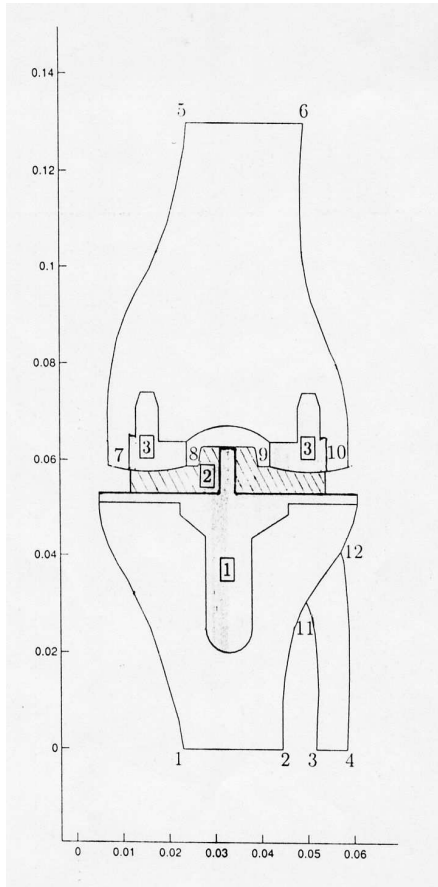
Obrázek 4.3: TKR - typ WMR15 s částečným otočením o 15-20st, kulový čep.



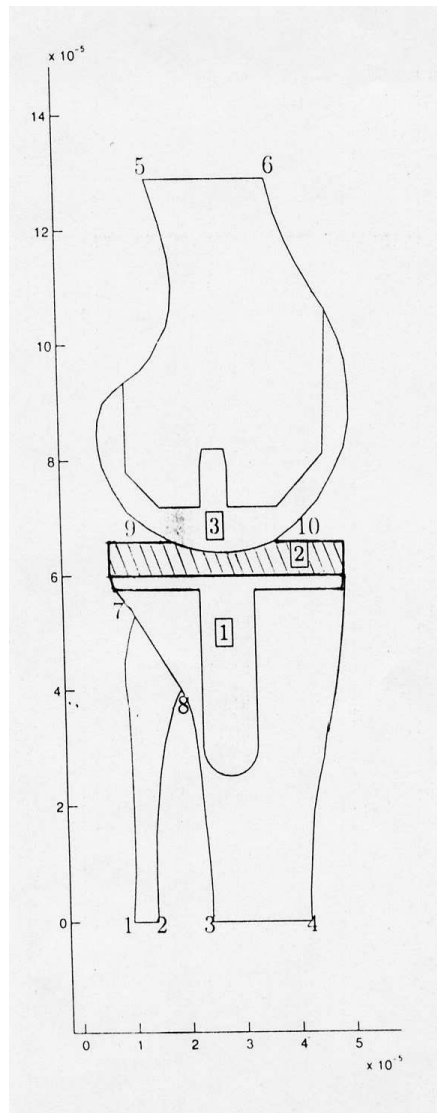
Obrázek 4.4: TKR - typ WMR15 s částečným otočením o 15-20st, kuželový čep, řez ve frontální rovině.



Obrázek 4.5: TKR - typ WMR15 s částečným otočením o 15-20st, kuželový čep, řez v sagitální rovině.



Obrázek 4.6: TKR – typ WMR360 s otočením o 360st, válcový čep součástí titanového tibiálního plata, řez v horizontální rovině.



Obrázek 4.7: TKR – typ WMR360 s otočením o 360st, válcový čep součástí titanového tibiálního plata, řez v sagitální rovině.

Femorální komponenty WMR15 i WMR360 jsou uvažovány jako asymetrické - pravá a levá, a jsou vyrobeny ze slitiny CoCrMo (ISO 5832-4). V základním provedení jsou určeny pro aplikaci s kostním cementem, v druhém provedení jsou určeny pro necementované aplikace.

Tibiální komponenty WMR15 a WMR360 jsou navrhovány jako modulární v pravém a levém provedení. Tibiální komponenta WMR15 je tvořena kotvící částí s dutým dřikem a odnímatelnou otočnou polyetylénovou tibiální vložkou s čepem pro možné pootáčení tibiální vložky o 15-20st. Kotvící část tibiální komponenty je asymetrická, odpovídající rozdílným tvarům mediálního a laterálního kondylu tibie. Fixace je zajištěna dvojicí antirotačních žebër podobně jako u výchozího typu WALTER MODULAR (WM). Polyetylénová vložka z materiálu UHMWPE (ISO 5834-2) je opatřena kovovým čepem pro vložení do dutého dřiku tibiálního plata z titanové slitiny Ti6Al4V ELI (ISO 5832-3) (viz Obr. 4.1), resp. v druhém provedení je řešena s otvorem pro nasazení na kovový čep jež je součástí titanového tibiálního plata (viz Obr. 4.2). Vyměnitelná artikulaci polyetylénová vložka různé tloušťky je navrhována z materiálu UHMWPE (ISO 5834-2) v samostatném pravém a levém provedení.

Tibiální komponenta WMR360 je tvořena kotvící částí s dříkem prodlouženým o čep jako v předchozím případě a odnímatelnou polyetylénovou tibiální vložkou z UHMWPE (ISO 5834-2) s otvorem pro nasazení na kovový čep pro možné otáčení tibiální UHMWPE vložky o 360 st. (Obr. 4.6, 4.7). Kotvící část tibiální komponenty je asymetrická, odpovídající rozdílným tvarům mediálního a laterálního kondylu tibie. Fixace je zajištěna podobně jako u typu WM a WMR15. Typ WMR360 je opět navrhován v pravém a levém provedení. Uvedené typy kolenních náhrad a správný postup jejich implantace zajistí správné stranové (medio-laterální), ale především předozadní vyvážení kolenního kloubu.

## 5 Závěr

Z výsledků biomechanických analýz numerických výsledků vyplývá, že optimální hodnoty rozložení napjatosti ve femorotibiálním kloubu dokladující maximální vyvážení kolenního kloubu po aplikaci TKR jsou v 7 stupních pooperačního stupně valgozity. I když stupeň valgozity nemá přímý vliv na tlakové síly v předozadním směru, při implantaci náhrady kolenního kloubu může mít různý stupeň resekce dolního konce stehenní kosti podíl na různém stupni uvolnění měkkých tkání a tak se nepřímo spolupodílet na lepší vyvážení kolenního kloubu.

Z analýzy numerických výsledků na základě rozložení napětí ve femorotibiálním kloubu je naznačena snaha o vzájemnou rotaci jednotlivých komponent TKR. Biomechanická analýza numerických dat vedla (i) k návrhu TKR s rotační umělohmotnou vložkou s částečným otočením o 15-20st, navrhovaný typ s prozatímním označením WMR15, resp. (ii) k návrhu TKR s rotační umělohmotnou vložkou s možností plného otočení o 360st, navrhovaný typ s prozatímním označením WMR360.

Hodnocením několika různých konstrukčních návrhů obou typů WMR15 a WMR360, znázorněných na Obr. 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, Obr. 4.6, 4.7, se ukazuje, že nejvýhodnější návrhy z konstrukčního hlediska jsou oba typy s válcovým čepem jež je součástí titanového tibiálního plata, přičemž umělohmotná (chirulénová) vložka může být vypouzdřena.

Jak je ukázáno ve zprávě ke grantovému projektu prvního z autorů velmi perspektivní se ukazují typy náhrad, u kterých se resekce femuru odvíjí od přesné resekce proximální tibie. Postup zajišťuje přesné dodržení doporučené resekce a tím i udržení flekčně-extenčního "gapu" zajišťujícího vyvážení tlakové napětí v sagitálním směru. V současné době existuje možnost při trvajících známkách kontraktury zadního zkríženého vazů jeho kompletní uvolnění a použití nového typu stištené vložky tibiálního plata, označované jako ultrakongruentní (UCOR). Druhou možností je použití rotačního umělohmotného plata, které zcela nahrazuje funkci zadního zkríženého vazů a navíc respektuje důležité rotační požadavky femuru na tibii. V obou uvedených případech se jedná o novou generaci TKR firmy Zimmer typ INNEX. Uvedené typy náhrad a správný postup při jejich implantaci zajistí správné stranové (medio-laterální), ale především předozadní vyvážení kolenního kloubu.

Považujeme za perspektivní provedení detailní biomechanické studie se simulací obou typů rotačních TKR - WMR15 a WMR360 a po ověřovacích propočtech, konstrukčních úpravách a jejich celkovém ověření, ve smyslu předpisů Ministerstva zdravotnictví ČR a Ministerstva průmyslu a obchodu ČR, oba typy patentovat a v co nejkratší době zavést do výroby.

## Poděkování

Autoři tímto děkují za podporu uvedeného výzkumu grantem FT-TA/087 Ministerstva průmyslu a obchodu České republiky.

## Literatura

- [1] Daněk, J. et al. (2004a). On the stress-strain analysis of the knee replacement. In: Lagana et al. (Eds). ICCSA2004, LNCS3044, Springer Vlg., 456-466.
- [2] Daněk, J. et al. (2004b). Stress-strain distribution in the knee joint after the implantation of total replacement in a connection on the axial deviations. In Proc. Of Biomechanics of Man 2004, the Congress of the Czech Society of Biomechanics, Špičák, November 16-19, 2004., Czech Republic.
- [3] Nedoma, J. et al. (2005). Matematické modely umělých náhrad kloubů ve vazbě na navigovanou operační techniku s využitím CT a MRI. II. Algoritmy umožňující numerickou analýzu umělých náhrad kloubů ve vazbě na CT, MRI a navigovanou operační techniku. Technical Report No TR-951, Ústav informatiky AV ČR.
- [4] Stehlík, J. et al. (2006a). Biomechanical analysis of the effect of axial angle changes on the weight-bearing total knee replacements. (připravuje se jako Tech. Report 958).
- [5] Stehlík, J. et al. (2006b). Analysis of axial angle changes on the weight-bearing total knee replacements. (připravuje se jako Tech. Report 959).