

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

ÚSTAV MECHANIKY, BIOMECHANIKY A MECHATRONIKY

Obor Biomechaniky (12124)



Diplomová práce

Analýza fixace patní kosti

Praha, 2017

Petr Bedřich

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Bedřich** Jméno: **Petr** Osobní číslo: **397044**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Strojní inženýrství**
Studijní obor: **Biomechanika a lékařské přístroje**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Analýza fixace patní kosti

Název diplomové práce anglicky:

Analysis of calcaneus bone stresses including fracture and fixation

Pokyny pro vypracování:

Zlomeniny patní kosti jsou zraněním, které vyžaduje traumatologický zákrok a fixaci pomocí šroubů nebo dlahy. Tvorba vhodného MKP modelu patní kosti. Simulace zlomeniny patní kosti a její fixace. Stanovení vhodného způsobu zatížení patní kosti. Analýza napjatosti vybrané zlomeniny s její fixací. Cílem této diplomové práce je provedení několika výpočtových (MKP) analýz vybrané typické zlomeniny patní kosti a její fixace. Rozsah práce: 50 stran + 20stran přílohy

Seznam doporučené literatury:

J. Middleton, M.L.Jones and G.N. Pande: Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, GordonBreach Publishers, 1996
Su SC1, Skedros JG, Bachus KN, Bloebaum RD.Loading conditions and cortical bone construction of an artiodactyl calcaneus.J Exp Biol. 1999 Nov;202(Pt 22):3239-54.
Giddings VL1, Beaupré GS, Whalen RT, Carter DR.Calcaneal loading during walking and running.Med Sci Sports Exerc. 2000 Mar;32(3):627-34.
Vilimek M, Musculotendon forces derived by different muscle models, Acta of Bioengineering and Biomechanics 9 (2), 41

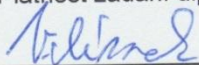
Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Miloslav Vilimek Ph.D., ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky FS

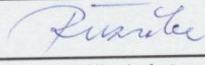
Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **28.04.2017** Termín odevzdání diplomové práce: **18.08.2017**

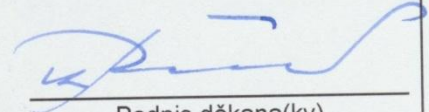
Platnost zadání diplomové práce: _____



Podpis vedoucí(ho) práce



Podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry



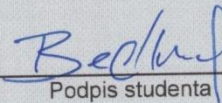
Podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

28. 4. 2017

Datum převzetí zadání



Podpis studenta

Anotční list

Jméno autora:	Petr Bedřich
Název bakalářské práce:	Analýza fixace patní kosti
Anglický název:	Analysis of calcaneus bone stresses including fracture and fixation
Akademický rok:	2016/2017
Obor studia:	Biomechanika a lékařské přesroje
Ústav/obor:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí bakalářské práce:	Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.
Bibliografické údaje:	Počet stran: 79 Počet obrázků: 77 Počet příloh: 1
Klíčová slova:	Patní kost, zlomenina, fixace, patní dlah
Keywords:	Calcaneus, fracture, fixation, locking plate
Anotace:	Tato práce se zabývá zlomeninou patní kosti s fixací dlahou a šrouby. Byl vytvořen MKP model simulované zlomeniny patní kosti s následnou fixací. Okrajové podmínky byly stanoveny včetně zatížení. Bylo provedeno několik výpočtových analýz při různých způsobech zatížení a optimalizace dlahy.
Abstract:	This work deals with calcaneal fractures which require trauma surgery and fixation with screws and plate. The FEM model of heel bone was created with simulated fracture and subsequent fixation. Defined load and boundary conditions of FEM analysis were performed. Topology optimization of calcaneal plate was computed.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady a zdroje uvedené v příloženém seznamu na konci.

V Praze, dne: 14.6. 2017



Podpis

Poděkování

Rád bych poděkoval svému vedoucímu diplomové práce panu Ing. Miloslavu Vilímkovi za celkové vedení a věnovaný čas při konzultacích, především za pomoc při řešení jednotlivých problémů, které se v průběhu tvorby této práce vyskytly.

Dále děkuji rodičům za podporu a trpělivost, kterou se mnou měli při tvorbě této diplomové práce.

Obsah

Anotační list	3
Prohlášení	4
Poděkování	5
Obsah	6
Seznam obrázků	7
1. Úvod	9
2. Cíle práce	10
3. Anatomie	11
3.1. Stavba kosti	11
3.2. Remodelace kosti	13
3.3. Anatomické názvosloví	15
3.4. Kostra nohy	15
3.5. Klouby nohy	18
4. Klasifikace a vznik zlomenin patní kosti	23
5. Způsoby fixace zlomenin patní kosti	30
6. Model patní kosti	36
7. Fixace patní kosti dlahou a šrouby	38
8. Materiálové vlastnosti	42
9. Příprava modelu na zatížení	45
10. Okrajové podmínky a zatížení modelu	51
10.1. Zatížení ve stroji	51
10.2. Zatížení ve stoje s vlivem Achillovy šlachy	53
10.3. Zatížení ve stoje s vlivem Achillovy šlachy a plantárních svalů	55
10.4. Zatížení v průběhu kroku	58
11. Topologická optimalizace dlahy	63
11.1. Optimalizace dlahy předepsaným polem posunutí	63
11.2. Optimalizace desky předepsaným polem posunutí	66
11.3. Optimalizace desky při zatížení patní kosti v rámci kroku	69
12. Závěr	72
13. Literatura	74
14. Přílohy	78

Seznam obrázků

Obr. 1 – Vnitřní uspořádání spongiózy na řezu stehenní kosti.....	12
Obr. 2 – Resorpční-formovací sekvence buněk při remodelaci kosti	13
Obr. 3 – Remodelace spongiózní kosti v čase	14
Obr. 4 – Ossa tarsi	16
Obr. 5 – Patní kost pravé nohy	17
Obr. 6 – Horní kloub zánártní	18
Obr. 7 – Zevní a vnitřní kotník	19
Obr. 8 – Dolní kloub zánártní	20
Obr. 9 – Pohyby v dolním kloubu zánártním.....	21
Obr. 10 – Označení pohybů kloubů nohy	22
Obr. 11 – Boční rentgenová projekce.....	24
Obr. 12 – Axiální rentgenová projekce.....	24
Obr. 13 – Brodénova rentgenová projekce	25
Obr. 14 – Semivertikální projekce	26
Obr. 15 – Böhlerova klasifikace	27
Obr. 16 – Zwippova klasifikace.....	28
Obr. 17 – Sandersova klasifikace	29
Obr. 18 – Koronální, axiální a sagitální CT snímky	29
Obr. 19 – Böhlerův redresní aparát.....	30
Obr. 20 – Repoze s použitím Steinmannova hřebu	31
Obr. 21 – Zevní fixace s rentgenovým snímkem.....	32
Obr. 22 - Intramedulární hřeb firmy Medin	33
Obr. 23 – Vlevo je znázorněn miniinvazivní přístup, vpravo rozšířený laterální přístup	33
Obr. 24 – Vlevo nahoře je Newdeal Calcaneus Plate, vpravo nahoře Rimbus Calcaneus Plate, vlevo dole je Darco Calcaneus Plate, vpravo dole je Synthes Calcaneus Locking Plate.....	34
Obr. 25 – Preoperační snímek dlahy Synthes s Kirschnerovými dráty	35
Obr. 26 – Boční pooperační rentgen.....	35
Obr. 27 – Patní kost z laterální strany, shora a zezadu	36
Obr. 28 – Vedení lomných linií – červeně.....	36
Obr. 29 – Dělicí plochy v laterálním pohledu a shora	37
Obr. 30 – Model patní kosti po zlomenině z laterální strany, shora a mediální strany.	37
Obr. 31 – Model dlahy pro pravou nohu s detailem vnitřního závitu	38
Obr. 32 – Nástroje používané při ohýbání LCP.....	38
Obr. 33 – Metoda ohýbání dlahy	39
Obr. 34 – Umístění ohnuté dlahy na kosti	39
Obr. 35 – Vlevo je <i>cortex screw</i> a pravo <i>locking screw</i> firmy Synthes.....	40
Obr. 36 – Zajištění dlahy kortikálním šroubem	40
Obr. 37 – Vodící prvek při vrtání díry pro zamykací šroub a detail <i>locking screw</i>	41
Obr. 38 Výsledný model fixace z Rhinoceros vlevo, fixace dle manuálu Synthes vpravo	41
Obr. 39 – Axiální elastický modul v závislosti na hustotě kosti.....	42
Obr. 40 – Vyřiznutá trabekulární část se směry hlavních os.....	43
Obr. 41 – Trabekulární systém v sagitálním řezu patní kosti	44
Obr. 42 – Materiálové elementy jsou barevně rozlišeny.....	44
Obr. 43 – Model patní kosti v programu Abaqus v pohledu z boku a shora	45

Obr. 44 – Kloubní plochy od talu jsou znázorněny červeně vlevo, vpravo žlutě zobrazena kinematická vazba mezi kloubními plochami a referenčním bodem s lokálním souřadnicovým systémem.....	46
Obr. 45 – Plocha pro fixaci patní kosti, v bočním pohledu s natočeným souřadnicovým systémem	46
Obr. 46 – Facies articularis cuboidea na patní kosti.....	47
Obr. 47 – Vazba mezi šroubem a kostí v šikmém bočním pohledu a v pohledu zezadu bez posterior fragmentu paty.....	47
Obr. 48 – Zamykatelné šrouby v dlaze	48
Obr. 49 – Fixační šroub a jeho pozice v kosti	48
Obr. 50 – Element typu C3D4 vlevo a C3D10 vpravo	49
Obr. 51 – Vysíťovaný model patní kosti s dlahou.....	50
Obr. 52 – Obdobné zatížení jako ve stroji	52
Obr. 53 – Výsledné rozložení napětí po zatížení axiální silou 500N	52
Obr. 54 – Místo upnutí Achillovy šlachy k patě s novým označením	53
Obr. 55 – Napětí při zatížení ve stoje se silou v Achillově šlaše.....	54
Obr. 56 – Vlevo je posunutí dlahy po zatížení, vpravo je zobrazeno místo kontaktu dvou fragmentů patní kosti.....	55
Obr. 57 – Oblast upnutí flexorů nohy se schématem aktuálních vazeb.....	56
Obr. 58 – Zatížení ve stoje s vlivem Achillovy šlachy a plantárních svalů	57
Obr. 59 – Detail střední části dlahy při pohledu nahoru a vpravo je zobrazeno posunutí, červeně je označeno posunutí posterior fragmentu o 0,5mm.	57
Obr. 60 – Průměrné hodnoty <i>Ground Reaction Force</i> v rámci jednoho kroku.....	58
Obr. 61 – Průměrné hodnoty svalových sil převedené na váhu člověka (body weight) při kroku ...	59
Obr. 62 – Maximální zatížení v rámci kroku	60
Obr. 63 – Plastická deformace kolem střední části dlahy při pohledu shora a sdola.....	60
Obr. 64 – Směry hlavních deformací horní části velvo, vpravo dolní části	60
Obr. 65 – Pohled zezadu na kontaktní tlak mezi fragmenty	61
Obr. 66 – Model se starým a novým zatížením v TC kloubu.....	61
Obr. 67 – Maximální zatížení nové polohy TC kloubu v rámci kroku.....	62
Obr. 68 – Rozložení napětí při předepsaném posuvu.....	64
Obr. 69 – Dlahy před optimalizací s červeně označenými <i>frozen area</i>	65
Obr. 70 – Dlahy po optimalizaci s předepsaným polem posunutí.....	66
Obr. 71 – Deska s originálním tvarem dlahy	67
Obr. 72 – Rozložení napětí při předepsaném poli posunutí	67
Obr. 73 – Deska po optimalizaci s předepsaným polem posunutí	68
Obr. 74 – Model patní kosti kinematicky svázan s deskou	69
Obr. 75 – Napětí na desce při maximálním zatížení v rámci kroku	70
Obr. 76 – Napětí na optimalizované desce při maximálním zatížení v rámci kroku.....	71
Obr. 77 – Výsledný tvar desky po topologické optimalizaci.....	71

1. Úvod

Zlomeniny patní kosti mají zásadní vliv na lokomoci člověka a při indikaci takovéto zlomeniny se vyžaduje traumatologický zákrok. I když se tento typ zlomeniny zpravidla vyskytuje ojediněle, operativní řešení je nedílnou součástí pro zachování kvality života daného jedince.

V této práci se postupně seznámíme s obecnými anatomickými strukturami. Nejprve budeme popisovat stavbu kosti a typy kostních tkání. Pro správné pochopení charakteru zlomenin obecně je nutné rozumět buněčným procesům, které v kosti probíhají. V sekci remodelace kosti o tom v krátkosti pojednáme. Seznámíme se s morfologií patní kosti. Tento soubor rozšíříme o popis kloubních spojení, především pak o skloubení s patní kostí. Dobrá znalost anatomických souvislostí je klíčová pro správné stanovení okrajových podmínek budoucího modelu. Představíme nejčastější příčiny poranění paty včetně klasifikace zlomenin.

V kapitole fixace zlomeniny patní kosti uvedeme možné způsoby nápravy. V krátkém výčtu historického přístupu k takovýmto zlomeninám se seznámíme s tím, jak se měnil operační postup. Ukážeme si způsoby externí a interní fixace a zaměříme se na současně nejpoužívanější metodu interní fixace s otevřeným laterálním přístupem. Ten dovoluje operátorovi přehledně reponovat fragmenty patní kosti a s použitím patní dlahy zlomeninu trvale fixovat. Demonstrujeme variabilitu a tvarovou rozmanitost patních dlah, které se při repozici užívají.

Z CT (výpočetní tomografie) generujeme model patní kosti, na kterém vedeme lomné linii. Ty nám model paty rozdělí na pět fragmentů. Touto simulací získáme frakturu patní kosti, kterou následně zafixujeme dlahou Synthes. V popisu detailně rozebereme tvar dlahy i způsob zajištění pomocí kortikálních a zamykatelných šroubů.

Před analýzou MKP učíme materiálové vlastnosti a rozebereme použité vazby v modelu. Popíšeme formulaci zatížení včetně okrajových podmínek, které aplikujeme na model. Vytvoříme čtyři modelové situace zatížení, které realizujeme na fixované patní fraktuře. V prostředí Abaqus analyzujeme a zhodnotíme stav napjatosti dlahy a kostních fragmentů.

V závěru se pokusíme o topologickou optimalizaci dlahy. Optimalizace není součástí zadání, ale může být přínosem. Pokusíme se vytvořit nový tvar dlahy tak, aby byl pro naše modelové zatížení tvarově optimální.

2. Cíle práce

Za cíle v této práci byly stanoveny tyto body:

- Rešerše dané problematiky
- Vypracovat anatomický přehled patní kosti a přilehlých struktur
- Klasifikovat typy a příčiny vzniku patních zlomenin
- Tvorba vhodného MKP modelu patní kosti
- Simulace zlomeniny patní kosti
- Řešení zlomeniny patní kosti interní fixací
- Stanovení vhodného způsobu zatížení
- Analýza napjatosti vybrané zlomeniny s její fixací
- Topologická optimalizace fixační dlahy

3. Anatomie

V lidském těle je přes 200 kostí, které tvoří opěrný a nosný systém člověka. Kostí zastávají i ochrannou funkci. Důležité vnitřní orgány, jako mozek, mícha v páteřním kanálu nebo pánevní orgány, jsou kosterním systémem chráněny. Pohybový systém tvořený kosterními svaly umožňuje komplexní realizaci pohybu. Další funkční vlastností je krvetvorba a reprodukce všech typů krevních elementů z červené kostní dřeně. Kost funguje jako zásobník minerálů, kde dochází k látkovým přeměnám. Podílí se na udržení homeostázy, tedy na stabilitě tělesných pochodů a mechanismů. Zároveň slouží jako významný zdroj chemické energie vázané v tukových buňkách v žluté kostní dřeni.

3.1. Stavba kosti

Kosti jsou tvořeny bílou tvrdou pojivovou tkání. Obecně řečeno máme tři hlavní typy pojiv, a to chrupavku, vazivo a kost. I když tato pojiva mají různé vlastnosti, obsahují ve své základní hmotě chemicky příbuzné látky. Během vývoje se látky mohou postupně nahrazovat většinou v pořadí vazivo - chrupavka – kost. Pojiva se skládají z buněk a z mezibuněčné hmoty spolu s minerály. Mezibuněčná hmota je tvořena dvěma hlavními složkami, a to hmotou základní (amorfní) a složkou vláknitou (fibrilární). Amorfní složka je tvořena protein-polysacharidovým komplexem a fibrilární složka obsahuje proteinová vlákna. Vlákna dále rozdělujeme na kolagenní, elastická a retikulární. Množství a složení buněk a mezibuněčné hmoty určují výsledné vlastnosti pojiva. Mechanické vlastnosti pojiv v kosti jsou především dány vlastnostmi mezibuněčné hmoty.

Kostní tkáň je tvořena kolagenní maticí s minerály. Kolagenní vlákna jsou pevná v tahu a při zatížení v jiném směru se chovají poddajně. Oproti tomu minerální látky dodávají kosti tvrdost a křehkost. Mluvíme-li o minerálních látkách, jedná se především o kalciumfosfát ve formě hydroxyapatitu. Vzájemným poměrem kolagenních vláken spolu s minerály se demineralizovaná kost stává měkkou a poddajnou a naopak deproteinizovaná kost tvrdou, ale křehkou. Množství kolagenních fibril a solí v kosti se s věkem mění. Kosti mladého člověka jsou pružnější a ve stáří více křehnou.

Základní rozdělení kostní tkáně je na nepravidelné pletivo a na lamely upravené ve vrstvách. Podle tohoto rozdělení rozlišujeme kost fibrilární (vláknitou) a kost lamelární (vrstevnatou). Vlákenná kost se v těle vyskytuje při vývoji jedince. V dospělosti lze tento typ kosti najít na místech kostních drsnatin, při úponech svalů a vazů a na švech lebeční

kosti. Tento typ obsahuje nepravidelně uspořádaná kolagenní vlákna. V případě úrazu se poraněná kost hojí tak, že se nejprve tvoří kost fibrilární, která je časem nahrazena kostí lamelární. Sekundární neboli lamelární kost obsahuje paralelně uspořádaná kolagenní vlákna. Lamelární kost tvoří převážnou část kostry a dále se dělí do dvou hlavních forem: kompaktní kost (substantia compacta) a spongiózní kost (substantia spongiosa nebo také substantia trabecularis).

Kompaktní kost tvoří zpravidla povrch – plášť kosti. Tato forma tvoří kolem 80% z celkového zastoupení kostní tkáně. Plášťové lamely jsou orientovány rovnoběžně s povrchem kosti. Složení lamel je z kolagenních vláken a krystalů solí, které celou strukturu zpevňují. Vnitřní plášťové lamely ohraničují kostní dřev. Hlavní úlohou této formy je přenos mechanických sil od skeletu.

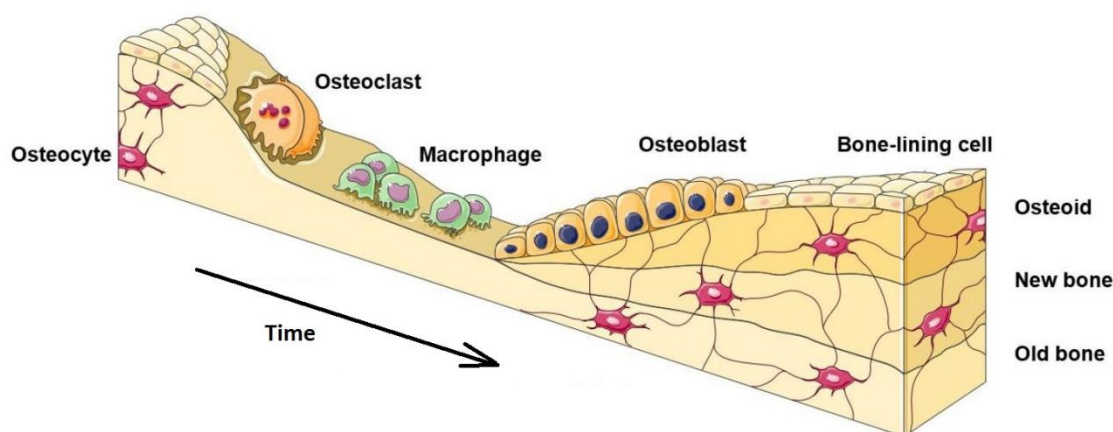
Spongiózní kost má zastoupení zbylých 20% z kostní tkáně. Struktura této kosti je houbovitého nebo také trámčitého charakteru. Kostní trámce, označované jako trabakuly, jsou prostorově uspořádány tak, aby nejlépe odolávaly působení mechanických sil na kost. Trámce vytvářejí prostorovou síť s vrcholky trámeček mířících vždy proti směru tahu a tlaku. Hlavním úkolem této formy je přenášet tlak na kompaktní kost. Architektura a uspořádání spongiózy se přestavuje v závislosti na zatížení. Při minimální spotřebě materiálu, tedy i nejmenší hmotnosti kosti, je dosaženo maximální pevnosti. Každá kost má svou specifickou vnitřní architekturu spongiózy. Spongiózní kost je metabolicky aktivnější než kost kompaktní. V tomto prostoru se realizuje látková výměna s okolím i remodelace kosti. Z biomechanického hlediska není spongióza pouze souborem trámců kostní tkáně. Prostory mezi trámci jsou vyplněny buňkami kostní dřevě, tukovými buňkami, cévami, nervy a mezibuněčnou tekutinou.



Obr. 1 – Vnitřní uspořádání spongiózy na řezu stehenní kosti

3.2. Remodelace kosti

K remodelaci kostní tkáně dochází neustále a je řízena zpětnou vazbou organismu. Platí pravidlo, že struktura kosti je budována s použitím minima materiálu s cílem dosažení maximální pevnosti v daném směru. V praxi to znamená, že struktura kosti se remodeluje podle působení sil a směru zatěžování. Jako vnější působení můžeme brát gravitační sílu či vnější silové účinky na organismus. Vnitřní zatížení si můžeme představit jako působení kosterního svalstva. Blíže o tomto jevu pojednává Wolfův zákon, který detailněji popisuje vnitřní strukturu trámčů a jejich architekturu. Tento proces adaptace je velice zdoluhavý a organismus na něj nereaguje okamžitě. Zpětná vazba funguje na principu piezoelektrického jevu, který zprostředkovávají krystaly hydroxyapatitu, a prostřednictvím smykových napětí, které stimulují kostní buňky. Jak již víme, v kostní tkáni je celá řada buněk, které se svým složením liší v závislosti na umístění a typu. Přibližně můžeme říci, že 60% hmotnosti kosti tvoří kostní minerály (anorganická složka), 30% hmotnosti je složka organická tvořená především kolagenem typu I a dále proteoglykany a nekolagenní proteiny. Zbýlých 10% hmotnosti je to voda, tukové a kostní buňky: osteoblasty, osteocyty a osteoklasty. Přestavba kosti probíhá proto, že kost neroste rovnoměrně. Některé buňky jsou již pevně ukotveny v mineralizované kostní tkáni. Kost přirůstá aposicí nových vrstev na povrchu a současně se přestavuje tak, aby si udržovala svůj tvar. Na tomto procesu remodelace se podílejí osteoblasty, osteocyty a osteoklasty.



Obr. 2 – Resorpční-formovací sekvence buněk při remodelaci kosti

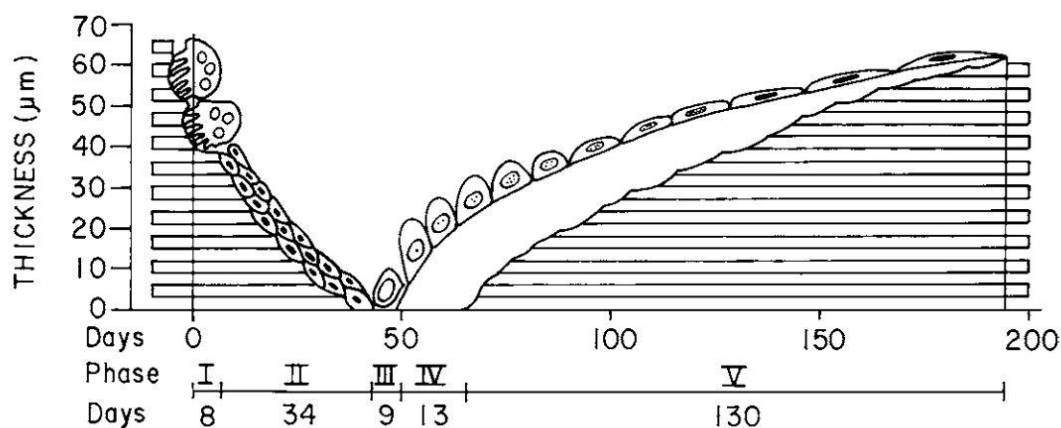
Osteoblasty jsou buňky, jejichž činností kost vzniká. Nacházejí se tam, kde dochází k novotvorbě nebo přestavbě kosti. Tvar této buňky je kubický s dlouhými výběžky, kterými se realizuje látková výměna v kosti. Pomocí těchto výběžků jsou také v kontaktu

s okolními osteoblasty. Tyto buňky jsou svojí stavbou schopné tvořit bílkoviny a syntetizovat tak kolagen typu I. Postupně se touto hmotou obklopují, až jsou zcela zalaty. Tento proces probíhá zatažením výběžků a změnou tvaru na protáhlé osteocyty.

Osteocyty nevytvářejí novou kostní hmotu. Aktivně se podílejí na procesu uvolňování minerálů z kostní tkáně a účastní se důležité regulace hladiny vápníku v tělních tekutinách. Látková výměna je ovlivněna mineralizací kostní tkáně. Osteocyty se mohou aktivovat zpět v osteoblasty, nebo se transformovat na buňky retikulární. Životnost osteocytů je kolem dvaceti let.

Osteoklasty jsou velké větvené buňky, které mají hlavní funkci bourací. Tyto bourací buňky jsou nezbytné pro přestavbu kosti. Uvolňují místo pro nově vytvořenou kost a pomáhají s její remodelací. Osteoklasty produkují kyselou fosfatázu a kolagenázu, kolagenní vlákna a mezibuněčnou hmotu. Tyto enzymy uvolňují kostní minerály a rozrušují strukturu kostní tkáně. Metabolická aktivita osteoklastu je natolik vysoká, že za den vyprodukuje až třikrát více mezibuněčné hmoty, než je jeho vlastní hmotnost. Osteoklasty se svou produkcí enzymů také podílejí na mineralizaci kostí.

Pro popis mechanických vlastností kostí je nutná znalost těchto buněk a procesů, které v lidském těle probíhají. Máme tak představu o tom, které buňky jsou potřeba při hojení a rekonvalescenci po zlomenině nebo jiném úraze.



Obr. 3 – Remodelace spongiózní kosti v čase

3.3. Anatomické názvosloví

Pro lepší orientaci v této diplomové práci budeme převážně používat standardního latinského označení. Jednotlivé názvy určují směry při základní anatomické poloze těla. Základní poloha je vzpřímený stoj s horními končetinami volně visícími podél těla. Při popisu anatomických struktur se setkáme s následujícími názvy:

superior – horní

inferior – dolní

anterior – přední

posterior – zadní

medialis – vnitřní

lateralis – vnější

proximalis – blíže k trupu

distalis – vzdálenější od trupu, směrem k volnému konci končetiny

na noze:

tibialis – vnitřní, blíže ke kosti holenní, tibií

fibularis – vnější, blíže kosti lýtkové, fibule

plantaris – chodidlový, uložený směrem k plosce nohy, plantě

dorsalis – hřbetní, uložený na hřbetu nohy

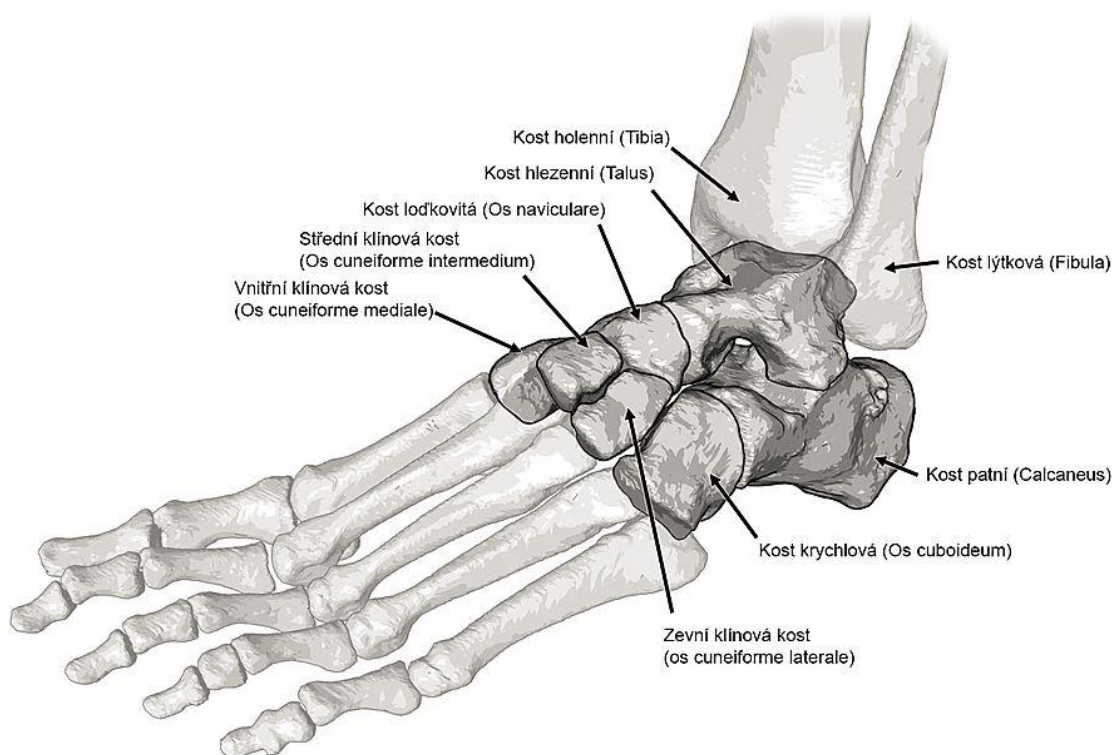
3.4. Kostra nohy

Lidská noha je část dolní končetiny, na které se nachází 26 funkčně i tvarově rozlišných kostí. Jednotlivé kosti jsou spolu s klouby, vazy, šlachami a svaly provázány a tvoří tak ucelený soubor. Dobrá znalost anatomické stavby patní kosti a přilehlých struktur je velmi důležitá pro správné řešení patní zlomeniny.

Ossa pedis (kosti nohy) lze rozdělit na čtyři soubory a to ossa tarsi (kosti zánártní), ossa metatarsi (kosti nártní), ossa digitorum (kosti prstů) a ossa sesamoidea (sesamské kůstky). V prvním souboru ossa tarsi najdeme sedm kostí nepravidelného tvaru, které tvoří tarsus, neboli zánártí. Ve druhém souboru ossa metatarsi je pět kostí dlouhého typu, které tvoří část skeletu nohy zvanou metatarsus (nárt). Další soubory, jako jsou kosti prstů, články prstů a sesamské drobné kůstky uložené ve šlachách v lidské noze, nás v rámci této práce nebudou zajímat a zaměříme se na detailnější popis prvního souboru ossa tarsi.

Sedm zánártních kostí tvoří úsek nohy zvaný tarsus (zánártí) a skládají se z následujících kostí: talus – kost hlezení (skloubená s kostmi bérce), os naviculare – kost

lodkovitá (připojená vpředu k talu), calcaneus – kost patní, (zdola přikloubená k talu a posunutá fibulární), ossa cuneiformia (os cuneiforme mediale, intermedium, laterale) – tři kosti klínové v přední části přikloubené ke kosti lodkovité, os cuboideum – kost krychlová (skloubená vpředu ke kosti patní). Dále se omezíme pouze na kosti, které jsou v kontaktu s patní kostí, a detailněji se na ně zaměříme.

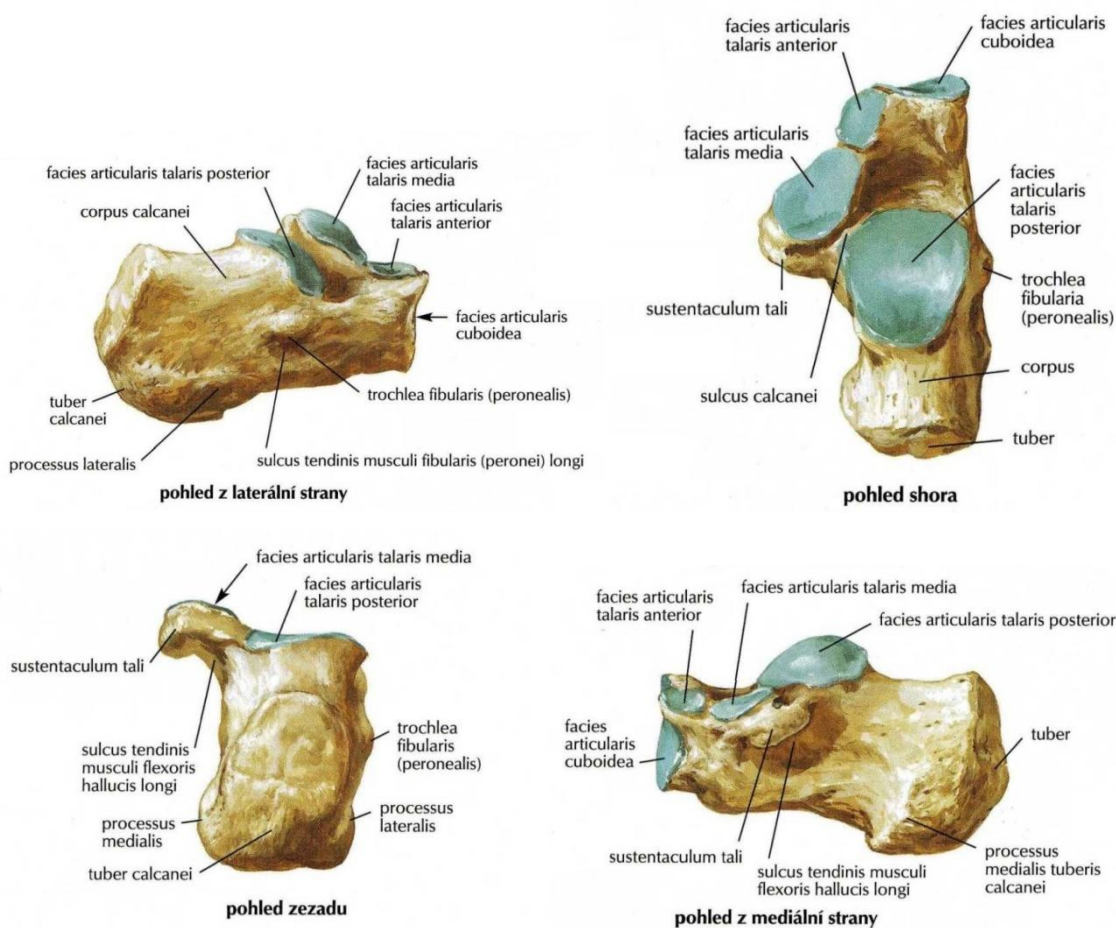


Obr. 4 – Ossa tarsi

Talus je hlezenní kost ze souboru zánártních kostí, která vytváří spolu s kostí holenní a lýtkovou hlezenní kloub. Tento kloub dále spojuje nohu s bércelem. Talus má nepravidelný tvar shora oploštělého hranolu s dlouhou osou orientovanou v předozadním směru. Ze zánártních kostí je to druhá největší kost po kosti patní. Horní plocha se podobá tvarem kladce. V podélném směru je konvexní a ve směru příčném konkávní. Tato kladka je označována jako trochlea tali a přechází na oba své boky, kde tvoří kloubní plochy pro zevní a vnitřní kotník. Na spodní straně talu najdeme tři kloubní plochy pro spojení s patní kostí. Tyto plochy jsou označovány jako facies articularis calcanearis posterior, media a anterior. Mezi střední a zadní kloubní plochou je hluboký žlábek sinus tarsi, který tvoří takzvaný strop pro mezikostní vaz spojující hlezenní a patní kost. V přední části se nachází masivní krček, který přechází v hlavici hlezenní kosti. Na této hlavici je kulovitá kloubní

plocha určená pro spojení s další zánártní kostí os naviculare. Ze zadní strany kosti vystupuje výběžek, který nese hlubokou brázdou z palcové i malíkové strany. Na vnitřní palcové straně se upínají vazy kloubů nohy a je zde místo spojení vnitřního kotníku s talem. Na malíkové zevní straně je prostor pro spojení s lýtkovou kostí. Talus přenáší váhu těla a zátěž se rozkládá ve směru loďkovité kosti a do hrbolu patní kosti. Tomuto zatížení odpovídá i rozložení a orientace trámců spongiózy, které je od kladky šikmo dopředu a dozadu dolů.

Os cuboideum je krychlová kost. Nachází se na malíkovém okraji nohy. Proximálně je skloubena vlnovitě prohnutou plochou k patní kosti. Distálně se opírá na os metatarsi IV a V (kosti nártní) a mediálně s os cuneiforme laterale, konkrétně třetí kostí klínovou.

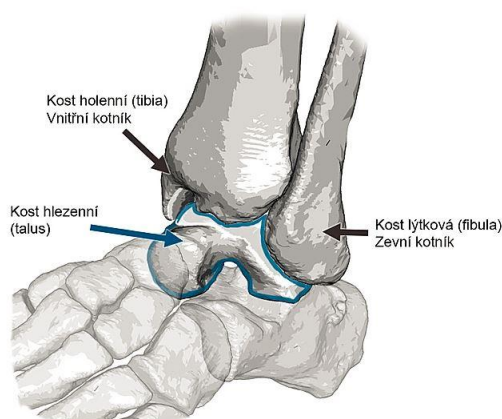


Obr. 5 – Patní kost pravé nohy

Calcaneus, kost patní, je pro náš rozbor nejdůležitější kost. Je to největší a zároveň i nejmasivnější kost z celého souboru ossa pedis. Calcaneus je předozadně protáhlá zánártní kost, která má tvar přibližně čtyřbokého hranolu. Na této kosti můžeme celkem dobře rozlišit šest ploch. Na dorsální ploše najdeme tři kloubní plochy facies articularis talaris posterior, media a anterior. Tyto kloubní plochy odpovídají plochám na talu, ke kterému jsou shora skloubené. Sulcus calcanei je šikmá hlubší rýha oddělující zadní oválnou plochu od ploch střední a přední. Zároveň doplňuje průchod mezi talem a kalkaneem označovaným jako sinus tarsi. Na mediální straně vybíhá do boku výběžek sustentaculum tali podírající talus. Při plantární straně nalezneme drsný povrch a místa začátků svalů planty. Jsou zde dva výběžky hrbolu patní kosti směrem do chodidla processus medialis tuberis calcanei a processus lateralis tuberis calcanei. Zevní malíková strana je konvexní a na přechodu střední a distální třetiny pod zadní kloubní plochou pro talus najdeme vystupující hrbolek trochlea fibularis. Pod tímto malým výstupkem zatačí do chodidla šlacha musculus fibularis longus. Zadní plocha má konvexní tvar a nalezneme zde nápadný hrbol patní kosti tuber calcanei. Na spodní drsné polovině se upíná Achillova šlacha trojhlavého lýtkového svalu. Na distálním konci je vlnovitě prohnutá kloubní plocha facies articularis cuboidea. Jak už název napovídá, jedná se o kloubní plochu pro spojení s kostí krychlovou.

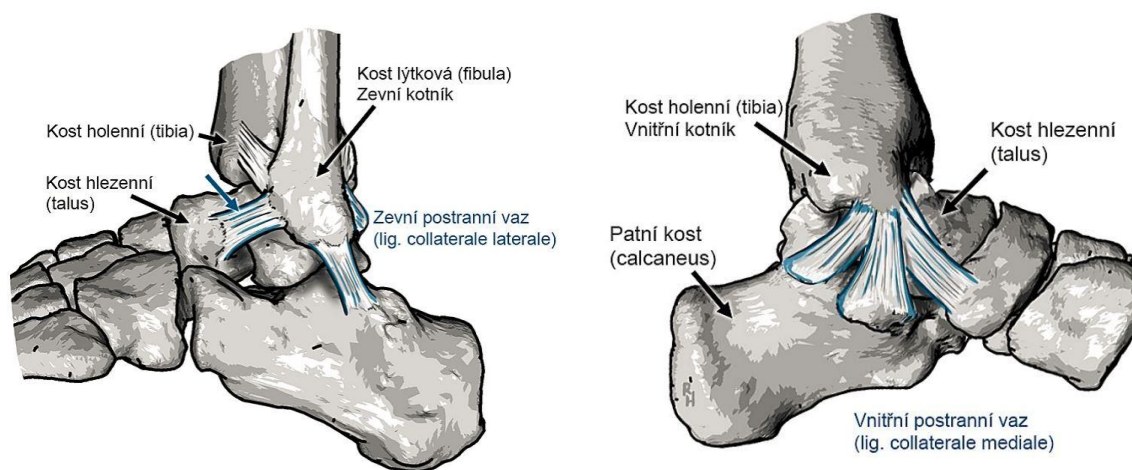
3.5. Klouby nohy

Articulationes pedis (klouby nohy) obsahují celou řadu skloubení. My se však zaměříme na kloubní oddíly týkající se talu a patní kosti. Znalost rozsahu pohybů v kloubech i vlastní spojení jednotlivých kostí nohy bude klíčové při vytváření okrajových podmínek budoucího modelu.



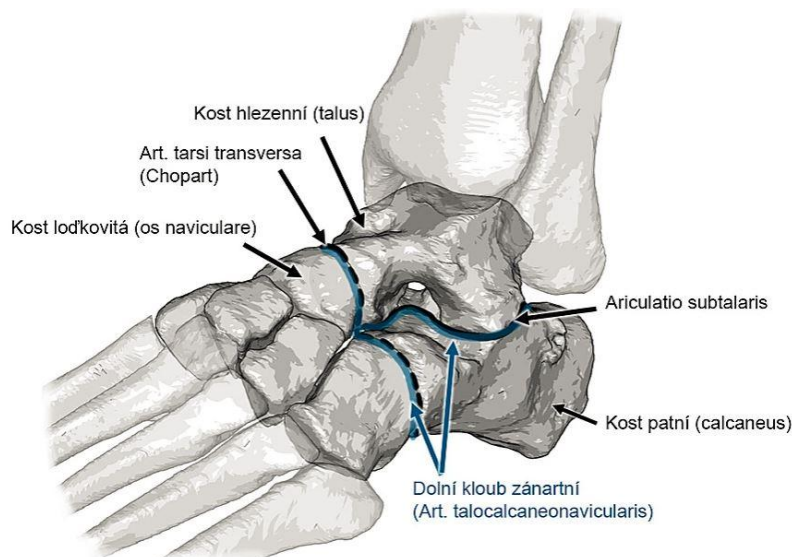
Obr. 6 – Horní kloub zánártní

Prvním skloubením je articulatio talocruralis (horní kloub zánártní) neboli hlezenní kloub. Jedná se o spojení vidlice bérceových kostí, dolní část kosti holenní a lýtkové s kostí hlezenní. V dolní části holenní kosti je hmatatelný výběžek při straně kloubu, který označujeme jako vnitřní kotník. Na lýtkové kosti nacházíme obdobný výběžek, který nazýváme zevní (fibulární) kotník. Obě tyto kosti vytvářejí vidlici, která je spojena vazivovým spojením, a opírají se o hlezenní kost. Na okraji styčných ploch hlezenního kloubu se upíná kloubní pouzdro. Vpředu a vzadu je pouzdro volné a umožňuje dorsální a plantární flexi. Kolem kotníku se vějířovitě rozbíhají zesilující vazy ligamenta collateralia od kotníku na talus a kalkaneus. Toto vějířovité uspořádání zesiluje především boky kloubního pouzdra a v každé poloze zajišťuje napjatost alespoň jednoho z pruhu postranních vazů na obou stranách. Je tak zajištěno správné vedení pohybu.



Obr. 7 – Zevní a vnitřní kotník

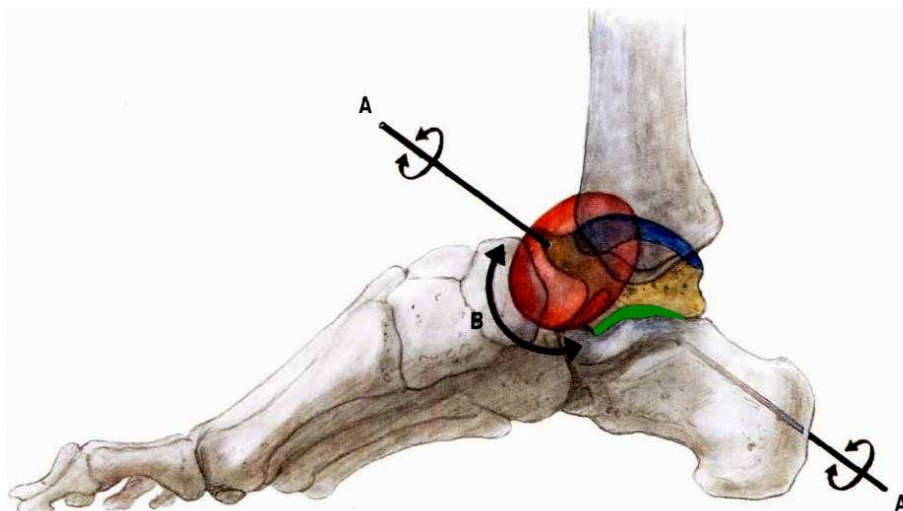
Druhý kloub je označován v anatomickém atlase pod názvem dolní kloub zánártní. Tento kloub se skládá ze dvou hlavních oddílů. Articulatio subtalaris je samostatný kloub při zadní ploše mezi kalkaneem a talem. Articulatio talocalcaneonavicularis spojuje přední dvě plochy pod hlavicí talu s patní kostí, a kulovitou částí talu je sklouben k os naviculare. K tomuto celku je ještě z laterální strany připojena kost krychlová. Toto skloubení mezi kostí patní a krychlovou je označováno jako articulatio calcaneocuboidea.



Obr. 8 – Dolní kloub zánártní

Articulatio subtalaris má kloubní plochu hlavice na kosti patní (facies articularis talaris posterior) a jamku na kosti hlezenní (facies articularis calcanearis posterior). Jedná se o válcový kloub s vlastním pouzdrém. Jak je již zmíněno, mezi zadní a střední spolu s přední kloubní plochou prochází sinus tarsi. Kolem jsou zesilující vazy ligamentum talocalcaneare posterior, mediale a laterale a ligamentum talocalcaneare interosseum, což je vaz spojující talus s kalkaneem uvnitř sinus tarsi.

Articulatio talocalcaneonavicularis je sférický kloub. Hlavice je tvořena tělem hlezenní kosti s přední a střední plochou pro kalkaneus. Jamku tvoří vpředu os naviculare, dole pak přední a střední kloubní plocha kalkaneu pro talus. Na Obr. 9 je zobrazena pravá noha při mediálním pohledu. Zeleně je označeno articulatio subtalaris v zadní části. Červeně pak geometrická plocha pro pohyby v articulatio talocalcaneonavicularis. Spojením těchto kloubů vznikne šikmá osa A-A', kolem které dále probíhají pohyby nohy podél křivky B. Komplex těchto kloubních ploch umožňuje kombinovaný pohyb založený na vzájemné vazbě jednotlivých složek.

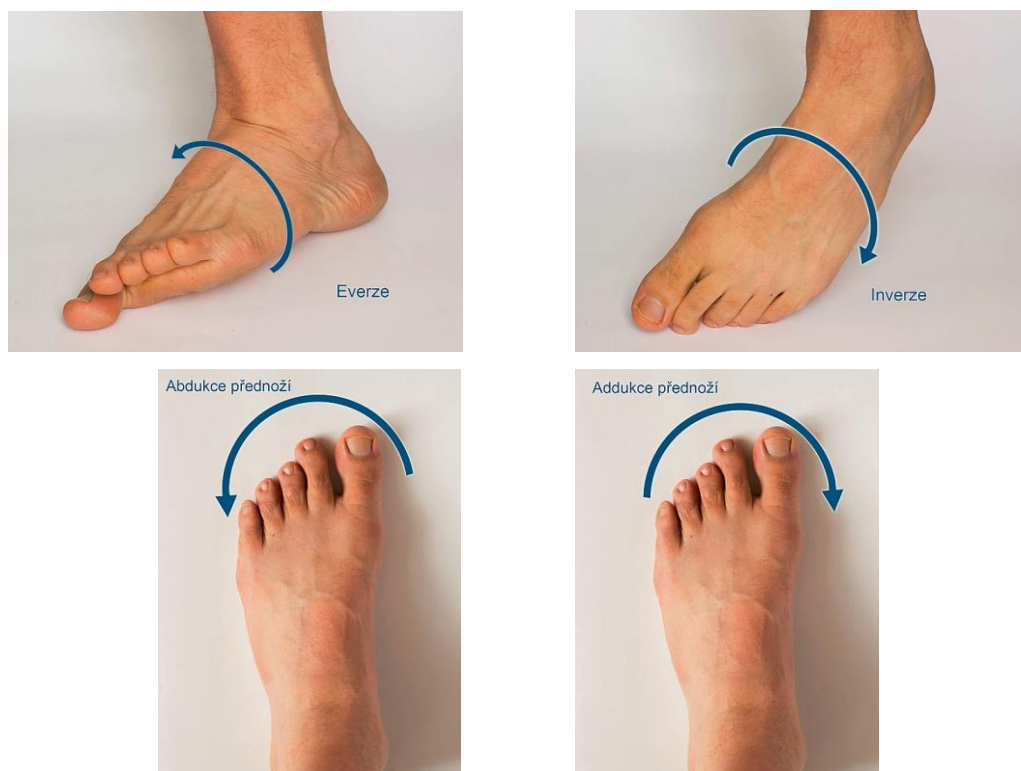


Obr. 9 – Pohyby v dolním kloubu zánártním

Articulatio calcaneocuboidea je spojení kosti patní v distální části s kostí krychlovou. Vlnovitě prohnuté styčné plochy tvoří sedlový kloub. Zpevňující vazy jsou společné s articulatio talocalcaneonavicularis a dále je zde ligamentum calcaneocuboideum plantare. Pohyblivost tohoto kloubu je prakticky minimální.

Dolní kloub zánártní umožňuje inversi nohy při sdužené plantární flexi s addukcí a supinací. Na druhou stranu pak everzi nohy sduženou s dorsální flexí s abdukcí a pronací nohy. Tyto složité pohyby nejlépe vystihují následující obrázky.





Obr. 10 – Označení pohybů kloubů nohy

V dalším výčtu anatomických struktur, jako jsou šlachové pochvy, inervace, cévní zásobení, atd., bychom mohli pokračovat, ale vzhledem k zaměření této práce je to zbytečné. Sekci svaly planty zcela záměrně zjednodušíme, protože nehrají hlavní roli při zatěžování patní kosti. Navíc popis a rozdělení svalů do jednotlivých vrstev by bylo značně zdlouhavé kvůli velkému počtu svalů nohy. Za zmínku však stojí, že na patní kost se shora přes Achillovu šlachu upíná trojhlavý sval lýtkový. Ze spodní části kalkanea směrem k prstům nohy se upíná celá řada následujících svalů: musculus abductor digiti minimi (odtahovač malíku), musculus abductor hallucis (odtahovač palce), musculus flexor digitorum brevis (krátký ohybač prstů) a musculus quadratus plantae (čtyřhranný sval chodidlový). Jednotně budeme tyto svaly označovat jako svaly planty.

Na tuto kapitulu, která shrnovala nejdůležitější poznatky z funkční anatomie, navazují oddíly věnující se příčinám vzniku zlomenin, způsobu modelace a zatěžování patní kosti.

4. Klasifikace a vznik zlomenin patní kosti

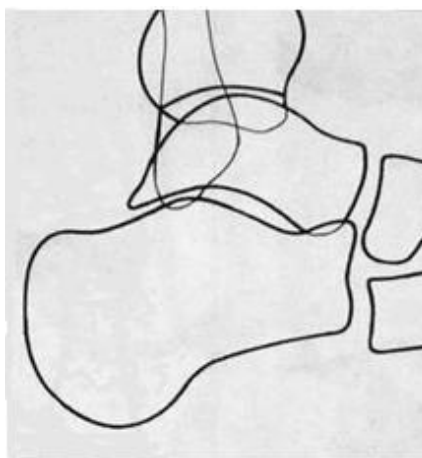
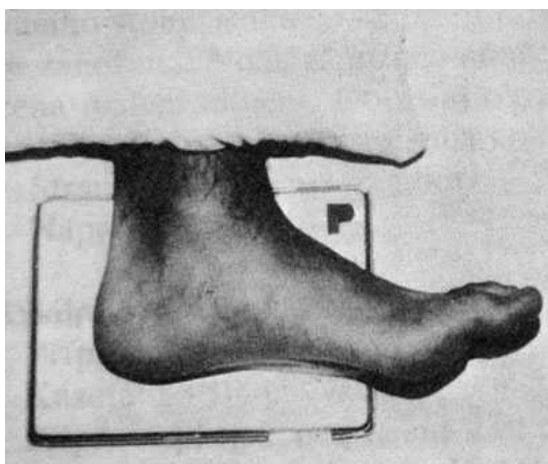
Zlomeniny patní kosti jsou relativně výjimečné případy v porovnání s ostatními typy zlomenin. Podle studie [32] dochází nejčastěji k poranění paty při autonehodě (56,4%), následované pádem z výšky větší jak 2m (24,1%). V menším zastoupení jsou pak nehody na motorce a střet chodce a automobilem. Z celkových 62 pacientů se zlomeninou paty mělo více jak 57 z nich více než jednu další zlomeninu. Nejčastěji se jednalo o zlomeninu v okolí kotníku (14 pacientů), zlomenina talu (12 pacientů), zlomeniny zánártních kostí (11 pacientů), zlomeniny nártních kostí (16 pacientů), kostí bérce (12 pacientů) a dále pak na kosti stehenní a v okolí pánve. Je zcela zřejmé, že k izolované zlomenině patní kosti dochází velmi omezeně. Otevřené zlomeniny kalkanea se pohybují do 10% z celkového počtu zlomenin.

Studie Gonzaleze a Kwona [9] popisuje jako nejčastější příčinu vzniku patní zlomeniny pád z výšky, v jejich případě 77% pacientů. U 14% pacientů byla zlomenina jako důsledek dopravní nehody. Práce doktora Jaroslava Zemana z Univerzity Karlovy [37] se zabývala dlouholetým zkoumáním nitrokloubních zlomenin patní kosti. Od roku 2005 do roku 2011 jeho tým zaregistroval 98 pacientů s 114 zlomeninami patní kosti. Nejčastější příčinou zlomeniny, ať už jednostranné či oboustranné, byl skok nebo pád z výšky (82,7%) a dále při autonehodách (16,3%). I v této studii je zmínka o častém výskytu přidružených traumat v oblasti kotníku a hlezenního kloubu, kondylů tibie, ale i zlomenin obratlů, anebo zápěstí jako následek obranného reflexu.

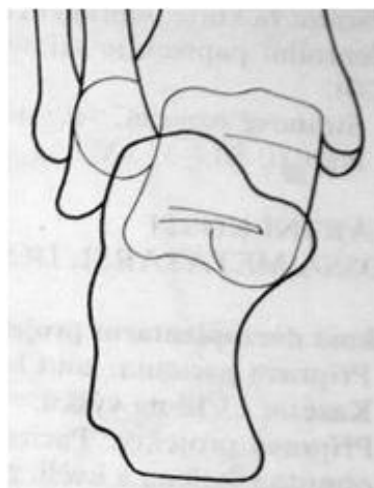
Při poranění se u pacienta zjišťuje anamnéza spojená s klinickým vyšetřením nohy. Anamnéza nám dává představu o mechanismu úrazu, poloze končetiny během poranění, místu a charakteru bolesti a době vzniku úrazu. Anamnéza nemá zásadní význam pro volbu léčebného postupu, ale dává nám představu o rozsahu poranění. Správné určení anamnézy může signalizovat například riziko poškození měkkých tkání. Typické klinické příznaky jsou bolest, omezená pohyblivost dolní končetiny, především pronace a supinace, omezené až nemožné zatížení poraněného místa. Tyto příznaky bývají doprovázeny výrazným otokem v patní oblasti následovaným oboustranným hematomem.

K určení správné diagnózy zlomeniny se využívá standardní rentgenové techniky nebo výpočetní tomografie (CT – Computed Tomography). Mezi základní vyšetřovací techniky pomocí rentgenu patří boční projekce. Ta nám umožňuje odhalit základní charakter zlomeniny a posoudit dislokaci kosti. Dále můžeme stanovit výšku a délku paty a

určit tvar a typ hlavic fragmentů. Z této projekce hodnotíme správnou polohu kloubních ploch subtalaris, talocalcaneonavicularis a calcaneocuboidea i jejich případné dislokace. Snímání pacienta probíhá v poloze vleže na boku, kde zevní strana nohy leží na kazetě. Při axiální projekci je poloha vstoje, noha se opírá o kazetu, která je vypodložena klínem. Z této projekce dostáváme informace především o rozsahu stranové dislokace a porušení v rovině subtalárního kloubu. V této rovině při pohledu shora hodnotíme především zadní kloubní plochu kalkanea. Na Obr. 11 a Obr. 12 je zobrazena poloha rentgenování pacienta i schematicky znázorněn daný pohled.

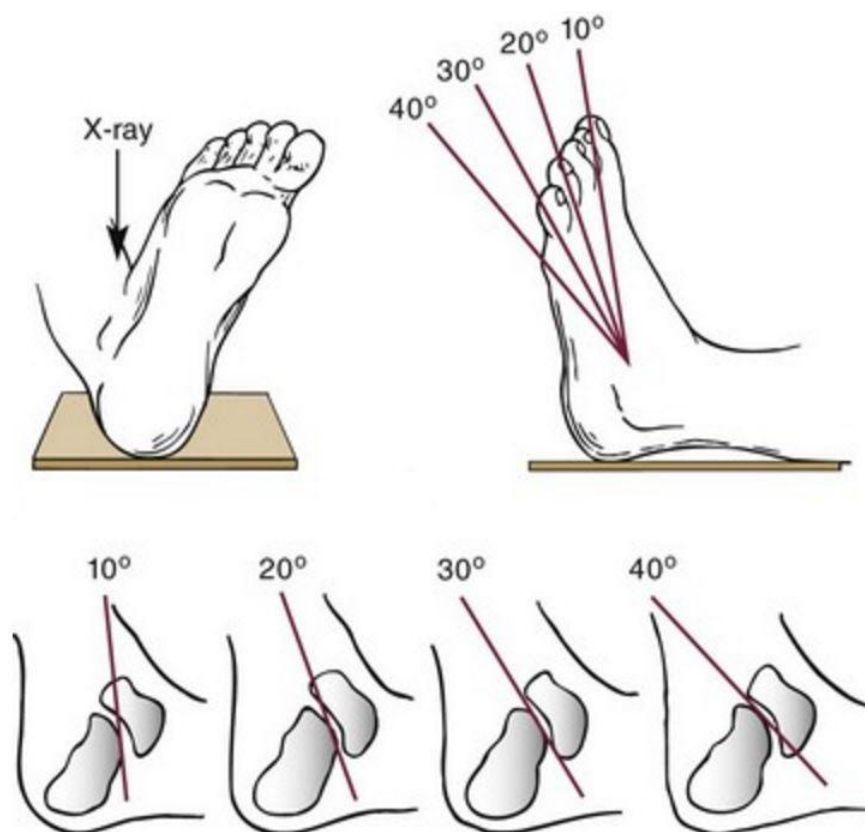


Obr. 11 – Boční rentgenová projekce



Obr. 12 – Axiální rentgenová projekce

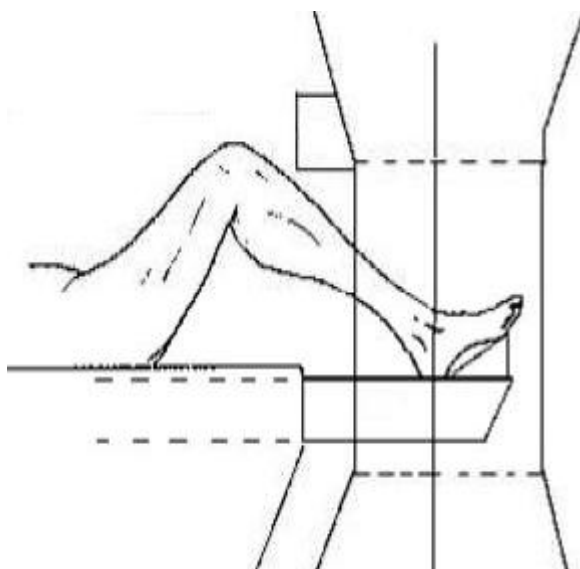
Pro přesnější určení diagnózy se používá předozadní projekce nebo speciální šikmé Brodénovy projekce. Snímání se provádí při natočení končetiny o 30-40° ve směru vnitřní rotace do pozice neutrálního postavení. Rentgen se postupně natáčí o 10°, 20°, 30° a 40° od předozadní kolmice v mediální rovině jak je na Obr. 13. Výsledným zobrazením jsou čtyři snímky s celou zadní kloubní plochou patní kosti.



Obr. 13 – Brodénova rentgenová projekce

Mnohem přesnější vyšetřovací metodou je výpočetní tomografie ve zkratce CT. Tento způsob vyšetřovací metody je klíčový při určování dislokací, velikosti kostních úlomků a fragmentů. Bez této metody nelze správně určit operační postup a metodu zákroku. CT se používá k zobrazení složitých fraktur a dokáže danou oblast rekonstruovat v několika rovinách. Tato metoda je stěžejní při určování nitrokloubních zlomenin patní kosti. Toto vyšetření se provádí při výrazných klinických příznacích patní zlomeniny nebo po zjištění zlomeniny při použití rentgenu.

Hlavní dva směry projekce jsou semivertikální (koronální) a horizontální. Při semivertikální projekci směřují paprsky rentgenu kolmo na zadní kloubní plochu kalkanea. Tato projekce nám zobrazuje kloubní plochu subtalaris a můžeme z ní určit především vztah kalkanea k talu. Z této projekce dále posuzujeme vztah kalkanea k zevnímu kotníku, sustentaculu, celkový tvar patní kosti a dislokaci jednotlivých kostních úlomků. Snímání pacienta se provádí vleže na zádech s flexí kolena a podloženým chodidlem v úhlu do 30° od podložky. Na následujícím Obr. 14 je schematicky znázorněna semivertikální projekce.



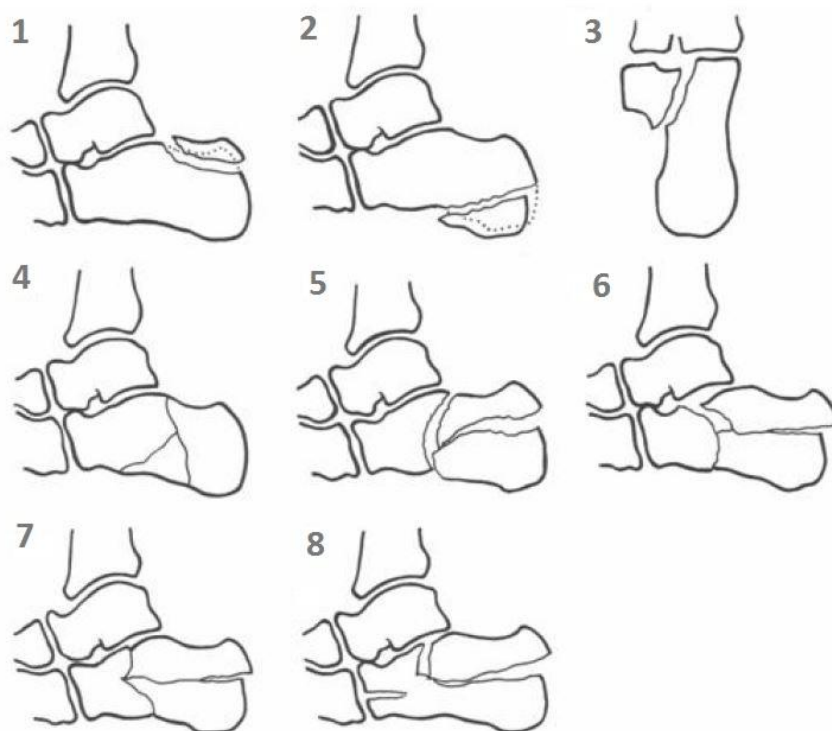
Obr. 14 – Semivertikální projekce

Druhým typem projekce je horizontální snímání též označované jako transversální. Provádí se v rovině transversální v předozadním směru. Dobře zobrazuje tvar patní kosti v horizontálních řezech, sekundární lomné linie, dislokace fragmentů a případnou frakturu v oblasti sustentaculum tali.

K určení konkrétní zlomeniny je možné použít celou řadu klasifikačních systémů. Z důvodu složitosti fraktury patní kosti rozdělujeme klasifikace na rentgenové a na ty, které používají CT diagnostiku.

Mezi rentgenové patří například Böhlerova klasifikace z roku 1934 založená na bočním a axiálním rentgenovém snímání. Popisuje celkem osm typů zlomenin, z toho čtyři jsou mimokloubní a zbývající čtyři jsou nitrokloubní. Nevýhodou tohoto systému byl příliš podrobný popis, do kterého nešly zařadit všechny typy zlomenin. Böhlerův klasifikační popis spolu s Obr. 15 převzat z práce doktora Zemana [37]. Dalšími popisy se zabývali

Watson-Jones a Essex-Lopresti. Watson-Jones v roce 1946 rozděluje zlomeniny do sedmi skupin. Essex-Lopresti ve své publikaci z roku 1952, na základě vyhodnocení výsledků léčení zlomenin patních kostí, klasifikuje zlomeniny podle mechanismu jejich vzniku na zlomeniny nepostihující talokalkaneární kloub a zlomeniny, které do něj zasahují. Další méně používané klasifikace jsou podle Warricka a Bremnera, Soeura a Remyho nebo McReynoldse. V Československu vnikla v roce 1964 Wondrákova klasifikace. Ten na základě hodnocení 129 patních zlomenin navrhl svůj vlastní klasifikační systém, který popsal v knize Zlomeniny patní kosti.

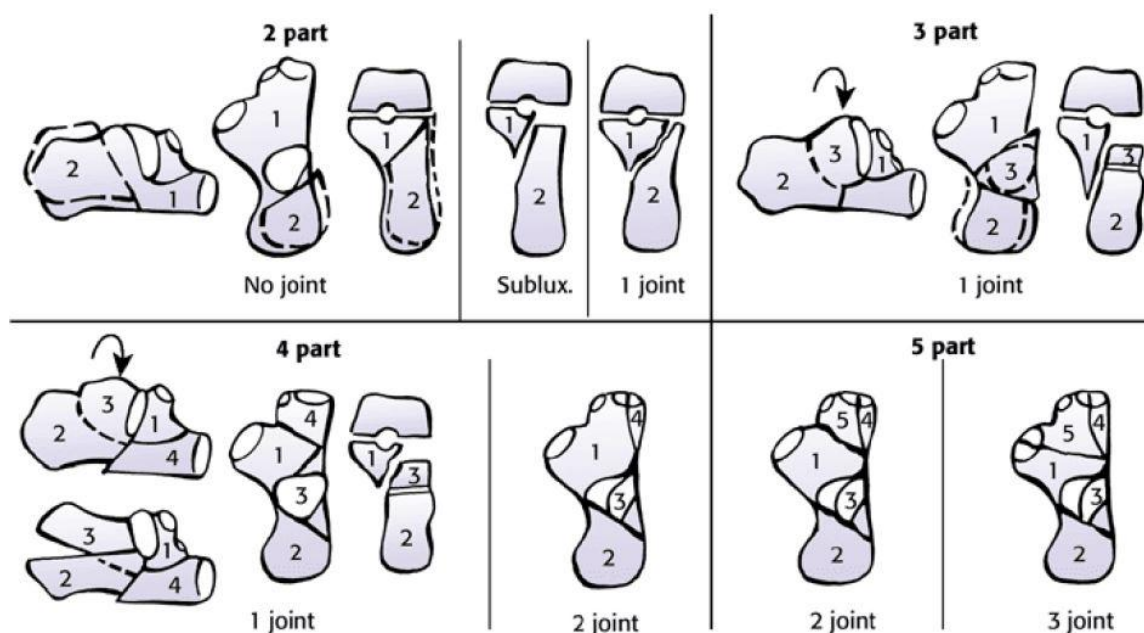


Obr. 15 – Böhlerova klasifikace

- 1 - odlomení horní zadní hrany hrbolu patní kosti
- 2 - zlomenina mediálního výběžku tuber calcanei
- 3 - zlomenina sustentaculum tali
- 4 - zlomenina těla patní kosti bez posunutí ploch talokalkaneárního kloubu
- 5 - zlomenina těla patní kosti s dislokací laterální části zadní kloubní plochy
- 6 - zlomenina těla patní kosti s dislokací celé zadní kloubní plochy
- 7 - zlomenina těla patní kosti s dislokací laterální části zadní kloubní plochy
- 8 - zlomenina patní kosti s kominucí předního výběžku a dislokací celé zadní kloubní plochy

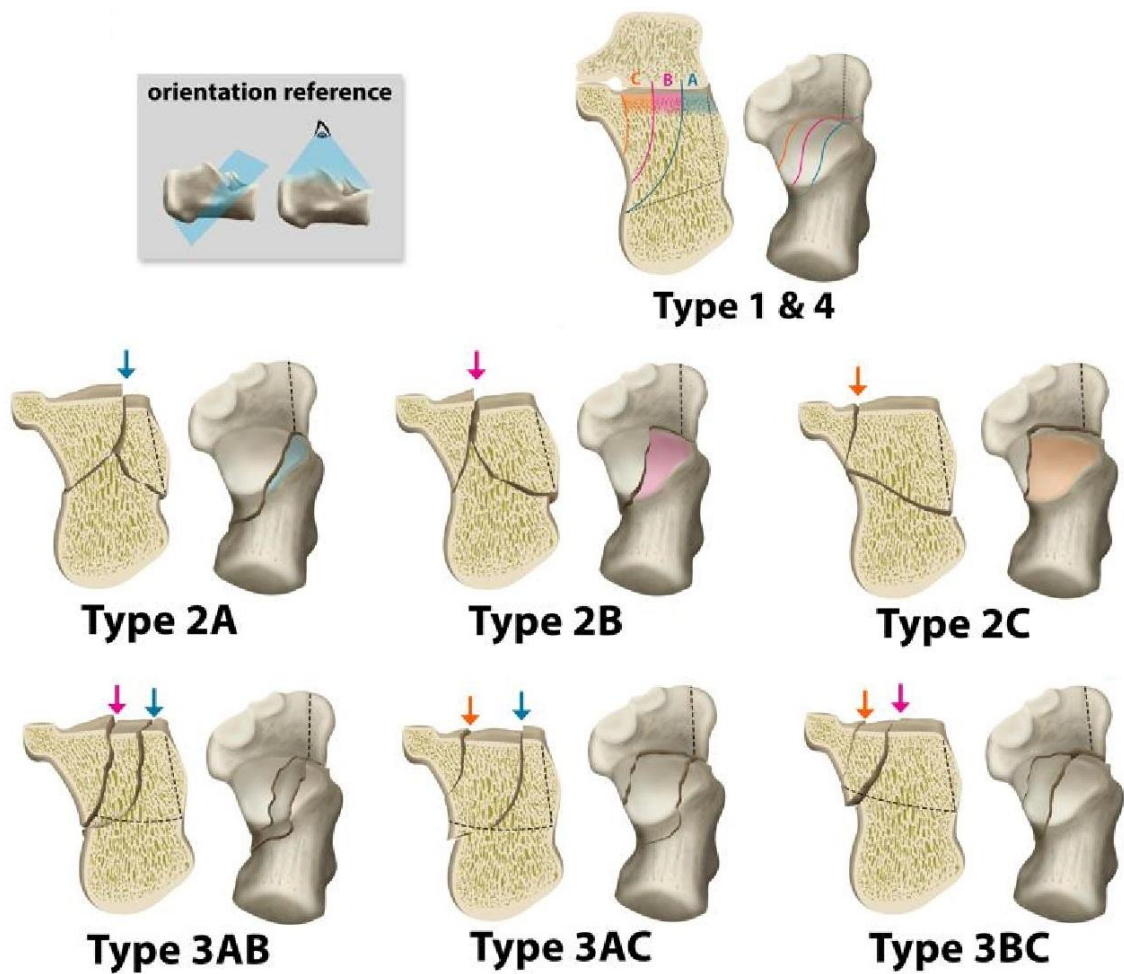
S nástupem CT diagnostiky se výrazně zpřesnilo zjišťování a určování typu zlomenin patní kosti. Současně vznikly i nové klasifikační systémy. Nejznámější novodobé popisy jsou Zwippova klasifikace a Sandersova klasifikace.

Zwipp ve své práci z roku 1989 rozděluje svou klasifikaci do čtyř skupin podle počtu kostních úlomků i podle počtu zasažených kloubů. Na Obr. 16 jsou dobře znázorněny jednotlivé skupiny v semivertikální a boční projekci bez dalšího detailnějšího anatomického popisu.



Obr. 16 – Zwippova klasifikace

Sandersova klasifikace je zobrazena na Obr. 17. Jedná se o koronální projekci s rovinou řezu kolmou na zadní kloubní plochu pro lepší ilustraci zlomeniny v prostoru. Klasifikace zlomenin je rozdělena podle počtu fragmentů spolu s popisem jejich dislokace. Hlavním způsobem určování typu zlomeniny je počet a umístění lomných linií. K popisu vedení lomných linií slouží písmena, kde A – laterální, B – centrální, C – mediální. Číslice uvádějí počet lomných linií jdoucích přes calcaneus. Označením 1 se uvádí zlomeniny nedislokované bez ohledu na počet lomných linií. Například typ 2A má dvě hlavní lomné linie a artikulární plocha je rozdělena na 2 fragmenty. Typ 3AB rozděluje oblast zadní facety na tři fragmenty podle lokalizace písmen AB, tedy při laterální a centrální linii. Číslicí 4 se označují fraktury se čtyřmi a více fragmenty, většinou se jedná o tříštivé zlomeniny.



Obr. 17 – Sandersova klasifikace

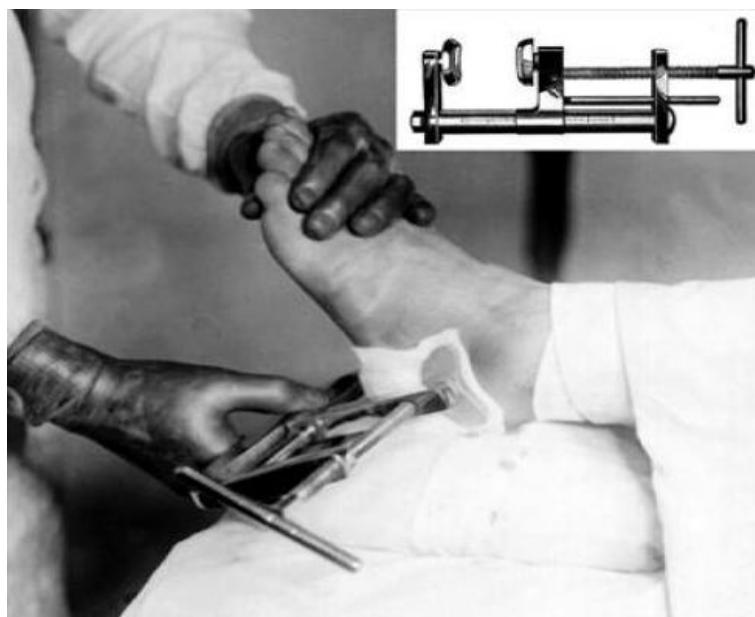
Na Obr. 18 je ukázka pouřazových CT snímků zlomeniny kalkanea. Jedná se o muže ve věku 36. Mechanismus úrazu byl pád z výšky 2m. Typ zlomeniny podle Sandersovy klasifikace je 2B.



Obr. 18 – Koronální, axiální a sagitální CT snímky

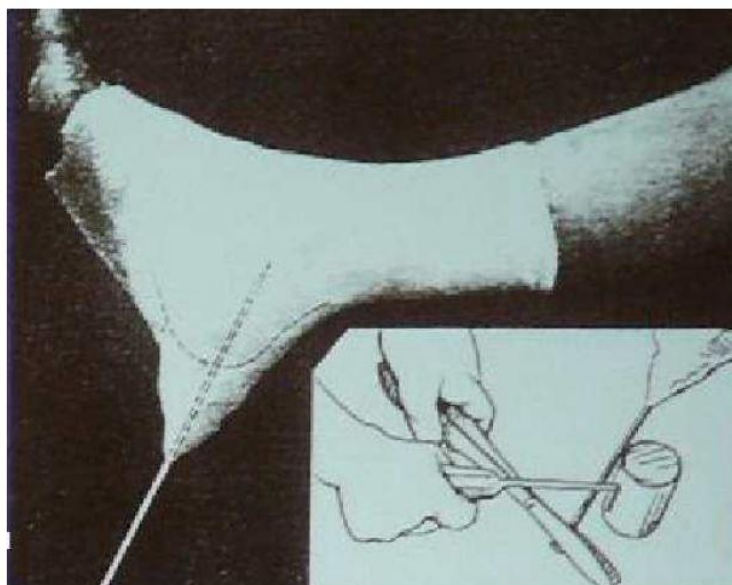
5. Způsoby fixace zlomenin patní kosti

Historické zmínky o způsobu léčení zlomeniny patní kosti jsou staré už několik staletí. Petit a DeSault popisují v roce 1720 doporučenou léčbu klidem. O více jak sto let později v roce 1843 řeší Malgaigne zlomeninu přikládáním obkladů s pevným obvazem. Američan Bailey doporučuje v roce 1880 elevaci nohy, solné zábaly a klid. Převládající léčba klidem se držela až do konce 19. století. Začátkem 20. století prováděli Cotton a Wilson repozici kostních úlomků tahem Achillovy šlachy s následnou stabilizací nohy pomocí sádry. Tento způsob léčby se používal téměř 30 let. Modifikovanou metodu Cottona a Wilsona přepracoval Böhler v roce 1931. Repozici kostních úlomků řešil Böhlerovým redresním aparátem, který fixoval patu z vnitřní a vnější strany, zobrazeno na Obr. 19. Revoluci ve způsobu fixace přineslo objevení rentgenového záření. Böhler tak zavádí svou klasifikaci patních zlomenin s využitím rentgenové projekce.



Obr. 19 – Böhlerův redresní aparát

V roce 1934 přichází na řadu použití Steinmannova hřebu zavedeného do hrbolu patní kosti, které publikuje Westhues. Repozice kostních úlomků se výrazně zpřesnila a tato metoda se v obdobné formě používá do dnes. Podobné metody zavřené repozice, liší se od sebe jen v detailech, dále zpřesňovali Watson a Jones v roce 1946, Gissane v roce 1947 a Essex-Lopresti v roce 1952.

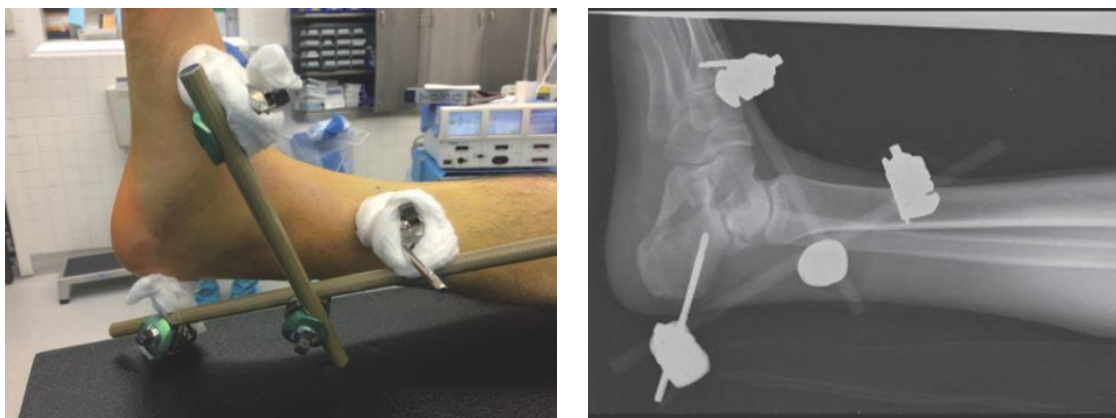


Obr. 20 – Repozice s použitím Steinmannova hřebu

Postupem času se začal prosazovat kromě uzavřené repozice i otevřený přístup ke zlomenině. V roce 1948 vydává Palmer metodiku operativního přístupu tříštivé fraktury paty z laterální strany. S použitím tohoto přístupu mohl elevovat drobné kostní fragmety. V případě větších kostních defektů používal i kostního štěpu. McReynolds popisuje v roce 1958 přístup z mediální strany a nakonec Burdeaux zastává přístup z mediální strany s použitím malé laterální incize v roce 1983. Chirurgickou metodu otevřené repozice ze začátku provázelo mnoho komplikací. Operační technika byla nedokonalá a často docházelo k zánětům. V 60. letech uvádí Gallie zadní přístup k subtalárnímu kloubu.

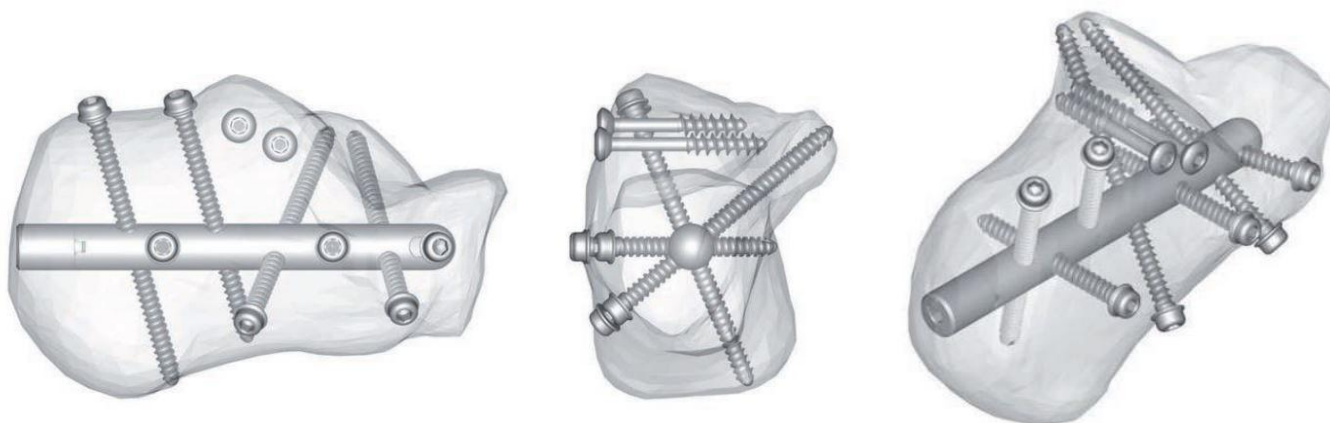
Po zavedení CT vyšetřovací techniky se mění způsob klasifikace patních zlomenin současně s operačními zákroky. V Evropě se novou klasifikací zabývá Zwipp, v Americe pak Sanders. Oba dva nejprve používali mediální přístup s laterálním, ale repozice a fixace selhávaly. Po čase byl zvolen laterální extenzivní přístup, který umožnil dobrý přehled nad postiženým místem. S rozvojem operačních technik, anestezie i řešení případných infekcí antibiotiky se tento způsob zákroku začal více rozvíjet a zpřesňovat. S tímto přístupem docházelo k většímu použití patních dlah. Začala se používat celá řada patních dlah nejrůznějších tvarů a rozměrů vyrobených z oceli nebo titanu. Odborná literatura zavádí zkratku ORIF z anglického Open Reduction Internal Fixation. Otevřená repozice je potřebná k správnému napozicování jednotlivých úlomků. Interní fixací se myslí použití dlah a šroubů k udržení stability a správnému zhojení. V současnosti se používá jak vnitřní tak i zevní fixace.

Zevní fixace se provádí mnoha způsoby. Setkáváme se zavedením Steinmannových hřebů, Schanzových šroubů nebo Kirschnerových drátů označovaných jako K-dráty. Ty jsou do kosti zavedeny malými incizemi s fixační konstrukcí vně. Na Obr. 21 je ukázka pooperační externí fixace s bočním rentgenovým snímkem. Jedná se o fixátor (Stryker Hoffmann 3) se základnou na mediální straně. Fixace je provedena 5mm kolíkem v distální části tibiae, 5mm kolíkem v patním hrbolu a 4mm kolíkem na prvním metatarsu. Tento způsob fixace vyžaduje toleranci ze strany pacienta, neboť bývá umístěn na noze po dobu 2-3 měsíců. Ve studii [6] navrhuje její řešitelé použití externího fixátoru v kombinaci s metodou ORIF. Externí fixace je dočasná (3 – 7 dní) a slouží především k účelu obnovení morfologie patní kosti a zhojení měkkých tkání. Celkový čas i invazivní přístup při následné definitivní fixaci ORIF se tak sníží spolu s rizikem pooperačních komplikací. Studie však nepotvrzuje signifikantní rozdíl při použití externí fixace před metodou ORIF z důvodu malého množství takto léčených pacientů.



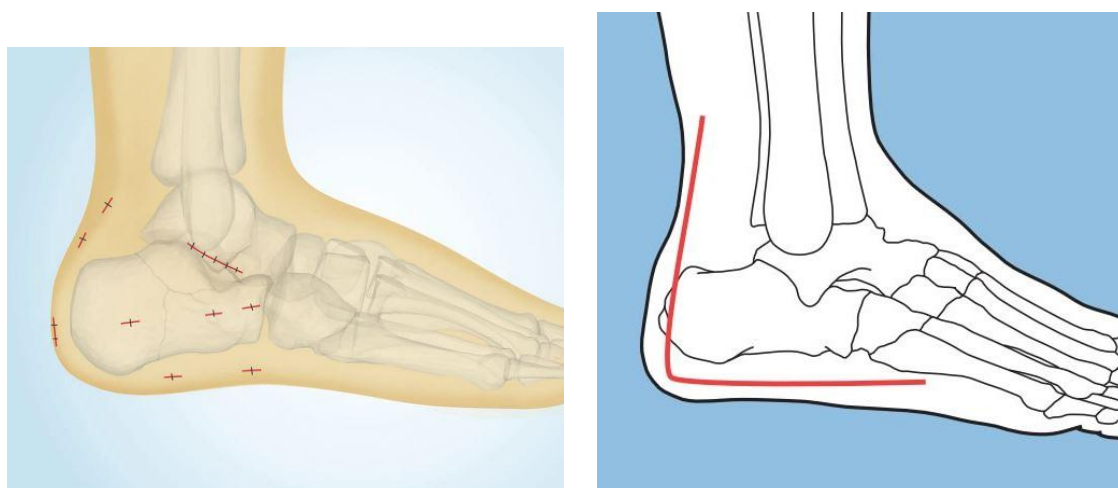
Obr. 21 – Zevní fixace s rentgenovým snímkem

Interní fixace je v současnosti nejefektivnějším operativním způsobem léčení zlomeniny kalkanea. Existuje celá řada implantátů, dlah, hřebů či šroubů, které se používají. Na ukázkou uvádíme kalkaneální intramedulární hřeb používaný pro miniinvazivní fixaci intraartikulárních a extraartikulárních zlomenin patní kosti firmy Medin. Na Obr. 22 je intramedulární hřeb při pohledu z laterální strany, zepředu a při šikmém bočním pohledu pro celkovou představu pozic šroubů v prostoru. Fixace je zajištěna hřebem spolu se sedmi zajišťovacími šrouby. Tento způsob lze použít při indikaci zlomeniny patní kosti podle Sanderse 1. – 4. typ.



Obr. 22 - Intramedulární hřeb firmy Medin

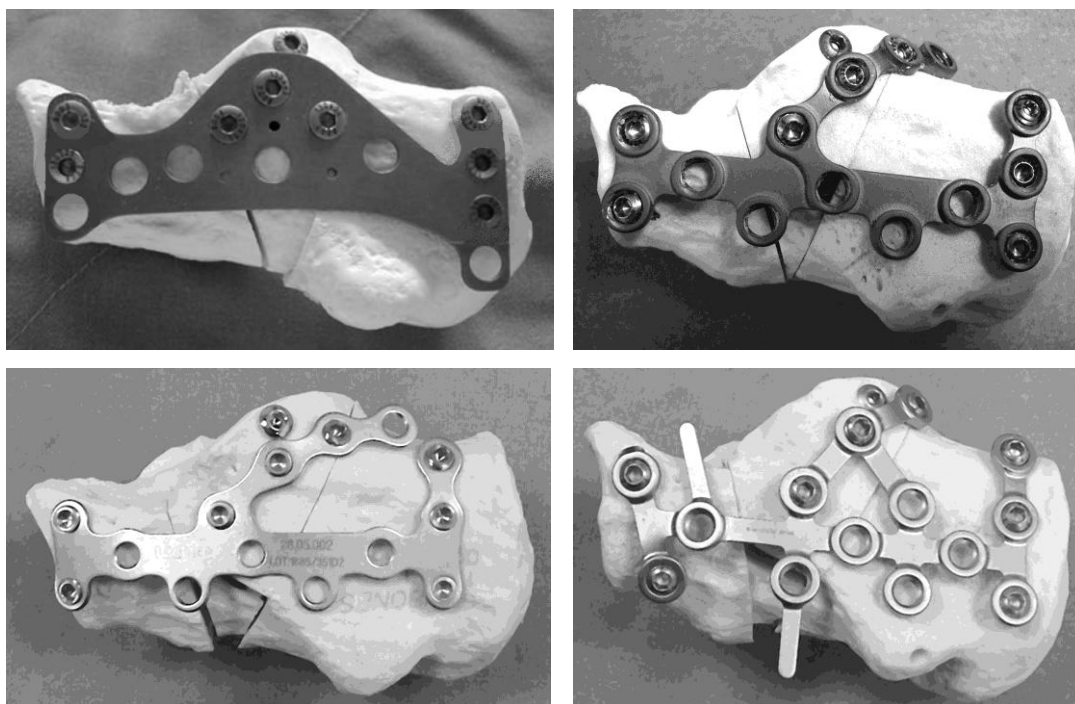
Při postupu otevřené repozice s použitím interní fixace ORIF se postupuje tak, že pacient je uložen na bok. Operační řez je veden vertikálně v místě spojení fibuly a Achillovy šlachy a horizontálně ve dvou třetinách vzdálenosti apexu fibuly a chodidla. Na následujícím Obr. 23 je srovnání velikostí incizí, místa řezu jsou označena červeně, při volbě miniinvazivního přístupu a rozšířeného laterálního přístupu.



Obr. 23 – Vlevo je znázorněn miniinvazivní přístup, vpravo rozšířený laterální přístup.

Volba operačního postupu je na rozhodnutí ošetřujícího lékaře. Ten se rozhoduje na základě typu zlomeniny, použití konkrétní dlahy, stability fixace zlomeniny a stavu měkkých tkání. Rozšířený laterální přístup přináší operátorovi jisté výhody. Největší z nich je přehled v operačním poli. K operaci je však pacient indikován po ústupu otoku, průměrně po sedmi dnech. V dalším pojednání blíže objasníme způsob fixace při použití laterálního přístupu, který se týká řešené zlomeniny patní kosti.

Před samotnou operací je nutné zvolit typ patní dlahy. Na následujícím Obr. 24 jsou zobrazeny příklady typů kalkaneárních dlah. Jedná se však jen o ukázkou. Existuje celá řada různých tvarů patních dlah. Zde je zobrazena jen názorná ukázkou tvarově odlišných kalkaneárních dlah pro ORIF. Dlahy jsou už umístěny na umělý model patní kosti po fraktuře [27].

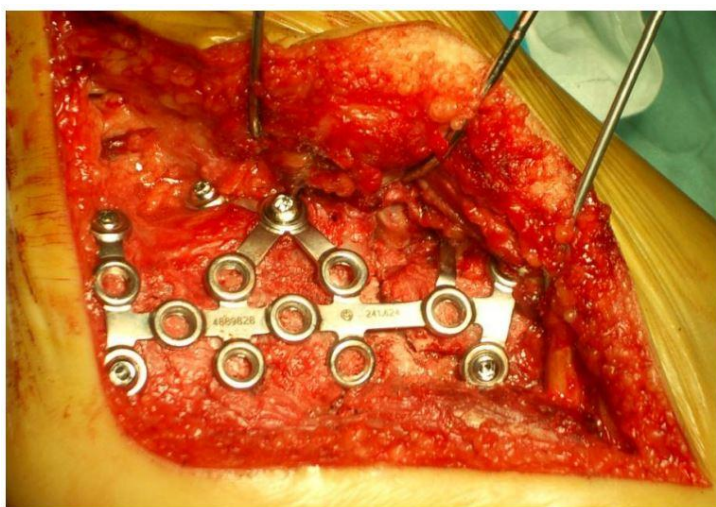


Obr. 24 – Vlevo nahoře je Newdeal Calcaneus Plate, vpravo nahoře Rimbus Calcaneus Plate, vlevo dole je Darco Calcaneus Plate, vpravo dole je Synthes Calcaneus Locking Plate

V této práci je stěžejní zaměření na patní dlahu Synthes. S touto dlahou budeme dále pracovat na výpočtových modelech. V krátkosti uvádíme operační postup při laterálním přístupu. Po zavedení řezu se vzniklý trojúhelníkový lalok odklopí proximálním směrem. Ten dočasně fixujeme zavedením Kirschnerových drátů do talu a kuboidní kosti. Následuje repozice kostních fragmentů s možným použitím kostní cementové výplně. Poté se přikládá kalkaneární dlahy a pevně se zajistí šrouby. Před uzavřením se rána vypláchne a pořídí se peroperační snímky. Po uzavření rány se další pooperační sádrová fixace již nepřikládá. Rehabilitační cvičení nohy a hlezna se současným ledováním a polohováním končetiny začíná hned druhý den po operaci. Stehy se odstraňují po 2 – 3 týdnech. Plná zátěž je povolena nejdříve po 3 měsících od operace. Implantáty se ve většině případů nechávají v patní kosti trvale. Fixační materiál se může

odstranit po 12 – 26 měsících po řádném zhojení, průměrně je tomu už po 13 měsících. Případná extrakce je opět na posouzení ošetřujícího lékaře. Klinické výsledky spokojenosti pacientů při použití ORIF byly vynikající u 36% pacientů, velmi dobré u 44%, dobré u 17% a špatné jen u 3% pacientů. Hodnotícími kritérii byly bolest v klidu, bolest při chůzi, nutnost použití pomůcek při chůzi a schopnost pracovat v původním zaměstnání [24].

Na Obr. 25 je dlahy při rozšířeném laterálním přístupu. Ten je dnes považován za standardní přístup při ošetření intraartikulárních zlomenin patní kosti. Na Obr. 26 je zobrazen pooperační rentgen. V dalších kapitolách se podrobněji věnujeme patní dlaze Synthes, včetně zavedení, volby umístění šroubů a zatížení.



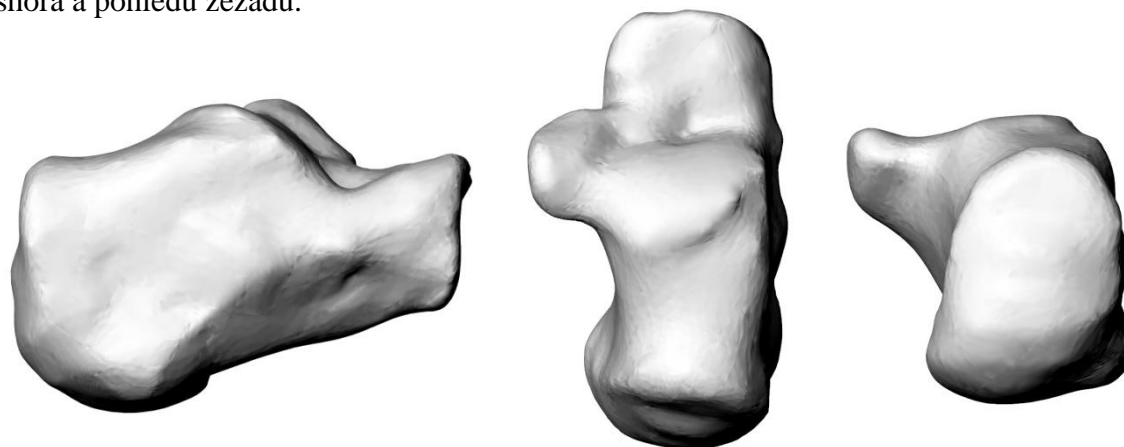
Obr. 25 – Preoperační snímek dlahy Synthes s Kirschnerovými dráty



Obr. 26 – Boční pooperační rentgen

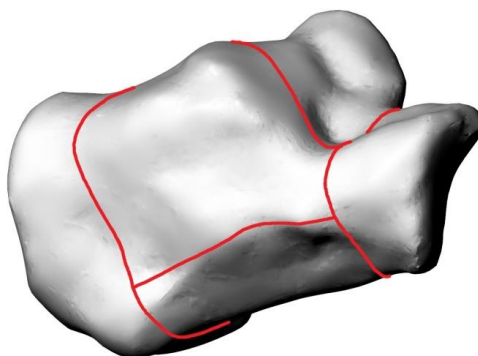
6. Model patní kosti

Základní geometrický model patní kosti byl získán z CT snímků pacienta (muž 43 let). Pata byla bez poranění a bez fyziologických změn. Pacient byl sledován pro jinou diagnózu. Ze získaných CT snímků paty byl vygenerován model patní kosti v neporušeném stavu. Tento model sloužil pro simulaci patní zlomeniny s následným řešením fixace. Na Obr. 27 můžeme vidět patu pravé nohy v laterálním pohledu, pohledu shora a pohledu zezadu.

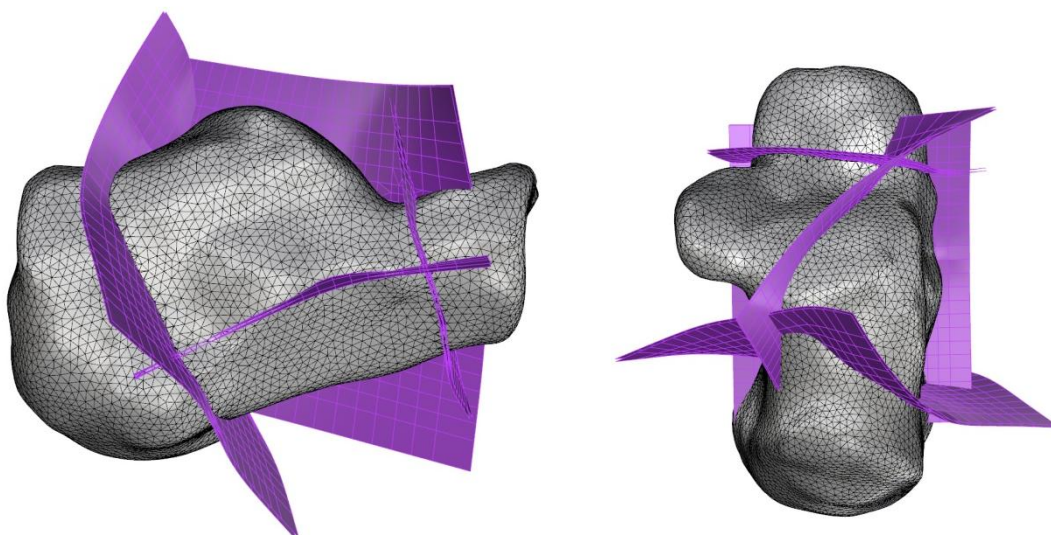


Obr. 27 – Patní kost z laterální strany, shora a zezadu

Na dalším obrázku je znázorněno vedení lomných linií - červeně. Linie zlomeniny byly modelovány tak, aby se shodovaly s klinickým nálezem zlomeniny. Patní kost je rozdělena v předozadním směru dvěma frontálními rovinami. Střední část je rozdělena transversální rovinou na horní a dolní fragmenty. Horní dva fragmenty ve střední části jsou dále rozděleny rovinou sagitální, která není úplně rovnoběžná s mediální rovinou těla, ale je vedena pod úhlem směrem posteriolaterálně. Popisem roviny myslíme přibližnou polohu roviny vůči základní pozici těla. Přesné dělicí plochy jsou zobrazeny na Obr. 29.

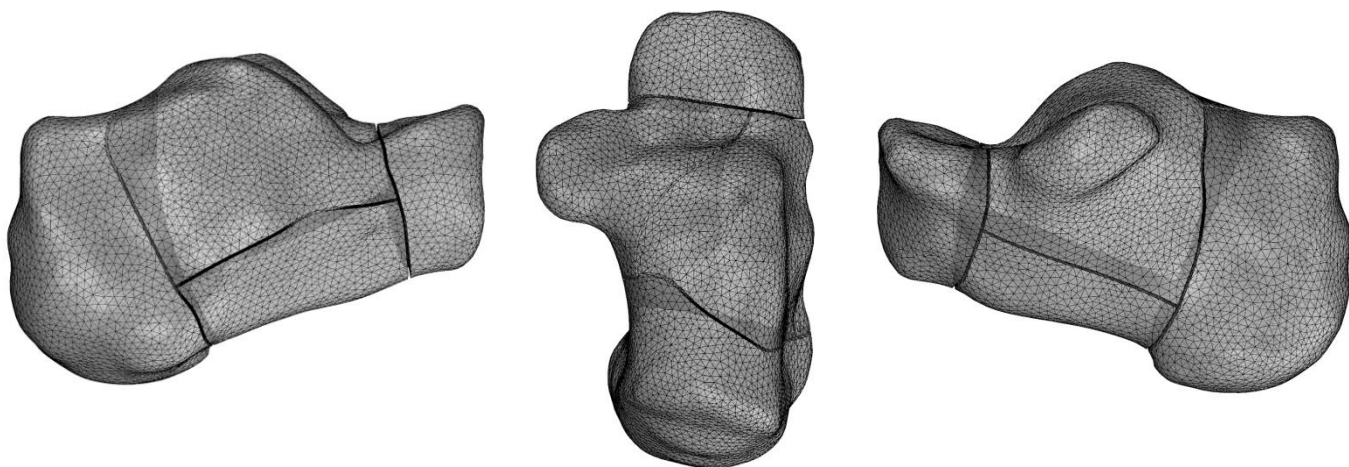


Obr. 28 – Vedení lomných linií – červeně



Obr. 29 – Dělicí plochy v laterálním pohledu a shora

V modelu byly vytvořeny plochy z hraničních křivek, které odpovídají lomným liniím. Takto připravené plochy celý model rozdělí na jednotlivé segmenty. Patní kost se tak rozpadne na pět částí. Mezera mezi segmenty je 0,5mm. Zpracování modelu bylo v CAD programu Rhinoceros 3D. Hlavní výhody tohoto softwaru jsou, že v něm lze pracovat s obecnými tvary a jakkoliv je natáčet, deformovat a upravovat podle potřeb. Za zmínku stojí, že model je již vysíťován a obsahuje 1 233 727 *linear tetrahedral elements* typu C3D4. Pro lepší představu přidáváme výslednou diskretizaci modelu zlomeniny na následujícím Obr. 30. Tento model se velice blíží reálnému případu zlomeniny po nehodě. Takto upravený model je zcela připraven na následující fixaci.



Obr. 30 – Model patní kosti po zlomenině z laterální strany, shora a mediální strany.

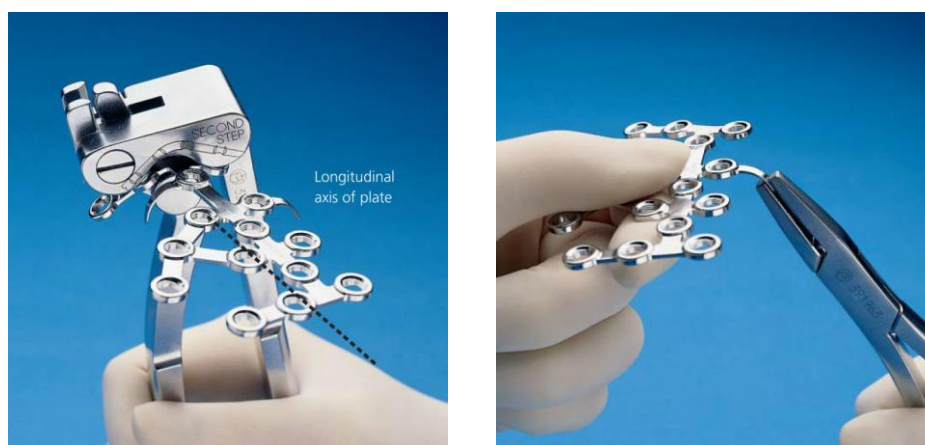
7. Fixace patní kosti dlahou a šrouby

Z předchozích uvedených možností fixace patní zlomeniny použijeme dlahu Synthes označovanou pod zkratkou LCP (Locking Calcaneal Plate). Ta se používá pro interní fixace patních zlomenin. Nejčastější operativní přístup k fraktuře je z laterální strany nohy. Samotná dlahu od této společnosti se vyrábí v několika velikostních variantách a pro pravou i levnou nohu. Na uvedeném obrázku je model dlahy, se kterým budeme dále pracovat.



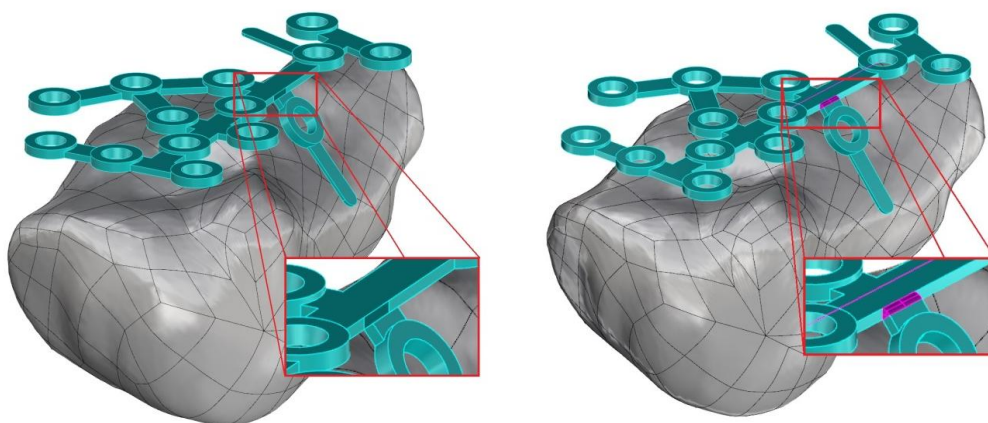
Obr. 31 – Model dlahy pro pravou nohu s detailem vnitřního závitu

Tato dlahu obsahuje 15 děr pro šrouby, které poskytují standardní fixaci v kortikální kosti. Každá z děr má vnitřní kónický závit pro tzv. zamykací šrouby. Tloušťka dlahy je 1 mm a v oblasti díry pro šrouby dosahuje 1,5 mm. Dlahu se před aplikací ohýbá, aby co možná nejlépe obepínala patu z vnější strany a poskytovala tak stabilní a pevnou konstrukci. Za povšimnutí stojí dvě krátké záložky, které se také ohýbají a poskytují tak ještě lepší oporu malým fragmentům kosti. V praxi se k ohýbání dlahy používá celá řada nástrojů. Na Obr. 32 je příklad některých z nich.



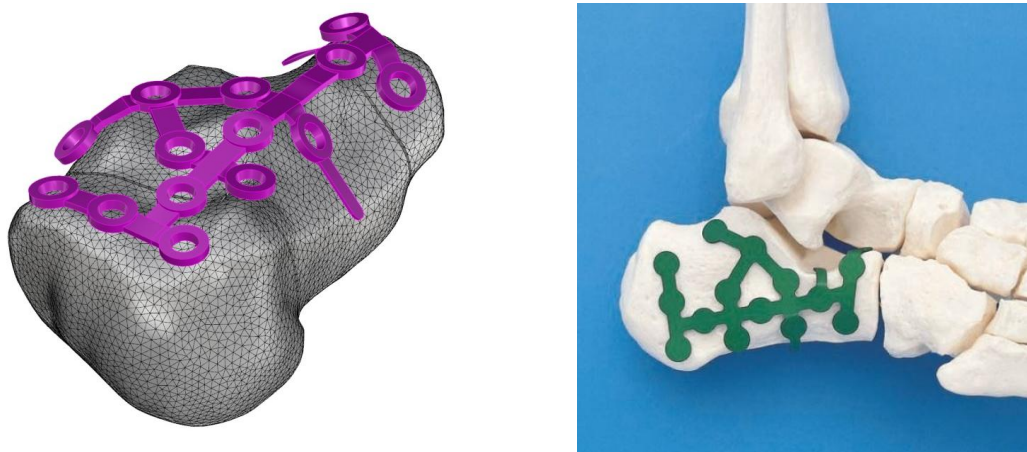
Obr. 32 – Nástroje používané při ohýbání LCP

Základní model LCP byl importován do naší sestavy a naohýbán do požadovaného tvaru. Dlahu si vždy rozdělíme v místě ohnutí a ohýbaný kus pootočíme kolem určené osy otáčení. Za pomoci hraničních a rovinných ploch díly opět spojíme. Nově vzniklý prostor vyplníme a uložíme do stejné vrstvy, jako zbytek dlahy. Takto pokračujeme dál, dokud není celá dlahá naohýbaná do požadovaného tvaru. Pro ilustraci uvádíme obrázek dlahy v základním rovném tvaru s metodou ohýbání. Přechodové plochy jednotlivých dílů jsou označeny fialově.



Obr. 33 – Metoda ohýbání dlahy

Ohnutá dlahá nekopíruje přesně povrch kosti, ale jen přibližně. Reálně operátorem ohýbaná dlahá také nekopíruje dokonale povrch reponované kosti. Ve skutečnosti je dlahá jen na pár místech v kontaktu s kostí. Umístění dlahy na kosti odpovídá poloze těsně před operací i doporučenému umístění dlahy dle manuálu Synthes [30], na Obr. 34 vpravo.



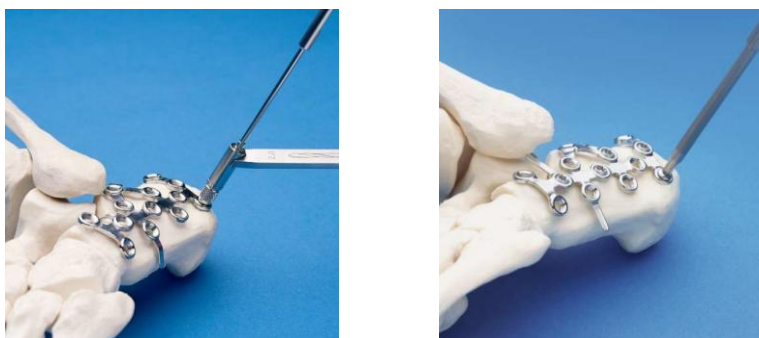
Obr. 34 – Umístění ohnuté dlahy na kosti

Dalším krokem je umístění šroubů. Počet šroubů a jejich délky určuje operátor. K dispozici jsou dva typy šroubů. Prvním je kortikální šroub (*cortex screw*), který, jak už název napovídá, fixuje šroub především v pevné kortikální části kosti. Jak již víme, kortikální část je především na povrchu kosti. Obvykle se kost provrtá skrz naskrz a šroub se zašroubuje svou plnou délkou do kosti s minimálním přesahem na druhém konci tzv. bikortikální zavedení šroubu. Tak je docíleno fixace na obou stranách v tvrdé a houževnaté kosti. Druhým dostupným typem šroubu je zamykací šroub (*locking screw*). Ten má kromě závitu po své celé délce i závit na hlavě šroubu. Plní tak rovnou dvě funkce naráz, a to drží kostní fragmenty pospolu a je zároveň pevně spojen s dlahou. Pro fixaci kalkanea se doporučují používat šrouby o průměrech 2,7mm nebo 3,5mm pro kortikální šrouby a 3,5mm pro šrouby zamykatelné. V našem modelu budeme používat šrouby o průměru 3,5mm. Za zmínku stojí, že kortikální i zamykací šrouby se vyrábějí se samořezným závitem. Šroub si v díře svým závitem vytvoří opačný závit pro dokonale pevné spojení. Použité typy šroubu, respektive způsob jejich fixace má dopad na formulaci simulační úlohy, proto dále detailněji popisujeme jejich funkci a použití.



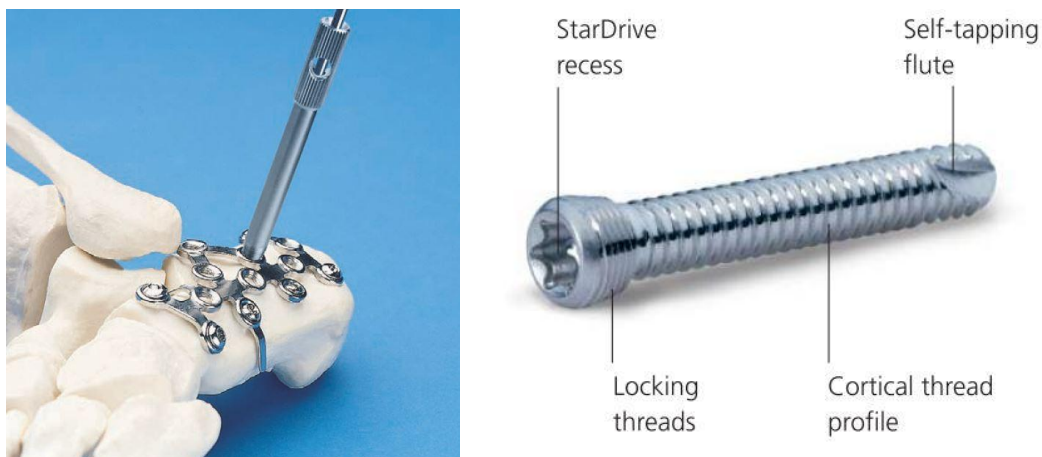
Obr. 35 – Vlevo je *cortex screw* a pravo *locking screw* firmy Synthes

Pro zajištění dlahy šrouby je nutné nejprve díry předvrtat. V případě kortikálních šroubů se díra předvrtává vrtákem o průměru 2,5mm. Pro přesné vedení se na dlahu připevní vodící přípravek, který zajišťuje správný úhel mezi šroubem a patou, ale i maximální vrtanou hloubku. Vodící prvek pro předvrtání díry kortikálního šroubu je zobrazen na Obr. 36 vlevo. Poté stačí vybrat příslušnou délku šroubu z katalogové řady a šroub zašroubovat. Při kombinaci kortikálních a zamykacích šroubů se první používají šrouby kortikální k dosažení kontaktu a dobré fixace mezi dlahou a kostí.



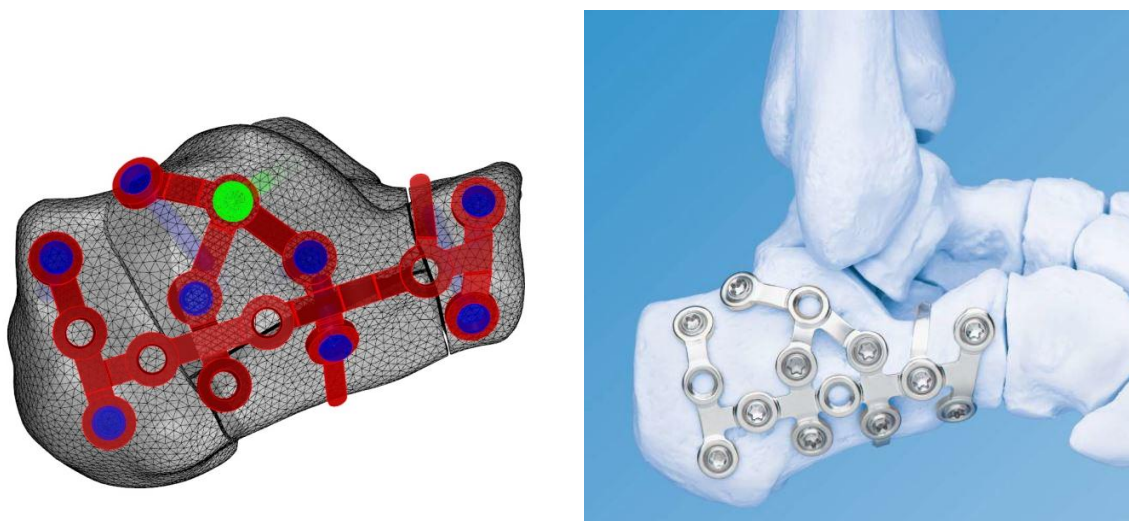
Obr. 36 – Zajištění dlahy kortikálním šroubem

Umístění zamykacích šroubů je obdobné s rozdílem, že pro zamykací šroub o průměru dříku 3,5mm se díra předvrtává vrtákem o průměru 2,8mm a vodící přípravek je výrazně delší pro přesnější zavedení. Zamykací šroub se utahuje buď momentovým klíčem s hodnotou krouticího momentu do 1,5Nm, anebo manuálně bez použití nadměrné síly.



Obr. 37 – Vodící prvek při vrtání díry pro zamykací šroub a detail *locking screw*

I my se pokusíme obdobně fixovat patu. Použijeme k tomu 8 zamykacích šroubů a jeden šroub kortikální. Na Obr. 38 je dobře znázorněn výsledný model fraktury paty s dlahou – červeně, zamykatelnými šrouby (*locking screws*) – modře a kortikálním (fixačním) šroubem – zeleně. Hlavní úlohou fixačního šroubu je celou střední část, tedy dva mediální fragmenty, spojit k sobě a celý kus fixovat k dlazi. Zamykatelné šrouby fixují kostní fragmenty s pevně daným úhlem vůči dlazi. Výsledný model zlomeniny patní kosti s dlahou a šrouby je zobrazen na Obr. vlevo. Ukázka fixace patní kosti podle manuálu Synthes [30] je na Obr. 38 vpravo.

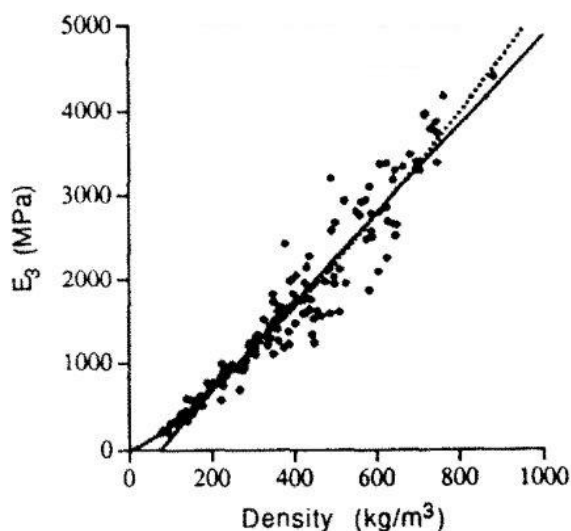


Obr. 38 Výsledný model fixace z Rhinoceros vlevo, fixace dle manuálu Synthes vpravo

8. Materiálové vlastnosti

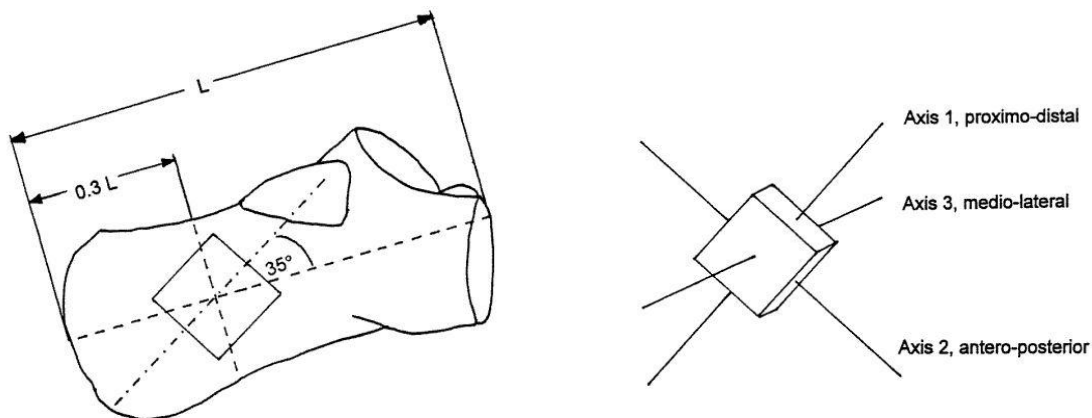
Dlaha Synthes se vyrábí ve dvou materiálových variantách, a to z chirurgické oceli anebo z titanu. Naše modelování se spokojí s materiálovými vlastnostmi oceli, a proto jsme použili Youngův modul pružnosti 2,1GPa s hodnotou Poissonova čísla 0,3. Hodnoty plastické deformace jsme stanovili na hodnotu 690Mpa. Materiál uvažujeme isotropní.

Pevnost kosti závisí především na kostní struktuře, vnitřní architektuře spongiózy, na volbě směru zatížení a na hustotě minerálů v kosti. Především vnitřní trabekulární struktura určuje kvalitu kosti. Materiálové vlastnosti jako jsou Youngův modul pružnosti nebo mez kluzu trabekul se bude lišit od kortikální části. Ke zjištění mechanických vlastností kosti se používá magnetické rezonance nebo výpočetní tomografie. V práci [27] její řešitelé zjišťovali vztah mechanických vlastností kosti na její hustotě. Z jejich výsledků vyplývá dobrá korelace závislosti mezi mechanickými vlastnostmi trabekulární kosti a její hustoty. Lineární závislost se ukázala jako nejlepší mezi axiálním modulem a hustotou trabekulární kosti. V testu byly měřeny jak dlouhé kosti (femur, tibie), tak i kosti krátké (bederní obratel či patela). Na následujícím obrázku z práce [27] je zobrazena závislost axiálního elastického modulu v závislosti na hustotě kosti.



Obr. 39 – Axiální elastický modul v závislosti na hustotě kosti.

V práci [26] měřili část patní kosti pomocí nízkofrekvenčního ultrazvuku. Vzorek byl vyříznut z kosti podle následujícího Obr. 40 se zavedenými směry os. Rozměry finální „krychle“ byly v ose 1: $22,5 \pm 1,3$ mm, v ose 2: $21,8 \pm 1,3$ mm a v ose 3: $20,4 \pm 2,1$ mm.



Obr. 40 – Vyříznutá trabekulární část se směry hlavních os

Vyříznutá část kosti byla vždy pečlivě změřena a zvážena. Hustota byla určena z podílu váhy a celkově vypočítaného objemu vyříznuté krychle. Rychlost zvuku ve všech třech směrech byla změřena na 17 vzorcích. Z rychlosti zvuku se podle následujícího vztahu určil Youngův modul pružnosti.

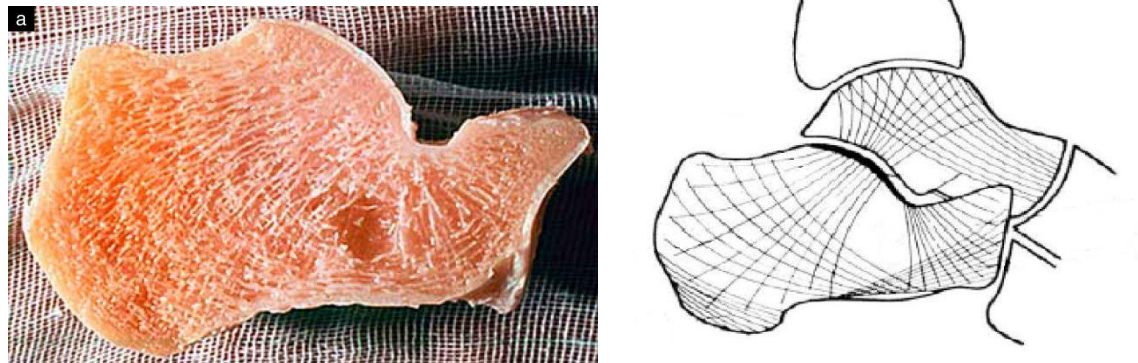
$$v = (E/\rho)^{1/2}$$

Kde E je Youngův modul pružnosti v MPa, v je rychlost zvuku v $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ a ρ je hustota daného vzorku. Výsledkem tohoto měření je Youngův modul pružnosti ve všech třech hlavních směrech podle tabulky.

	Proximo-distální osa	Medio-laterální osa	Anterio-posterior osa
Youngův modul (MPa)	823 ± 248	440 ± 125	299 ± 98

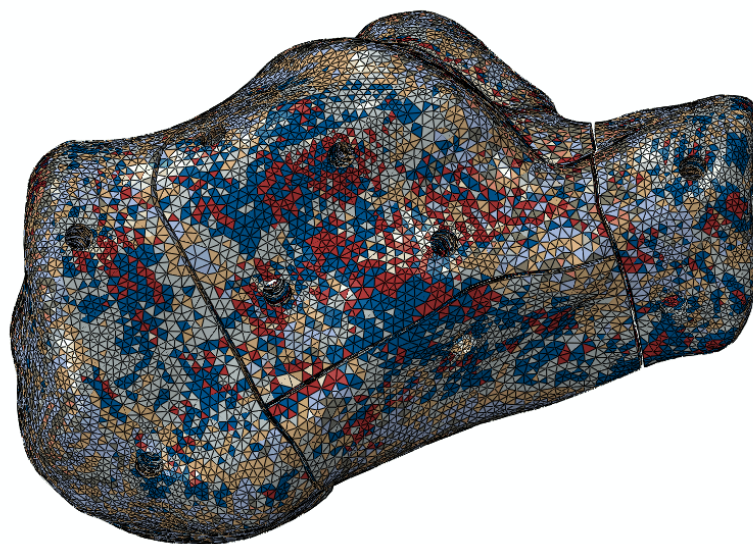
Důležitým faktorem při zatěžování patní kosti je vnitřní struktura neboli architektura kosti. Jak již bylo popsáno, trámčitá stavba odpovídá rozložení zatížení na kost. Na Obr. 41 je patní kost v sagitálním řezu spolu se schematickým znázorněním trabekulárního systému. Pro komplexní zjištění materiálových vlastností v každém elementu patní kosti se používá především výpočetní tomografie. CT dokáže určit hodnotu hustoty kostní tkáně v daném místě. Podle zjištěné hustoty kostní tkáně, můžeme každému

místu přiřadit příslušný Youngův modul pružnosti a přibližně nastavit hodnotu napětí při plastizaci, resp. kontrolovat napětí, při kterém hrozí poškození kosti, a to v závislosti na denzitně kostní tkáni z CT.



Obr. 41 – Trabekulární systém v sagitálním řezu patní kosti

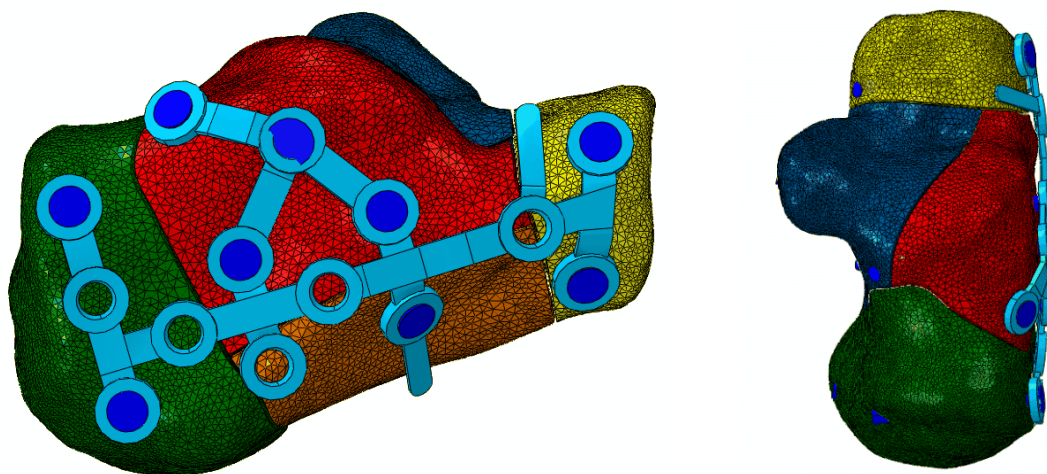
Materiálové vlastnosti kosti jsme získali z CT snímků. Celkem bylo určeno na 25 různých materiálů, které byly přiřazeny modelu kosti podle jejich výskytu. Na následujícím Obr. 42 je náš model s barevně odlišenými materiálovými elementy. Hodnoty Youngova modulu začínají na hodnotě 756MPa a končí při hodnotě 19 575MPa pro kortikální kost. Přehledný výčet všech materiálů je uveden v tabulce v přílohách.



Obr. 42 – Materiálové elementy jsou barevně rozlišeny.

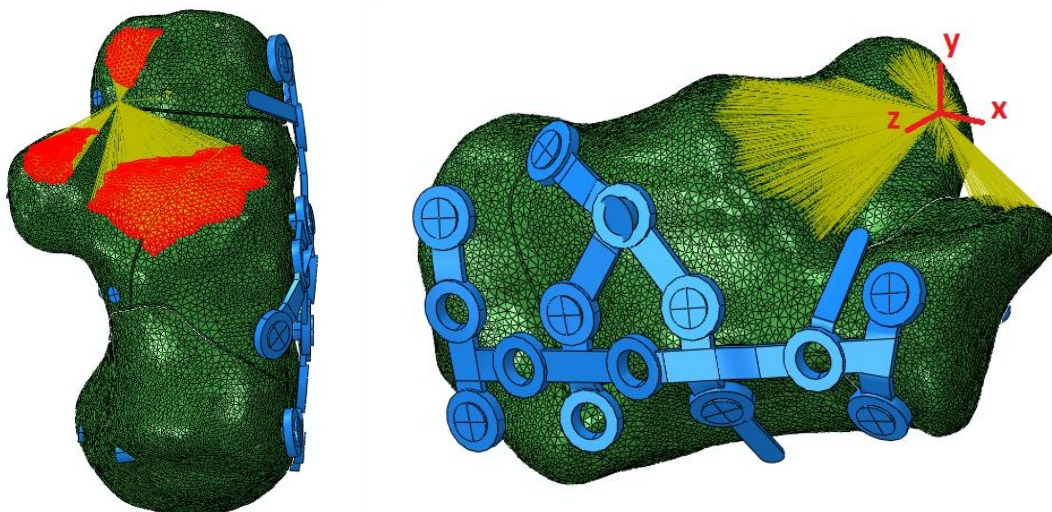
9. Příprava modelu na zatížení

Základní model patní kosti spolu s dlahou importujeme do programu Abaqus. Prvním krokem je přiřazení materiálových vlastností jednotlivým částem. Použijeme již zmíněné materiálové vlastnosti oceli, které přiřadíme dlaze i všem šroubům. Materiálové vlastnosti kosti byly pořízeny výpočetní tomografií při snímkování pacienta. Při generování modelu patní kosti byly tyto materiály přiřazeny jednotlivým elementům podle polohy v kosti. Takto připravený model na Obr. 43 s barevně odlišenými segmenty je připraven na zatížení.



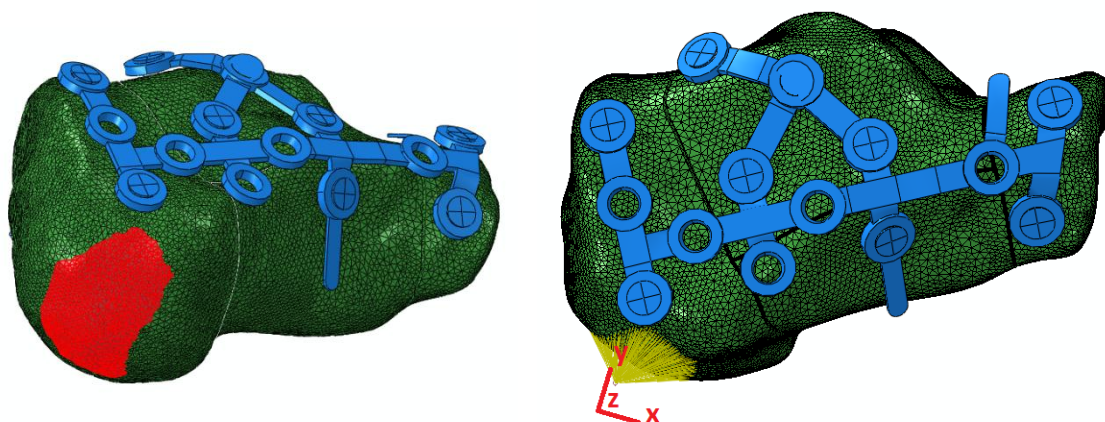
Obr. 43 – Model patní kosti v programu Abaqus v pohledu z boku a shora

Naším prvním modelem bude statické zatížení patní kosti s okrajovými podmínkami obdobně v práci [28]. Abychom mohli model zatěžovat, nejprve musíme určit zatěžovací plochy. Na Obr. 44 jsou zobrazeny kloubní plochy *articularis talaris posteriori*, *media* a *anterior* červeně. Velikost a polohu těchto ploch jsme určili co možná nejpřesněji podle anatomického atlasu tak, aby odpovídaly reálnému skloubení. Přes tyto plochy se opírá hlezenní kost na kalkaneus. Tedy v těchto místech dochází k přenosu váhy člověka na patní kost. Kloubní plochy svážeme kinematickou vazbou *coupling* do referenčního bodu, ve kterém budeme zavádět požadovanou sílu. Poloha referenčního bodu byla zvolena tak, aby tento bod byl přibližně v těžišti všech třech ploch. Dále v tomto bodě zavedeme lokální souřadnicový systém. Ten svým umístěním v prostoru představuje pro osu *x* směr anetrio-posterior, pro osu *y* proximo-distální směr a pro osu *z* směr medio-laterální. Na Obr. 44 je vpravo zobrazena žlutě kinematická vazba mezi kloubními plochami a referenčním bodem s lokálním souřadnicovým systémem.

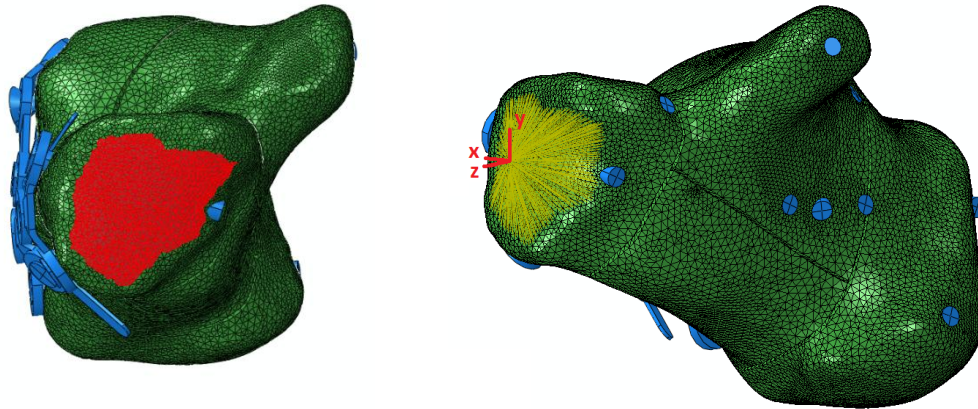


Obr. 44 – Kloubní plochy od talu jsou znázorněny červeně vlevo, vpravo je žlutě zobrazena kinematická vazba mezi kloubními plochami a referenčním bodem s lokálním souřadnicovým systémem.

Obdobnou kinematickou vazbu *coupling* vytvoříme pro fixaci patního tuberu v zadní části. Vybereme oblast na patě, kterou svážeme do referenčního bodu. Vytvoříme souřadnicový systém, který svým natočením bude vyhovovat budoucímu nastavení okrajových podmínek. Referenčnímu bodu přiřadíme právě tento zvolený souřadnicový systém, i když na Obr. 45 systém není na stejném místě jako referenční bod. V přední části kalkanea najdeme kloubní plochu *facies articularis cuboidea* pro skloubení s kostí krychlovou. I této kloubní jamce určíme referenční bod se souřadnicovým systémem, který bude kinematicky svázán s danou plochou. Na Obr. 46 je znázorněna poloha *facies articularis cuboidea* na kalkaneu.

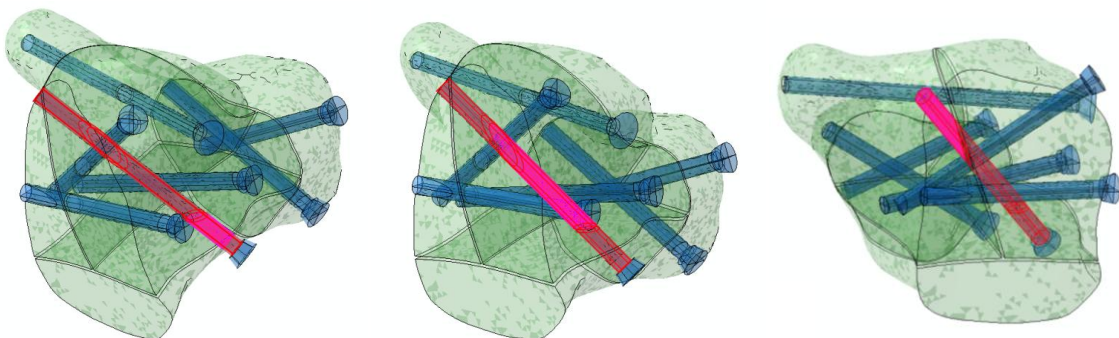


Obr. 45 – Plocha pro fixaci patní kosti, v bočním pohledu s natočeným souřadnicovým systémem



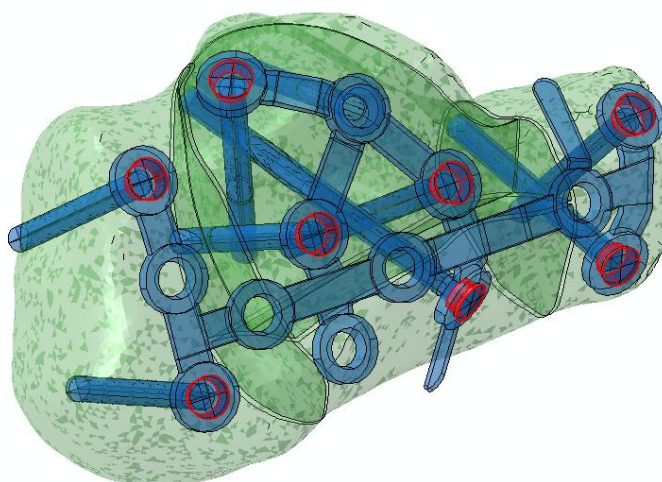
Obr. 46 – Facies articularis cuboidea na patní kosti

Všechny kinematické vazby *coupling* využívají kompletní sadu dostupných stupňů volnosti v uzlech příslušných elementů. Referenční body vždy přenášejí v daném souřadnicovém systému všechna posunutí (U_1 , U_2 , U_3) i rotace (UR_1 , UR_2 , UR_3). Na takto vytvořené body můžeme snadno nastavit zatížení i okrajové podmínky modelu. Před zatížením však musíme ještě vytvořit vazby mezi dlahou, šrouby a kostí. Nejprve zavazbíme šrouby do kosti pomocí pevné vazby *tie*. Geometrie šroubu je provedena tak, že neobsahují závit. To by bylo zbytečné s ohledem na oblast zájmu i s ohledem na náročnost výpočtu. Šrouby zamykatelné i kortikální šroub jsou modelovány jako hladká válcová plocha. V každém z pěti fragmentů kosti si označíme vnitřní díru a tu svážeme pevnou vazbou k odpovídající části šroubu. Na Obr. 47 je ukázka takové vazby mezi kostí a šroubem v mediální části. Šroub je označen červeně a příslušná vazba v daném fragmentu fialově. Na všechny ostatní válcové plochy šroubů jsme aplikovali tuto *tie* vazbu. Tato vazba reprezentuje funkci samořezných kortikálních i zamykatelných kostních šroubů.



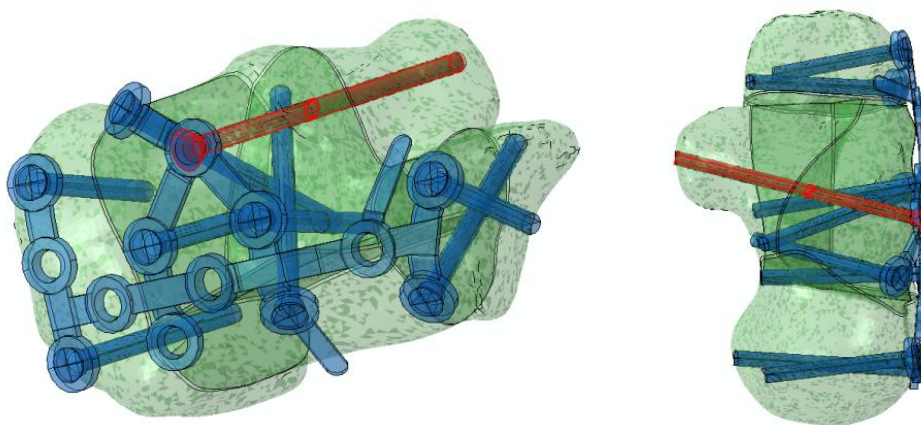
Obr. 47 – Vazba mezi šroubem a kostí v šikmém bočním pohledu a v pohledu zezadu bez posterior fragmentu paty

Když máme všechny válcové plochy šroubů pevně svázané do kosti, přistoupíme k vazbě mezi hlavou šroubu a dlahou. Hlava šroubu je modelována jako kužel, který dosedá do kuželovité díry v dlaze. Realizací *tie* vazby docílíme toho, že šroub bude pevně spojen s dlahou a zároveň bude přenášet napětí při zatížení do dlahy. Tento způsob uložení šroubu v dlaze s pevnou vazbou dobře simuluje reálné spojení mezi vnitřním závitem v díře dlahy a zamykatelnými šrouby.



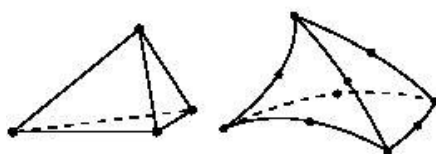
Obr. 48 – Zamykatelné šrouby v dlaze

Fixační šroub je zobrazen červeně na Obr. 49. Prochází celou střední částí kalkanea a vybílá na mediální straně v sustentaculum tali. Hlava šroubu je kinematically svázaná s dlahou vazbou *tie*, ale nedosedá přesně na díru v dlaze. Toto vyosení je zapříčiněno zvoleným osovým směrem fixačního šroubu. Hlavním úkolem tohoto šroubu je pevné spojení rozlomených kloubních ploch, které jsou nejvíce zatěžovány od talu. Umístění i osové směry šroubů byly zvoleny na základě konzultace a debaty s lékařským oddělením a zvyklostmi operačního postupu.



Obr. 49 – Fixační šroub a jeho pozice v kosti

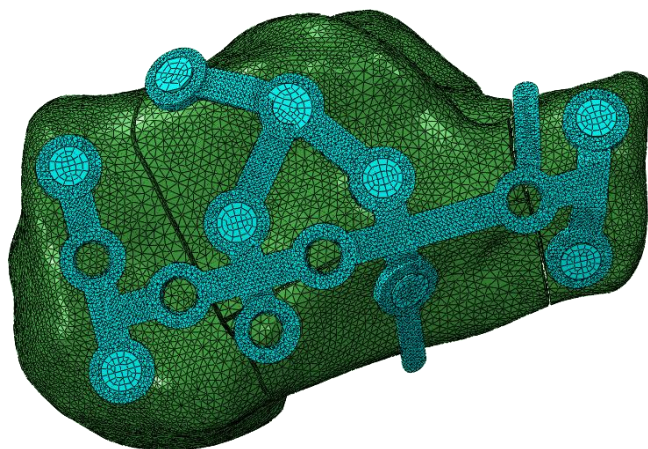
Model patní kosti je již vysíťován *linear tetrahedral elements* typu C3D4. Jedná se o lineární pravidelný čtyřstěn se čtyřmi uzly v každém vrcholu. Označení C3D udává, že se jedná o namáhání tuhého tělesa v prostoru. První písmeno určuje typ použitého elementu. Zda se jedná o namáhání, přenos tepla či akustiku. Číslice za prvním písmenem představuje rozměr elementu. Zda jsme v 1D, ve dvou-rozměrném prostoru (2D), v rovinné napjatosti (PS), v rovinné deformaci (PE), nebo v prostoru (3D). Poslední z číslic pak udává počet uzlů. Použití pravidelných čtyřstěnů (tetraedrů) je nejčastěji používaný typ sítě pro numerické výpočty. Dlahu však budeme síťovat kvadratickým typem C3D10. V každém elementu tak máme 10 uzlů, které nám dávají výhodu aproximace pole posunutí (tvarové funkce nad elementem) funkcí druhého řádu (kvadratickou funkcí). Při této volbě mohou jednotlivé elementy lépe aproximovat originální zakřivenou geometrii, především pak kruhové části dlahy. Velikost jednotlivých elementů je menší, než v případě síťování patní kosti nebo šroubů. Je to z důvodu, že nás nejvíce zajímá chování dlahy.



Obr. 50 – Element typu C3D4 vlevo a C3D10 vpravo

Před síťováním šroubů je bylo nutné rozdělit rovinami v podélné ose. Volba sítě byla nakonec zvolena na C3D8R. Označení C3D8 představuje hranol s 8 uzly v každém vrcholu. Písmeno R znamená, že se jedná o redukovanou integraci. Takový hranol má jen jeden integrační bod ve středu objemu. Nevýhodou lineárního elementu je tendence k tzv. “Hourglassingu“ a v případě plné integrace 8 integračními body k “Shear locking“. Nežádoucím “Hourglassingu“ se lze vyhnout použitím více elementů, minimálně 4, po tloušťce ohýbaného profilu. Pro šrouby byl právě proto s výhodou zvolen C3D8R, který s ohledem na počet elementů v modelu snižuje jeho výpočetní náročnost. U šroubů jistě dochází k určitému ohybu, ale oblastí našeho zájmu je dlahu kde jsou použity kvadratické C3D10 elementy. U kvadratických elementů obecně nehrozí “Shear locking“ ani “Hourglassing“, bez ohledu na plnou nebo redukovanou integraci, a velmi dobře popisují chování, dominantně ohybem, zatěžovaných struktur, v našem případě patní dlahu.

Dále byla nastavena interakce mezi zadní částí fragmentu patní kosti a střední částí. V tomto místě očekáváme budoucí kontakt mezi oběma plochami. Chování povrchů při kontaktu bylo nastaveno na hrubé tření.



Obr. 51 – Vysíťovaný model patní kosti s dlahou

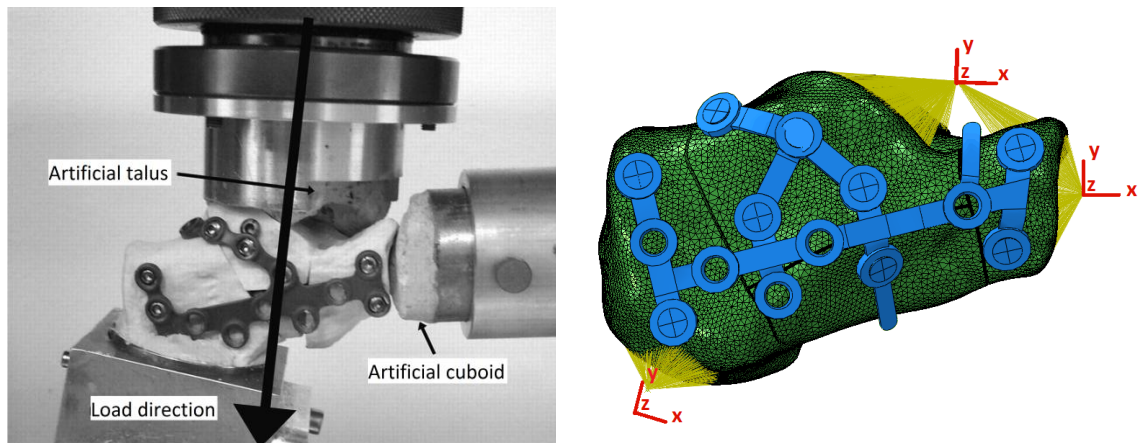
10. Okrajové podmínky a zatížení modelu

V této kapitole se seznámíme s modely fixované zlomeniny patní kosti dlahou a podrobněji popíšeme formulaci zatížení včetně okrajových podmínek. Metodou konečných prvků v prostředí Abaqus analyzujeme koncentrace napětí. Ukážeme čtyři typy modelů, které se budou lišit především ve způsobu zatěžování. Pro přehlednost v kapitolách se jedná o tyto konfigurace:

1. – Statické zatížení ve stroji
2. – Zatížení ve stoje s vlivem Achillovy šlachy
3. – Zatížení ve stoje s vlivem Achillovy šlachy a plantárních svalů
4. – Zatížení v průběhu kroku

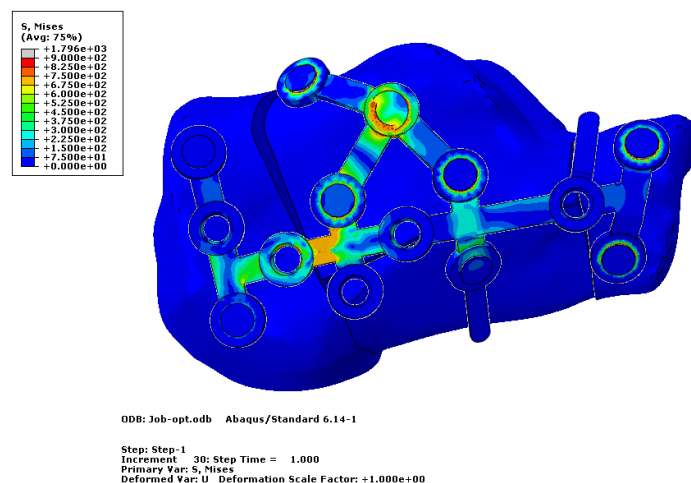
10.1. Zatížení ve stroji

Připravený model zatížíme obdobným způsobem jako ve studii [28]. Jedná se o statické zatížení ve stroji. Se shora působí na tři kloubní plochy umělá kost hlezenní. Velikost síly působící na kalkaneus jsme stanovili na 500N, respektive v souřadném systému je v ose y hodnota -500N. Z přední části je k patní kosti opřena umělá kost krychlová. V tomto místě jsou zakázány posuvy U_1 , U_2 , U_3 i rotace UR_1 . Tímto způsobem je simulované kloubní spojení s cuboideou. Rotace kolem medio-laterální osy z a kolem proximo-distální osy y je dovolena. Tato konfigurace odpovídá kinematice příslušného skloubení. Celý model se opírá v zadní části o šikmou plochu, kde je dovolen pohyb v rovině x - z . Model se může posouvat v této rovině podložky. Všechny rotace či natočení v tomto místě jsou povoleny. Takto nastavená konfigurace okrajových podmínek odpovídá experimentu z Obr. 52 níže. Osa z vždy představuje medio-laterální směr.



Obr. 52 – Obdobné zatížení jako ve stroji

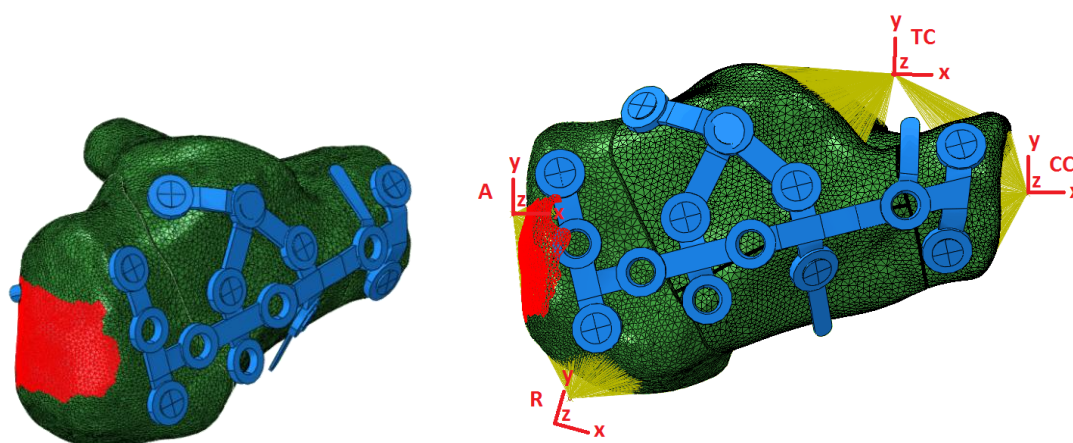
Výsledkem zatížení je deformace dlahy, resp. celé řešené sestavy, která je zobrazená na Obr. 53. Můžeme si všimnout výrazného prohnutí dlahy. Zadní fragment se opřel o střední část paty v dolní části. Došlo zde však k poměrně velkému natočení posterior fragmentu. Největší lokální koncentrace napětí je na vnitřním okraji díry a fixačního šroubu v oblasti závitů zamykatelných šroubů. To je způsobeno zvolenou formulací závitového spojení šroubů s dlahou. Kuželové plochy mezi hlavou šroubu a dírou v dlahě na sebe nedosedají přesně. Vysokou hodnotu napětí v tomto místě jsme předpokládali při vytváření kinematických vazeb. Fixační šroub má ale svůj význam, popsáný v předchozích kapitolách, a proto tato lokální maxima nebudeme hodnotit a změříme se napjatostí dlahy v oblastech mimo fixační šrouby. Ve střední části dlahy se pohybujeme s napětím kolem 700MPa což je pro nás na hranici plastických deformací. Toto je však první návrh zatížení a při dalším modelu se pokusíme více se přiblížit zatížení člověka ve stoje.



Obr. 53 – Výsledné rozložení napětí po zatížení axiální silou 500N

10.2. Zatížení ve stoje s vlivem Achillovy šlachy

Simulace zatížení zlomeniny patní kosti spolu s fixační dlahou provedeme následovně. Předpokládáme váhu člověka kolem 70kg v přímém stoji. Na každou nohu tedy působí polovina váhy těla. To znamená, že axiální zatížení na patu je 350N. Z fyziologického hlediska bychom měli uvažovat vliv svalů a šlach, které se upínají na patní kost. Největší vliv a tak i silový přínos má bezesporu lýtkový sval. Ten se upíná na hrbol patní kosti v podobě Achillovy šlachy. Uvažujeme-li pouze statickou polohu ve stoje, síla, kterou Achillova šlacha táhne směrem nahoru, nejvíce závisí na poloze planty. Ve studii [11] se tímto fenoménem zabývali její řešitelé. Došli k závěru, že působící síla od Achillovy šlachy na kalkaneus nejvíce závisí na výšce podpatku. Z jejich práce vyplývá, že síla šlachy je 65%, 80% a 160% poloviny váhy člověka při výšce podpatku 1cm, 3cm a 5cm. To znamená, že při standardní výšce podpatku, kolem 1cm vycházkové obuvi, působí na patu 225N (65% z 350N) od Achillovy šlachy. Je zřejmé, že změníme-li váhu člověka či natočení planty v libovolném směru, silová výslednice směřující vzhůru bude mít jinou velikost. V našem modelu přidáme plochu, na kterou se upíná Achillova šlacha a svážeme ji kinematickou vazbou *coupling* do referenčního bodu. V této vazbě uvažujeme pouze tah od šlachy, rotace jsou v tomto místě povoleny. Na Obr. 54 je zobrazeno místo upnutí Achillovy šlachy spolu s novým modelem. Okrajové podmínky přední kloubní jamky i zadní fixace paty o podložku zůstávají stejné.



Obr. 54 – Místo upnutí Achillovy šlachy k patě s novým označením

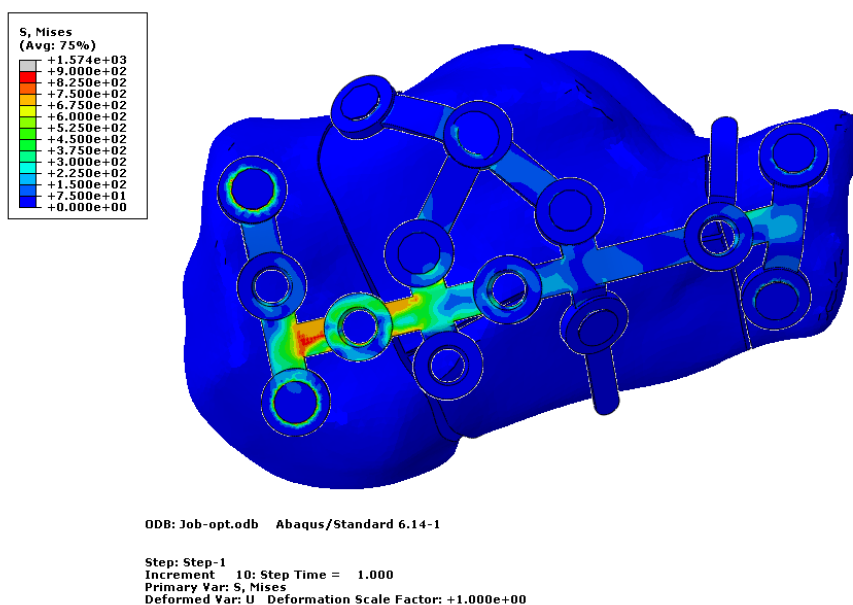
Pro přehlednost zavádíme označení TC (talocalcaneal joint), což je vazba talokalkaneárního kloubu, CC (calcaneocuboid joint) vazba mezi kloubní plochou kosti krychlové a patní, A pro vazbu působící Achillovy šlachy s patou a R pro fixaci paty

k podložce. Všechny souřadnicové systémy mají společný medio-laterální směr v ose **z**. Mezi sebou se liší pouze v dorsálním či plantárním natočení. Hovoříme-li o zatížení nebo okrajových podmínkách v konkrétním bodě, uvažujeme vždy lokální souřadnicový systém s tímto bodem spojený. Pro přehlednost uvádíme tabulku s výčtem hodnot pro zatížení a pro okrajové podmínky.

Zatížení (N)	TC	A
Osa x	0	0
Osa y	-350	225
Osa z	0	0

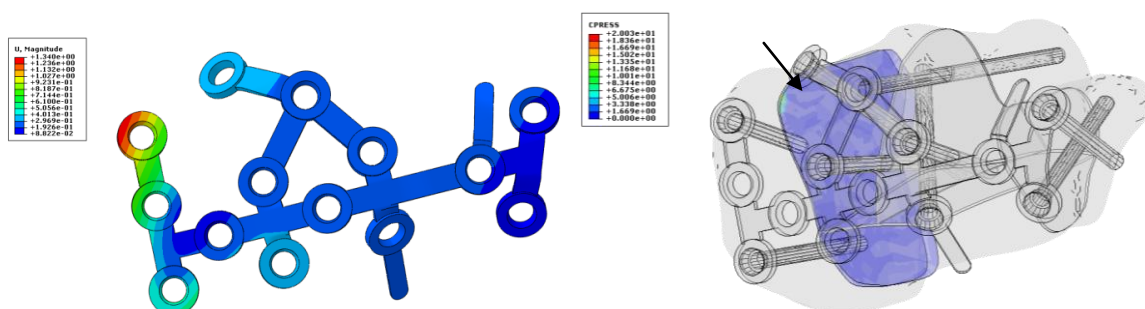
Okrajové podmínky	R	CC
U1		0
U2	0	0
U3		0
UR1	0	0
UR2		
UR3		

Na Obr. 55 je znázorněn výsledek rozložení napětí po výpočtu. Dlaha se maličko prohnila, ale v opačném směru, než v předchozím případě. Tedy síla od Achillovy šlachy má vliv na výsledné rozložení napětí. Ve vazbě *tie* hlavy fixačního šroubu jsme přidali toleranci na pozici. V místě díry na dlaze již nepozorujeme maximum napětí. To se přesunulo na okraj hrany díry zamykacího šroubu, který se nachází úplně vlevo nahoře při bočním pohledu. Vysvětlení, proč je největší napětí právě tam, je, že zadní fragment se při zatěžování otáčí kolem osy **z**. V této oblasti dochází k největším posuvům.



Obr. 55 – Napětí při zatížení ve stoje se silou v Achillově šlaše

Zadní fragment se opřel o střední část kosti. Toto opření zvyšuje stabilitu celkové zlomeniny a je tedy žádoucí. Střední část dlahy dosahuje napětí 690MPa a opět se blížíme k trvalé plastické deformaci. V tento moment je nutné připomenout, že pacientovi se nedoporučuje se postavit na nohy několik dnů po operaci. Většinou to ani nelze z důvodu bolesti a vytvořeného hematomu. K mobilizaci pacienta se přistupuje nejdříve po čtyřech týdnech, a to vždy v ortéze určené pro doléčení zlomeniny patní kosti. Touto simulací se snažíme demonstrovat, jak se chová patní zlomenina fixovaná dlahou při okamžitém došlapu.



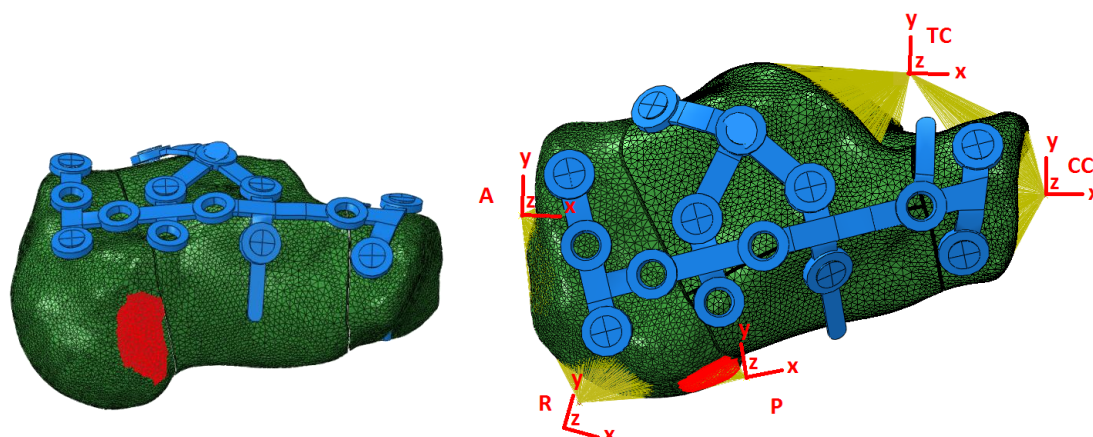
Obr. 56 – Vlevo je posunutí dlahy po zatížení, vpravo je zobrazeno místo kontaktu dvou fragmentů patní kosti.

Pokud má síla od Achillovy šlachy vliv na rozložení napětí v dlaze, v dalším modelování přidáme i silové účinky svalů planty. Tak bychom mohli dostat komplexní přehled nad rozložením napětí.

10.3. Zatížení ve stoje s vlivem Achillovy šlachy a plantárních svalů

Jak už víme, v těle jsou svaly předepruty a záleží pouze na poloze dolní končetiny, kdy jsou svaly relaxovány a kdy jsou v maximální možné kontrakci. Do našeho modelu přidáme plochu pro úpon flexorů nohy. Z výsledků práce [8], která se zabývá zatížením patní kosti během chůze a běhu, odhadneme sílu plantárních svalů pro stoj. Zmíněná práce nám dává alespoň představu, jaké silové účinky působí na patu v porovnání se silami od Achillovy šlachy, TC kloubu, CC kloubu a silami od podložky (*Ground Reaction Force*). Do bodu P přidáme hodnotu 125N ve směru osy **x**, která představuje aktivované plantární flexory nohy ve stoje. Jako u Achillovy šlachy jsme použili kinematickou vazbu *coupling* do referenčního bodu s vlastním souřadnicovým systémem. Ten ve směru osy **x**, antero-posterior, směřuje pod úhlem podélné klenby chodidla. Opět uvažujeme pouze tah od svalů

a rotace v tomto místě neuvažujeme. Na Obr. 57 je pohled zespodu na plochu, kde se upínají svaly planty.

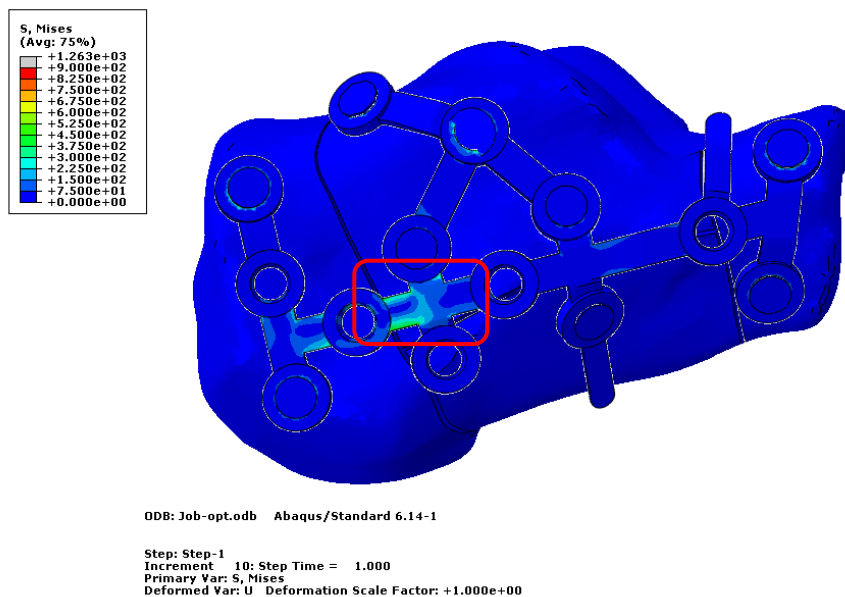


Obr. 57 – Oblast upnutí flexorů nohy se schématem aktuálních vazeb

Zatížení (N)	TC	A	P
Osa x	0	0	125
Osa y	-350	225	0
Osa z	0	0	0

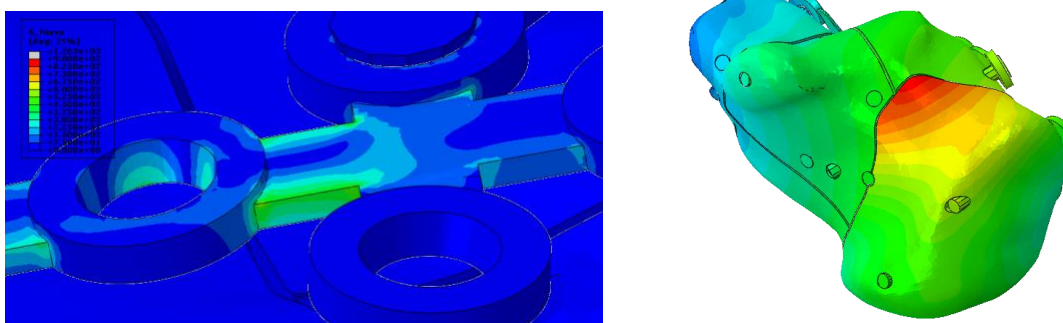
Okrajové podmínky	R	CC
U1		0
U2	0	0
U3		0
UR1		0
UR2		
UR3		

Při použití svalů planty jsme docíli další přídavné stability. V bodě R už nemusíme zavádět okrajovou podmínku na zákaz rotace kolem osy **y**. V předchozím modelu to bylo nutné, neboť bez použití této podmínky výpočet nikdy nedoběhl. Zadní fragment měl během výpočtu tendenci se kolem této osy otáčet. Tím pádem se zadní část dlahy začala kroutit a došlo k výrazné dislokaci zadního úlomku od zbytku paty. Přidáním vazby se silovým účinkem, jako mají flexory nohy, je zadní část tažena hned ve dvou směrech ke zbytku patní kosti. Po spuštění výpočtu dostáváme následující výsledek napětí na Obr. 58.



Obr. 58 – Zatížení ve stoje s vlivem Achillovy šlachy a plantárních svalů

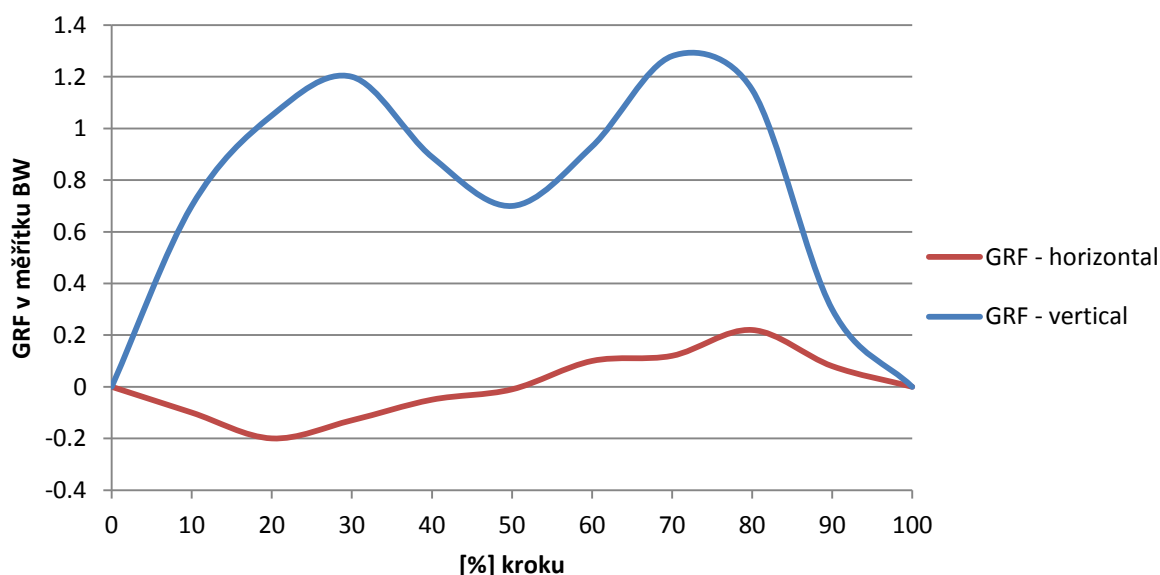
Viditelné napětí při zadní části dosahuje hodnot 400MPa. Toto napětí je při hranách dlahy a vjejich ostrých rozích. Ty se tak stávají koncentrátoři napětí. V reálném případě jsou při výrobě hrany a ostré kouty vždy trochu zaobleny. Při takto nastavených podmínkách je patrné, že ohyb dlahy se pohybuje v oblasti elastické deformace. Kontaktní místo zadních ploch je zobrazeno na Obr. 59 a je na vnitřním okraji zadního fragmentu paty označeného červenou barvou.



Obr. 59 – Detail střední části dlahy při pohledu nahoru a vpravo je zobrazeno posunutí, červeně je označeno posunutí posterior fragmentu o 0,5mm.

10.4. Zatížení v průběhu kroku

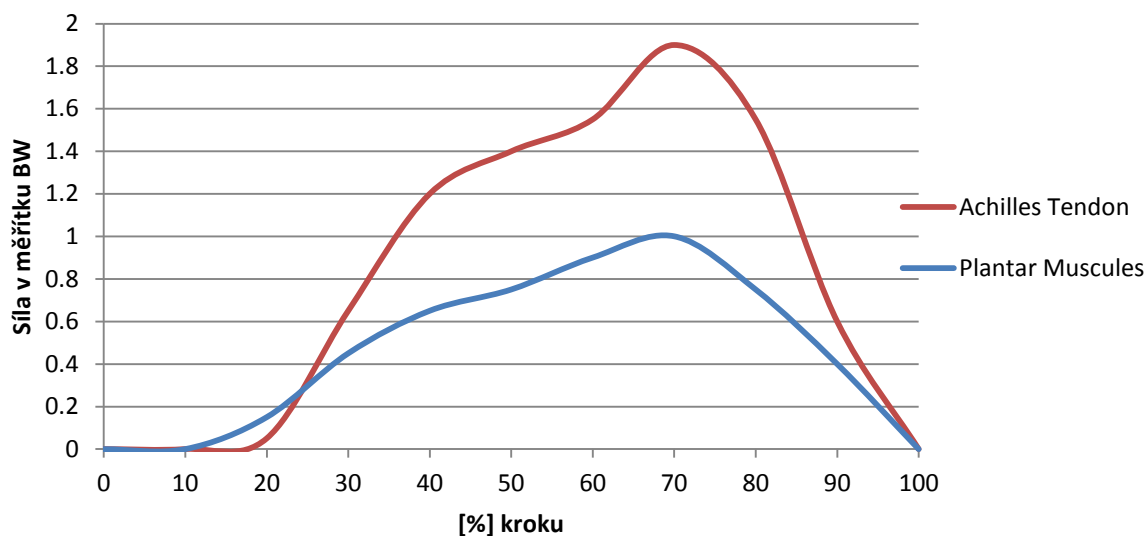
V této podkapitole se zaměříme na silové účinky na patní kost během chůze. Ze studie [34] vyplývá, že hlavní roli při určování sil působících na patu hraje rychlost chůze. Pohybujeme-li se vycházkovým tempem, silové účinky jsou mnohonásobně menší než při běhu. Když hovoříme o silových účincích, myslíme především reakci od země (*Ground Reaction Force*), sílu v Achillovce a síly ve svalch planty. Bylo zjištěno, že vyvinutá síla ve svalu souvisí se svalovou aktivitou. Pomocí EMG (elektromyografie) řešitelé ve své studii [8] dokázali určit korelaci mezi získanými EMG daty a svalovou silou. Snímání reakce od země (*GRF*) se provádělo tlakovou podložkou. Rychlost chůze testované osoby byla přibližně 1ms^{-1} a testování se zúčastnilo 20 mužů. Výsledky *GRF* jsou normalizovány na hmotnost člověka (*Body Weight*). Na následujícím grafu je zobrazen průběh horizontální i vertikální složky reakce od země v rámci jednoho kroku.



Obr. 60 – Průměrné hodnoty *Ground Reaction Force* v rámci jednoho kroku

Při kontaktu paty s podložkou dochází k nárůstu reakce, která se snižuje, a při odražení nohy od země dosahuje reakce svého maxima. Toto maximum nastává přibližně při 70% kroku. V tomto momentu se snažíme nohou odrazit od země. Průběh síly ve svalch planty spolu se silou v Achillově šlaše je zobrazen na Obr. 61. Při došlapu je chodidlo v plantární flexi a Achillova šlacha je relaxovaná. Jak se přenáší váha ze zadní části chodidla na přední, Achillova šlacha se pomalu aktivuje. Při odrazu odpovídá silový

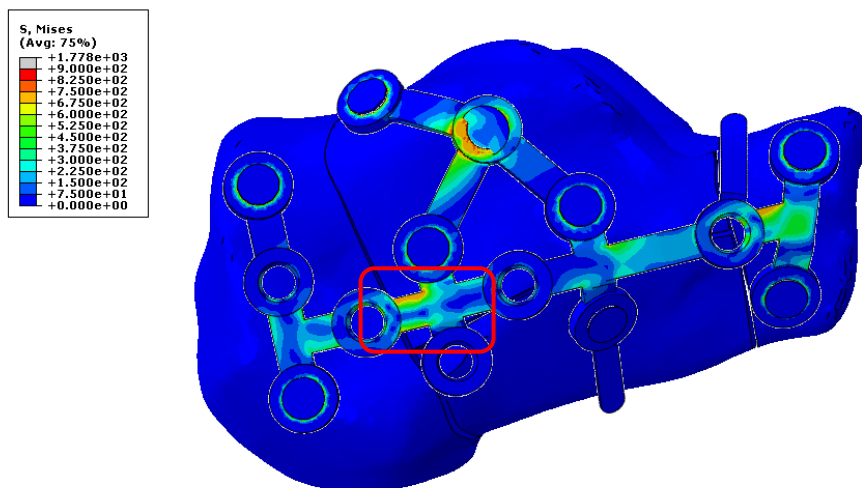
účinek skoro dvojnásobku hmotnosti člověka. Ten nastává přibližně v 70% kroku, tedy těsně před odrazem.



Obr. 61 – Průměrné hodnoty svalových sil převedené na váhu člověka (body weight) při kroku

Průběhy těchto sil přenásobíme hmotností člověka. V našem případě jsme zvolili hmotnost 70kg. Okrajové podmínky necháme stejné jako v předchozí podkapitole. Složky sil z tabulky přiřadíme obdobně. Hodnoty GRF jsme přenásobili -1, čímž dosáhneme, že silová reakce se stane silovým zatížením. V bodě talocalcaneálního kloubu budeme mít dvě složky a to ve směru osy x a y . Na Obr. 62 je znázorněn stav při maximálním zatížení paty.

[%] kroku	Achilles Force [N]	Plantar Force [N]	Vertical GRF [N]	Horitontal GRF [N]
0	0	0	0	0
10	0	0	-490	70
20	35	105	-735	140
30	455	280	-840	91
40	840	350	-623	35
50	980	385	-490	7
60	1085	420	-651	-70
70	1330	665	-896	-84
80	1085	595	-805	-154
90	420	315	-210	-56
100	0	0	0	0

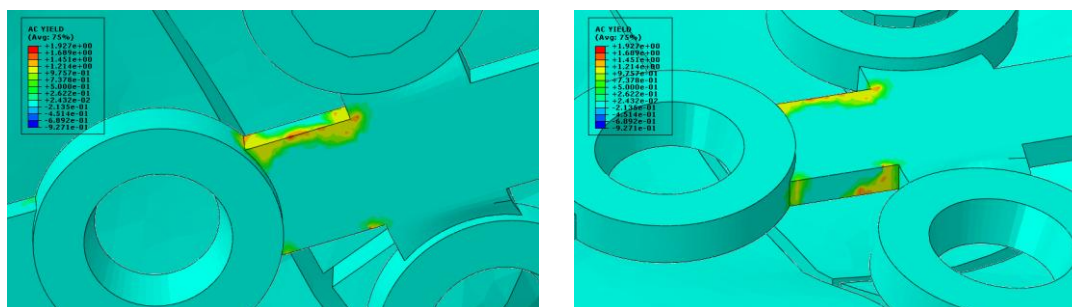


ODB: Job-opt.odb Abaqus/Standard 6.14-1

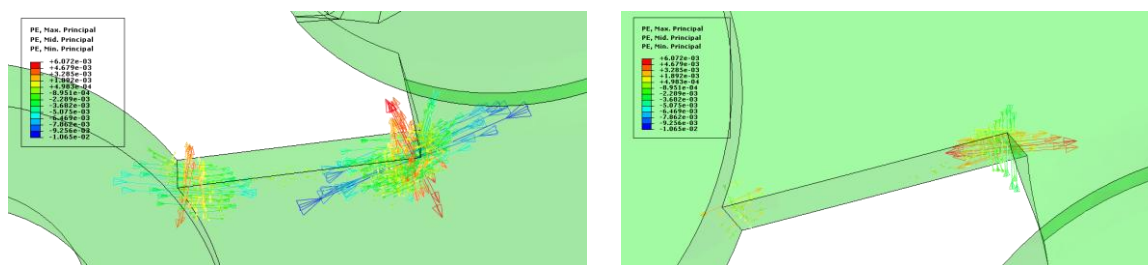
Step: Step-1
 Increment 13: Step Time = 1.000
 Primary Var: S, Mises
 Deformed Var: U Deformation Scale Factor: +1.000e+00

Obr. 62 – Maximální zatížení v rámci kroku

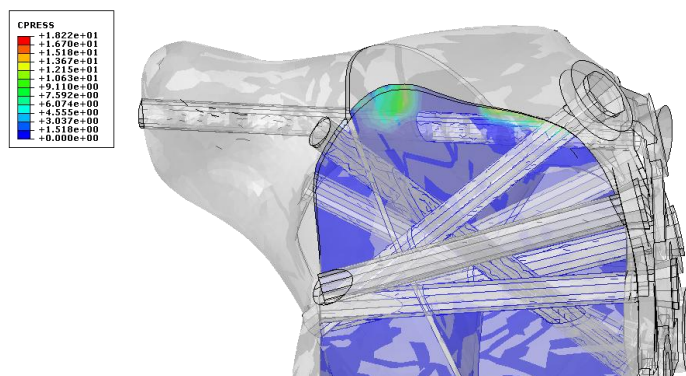
Zadní ale i přední část dlahy vykazuje známky plastické deformace. Na Obr. 63 je detail (označen z předchozího obrázku červeně) při pohledu ze shora i ze zdola při aktivní plasticitě, hodnota větší než 1 (žluté až červené pole). Ve spodní části dochází k tahu, v horní pak k tlaku. Současně se objevilo větší napětí kolem fixačního šroubu. Kontaktní tlak je zobrazen na Obr. 65 v zadní části paty na dvou místech.



Obr. 63 – Plastická deformace kolem střední části dlahy při pohledu shora a sdola

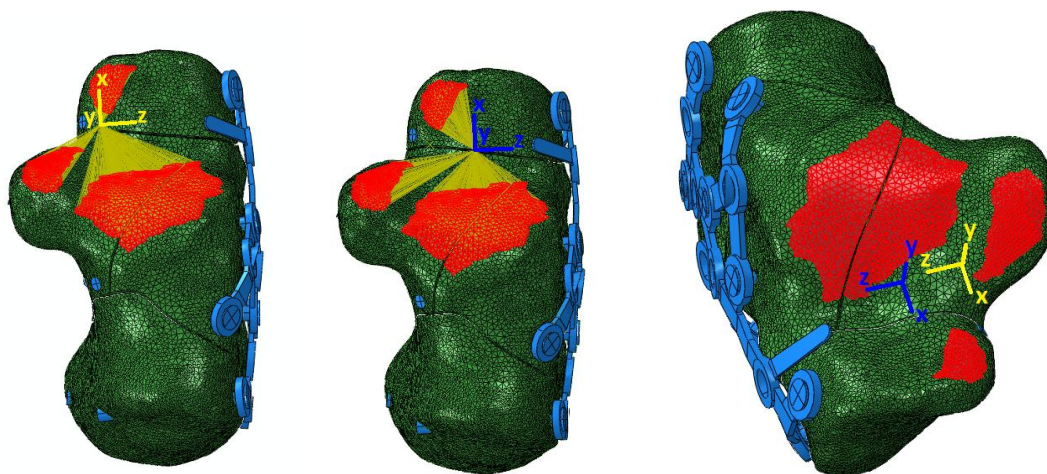


Obr. 64 – Směry hlavních deformací horní části velvo, vpravo dolní části

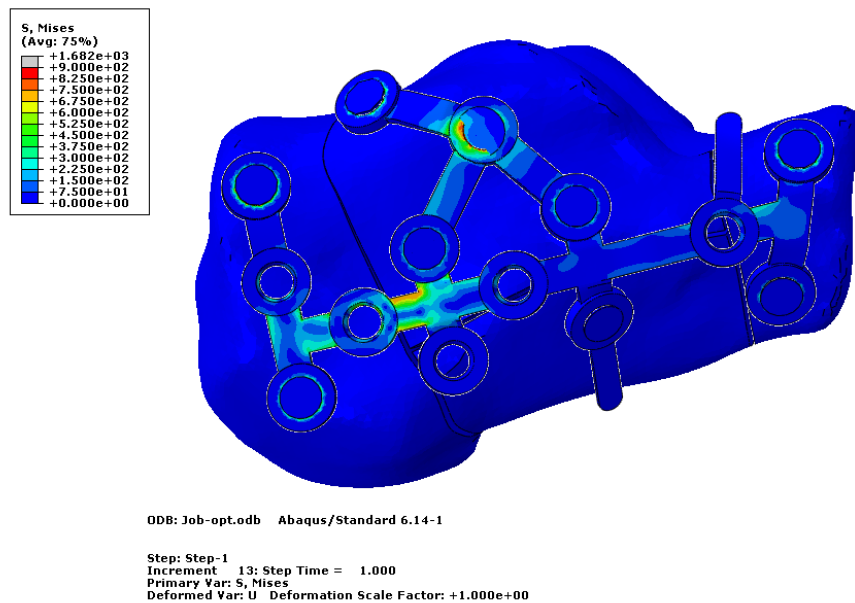


Obr. 65 – Pohled zezadu na kontaktní tlak mezi fragmenty

K tomuto způsobu zatížení, které odpovídá rychlé chůzi přibližně $3,6\text{kmh}^{-1}$, nedojde okamžitě po operaci. Kdyby však došlo, první známky nevratné deformace můžeme očekávat v rozích ve střední části dlahy. To by mohlo způsobit nežádoucí změnu pozice kostních fragmentů a nevhodnou výslednou repozicí zlomeniny patní kosti s klinickými důsledky. Možné řešení na snížení napětí v daném místě je odstranění koncentrátoru napětí. Stačí vytvořit zaoblení v daném místě a napětí se sníží. To bychom museli provést i v přední části, kde je opět ostrý roh. Další variantou je změnit polohu a směr zatížení. To se v krátkosti pokusíme demonstrovat na posledním z modelů. Hlavní bod TC kloubu posuneme více do středu patní kosti. Poloha nového místa *coupling* vazby je umístěna oproti původnímu referenčnímu bodu více vepředu, malý posun ve směru osy **x**, ale zároveň je i níže nad artikulujícími plochami, drobný posun ve směru osy **y**. Na Obr. 66 je zobrazen původní souřadnicový systém žlutě a nový modře, který je centrovanější vůči patní kosti. Zajímá nás, jak se změní výsledné napětí v rámci kroku se zavedenými silami a při totožných okrajových podmínkách.



Obr. 66 – Model s původním a novým zatížením v TC kloubu



Obr. 67 – Maximální zatížení nové polohy TC kloubu v rámci kroku

Napětí v podélné ose dlahy se zredukovalo pouze v zadní části a v přední je aktuálně minimální bez plastické deformace. Napětí kolem fixačního šroubu má také menší vliv na deformaci patní dlahy. Z tohoto výsledku můžeme usoudit, že je velice obtížné správně definovat anatomické plochy pro skloubení či úpony šlach. Stačí drobná změna konfigurace okrajových podmínek či zatížení a dojde k relokaci maxima zatížení na jiný segment dlahy. Nejnižší možné napětí bylo u postavení polohy těla ve stoje. Obě nohy jsou zatěžovány polovinou váhy člověka. Při chůzi je hodnota axiální síly přibližně 1,3 násobek váhy člověka. Při rychlém běhu nebo skocích se hodnoty působících sil násobí i několikrát. Naším cílem však bylo simulovat a fixovat patní kosti spolu se stanovením vhodného způsobu zatížení. Provedli jsme několik analýz metodou konečných prvků, které jsme mezi sebou porovnali. Máme představu o citlivosti modelu na změnu konfigurace zatížení a funkci dlahy po fixaci patní zlomeniny.

11. Topologická optimalizace dlahy

V této kapitole se budeme zabývat topologickou optimalizací dlahy. Naším cílem je optimalizovat dlahu tak, aby svým tvarem co nejvíce vyhovovala aplikovanému zatížení. K výpočtu použijeme optimalizační modul Tosca, který je rozšířením již známého prostředí Abaqus. Jedná se o modul využívající metody konečných prvků a optimalizačních kritérií, se kterými se podrobněji seznámíme.

Celkem provedeme tři různé topologické optimalizace, které se budou lišit minimálně v optimalizačních kritériích, ale zásadně svým výsledkem. Pro lepší orientaci v textu to budou tyto konfigurace:

1. – Optimalizace dlahy předepsaným polem posunutí
2. – Optimalizace desky předepsaným polem posunutí
3. – Optimalizace desky při zatížení patní kosti v rámci kroku

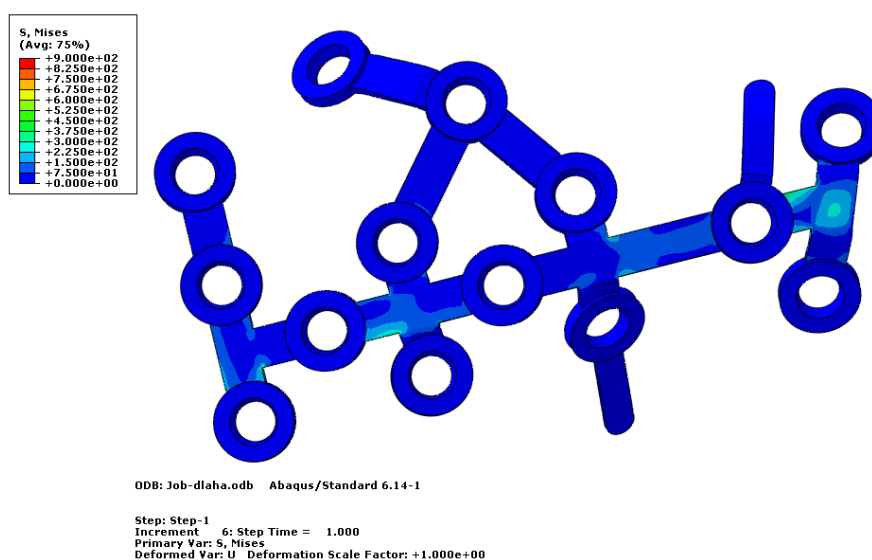
11.1. Optimalizace dlahy předepsaným polem posunutí

Topologická optimalizace je matematická metoda, která optimalizuje rozložení materiálu v předem definovaném prostoru při zadaných silových a kinematických okrajových podmínkách. Postup optimalizačního procesu začíná přípravou modelu. Použijeme stávající model patní kosti s dlahou, který je detailně popsán v předchozích kapitolách. Vytvoříme optimalizační úkol, který se skládá z definování cílové funkce a okrajových podmínek. Algoritmus optimalizace pracuje tak, že hledá extrém cílové funkce s ohledem na podmínky. Tedy cílem topologické optimalizace je minimalizovat, nebo maximalizovat hodnotu cílové funkce. Optimalizačním parametrem analýzy je materiálová funkce, resp. rozložení materiálu v prostoru.

Motivem k optimalizaci stávající dlahy byl stav napjatosti vyšetřovaný z předchozí kapitoly 10.4. Řada míst dlahy byla minimálně zatížena a je zde tudíž prostor pro optimalizaci designu z hlediska tuhosti a distribuce materiálu dlahy. Optimalizovaný model, v našem případě patní dlahu, si připravíme následujícím způsobem. Z důvodu velkého množství elementu na patní kosti budeme dlahu zatěžovat samostatně. Použijeme k tomu výsledků z kapitoly 10.4 – modelu patní kosti při simulovaném kroku s novou polohou zatížení v TC kloubu. Na dlaze si vytvoříme set bodů v každé z děr, kde se nachází šroub. Jednotlivé body se vždy nacházejí na vnitřní kuželové ploše. Necháme si generovat hodnoty posunutí těchto setů v průběhu zatěžování, resp. simulace kroku.

Zajímá nás, jak moc a jakým směrem se dlahy budou deformovat při generovaném zatížení. Protože v každé z děr máme 8 bodů, tyto hodnoty zprůměrujeme mezi sebou vždy pro daný směr U1, U2 a U3. Výsledné hodnoty posunutí můžeme přibližně považovat za hodnoty posunutí středu děr. Tento způsob byl použit proto, že ve středu díry dlahy není žádný materiálový bod. Z toho důvodu jsme zjišťovali, jak se posunou materiálové elementy při vnitřním okraji díry a z nich odhadneme i posunutí samotného středu. Pro náš případ je tento postup dostačující.

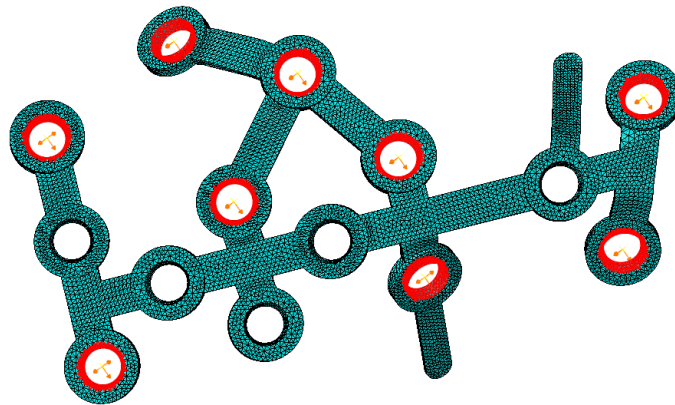
Nyní vezmeme pouze dlahu, do které přidáme referenční body vždy do středu děr po šroubech. Vytvoříme vazbu *coupling* mezi referenčním bodem ve středu díry a kuželovou plochou té samé díry. Takto svázaným středům s dlahou stačí definovat okrajové podmínky. Hodnoty posunutí středů aplikujeme v okrajových podmínkách a získáváme deformaci dlahy při předepsaných posuvech.



Obr. 68 – Rozložení napětí při předepsaném posuvu

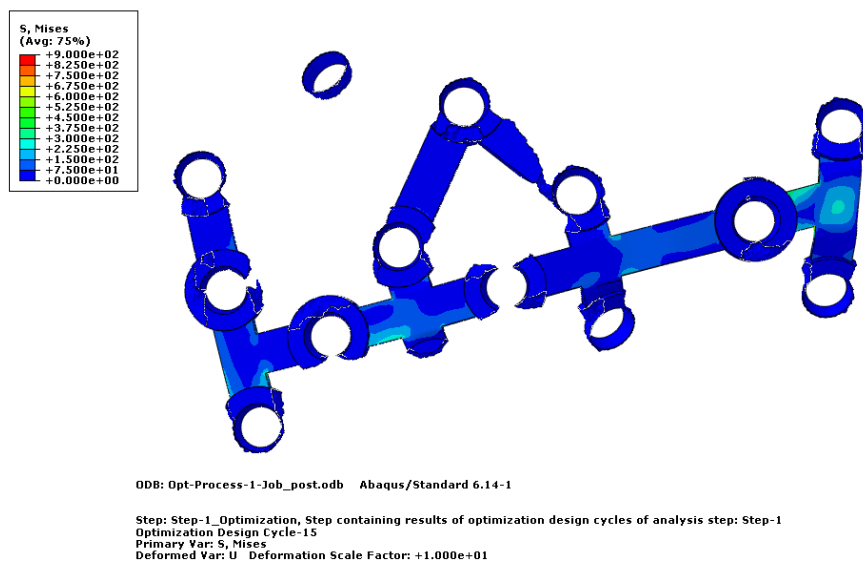
Výsledné rozložení napětí při zavedených okrajových podmínkách je obdobné jako u modelu z kapitoly 10.4. To je i potvrzení, že pro toto první přiblížení byl postup získání okrajových podmínek z globálního modelu (celé fixované patní zlomeniny) dostatečný. Hodnota napětí na vnitřních kuželových plochách je nulová, z důvodu zvolené a zavedené vazby. V tomto místě se nevyskytují žádné koncentrace od šroubů. Na takto připravený model dlahy aplikujeme optimalizační kritéria.

Optimalizačními parametry jsou deformační energie a objem tělesa. Objektivní cílovou funkcí je hodnota deformační energie. Optimalizačním parametrem je pak objem, respektive objemová změna. V topologické optimalizaci minimalizujeme hodnotu cílové funkce, tedy hodnotu deformační energie při zvoleném parametru objemové změny. Ta je stanovena na hodnotu 0,5, tedy na 50% původního objemu. Dalším parametrem optimalizace je tzv. geometrické omezení. Tímto omezením můžeme vybrat ty elementy, které jsou na optimalizaci nezávislé. Označují se jako *frozen area* a v našem případě jsou to právě kruhové otvory pro šrouby. Touto geometrickou podmínkou docílíme toho, že kruhové plochy během optimalizace nebudou jakkoliv redukovány a bude se optimalizovat pouze okolní objem dlahy. Máme tak zajištěny díry pro šrouby v původní geometrii a ptáme se, jak se změní struktura dlahy. Bylo zvoleno 15 optimalizačních cyklů.



Obr. 69 – Dlahy před optimalizací s červeně označenými *frozen area*

Na Obr. 69 je zobrazena dlahy před topologickou optimalizací s červeně vyznačenou oblastí *frozen area*. Ze středu děr jsou vidět směry předepsaných posuvů U1, U2 a U3 v globálním souřadnicovém systému.

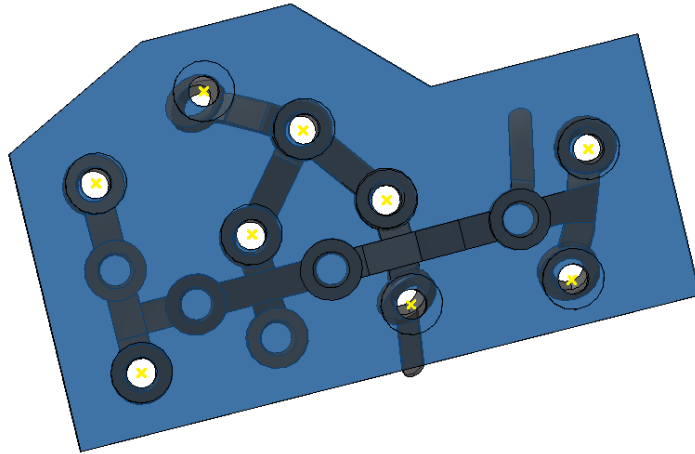


Obr. 70 – Dlahy po optimalizaci s předepsaným polem posunutí

Topologická optimalizace při své analýze ubírá materiálové elementy z tělesa tak, aby při minimálním množství materiálu byla zachována maximální tuhost. Jak je vidět na Obr. 70, nedošlo k výrazné změně tvaru dlahy, pouze k úbytku materiálu podle parametru na polovinu. Optimalizace nové body nepřidává, proto vytvoříme desku, kterou podrobíme stejné analýze a budeme sledovat, jak se změní výsledný, resp. optimální tvar v dané konfiguraci zatížení.

11.2. Optimalizace desky předepsaným polem posunutí

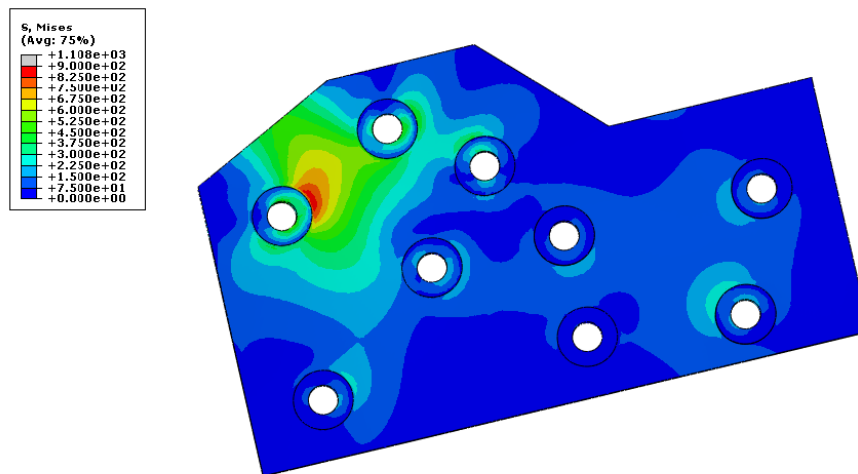
Na desce vytvoříme otvory ve stejném geometrickém postavení jako má originální dlahy. Tloušťka desky je 1 mm a kolem děr je stanovena na hodnotu 1,5 mm. Na Obr. 71 je vidět původní geometrie dlahy spolu s novou konfigurací. Žlutě označené středy děr jsou svázány vazbou *coupling* na vnitřní plochy týchž děr.



Obr. 71 – Deska s originálním tvarem dlahy

Desku síťujeme elementem typu C3D10I, což je kvadratický typ elementu s 10 uzlovými body, který má integrační body v uzlech. Výsledky založené na integračních bodech, jako je napětí a deformace, nejsou zatíženy extrapolační chybou. Z tohoto důvodu se říká, že tento typ elementu, označený písmenem I, nese vlastnost “improved surface stress visualization”.

Zatížení desky realizujeme stejným způsobem jako předešlou dlahu z podkapitoly 11.1. Do středu děr definujeme předeepsané pole posunutí, které jsme získali z modelu patní kosti s novou polohou zatížení v TC kloubu při simulovaném kroku. Hodnoty napětí po provedení výpočtu jsou zobrazeny na Obr. 72.

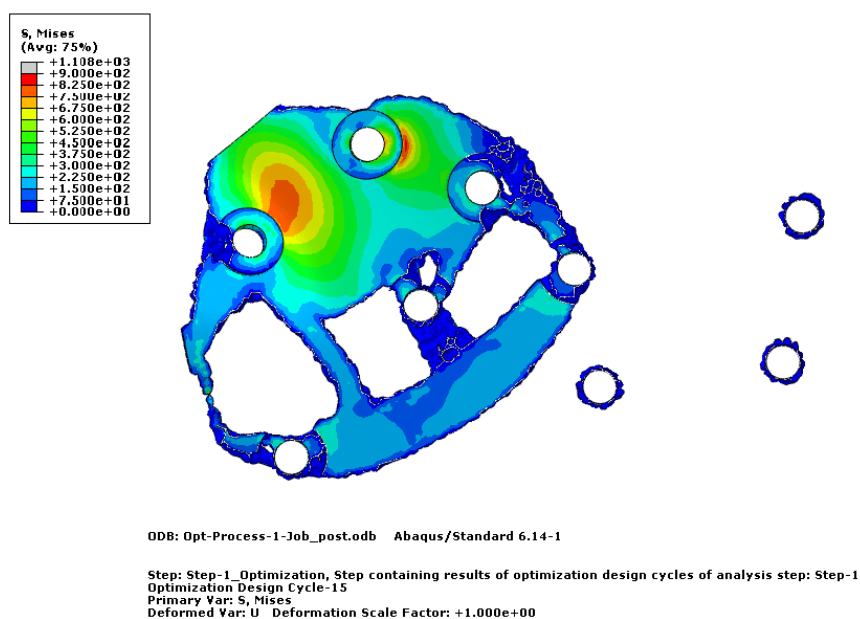


ODB: Deska.odb Abaqus/Standard 6.14-1

Step: Step-1
 Increment 6: Step Time = 1.000
 Primary Var: S, Mises
 Deformed Var: U Deformation Scale Factor: +1.000e+00

Obr. 72 – Rozložení napětí při předeepsaném poli posunutí

Kritéria parametrů optimalizace jsou minimalizovat hodnotu cílové funkce reprezentující deformační energii. Optimalizační parametr objemové změny volíme na hodnotu 0,3, protože při porovnání objemu nové desky vůči původní dlahy, zaujímá dlahu přibližně 30% materiálového objemu desky. Cílem této optimalizace je odebrání materiálu a dosažení objemu srovnatelného s patní dlahou. Geometrické omezení *frozen area* necháváme opět na vnitřním průměru všech děr. Volíme 15 výpočetních cyklů, abychom se co nejvíce přiblížili požadované hodnotě třetiny objemu.



Obr. 73 – Deska po optimalizaci s předepsaným polem posunutí

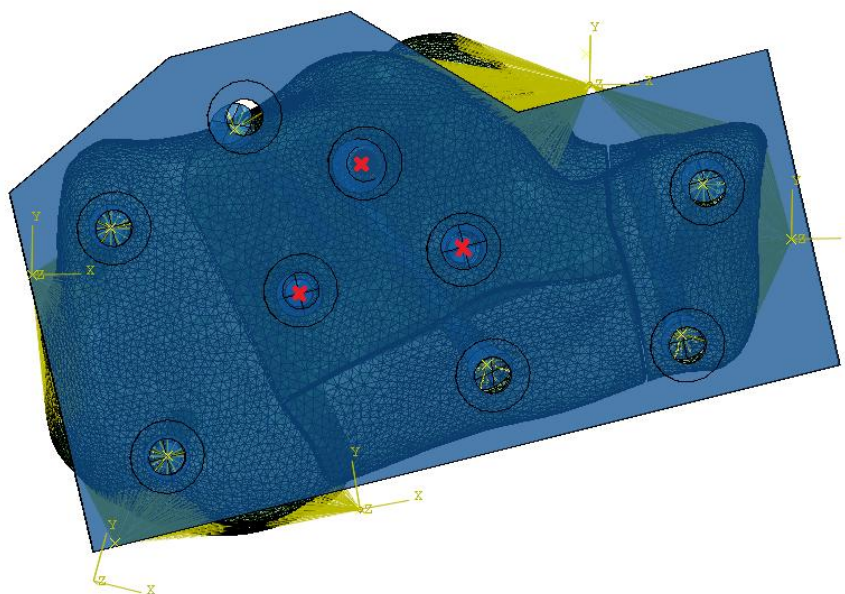
Generované výsledky z topologické optimalizace, zobrazené na Obr. 73, nám relativně pěkně demonstrují, kde se nacházejí místa největší koncentrace napětí. Děje se tomu opět v zadní části desky, je-li naše představa orientace paty, patní dlahy nebo desky v laterálním pohledu na pravou nohu. V přední části se nacházejí tři samostatné válcové plochy, které byly součástí geometrické podmínky *frozen area*. Důvodem je zavedení kinematické vazby coupling mezi referenčním bodem ve středu díry a kruhovou plochou. V této vazbě není definovaný žádný kontakt jen předepsaná hodnota posunutí referenčního bodu. Výsledný tvar odpovídá chování přední části fragmentu modelu patní kosti z kapitoly 10.4. V přední části se opírá patní kost o kost kuboidní. Kostní fragmenty v přední části jsou dostatečně fixovány samostatnými šrouby a dlahy je zde fakticky redundantní strukturou. I přes iniciované zatížení v TC kloubu je celý zadní fragment tažen

v anterior směru od svalů planty a proximálním směrem od Achillovy šlachy. To se projevuje dobrou stabilitou nejpřednějšího fragmentu zlomeniny paty a hodnoty posuvů přední části jsou zanedbatelné. Fixace patní zlomeniny je třeba jen v zadní části. Tuto domněnku nám potvrdí či vyvrátí poslední optimalizační model.

11.3. Optimalizace desky při zatížení patní kosti v rámci kroku

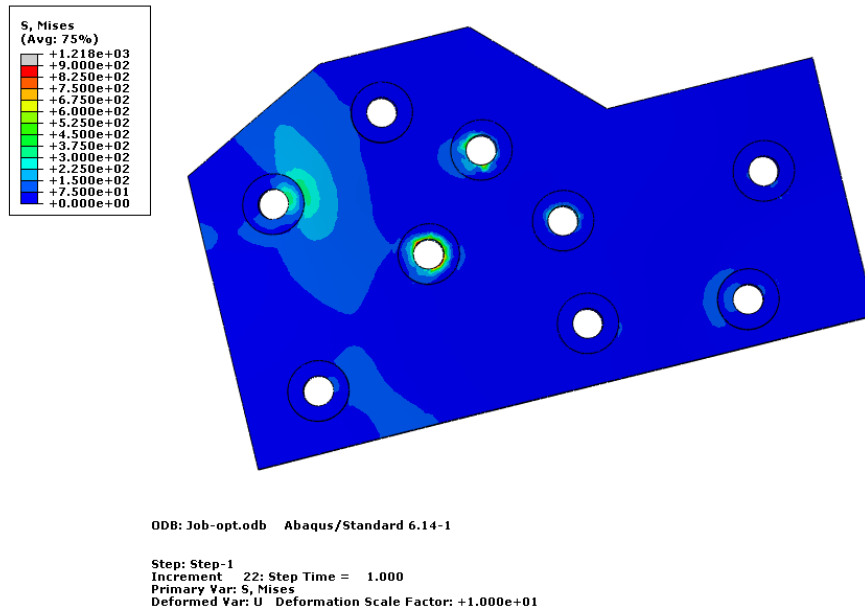
V této části provedeme optimalizaci desky na kompletním modelu zlomeniny patní kosti zafixované pomocí šroubů a provedeme zatížení při maximální hodnotě v průběhu kroku, při 70% kroku. Síly i okrajové podmínky necháváme beze změny. Pro připomenutí je velikost působící síly v Achillově šlaše 1330N, ve svalech planty 665N a v talokalkaneárním kloubu ve vertikálním směru 896N a v horizontálním 64N. Pod patním hrbolem je umožněno posunutí v rovině $x - z$ včetně všech rotací, jen ve směru osy y je posunutí nulové. V přední části při skloubení s kuboideou je jakýkoliv posuv nulový a je dovolena pouze plantární/dorsální flexe a abdukce a addukce.

Deska je kinematicky spojena se šrouby vazbou *coupling*. Referenčním bodem je střed hlavy šroubu a vázanou plochou vnitřní otvory pro šrouby. V případě střední části, kde šrouby relativně odpovídají správné poloze na desce, je realizována vazba *tie* s dostatečně velkou tolerancí. Celá sestava je názorně zobrazena na Obr. 74 s červeně označenými šrouby křížkem, kde je pevná *tie* vazba mezi deskou a šrouby.



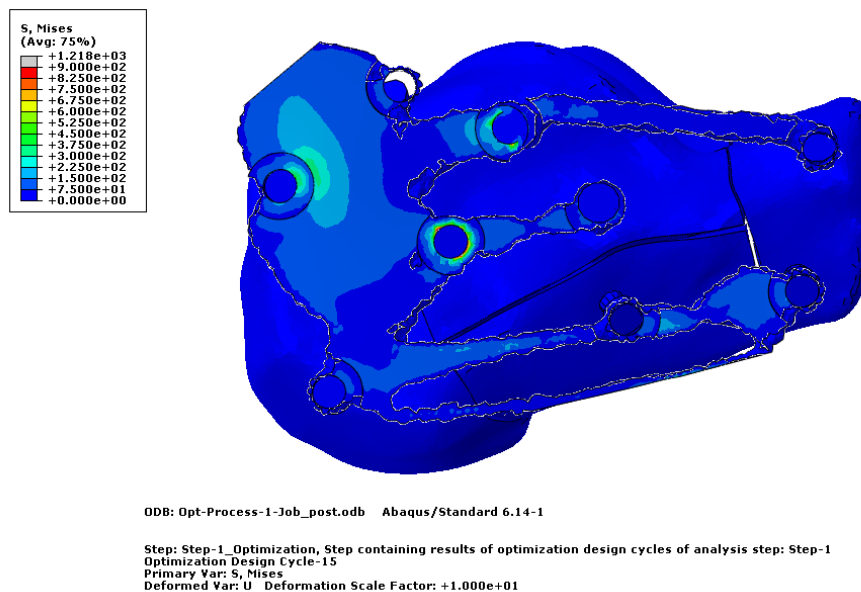
Obr. 74 – Model patní kosti kinematicky svázán s deskou

Materiálové hodnoty kosti zůstávají stejné, ale z důvodu velké náročnosti na výpočet, modelujeme desku pouze elastickým materiálem. Všechny ostatní parametry zůstávají nezměněny. Pata, deska i šrouby jsou již vysíťované a stačí spustit výpočet. Maximální zatížení paty v rámci kroku s fixací pomocí desky je zobrazeno na Obr. 75.



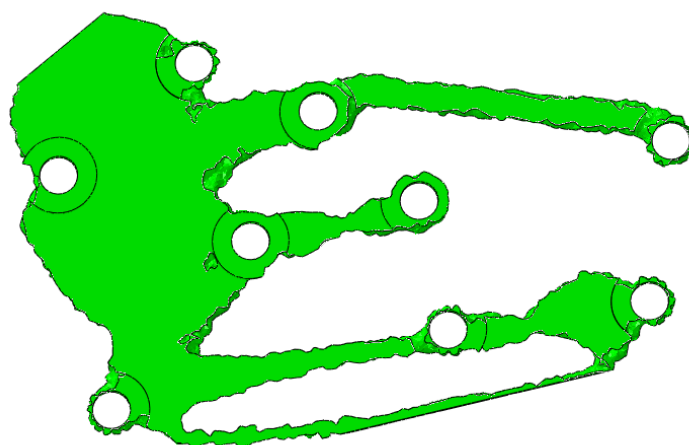
Obr. 75 – Napětí na desce při maximálním zatížení v rámci kroku

Optimalizační kritéria jsou minimalizace deformační energie s poměrem objemové změny 0,3 vůči referenčnímu objemu. *Frozen area* definujeme na vnitřních průměrech všech děr a volíme 15 cyklů. Rozložení výsledného napětí po topologické optimalizaci je zobrazeno na Obr. 76 a samostatný tvar optimalizované desky je na Obr. 77.



Obr. 76 – Napětí na optimalizované desce při maximálním zatížení v rámci kroku

Z výsledků topologické optimalizace vyplývá, že tento způsob modelace a optimalizace desky, respektive nové patní dlahy, nejlépe vystihuje řešení zadané problematiky. Získaný výsledek dobře demonstruje první návrh nového tvaru patní dlahy při definovaných silových a okrajových podmínkách. Je zřejmé, že další zpracování tvaru do finální podoby je nezbytné, ale to je nad rámec této práce.



Obr. 77 – Výsledný tvar desky po topologické optimalizaci

12. Závěr

Hlavním cílem této práce bylo vytvořit vhodný model zlomeniny patní kosti a analyzovat chování dlahy, která je fixována kostními šrouby. V průběhu této práce jsme vytvořili simulovanou zlomeninu patní kosti. Frakturu jsme fixovali interní dlahou Synthes se zamykatelnými šrouby. Stanovili jsme si čtyři různé způsoby zatížení. Definovali jsme silové působení včetně zavedených okrajových podmínek. Použili jsme tyto modely pro analýzu stavů napjatosti:

1. – Statické zatížení ve stroji
2. – Zatížení ve stoje s vlivem Achillovy šlachy
3. – Zatížení ve stoje s vlivem Achillovy šlachy a plantárních svalů
4. – Zatížení v průběhu kroku

V prvním modelu jsme formulovali statické zatížení pouze axiální silou. Výsledná deformace soustavy se projevila výrazným posunutím zadního fragmentu. Přidáním silového působení při zadním tuberu paty jsme docílili toho, že takto definovaný model fyziologicky odpovídá zatěžování s vlivem Achillovy šlachy. Přidáme-li ještě silové působení na zadním fragmentu směřujícím dopředu, docílíme komplexního zatížení ve stoje s vlivem Achillovy šlachy a plantárních svalů. Z průběhů zatěžujících sil v čase jsme schopni nejlépe modelovat zatížení v průběhu kroku. Maximální hodnoty zatížení jsou při 70% kroku. Tento poslední model nejlépe popisuje stav napjatosti dlahy a chování jednotlivých fragmentů patní kosti.

Takto definovaný model se nejvíce blíží reálnému případu zatížení. K získání takových výsledků byl zvolen postupný a systematický přístup. Od zatížení osamělou silou jsme se dostali ke komplexnímu stavu napjatosti celého modelu. Postupným vývojem jsme se dostali k stabilnímu chování modelu, který se stal základem v topologické optimalizaci. V optimalizaci patní dlahy jsme postupně definovali tyto konfigurace:

1. – Optimalizace dlahy předepsaným polem posunutí
2. – Optimalizace desky předepsaným polem posunutí
3. – Optimalizace desky při zatížení patní kosti v rámci kroku

V prvních dvou případech optimalizace jsme zvolili efektivní přístup. Model dlahy resp. desky jsme zatěžovali pouze předepsanými posuvy. Složitost výpočtu bez modelu

patní kosti se výrazně snížila. Výsledný tvar po optimalizaci byl touto skutečností ovlivněn a musíme konstatovat, že velmi rychlý čas výpočtů byl na úkor výsledků.

Nezbytnou podmínkou pro kvalitní optimalizaci tvaru dlahy byl rozbor biomechaniky patní kosti a vlivu přilehlých kloubů. To se nám podařilo realizovat v modelu zatíženého v rámci kroku. V tomto kompletním modelu jsme zaměnili dlahu za obecný tvar desky. Výsledný tvar desky získaný z topologické optimalizované nám ukázal, že je správné optimalizovat na kompletním modelu zlomeniny včetně kontaktů.

Z vygenerovaných výsledků můžeme konstatovat náchylnost na okrajové podmínky. Proto jsme také získali tři naprosto různé výsledné tvary. Tento přístup generuje optimalizovaný tvar dlahy pro danou zlomeninu při způsobu fixace šrouby. S rozvojem technologie 3D tisku lze tímto postupem optimalizovat tvar dlahy na konkrétní zlomeninu. Při zachování současného operačního postupu i techniky lze pacientovi implementovat individuální fixační dlahu, která bude svým tvarem nejlépe fixovat fragmenty komplikovaných zlomenin patní kosti a zajistit jejich stabilitu během procesu hojení. Tato práce je obecným návodem jak řešit a vyhodnocovat fixace zlomenin.

13. Literatura

- [1] M. J. ALJABRAN, D. PIOVESAN and R. BORTOLETTO, 2015. Calcaneus stress fractures: A finite element analysis. In: *2015 41st Annual Northeast Biomedical Engineering Conference (NEBEC)*. 17 April 2015. p. 1–2. ISBN 2160-6986.
- [2] BOUXSEIN, M. L. and RADLOFF, S. E., 1997. Quantitative Ultrasound of the Calcaneus Reflects the Mechanical Properties of Calcaneal Trabecular Bone. *Journal of Bone and Mineral Research*. 1997. Vol. 12, no. 5, p. 839–846.
- [3] CHEUNG, Jason Tak-Man, ZHANG, Ming and AN, Kai-Nan, 2006. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot. *Clinical Biomechanics*. 1 February 2006. Vol. 21, no. 2, p. 194–203.
- [4] COWIN, Stephen C., 2001. *Bone mechanics handbook*. CRC press. ISBN 0-8493-9117-2.
- [5] ČIHÁK, Radomír, 2001. Anatomie 1. Druhé, upravené a doplněné vydání. *Praha, Grada*. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
- [6] FARRELL, Brian M., LIN, Carol A. and MOON, Charles N., 2015. Temporising external fixation of calcaneus fractures prior to definitive plate fixation: a case series. *Fundamentals and Advancements in External Fixation*. 1 September 2015. Vol. 46, p. S19–S22.
- [7] FINNI, T., KOMI, P. V. and LUKKARINIEMI, J., 1998. Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1 February 1998. Vol. 77, no. 3, p. 289–291.
- [8] GIDDINGS, Virginia L, BEAUPRE, Gary S, WHALEN, Robert T and CARTER, Dennis R, 2000. Calcaneal loading during walking and running. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000. Vol. 32, no. 3, p. 627–634.
- [9] GONZALEZ, Tyler A. and KWON, John Y., 2015. Sinus Tarsi Approach for Calcaneus Fractures. *Trauma*. 1 December 2015. Vol. 25, no. 4, p. 235–241.
- [10] GU, Y. D., LI, J. S., LAKE, M. J., REN, X. J. and ZENG, Y. J., 2008. The mechanical response of Achilles tendon during different kinds of sports. *Communications in Numerical Methods in Engineering*. 2008. Vol. 24, no. 12, p. 2077–2085.
- [11] I. STEFAN, H. F. JELINEK, R. BADEA and A. PRIE, 2007. Investigation of Postmenopausal Alteration of Trabecular Structure on Calcaneus Radiographs Using Various Fractal Analysis Methods. In: *2007 International Symposium on Signals, Circuits and Systems*. 13 July 2007. p. 1–4.

- [12] KACHLIK, David, BACA, Vaclav, CEPELIK, Martin, HAJEK, Premysl, MANDYS, Vaclav and MUSIL, Vladimír, 2008. Clinical anatomy of the calcaneal tuberosity. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*. 11 June 2008. Vol. 190, no. 3, p. 284–291.
- [13] KOČIŠ, J, STOKLAS, J, KALANDRA, S, ČIŽMÁŘ, I and PILNÝ, J, 2006. Nitrokloubní zlomeniny patní kosti. *Acta Chir. orthop. Traum. čech*. 2006. Vol. 73, p. 164–168.
- [14] KUMAR, Venkatesan Sampath, MARIMUTHU, Kanniraj, SUBRAMANI, Suresh, SHARMA, Vijay, BERA, John and KOTWAL, Prakash, 2014. Prospective randomized trial comparing open reduction and internal fixation with minimally invasive reduction and percutaneous fixation in managing displaced intra-articular calcaneal fractures. *International orthopaedics*. 2014. Vol. 38, no. 12, p. 2505–2512.
- [15] LI, Ying, BAO, Rong-Hua, JIANG, Zhi-Qiang and WU, Huo-Yan, 2016. Complications in operative fixation of calcaneal fractures. *Pakistan Journal of Medical Sciences*. 2016. Vol. 32, no. 4, p. 857–862.
- [16] MCGARVEY, William C., BURRIS, Michael W., CLANTON, Thomas O. and
- [17] MELISSINOS, Emmanuel G., 2006. Calcaneal Fractures: Indirect Reduction and External Fixation. *Foot & Ankle International*. 1 July 2006. Vol. 27, no. 7, p. 494–499.
- [18] MEDIN,a.s., 2012. *Operační postup: C-nail*. Nové Město na Moravě, p. 1-14.
- [19] MEDIN,a.s., 2013. *Catalog of Traumatology: Plates*. Nové Město na Moravě, p. 1-18.
- [20] MITTRA, Erik, RUBIN, Clinton, GRUBER, Barry and QIN, Yi-Xian, 2008. Evaluation of trabecular mechanical and microstructural properties in human calcaneal bone of advanced age using mechanical testing, μ CT, and DXA. *Journal of Biomechanics*. 1 January 2008. Vol. 41, no. 2, p. 368–375.
- [21] P. M. MEANEY, D. GOODWIN, A. H. GOLNABI, T. ZHOU, M. PALLONE, S. D. GEIMER, G. BURKE and K. D. PAULSEN, 2012. Clinical Microwave Tomographic Imaging of the Calcaneus: A First-in-Human Case Study of Two Subjects. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. December 2012. Vol. 59, no. 12, p. 3304–3313.
- [22] PRANG, Thomas C., 2015. Calcaneal robusticity in Plio-Pleistocene hominins: Implications for locomotor diversity and phylogeny. *Journal of Human Evolution*. 1 March 2015. Vol. 80, p. 135–146.
- [23] RAK, V. (2007). *Operační léčba nitrokloubních zlomenin patní kosti* (Doctoral dissertation, Masarykova univerzita, Lékařská fakulta).

- [24] RAMMELT, S and ZWIPP, H, 2013. Fractures of the calcaneus: current treatment strategies. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*. 2013. Vol. 81, no. 3, p. 177–196.
- [25] R STRELITZKI AND P H F NICHOLSON AND J A EVANS, 1997. Low-frequency ultrasonic velocity measurements in human calcaneal trabecular bone. *Physiological Measurement*. 1997. Vol. 18, no. 2, p. 119.
- [26] RHO, J.Y., HOBATHO, M.C. and ASHMAN, R.B., 1995. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics*. 1 July 1995. Vol. 17, no. 5, p. 347–355. DOI 10.1016/1350-4533(95)97314-F.
- [27] RICHTER, M., DROSTE, P., GOESLING, T., ZECH, S. and KRETTEK, C., 2006. Polyaxially-locked plate screws increase stability of fracture fixation in an experimental model of calcaneal fracture. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*. 30 August 2006. Vol. 88–B, no. 9, p. 1257.
- [28] SU, S.C., SKEDROS, J.G., BACHUS, K.N. and BLOEBAUM, R.D., 1999. Loading conditions and cortical bone construction of an artiodactyl calcaneus. *Journal of Experimental Biology*. 15 November 1999. Vol. 202, no. 22, p. 3239.
- [29] SYNTHES, Inc., 2001. *Technique Guide: The Locking Calcaneal Plate Instrument and Implant Sets: Part of the Synthes small fragment Locking Compression Plate (LCP) system*. West Chester (USA), p. 1-22.
- [30] SYNTHES, GmbH, 2015. *Surgical Technique: The Locking Calcaneal Plate: Part of the Synthes small fragment Locking Compression Plate (LCP) system*. Oberdorf (Switzerland), p. 1-20.
- [31] TÜRKMEN, Faik, HAKKÄ±KORUCU, Ismail, SEVER, Cem, GÖNCÜ, Gani, KAÇÄ±RA, Burcak K and TOKER, Serdar, 2014. Calcaneal Fractures, Treatments and Problems. *Clinical Research on Foot & Ankle*. 2014. P. 1–6.
- [32] WORSHAM, Jacob R., ELLIOTT, Mark R. and HARRIS, Anthony M., 2016. Open Calcaneus Fractures and Associated Injuries. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. January 2016. Vol. 55, no. 1, p. 68–71.
- [33] WULF, M., WEARING, S. C., HOOPER, S. L., SMEATHERS, J. E., HORSTMANN, T. and BRAUNER, T., 2015. Achilles tendon loading patterns during barefoot walking and slow running on a treadmill: An ultrasonic propagation study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2015. Vol. 25, no. 6, p. 868–875.
- [34] ZECH, Stefan, GOESLING, Thomas, HANKEMEIER, Stefan, KNOBLOCH, Karsten, GEERLING, Jens, SCHULTZ-BRUNN, Kristof, KRETTEK, Christian and RICHTER, Martinus, 2006. Differences in the Mechanical Properties of Calcaneal Artificial Specimens, Fresh Frozen Specimens, and Embalmed Specimens in Experimental Testing. *Foot & Ankle International*. 1 December 2006. Vol. 27, no. 12, p. 1126–1136.

- [35] ZEMAN, J, MATĚJKA, J, MATĚJKA, T, SALÁŠEK, M, ZEMAN, P and NEPRAŠ, P, 2012. Open reduction and plate fixation (ORIF LCP) for treatment of bilateral calcaneal fractures. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*. 2012. Vol. 80, no. 2, p. 142–147.
- [36] ZEMAN, J and MATĚJKA, J, 2014. [Surgical treatment of intra-articular calcaneal fractures in children]. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*. 2014. Vol. 81, no. 6, p. 407–411.
- [37] ZEMAN, Jaroslav, 2014. *Nitrokloubní zlomeniny patní kosti – osteosyntéza úhlově stabilní dlahou, příspěvek k výplni defektu v těle patní kosti*. Diss. Univerzita Karlova v Plzni, Lékařská fakulta, 2014.

14. Přílohy

Materiálové vlastnosti

MAT1	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT8	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		756	0.3				2112	0.3		
	Plastic	Yield Stress	Plastic Strain			Plastic	Yield Stress	Plastic Strain		
		1.8	0				58.5	0		
		1.8	0.11				58.5	0.22		
MAT2	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT9	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		897	0.3					2544	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			3.5			0			64.9	0
			3.5			0.12			64.9	0.24
MAT3	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT10	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		1047	0.3					3033	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			6.7			0			71.6	0
			6.7			0.14			71.6	0.25
MAT4	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT11	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		1206	0.3					3581	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			6.7			0			78.6	0
			6.7			0.14			78.6	0.27
MAT5	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT12	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		1374	0.3					4192	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			20.2			0			85.8	0
			20.2			0.17			85.8	0.28
MAT6	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT13	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		1550	0.3					4871	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			33			0			93.4	0
			33			0.19			93.4	0.3
MAT7	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT14	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		1735	0.3					5620	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			52.3			0			101.2	0
			52.3			0.2			101.2	0.32
MAT8	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT9	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		2112	0.3					2544	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			58.5			0			64.9	0
			58.5			0.22			64.9	0.24
MAT9	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT10	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		2544	0.3					3033	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			64.9			0			71.6	0
			64.9			0.24			71.6	0.25
MAT10	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT11	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		3033	0.3					3581	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			71.6			0			78.6	0
			71.6			0.25			78.6	0.27
MAT11	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT12	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		3581	0.3					4192	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			78.6			0			85.8	0
			78.6			0.27			85.8	0.28
MAT12	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT13	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		4192	0.3					4871	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			85.8			0			93.4	0
			85.8			0.28			93.4	0.3
MAT13	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT14	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		4871	0.3					5620	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			93.4			0			101.2	0
			93.4			0.3			101.2	0.32
MAT14	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT15	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		5620	0.3					6496	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			101.2			0			126.5	0
			101.2			0.32			126.5	0.36
MAT15	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT16	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		6496	0.3					7372	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			126.5			0			158.0	0
			126.5			0.36			158.0	0.4
MAT16	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT17	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		7372	0.3					8248	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			158.0			0			196.0	0
			158.0			0.4			196.0	0.44
MAT17	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT18	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		8248	0.3					9124	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			196.0			0			232.0	0
			196.0			0.44			232.0	0.48
MAT18	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT19	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		9124	0.3					10000	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			232.0			0			280.0	0
			232.0			0.48			280.0	0.52
MAT19	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT20	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		10000	0.3					10876	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			280.0			0			336.0	0
			280.0			0.52			336.0	0.56
MAT20	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT21	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		10876	0.3					11752	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			336.0			0			392.0	0
			336.0			0.56			392.0	0.6
MAT21	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT22	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		11752	0.3					12628	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			392.0			0			448.0	0
			392.0			0.6			448.0	0.64
MAT22	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT23	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		12628	0.3					13504	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			448.0			0			504.0	0
			448.0			0.64			504.0	0.68
MAT23	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT24	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		13504	0.3					14380	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			504.0			0			560.0	0
			504.0			0.68			560.0	0.72
MAT24	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT25	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		14380	0.3					15256	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			560.0			0			616.0	0
			560.0			0.72			616.0	0.76
MAT25	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT26	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		15256	0.3					16132	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			616.0			0			672.0	0
			616.0			0.76			672.0	0.8
MAT26	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT27	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		16132	0.3					17008	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			672.0			0			728.0	0
			672.0			0.8			728.0	0.84
MAT27	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT28	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		17008	0.3					17884	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			728.0			0			784.0	0
			728.0			0.84			784.0	0.88
MAT28	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT29	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		17884	0.3					18760	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			784.0			0			840.0	0
			784.0			0.88			840.0	0.92
MAT29	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT30	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		18760	0.3					19636	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			840.0			0			896.0	0
			840.0			0.92			896.0	0.96
MAT30	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT31	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration			
		19636	0.3					20512	0.3	
		Plastic	Yield Stress			Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain
			896.0			0			952.0	0
			896.0			0.96			952.0	1.0

Materiálové vlastnosti

MAT15	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT22	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration																																																				
		6443	0.3				14596	0.3																																																			
	Plastic	Yield Stress	Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain																																																				
		109.2	0			172.6	0																																																				
		109.2	0.33			172.6	0.45																																																				
33		0.47	87.3	0.53																																																							
	33	0.9		87.3	0.9																																																						
MAT16	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT23	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration																																																				
		7344	0.3				16146	0.3																																																			
	Plastic	Yield Stress	Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain																																																				
		117.5	0			182.6	0																																																				
		117.5	0.35			182.6	0.46																																																				
38.5		0.48	98.4	0.54																																																							
	38.5	0.9		98.4	0.9																																																						
MAT17	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT24	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration																																																				
		8327	0.3				17805	0.3																																																			
	Plastic	Yield Stress	Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain																																																				
		126.1	0			192.9	0																																																				
		126.1	0.37			192.9	0.48																																																				
44.7		0.49	110.6	0.55																																																							
	44.7	0.9		110.6	0.9																																																						
MAT18	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	MAT25	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration																																																				
		9395	0.3				19575	0.3																																																			
	Plastic	Yield Stress	Plastic Strain		Plastic	Yield Stress	Plastic Strain																																																				
		134.9	0			203.4	0																																																				
		134.9	0.38			203.4	0.49																																																				
51.6		0.5	123.8	0.56																																																							
	51.6	0.9		123.8	0.9																																																						
MAT19	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Materials</th> <th>Color</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>MAT1</td><td></td></tr> <tr><td>MAT2</td><td></td></tr> <tr><td>MAT3</td><td></td></tr> <tr><td>MAT4</td><td></td></tr> <tr><td>MAT5</td><td></td></tr> <tr><td>MAT6</td><td></td></tr> <tr><td>MAT7</td><td></td></tr> <tr><td>MAT8</td><td></td></tr> <tr><td>MAT9</td><td></td></tr> <tr><td>MAT10</td><td></td></tr> <tr><td>MAT11</td><td></td></tr> <tr><td>MAT12</td><td></td></tr> <tr><td>MAT13</td><td></td></tr> <tr><td>MAT14</td><td></td></tr> <tr><td>MAT15</td><td></td></tr> <tr><td>MAT16</td><td></td></tr> <tr><td>MAT17</td><td></td></tr> <tr><td>MAT18</td><td></td></tr> <tr><td>MAT19</td><td></td></tr> <tr><td>MAT20</td><td></td></tr> <tr><td>MAT21</td><td></td></tr> <tr><td>MAT22</td><td></td></tr> <tr><td>MAT23</td><td></td></tr> <tr><td>MAT24</td><td></td></tr> <tr><td>MAT25</td><td></td></tr> </tbody> </table>				Materials	Color	MAT1		MAT2		MAT3		MAT4		MAT5		MAT6		MAT7		MAT8		MAT9		MAT10		MAT11		MAT12		MAT13		MAT14		MAT15		MAT16		MAT17		MAT18		MAT19		MAT20		MAT21		MAT22		MAT23		MAT24		MAT25	
	Materials	Color																																																									
	MAT1																																																										
	MAT2																																																										
	MAT3																																																										
MAT4																																																											
MAT5																																																											
MAT6																																																											
MAT7																																																											
MAT8																																																											
MAT9																																																											
MAT10																																																											
MAT11																																																											
MAT12																																																											
MAT13																																																											
MAT14																																																											
MAT15																																																											
MAT16																																																											
MAT17																																																											
MAT18																																																											
MAT19																																																											
MAT20																																																											
MAT21																																																											
MAT22																																																											
MAT23																																																											
MAT24																																																											
MAT25																																																											
	10552	0.3																																																									
Plastic	Yield Stress	Plastic Strain																																																									
	143.9	0																																																									
	143.9	0.4																																																									
	59.3	0.51																																																									
	59.3	0.9																																																									
MAT20	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration																																																								
		11803	0.3																																																								
	Plastic	Yield Stress	Plastic Strain																																																								
		153.3	0																																																								
		153.3	0.41																																																								
67.8		0.51																																																									
	67.8	0.9																																																									
MAT21	Elastic	Young Modulus	Poissons Ration																																																								
		13149	0.3																																																								
	Plastic	Yield Stress	Plastic Strain																																																								
		162.8	0																																																								
		162.8	0.43																																																								
77.1		0.52																																																									
	77.1	0.9																																																									