VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV STROJÍRENSKÉ TECHNOLOGIE

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF MANUFACTURING TECHNOLOGY

NÁVRH METODIKY TVORBY 3D MODELU FEMORÁLNÍ ČÁSTI KOLENNÍ NÁHRADY

A PROPOSAL FOR A METHODOLOGY OF A KNEE JOINT REPLACEMENT FEMORAL PART 3D MODEL CREATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE Bc. MARTIN KODYS
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE Ing. MARTIN MADAJ
SUPERVISOR

BRNO 2011

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav strojírenské technologie
Akademický rok: 2010/11

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Martin Kodys

který/která studuje v **magisterském studijním programu**

obor: **Strojírenská technologie (2303T002)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Návrh metodiky tvorby 3D modelu femorální části kolenní náhrady

v anglickém jazyce:

A Proposal for a Methodology of a Knee Joint Replacement Femoral Part 3D Model Creation

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Totální kolenní náhrada se skládá z několika tvarově poměrně složitých komponent. Základní komponentou totální kolenní náhrady je její femorální část. Protože se jedná o součásti, které jsou v přímé interakci s lidským tělem, je nezbytně nutné, aby splňovaly všechny požadavky, které jsou pro použití v lékařství, a konkrétně v oblasti náhrad lidských kloubů, požadovány. Vhodná a „kvalitní" geometrie kolenních náhrad je v tomto případě jednou z klíčových charakteristik kolenních náhrad. V případě individuální kolenní náhrady dochází de facto k opětovnému vytváření zcela nového unikátního tvaru kolenní náhrady. Proto je nutné a zároveň i efektivní, aby byl při tvorbě 3D modelu nové individuální kolenní náhrady pokud možno vždy použit postup, který jasně definuje způsob, jakým má být geometrie vytvořena.

Návrh metodiky bude vytvářen pro software CATIA V5.

Cíle diplomové práce:

Vytvoření metodiky tvorby 3D modelu femorální komponenty totální kolenní náhrady tak, aby:

- byla jasně srozumitelná a snadno pochopitelná,
- bylo možné ji aplikovat na individuální kolenní náhrady různých pacientů.

Ověření navržené metodiky bude provedeno vytvořením 3D modelu femorální části kolenní náhrady a 3D modelu kolenního kloubu a výrobou fyzických prototypů některou z metod Rapid Prototyping.

Seznam odborné literatury:

[1] MADAJ, M.; SEDLÁK, J.; CHARVÁT, O. A New Approach to the Development of an Artificial Joint Replacement. In MODERNÍ VÝROBNÍ TECHNOLOGIE PRO 21. STOLETÍ. Brno: AKADEMICKÉ NAKLADATELSTVÍ CERM, s.r.o. Brno, 2009. s. 39-42. ISBN: 978-80-214-3914- 6.

[2] NEDOMA, J., et al. Biomedicínská informatika II. : Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí [online]. [2006] [cit. 2009-05-18]. Dostupný z WWW: <http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0&section=biomech>. ISBN 80-246-1227-5.

[3] LCS Complete operační technika a produktové informace. DEPUY ORTHOPAEDICS. [online]. 2009, Datum poslední aktualizace: 05. 01. 2009 [cit. 2009-08-05]. Dostupný z WWW: <http://www.jnjcz.cz/file/pdf/depuy/LCS_STaPR_CZ.pdf>.

[4] Nápověda softwaru CATIA.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Martin Madaj

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2010/11.

V Brně, dne 24.11.2010

L.S.

prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan

ABSTRAKT

Cílem diplomové práce je navrhnout metodiku tvorby 3D modelu femorální částí kolenní náhrady. Protože koleno je nejzatěžovanější kloub v těle, je v první části popsána jeho funkce, složení a biomechanické poměry. Druhá část je zaměřena na degenerativní onemocnění kolenních kloubů, které v pozdější fázi vedou k implantaci standardních kolenních náhrad. Třetí část pojednává o konstrukci standardních kolenních náhrad včetně její implantace. Poslední část je věnována konstrukci individuální kolenní náhrady, zejména pak její femorální části.

Klíčová slova

Kolenní náhrada, artróza, femur, kondyly, Catia.

ABSTRACT

The aim of the Diploma Thesis is to propose the methodology of a 3D model creation of a femoral part of a knee joint replacement. As the knee joint is the most loaded joint of the human body, the function, description and biomechanics relation is described in first part of the Thesis. The second part is focused on degenerative damage of knee joints that leads to the implantation of standard knee joint replacements. The third part deals with the construction of standard knee joint replacements and their surgery implantation. The last part of the Thesis describes the creation of an individual knee joint replacement, especially the femoral part.

Key words

Knee Joint Replacement, Arthritis, Femur, Condyles, Catia.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

KODYS, Martin. *Návrh metodiky tvorby 3D modelu femorální části kolenní náhrady*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. 55s., 2 přílohy. Vedoucí práce: Ing. Martin Madaj.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma *Návrh metodiky tvorby 3D modelu femorální části kolenní náhrady* vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených na seznamu, který tvoří přílohu této práce.

25. 5. 2011 …….

Martin Kodys

Poděkování

Děkuji tímto Ing. Martinu Madajovi za cenné připomínky a rady při vypracování diplomové práce.

Dále bych chtěl poděkovat své rodině za jejich podporu při mém studiu na vysoké škole.

V neposlední řadě bych chtěl také poděkovat svému strýci, který se velkou měrou podílel na mém výběru oboru strojírenství.

OBSAH

Abstrakt 4
Prohlášení 5
Poděkování 6
Obsah 7
Úvod 9
1 Anatomie kolenního kloubu 10
1.1 Anatomické směry a roviny 10
1.2 Artikulující kosti 11
1.2.1 Femur 11
1.2.2 Tibia 11
1.2.3 Patela 12
1.3 Vazivový aparát kolenního kloubu 12
1.3.1 Vazy 12
1.3.2 Menisky 13
1.3.3 Kloubní pouzdro 13
1.3.4 Chrupavka 13
1.4 Biomechanika kolenního kloubu 15
2 Artróza kolenních kloubů 17
2.1 Stádia artrózy 18
2.2 Léčba artrózy 18
2.2.1 Konzervativní léčba 18
2.2.2 Chirurgická léčba artrózy 19
3 Náhrada kolenního kloubu 20
3.1 Historie 20
3.2 Typy používaných endoprotéz 22
3.2.1 Cementované náhrady 23
3.2.2 Necementované náhrady 23
3.2.3 Hybridní náhrady 24
3.3 Popis kondylárních náhrad 24
3.3.1 Femorální komponenta 24
3.3.2 Tibiální komponenta 25
3.3.3 Patelární komponenta 26
3.4 Revizní operace 27
3.4.1 Revize za nový kondylární implantát 27
3.4.2 Náhrada za revizní implantát 27
3.4.3 Artrodéza 29
3.5 Operační postup při implantaci kondylární náhrady 29
3.5.1 Femorální resekce 29
3.5.2 Tibiální resekce 30
3.5.3 Implantace komponent 31
4 Náhrady konstruované pomocí rapid prototyping 32
4.1 Individuální femorální náhrada využívající tvar standardních náhrad 32
4.2 Individuální náhrada pro psa 33
4.2.1 Požadavky na návrh femorální komponenty: 34
4.2.2 Konstrukce implantátu 34
5 Skořepinová náhrada kolenního kloubu 35

5.1 Návrh metodiky ... 35
5.1.1 Úprava STL modelu ... 35
5.1.2 Plocha kopírující mediální kondyl ... 38
5.1.3 Plocha kopírující laterální kondyl ... 41
5.1.4 Přechodová plocha ... 41
5.1.5 Odřez části femuru ... 42
5.1.6 Základní tvar náhrady ... 44
5.1.7 Odřez mezi kondyly ... 45
5.1.8 Srovnání dosedacích ploch ... 46
5.1.9 Žebra na náhradě ... 46
5.1.10 Objekt druhé náhrady ... 48
Závěr ... 50
Seznam použitých zdrojů ... 51
Seznam použitých zkratek a symbolů ... 54
Seznam příloh ... 55

ÚVOD

Chůze je jeden z nejpřirozenějších pohybů člověka. Zapojuje se do ní mnoho svalů a v kosterním systému několik důležitých kloubů. Jeden z těchto kloubů je i kloub kolenní, který spojuje holenní a stehenní kost a umožňuje jejich vzájemný pohyb. Pokud kolenní kloub nefunguje správně, omezuje, či dokonce znemožňuje přirozený pohyb člověka.

Příčin nesprávných funkcí kolenního kloubu může být několik. Od úrazových poškození, přes vývojové vady, až k degenerativnímu poškození kolenního kloubu. Nejčastěji diagnostikovaným degenerativním postižením je artróza (úbytek chrupavkovité hmoty). Vlivem prodlužování průměrné délky života vzrůstá i počet pacientů s tímto zdravotním problémem.

Možnosti konzervativní léčby jsou značně omezené, záleží na míře poškození kolenního kloubu. Pokud je artróza v počáteční fázi, postačuje konzervativní léčba. V pokročilém stádiu artrózy konzervativní metoda léčby přestává mít smysl a je nutné přistoupit k chirurgickému zákroku. Chirurgický zákrok zahrnuje odstranění poškozených částí kolene a jeho nahrazením totální endoprotézou.

Implantací kolenní náhrady je pacientovi ulehčeno od bolesti a může se plnohodnotně vrátit do normálního života. V dnešní době existují standardizované velikosti a tvary kolenních náhrad. Aby bylo možno implantovat tyto náhrady, je nutné provést resekci poškozených částí kolenního kloubu. Velikost resekce má přímý vliv na pooperační léčebnou dobu. Práce se zabývá návrhem individuálního implantátu, který by se přizpůsobil tvaru kolenního kloubu pacienta. Takto navržená náhrada zmenší resekovanou plochu na minimum, a tím se sníží pooperační zátěž.

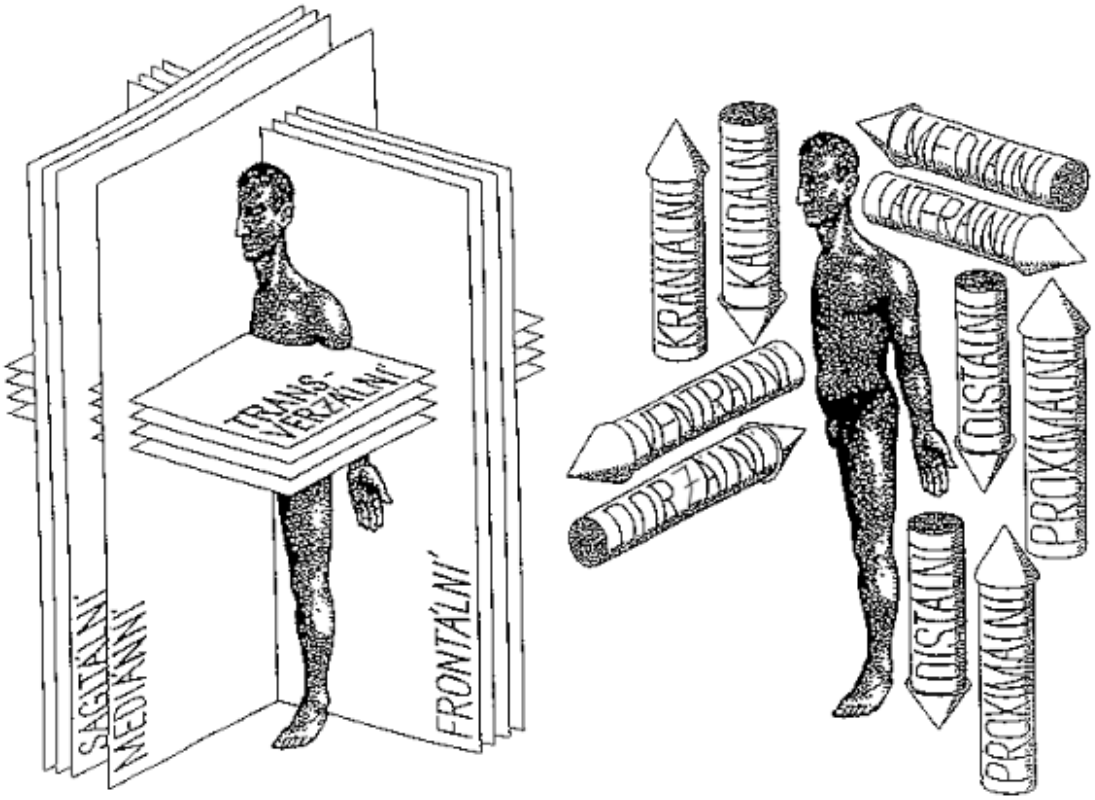
1 ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub je jeden z nejsložitějších kloubů v lidském těle. Stýkají se zde dvě nejdelší lidské kosti, a tedy i největší páky lidského těla, tudíž síly, které zde působí, jsou velmi značné. Samotné tvary kloubních ploch se na stabilitě podílí velmi málo. Stabilita kolenního kloubu je zajištěna především mohutným vazivovým aparátem a silnými svaly, které ho obklopují [1].

1.1 Anatomické směry a roviny

Pro orientaci na lidském těle se v lékařství používají anatomické roviny a směry, ze kterých lze jednoznačně určit polohu a směr popisované části bez ohledu na polohu těla (obr. 1.1). Toto názvosloví je vyvozeno ze základní polohy těla, které se nachází ve vzpřímené pozici s připaženými horními končetinami a dlaněmi orientovanými směrem dopředu [3].

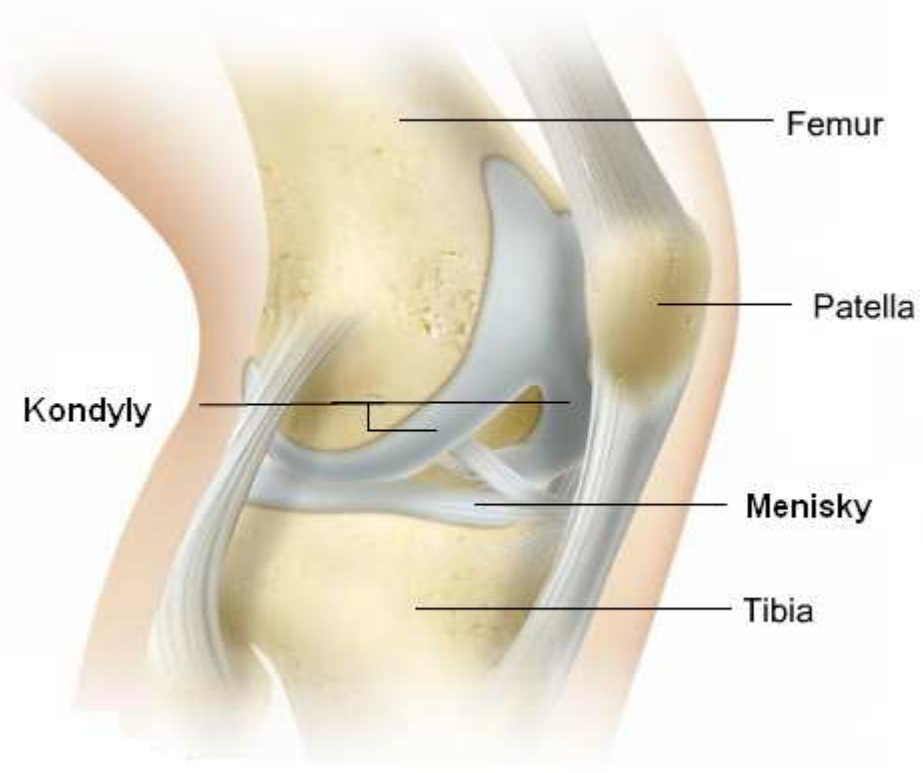
Základní rovinou je rovina mediální, která rozděluje lidské tělo na dvě symetrické poloviny. Roviny rovnoběžné s touto rovinou se nazývají sagitální. Rovina transverzální je v základním postavení rovnoběžná s rovinou podložky a rovina frontální je kolmá na obě tyto roviny [3].



Obr. 1.1: Anatomické roviny a směry [13]

1.2 Artikulující kosti

V kolenním kloubu se stýkají celkem tři kosti, a to femur (stehenní kost), tibia (bércová kost) a patella (čéška), viz obr. 1.2. Mezi femur a tibii jsou vloženy menisky, které představují pro femur většinu styčné plochy, protože zakřivení kondylů femuru neodpovídá zakřiveným ploškám tibie [2].



Obr. 1.2: Stavba kolenního kloubu [9].

1.2.1 Femur

Konec femuru je tvořen dvěma kondyly, laterálním a mediálním [1]. Tvar a orientace obou kondylů nejsou stejné [1]. Laterální kondyl leží téměř v sagitální rovině, zatímco mediální kondyl se k této rovině stáčí svoji přední částí [1]. Mediální kondyl femuru je poněkud delší než laterální kondyl femuru, literatura uvádí rozdíl 2 cm [1]. Na přední straně mezi oběma kondyly femuru se nachází sedlovitá plocha pro vedení pately [1]. V nosné části obou kondylů je tloušťka kloubní chrupavky až 3,5 mm a směrem k vnějším stranám kondylu se zmenšuje až na tloušťku 2 mm [1, 3].

1.2.2 Tibia

Proximální část tibie je tvořena dvěma kondyly. Při pohledu kolmo na sagitální rovinu jsou skloněny dorzálně asi o 10° [1, 3]. Plocha mediálního kondylu tibie je konkávní jak v rovině sagitální, tak i v rovině frontální, zatímco kloubní plochy laterálního kondylu jsou v rovině sagitální konvexní a v rovině frontální ploché nebo konkávní[1]. Plochy obou kondylů tibie jsou odděleny nerovnou proměnlivou plochou, která je umístěna v centrální části sagitálně a odborně se nazývá eminentia intercondylaris [1]. Do tohoto místa jsou upnuty části menisků i části zkřížených vazů [1]. Kloubní chrupavka je

nejsilnější v části, kde se kondyl femuru stýká s tibií [1]. Tloušťka kloubní chrupavky na laterálním kondylu tibie je 4 mm, zatímco na mediálním kondylu je jen 2 mm silná [1]. Směrem od stýkajících se kloubních ploch se tloušťka kloubní chrupavky zmenšuje [1].

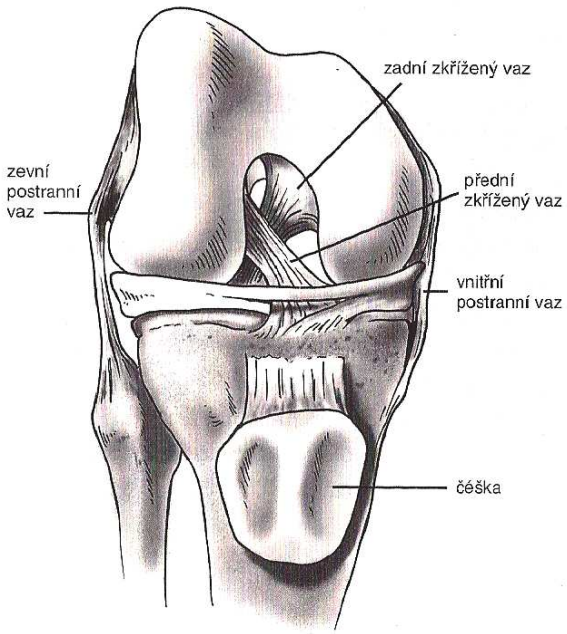
1.2.3 Patela

Jedná se o největší sezamskou kost v lidském těle, což znamená, že tato kost je začleněná do šlachy v ohybovém místě, kde je vystavena největší námaze [3]. Má tvar přibližně trojúhelníka o základně a výšce, které jsou téměř stejné, 4 až 5 cm [1, 3]. Vnitřní plocha pately je v kontaktu se žlábkovitou plochou mezi kondyly femuru. Kontakt zajišťuje kloubní chrupavka o tloušťce 4 až 7 mm [1]. Přes vnější část pately přechází patelární šlacha. Dle tvaru rozlišujeme 6 základních typů pately [1].

1.3 Vazivový aparát kolenního kloubu

1.3.1 Vazy

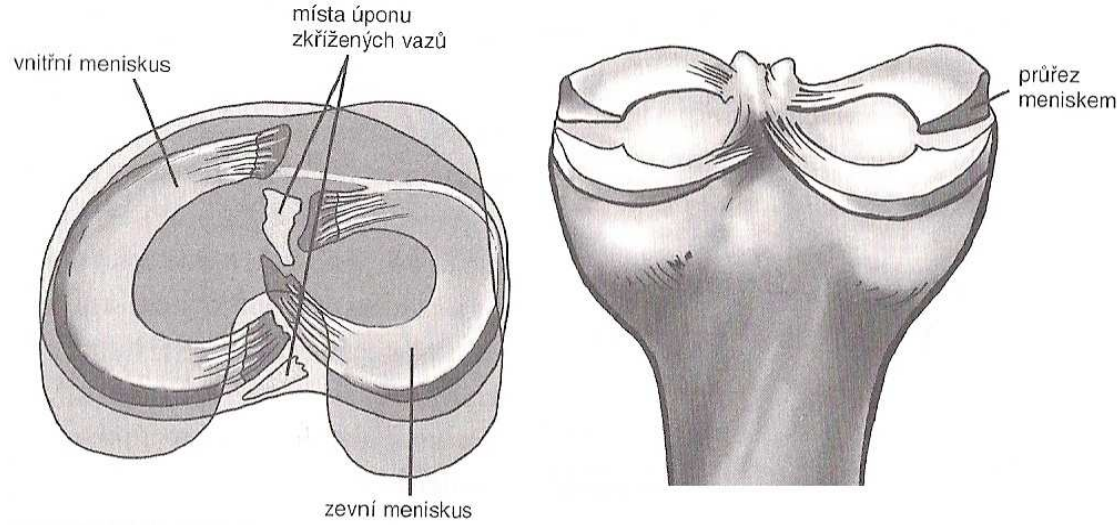
Kolenní kloub má velice složitý vazivový systém. Mezi nejdůležitější vazy v koleni patří zkřížené vazy a postranní vazy, které mají zásadní vliv na stabilitu kolenního kloubu (viz obr. 1.3) [1]. Přední zkřížený vaz je uchycen na stehenní kosti a jde ventrálně na holenní kost. Tento vaz zabraňuje ventrálnímu posunu holenní kosti. Zadní zkřížený vaz je uchycen na stehenní kosti a pokračuje dorzálně na kost holenní. Tento vaz zabraňuje v dorzálním posunu holenní kosti [6]. Zadní zkřížený vaz je stejně dlouhý jako přední zkřížený vaz, ovšem je zhruba o třetinu silnější [1]. Vnitřní postranní vaz je pevně srostlý s kloubním pouzdrem a meniskem. Zevní postranní vaz je uchycen na vnější straně stehenní kosti a jde přes vnější stranu kolenního kloubu a na druhé straně je uchycen na kosti lýtkové. Postranní vazy slouží v koleni jako takzvané stabilizátory [1].



Obr. 1.3: Vazivový aparát [6].

1.3.2 Menisky

Menisky se nacházejí mezi koncem femuru a koncem tibie, svým tvarem připomínají dva půlměsíce otočené proti sobě (viz obr. 1.4) [2, 6]. Největší tloušťku mají na své vnější straně, směrem do středu se jejich tloušťka postupně zmenšuje. Jelikož vyplňují prostor mezi artikulujícími kostmi, vyrovnávají tak nestejná zakřivení kloubních ploch [6]. Zároveň tlumí rázy a pohlcují část energie při zatížení kolene a tím i chrání chrupavky, které jsou spolu v kontaktu [6]. Vnější meniskus je menší než vnitřní meniskus, ale při flexi je pohyblivější, protože vnitřní meniskus je pevně srostlý s vnitřním kolaterálním vazem a tudíž je náchylnější k poškození [1, 6]. Při poškození se meniskus utrhne od pouzdra a existuje riziko jeho uskřinutí mezi kloubní plochy [2]. Pokud to zranění dovoluje, je možno tento meniskus sešít, v ostatních případech se meniskus odstraní, aby nebránil v pohybu kloubu a neodíral chrupavku [6].



Obr. 1.4: Kolenní menisky [6].

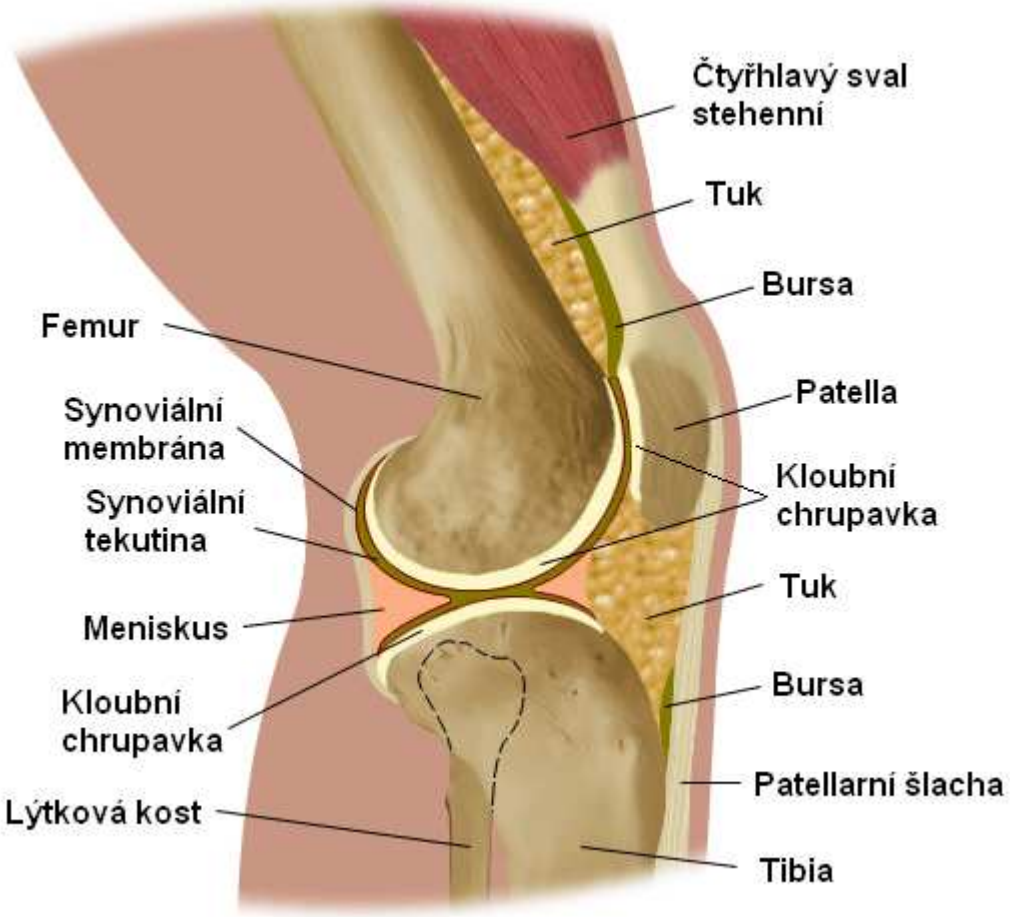
1.3.3 Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro tvoří obálku pro kolenní klub, tím ho ohraničuje a zároveň i zpevňuje. Je tvořeno povrchovou vazivovou vrstvou a vnitřní synoviální membránou (viz obr. 1.5). Synoviální vrstva vystýlá plochu kloubního pouzdra. Buňky, které tvoří tuto vrstvu, vylučují vazkou tekutinu – synovii (běžný obsah 2 až4 ml.), která obsahuje kyselinu hyaluronovou a mnoho dalších látek [6]. Synoviální tekutina zlepšuje přilnavost kloubních ploch, vyživuje chrupavku a vnitřní část menisků, udržuje pružnost chrupavek a snižuje tření mezi kloubními plochami [4]. Různé záněty kloubů ovlivňují složení synoviální tekutiny, což má následně vliv na poškození těch částí kloubních ploch, které jsou na synoviální tekutině závislé (chrupavka, menisky) [6].

1.3.4 Chrupavka

Chrupavka chrání kloubní plochy, které na sebe naléhají, před mechanickým poškozením. Je součástí kosti a kopíruje povrch konců kloubních ploch (viz obr. 1.5). Jelikož chrupavce chybí jakékoliv cévy a

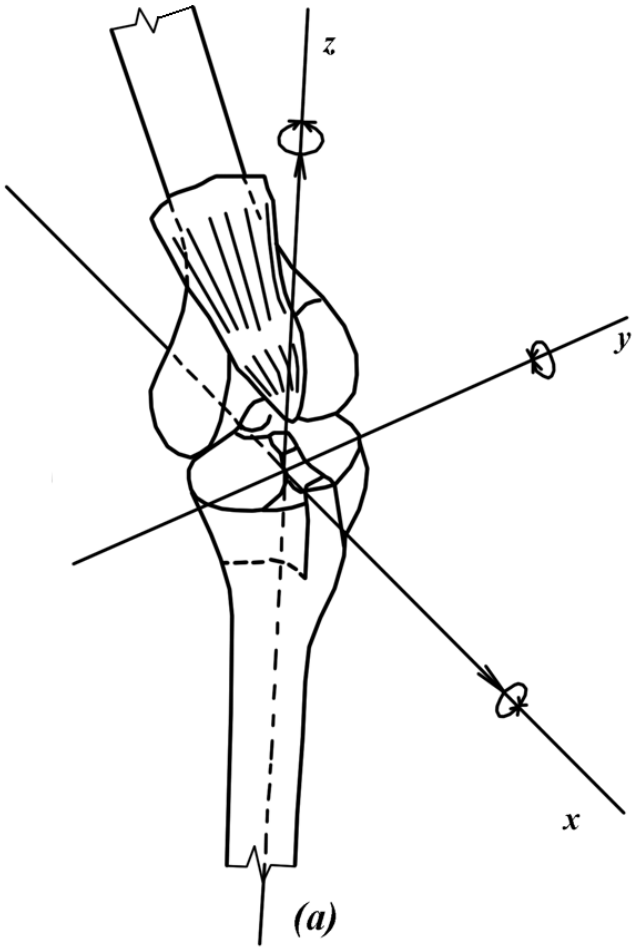
nervové zakončení, výživu chrupavky zajišťuje vazivový obal (perichondrie), který je bohatě zásoben cévami a nervy. Pružnost chrupavky závisí na obsahu vody v chrupavce a také na její tloušťce. Při zatížení chrupavky se tekutina vytlačuje ven a při odlehčení ji nasává zpět, cirkulací této tekutiny se chrupavka vyživuje. Čím silnější je chrupavka, tím je větší její pružnost. S rostoucím věkem se pružnost chrupavky zmenšuje, negativní vliv na její pružnost má i nadměrné zatěžování. Na druhou stranu, nezatížené chrupavce se nedostává přísunu živin proudící tekutinou. Důsledkem takto nevyživované chrupavky může být rozpad jejich hlubších vrstev. Pro její ideální výživu je ideální přiměřené zatěžování bez extrémů. Regenerace chrupavky je omezena jejím růstem, proto v dětství chrupavka může regenerovat mnohem lépe než v dospělosti[6].



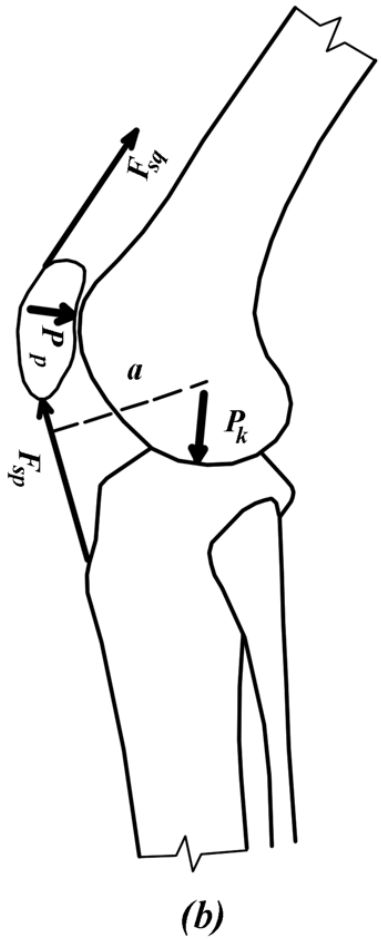
Obr. 1.5: Stavba kloubu v sagitálním řezu[10].

1.4 Biomechanika kolenního kloubu

Kvůli své anatomické složitosti je i biomechanika kolenního kloubu značně komplikovaná oproti například kyčelnímu kloubu [1, 3, 4]. Z technického hlediska je kolenní kloub kombinací spojení typu kladkového a kolového [3, 4]. Vlivem nesoustředného zakřivení kondylů femuru a mělké jamky kondylů tibie spolu s vlivem vazivového aparátu se kolenní kloub může pohybovat celkem v pěti stupních volnosti ze šesti možných (viz obr. 1.6a) - tři stupně volnosti v rotaci a dva stupně volnosti v posunu [3, 4]. Zkřížené vazy zajišťují pružné spojení a stabilitu mezi femorální a tibiální částí kloubu. Tyto vazy se nacházejí mezi kondyly femuru a postranními vazy [3, 4]. Hlavním aktivním pohybem jsou takzvaná flexe a extenze. Tento rotační pohyb probíhá kolem osy Y a uskutečňuje se při něm normální ohýbání kolena. Střed ohýbání kolena se posunuje vlivem zakřivení femorálních kondylů [3, 4]. Za základní postavení se považuje plná extenze, při níž jsou plně nataženy postranní vazy a všechny vazy na zadní straně kloubu. Femur, menisky a tibie na sebe vzájemně plně doléhají [1, 2]. Z tohoto postavení je možné ještě udělat malý tzv. hyperextenzivní pohyb v rozsahu 5° a u některých osob až do 15°. V opačném směru je možné provést flexi až do 160°. Této flexe je dosaženo vlivem zakřivení kondylu. Aktivní flexi lze dosáhnout pouze asi do 140°, zbývajících 20° dosáhneme pasivně například při dřepu [1]. Při flexi a extenzi dochází zároveň i k dalším složitým pohybům [2]. Rotace kolem osy Z závisí na flexi, neboť jeho stupeň ovlivňuje i rozsah rotace. V plné extenzi k rotaci nedochází v důsledku napětí všech vazů. Rozsah rotace se mění s postupnou flexí nejvýrazněji do 30° flexe, dále se rozsah rotace mění poměrně málo[1]. Nepatrná rotace se uskutečňuje kolem osy X. Během ohýbání kolene dochází k posunu mezi kondyly femuru a tibie. Tyto posuny probíhají v ose X a v ose Z a jsou dány tvarem kondylů femuru. V sagitální rovině mají kondyly tvar spirály, jejichž zakřivení se směrem dozadu zmenšuje a tím narůstá zakřivení kondylu. Z těchto důvodů neexistuje stálá osa pohybu v závislosti na úhlu ohnutí kolena (flexe) [3, 4]. Důsledkem tohoto tvarování kondylu femuru a nestejné velikosti laterálního a mediálního kondylu je kombinace jeho odvalování a kluzu po ploše tibie při ohýbání kolena [3, 4]. Pokud je noha fixována na podlaze, pak se během flexe femur otáčí na vnější stranu a pokud je noha volná, pak se během flexe pootáčí bérec spolu s nohou mediálně [2]. Z hlediska silového vyhodnocení lze předpokládat, že největší napětí v koleni je v okamžiku, kdy je kolenní kloub ve flexi 90°. Schéma silového působení je znázorněno na obr. 1.6b [3, 4].



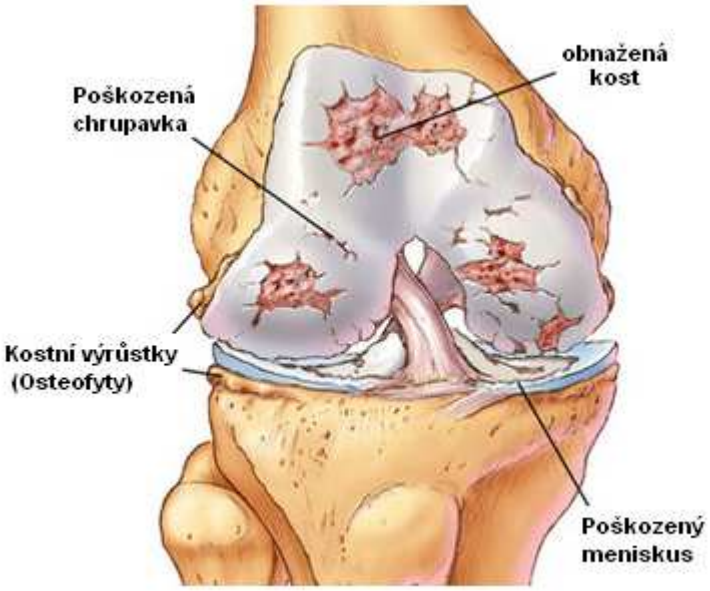
Obr. 1.6a: Stupně volnosti kolenního kloubu[3]



Obr. 1.6b: Silové zatížení kolene[3]

2 ARTRÓZA KOLENNÍCH KLOUBŮ

Artróza je nejčastější kloubní onemocnění postihující lidi ve středním a starším věku [11]. Typická je bolest pohybového aparátu společně s různě závažnou ztrátou funkce kloubu [11]. Artróza (osteoartróza) je ve své podstatě nemoc, zasahující synoviální tekutinu. Doprovodným jevem je úbytek kostní chrupavky společně se vznikem kostních výrůstků, takzvaných osteofytů (viz obr. 2.1) [11]. Tyto osteofyty vznikají na krajích kloubů jako výsledek snahy organismu nastolit znovu ztracenou rovnováhu v kloubu [6]. Chondropatie, neboli ztráta chrupavčité tkáně, může probíhat bez vzniku osteofytů, nebo naopak vznik osteofytů může probíhat bez ztráty chrupavčité tkáně. Ovšem jako osteoartrózu nazýváme mechanismus, při němž nastávají změny na chrupavce a na kosti současně [6]. Chrupavka je tvořena malým množstvím buněk, tzv. chondrocytů. Zbytek, asi 70%, je tvořen vodou a kolagenními vlákny [6]. Při nastupující artróze dochází k otoku chrupavky (zvýšené zadržování vody), tím se je ovlivněn mechanismus absorpce zátěže, jež vede k únavovým prasklinám kolagenních vláken a zároveň se snižuje produkce kyseliny hyaluronové [6, 11]. Postupně dochází k rozvláknění kolagenních vláken na povrchu chrupavky a šíření únavových trhlin, což vede k zániku chrupavky[6,11]. V konečné fázi artrózy dojde k úplné ztrátě chrupavčité tkáně na dvou koncích proti sobě pohybujících se kostí. Pohyb po takto sklerotických kostech vyvolá kloubní drásoty [11]. Projevení této choroby v dřívějších nebo pozdějších letech závisí velkou měrou na rodinných dispozicích. Nevelkou měrou záleží i na faktu, jak jsme se o své tělo starali v průběhu svého života a kolik ran mají naše klouby za sebou. Na častější výskyt artrotických změn a jejich vývoj mají vliv vrozené vývojové vady, úrazy menisků, úrazy vazů a záněty kloubů [6]. Kolenní kloub, který podléhá artróze, se deformuje a dochází k asymetrickému přetěžování kloubních ploch. Vznikají varózní deformity (nohy do O) nebo valgózní deformity (nohy do X) [6, 11].



Obr. 2.1: Artrózou postižený kloub [14]

Každý kloub má svojí určitou funkční rezervu, která zajišťuje adaptaci na zvýšené nároky. Pokud je tato rezerva překročena, spustí se ochranný mechanismus, který přinutí organismus snížit požadavky na kloub. V tomto případě je ochranným mechanismem bolest, která vzniká zánětlivou reakcí. U kloubu postiženého artrózou je funkční rezerva překročena dříve a k dekompenzaci může dojít při menší zátěži. Při nastupující artróze se nejprve objevuje startovací bolest [6]. Jedná se o bolest, která se objevuje při pohybu po delším klidu (ráno, dlouhé sezení atp.), ale po rozhýbání kloubu se bolest pomalu oslabuje a mizí [6, 11]. Bolesti kloubů zasažené artrózou se zvětšují k večeru, kdy je kloub unaven po celodenní zátěži. Ty se mohou postupem času změnit i v klidovou bolest a někdy i v noční bolest [6]. Bolest se objevuje i v závislosti na okolním počasí a jeho změnách (pokles barometrického tlaku) [11]. Tyto okolnosti nás nutí kloub šetřit a méně ho zatěžovat, což vede ke slábnutí svalu. Bolest kloubu nemá na svědomí chrupavka, které chybí nervové a cévní zakončení, ale zánět v kloubu a dráždění nervových zakončení v kloubním pouzdře [6].

2.1 Stádia artrózy

Nejlevnější a nejdostupnější vyšetření kolenního kloubu je pomocí rentgenu (RTG). Na RTG snímku při artróze sledujeme tyto morfologické změny: zúžení kloubní štěrbiny, tvorbu osteofytů, subchondrální sklerózu a tvorbu drťových cyst. Na základě těchto změn se artróza rozděluje do čtyř stádií dle Kellgrena-Lawrence [6]. Kloub je artrotický pokud ho dle RTG snímku zařadíme do II. stádia a výše [11]. Další možnost hodnocení postiženého kloubu je pomocí magnetické rezonance nebo ultrazvukovým vyšetření[6].

I. Stádium: malé, diskrétní osteofyty

II. Stádium: větší definitivní osteofyty, mírně zúžená kloubní štěrbina

III. Stádium: mnohočetné osteofyty, zúžení kloubní štěrbiny, mírná skleróza, možná deformita kloubní kontury

IV. Stádium: závažné zúžení kloubní štěrbiny s mnohočetnými osteofyty a sklerózou kostí, deformita kloubní kontury

2.2 Léčba artrózy

2.2.1 Konzervativní léčba

Nefarmakologická

Artróza se rozvíjí pozvolna a střídá se období s obtížemi s obdobím relativního klidu. V období klidu se snažíme kloub procvičovat k zachování rozsahů pohybů, posilovat ochablé svaly a protahovat zkrácené svaly. Pohyby provádíme tak, abychom nevyvolali bolest kloubů. Jako rehabilitační pomůcku můžeme použít rotoped bez nastavené zátěže [6]. Pohyb je velmi důležitým faktorem pro udržení chrupavky v dobré kondici, neboť pohybem se chrupavka vyživuje. Vyloučení pohybu znamená i omezení její výživy [12]. Dále se snažíme přizpůsobit prostředí pro postiženého v rámci možností tak, aby se

zmenšilo namáhání postiženého kolene, například namontování madel na WC nebo použitím vhodných sedaček do vany. Mezi další možnosti nefarmakologické léčby se řadí procedury jako elektroléčba, magnetoterapie, ultrazvuk, laser a další podobné léčebné metody. Od III. stádia artrózy má pacient nárok na lázeňsky léčebný pobyt, kde se oddaluje invalidita a zlepšuje se funkce kloubu[6].

Farmakologická

Farmakologická léčba využívá dvě skupiny léků. Krátkodobě působící léky a dlouhodobě působící léky[6].

Krátkodobě působící léky potlačují bolest a působí protizánětlivě u kloubních struktur. Mezi léky používané perorálně patří analgetika a nesteroidní antirevmatika. Na druhé straně jsou kortikosteroidy, které se užívají nitrokloubní aplikací, což znamená, že se tato látka vpraví do kloubní štěrbiny injekční jehlou. Nevýhodou těchto léků jsou možné vedlejší účinky[6].

U dlouhodobě působících léků není nástup účinků okamžitý, obvykle pacient pociťuje změnu po několika tabletách či injekcích. Úleva přetrvává i několik měsíců po vysazení těchto léků. Nežádoucí vedlejší účinky jsou oproti předchozí skupině minimální, protože jsou přirozenou součástí chrupavky nebo jsou vyrobeny z přírodních produktů. Mezi tyto přírodní produkty, které tvoří součást léků, patří kyselina hyaluronová, glukosaminsulfát, chondroitinsulfát, diacerrhein, výtažek z avokáda a sojových bobů[6].

2.2.2 Chirurgická léčba artrózy

Časná artróza se objevuje především u mladších lidí a to zejména vlivem deformit nebo úrazů. U tohoto výskytu existuje možnost laparoskopického odstranění rozpadlých částí chrupavek a drobných defektů. Úkon, kterým spravujeme deformitu kloubu a obnovujeme tím tak osu končetiny, se nazývá osteotomie. Jako nejzazší řešení léčby artrózy je operace, při níž se implantuje totální endoprotéza. Chirurgicky se odstraní poškozené kontaktní plochy a nahradí se implantáty, které simulují funkci zdravého kloubu[6].

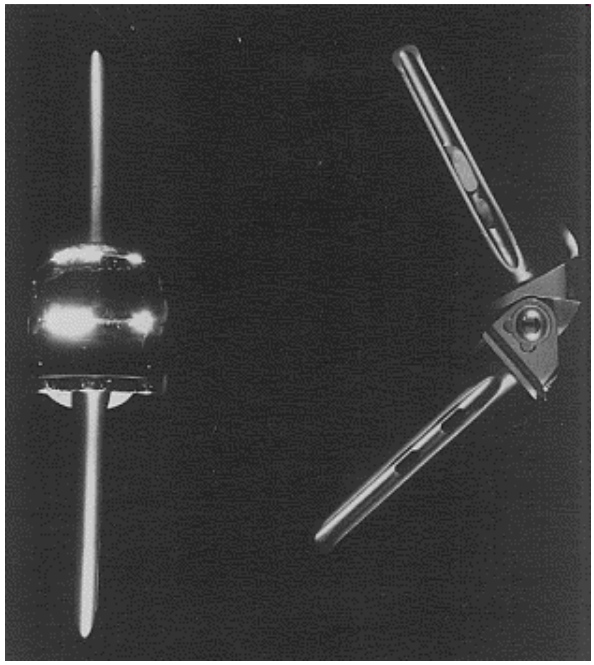
3 NÁHRADA KOLENNÍHO KLOUBU

Po kyčelní náhradě je náhrada kolenního kloubu druhou nejpoužívanější endoprotézou. Pro mnoho lidí to znamená jedinou možnost, jak se plnohodnotně a bezbolestně vrátit do normálního života. V posledních letech se implantáty velmi rychle vyvíjejí a vznikají tak nové endoprotézy vyráběné špičkovou technologií. S tím se vyvíjí i operační technika, která je stále dokonalejší. Nové endoprotézy umožňují řešit výrazné osové deformity a nestability kolenních kloubů. Zvýšením životnosti náhrad se snižuje věková hranice prováděných operací, jež má za následek vzrůstání počtu pacientů, kterým je potřeba endoprotézu vyměnit z důvodu jejího selhání (uvolnění z kostního lůžka, infekce, atd.). Tento fakt vedl k dalšímu vývoji speciálních endoprotéz [15].

3.1 Historie

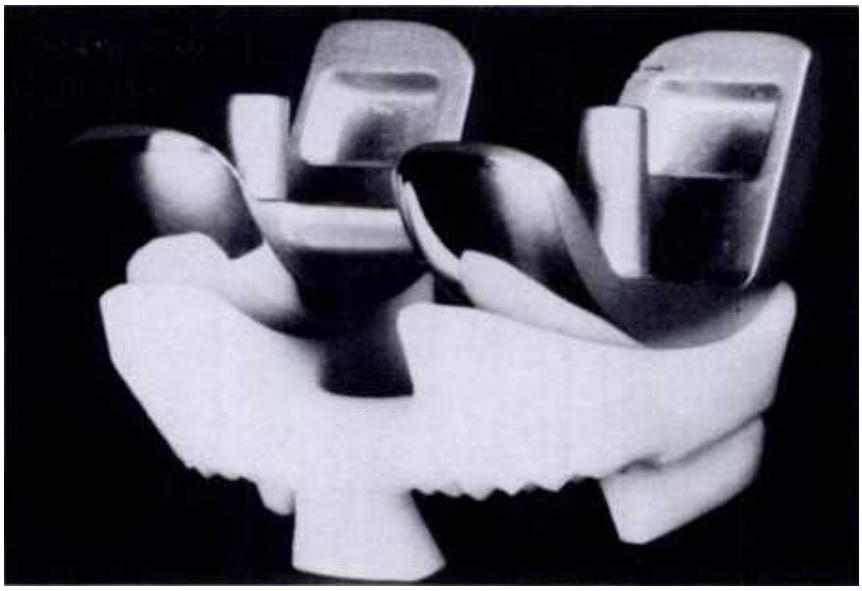
Snaha vyměnit kloub za účelem odstranit bolestivou destrukci kloubu, má za sebou dlouhou historii. Nejdříve se zkoušela výměna za měkké tkáně jako je tuk, svaly, sliznice vepřového měchýře. Jako první kdo se přiblížil k dnešnímu systému náhrad, byl v roce 1940 Campbell, který použil kov při rekonstrukci kolene. Tato metoda doznala vývoje na přelomu 50. a 60. let, kdy implantát začíná kopírovat tvar kontaktních ploch kloubu. Poprvé se objevila kombinace kovu s umělou hmotou.

První skutečnou totální náhradou ve vlastním slova smyslu je označována Waldiusova závěsná endoprotéza (viz obr. 3.1) z roku 1957, konstruována na principu šarnýrového kloubu. Toto provedení ovšem nerespektovalo biomechaniku pohybu v kolenním kloubu a proto často docházelo k problémům, zejména k jejímu uvolňování a mechanickým poškozením [15].



Obr. 3.1: Waldiusova závěsná náhrada [23]

Mezi dalšími vyvinutými náhradami stojí za zmínku geometrická náhrada (viz obr. 3.2). Tyto implantáty nerespektovaly anatomické tvarování kloubních ploch a biomechanické aspekty, proto byly nahrazeny kondylárními náhradami, doplněny o stabilizační prvky pro situaci s těžkou nestabilitou kloubu a náhradní patelou. Největšího pokroku ve vývoji náhrad dosáhly náhrady s rotačními a meniskovými prvky, které dovolují nejen rotaci kolene, ale i jejich posun. Tyto aspekty kopírují pohyb zdravého kolenního kloubu [15].



Obr. 3.2: Geometrická náhrada [22]

V dnešní době se používají kondylární náhrady (viz obr. 3.3), které jsou vzájemně nespojené. Jejich znakem je použití tenkých komponent, které respektují původní kloubní tvary. Femorální komponenta je vyrobena buď z chromkobaltové oceli nebo z keramiky, výjimečně pak z titanu. Tibiální komponenta je vytvořena ze dvou částí. Nosná část, která je zapuštěna do holenní kosti a je podložkou pro kontaktní vložku, je vyrobena z chromkobaltové slitiny nebo titanu.

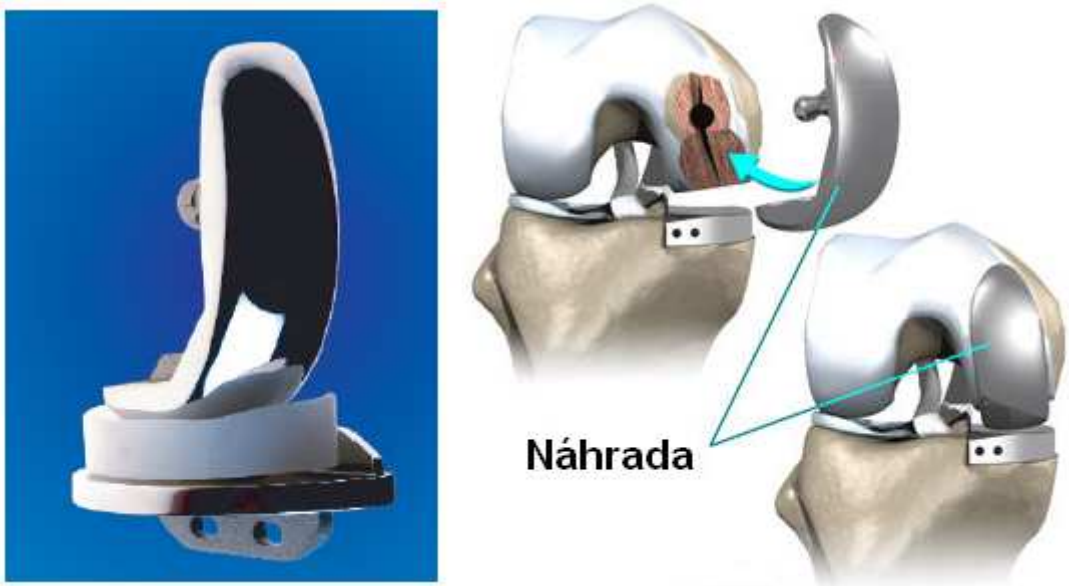
Kontaktní vložka je vyrobena z vysokomolekulárního polyetylenu. Pro dobrou funkci kondylárních náhrad je nutno zachovat postranní vazy. Tato podmínka dovoluje téměř plný rozsah pohybu v operovaném kloubu. Všechny implantáty jsou, ale kompromisem mezi realitou a technologickými možnostmi. V neposlední řadě hrají svoji roli i ekonomické aspekty [15].

Obr. 3.3: Kondylární náhrada [26] [27]

V ČR se náhrady kolenních kloubů začaly realizovat v 70. letech na klinikách v Praze a Brně s náhradami vyrobenými v zahraničí. První český výrobce kolenních náhrad byla firma Walter-Motorlet, která na vývoji spolupracovala s I. Ortopedickou klinikou. V roce 1983 vyrobila první kondylární náhradu, která byla aplikována u více než 10000 pacientů. Inovace se dočkala v roce 1999 a v roce 2000 byl představen nový modulární implantát Walter-Modular. I.Ortopedická klinika v Praze ve spolupráci s firmou Beznoska s.r.o. vytvořila v roce 1997 další implantát domácí výroby označený SVL [15].

3.2 Typy používaných endoprotéz

Pro částečnou náhradu se používá unikondylární náhrada (viz obr. 3.4), kterou je nahrazena pouze část poškozeného kolenního kloubu. Používají se velmi málo, a to jen za jasně definovaných podmínek poškození. Nevýhodou náhrady je menší životnost a pokračující poškozování druhé (nevyměněné) části kloubu. Operační zákrok je menší a klade menší nároky na pacienta. Pokud je to možné, dává se přednost celkové výměně kolenního kloubu. Další hledisko, podle kterého lze endoprotézy rozdělit, je způsob fixace náhrady v kloubu (ke kostnímu lůžku) [15].



Obr. 3.4: Unikondylární cementovaná náhrada [24] [27]

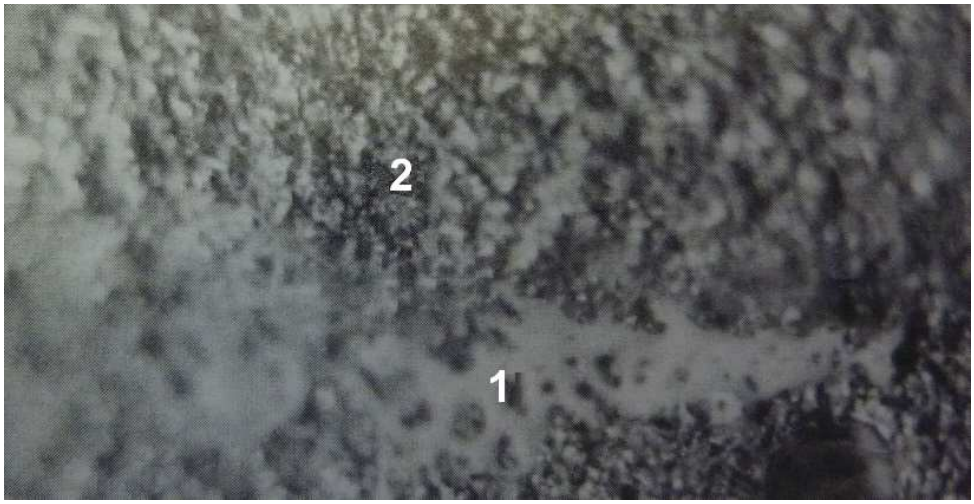
3.2.1 Cementované náhrady

Při operaci se náhrady ukotvují pomocí tenké vrstvy kostního cementu. Kostní cement je rychle tuhnoucí hmota z polymetylmetakrylátu, která z jedné strany přiléhá ke kostní tkáni a z druhé strany přiléhá na kloubní náhradu. Zajišťuje velmi dobrou a dlouhodobou fixaci implantátu v kloubu, vyplňuje mírné defekty kostí, které mohou vzniknout při resekci kosti, uzavírá spongiózní (houbovitou) plochu a tím zamezuje krevním ztrátám po resekci. Do kostního cementu se přidává kontrastní látka, která umožňuje sledovat na RTG snímku cementovou vrstvu v pooperačním období, a antibiotické látky, které zabraňují rozšíření infekčních komplikací. Nevýhodou jsou vedlejší účinky monomerů, které jsou uvolňovány při polymerizaci kostního cementu. Nežádoucí je i nekrotické poškození spongiózní kosti, která vzniká termickým poškozením během polymerace kostního cementu. Důležité je odstranění zbytků cementu, které by se mohly dostat mezi artikulující plochy, a tím by došlo zejména k poškození polyethylenové vložky. Při použití kostního cementu je možné v případě potřeby začít s rehabilitací dříve než u necementové náhrady [3, 15].

3.2.2 Necementované náhrady

Použitím vhodného materiálu a povrchovou úpravou endoprotézy v místech kontaktu s kostí je umožněna fixace bez kostního cementu. Povrch vnitřní strany necementovaného implantátu je porézní. Během operace je nutné dokonalé zavedení implantátu do kosti a následné zaklínění ve stabilní pozici v kosti. Tato stabilní pozice se nazývá jako primární stabilita [3, 15]. Fixace nastává prorůstáním kostní tkáně spongiózní kosti do speciálně povrchově upraveného implantátu (viz obr. 3.5). Takto vzniklé spojení se nazývá osteointegrace, která zajišťuje tzv. sekundární stabilitu. Existuje několik technologií povrchových úprav, které zajistí vrůstání kostní tkáně. Jedna z takových technologií je plazmové tryskání povrchu implantátu

korundovým práškem. Další technologie využívá keramickou hmotu hydroxyapatit, který pokrývá porézní vrstvu implantátu [3].Nevýhodou necementovaných implantátů je poměrně náročná operační technika k vytvoření kvalitního kostního lůžka, jež musí zajistit dobrý kontakt náhrady s kostí. Další nevýhodou jsou vyšší krevní ztráty, jež vznikají neuzavřením spongiózních ploch a delší pooperační rehabilitace v důsledku postupného prorůstání kostní tkáně do implantátu. Vzhledem k technologické a chirurgické náročnosti jsou tyto implantáty dražší než cementované [3,15].



Obr. 3.5: Vrůstání kosti (1) do povrchu náhrady (2) [15]

3.2.3 Hybridní náhrady

Hybridní implantáty kombinují výhody obou předchozích metod a omezují problémy s přesným opracováním kosti. Zpravidla necementovaná náhrada se používá pro femorální komponentu a pro tibiální komponentu se používá náhrada připevněná kostním cementem. Toto použití není závazné a je na operatérovi, který rozhodne co je pro daného pacienta nejvhodnější [3,15].

Jednotlivé skupiny mají své výhody a nevýhody a nelze jednoznačně určit, která z náhrad je nejlepší a nejvhodnější. Samotné použití konkrétní náhrady určí ortoped dle pacientova zdravotního stavu a stavu operovaného kolene [15].

3.3 Popis kondylárních náhrad

3.3.1 Femorální komponenta

Femorální komponenta (viz obr.3.6) je rozdělena z hlediska kontaktních ploch na vnější (artikulační) plochu a vnitřní (upevňovací) plochu. Artikulační plocha je konstruována na základě anatomického tvaru jednotlivých kondylů s ohledem na biomechaniku, kinematiku a silové zatížení kloubu. Plocha je konstrukčně popsána jednotlivými řezy, které jsou mezi sebou plynule navázány. Takto vytvořená plocha zachová silové poměry v organismu. Vnitřní fixační plocha zajišťuje dostatečné ukotvení implantátu ke kosti. Z konstrukčního hlediska je vnitřní plocha tvořena pěti rovinnými plochami, které zapadají do přesně resekovaného femuru. U některých cementových

náhrad jsou na povrchu fixační plochy vytvořeny malé výstupky, které zlepšují kontakt mezi implantátem a kostním cementem. Na vnitřní části se nachází také dva kolíky, které zajišťují přesné usazení implantátu při operaci a zvyšují stabilitu proti působení vnějších sil. Navržený systém usazení zajišťuje jednoznačnou a přesnou polohu implantátu při cementování[16].

Obr. 3.6: Femorální komponenta od firmy Stryker [5]

3.3.2 Tibiální komponenta

Je z funkčního hlediska složena na dvě části. Z kotvící části s dříkem (viz obr. 3.7) a z artikulační části, kterou tvoří polyethylenová vložka. Kotvící část slouží k upevnění vyměnitelné artikulační vložky na své vrchní straně. Vložka respektuje rozdílné tvary mediálního a laterálního kondylu tibie. Ve střední části vložky se nachází výřez, který slouží k případnému zachování zadního zkříženého vazu. Stabilita komponenty v rotaci je zajištěna dvojicí žeber, krátkým dříkem a dvěma otvory pro upevňující šrouby, jež fixují případný kostní štěp. Kotvicí část je dodávána ve čtyřech standardních velikostech pro pravou a levou tibiální kost a je vyrobena z titanové slitiny s označením Ti6Al4V [17].

Obr. 3.7: Tibiální komponenty typ SVL a SVL/RP od firmy Beznoska s.r.o. [28]

Vyměnitelná tibiální vložka (viz obr. 3.8) je dodávána samostatně pro levé a pravé provedení a standardně ve čtyřech velikostech s tloušťkami 8, 11, 14 a 17mm. Vložka je vyrobena z materiálu označeným jako UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylen) [17]. Jedná se o nízkotlaký vysokomolekulární polyetylen poprvé vyrobený v USA v padesátých letech 20. století [3]. Tibiální vložka je v kotvicí části fixována pomocí rámečku a centrálním šroubem [17]. Artikulační plocha tibiální vložky je tvořena systémem poloměrů, tak aby femorální kondyly zapadaly do těchto vytvořených drážek. Mezi drážkami se nachází centrální výstupek, který slouží jako určitá náhrada zadního zkříženého vazu a omezuje rotaci kolene ve flexi a extenzi [16].

Obr. 3.8: Tibiální plato typ SVL a SVL/RP od firmy Beznoska s.r.o. [28]

3.3.3 Patelární komponenta

Výměna pately je v mnoha směrech neprávem opomíjena, ale její zanedbání může vést k problémům ve femoropatelárním kloubu, a tím i ke znehodnocení operace. Výsledky výzkumů ukazují, že implantace patelární komponenty snižuje výskyt komplikací až o 30%. Výsledek implantace patelární komponenty (viz obr. 3.9) závisí na jejím konstrukčním řešení, vhodné indikaci a na přesné implantaci ve všech jejích třech rovinách [16]. Rotačně vypouklý tvar implantátu, vhodné zajištění implantátu čéšky proti rotaci a jeho přesné uložení jsou hlavními předpoklady pro dlouhodobou úspěšnost patelární náhrady. Rotačně vypouklý tvaru implantátu usnadňuje implantaci a zajišťuje příznivé podmínky z hlediska otěru polyetylenu [18].

Obr. 3.9: Patelární komponenta od firmy Beznoska s.r.o. [28]

3.4 Revizní operace

K revizním operacím dochází v případech, kdy se u primární náhrady objeví problémy jako je například uvolnění implantátu z kostního lůžka, ztráta stability kloubu atd. Předpokladem k úspěšné revizní operaci je přesná analýza příčin problému u primární náhrady a určení následného postupu pro další operaci. Zevrubně lze revizní operace rozdělit na dvě skupiny, a to na korekční operace měkkých struktur a jejich deformit, při nichž nedochází k náhradě některých komponent endoprotézy a na revizní operace, při nichž je nutné vyměnit nebo odstranit implantát. Druhou skupinu je možné ještě rozdělit do třech kategorií, a to na [16]:

a) revize za nový kondylární implantát,

b) náhrada za revizní implantát,

c) artrodéza.

3.4.1 Revize za nový kondylární implantát

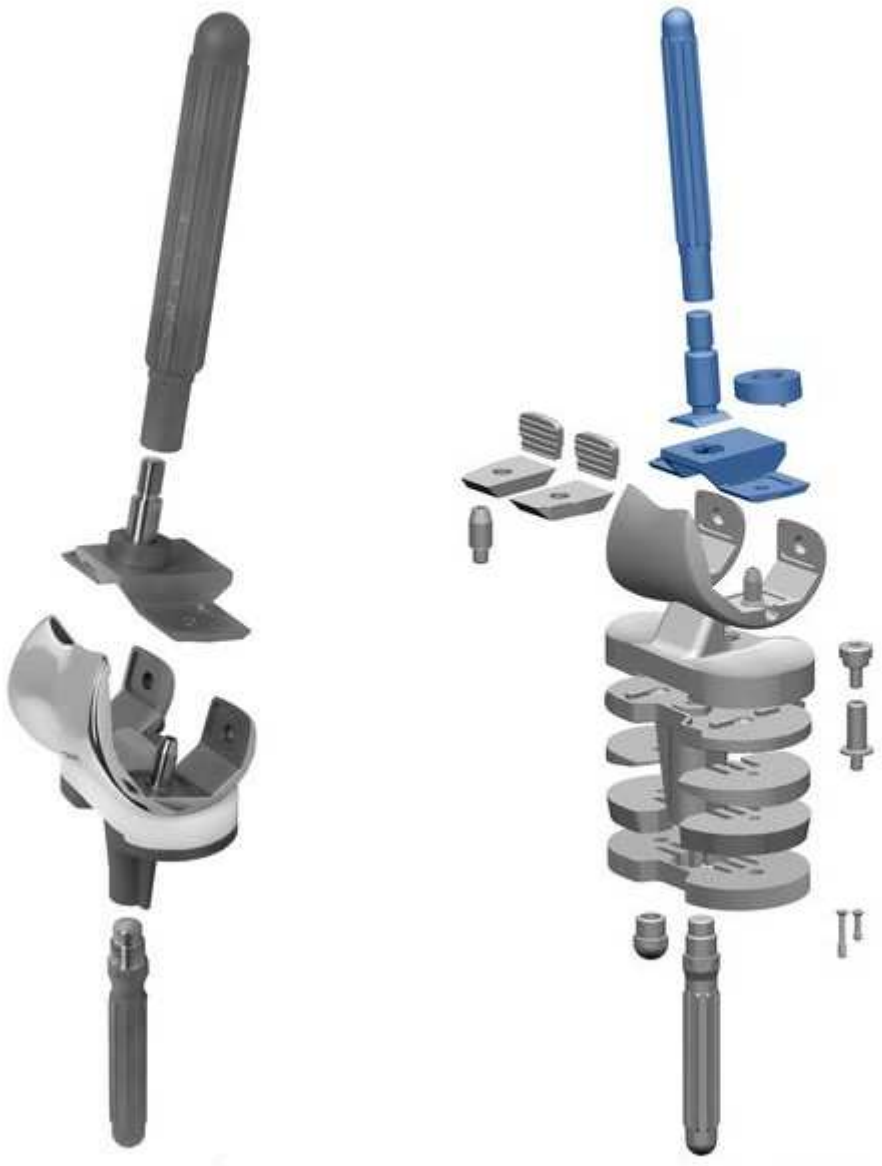
Jedná se o technicky nejnáročnější řešení, ale také z hlediska další funkce kolenního kloubu za nejlepší. K implantaci nové kondylární náhrady musí být splněny některé podmínky. První nutnou podmínkou je zachování dostatečného množství kostní hmoty pro bezpečné ukotvení nového implantátu. Další podmínkou je zachováni aparátu a kolaterálních vazů nebo možnosti jejich rekonstrukce. Pokud nejsou tyto podmínky splněny, není možné přistoupit k tomuto druhu operace a je nutno přistoupit buď k náhradě za implantát závěsného typu, anebo k artrodéze. Naopak při splnění podmínek nesmíme s operací dlouho ztrácet čas, neboť by mohlo postupem času dojít k zvětšení rozsahu postižení kostních tkání a měkkých struktur a tím k porušení nutných podmínek. Z rentgenových snímků před operací zjistíme důvody selhání primární náhrady a operatér určí postup při revizní operaci [16].

3.4.2 Náhrada za revizní implantát

K implantaci revizní náhrady dochází v případech, kdy se kondylární náhrada uvolní ze svého lůžka, nebo v případech, kdy dochází ke ztrátě kostní tkáně na femuru a tibii. Další možná příčina této implantace je ztráta nebo nenávratné poškození kolaterálních vazů, které zajišťují stabilitu kolenního kloubu. Při dlouhotrvajícím ponechání uvolněné kolenní náhrady může dojít k osteolýze a následnému nebezpečí zlomeniny diafýzy femuru nebo tibie. Při předoperačním plánování je velmi důležité zjistit míru poškození kolenního kloubu. Tuto míru zjistíme dle rentgenového snímku a na základě těchto znalostí je vybrán vhodný revizní implantát, který dostatečně nahradí kostní defekty na femuru a tibii po její implantaci. Revizní implantát z hlediska kinematiky musí zachovávat extenzi, flexi, varózní a valgózní pohyb v koleně a musí zajistit i určitou míru rotace v tibii [16].

Revizní implantát je zobrazen na obrázku 3.10. V minimální funkční sestavě je tvořen z femorální revizní komponenty, která je doplněna femorálním dříkem a přechodkou, z tibiální komponenty doplněnou o tibiální dřík a z polyethylenové revizní vložky [20]. K femorální části lze připevnit femorální augmentace dorzální a distální a k tibiální části lze upevnit

augmentace klínové a blokové v provedení laterálním a mediálním nebo blokovou tibiální podložku. Tyto augmentace nám umožňují vyplnit kostní defekty[21].



Obr. 3.10: Revizní náhrada od firmy Medin a.s. [25]

3.4.3 Artrodéza

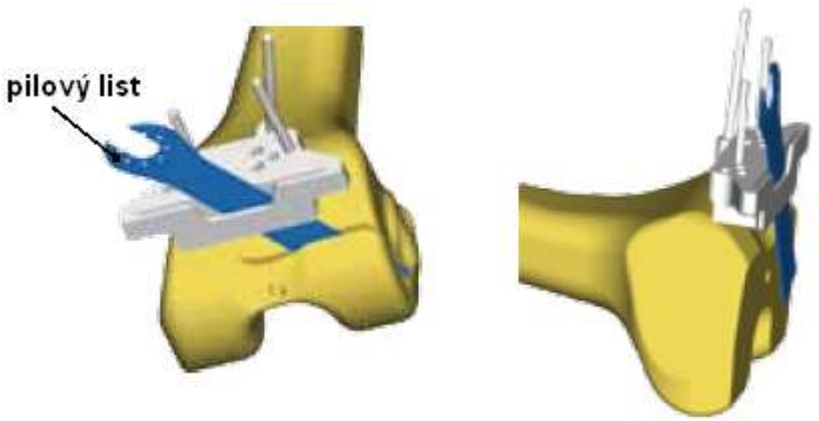
Při neúspěchu aloplastiky, například vlivem infikované artritidy kolenního kloubu, nebo při selhání totální náhrady nastupuje poslední možnost jak ulevit od bolesti, kterou je artrodéza. Jedná se o ztužení kolenního kloubu pomocí vnější fixace. V dnešní době rozeznáváme 4 metody ztužení kolenního kloubu. Artrodéza pomocí sádrové fixace, pomocí nitrodřeňové fixace, pomocí vnitřní osteosyntézy a pomocí vnější osteosyntézy. Bližší popis těchto metod by přesáhl rámec této práce, podrobnosti jsou uvedeny v publikaci [16]. Výhodou této metody je stabilita kolenního kloubu, možnost plného zatěžování a úleva od bolesti pacienta. Hlavními nevýhodami artrodézy jsou nehybnost kolene po zákroku, omezení pohybu a přetěžování nosných kloubů[16].

3.5 Operační postup při implantaci kondylární náhrady

Implantace kondylární náhrady je poměrně složitý proces, při němž musíme dodržovat určité zásady. Jejich dodržení vede k úspěšné implantaci a bezproblémovému pooperačnímu průběhu. Základní podmínkou je maximální aseptivita (sterilnost) v operovaném prostředí. Další podmínky vyplývají z náročnosti prováděné operace. Mezi ně patří šetrné zacházení s měkkými tkáněmi hlavně při přístupu do operovaného kolene, minimální a šetrná kostní resekce, obnova mechanické osy končetiny, vyvážení napětí měkkých tkání a správná technika cementace [16]. Nejmodernější kondylární implantáty umožňují jednoduchou a dokonalou fixaci v kostním lůžku při minimální kostní resekci. Sortiment náhrad je dodáván v jednotlivých velikostech vždy v provedení pro pravé a levé koleno. Společně s implantáty je dodáváno rozsáhlé instrumentárium, které zajistí přesné usazení a zajištění kolenní náhrady. Instrumentárium je vytvořeno tak, aby umožnilo jednoduše a podle přesných instrukcí řešit vyskytující se problémy [29].

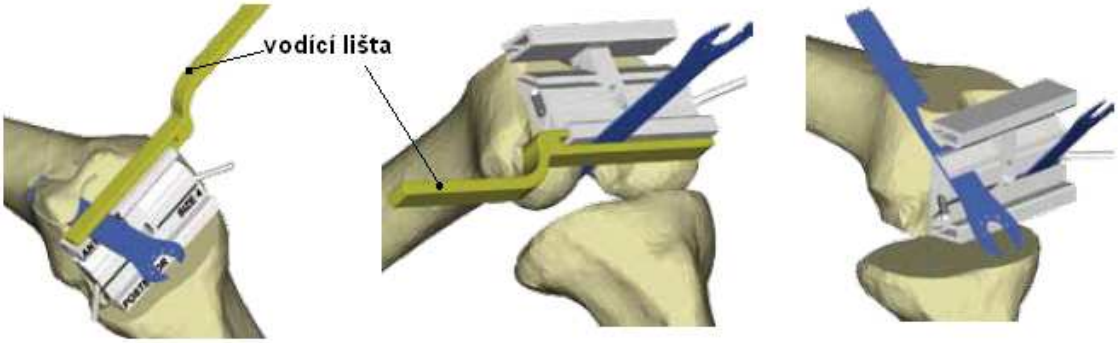
3.5.1 Femorální resekce

Po odstranění osteofytů a vytvoření nitrodřeňového kanálu je zaveden nitrodřeňový hřeb s cíličem, který je nasměrován do středu hlavice kyčelního kloubu. Tímto přístupem bude dosažen distální řez kolmý na mechanickou osu femuru. Resekce je provedena pilový listem přes distální resekční šablonu (viz obr. 3.11) [29].



Obr. 3.11: Distální femorální resekce [29]

Přesně definovanými kroky ustavíme resekční šablonu pro ventrální a dorzální resekci (viz obr. 3.12). Přes vodící lištu provedeme ventrální, dorzální a šikmou resekci femuru [29].

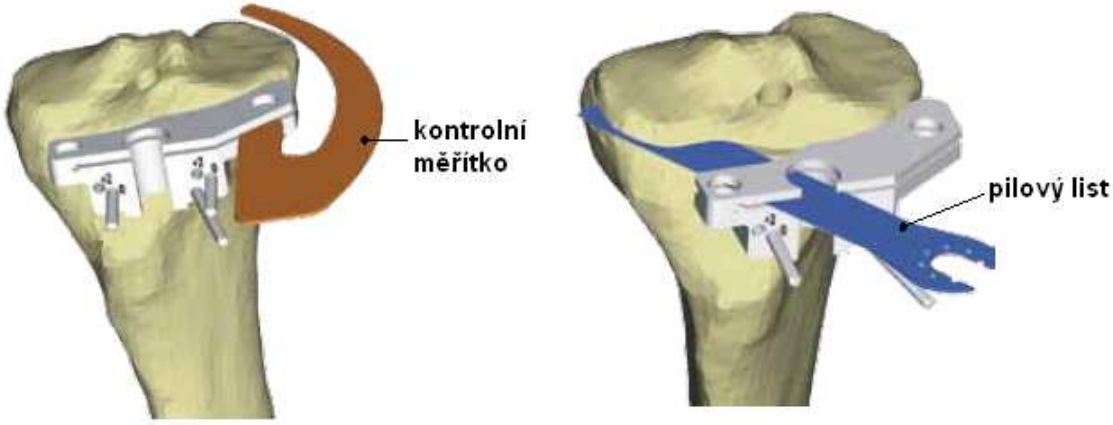


Obr. 3.12: Dorzální, ventrální a šikmá resekce femuru [29]

3.5.2 Tibiální resekce

K tibiální resekci se používají dvě metody cílení. První z nich se nazývá extramedulární cílení a druhá intramedulární cílení. Záleží na operatérovi, který druh cílení zvolí s ohledem na stav operovaného kolenního kloubu.

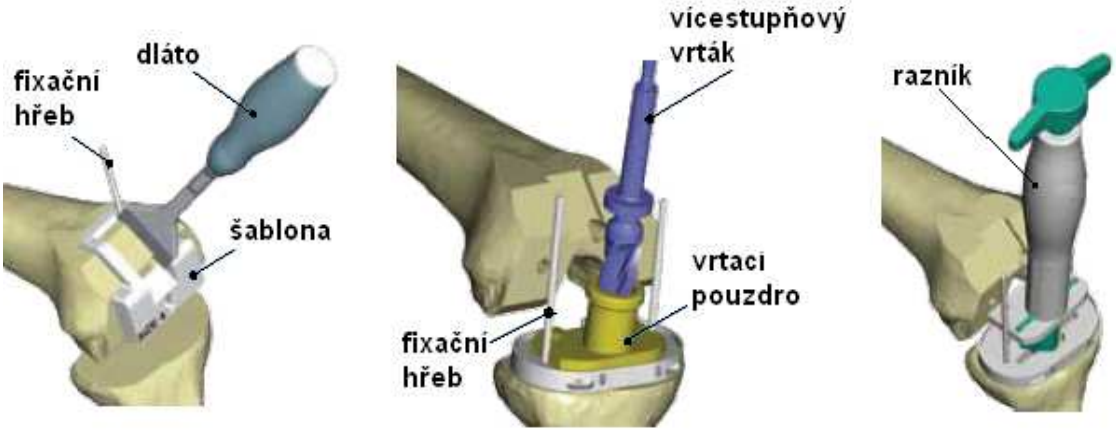
Na tibii nasadíme cílič se šablonou a přesně definovaným postupem nastavíme polohu resekční šablony. Po odejmutí cíliče provedeme resekci tibie pilovým listem (viz obr. 3.13) [29].



Obr. 3.13: Tibiální resekce [29]

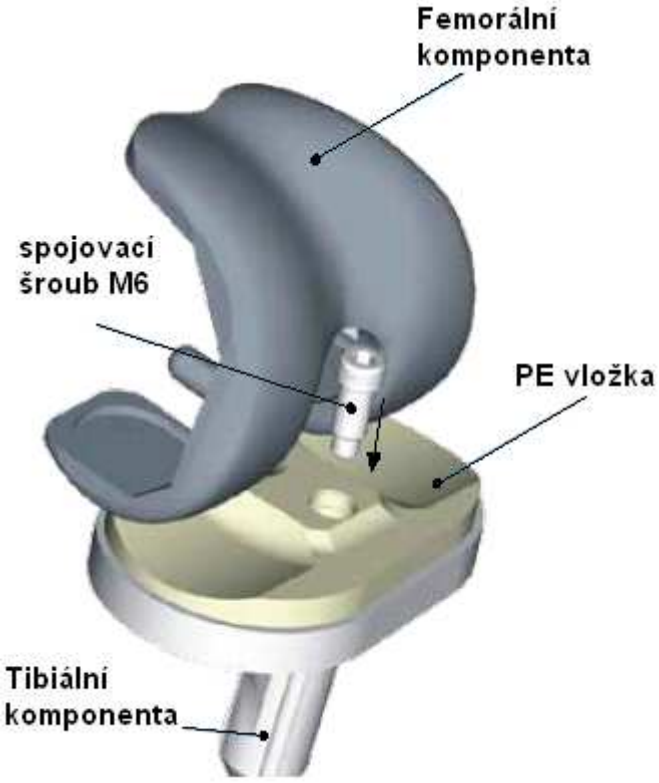
3.5.3 Implantace komponent

Před samotnou implantací je nutné vytvořit ve femuru dvojici otvorů pro fixační kolíky a dlátem vysekat kotvící plochu. Do tibie je vyvrtán vrtákem kanál pro dřík tibiální komponenty a následně razníkem vytvořeny otvory pro antirotační žebra (viz obr. 3.14) [29].



Obr. 3.14: Přípravné operace před implantací [29]

Nejprve je implantována tibiální komponenta se zkušební vložkou. Po implantaci femorální komponenty se odstraní zkušební vložka a na očištěnou tibiální komponentu je spojovacím šroubem připevněna PE vložka (viz obr. 3.15) [29].



Obr. 3.15: Sestavení totální endoprotézy [29]

4 NÁHRADY KONSTRUOVANÉ POMOCÍ RAPID PROTOTYPING

Rapid prototyping je metodou reverzního inženýrství, kdy se využívají data z naskenovaného modelu k vytvoření finálního výrobku. Konečný výrobek je vytvořen jednou z aditivních metod výroby prototypů. V dnešní době existuje několik návrhů jak využít technologii rapid prototyping k vytvoření individuální kolenní náhrady nebo její části.

4.1 Individuální femorální náhrada využívající tvar standardních náhrad

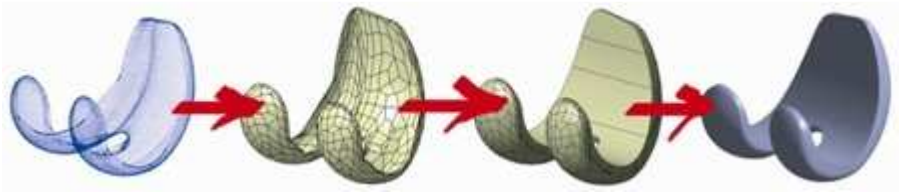
Cílem vytvoření této náhrady bylo využít data skenovaného kolene pacienta a aplikovat je na standardní kolenní náhrady. Vnější tvar kolenní náhrady zůstal nezměněn a vnitřní tvar byl vytvořen otisknutím modelu kolene. Tímto způsobem vytvořená náhrada měla zajistit ideální rozložení zatížení na operované koleno a omezení resekce při operačním postupu.

Pacientovo koleno bylo nasnímáno pomocí výpočetní tomografie a data byla převedena na formát STL ve specializovaném softwaru na Fakultě informačních technologií v Brně. Standardní náhrada byla naskenována optickým skenerem ATOS a data byla opět převedena do formátu STL. Následně byla tato data zpracována v programu Catia V5 R17.

Nejdříve byla zpracována data naskenovaného kolena. Prvním krokem bylo ořezání modelu tak, aby se získaly jen ty oblasti, které jsou potřeba pro další zpracování, v tomto případě distální femur. Nekvalitní hrana vytvořená automatickým ořezáním byla upravena pomocí ořezové roviny. Otvor vzniklý na modelu pak byl automaticky uzavřen. V dalším kroku bylo nutné vytvořit z STL modelu plošný model a z uzavřeného plošného modelu objemový model (viz obr. 4.1). Odchylka plošného modelu od původního STL modelu byla přijatelná [30].

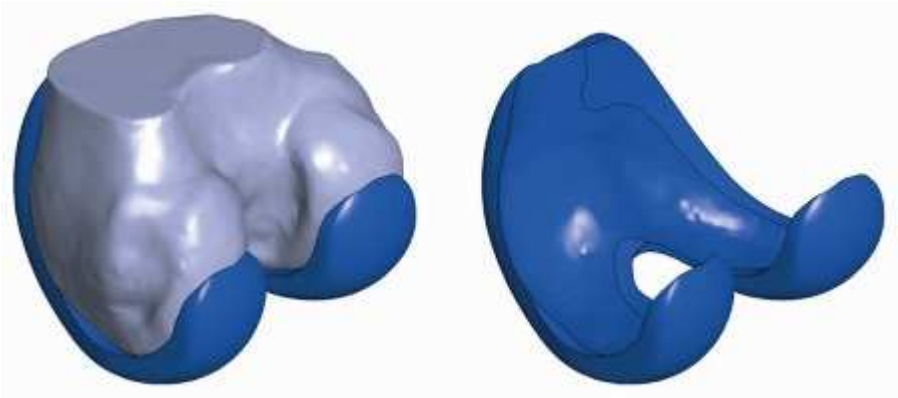
Obr. 4.1: Jednotlivé kroky při přípravě modelu kolene [30]

Podobným způsobem byla zpracována i data standardní náhrady. V prvním kroku byla odstraněna vnitřní plocha náhrady a nově vzniklá hranice na vnitřní straně náhrady byla oříznuta připravenou plochou. Takto upravená polygonální síť byla převedena na plošný model. Odchylka byla akceptovatelná stejně jako v případě distálního femuru. V dalším kroku bylo nutné plošný model uzavřít. K uzavření plochy byl použit lem vytvořený na okraji hranic implantátu. Následně byla uzavřená plocha převedena na objemový model (viz obr. 4.2) [30].



Obr. 4.2: Jednotlivé kroky při přípravě náhrady [30]

Upravené objemové modely byly importovány do modulu sestavy, kde byly navzájem proti sobě ustaveny tak, aby došlo k rovnoměrnému odebrání materiálu (viz obr. 4.3). Otisk kolenní části do náhrady byl proveden pomocí Booleovských operací. Konečný model s otiskem byl převeden zpět do formátu STL a následně byl vytisknut jako prototyp na 3D tiskárně z termoplastického materiálu s označením ABS*plus.* Bylo zjištěno. Že problémy nastávají s otiskem kolene do kolenní náhrady v důsledku malého výběru velikostí kolenních implantátů a různorodou velikostí femorálních částí kloubů [30].



Obr. 4.3: Ustavená femorální komponenta na femuru a výsledná náhrada [30]

4.2 Individuální náhrada pro psa

V dnešní době se testují univerzální náhrady pro psy. Implantáty jsou odvozeny od endoprotéz pro lidská kolena. V publikaci [32] hodnotili Liska a Doyle výsledky operace a roční pooperační stavy u šesti psů, kterým byla indikována osteoartritida. Výrazné zlepšení v pohyblivosti operovaného kolena bylo pozorováno po třech měsících od operace.

V odborné studii [31] se Jajal Ketankumar Ramniklal z univerzity v Severní Karolíně zabýval návrhem a výrobou individuální psí náhrady kolenní kloubu. K tomuto účelu byly využity data z výpočetní tomografie, které byly následně upraveny v běžně dostupných softwarech na model kolenního kloubu. Následně pak byla navržena metodika konstrukce individuální kolenní náhrady. Implantát byl pak vyroben dvěma technologiemi, technologií EBM (Electron Beam Melting) a technologií přesného lití [31].

4.2.1 Požadavky na návrh femorální komponenty:

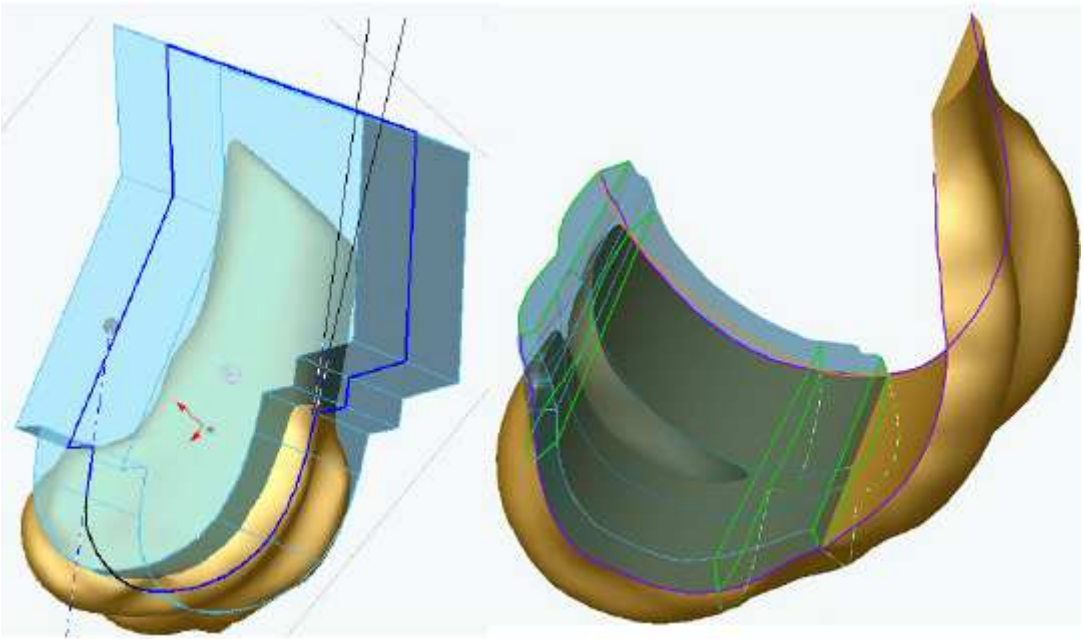
- Snadné nasazení femorální komponenty na kost v průběhu operace
- Tvar a velikost implantátu by měly být stejné jako anatomicky zdravé koleno
- Použitý materiál musí být biokompatibilní
- Vnitřní plocha implantátu musí podporovat vrůst kosti do jeho povrchu

Jako předmět výzkumu byl vybrán šestiletý Labrador s těžkou osteoartritidou kolenního kloubu. Oblast postiženého kloubu byla nasnímána pomocí výpočetní tomografie (CT). Ze získaných 2D řezů byl v softwaru MIMICS vytvořen 3D model, který byl dále upraven (rekonstruován a vyhlazen) a převeden do formátu STL [31].

4.2.2 Konstrukce implantátu

Tvorba implantátu probíhala v programu SolidWorks od firmy Dassault Systèmes. Data kolenního kloubu ve formátu STL byla importována do programu pomocí výměnného formátu STEP.

Vnitřní část kolenního modelu byla odebrána tak, že vznikl základní prvek femorální náhrady. Následně byla upravena vnitřní plocha náhrady odečtením pospojovaných profilů, které byly vytvořeny v předem definovaných rovinách (viz obr. 4.4). Podrobný popis konstrukce náhrady se nachází v publikaci [31].



Obr. 4.4: Konstrukce femorální náhrady [31]

5 SKOŘEPINOVÁ NÁHRADA KOLENNÍHO KLOUBU

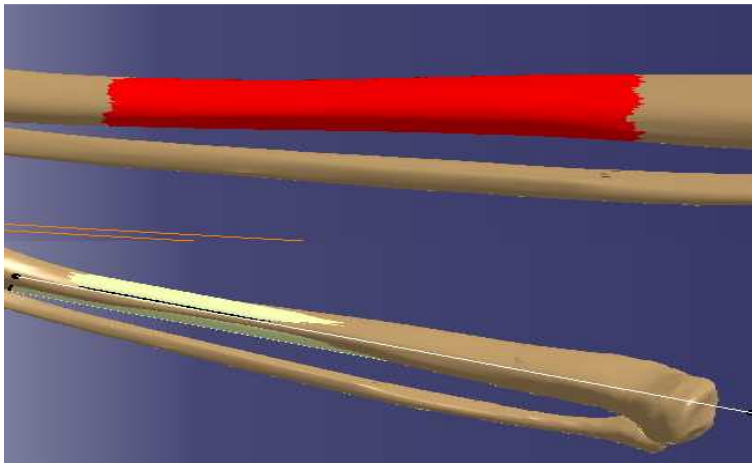
Cílem této práce je vytvořit návrh metodiky tvorby skořepinové kolenní náhrady femorální části pomocí naskenovaného modelu pacientova kolene. Nevýhodou standardních náhrad je poměrně rozsáhlá resekce kostní hmoty na femuru. Z pravidla resekce probíhá v pěti rovinách pomocí šablon. U navržené skořepinové náhrady ovšem resekce neproběhne v těchto rovinách, ale odebere se přesně definované množství kostní hmoty určené podrobným CT scanem poškozeného kloubu. Uvedený krok nebylo v této práci možné realizovat, protože se nepodařilo získat požadovaná podrobná CT data. Zajištěná minimální resekce obecně urychluje proces rehabilitace pacienta a snižuje riziko pooperačních komplikací. Necementovaná náhrada bude polohově zajištěna na femuru pomocí vytvořených žeber. Navržená plocha femorálních kondylů musí být co nejkvalitnější, se spojitostí typu G1 nebo G2 a pokud možno bez skokových změn křivosti. Nesplnění těchto podmínek může mít vliv na zvýšené opotřebení a kontaktní tlak ve zmíněných místech. Při návrhu musí mít plocha náhrady otevřený tvar, aby bylo zajištěno snadné nasazení implantátu na resekovaný distální femur [8].

5.1 Návrh metodiky

Femorální náhrada je vytvořena v softwaru CATIA V5 od společnosti Dassault systèmes. V práci je využito několik jeho modulů, které nabízí, a to STL Rapid prototyping (STLRP), Quick surface reconstruction (QSR), Generative shape design (GSD) a Part design (PD).

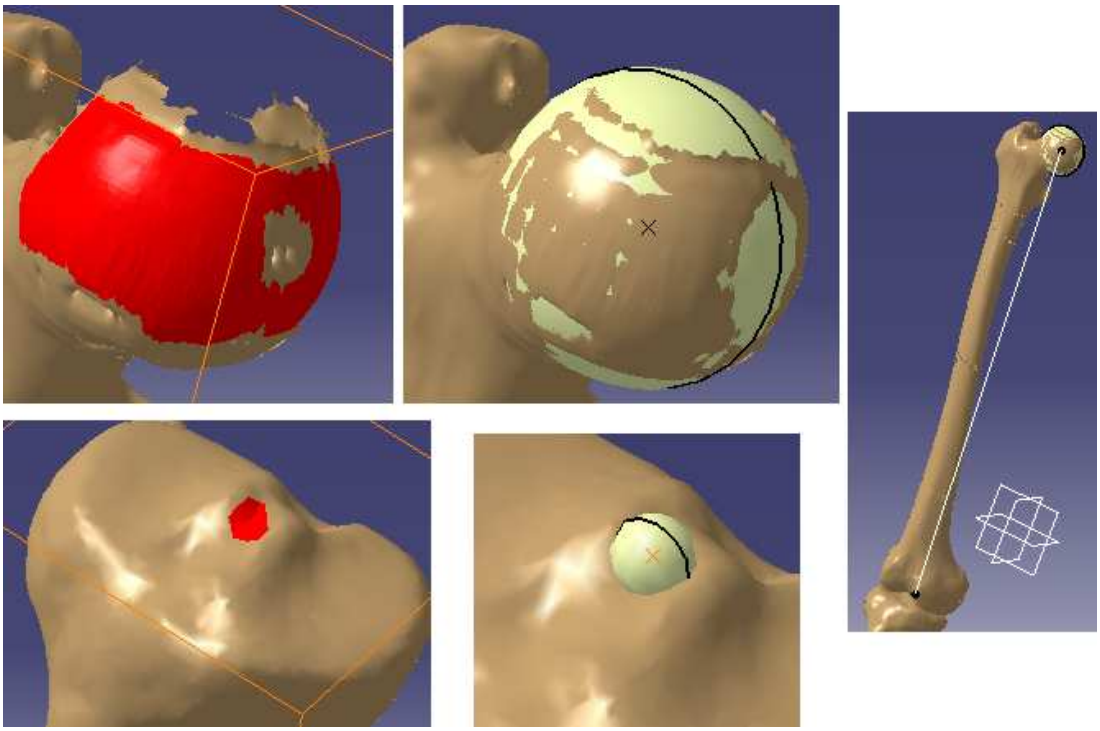
5.1.1 Úprava STL modelu

Příkazem STL import načteme v modulu STLRP naskenovaná data kolenního kloubu. Před dokončení vložení vybereme oblast kolenního kloubu, která je pro nás důležitá. V našem případě celou pravou dolní končetinu. Funkcí *Remove* odstraníme nepotřebné části, například patelu. V dalším kroku od sebe oddělíme funkcí *Trim/Split* tibiální a femorální kost. Příkazem *Activate* vybereme válcovou část tibie (viz obr. 5.1) a v modulu QSR se do označené válcové části vepíše válec, který obsahuje i svojí osu (viz obr. 5.1). Osa válce představuje anatomickou osu tibie.



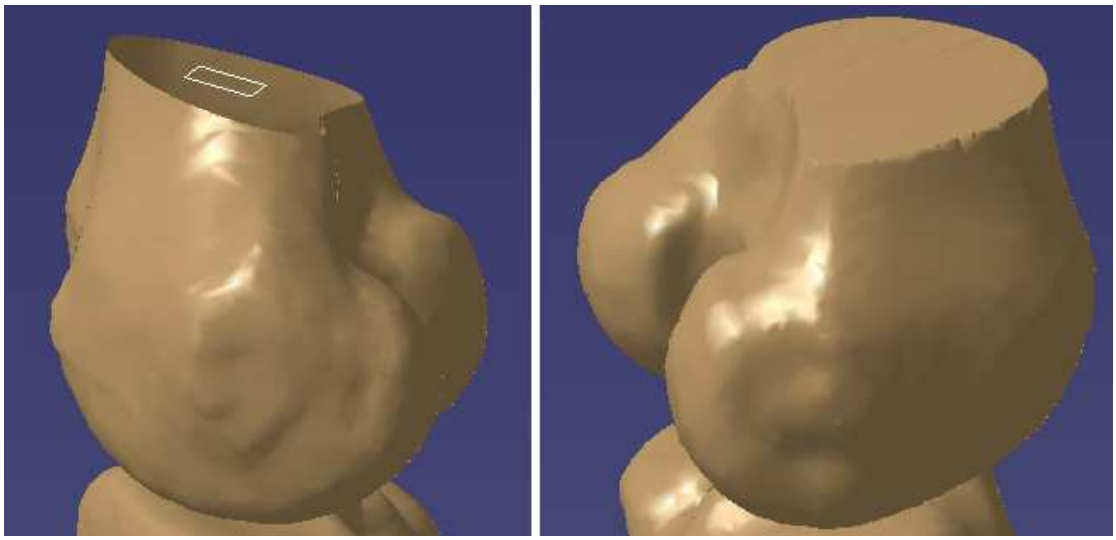
Obr. 5.1: Výběr oblasti a vepsání válce.

Mechanickou osu vytvoříme příkazem *Line*, spojením středu kyčelní hlavice a středu eminentia intercondylaris na tibii. Příkazem *Basic Surface Recognition* vepíšeme kouli do kyčelní hlavice a stejným způsobem vepíšeme kouli do středu eminentia intercondylaris. Takto získané středy koulí spojíme (viz obr. 5.2).



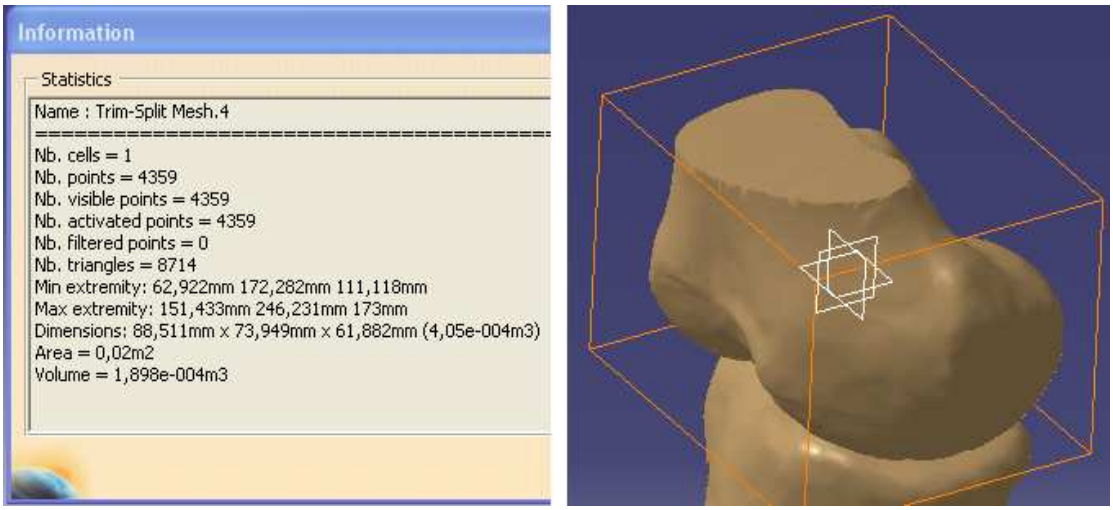
Obr. 5.2: Tvorba mechanické osy

Při výběru oblasti zájmu se na koncích jednotlivých kostí objevují trojúhelníkové výstupky, které je nutné ořezat. Jako řezací entitu zvolíme uživatelem definovanou rovinu a ořezaní provedeme příkazem *Trim/Split* (viz obr. 5.3). Příkazem *Fill Holes* vyplníme otvory po předchozím odřezání (viz obr. 5.3).



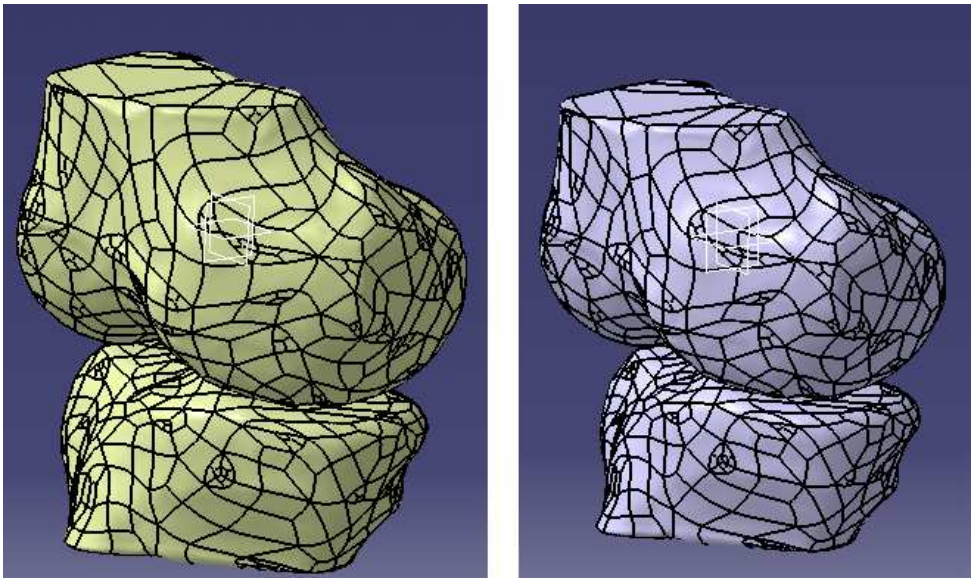
Obr. 5.3: Ořezaný a uzavřený model

Jelikož se komponenty v prostoru nenachází ve vhodné pozici, je nutné je posunout do středu souřadného systému. Příkazem *Information* zjistíme polohu a velikost ohraničujícího kvádru femorální části. Ze získaných rozměrů vypočítáme hodnoty posunů v jednotlivých souřadnicích (viz obr. 5.4). Samotný posun provedeme příkazem *Translate*. Počátek souřadného systému se nyní nachází uprostřed ohraničujícího kvádru a mezi jednotlivými kondyly femuru. STL model je ustaven a připraven k dalšímu zpracování.



Obr. 5.4: Informační tabulka a model posunutý do počátku

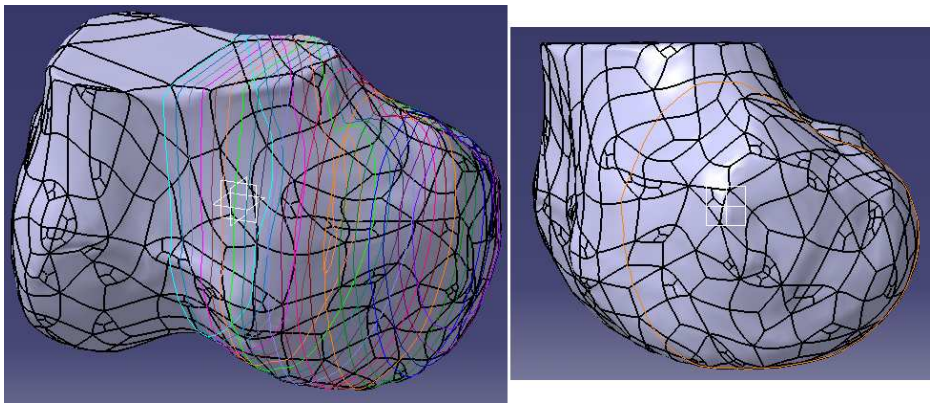
Příkazem *Automatic Surface* vytvoříme z STL modelu plošný model(viz obr. 5.5). Do příkazu zadáme maximální požadovanou odchylku vytvořené plochy od STL modelu a počet elementárních plošek. V našem případě hodnota odchylky činila 0,1 mm a počet elementárních ploch je 1000. Příkazem *Close Surface* v modulu PD vytvoříme z plošného modelu objemový model (viz obr. 5.5).



Obr. 5.5: Plošný a objemový model kolenního kloubu

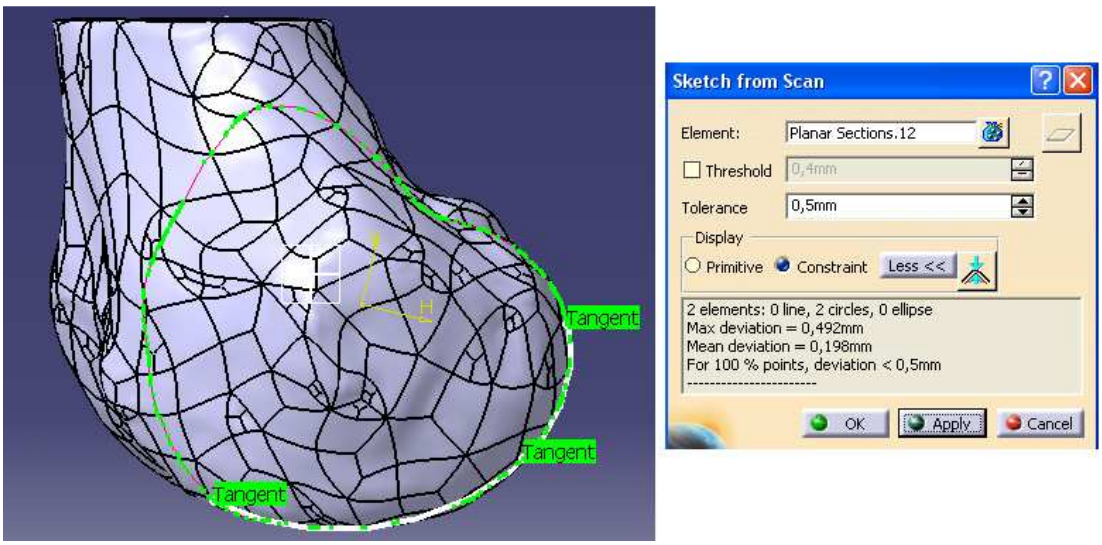
5.1.2 Plocha kopírující mediální kondyl

K vytvoření kvalitní mediální plochy je zapotřebí několik entit, které budou tvořit základ této plochy. Jako první z nich je vytvořena páteřní křivka z řezu v sagitální rovině. Jednotlivé řezy (viz obr. 5.6), ze kterých pak vybíráme vhodnou křivku, jsou generovány příkazem *Planar Section* v modulu QSR. Jako element k tvorbě rovin vybereme femur a jako referenci bude rovina YZ, počet řezů nastavíme na 20 a vzdálenost mezi jednotlivými řezy 2 mm. Následuje výběr nejvhodnějšího řezu, který bude sloužit jako základ k páteřní křivce. Nejvhodnější řez je takový, který leží přibližně na středu kondylu (viz obr. 5.6). V našem případě se jedná o řez číslo 12 (*Planar Section 12*).



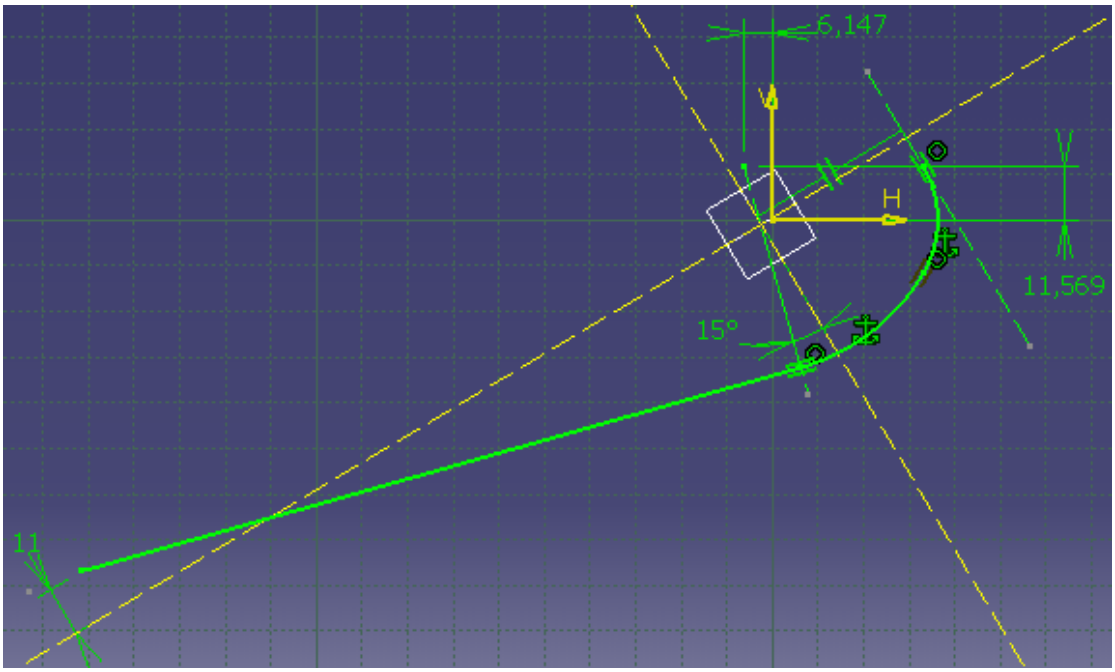
Obr. 5.6: Řezy v sagitálních rovinách a vybraný řez

Páteřní křivka se skládá z částí oblouků napojených tečně na sebe. K zajištění této podmínky využijeme příkaz *Sketch from scan*, kde označíme vybraný řez a zadáme toleranci, o kterou se může vytvořený oblouk odchýlit od řezu. Manuálním výběrem vložíme spojitostní body a určíme typ spojitosti (viz obr. 5.7). Potvrzením se vykreslí náhled křivky a v dialogovém okně (viz obr. 5.7) se objeví informace, kolik procent křivky se nachází v dané toleranci a maximální a minimální odchylka křivky. Potvrzením se definitivně křivka vykreslí do náčrtu, který se musí dále ještě upravit.



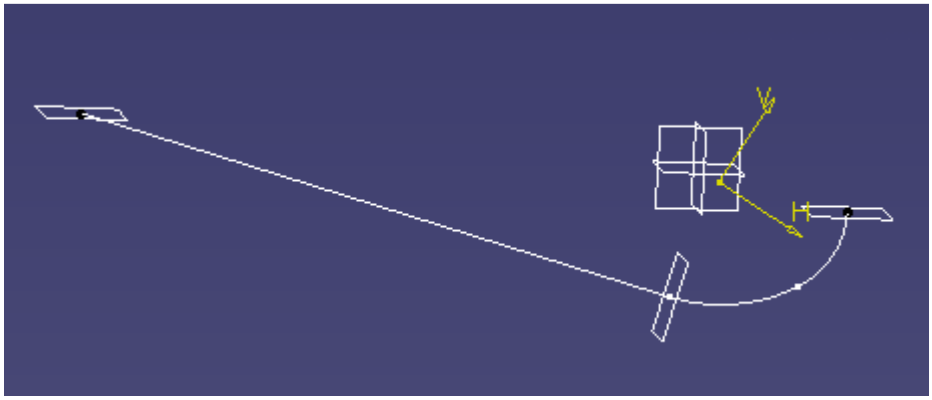
Obr. 5.7: Výběr bodů na řezu a dialogové okno příkazu *Sketch from Scan*

Pro úpravu je nutno držet se přesně stanovených pokynů. Nejdříve zjistíme střed oblouku, který protíná promítnutou osu Z. Do středu oblouku vložíme konstrukční bod a narýsujeme z ní konstrukční čáru, která bude svírat s promítnutou osou Z úhel 15° (maximální hodnota hy perextenze). Následně oblouk podle potřeby buď ořežeme, nebo protáhneme ke konstrukční čáře. Po upravení pokračujeme v editaci náčrtu do okamžiku, kdy bude odpovídat obrázku 5.8.



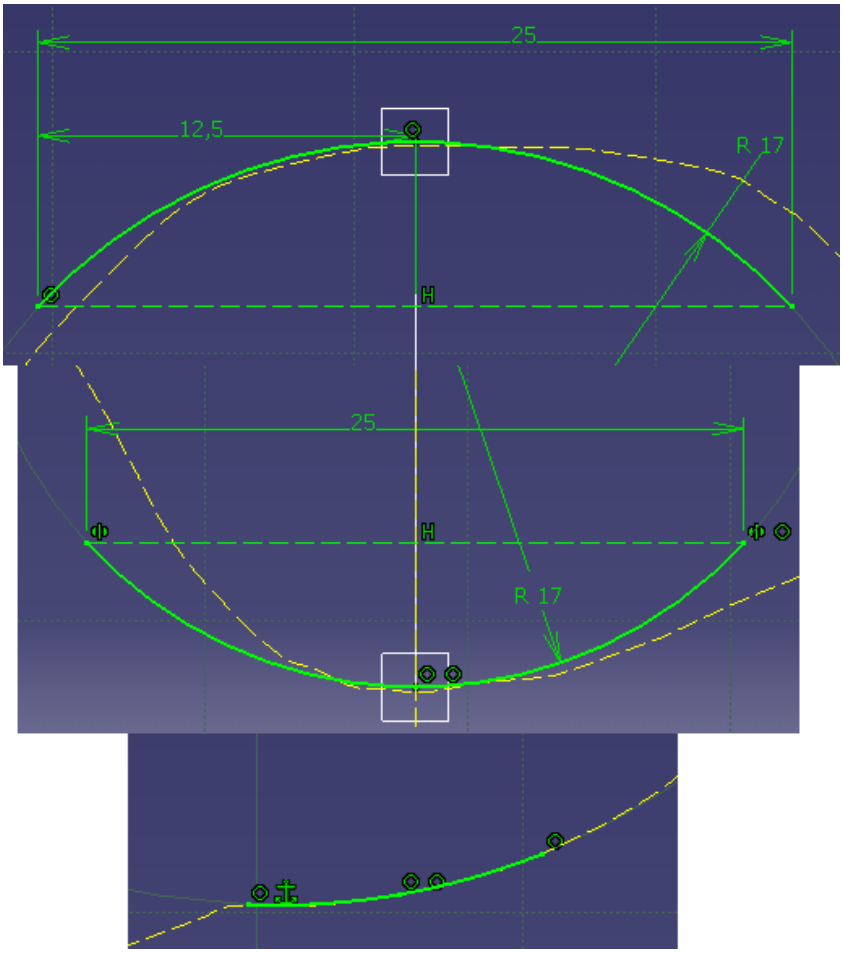
Obr. 5.8: Konečný náčrt páteřní křivky

Jelikož plocha bude vytvořena spojením několika profilů, je nutné tyto profily definovat. Tvar jednotlivých profilů odpovídá kruhovým obloukům. Počet profilů teoreticky může být libovolný, ale se zvětšujícím se počtem profilů se zvětšuje pracnost tvorby plochy, a ne vždy to vede k její kvalitě. V našem případě se páteřní křivka skládá ze dvou oblouků a jedné úsečky, tudíž se nám nabízí čtyři možné body, kde lze snadno vytvořit rovinu a v ní příslušné profily. Experimentálním ověřením bylo zjištěno, že plocha vytvořená z pěti profilů nebyla vyhovující z hlediska křivostní analýzy, a proto počet profilů byl redukován na tři. K vytvoření profilů je nutné nejprve definovat roviny. Roviny, které budou procházet počátkem a koncem páteřní křivky jsou rovnoběžné s rovinou XY a třetí rovina je konstruována jako kolmá rovina k páteřní křivce procházející bodem, který rozděluje křivku na přímku a oblouk.(viz obr. 5.9).



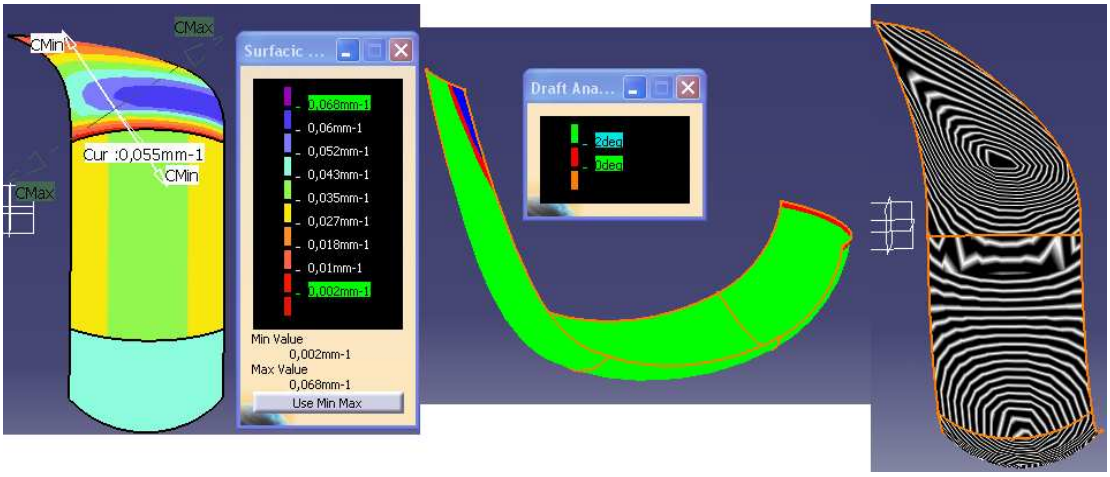
Obr. 5.9: Roviny definované na páteřní křivce

Na dorzální straně kondylu bude náčrt vypadat dle obrázku 5.10. Jako pomocný profil použijeme průsečnici femuru s rovinou, ve které provádíme náčrt. Střed a vrchol oblouku leží na průmětu páteřní křivky. Náčrt uprostřed je tvořen stejným způsobem se stejnými podmínkami jako první náčrt a je zobrazen na obrázku 5.10. Třetí náčrt, který se nachází na ventrální straně kondylu, bude konstruován bez pomocné horizontální čáry. Počátek i konec oblouku leží na promítnuté hraně a velikost oblouku kopíruje promítnutou křivku.



Obr. 5.10: Náčrty jednotlivých profilů

Příkazem *Multisection Surface* v modulu GSD vygenerujeme plochu, která koresponduje s mediálním kondylem. Do položky *Sections* vložíme profily kondylu a do položky *Spine* vložíme páteřní křivku vytvořenou na začátku. Vygenerovaná plocha je zkontrolována Gaussovou křivostní analýzou, analýzou úkosu a zebra analýzou (viz obr. 5.11). Analýza úkosu zjistí, zda má náhrada otevřený tvar. Pokud se na ploše objeví výrazná oblast, kde je úkos v záporných hodnotách, pak je nutné upravit páteřní křivku nebo profily, přes které byla plocha vytvořena. Pokud se na krajích plochy nachází dostatečně malá oblast se zápornými hodnotami, můžeme plochu ponechat, protože v konečné fázi se náhrada bude zaoblovat a tyto oblasti už nebudou součástí vnitřní plochy.



Obr. 5.11: Plocha vyšetřena Gaussovou analýzou křivosti a analýzou úkosu a zebra analýzou

V konečné fázi vytvoříme vnější plochu náhrady příkazem offset. Ta vychází z původní mediální plochy a je vytvořená jejím odsazením o hodnotu 2 mm.

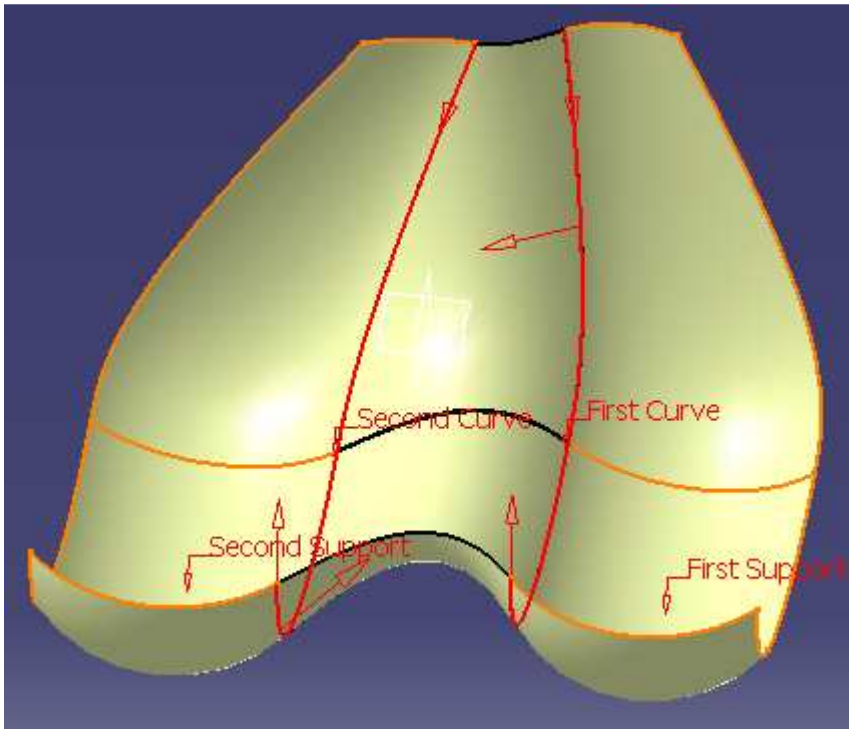
5.1.3 Plocha kopírující laterální kondyl

Tvorba plochy laterálního kondylu je metodicky stejná jako u mediálního kondylu. Nejprve jsou vytvořeny kolmé řezy, ze kterých je vybrán nejvhodnější řez pro tvorbu páteřní křivky. Vygenerujeme základ křivky, který manuálně upravíme do konečné podoby. Do připravených rovin nakreslíme příčné náčrty jednotlivých profilů kondylu. Takto hotové entity použijeme pro generování plochy spojením profilů pomocí páteřní křivky. Plocha je vyšetřena Gaussovou křivostní analýzou a analýzou úkosu a případné anomálie upravíme změnou parametrů páteřní křivky nebo změnou jednotlivých profilů. Z konečné podoby laterální plochy vytvoříme odsazenou plochu o hodnotu 2 mm.

5.1.4 Přechodová plocha

Přechodová plocha spojuje jednotlivé plochy mezi kondyly (viz obr. 5.12). Spojení je vytvořeno příkazem Blend, kde zadáme první referenční plochu, v našem případě mediální kondyl, a jako referenční křivku vybereme vnitřní hranu plochy. Stejným způsobem označíme i laterální kondyl. Příkaz *Blend* dovoluje řídit napojení jednotlivých ploch, v případě

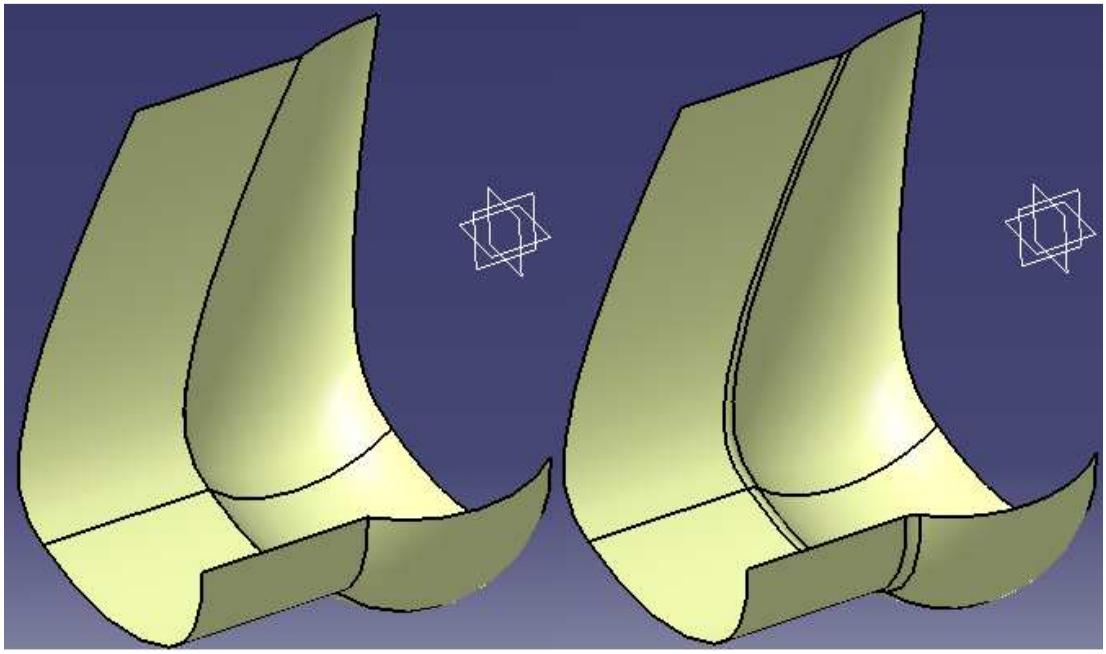
přechodové plochy mezi kondyly bylo zadáno tečné napojení. Stejným způsobem se stejnými parametry byla vytvořena přechodová plocha i pro odsazené plochy.



Obr. 5.12: Přechodová plocha mezi kondyly

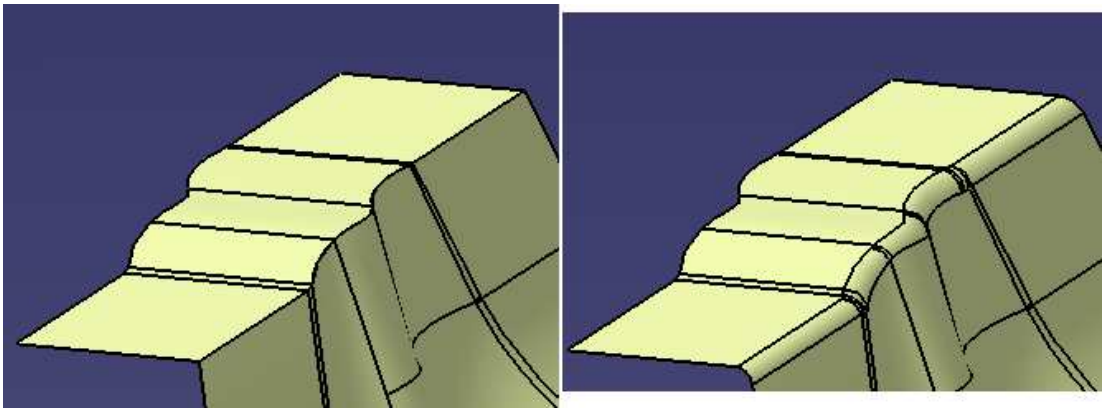
5.1.5 Odřez části femuru

Řezací plocha vytvořená k tomuto účelu vychází z odsazených ploch kondylů a jejich přechodové plochy. Pro úspěšný odřez musí být plocha ve všech bodech spojitá a dostatečně rozlehlá, aby bylo možné odřez realizovat jednoznačně. Pro zvětšení plochy použijeme příkaz *Extrude*, který vytvoří plochu tažením křivky definovaným směrem. Nejprve vytvoříme plochu na vnějších stranách kondylů. Jako tvořící křivky jsou označeny vnější hrany ploch kondylů a směr vytažení plochy je dán souřadným systémem, v našem případě je to směr osy X. Délka vytažení plochy je zvolena v dostatečné vzdálenosti (20 mm). Přechod mezi vytaženou plochou a plochou odsazeného kondylu není pozvolný, proto je nutné plochy mezi sebou zaoblit. Zaoblení je provedeno příkazem *Shape Fillet*, kde zadáme jednotlivé plochy pro zaoblení, směr zaoblení a poloměr zaoblení 2 mm (viz obr. 5.13).



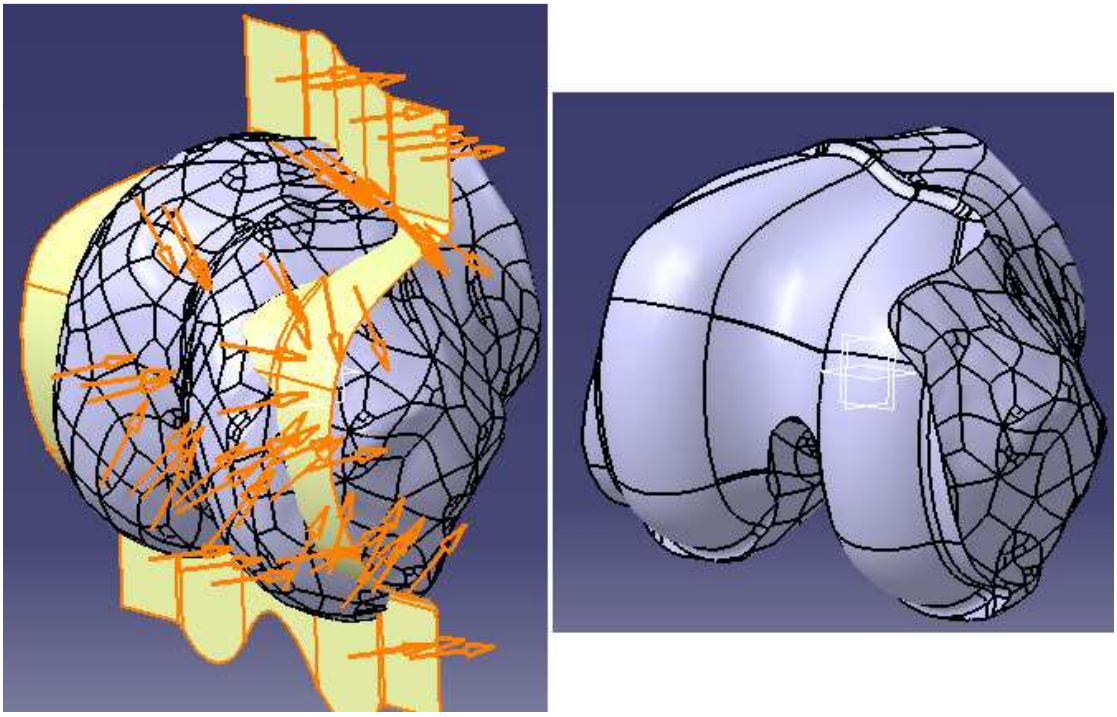
Obr. 5.13: Zaoblení mediálního kondylu s vytaženou plochou

Stejné parametry pro zaoblení se opakují i pro druhý kondyl. Příkazem *Join* spojíme zaoblené plochy s přechodovou plochou v jeden kompaktní celek. Zaoblení je nutné přidat na přední a zadní část femuru. Nejdříve vytáhneme křivku na přední straně příkazem *Extrude*. Směr vytažení je dán opět souřadným systémem, v našem případě je směr podél osy Y a délka vytažení je 20 mm. Příkazem *Shape fillet* provedeme zaoblení ostré hrany, která vznikla nově vytaženou plochou, poloměrem 2 mm (viz obr. 5.14). Stejným způsobem a se stejnými parametry se provede vytažení a zaoblení plochy na druhé straně.



Obr. 5.14: Zaoblení plochy na přední části femuru

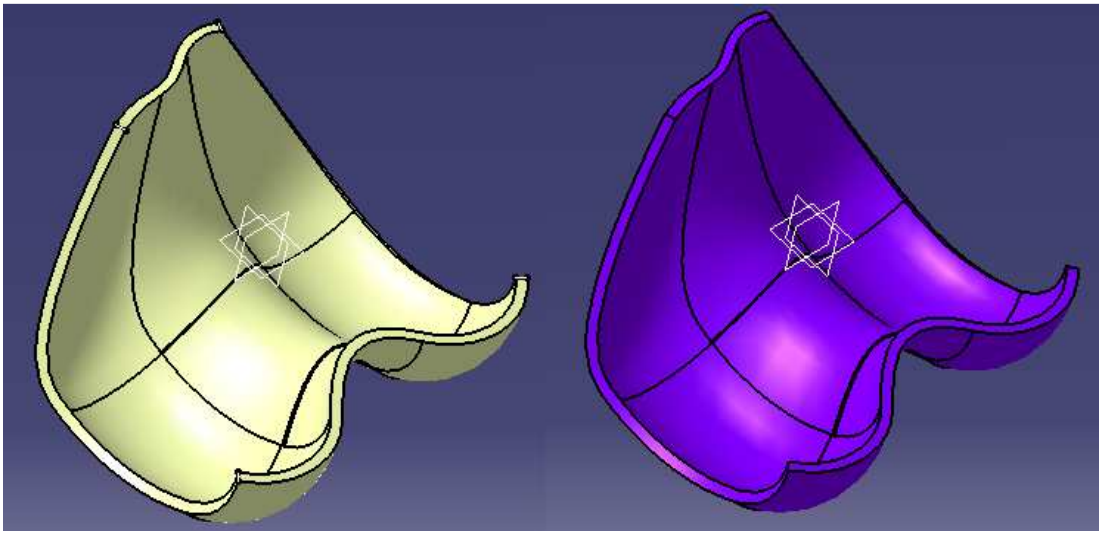
Takto vytvořená plocha řeže model femuru na dvě části. Odřez je realizován v modulu PD příkazem *Split* (viz obr. 5.15). Do příkazu je zadaná řezací plocha a pomocí směru šipek je určena ta část modelu, která má být zachována.



Obr. 5.15: Odřez femuru pomocí řezací plochy

5.1.6 Základní tvar náhrady

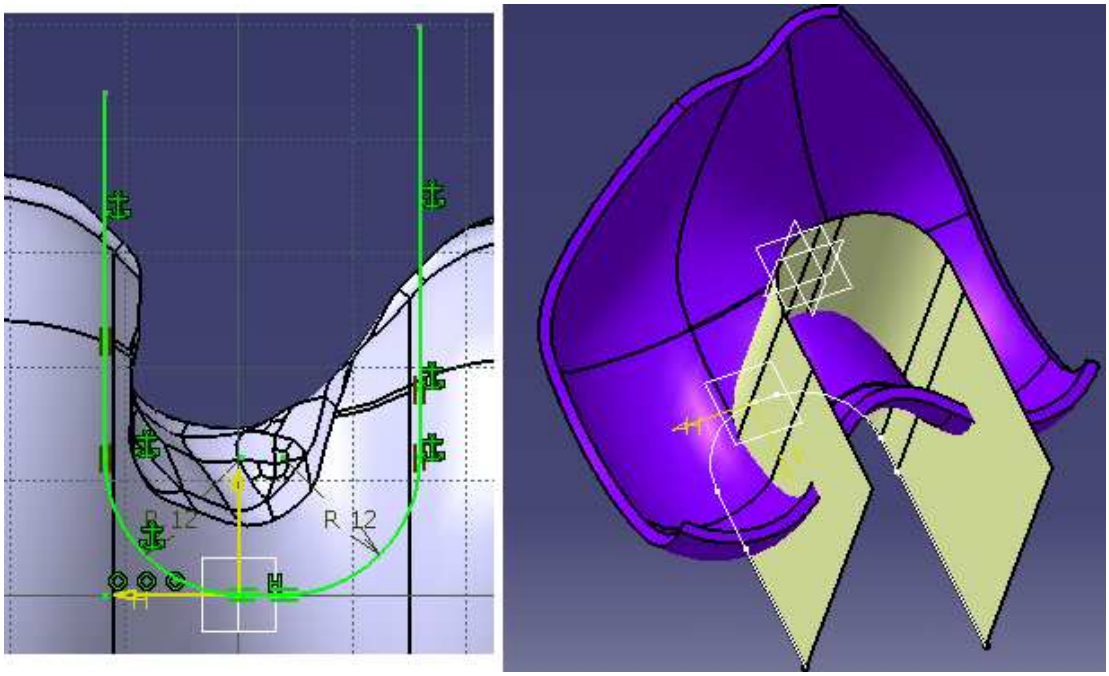
Základní tvar náhrady bude vytvořen z ploch kopírující mediální a laterální kondyl, z jejich odsazených ploch a z ploch přechodových. K uzavření plošného modelu je zapotřebí přidat plochy na boční strany náhrady. Abychom mohli uzavřít boční plochy, je nutné přidat úsečky mezi vrcholy vnější a vnitřní plochy. Příkazem *Line* jsou vytvořeny čtyři úsečky, které nám v uzavírání ploch poslouží jako části hranic. Uzavření ploch provedeme příkazem *Fill*. Výběrem příslušných entit a hran uzavřeme konturu hranic a jejich potvrzením je vytvořena plocha. Tímto způsobem vyplníme ostatní mezery a dostáváme tak uzavřený plošný model. V dalším kroku je nutné plochy, které tvoří uzavřený model, spojit v jeden celek (viz obr. 5.16). Spojení je provedeno příkazem *Join*. Předtím, než model uzavřeme, vytvoříme si nové objemové tělo. Na horní liště v záložce *Insert* vybereme položku *Body*. Ve stromu se vytvoří nové tělo, které vhodně pojmenujeme, a do něj se pak vloží objemový model. Příkazem *Close Surface* v modulu PD je z plošného modelu vytvořen objemový model (viz obr. 5.16).



Obr. 5.16: Plošný a objemový základní tvar náhrady

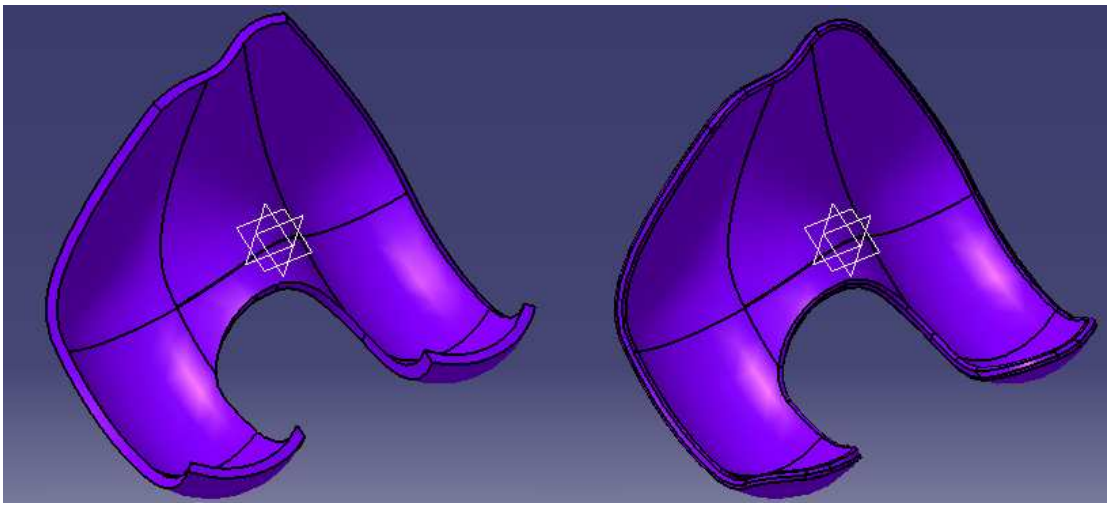
5.1.7 Odřez mezi kondyly

Do základního tvaru náhrady je zapotřebí udělat drážku, která bude od sebe oddělovat mediální a laterální kondyl. Příkazem *Plane* vytvoříme rovinu odsazenou od základní roviny XY. Vzdálenost mezi rovinami bude taková, aby se nově vytvořená rovina nacházela pod kondyly. Do této roviny vložíme náčrt s profilem. Náčrt drážky je zobrazen na obrázku 5.17. Z hotového náčrtu vytvoříme vytaženou plochu příkazem *Extrude* (viz obr. 5.17). Délka vytažení musí být dostatečně dlouhá, aby plocha plně procházela objemem náhrady.



Obr. 5.17: Náčrt mezikondylární drážky a řezací plocha

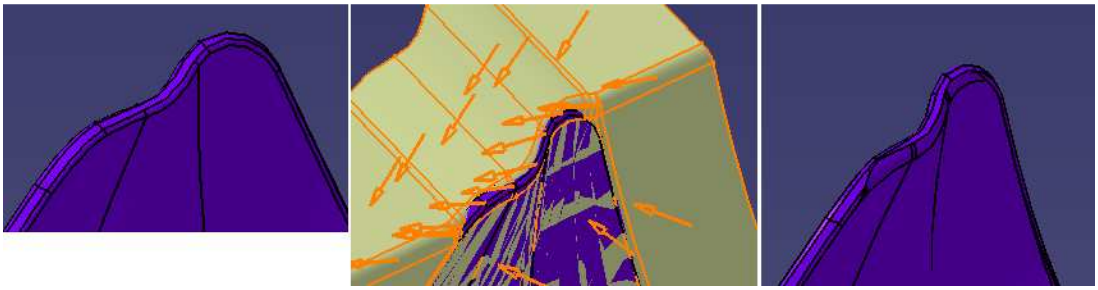
Příkazem *Split* v modulu PD provedeme oříznutí vnitřní drážky. Jako řezací element vybereme vytaženou plochu a orientaci šipek nastavíme na příslušnou stranu, kterou chceme ponechat. Důležité je, aby v položce *Select Current Tool*, byl vybrán objekt, který ořezáváme. Následně je nutné zaoblit ostré hrany náhrady. Zaoblení je provedeno příkazem *Edge Fillet*. Nejprve zaoblíme okraje kondylu a přední okraje náhrady poloměrem 10 mm. Poté je zaoblen okraj náhrady poloměrem 0,5 mm (viz obr. 5.18).



Obr. 5.18: Ořezaná a upravená náhrada

5.1.8 Srovnání dosedacích ploch

V této fázi je nutné oříznout těleso náhrady řezací plochou, která byla použita na odřezání femuru. Touto operací bude zajištěn stejný tvar vnitřní plochy náhrady a ořezaného femuru. Ořez je proveden příkazem *Split* v modulu PD vybráním řezací plochy a definováním směru zachování (viz obr. 5.19).

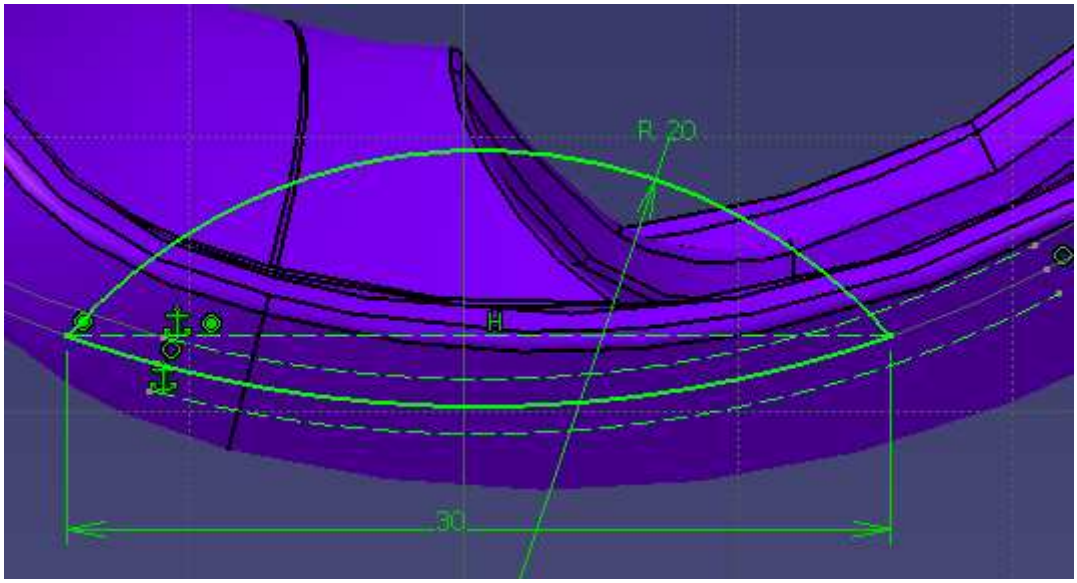


Obr. 5.19: Výsledný tvar náhrady po odřezu

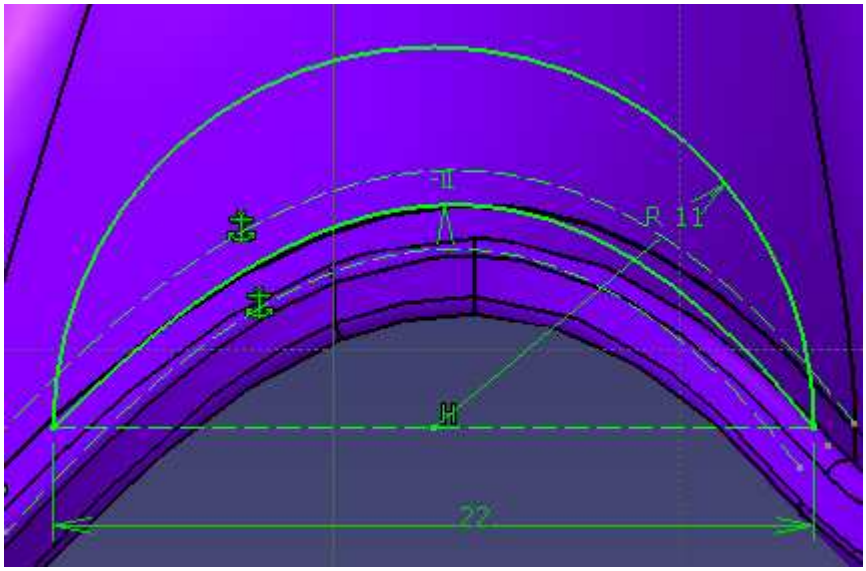
5.1.9 Žebra na náhradě

Vytvořená žebra na vnitřní náhradě zajišťují jednoznačné umístění náhrady na femuru. V našem případě byly vytvořeny tři žebra, dvě na vnitřních plochách kondylů a jedna na vnitřní přechodové ploše. Pro vytvoření jednotlivých žeber je nutné definovat roviny, ve kterých bude nakreslen profil žeber. Pro žebra nacházející se na vnitřních kondylech je rovina vytvořena odsazením od roviny YZ a vzdálenost odsazení je definována tak, aby se rovina nacházela ve středu kondylu nebo v její bezprostřední blízkosti. Rovina pro žebro na

přechodové ploše je vytvořena stejným způsobem, s tím rozdílem, že referenční rovina je XZ a velikost odsazení je 10 mm. Náčrt pro žebro mediálního kondylu je zobrazen na obrázku 5.20. Základ vychází z promítnutí průsečnice náhrady v rovině náčrtu a odsazení její entity o 1 mm. Velikostně stejný náčrt platí i pro laterální žebro. Náčrt pro příčné žebro je konstruován stejným způsobem a je zobrazen na obrázku 5.21.



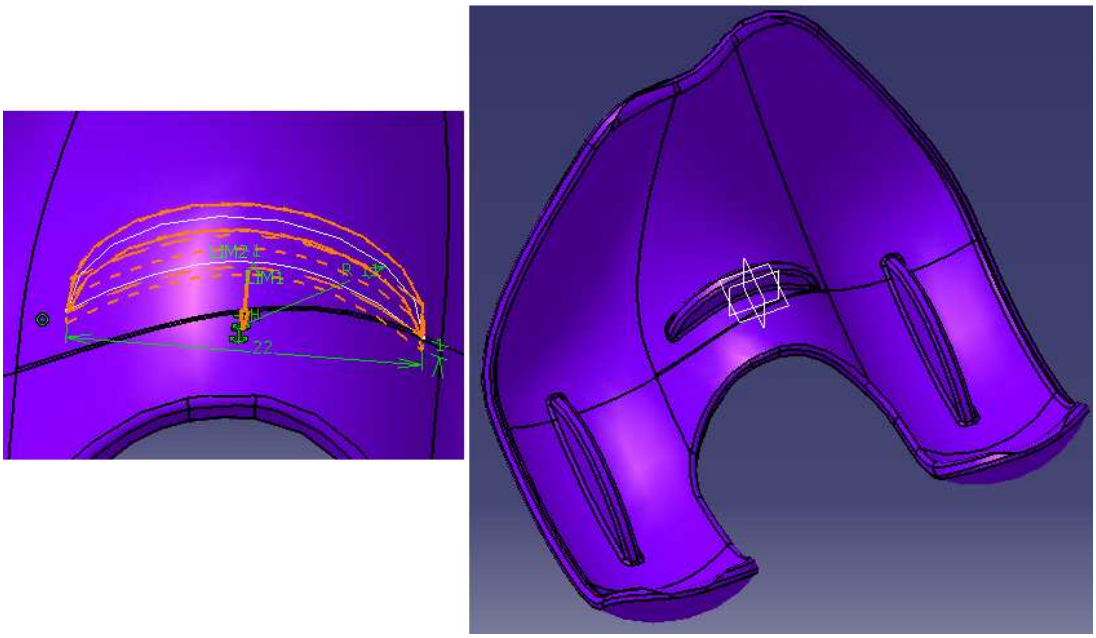
Obr. 5.20: Náčrt podélného žebra



Obr. 5.21: Náčrt příčného žebra

Příkazem *Pad* jsou žebra vytvořena vysunutím na obě strany (viz obr. 5.19), V dialogovém okně definujeme profil, délku vysunutí a směr vysunutí. V našem případě zaškrtneme políčko *Mirrored Extent*. Délka vysunutí je zadána jako 1 mm, ovšem šířka vytvořeného žebra v konečném důsledku bude 2 mm. Stejným způsobem se vytvoří žebra i pro ostatní náčrty. Posledním krokem je zaoblení jednotlivých žeber. Zaoblení probíhá ve dvou krocích. V prvním kroku

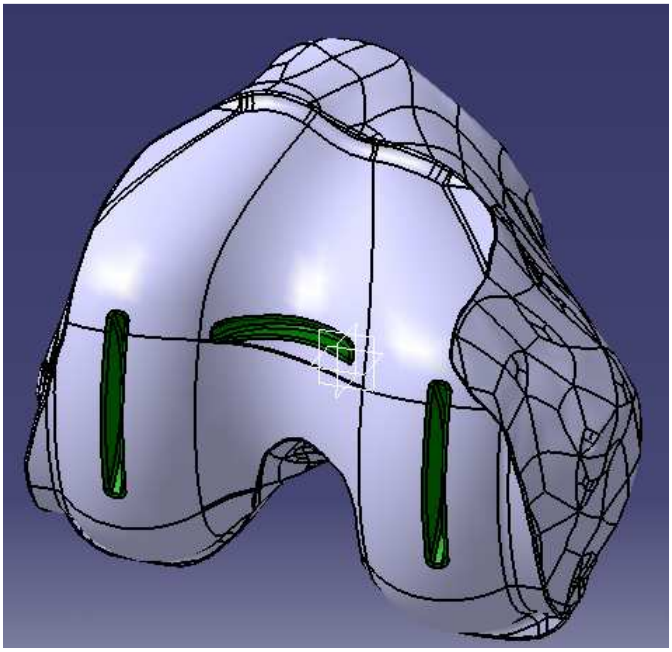
zaoblíme obloukové hrany žeber a v druhém kroku zaoblíme spodní části žeber (viz obr. 5.22). Poloměr zaoblení je v obou případech 0,5 mm.



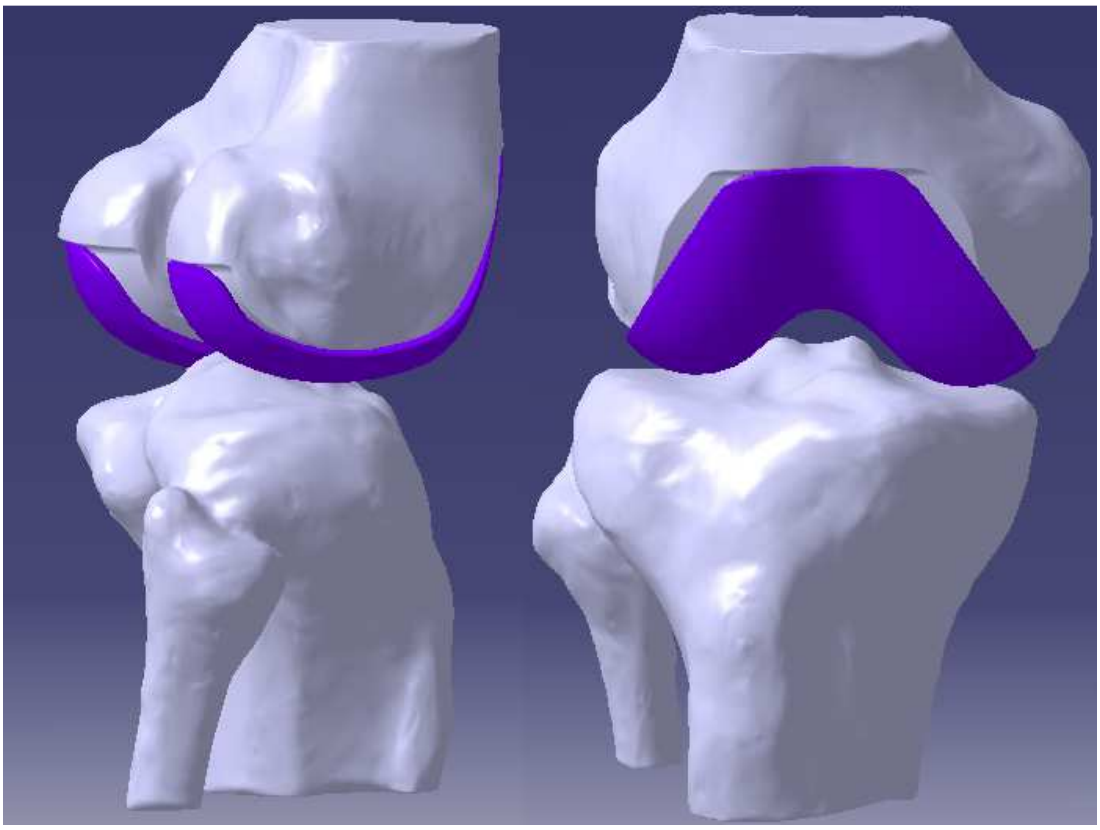
Obr. 5.22: Vysunutí a zaoblení žeber

5.1.10 Objekt druhé náhrady

Ve femuru je nutné vytvořit otvory pro žebra, a proto musíme založit nové objemové tělo, které vhodně pojmenujeme. Objemové tělo založíme v roletovém menu *Insert* položkou *Body*. Do vytvořeného objemového těla ve stromě nakopírujeme prvky *Close surface* (uzavření plochy) a *Split* (odřez mezi kondyly) z těla náhrady. V následujícím kroku druhou náhradu zaoblíme poloměrem 10 mm a 0,5 mm. V dalším kroku opět nakopírujeme do těla druhé náhrady prvky *Split* (srovnání vnitřní plochy) a *Pad* (vysunutá žebra) z těla náhrady. Tělo druhé náhrady bude stejné jako tělo náhrady, pouze v prvcích *Pad* změníme délku vysunutí z 1 mm na 1,1 mm. V konečném důsledku bude žebro větší o 0,2 mm než u těla náhrada. V těle druhé náhrady zaoblíme žebra poloměrem 0,5 mm jako v předchozím případě. Tělo druhé náhrady odečteme Booleovskou operací *Remove* od femuru. Ve femuru tak vzniknou zmiňované otvory, do kterých jednoduše zapadne náhrada, neboť otvory ve femuru jsou větší než žebra na náhradě (viz obr. 5.23). Na femuru zaoblíme krajní hrany poloměrem 0,4 mm. Výsledné sestavení náhrady nasazené na femuru je zobrazeno na obrázku 5.24.



Obr. 5.23: Drážky ve femuru



Obr. 5.24: Konečné ustavení náhrady na femuru

ZÁVĚR

V této diplomové práci byla řešena problematika skořepinových kolenních náhrad. Předmětem práce bylo navrhnout metodiku tvorby femorální části kolenní náhrady v programu Catia V5. Všechny provedené kroky konstrukce jsou uvedeny v kapitole 5.1 a součástí práce je i příloha s podrobným popisem metodiky.

Výsledné poznatky z konstrukce femorální části kolenní náhrady jsou následující:

- složení páteřní křivky ze dvou oblouků a jedné úsečky, které jsou na sebe tečně napojené, se jeví z hlediska kvality dosažené plochy jako výhodné;
- tři profily tvořící artikulující plochu kondylů jsou z hlediska dosažené kvality plochy dostačující;
- profily jsou tvořeny částí kruhového oblouku;
- vrcholy kruhového oblouku u prvního a druhého profilu, které definují artikulující část kondylu, musí ležet ve společné rovině, z důvodu posunu femorální části po polyethylenové vložce;
- plocha kopírující mediální a laterální kondyl je v artikulující části dostatečně vyhlazená, bez výrazných skokových změn křivosti;
- vnitřní plocha náhrady musí mít otevřený tvar z důvodu možnosti nasazení na opracovaný femur;
- drážky pro žebra ve femuru musí být větší než u vytvořené náhrady, v našem případě jsou větší o 0,2 mm, důvodem je snadnější nasazení náhrady na femur

Navržené řešení je z hlediska kvality vymodelovaných ploch dostačující. Námětem pro další krok je vylepšení plochy na ventrální straně náhrady, kde se nachází ostřejší přechod plochy mezi artikulační plochou a ventrální plochou.

Prototyp femorální náhrady byl úspěšně vytisknut metodou FDM (Fused Deposit Modeling).

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

1. BARTONÍČEK, Jan, et al. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. 1. Vydání. Praha : Avicenum, zdravotnické nakladatelství, n. p., 1991. 252 s. ISBN 80-201-0151-9.

2. VALENTA, Jaroslav; KONVIČKOVÁ, Svatava; VALERIÁN, David. *Biomechanika kloubů člověka*. 1. Vydání. Praha : Vydavatelství ČVUT, 1999. 239 s. ISBN 80-01-01943-8.

3. NEDOMA, J, et al. *EuroMise.cz* [online]. 2006 [cit. 2011-02-22]. Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí. Dostupné z WWW: <http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0&section=biomech>.

4. BEZNOSKA, Stanislav; ČECH, Oldřich; LÖBL, Karel. *Umělé náhrady lidských kloubů : Biomechanické, materiálové a technologické aspekty*. 1. Vydání. Praha : Nakladatelství technické literatury, 1987. 248 s. DT 616-089.28:611.72.

5. Stryker. *Primary Knee Systems* [online]. 2010 [cit. 2011-05-23]. Scorpio NRG Knee System. Dostupné z WWW: <http://www.stryker.com/en-us/products/Orthopaedics/KneeReplacement/Primary/ScorpioNRG/index.htm>.

6. KAČINETZOVÁ, Alena. *Bolesti kolenních kloubů I*. Praha : Nakladatelství Triton s.r.o., 2003. 198 s. ISBN 80-7254-427-6.

7. VALENTA, Jaroslav; KONVIČKOVÁ, Svatava. *Biomechanika člověka : Svalově kosterní systém 1. díl*. 2. vydání. Praha : Nakladatelství ČVUT, 2006. 177 s. ISBN 80-01-03424-0.

8. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie, Brno, CZ. Kloubní implantát, zejména kolenního kloubu. Původce vynálezu: Miroslav Píška. A 61 F 2/30, A61 F 2/38. Úžitný vzor 21503.

9. *The Vanguard® Complete Knee System.*BIOMET, Inc. [online]. c2009 [cit. 2011-02-27]. Dostupný z WWW: <http://www.biomet.com/patients/vanguard_complete.cfm>.

10. BERGH, Jannicke. *Athletics.blogspot.com* [online]. 31.10.2010 [cit. 2011-02-27]. Suffering from Runner's knee-Part 1: intital measures . Dostupné z WWW: <http://jannicke-athletics.blogspot.com/2010/10/suffering-from-runners-knee-part-1.html>.

11. GALLO, Jiří. *Artróza váhonosných kloubů ve světle medicíny založené na důkazu*. 1. Vydání. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. 87 s. ISBN 978-80-244-1741-7.
12. POKORNÝ, David. *Artróza : jak jí předcházet, příčiny vzniku artrózy, možnosti léčby, kloubní náhrady*. 1. Vydání. Praha : Jan Vašut, 2000. 32 s. ISBN 80-7236-184-8.

13. *3. Lékařská fakulta, Univerzita Karlova* [online]. 2002 [cit. 2011-03-22]. Základní anatomické výrazy. Dostupné z WWW: <http://old.lf3.cuni.cz/ustavy/anatomie/zakladnianatomickevyrazy.htm>.

14. FLEMING, Jen. *RMT Wellnes begins with understanding* [online]. 2011 [cit. 2011-03-22]. Knee Pain. Dostupné z WWW: <http://www.jenflemingrmt.com/knee-pain.html>.

15. VAVŘÍK, Pavel. *Endoprotéza kolenního kloubu : průvodce obdobím operace, rehabilitací a dalším životem*. 1. Vydání. Praha : Nakladatelství Triton s.r.o., 2005. 82 s. ISBN 80-7254-549-3.

16. VAVŘÍK, Pavel; RYBKA, Vratislav. *Aloplastika kolenního kloubu*. 1. Vydání. Praha : Arcadia, 1993. 207 s. ISBN 80-901423-9-7.

17. Medin, a.s. Primární náhrada kolenního kloubu : Medin Modular - MM. In *Produktový leták - MEDIN Modulár - MM* [online]. Nové Město na Moravě : [s.n.], 2007 [cit. 2011-04-27]. Dostupné z WWW: <http://www.medin.cz/modules/download-getfile.php?fileID=134>.

18. Beznoska s.r.o. Totální náhrada kolenního kloubu SVL-patela. In *Operační manuály* [online]. Kladno : [s.n.], 2011 [cit. 2011-04-27]. Dostupné z WWW: <http://www.beznoska.cz/res/data/004/000779.pdf>.

19. Beznoska s.r.o. Revizní náhrada kolenního kloubu - typ SVR. In FENCL, J. *Operační manuály* [online]. Kladno : [s.n.], 2003 [cit. 2011-04-28]. Dostupné z WWW: <http://www.beznoska.cz/res/data/004/000783.pdf>.

20. Endoimplant spol. s.r.o. *Endoimplant.cz* [online]. c2010 [cit. 2011-04-28]. MEDIN MODULÁR REVIZNÍ - MMR. Dostupné z WWW: <http://www.endoimplant.cz/koleno_mmr.htm>.

21. Medin, a.s. *Medin.cz* [online]. c2007 [cit. 2011-04-28]. Medin Modular - MM. Dostupné z WWW: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=89&productsID=77>.

22. INSAL, John N., et al. A comparison of four models of total knee-replacement prostheses. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1976, Vol 58, Issue 6, s. 754-765. Dostupný také z WWW: <http://www.ejbjs.org/cgi/reprint/58/6/754.pdf>.

23. KEYFITZ, Ryan; RICHARD, Rohinton. Biomechanics of Knee Replacement. [online]. [s.l.] : [s.n.], 2008 [cit. 2011-04-30]. Dostupné z WWW: <http://www.ece.mcmaster.ca/~ibruce/courses/EE3BA3_2008_presentation06.pdf>.

24. Beznoska s.r.o. Unikondylární cementovaná náhrada kolenního kloubu_typ UKR. *Operační manuály* [online]. Kladno : [s.n.], 2003 [cit. 2011-04-30]. Dostupné z WWW: < http://www.beznoska.cz/res/data/004/000709.pdf>.

25. Medin, a.s. *Medin.cz* [online]. c2007 [cit. 2011-04-30]. Ortopedie. Dostupné z WWW: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=91&productsID=77>.

26. SLAVÍK, Miroslav. Příprava na operaci. In Beznoska s.r.o. *Totální náhrada kolena* [online]. Kladno : [s.n.], 2011 [cit. 2011-04-30]. Dostupné z WWW: <http://www.beznoska.cz/res/data/003/000619.pdf>.

27. *The Stone Clinic* [online]. c2011 [cit. 2011-04-30]. Partial Knee Replacement. Dostupné z WWW: <http://www.stoneclinic.com/unisurgicaltechnique>.

28. Beznoska s.r.o. Katalogy. In *Primoimplantáty pro aloplastiku* [online]. Kladno : [s.n.], 2011 [cit. 2011-04-30]. Dostupné z WWW: <http://www.beznoska.cz/res/data/007/001047.pdf>.

29. SOSNA, Antonín. Totální náhrada kolenního kloubu - typ SVL . In Beznoska s.r.o. *Operační manuály* [online]. Kladno : [s.n.], c2011 [cit. 2011-05-01]. Dostupné z WWW: <http://www.beznoska.cz/res/data/006/001002.pdf>.

30. MADAJ, Martin; SEDLÁK, Josef; CHARVÁT, Ondřej. *Moderní výrobní technologie pro 21. století*. Brno : Akademické nakladatelství CERM, 2009. A New Approach to the Development of an Artificial Joint Replacement, s. 39-42. ISBN 978-80-214-3914-6.

31. KETANKUMAR, Jajal R. *Custom Design and Manufacturing of Canine Knee Implants*. Raleigh, 2003. 125 s. Dizertační práce. North Carolina State University. Dostupné z WWW: <http://repository.lib.ncsu.edu/ir/bitstream/1840.16/670/1/etd.pdf>.

32. WILLIAM D., Liska; NANCY D., Doyle. Canine Total Knee Replacement: Surgical Technique and One-Year Outcome. *Veterinary Surgery*. 2009, vol. 38, s. 568–582. Dostupný také z WWW: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1532-950X.2009.00531.x/pdf>.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

Zkratka/Symbol	Jednotka	Popis
F_{sp}	[N]	Tažná síla patelární šlachy
P_k	[N]	Tlaková síla v kolenním kloubu
P_p	[N]	Tlaková síla pately na femur
STLRP		STL Rapid Prototyping
QSR		Quick Surface Reconstruction
GSD		Generative Shape Design
PD		Part Design

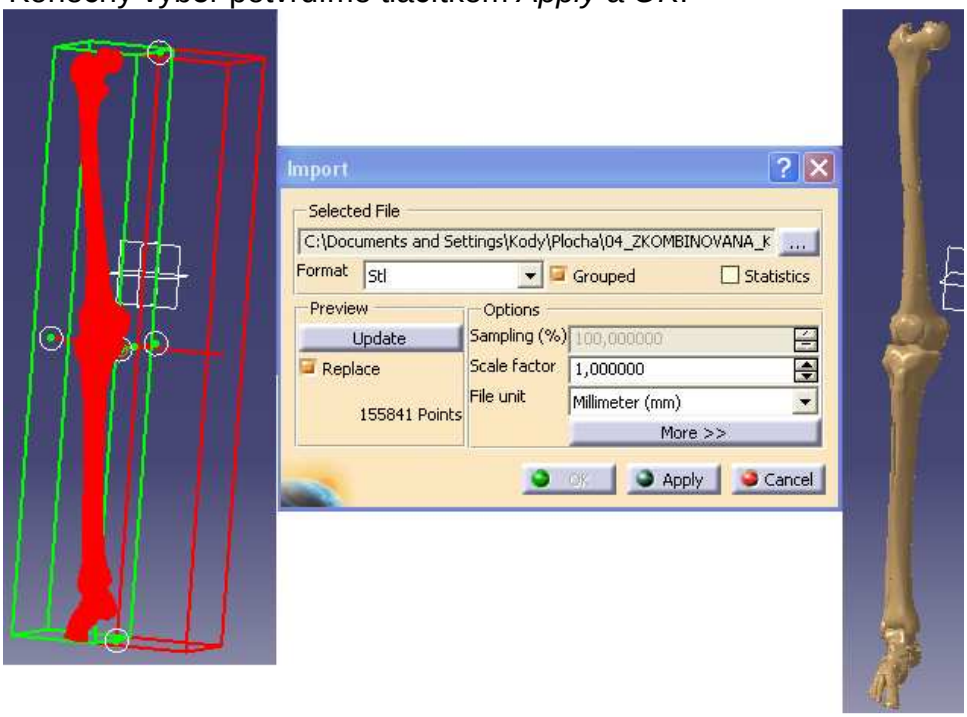
SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Podrobný návod konstrukce femorální části kolenní náhrady
Příloha 2 Počítačový model femorálního implantátu (viz CD)

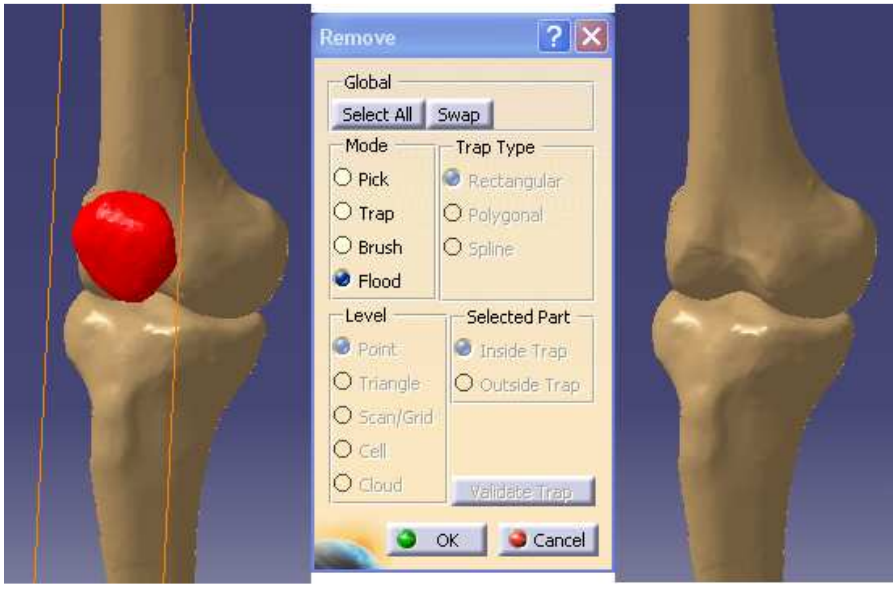
Příloha 1: Podrobný návod konstrukce individuální náhrady

Po načtení programu Catia V5 spustíme modul STL rapid prototyping (STLRP) a pojmenujeme díl.

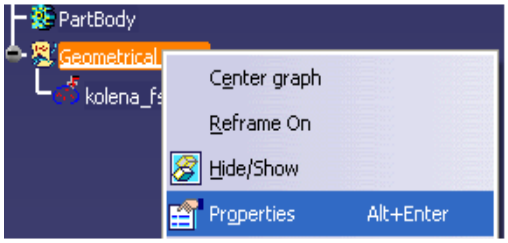
Příkazem *Import* načteme do dialogového okna STL model kolene. Poté klepneme na *Update* a koleno se nám zobrazí na pracovní ploše. Pomocí postranních šipek vybereme tu oblast, která nás zajímá a kterou budeme potřebovat při tvorbě modelu. Konečný výběr potvrdíme tlačítkem *Apply* a *OK*.

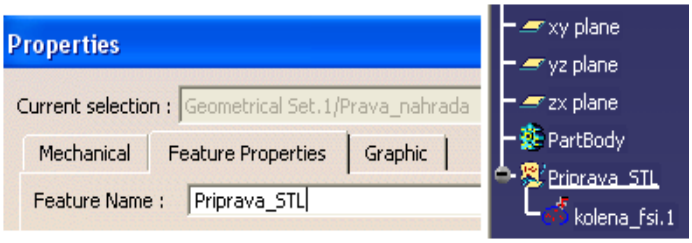


Příkazem *Remove* odstraníme čéšku. V dialogovém okně zatrhneme položku *Flood* a kurzorem vybereme čéšku, která se zbarví do červena. Potvrzením tlačítka *OK* se vyznačená oblast odstraní.

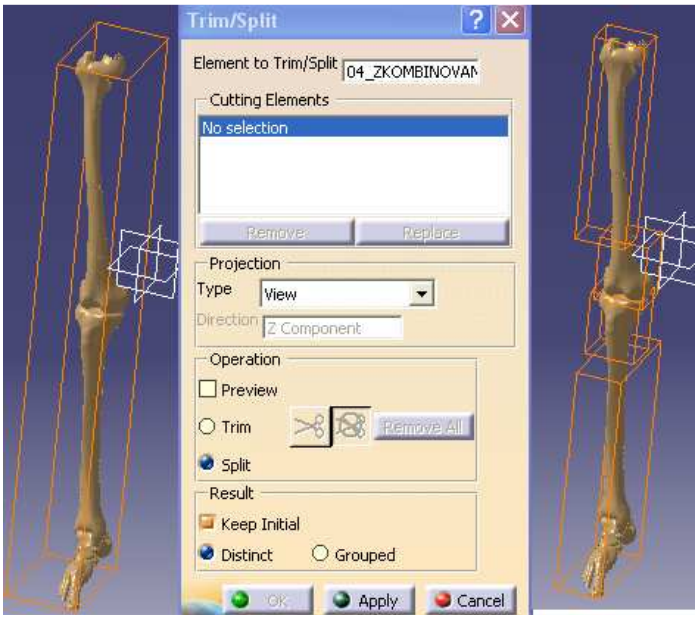


Ve stromu přejmenujeme pomocný set na *Příprava_STL*. Kliknutím pravého tlačítka na *Geometrical set* ve stromu se rozbalí roletové menu a v něm klepneme na *Properties*. Objeví se dialogové okno a v záložce *Feature Properties* pojmenujeme pomocný set na *Příprava_STL*.

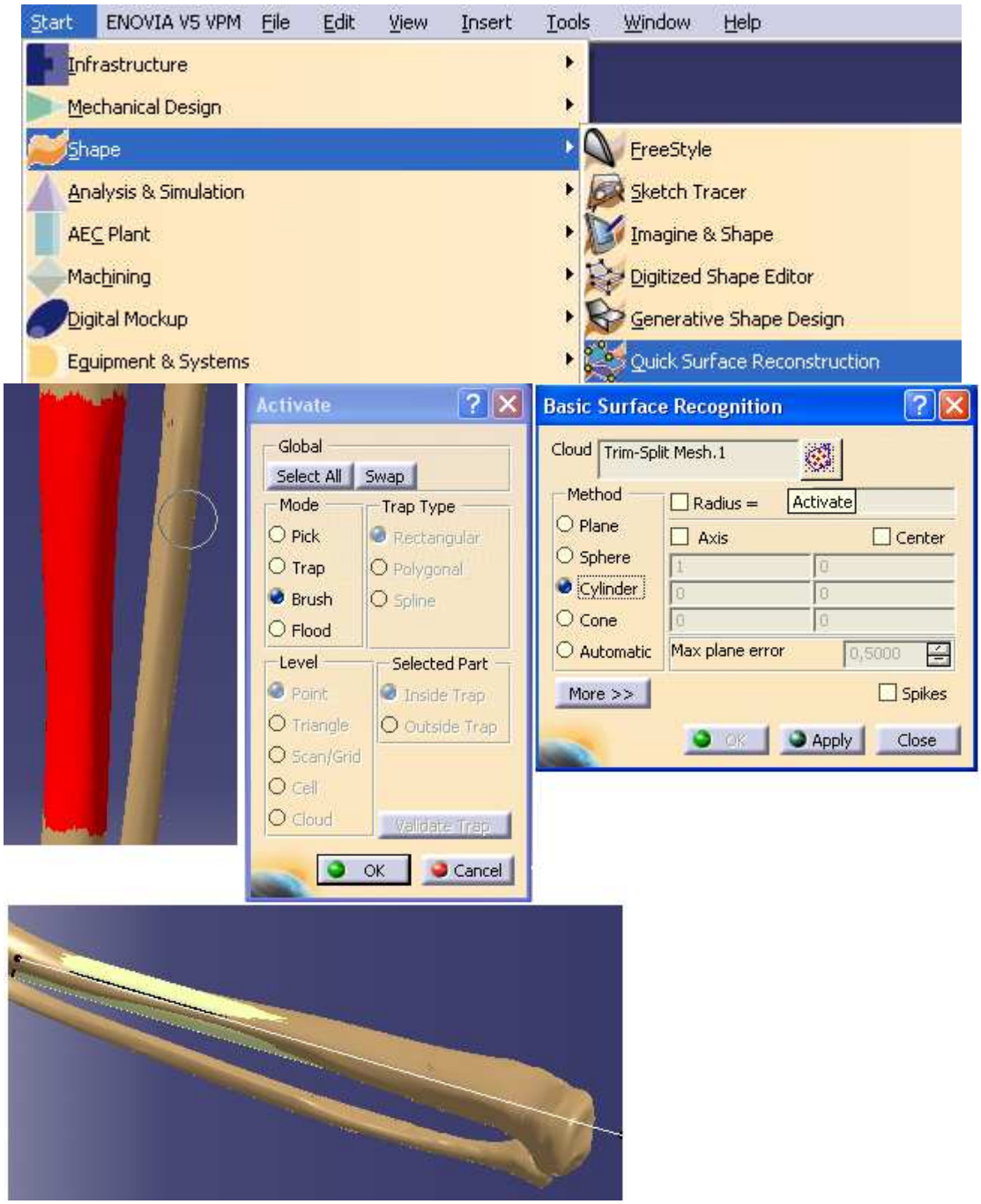




Příkazem *Trim/Split od sebe* oddělíme Femur a Tibii. Klepnutím na kolenní model a potvrzením tlačítkem *Apply* a *OK* se jednotlivé kosti od sebe oddělí.

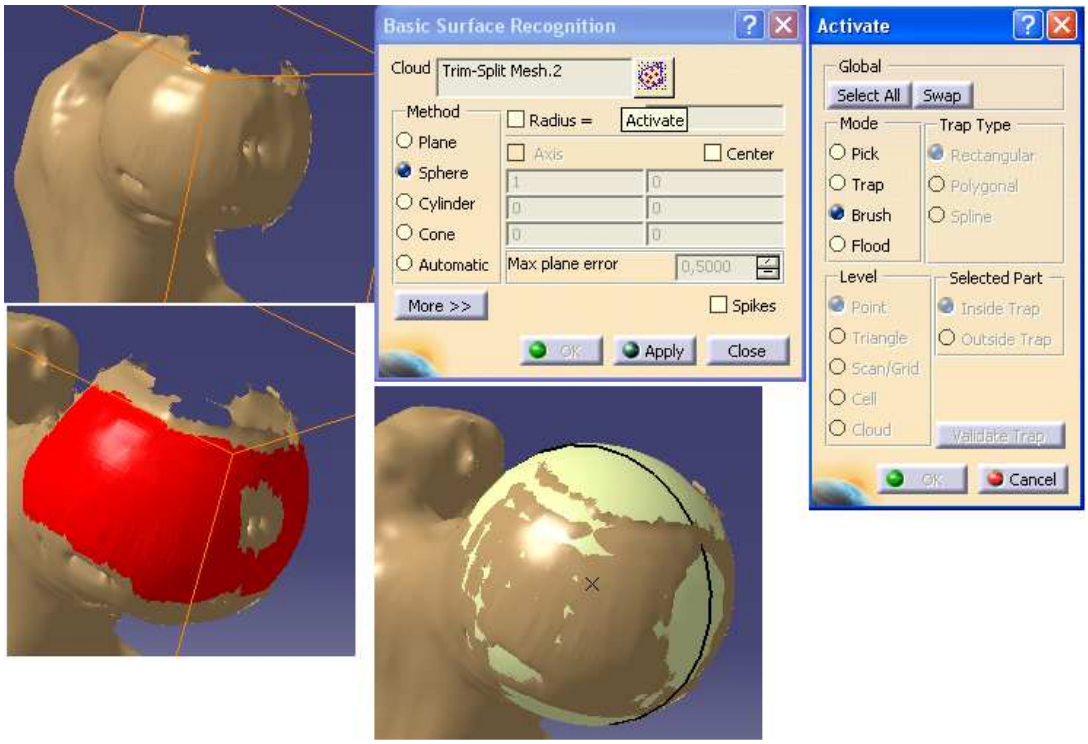


Přepneme se do modulu *Quick Surface Reconstruction* (QSR), kde příkazem *Basic Surface Recognition* vepíšeme válec do vybrané oblasti na diafýze kosti. Nejdříve vybereme Tibii, poté klikneme na příkaz *Basic Surface Recognition*. Spustíme příkaz *Activate* pro výběr požadovaných oblastí STL modelu. V okně zatrhneme položku *Brush* a označíme oblast na diafýze, kterou pak potvrdíme tlačítkem *OK*. Nakonec v dialogovém okně příkazu *Basic Surface Reconstruction* zatrhneme v položce *Method* prvek *Cylinder* a výběr potvrdíme tlačítkem *Apply* a *OK* Osa vepsaného válce by měla být nyní totožná s anatomickou osou diafýzy tibie.

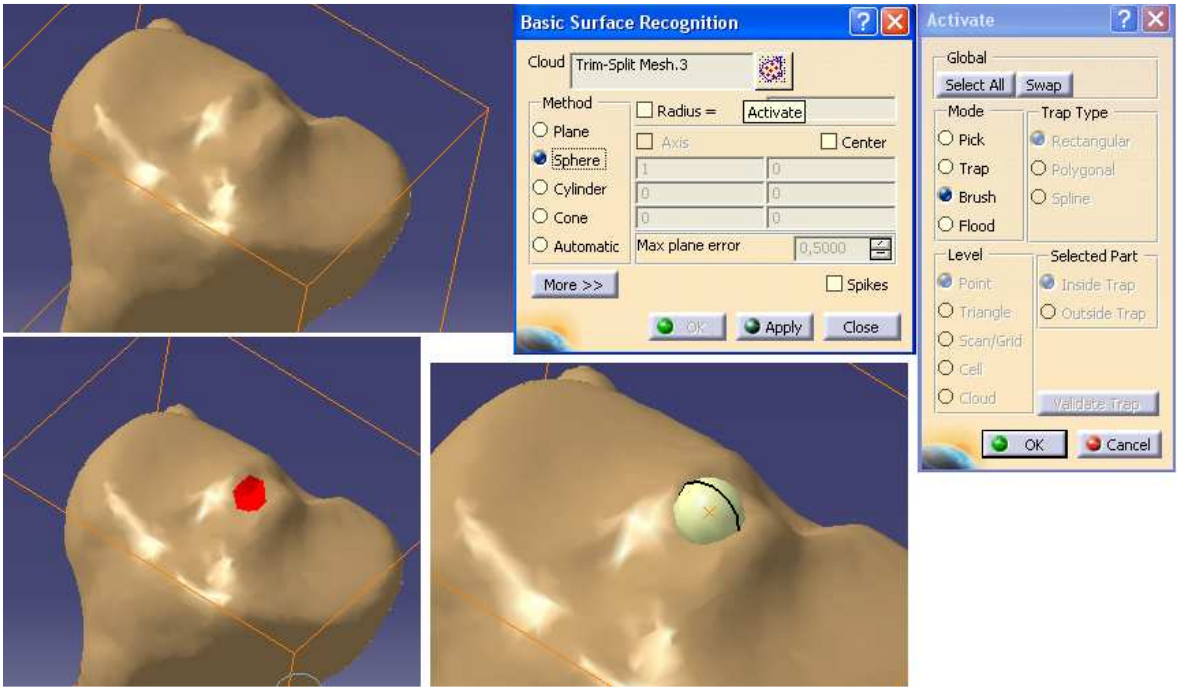


Osu vepsaného válce prodloužíme směrem k proximálnímu konci tibie. Následně skryjeme válec a osu příkazem *Hide/Show*.

V další kroku příkazem *Basic Surface Recognition* vepíšeme válec do hlavice kyčelního kloubu. Nejdříve vybereme oblast modelu a poté příkazem *Activate* označíme kulovou část hlavice, do které má být vepsána koule. Potvrdíme tlačítkem *Apply* a *OK*.

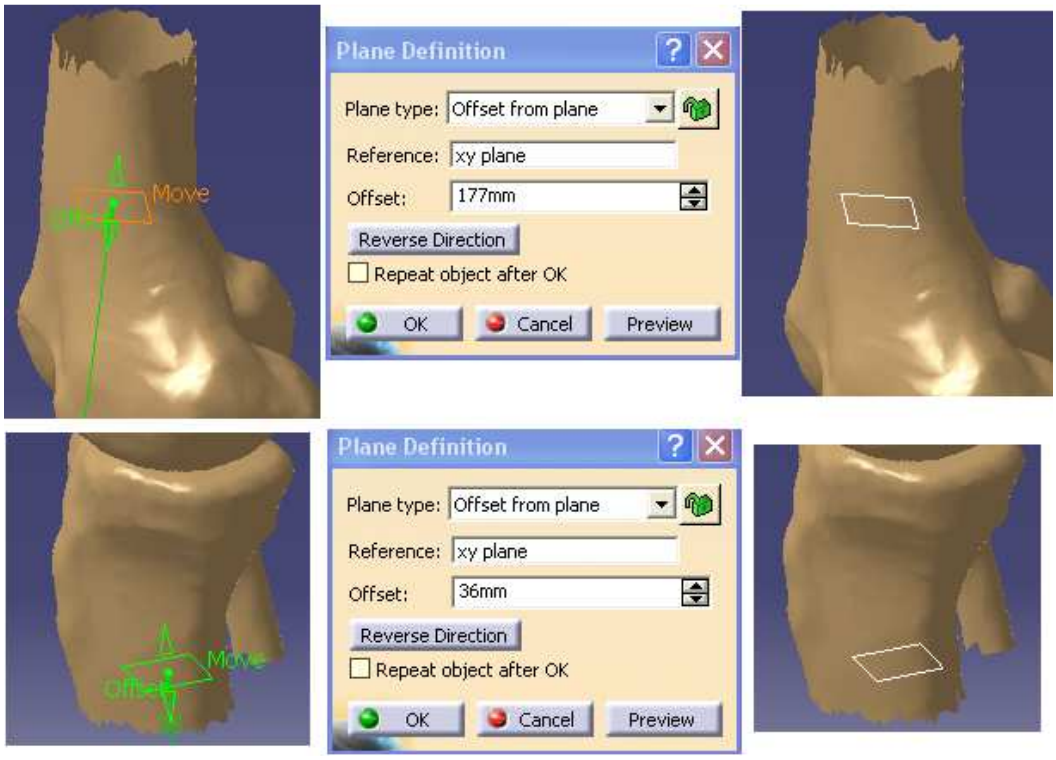


Na proximální části tibie stejným příkazem označíme střed na eminentia intercondylaris a vepíšeme kouli.

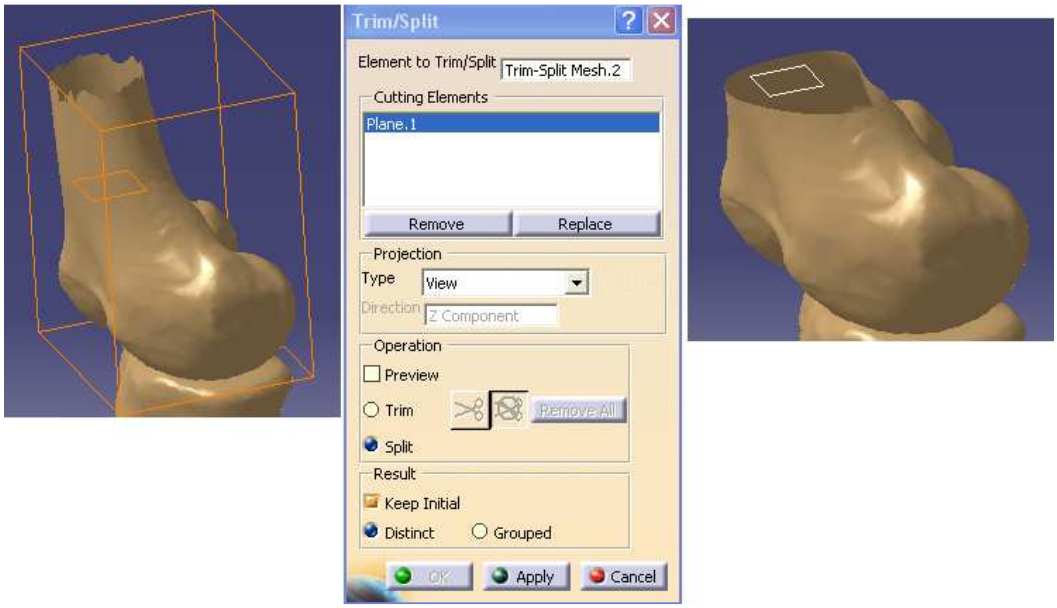


Mezi středy koulí vytvoříme příkazem *Line* úsečku. Úsečka tak bude tvořit mechanickou osu dolní končetiny.

V dalším kroku následuje ořezání konce femuru pomocí předem definované roviny. Roviny definujeme příkazem *Plane* a výběrem funkce *Offset From Plane*. Jako referenční rovinu vybereme základní rovinu XY a manuálně tažením myši nastavíme hodnotu odsazení. Stejným způsobem definujeme rovinu pro tibii.

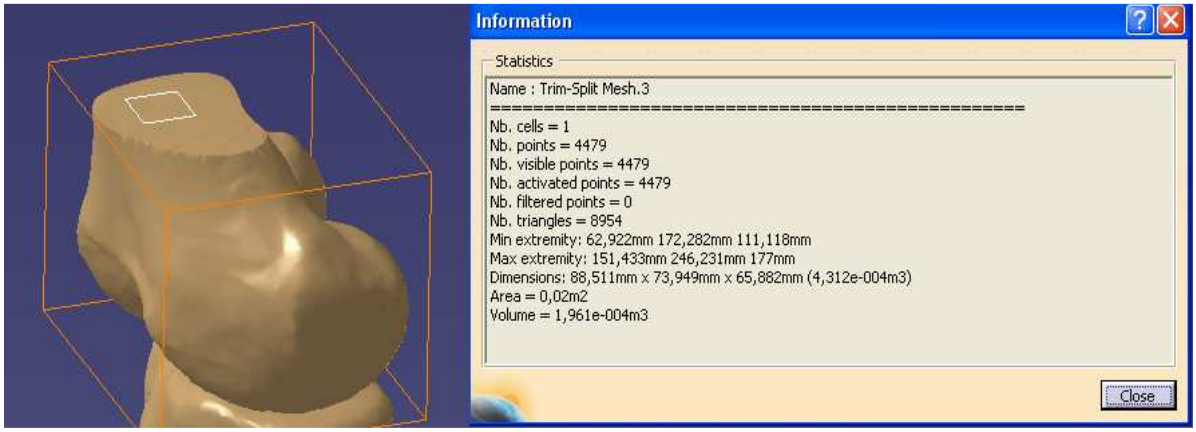


Ořezání provedeme v modulu STLRP příkazem *Trim/Split*. Jako první odřežeme femur. Do dialogového okna vložíme model femuru a jako ořezací element zvolíme vytvořenou rovinu v předchozím kroku a potvrdíme tlačítkem *Apply* a *OK*. Stejný postup aplikujeme i na Tibii.

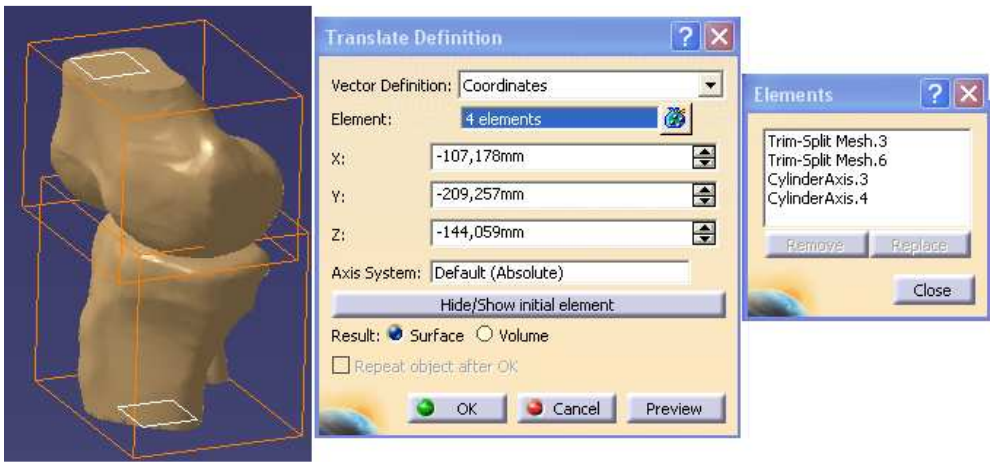


Uzavření modelu provedeme příkazem *Fill Holes*. Označíme model, který chceme uzavřít, a systém si automaticky vyhledá hranici otvoru. Potvrzením výběru se otvor vyplní. Stejný postup aplikujeme i na tibii.

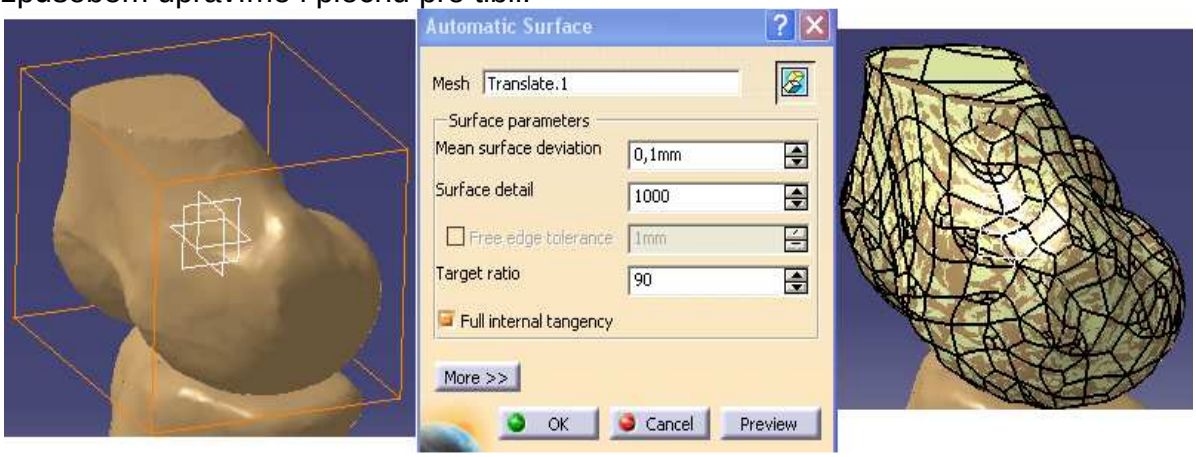
Posunutí modelu do středu souřadnicového systému provedeme příkazem *Translate*. Hodnoty posunu zjistíme příkazem *Information* v modulu STLRP. Nejprve označíme model femuru a poté klikneme na příkaz *Information*. Objeví se nám dialogové okno, ze kterého vypočítáme jednotlivé posuny. Jednotlivé posuny se vypočítají tak, že sečteme hodnotu *min. extremity* a polovinu hodnoty *dimensions* příslušné souřadnice



Posun probíhá v modulu QSR příkazem *Translate*. Hodnoty posunutí zadáme do dialogového okna a pro posun vybereme modely Femuru, tibie a jejich osy. Posunutí potvrdíme tlačítkem OK.

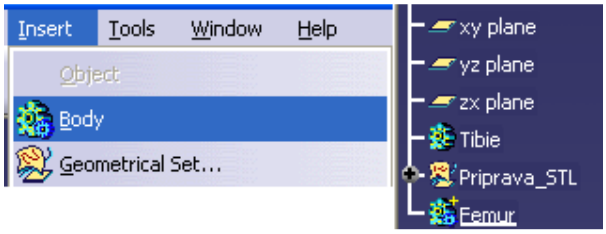


Příkazem *Automatic Surface* vytvoříme plochu z uzavřených STL modelů. Jako objekt vybereme femur, nastavíme odchylku plochy a počet elementů plochy. Ostatní hodnoty necháme dle obrázku. Nastavení potvrdíme tlačítkem *OK*. Stejným způsobem upravíme i plochu pro tibii.



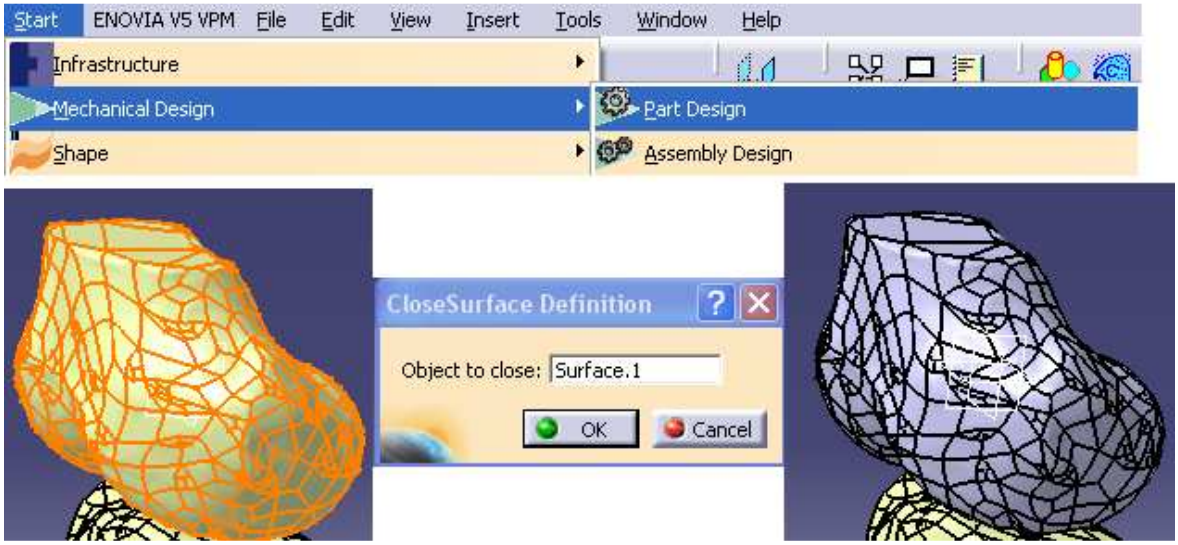
Založíme nový objekt s názvem Femur. V roletovém menu klepneme na záložku *Insert*, po rozbalení klikneme na položku *Body*. V stromové struktuře se vytvoří nový

objemový tělo, který přejmenujeme na Femur. Přejmenování probíhá stejným způsobem jako přejmenování pomocného setu.

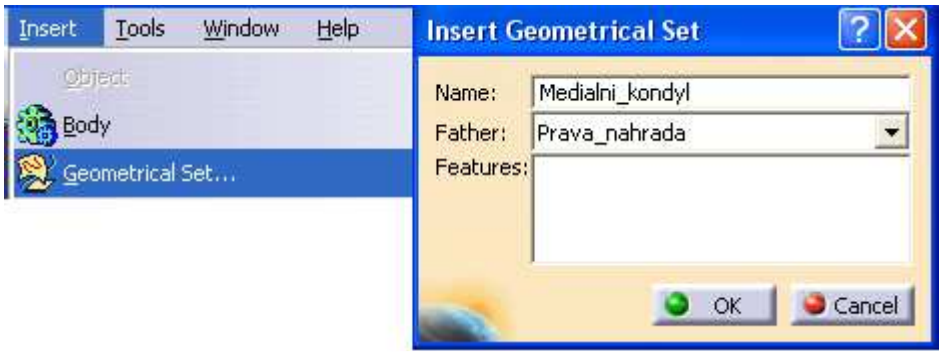


Příkazem *Close Surface* v modulu PD vytvoříme z plošného modelu objemový model. Vybereme plochu, ze které chceme vytvořit objemový model a potvrdíme tlačítkem *OK*. Před výběrem plochy je důležité, abychom měli nastavený aktuální objekt Femur

. Do tohoto aktuálního objektu jsou pak tvořeny změny v modulu PD. Stejným způsobem je vytvořen objemový model i pro tibii.

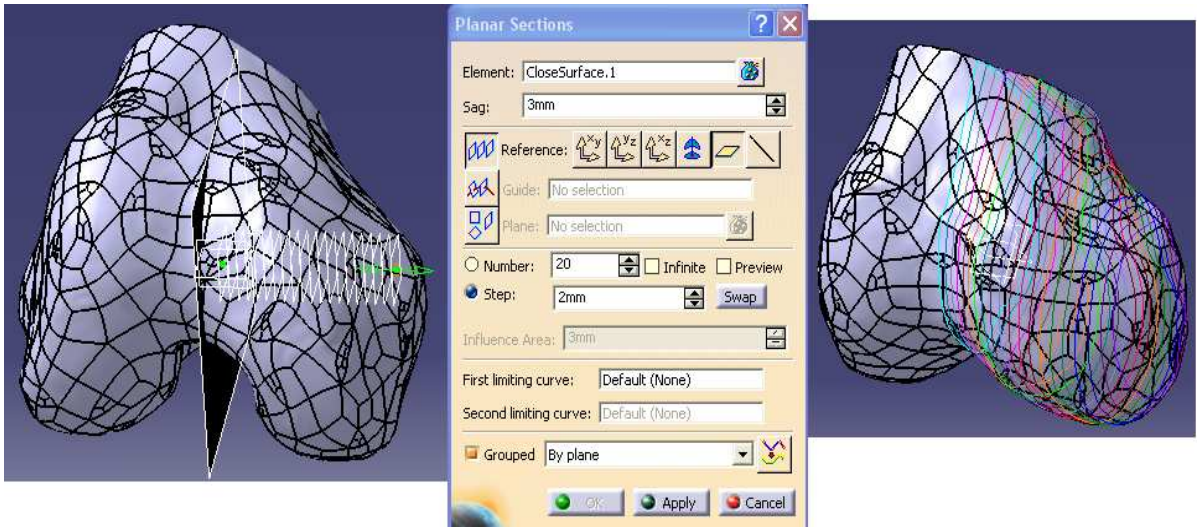


V modulu QSR založíme dva nové pomocné sety. První nazveme *Mediální_kondyl* a druhý budeme název *řezy_med*. Sety vytvoříme a pojmenujeme dle obrázku.

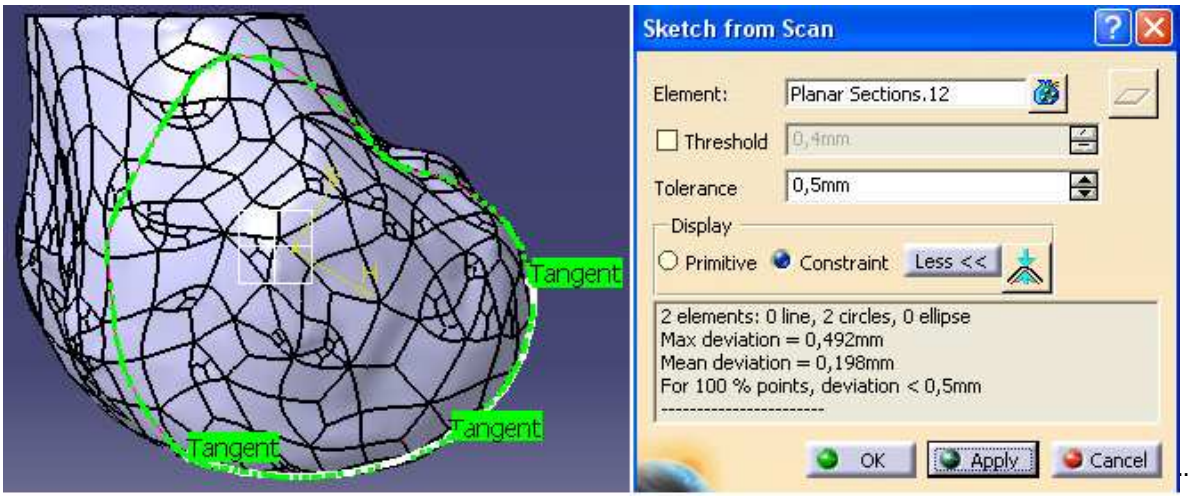


Pomocný set s názvem *řezy_med* pak přesuneme tažením myši za současného držení levého tlačítka do pomocného setu *mediální_kondyl*.

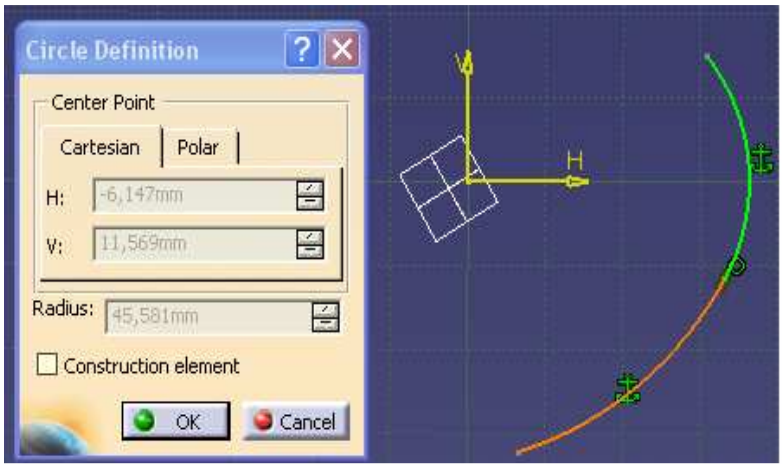
Do pomocného setu *řezy_med* budou vloženy řezy mediálním kondylem. Tyto řezy vzniknou příkazem *Planar Section*. Zvolená referenční rovina bude základní rovina YZ a jako element je zvoleno objemové těleso femur. Ostatní hodnoty budou stejné jako v obrázku. Potvrzením *Apply* a *OK* vzniknou řezy. Tlačítko *Swap* otáčí smysl kreslení řezů (použije se u laterálních řezů).

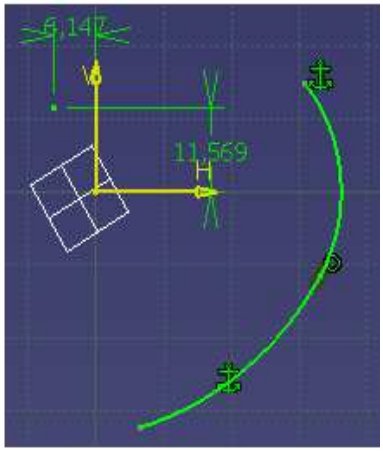


Z dvaceti řezů vybereme jeden, který se nachází přibližně uprostřed kondylu. Z tohoto řezu vytvoříme páteřní křivku pro mediální plochu. Jako nejvhodnější byl vybrán řez číslo 12. Příkazem *Sketch From Scan*, vytvoříme základ pro páteřní křivku. Základ se bude skládat z oblouků na sebe tečně napojených. Na řezu označíme body spojitosti a do dialogového okna zvolíme toleranci a potvrdíme tlačítkem *Apply*. Objeví se náhled křivky a pokud jsme s křivkou spokojeni potvrdíme tlačítkem *OK*.

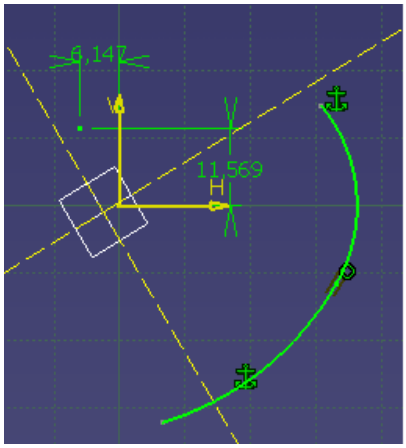


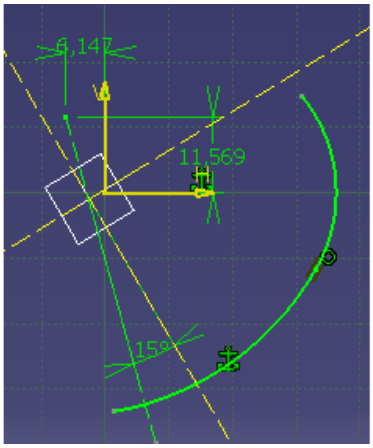
V další části náčrt manuálně upravíme. Poklepáním na oblouk zjistíme jeho střed jak je patrné z obrázku. Na souřadnicích stedu si vytvoříme konstrukční bod příkazem *Point*.

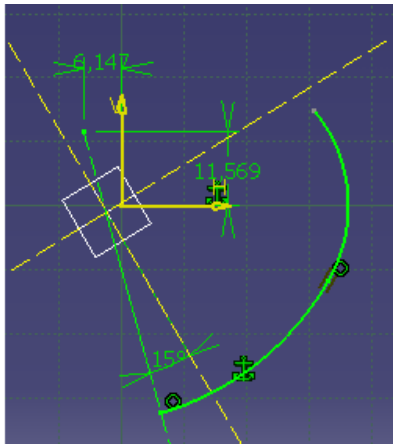




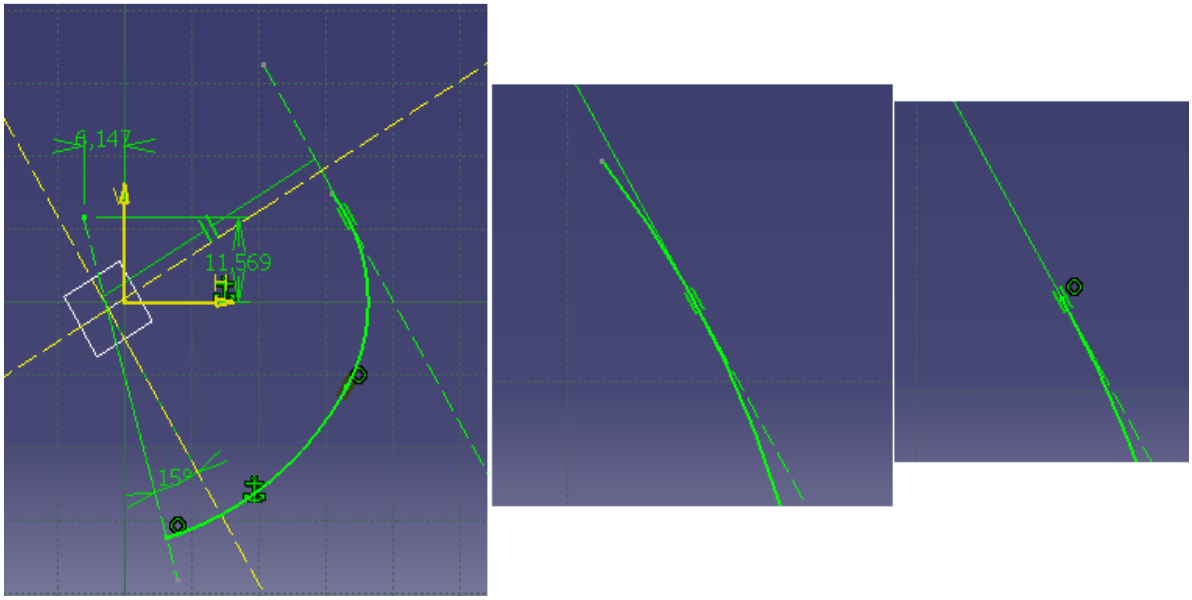
Příkazem *Intersect 3D Element* si promítneme roviny XZ a YZ do nártu jako konstrukční prvky. Střed kružnice bude sloužit jako počátek konstrukční úsečky, která bude svírat s promítnutou přímkou roviny XZ úhel 15° (max. úhel hyperextenze). Příkazem *Trim* odřízneme zbytek kružnice ke konstrukční úsečce. Viz obrázek.



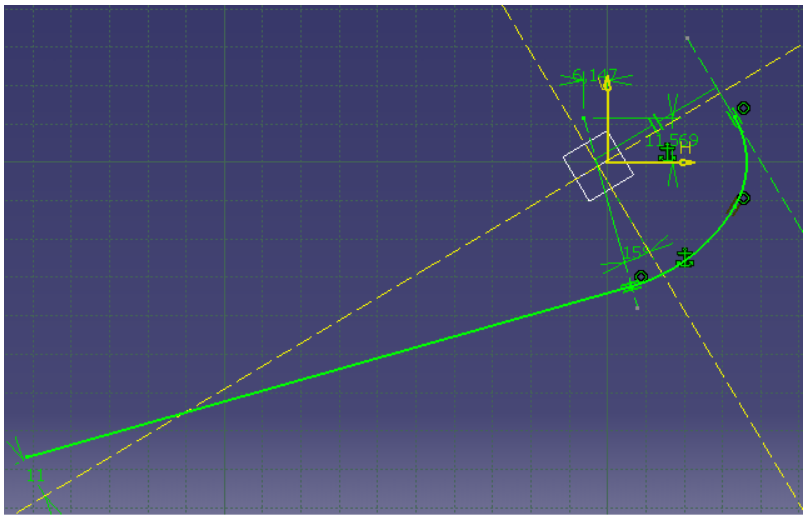




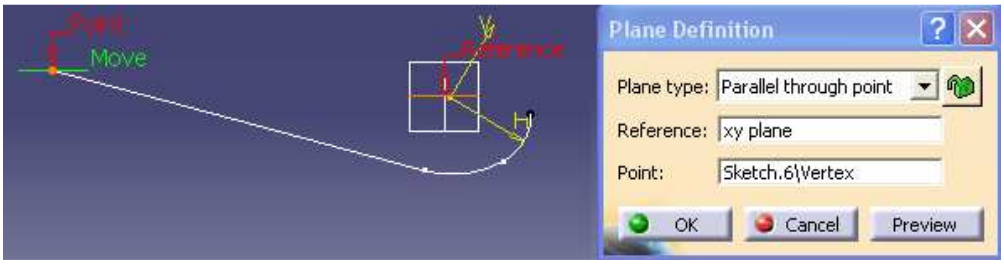
Příkazem *Line* narýsujeme další konstrukční úsečku tak, aby byla rovnoběžná s promítnutou přímkou roviny XZ a zároveň byla tečná na kružnici dle obrázku. V dalším kroku provedeme příkazem *Trim* ořezaní kružnice k narýsované konstrukční úsečce jak je zobrazeno na obrázku.



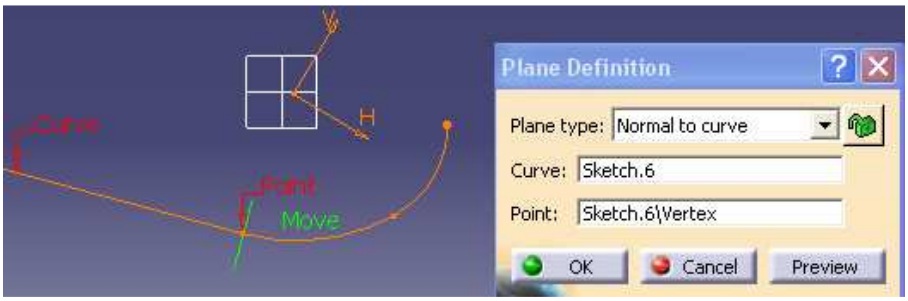
V posledním kroku narýsujeme úsečku, která bude tečná na kružnici a její koncový bod bude vzdálen od promítnuté přímky roviny YZ 11 mm dle obrázku. Takto upravený náčrt opustíme příkazem *Exit Workbench*.



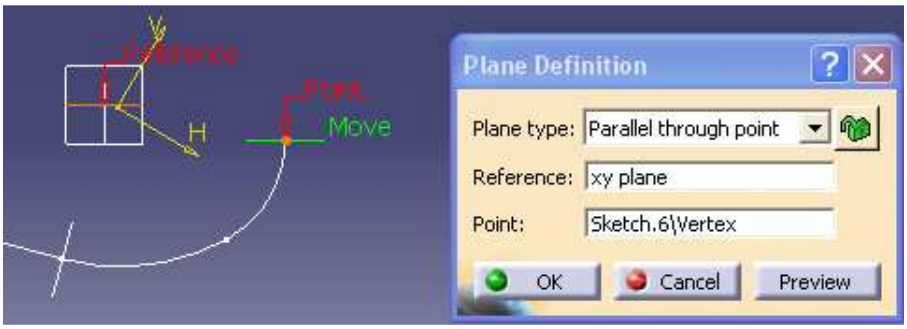
Roviny, ve kterých budeme definovat profily, vytvoříme příkazem *Plane*. První rovina bude rovnoběžná s rovinou XY a bude procházet koncovým bodem na obrázku.



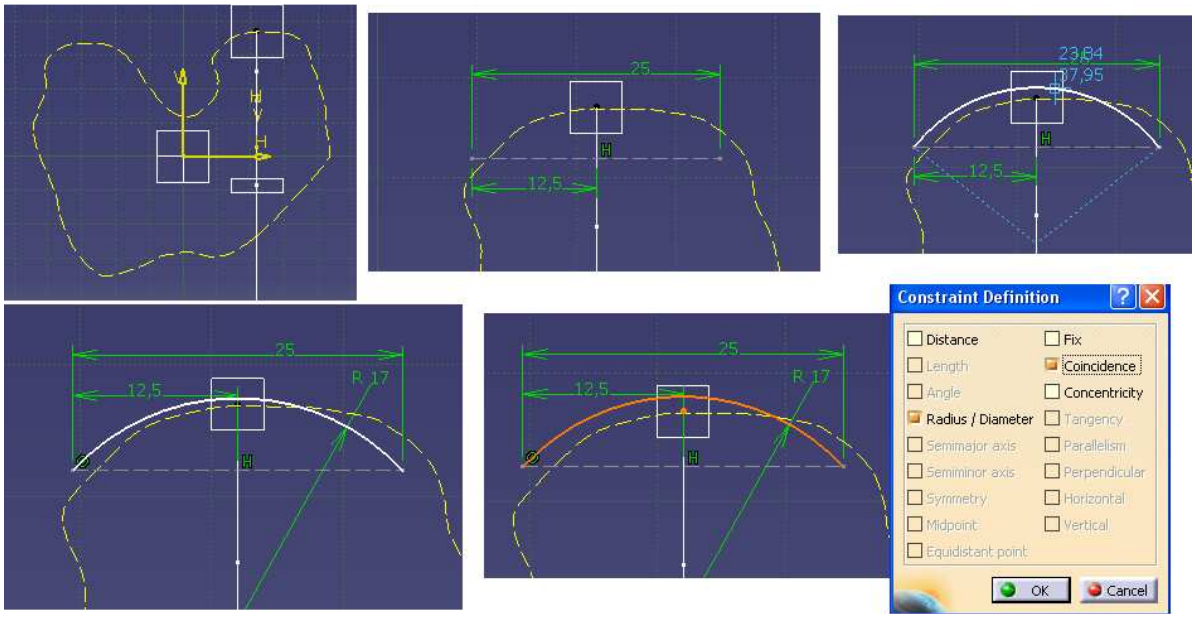
Druhá rovina bude kolmá ke křivce a bude procházet prostředním bodem. Viz obrázek.



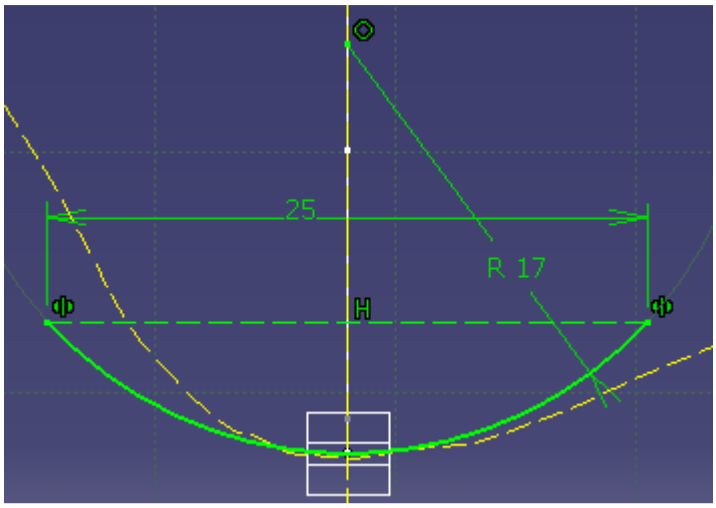
Třetí rovina je konstruována analogicky jako první a je zobrazena na obrázku.



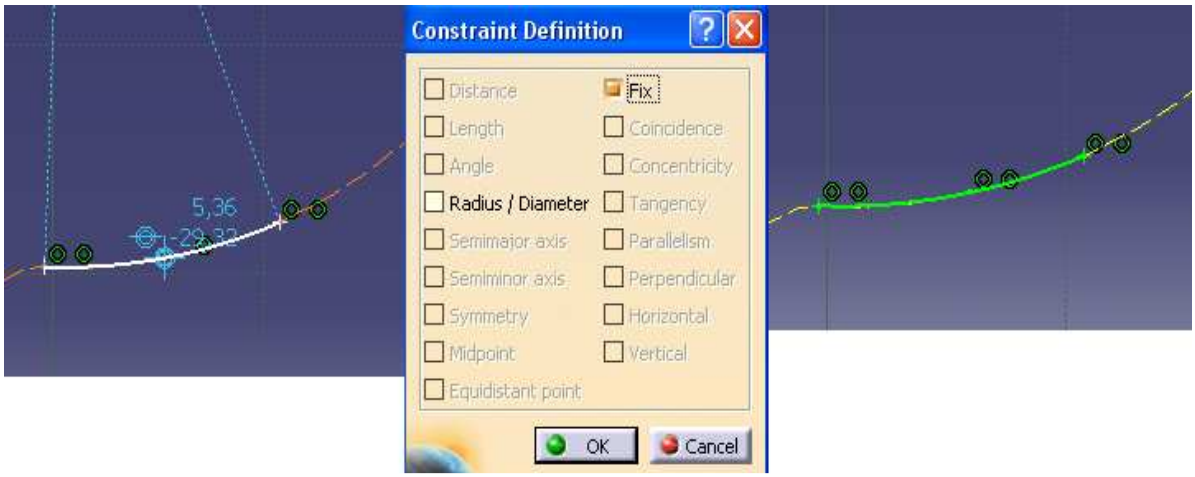
Do první roviny načrtneme příkazem *Sketch* první profil, který bude tvořit plochu mediálního kondylu. V prvním kroku promítneme průsečnici femuru, který protíná rovinu. Průsečnice se promítne příkazem *Intersect 3D Element* a vybráním objektu femur ve stromu. Následně ji převedeme do konstrukčního prvku. V druhém kroku si načrtneme horizontální přímku, která bude mít délku 25mm a bude souměrná podle páteřní křivky. Nyní vytvoříme oblouk příkazem *Three Point Arc Starting With Limits* tak, že nejdříve označíme začátek a konec oblouku a poté střed oblouku. Oblouk zakótujeme poloměrem 17 mm. Plné zavazbení dokončíme sjednocením oblouku s bodem na páteřní křivce.



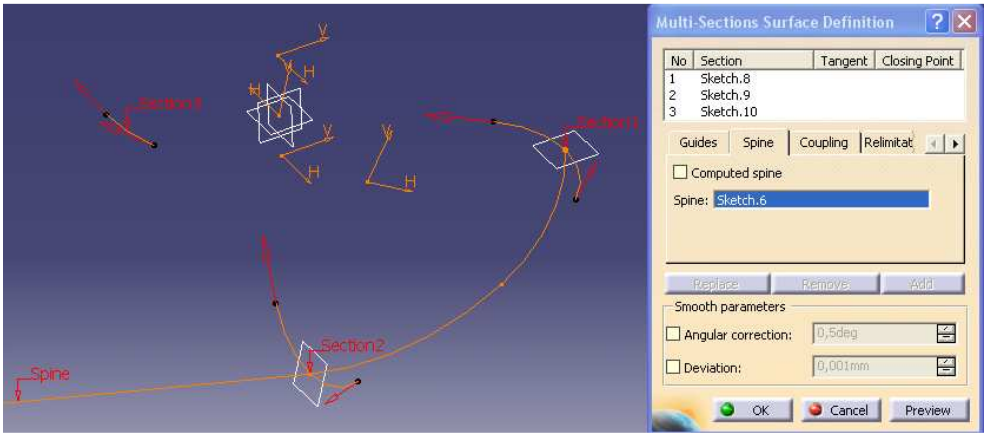
Podle analogie prvního náčrtu vytvoříme i druhý náčrt. Viz obrázek.



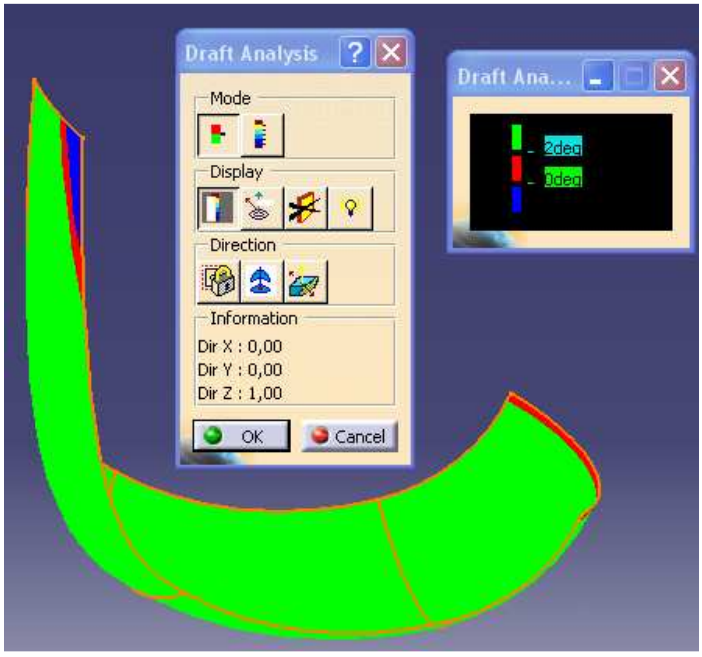
Třetí náčrt je vytvořen ve třetí rovině. Opět je promítnut femur do náčrtu a převeden do konstrukční hladiny. Oblouk vytvoříme stejným příkazem jako předchozí oblouky. Začátek, střed i konec oblouku bude ležet na promítnuté hraně. Jako poslední krok zavazbíme oblouk vazbou *Fix* dle obrázku.



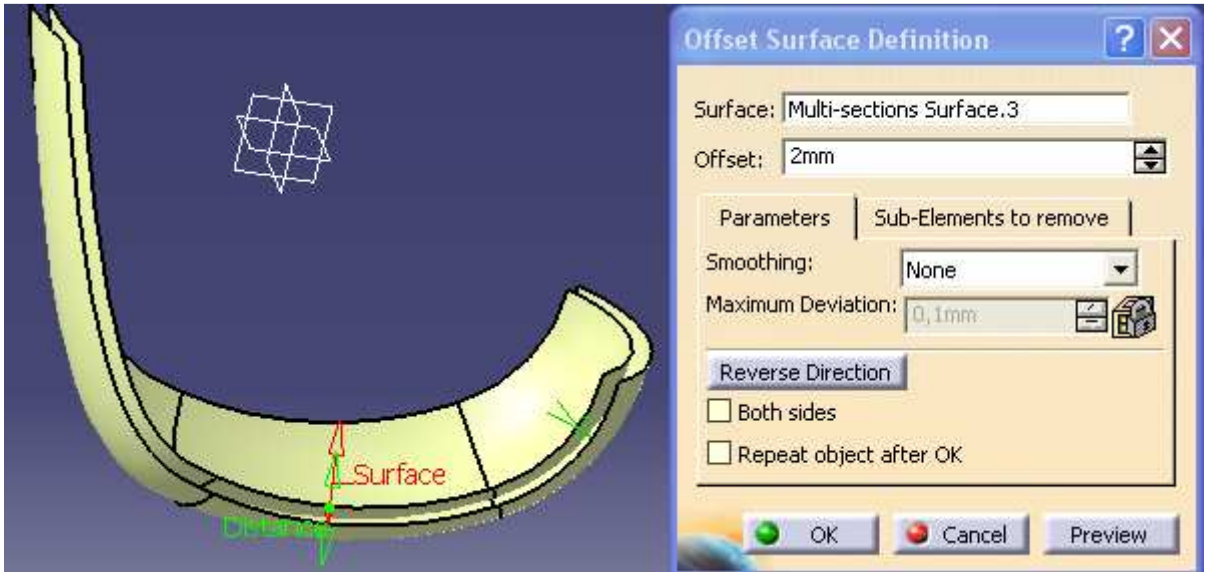
Plochu mediálního kondylu vytvoříme příkazem *Multisection Surface*. Vybereme tvořící profily a jako *Spine* vybereme páteřní křivku. Šipky musí být orientovány stejným směrem, jinak plocha nebude vytvořena. Výběr potvrdíme klepnutím na *OK*.



Plochu podrobíme analýze zešikmení, abychom zjistili, zda půjde nasadit na kost. Analýza se provede příkazem *Draft Analysis* a označením příslušné plochy. Viz obrázek.

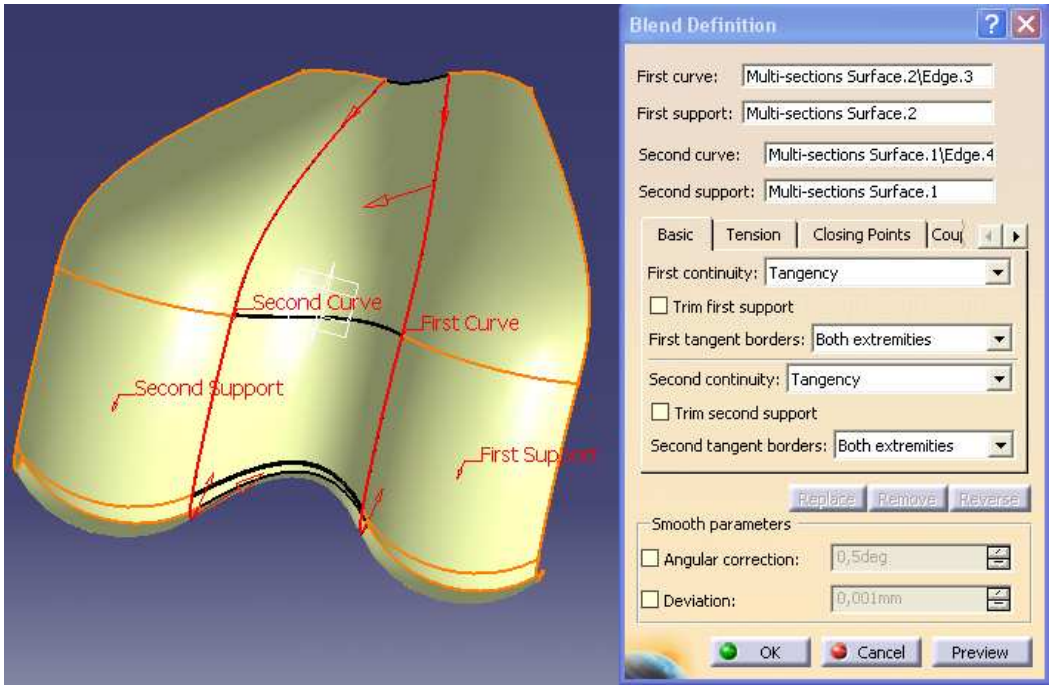


Příkazem *Offset* vytvoříme plochu odsazenou o 2 mm od původní plochy směrem dovnitř. Viz obrázek.



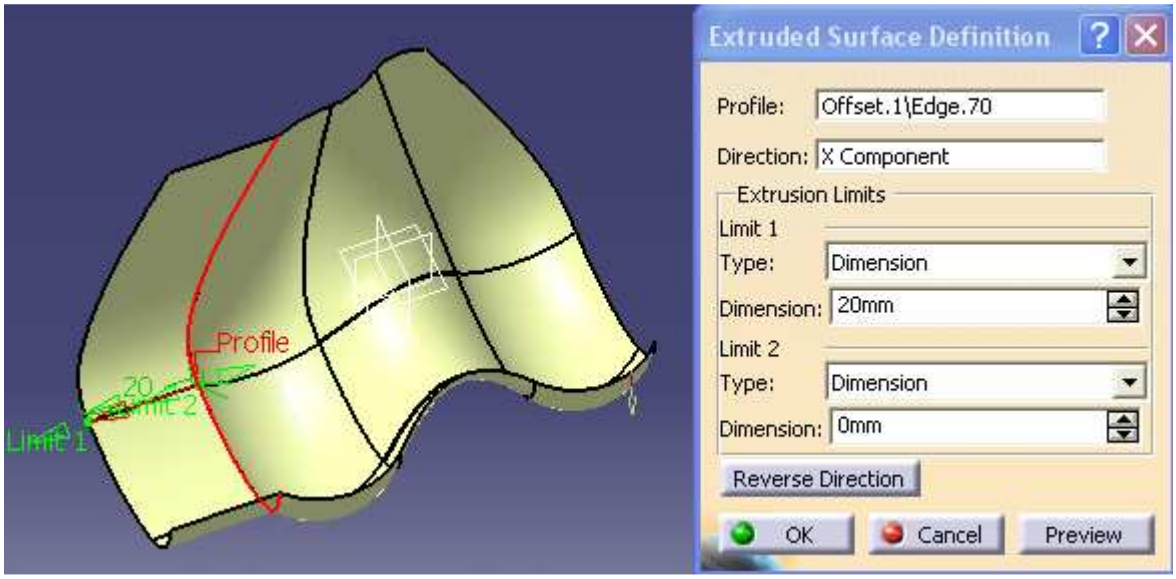
Stejným způsobem vytvoříme i plochu kopírující laterální kondyl. Pro tuto plochu si založíme opět pomocný set a nazveme ho *laterální_kondyl*. Jediný rozdíl bude v poloměru prvního a druhého profilu laterálního kondylu. U mediálního kondylu je poloměr profilu 17 mm a u laterálního kondylu je poloměr profilu 16 mm.

Přechodovou plochu mezi jednotlivými kondyly vytvoříme příkazem *Blend*. Do dialogového okna označíme jednotlivé plochy a hrany, ze kterých bude vycházet přechodová plocha. Přechodovou plochu vytvoříme i pro odsazené plochy.

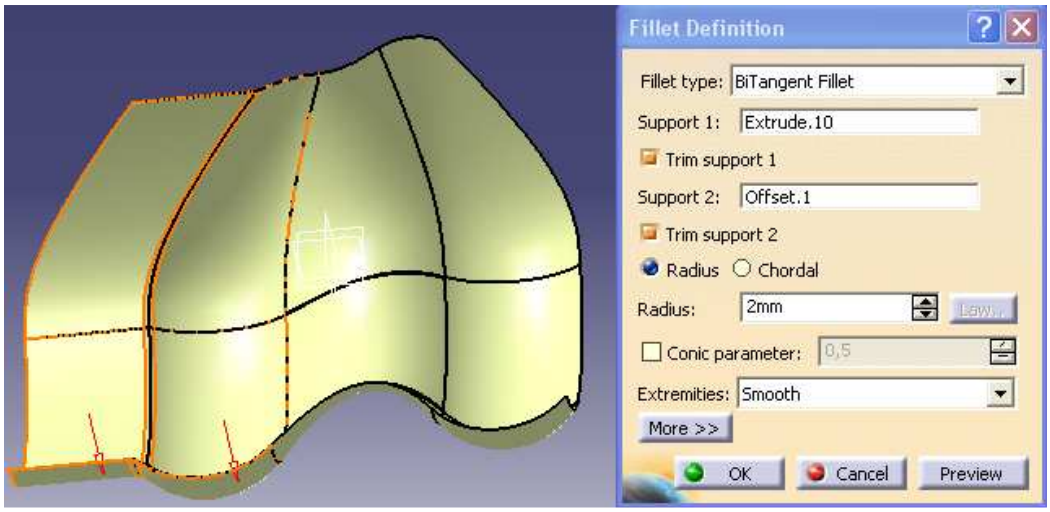


Vytvoříme si další pomocný set s názvem *ořezací plocha*. Na pracovní plochu zobrazíme jen odsazené plochy kondylů a její přechodovou plochu. První krok bude vytvoření vytažené plochy. Jako tvořící profil zvolíme u mediálního kondylu vnější

hranu a směr vytažení bude stejný jako směr osy X. Délku vytažení nastavíme na 20 mm.

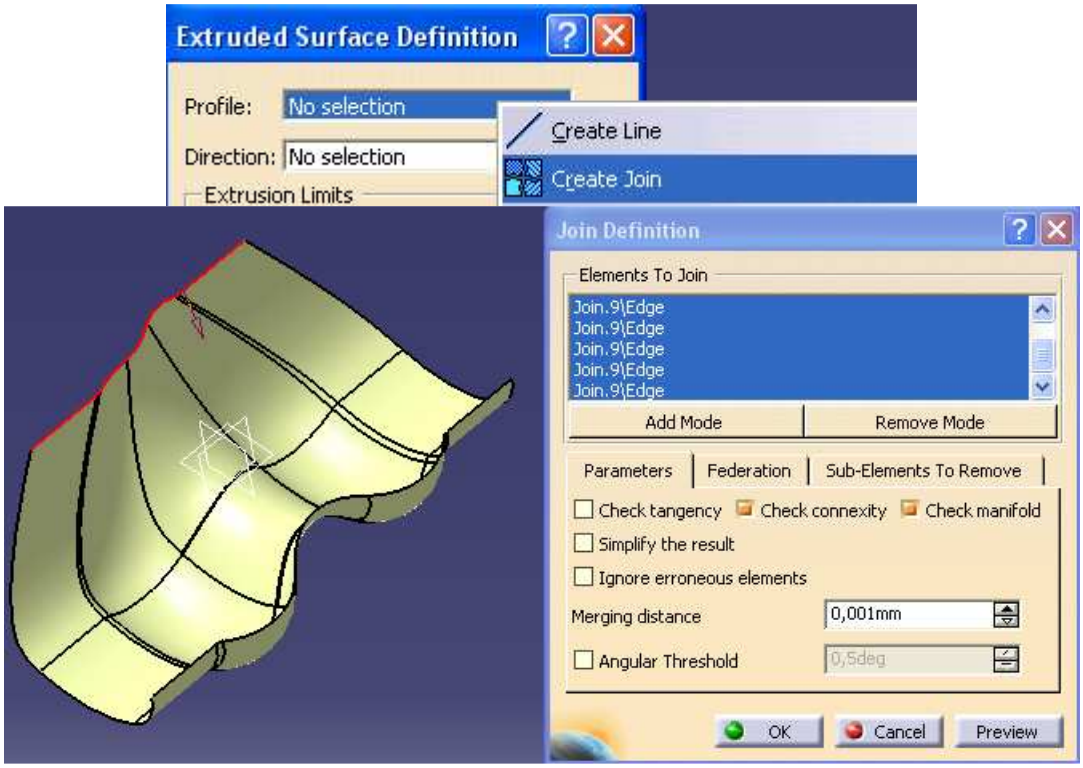


Nyní zaoblíme tyto dvě na sebe navazující plochy příkazem *Shape Fillet*. Označíme v dialogovém okně obě plochy, upravíme směr zaoblení tak, aby šipky byly souhlasné se směrem zaoblení, a nastavíme poloměr zaoblení. Výběr potvrdíme tlačítkem *OK*. Stejným způsobem provedeme vytažení a zaoblení plochy na druhé straně kondylu.

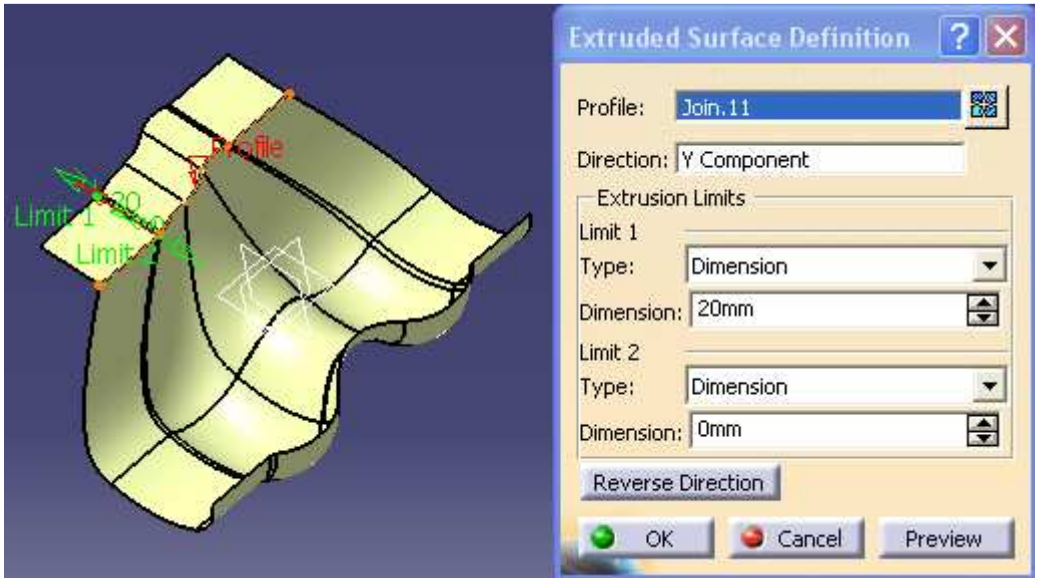


Příkazem *Join* spojíme v jeden celek zaoblené plochy a přechodovou plochu. Viz obrázek.

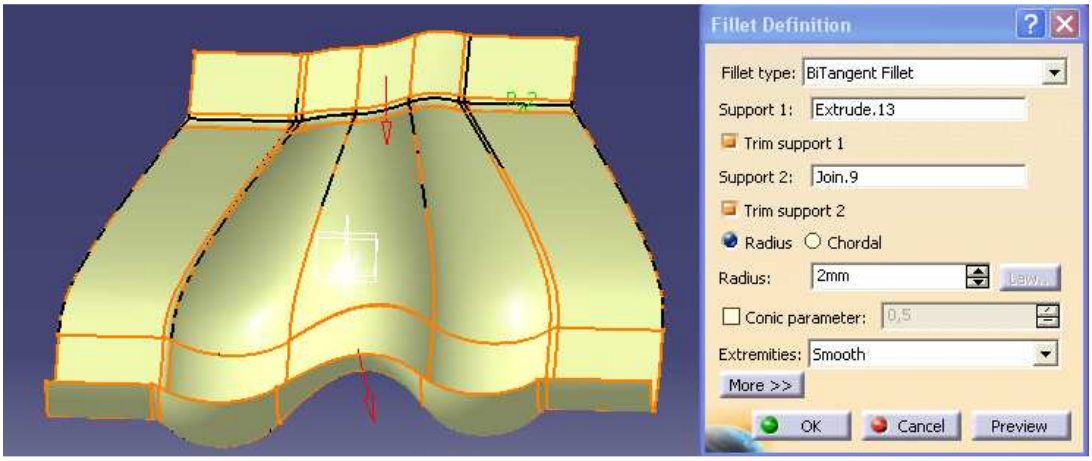
Na přední straně náhrady vytvoříme funkcí *Extrude* další vytaženou plochu. V dialogovém okně v položce profil klikneme pravým tlačítkem myši a objeví se nám možnost výběru profilu. V našem případě vytvoříme profil funkcí *Join,* jak je zobrazeno na obrázku. Vybereme hrany na ploše a potvrdíme tlačítkem *OK*.



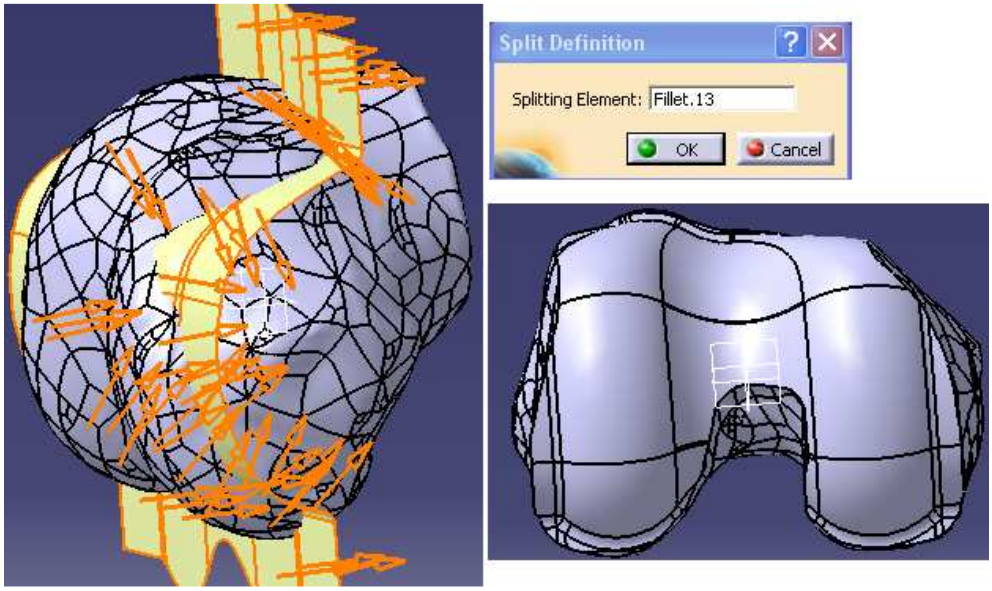
Vytažená plocha bude mít směr osy Y a délku vytažení nastavíme na hodnotu 20mm.



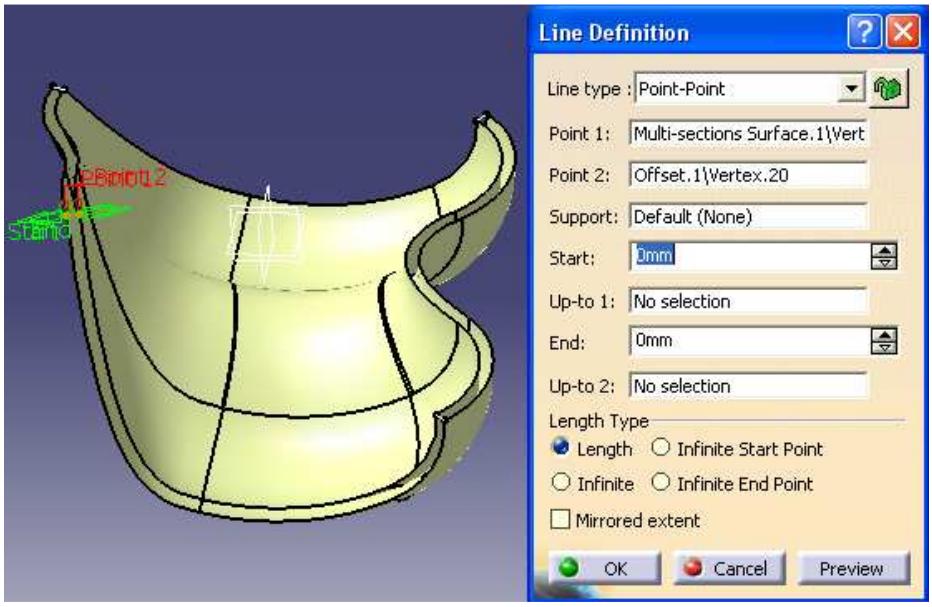
Přechod na těchto plochách zaoblíme příkazem *Shape Fillet* jako v předchozím kroku. Stejným způsobem vytvoříme plochu i zaoblení na dorzální straně kondylů.



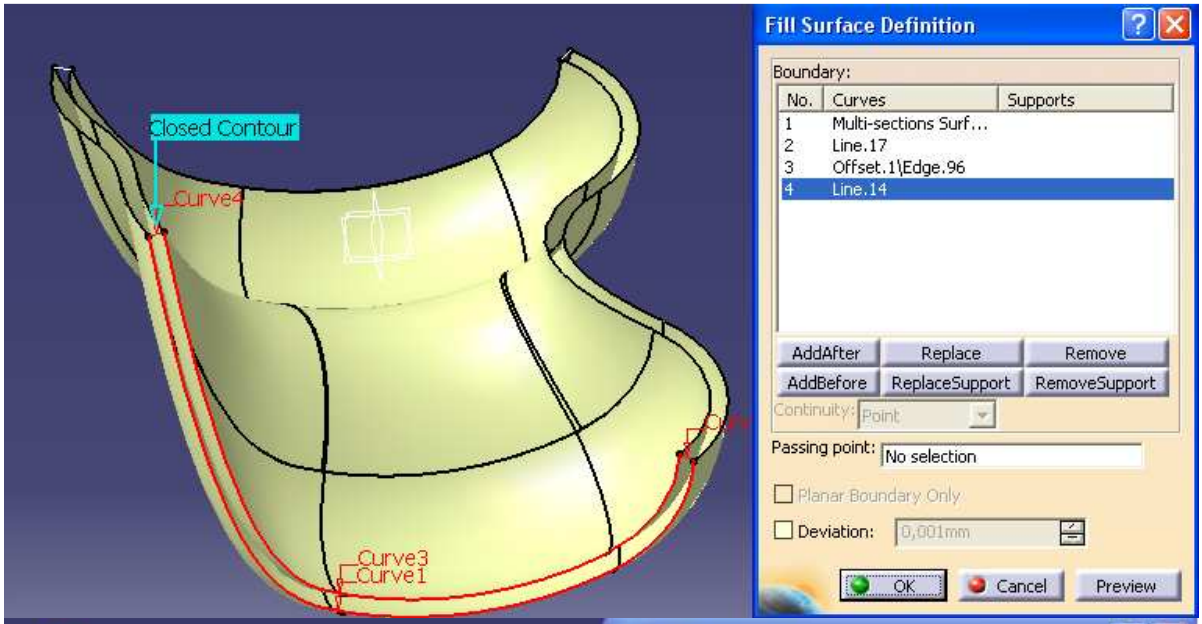
Ořez femuru provedeme v modul PD příkazem *Split*. Jako řezací element vybereme plochu vytvořenou k tomuto účelu.

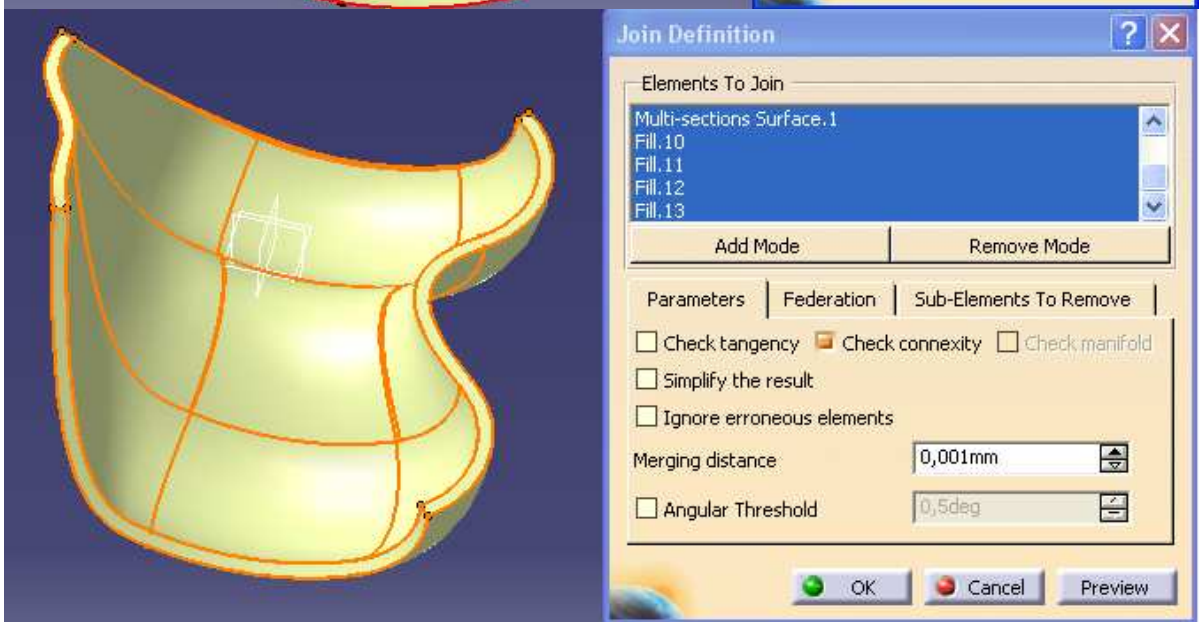


K vytvoření plochy náhrady si zobrazíme plochy kopírující kondyly, jejich odsazené plochy a přechodové plochy. Abychom mohli plochu uzavřít, musíme si vytvořit čtyři pomocné úsečky mezi jednotlivými rohy ploch. Úsečky jsou vytvořeny funkcí *Line*.



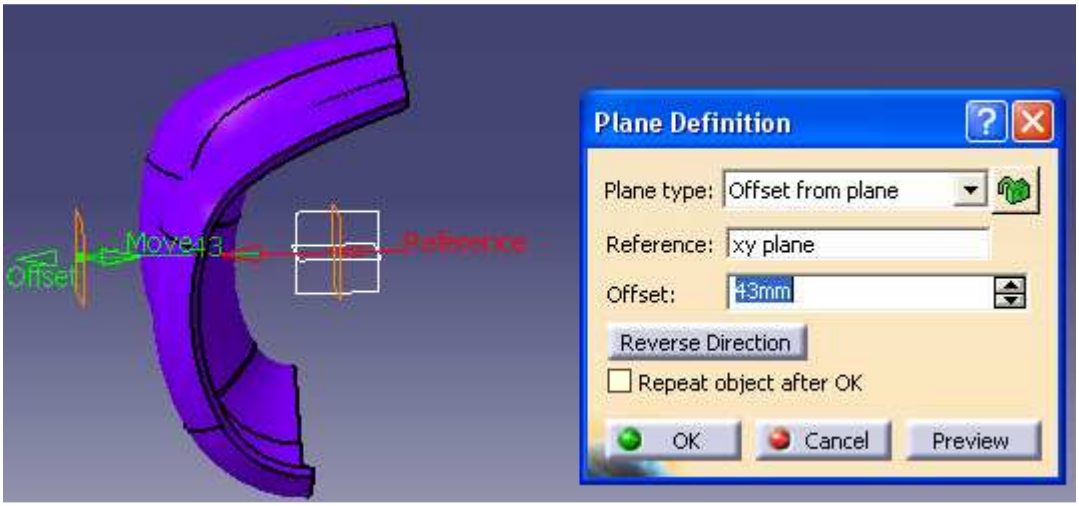
Prostor mezi plochami vyplníme příkazem *Fill*. Vybereme uzavřenou hranici a potvrdíme tlačítkem *OK*. Tím se prostor vyplní plochou. Příkaz opakujeme, dokud nedojde k úplnému uzavření ploch. Abychom mohli vytvořit z uzavřené plochy objemový model, je potřeba jednotlivé plochy spojit. Příkazem *Join* spojíme jednotlivé elementární plochy v jeden kompaktní celek.



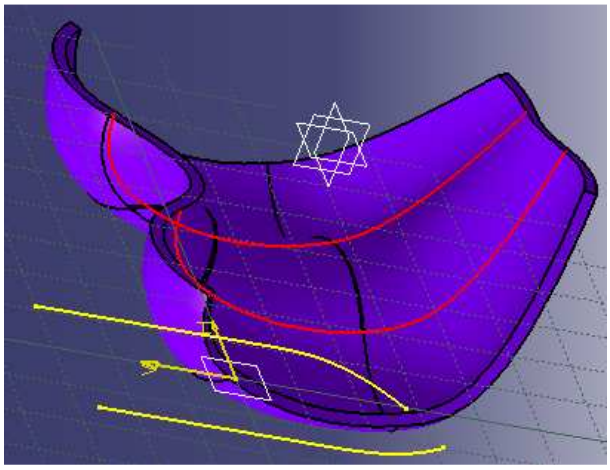


Příkazem *Close Surface* v modulu PD vytvoříme z uzavřeného plošného modelu objemový model, definováním uzavřené plochy.

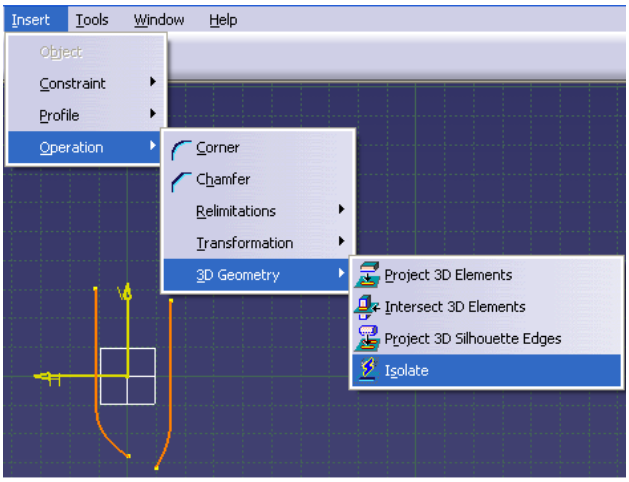
Příkazem *Plane* vytvoříme novou rovinu, která bude v dostatečné vzdálenosti odsazena od základní roviny XY.



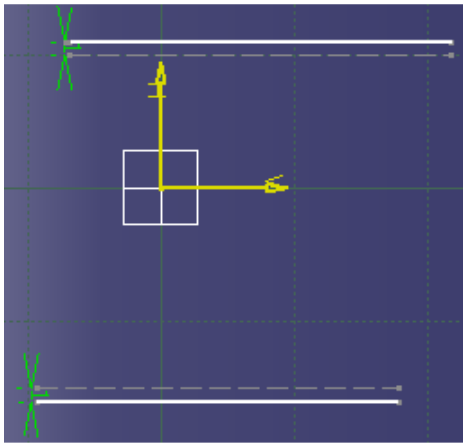
Do roviny vložíme náčrt příkazem *Sketch*. Nejprve si promítneme vnitřní hrany kondylů příkazem *Project 3D Elements*.



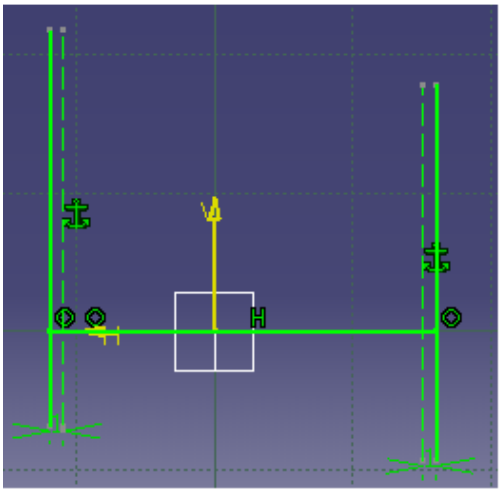
Promítnuté křivky odizolujeme od původních hran příkazem *Isolate*.

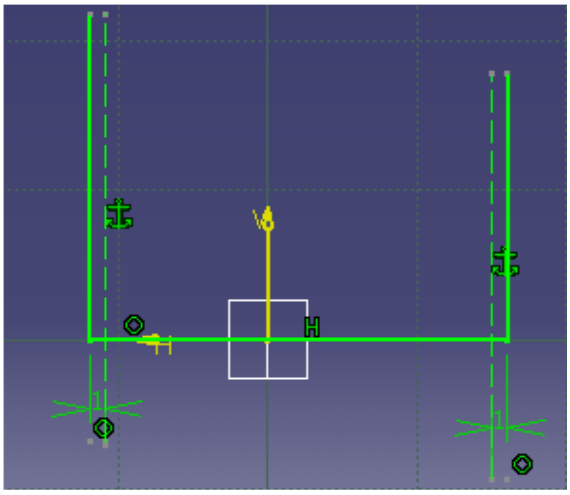


Vymažeme nepotřebné entity a zbylé převedeme do konstrukční hladiny. Příkazem *Offset* odsadíme zbylé entity o 1 mm na vnější stranu.

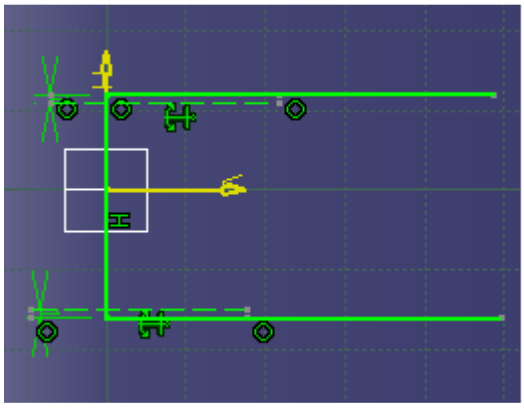


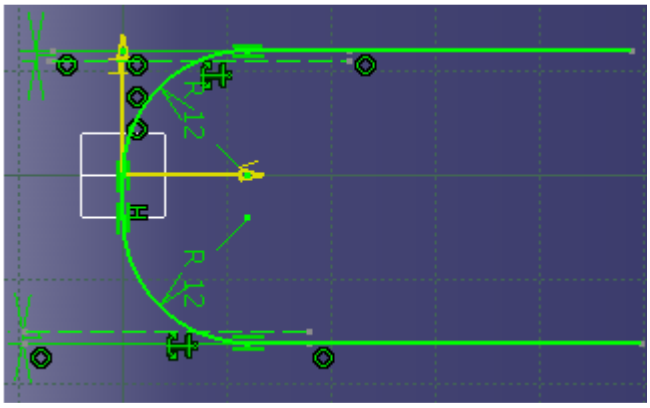
Vnitřním pomocným úsečkám přiřadíme *Fixní* vazbu. Počátkem souřadnic proložíme úsečku, dle obrázku a příkazem *Trim* vnější entity ořízneme k této úsečce.



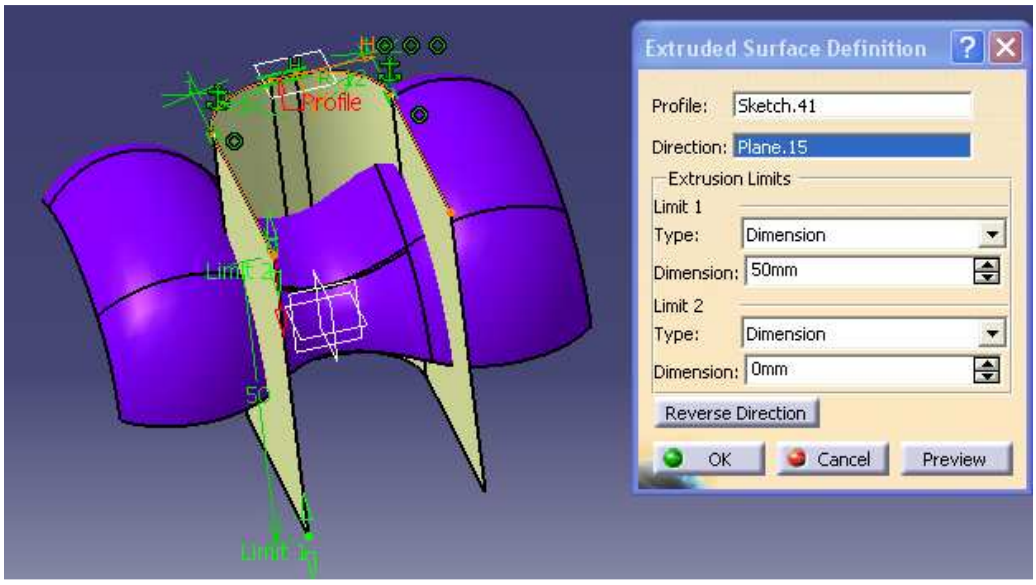


Postranní entity prodloužíme příkazem *Trim* a na spodní části je zaoblíme příkazem *Corner*. Poloměr zaoblení je nastaven na 12 mm. V této fázi je náčrt kompletní a můžeme ho opustit.



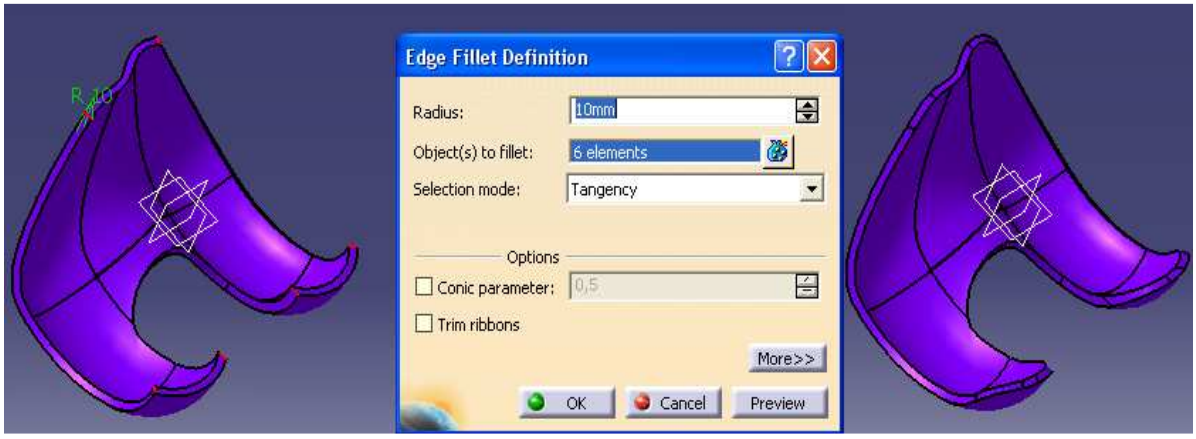


Vytažení plochy provedeme příkazem *Extrude*. Profil vytažení je nakreslený náčrt v předchozím kroku a délku vytažené plochy nastavíme tak, aby plocha plně prošla náhradou.

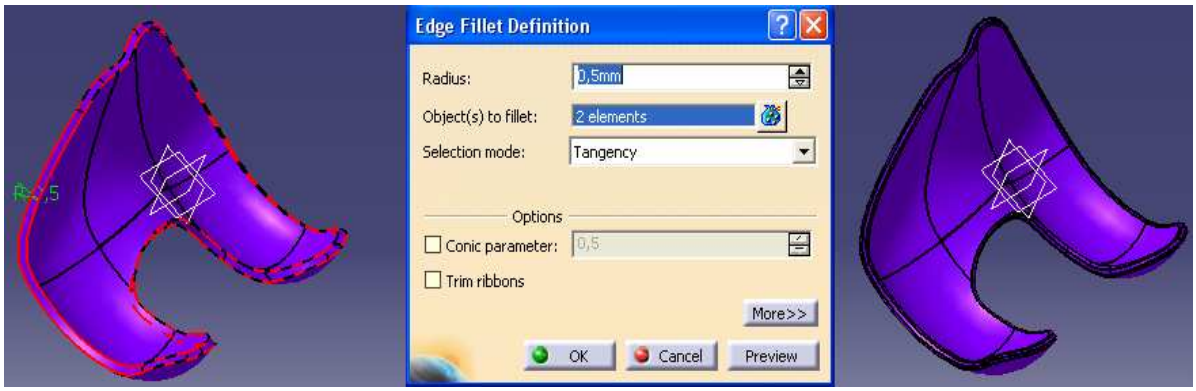


V modulu PD ořežeme příkazem *Trim* část náhrady dle obrázku.

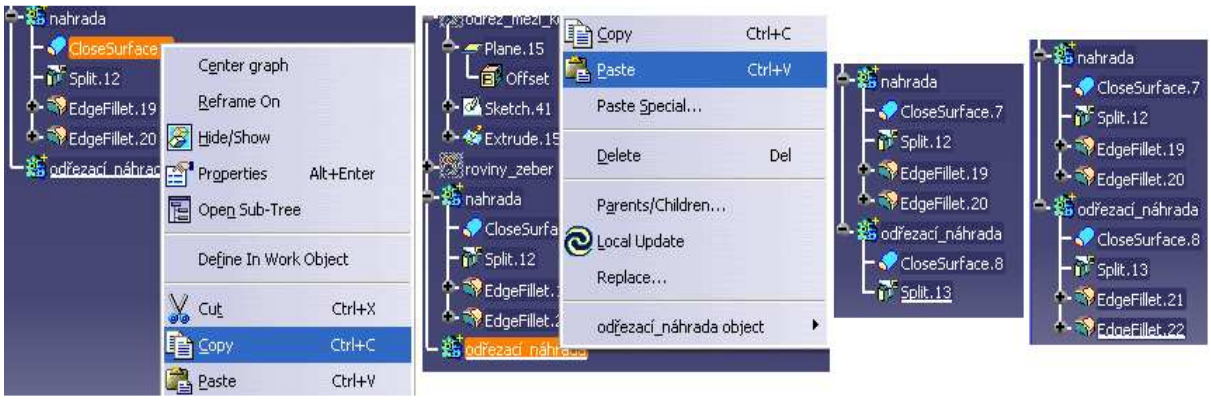
Příkazem *Edge Fillet* v modulu PD zaoblíme hrany na náhradě dle obrázku. Poloměr zaoblení zadáme do dialogového okna. V našem případě bude nastavení poloměru 10 mm.



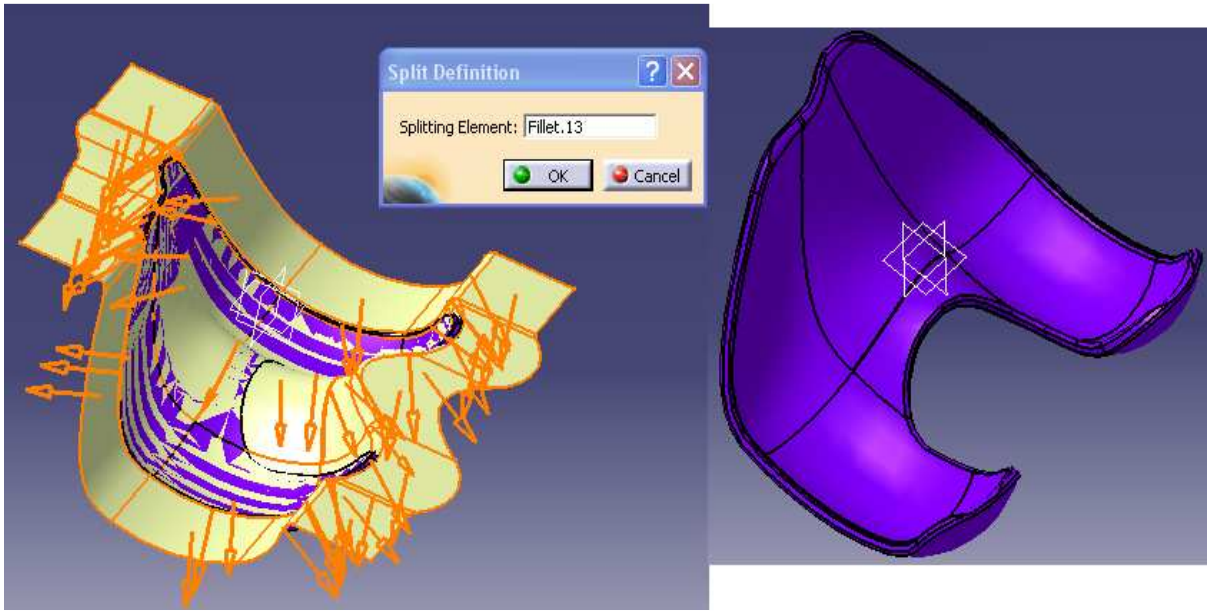
Stejným příkazem zaoblíme ještě boky náhrady poloměrem 0,5 mm.



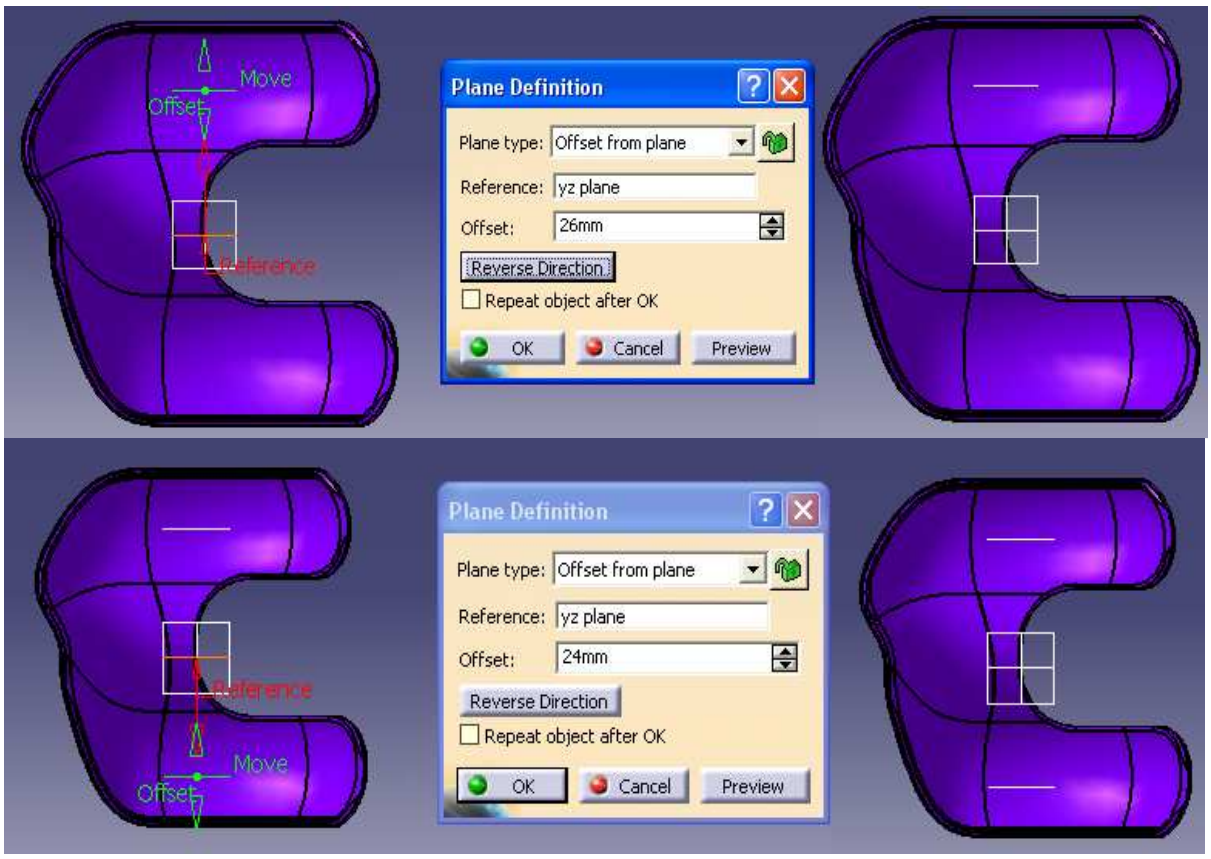
Založíme nový objekt s názvem řezací náhrada. Do tohoto objektu nakopírujeme z náhrady jednotlivě prvky *Close surface* (uzavření plochy náhrady) a *Split* (odřez části mezi kondyly). Poté stejným způsobem zaoblíme hrany jako v předchozím kroku. Nyní máme dvě naprosto stejné náhrady.

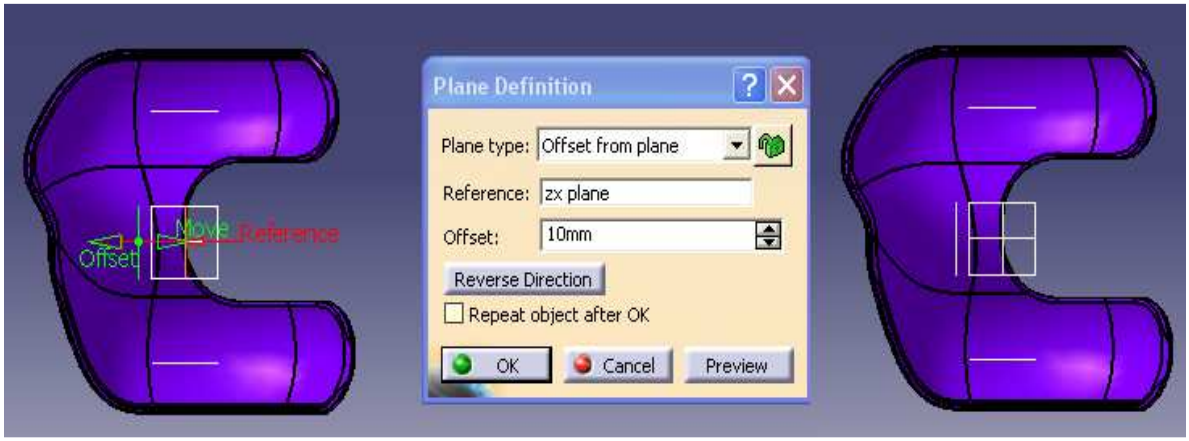


Zviditelníme si objekt náhrada a řezací plochu, kterou jsme použili pro odřezání části femuru. Příkazem *Split* vybereme řezací plochu a orientováním šipek dle obrázku je ponechána tato strana. Výsledný ořez je zobrazen na obrázku. Stejným způsobem provedeme i na objektu řezací náhrady.

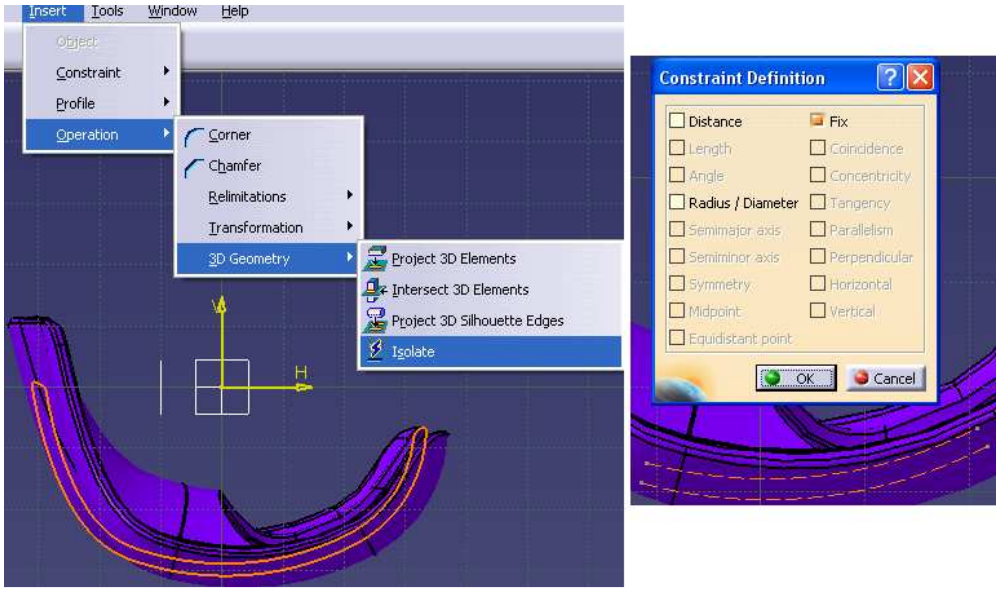


Založíme si nový pomocný set , do kterého vytvoříme náčrty žeber. Nejdříve si vytvoříme roviny, ve kterých budeme konstruovat náčrty. Příkazem *Plane* definujeme příslušné roviny. Viz obrázky.

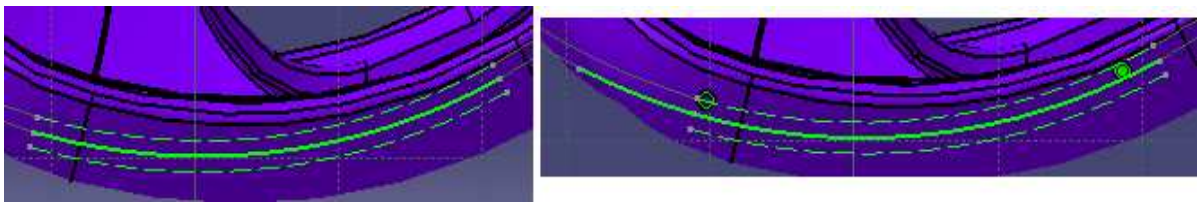




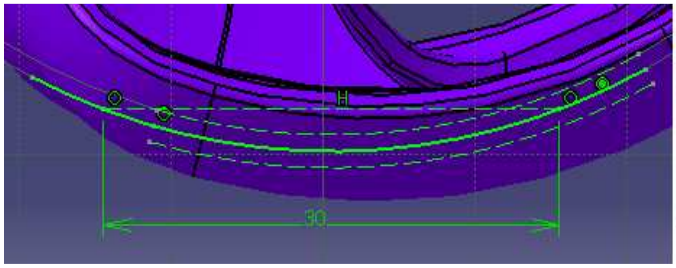
Náčrt v první rovině vytvoříme příkazem *Sketch*. Nejdříve promítneme průsečnici náhrady příkazem *Intersect 3D Element*. Průsečnici převedeme do konstrukční hladiny a příkazem *Isolate* přerušíme jeho vazbu na náhradu. V dalším kroku odstraníme nepotřebné části a necháme jen ty, které dále budeme používat. Tyto entity zavazbíme pevnou vazbou *Fix*.

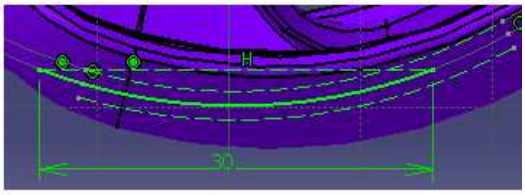


Příkazem *Offset* odsadíme vnitřní kružnici o 1 mm směrem k vnější straně. Příkazem *Trim* prodloužíme odsazenou kružnici tak,této jak je zobrazeno na obrázku.

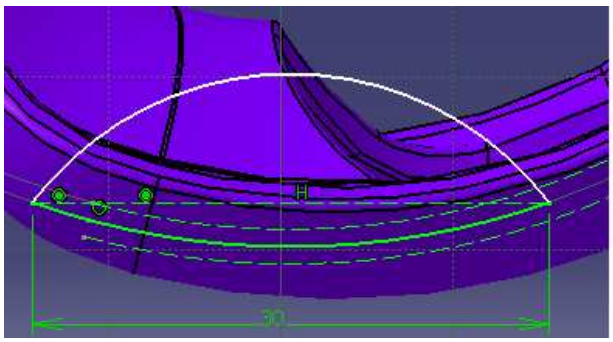


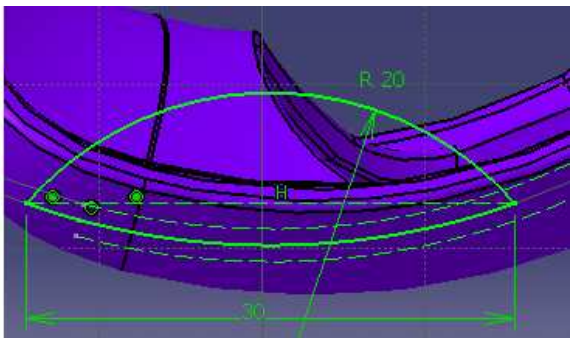
Na střední kružnici narýsujeme pomocnou horizontální úsečku příkazem *Line*. Její délku okótujeme vzdáleností 30 mm a střední kružnici poté ořežeme příkazem *Trim* k této pomocné úsečce.



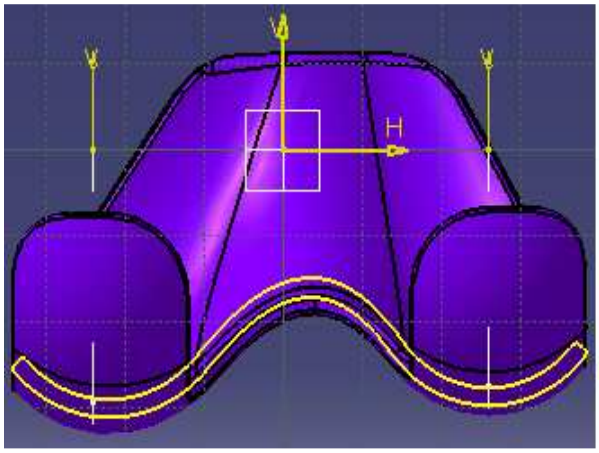


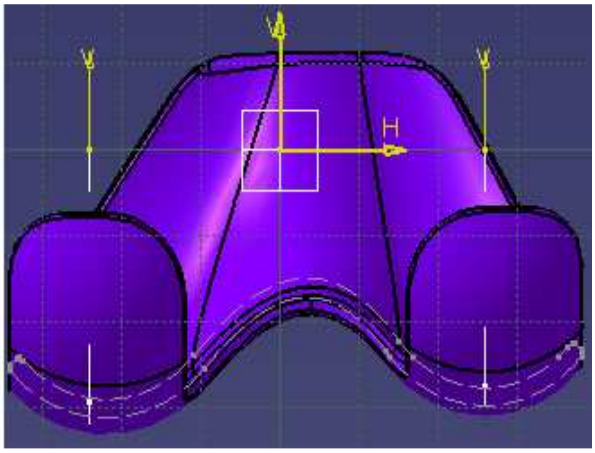
Příkazem *Three Point Arc Starting With Limits* vytvoříme kružnici z koncových bodů pomocné horizontální úsečky. Poloměr takto narýsované kružnice bude 20 mm. Náčrt opustíme příkazem *Exit Workbench*. Stejným postupem narýsujeme rozměrově totožný náčrt i do druhé roviny, která se nachází nad druhým kondylem.



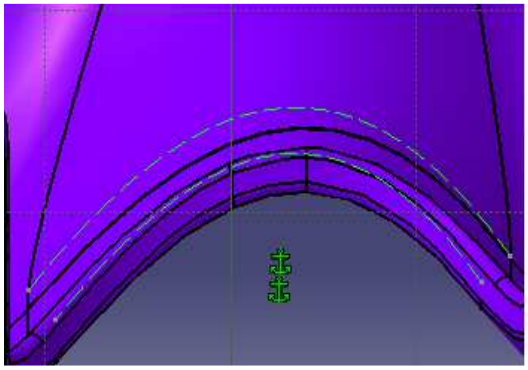
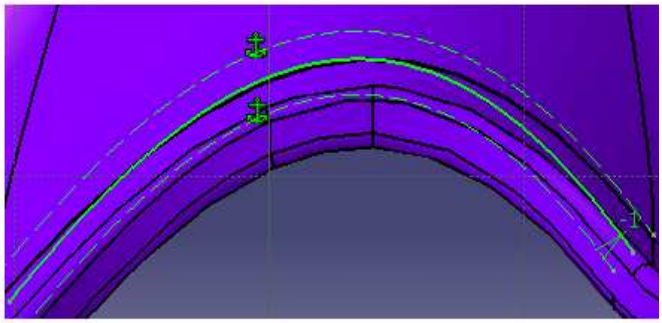


Náčrt ve třetí rovině se bude tvořit stejným způsobem, akorát s jinými rozměrovými hodnotami. Začneme promítnutím průsečnice náhrady do náčrtu, jejím převedením na konstrukční prvek a izolováním od primárního objektu.

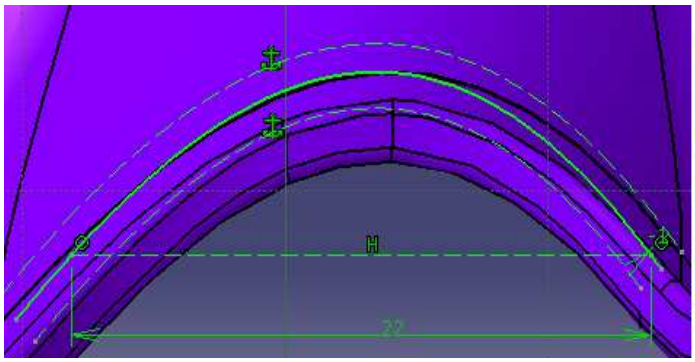


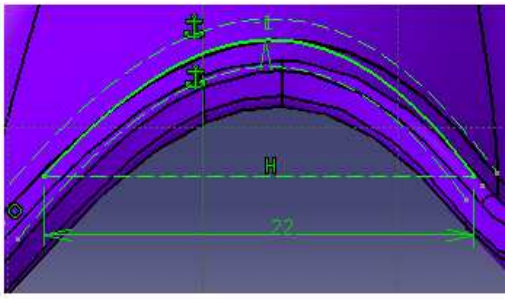


Následuje vymazání nepotřebných entit a plné zavazbení zbývajících prvků příkazem *Fix*. Vnější entitu odsadíme příkazem *Offset* o 1 mm dle obrázku.

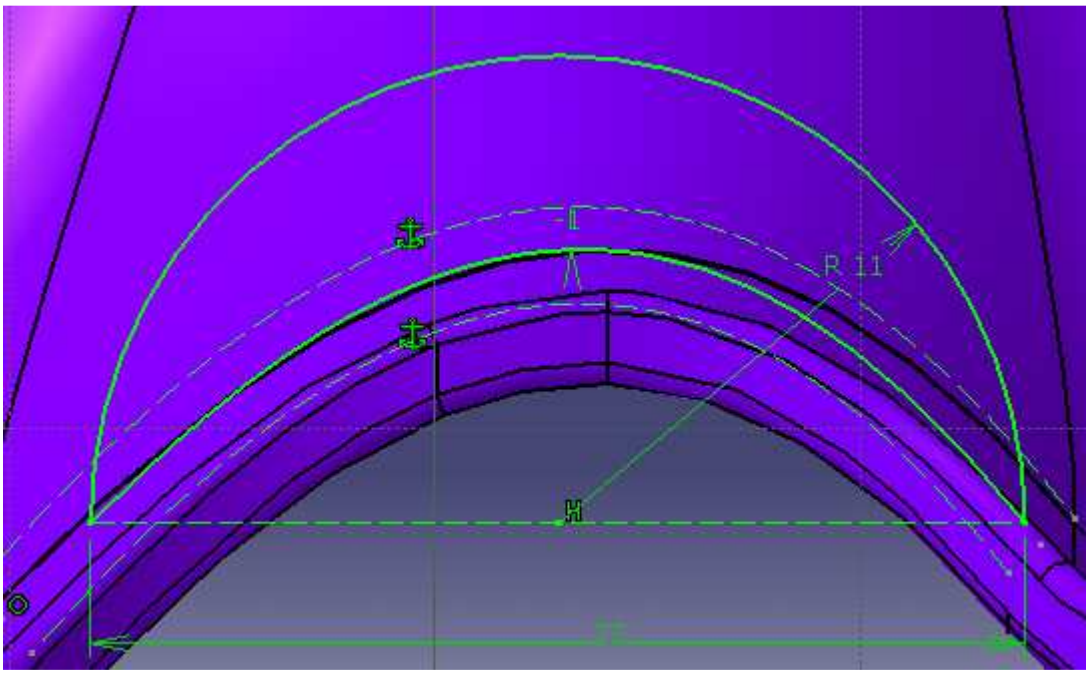



Na střední kružnici narýsujeme pomocnou horizontální úsečku příkazem *Line*. Její délku okótujeme vzdáleností 22 mm. Střední kružnici ořežeme příkazem *Trim* k vytvořené pomocné úsečce.

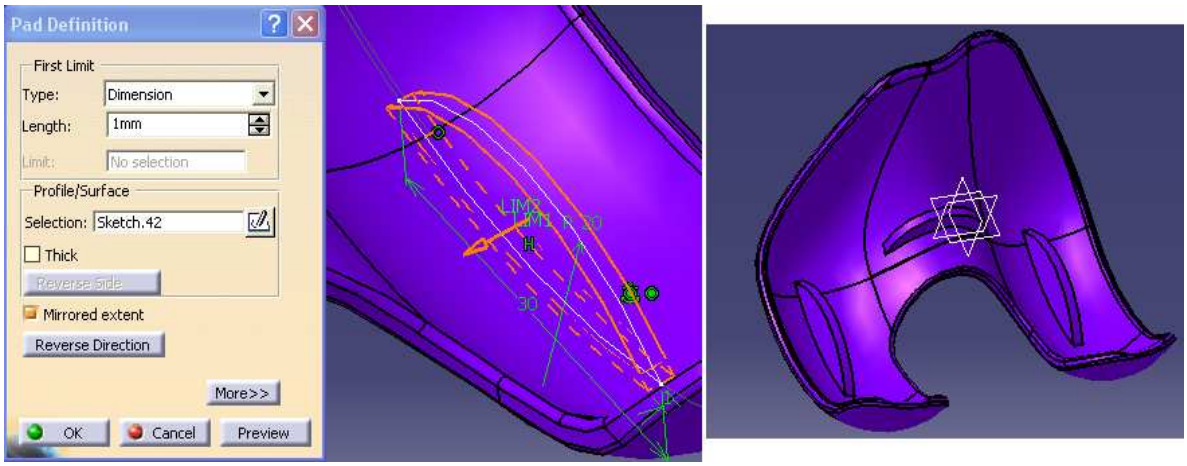




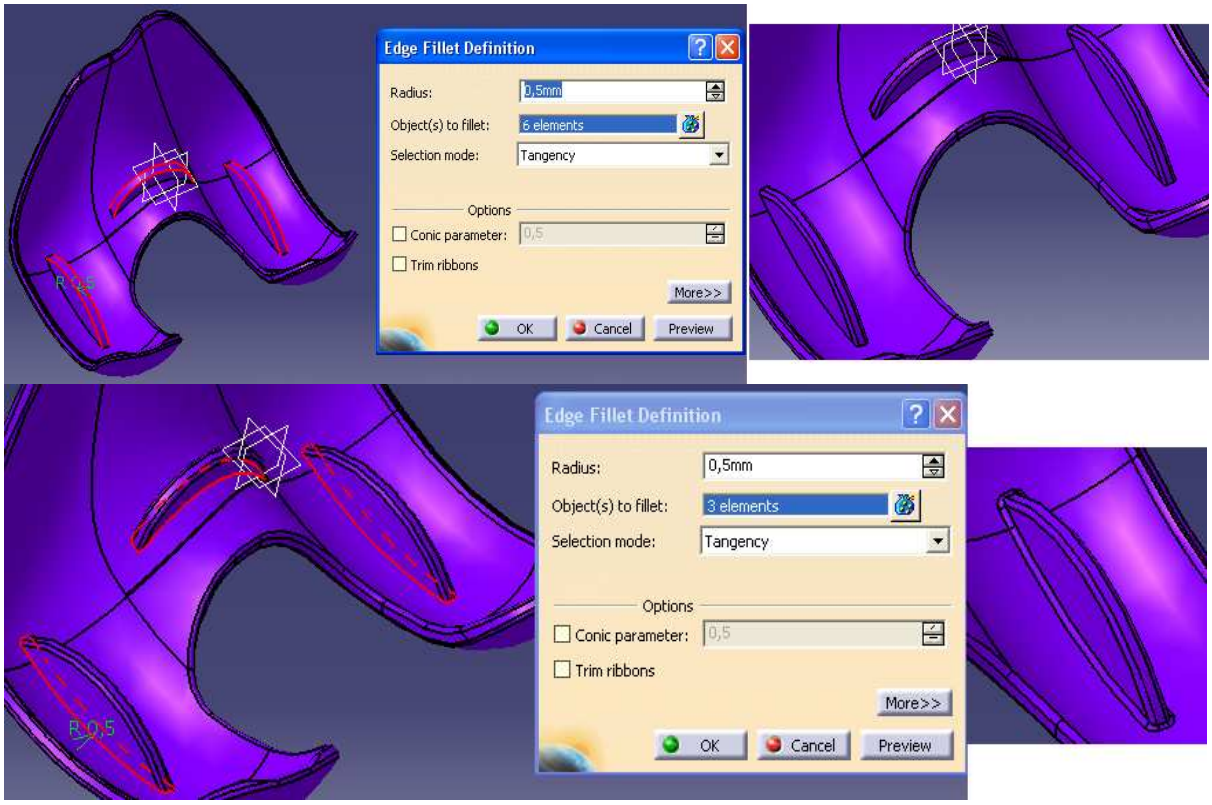
Příkazem *Three Point Arc Starting With Limits* vytvoříme kružnici z koncových bodů pomocné horizontální úsečky. Poloměr takto narýsované kružnice bude 11 mm. Náčrt opustíme příkazem *Exit Workbench*.



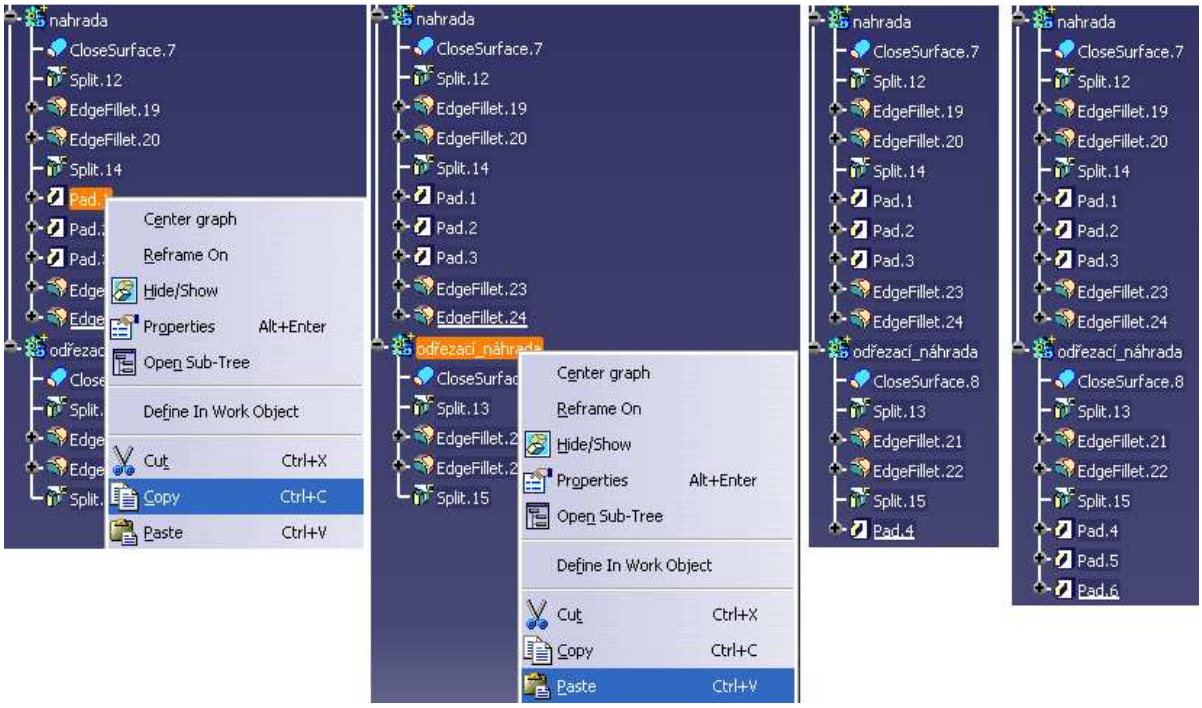
Z náčrtů vytvoříme žebra příkazem *Pad*. Jako délku vysunutí zadáme 1 mm a v dialogovém okně zatrhneme položku *Mirror Extent*. Dokončené žebro bude mít tloušťku 2 mm. Tento příkaz zopakujeme pro ostatní náčrty. Hotová žebra jsou zobrazena na obrázku.



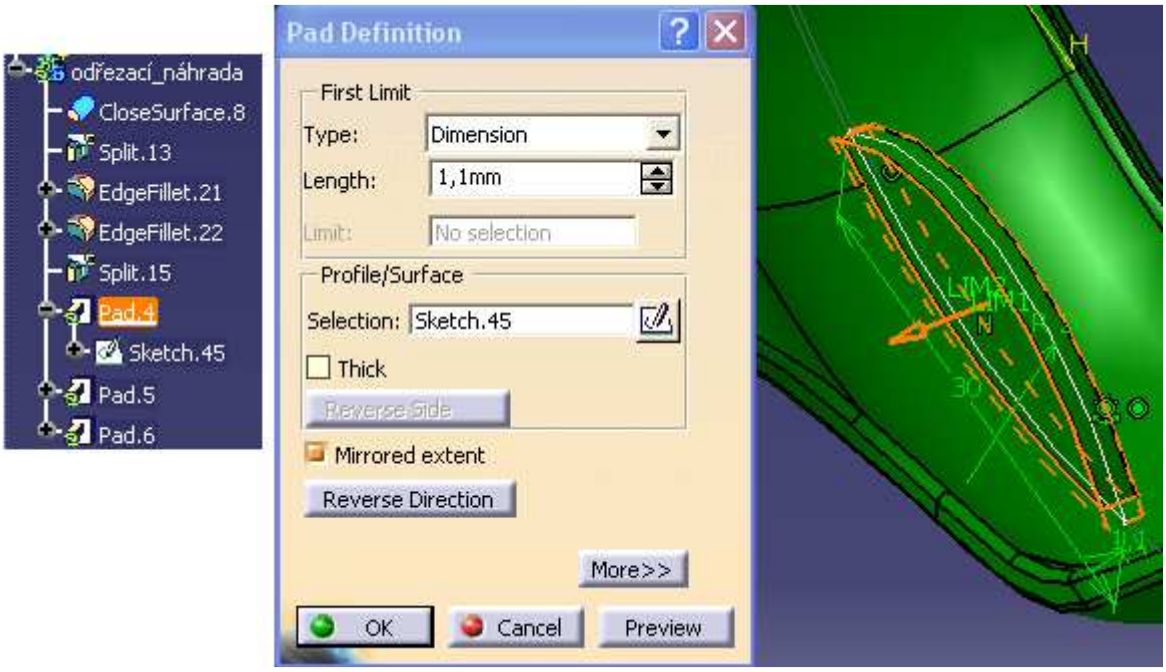
Poslední úpravou žeber je jejich zaoblení. Zaoblení provedeme příkazem *Edge Fillet*. Nejdříve zaoblíme vrchní kruhové hrany poloměrem 0,5 mm a nakonec zaoblíme dno žeber stejným poloměrem.



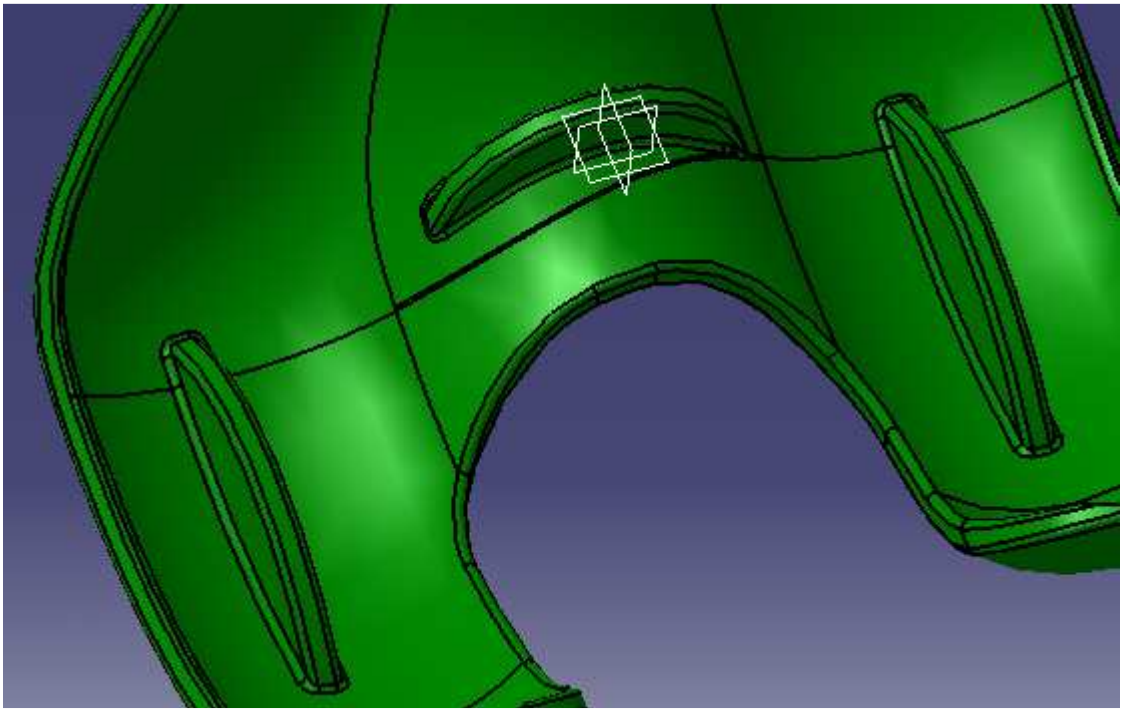
Z objektu náhrada nakopírujeme do objektu řezací náhrada prvky vysunutí jednotlivých žeber. Prvky označíme ve stromě, klikneme pravým tlačítkem myši a zvolíme *Copy*. Vložení provedeme přes položku *Paste*. Tímto způsobem nakopírujeme všechny žebra do řezací náhrady. Viz stromová struktura na obrázku.



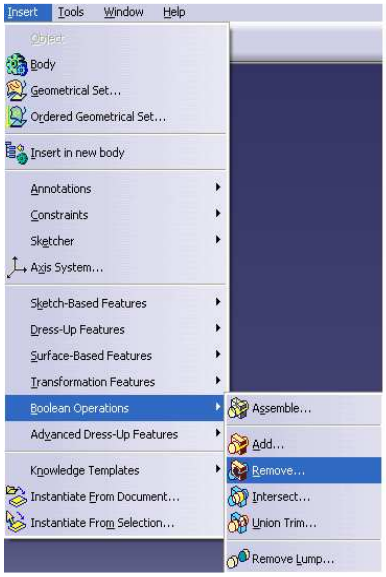
Na řezací náhradě změníme tloušťku žebra. Poklepáním na položku *Pad* v stromové struktuře se objeví dialogové okno s vysunutím profilu. Délku vysunutí přepíšeme z hodnoty 1 mm na 1,1mm a potvrdíme tlačítkem *OK*. Stejný postup se aplikuje na ostatní položky *Pad* ve stromové struktuře těla řezací náhrady.

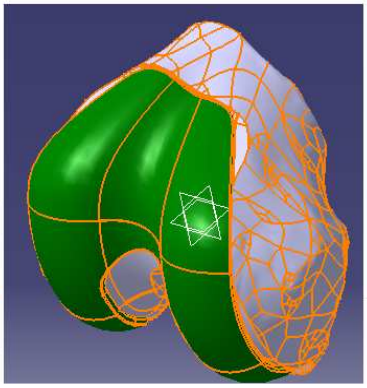


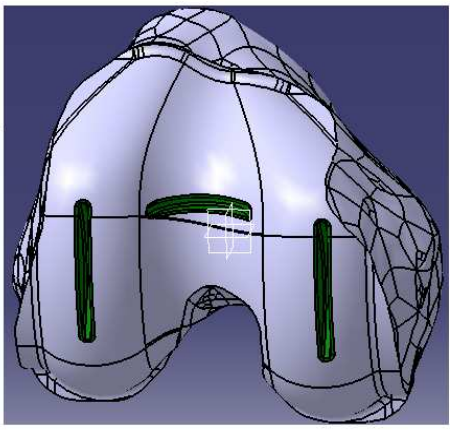
Zaoblení žeber na dřezací náhradě se provede stejným způsobem jako na normální náhradě.



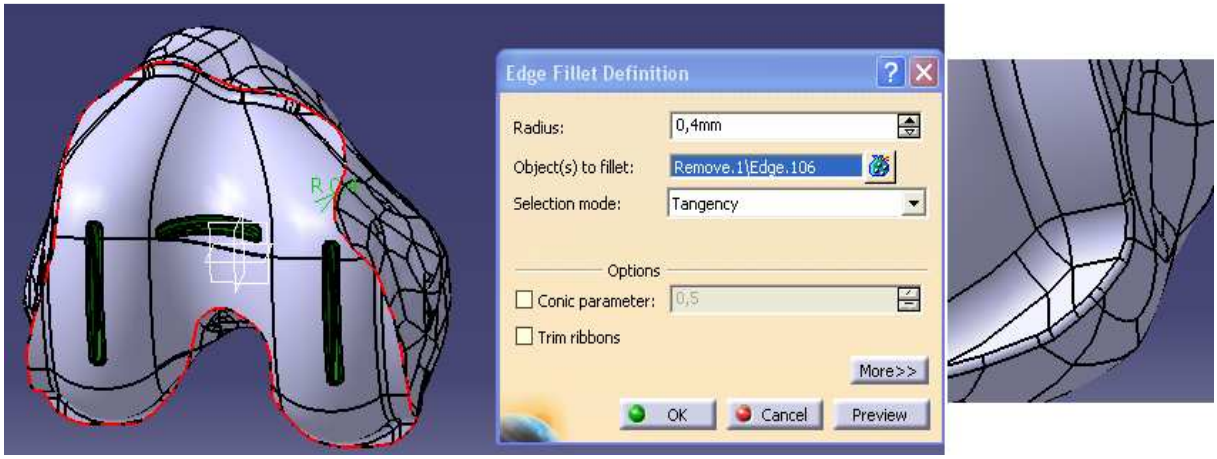
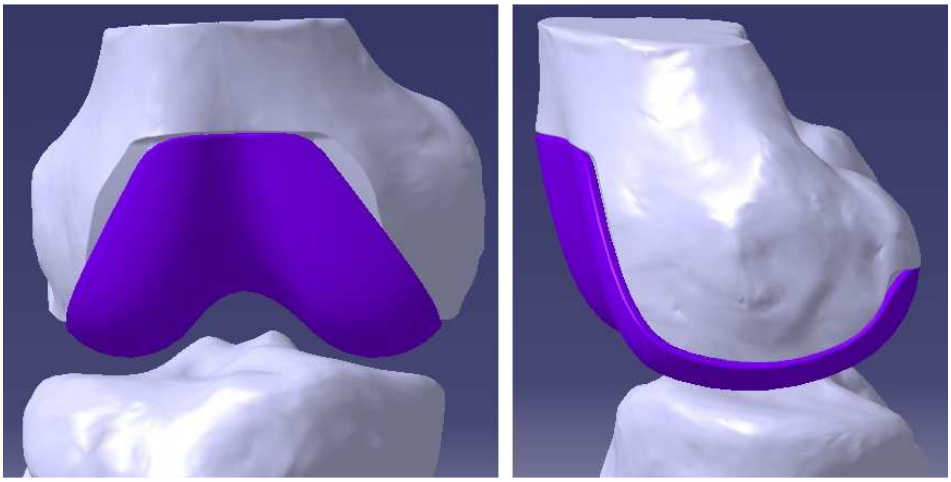
Na pracovní ploše zobrazíme objekty řezací náhrada a femur. Pomocí *Booleovské Operace Remove* odečteme dřezací náhradu od femuru a tím vzniknou ve femuru drážky, do kterých bude zapadat náhrada. Jelikož drážky na řezací náhradě jsou o 0,2 mm větší, pak nasazení náhrady bude do femuru jednodušší.







V posledním kroku zaoblíme ostré hrany femuru příkazem *Edge Fillet*. Poloměr zaoblení nastavíme na hodnotu 0,4 mm a vybereme vnější ostrou hranu. Dialogové okno a výsledek zaoblení je na obrázku dole.



Konečné sestavení femuru s náhradou je zobrazeno na obrázku dole.