



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS IR DIZAINO FAKULTETAS

Paulius Lukševičius

**ŠLAUNIKAULIŲ LŪŽIŲ GYDYMO PLOKŠTELĖS STIPRUMO
TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

Prof. dr. Vytautas Grigas

KAUNAS, 2017

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS IR DIZAINO FAKULTETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

TVIRTINU
Katedros vedėjas
Prof. dr. Vytautas Grigas

**ŠLAUNIKAULIŲ LŪŽIŲ GYDYMO PLOKŠTELĖS STIPRUMO
TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas
Mechanikos inžinerija (kodas 621H30001)

Vadovas
Prof. dr. Vytautas Grigas

Recenzentas
Dr. Mantas Venslauskas

Projektą atliko
Paulius Lukševičius

KAUNAS, 2017



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS IR DIZAINO

(Fakultetas)

Paulius Lukševičius

(Studento vardas, pavardė)

Mechanikos inžinerija (kodas 621H30001)

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Šlaunikaulių lūžių gydymo plokštelės stiprumo tyrimo“

AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

20 ____ m. _____ d.

Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Pauliaus Lukševičiaus** baigiamasis projektas tema „Šlaunikaulių lūžių gydymo plokštelės stiprumo tyrimas“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

Aš suprantu, kad išaiškėjus nesažiningumo faktui, man bus taikomos nuobaudos, remiantis Kauno technologijos universitete galiojančia tvarka.

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS INŽINERIJOS IR DIZAINO FAKULTETAS**

Tvirtinu:

Mechanikos inžinerijos katedros vedėjas
Vytautas Grigas

(Parašas, data)

Mechanikos inžinerijos krypties studijų
programų vadovas Kęstutis Pilkauskas

(Parašas, data)

MAGISTRANTŪROS UNIVERSITETINIŲ STUDIJŲ BAIGIAMOJO DARBO UŽDUOTIS

Studijų programa: MECHANIKOS INŽINERIJA - 621H30001

Patvirtinta 2017 m. balandžio mėn. 21 d. dekanų įsakymu Nr. V 25-11-8

Išduota MDM 5/5 gr. studentui *Pauliui Lukševičiui*

1. Darbo tema: Šlaunikaulių lūžių gydymo plokštelės stiprumo tyrimas/ Strength analysis of femur osteosynthesis plate

2. Darbo tikslas: Nustatyti šlaunikaulių lūžių gydymo plokštelės formos įtaką, plokštele sujungto lūžusio kaulo sistemos stiprumui

3. Darbo uždaviniai

- išanalizuoti šlaunikaulio anatomines ir biomechanines savybes, šlaunikaulio lūžius, lūžių gydymui naudojamų plokštelių konstrukcijas ir pagrindines jų savybes;
- sudaryti erdvinis geometrinis ir skaičiuojamuosius plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio modelius, tinkamus sistemos įtempimų-deformacijų būvio skaitinei analizei baigtinių elementų metodu;
- ištirti šlaunikaulio plokštelės sulenkimo kampo įtaką, plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio sistemos stiprumui, kai kaulo fragmentai sujungti skirtingo sulenkimo kampo plokštelėmis, jų įtempimų-deformacijų būvio, apskaičiuoto baigtinių elementų metodu, pagrindu;
- ištirti šlaunikaulio plokštelės pritvirtinimo prie kaulo būdų įtaką sistemos stiprumui, atliekant plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio sistemos įtempimų-deformacijų būvio skaičiavimus baigtinių elementų metodu, kurių metu būtų modeliuojami trys skirtingi plokštelės tvirtinimo prie kaulo būdai.

4. Specialūs reikalavimai ir sąlygos

Skaitinė analizė turi būti atlikta su baigtinių elementų programine įranga ANSYS.

Turi būti atlikta ne mažiau kaip 6-ių skirtingų plokštelės sulenkimo kampų įtaka plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio sistemos stiprumo skaitinės analizės.

5. Ši užduotis yra neatskiriama baigiamojo darbo dalis

6. Darbo pateikimo (gynimui) terminas

2017 m. gegužės 19 d.

(data)

Užduotį gavau:

(studento vardas, pavardė, parašas)

2017 m. vasario 14 d.

(data)

Vadovas:

(pareigos, vardas, pavardė, parašas)

2017 m. vasario 14 d.

(data)

Lukševičius, P. Šlaunikaulių lūžių gydymo plokštelės stiprumo tyrimas. Magistro baigiamasis projektas / vadovas prof. dr. Vytautas Grigas; Kauno technologijos universitetas, Mechanikos inžinerijos ir dizaino fakultetas, Mechanikos inžinerijos katedra.

Kaunas, 2017. 55 psl.

SANTRAUKA

Baigiamajame darbe apžvelgtos šlaunikaulio anatomicinės bei biomechaninės savybės, šio kaulo lūžių tipai ir jų gydymo metodai. Detaliau išanalizuotas lūžių fiksavimo metodas metaline plokštele – apžvelgtos medžiagos, iš kurių jos yra gaminamos, plokštelių tvirtinimo būdai prie kaulo, pagrindinės plokštelių savybės (forma, matmenys), išskirtos komplikacijos, atsirandančios gydant šlaunikaulių lūžius metalinėmis plokštelėmis.

Šlaunikaulių lūžių gydymo plokštelės stiprumo tyrimui atlikti sudaryta metodika plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio erdvinių geometrinių ir skaičiuojamųjų modelių parengimui radiologinių vaizdų pagrindu, sudaryti keli skaičiuojamieji modeliai (su skirtingos formos plokštele ir skirtingais plokštelės tvirtinimo prie kaulo būdais) ir atlikta jų įtempių-deformacijų būvio analizė baigtinių elementų metodu, ANSYS programine įranga. Jos metu pirmiausia ištirta plokštelės sulenkimo (ruošiantis operacijai pritaikant prie kaulo formos) kampo įtaka šlaunikaulio-plokštelės sistemos stiprumui – vienodomis analizės sąlygomis buvo atlikta šlaunikaulio, su šešių skirtingų sulenkimo kampų plokštelėmis, skaičiuojamosios analizės tyrimai. Antrame tyrimų etape išanalizuota plokštelės pritvirtinimo prie kaulo būdo įtaka šlaunikaulio-plokštelės sistemos stiprumui – skaičiavimai atlikti plokštelės pritvirtinimą prie kaulo modeliuojant trimis skirtingais būdais.

Baigiamasis magistrinis darbas susideda iš įvado, 3 skyrių, bei išvadų – 55 puslapių, jame yra 24 nuorodų į literatūros šaltinius, 46 paveikslėliai, 5 diagramos ir 7 lentelės.

Lukševičius, P. Strength analysis of femur osteosynthesis plate. Master Final Project / Supervisor Prof. Dr. Vytautas Grigas; Kaunas University of Technology, Mechanical Engineering and Design faculty, Department of mechanical engineering.

Kaunas, 2017. 55 p.

SUMMARY

In the beginning of the work there was looked into femur anatomical and biomechanical properties, femur fracture types and treatment methods. More detailed view was made in femur treatment with metal bone plates – reviewed bone plates materials, fixing methods, main properties (shape, dimensions), excluded complication, that occurs in femur fracture treatment with metal bone plates.

For the strength analysis of the femur osteosynthesis plate was created methodic of the plate and femur models preparation from the computer tomography scan data, set up few analysis models (with the different shaped plate and different plate fixing technique to the bone) and performed stress-strain analysis with finite element method software ANSYS. First was analyzed plate bend (preshaping bone plate to the bone during operation preparation) angle influence for the femur-plate system strength – with the same analysis settings was performed six tests using bended plate with six different bend angles. In the second analysis stage, analyzed plate fixture influence for femur-plate system strength – tests performed fixed plate to the bone with three different techniques.

The 55 pages Master graduate work consists of the introduction, 3 chapters and conclusion. It also contains 24 positions references list, 46 pictures, 5 diagrams and 7 tables.

Turinys

IVADAS	7
1. ŠLAUNIKAULIŲ LŪŽIAI IR JŲ GYDYMAS	9
1.1. Anatomicinės šlaunikaulių savybės	9
1.2. Šlaunikaulį veikiančios raumenys	12
1.3. Kaulo sandara ir mechaninės savybės	13
1.4. Šlaunikaulių lūžių klasifikavimas	15
1.5. Šlaunikaulių lūžių fiksavimo metodai	18
2. ŠLAUNIKAULIŲ LŪŽIŲ GYDYMUI NAUDOJAMŲ PLOKŠTELIŲ BENDROSIOS SAVYBĖS	22
2.1. Plokštelių gamybai naudojamos medžiagos	22
2.2. Plokštelių tvirtinimas prie kaulo	23
2.3. Plokštelių geometrinės savybės	25
2.4. Išskylančios komplikacijos šlaunikaulio lūžių gydymo metu	26
3. PLOKŠTELE SUJUNGTO LŪŽUSIO ŠLAUNIKAULIO SISTEMOS STIPRUMO SKAITINĖ ANALIZĖ	29
3.1. Šlaunikaulio modelio paruošimas skaitinei analizei	30
3.1.1. Radiologinių šlaunikaulio vaizdų pavertimas paviršiniu kūnu	30
3.1.2. Paviršinio šlaunikaulio modelio pavertimas pilnaviduriu kūnu	32
3.2. Šlaunikaulių lūžių plokštelės modelio paruošimas skaitinei analizei	35
3.2.1. Radiologinių plokštelės vaizdų pavertimas paviršiniu kūnu	35
3.2.2. Plokštelės permodeliavimas pagal paviršinį modelį	35
3.3. Šlaunikaulių lūžių plokštelės skaitinės analizės kraštinės sąlygos	38
3.3.1. Medžiagų mechaninės savybės	38
3.3.2. Baigtinių elementų tinklelis	40
3.3.3. Kontaktuojančių dalių aprašymas, įtvirtinimai ir apkrovos	41
3.3.4. Plokštelės pritvirtinimo būdo įtakos skaitinė analizė	44
3.4. Plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio sistemos skaitinės analizės rezultatai	45
IŠVADOS	52
LITERATŪRA	54
PRIEDAI	56
1 Priedas. Svarbiausių (pagrindinių) šlaunikaulių geometrinių parametrų lentelė	57
2 Priedas. Artimojo šlaunikaulio galo „rakinamų“ plokštelių pavyzdžiai	58
3 Priedas. Šlaunikaulio kūno „rakinamų“ plokštelių pavyzdžiai	60
4 Priedas. Tolimojo šlaunikaulio galo „rakinamų“ plokštelių pavyzdžiai	63

ĮVADAS

Pasaulyje vien dėl osteoporozės kasmet įvyksta 2,5 mln. kaulų lūžių, iš jų net 250 000 šlaunikaulių lūžių. Kasmet Europos sąjungos šalyse 400 000 moterų dėl osteoporozės patiria šlaunikaulio lūžį. Didžiojoje Britanijoje kasmet būna 69 000 viršutinės šlaunikaulių dalies lūžių [1]. Šlaunikaulio artimojo galo lūžiai sudaro apie 72 proc. visų šlaunikaulio lūžių, tuo tarpu šlaunikaulio kūno lūžiai sudaro apie 22 proc. visų šio kaulo lūžių, o šlaunikaulio tolimojo galo lūžiai sudaro apie 6 proc. visų šio kaulo lūžių [2]. Vyrų ir moterų santykis, patyrusių artimojo galo lūžius – 1:5, šis santykis labai tampriai susijęs su pacientų amžiumi, t. y. vyresnių žmonių tarpe moterų, patyrusių šio pobūdžio traumas padidėja kelis kartus, ir priešingai jaunesnių tarpe dauguma – vyrai. Dažniausiai šias traumas patiria vyrai iki 20 metų ir moterys apie 70 metų amžiaus. Vyrai iki 50 metų amžiaus dažniausiai nukenčia autoįvykių metu, o moterys, vyresnės kaip 50 metų – joms pargriuvus.

Gydant tokio tipo kaulų lūžius paprastai neapsieinama be chirurginių priemonių ir labiausiai paplitęs metodas yra kaulo lūžusių dalių sujungimas specialiomis plokštelėmis, prisukamomis prie kaulo fragmentų specialiais sraigtais. Šlaunikaulių lūžių gydymui skirtos plokštelės dažniausiai gaminamos iš nerūdijančio plieno, titano ar kobalto chromo lydinių, kurie pasižymi ne tik biosuderinamumo savybėmis, bet ir didesniu mechaniniu stiprumu, nei standartiniai lydiniai. Kadangi po implantavimo vaikščioti pradeda antrą mėnesį ir gydymo procesas trunka apie 4 mėnesius, kol kaulas pilnai sugyja, osteosintezės plokštelė turi atlaikyti apie pusę milijono ciklų, kuri slegiama kūno svoriu ir veikiama raumenų jėgos. Atsižvelgiant į tai, svarbu užtikrinti, kad plokštelė būtų ne tik mechaniškai stipri, bet būtų atspari ir nuovargiui. Šioms savybėms didžiausios įtakos turi medžiagos savybės, iš kurios pagaminta plokštelė, ir geometrinės plokštelės charakteristikos (storis, plotis, skylių išdėstymas ir kt.). Ir nors plokštelės gamintojų pasaulinėje rinkoje yra daug, dar daugiau yra skirtingų plokštelių dizaino versijų, tai vis tiek yra standartiniai gaminiai, kurie nėra pritaikyti prie konkretaus paciento kaulo anatomijos. Beveik kiekvienu atveju plokštelė, vienaip ar kitaip, turi būti „pritaikoma“ prie šlaunikaulio anatomijos, o pagal gydytojų praktiką, tai atliekama deformuojant plokštelę taip, kad ji kiek galima tiksliau prisiglaustų prie kaulo. Toks plokštelės „pritaikymas“ atliekamas neatsižvelgiant į galimas pasekmes – plokštelės paviršiaus pažeidimai, mikroįtrūkimai, dėl kurių gali ženkliai sumažėti plokštelės mechaninis stiprumas ir ypač atsparumas nuovargiui.

Darbo tikslas – nustatyti šlaunikaulių lūžių gydymo plokštelės formos įtaką, plokštele sujungto lūžusio kaulo sistemos stiprumui.

Darbo uždaviniai:

- išanalizuoti šlaunikaulio anatomines ir biomechanines savybes, šlaunikaulio lūžius, lūžių gydymui naudojamų plokštelių konstrukcijas ir pagrindines jų savybes;

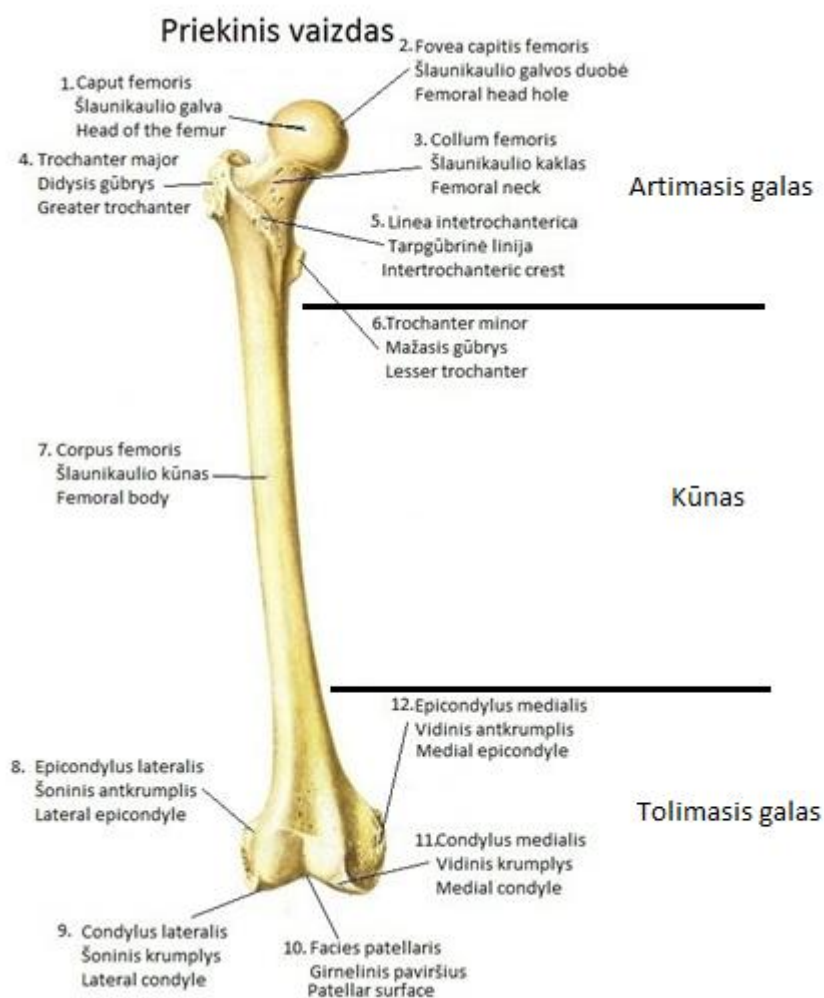
- sudaryti erdvinius geometrinius ir skaičiuojamuosius plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio modelius, tinkamus sistemos įtempių-deformacijų būvio skaitinei analizei baigtinių elementų metodu;
- ištirti šlaunikaulio plokštelės sulenkimo kampo įtaką, plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio sistemos stiprumui, kai kaulo fragmentai sujungti skirtingo sulenkimo kampo plokštelėmis, jų įtempių-deformacijų būvio, apskaičiuoto baigtinių elementų metodu, pagrindu;
- ištirti šlaunikaulio plokštelės pritvirtinimo prie kaulo būdų įtaką sistemos stiprumui, atliekant plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio sistemos įtempių-deformacijų būvio skaičiavimus baigtinių elementų metodu, kurių metu būtų modeliuojami trys skirtingi plokštelės tvirtinimo prie kaulo būdai.

1. ŠLAUNIKAULIŲ LŪŽIAI IR JŲ GYDYMAS

1.1. ANATOMINĖS ŠLAUNIKAULIŲ SAVYBĖS

Šlaunikaulis yra pats didžiausias iš ilgųjų kaulų, kuris yra vienintelis šlaunies kaulas. Kaulas skirstomas į tris dalis (1.1 pav.):

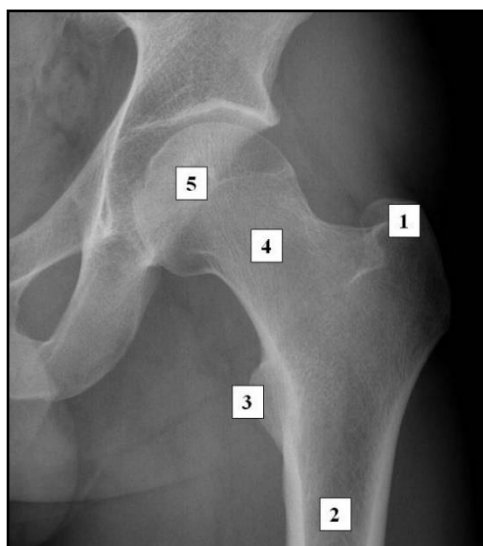
- artimajį galą;
- kūną;
- tolimajį galą.



1.1 pav. Šlaunikaulio bendras vaizdas iš priekio

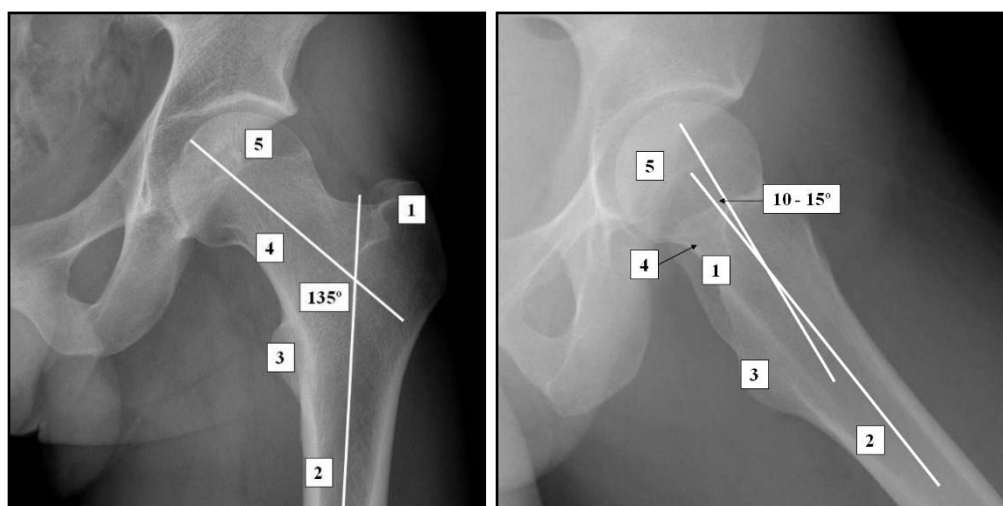
Artimasis šlaunikaulio galas

Artimajį šlaunikaulio galą sudaro šlaunikaulio galva, kuri turi glotnų sąnarinį paviršių, o laibėdama pereina į šlaunikaulio kaklą. Šlaunikaulio kaklo ir kūno susijungimo kampo išorėje iškyla didysis gūbrys, o vidinėje kampo pusėje mažasis gūbrys (1.2 pav.) [3].



1.2 pav. Šlaunikaulio artimojo galo anatinės ypatybės.(1 – didysis šlaunikaulio gūbrys, 2 – šlaunikaulio kūnas, 3 – mažasis šlaunikaulio gūbrys, 4 – šlaunikaulio kaklas, 5 – šlaunikaulio galva)

Šlaunikaulio kaklas, susijungdamas su kūnu sudaro inklinacijos ir antiversijos kampus. Kampas (inklinacijos), kurį sudaro šlaunikaulio kaklas su šio kaulo kūno ašimi priekinėje plokštumoje, svyruoja nuo 120 iki 135 laipsnių, o kampas (antiversija) skersinėje plokštumoje svyruoja nuo 10 iki 15 laipsnių (1.3 pav.) [4].

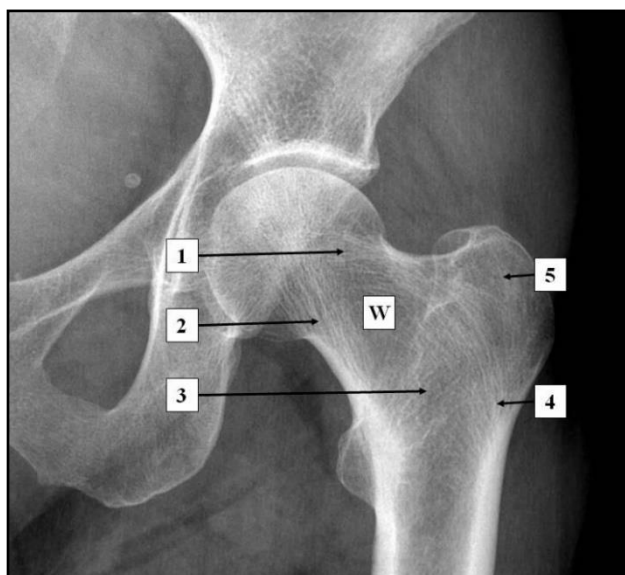


a)

b)

1.3 pav. Šlaunikaulio kaklo kampai: a) inklinacijos kampas; b) antiversijos kampas

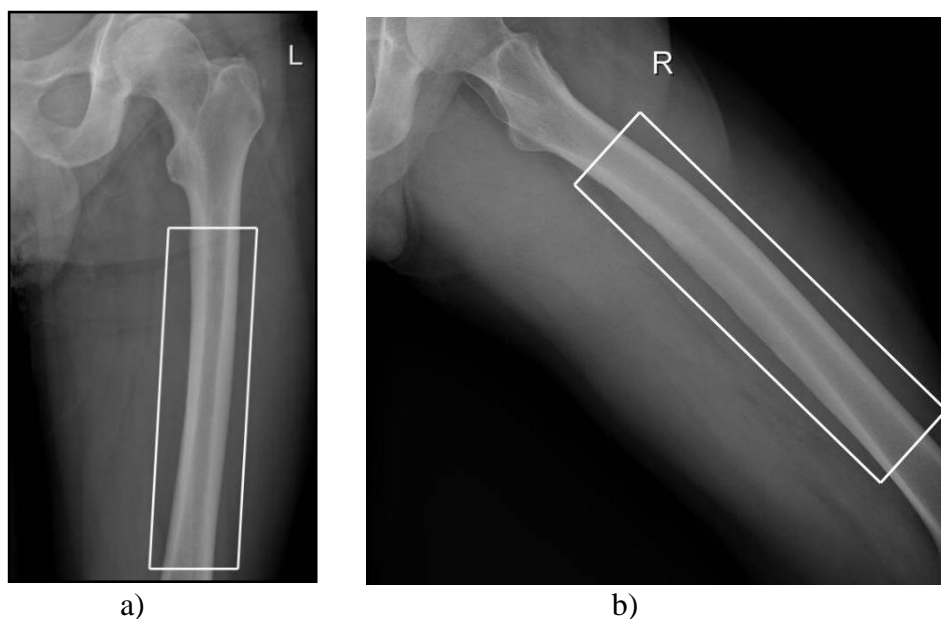
Šlaunikaulio artimojo galo kaulo struktūra ne vienatė – yra sutankėjusio kempininio kaulo zonų – trabekulių (1.4 pav.). Šlaunikaulio kaklo ir galvos trabekulės išsidėsčiusios išilgai apkrovimo jėgų. Tankesnio kempininio kaulo zona, išsiskleidama šlaunikaulio galvoje ir centruodamasi vidiniame šlaunikaulio kaklo paviršiuje, sudaro pirmines spaudimo trabekulias. Kita tankesnio kaulo zona, prasidedama nuo apatinės šlaunikaulio galvos dalies ir nusitęsdama žemiau didžiojo gūbrio, sudaro pagrindinio tempimo trabekulių grupę. Antrinių spaudimo ir tempimo grupių trabekulės (didžiojo šlaunikaulio gūbrio grupė) išsidėsčiusios pagal apkrovimo jėgų veikimo kryptis šoninėje šlaunikaulio kaklo srityje.



1.4 pav. Šlaunikaulio artimojo galo kaulo struktūra: 1 – pagrindinio tempimo trabekulių grupė, 2 – pagrindinio spaudimo trabekulių grupė, 3 – antrinio spaudimo trabekulių grupė, 4 – antrinio tempimo trabekulių grupė, 5 – didžiojo gūbrio grupė

Šlaunikaulio kūnas

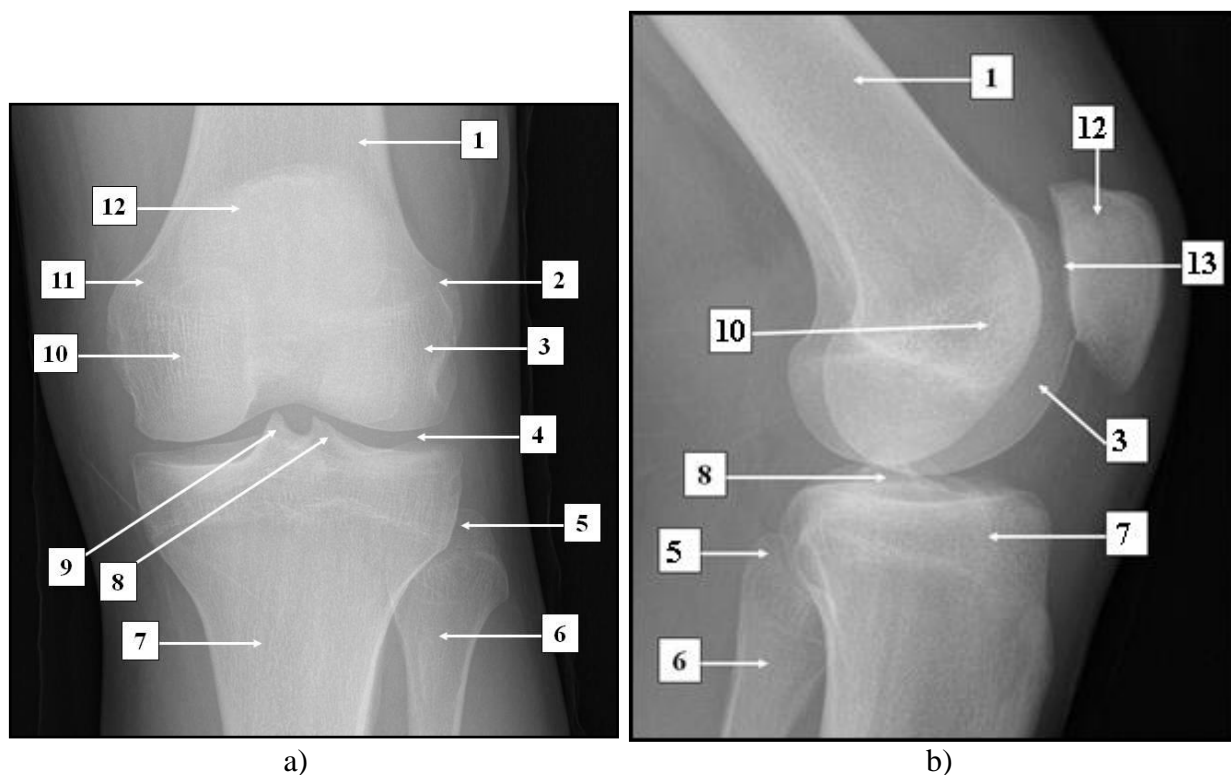
Šlaunikaulio kūnas viršuje cilindriškas, o apačioje apvaliabriaunio trisienio formos. Šlaunikaulio kūnas yra šiek tiek išlinkęs, linkis susijęs su stačia stovėseną ir eigastimi (1.5 pav.). Kūno paviršiai (priekinis, vidinis ir šoninis) ir du kraštai (vidinis ir šoninis) visai neryškūs, šiek tiek ryškesni tik artėjant prie tolimojo galo. Užpakaliniu kraštu driekiasi šiurkščioji linija, susidedanti iš šoninės lūpos ir vidinės lūpos, prie kurių tvirtinasi kai kurie šlaunies raumenys. Artėdamos prie distalinio galo, šiurkščiosios linijos lūpos tolsta viena nuo kitos ir apriboja trikampio formos lauką, vadinama pakinkliniu paviršiumi [6].



1.5 pav. Šlaunikaulio kūnas (ribos pažymėtos baltomis linijomis): a) – tiesinės projekcijos rentgenograma, b) – šoninės projekcijos rentgenograma

Tolimasis šlaunikaulio galas

Šlaunikaulio tolimasis galas apima kaulo apatinį trečdalį ir labai išplatėdamas pasibaigia dviem dideliais gumburais: vidiniu krumpliu ir šoniniu krumpliu. Abu krumpliai yra labai atsikišę į užpakalį, vidinis krumplys platesnis ir ilgesnis. Išorinėse pusėse krumpliai turi iškilimus, vadinamus antkrumpliais. Kiekvienas krumplys turi po sąvarinį paviršių, kurie priekyje susilieja į negilų sąvarinį įdubą girnelėi (1.6 pav.) [7].



1.6 pav. Kelio sąvarnio anatomija: a) tiesinė projekcija; b) šoninė projekcija (1 – šlaunikaulio kūnas, 2 – šoninis antkrumplis, 3 – šoninis krumplys, 4 – sąvarnio ertmė, 5 – šėvikaulio galva, 6 – šėvikaulio kaklas, 7 – blauzdikaulio kūnas, 8 – šoninis tarpkrumplinis gumburėlis, 9 – vidinis tarpkrumplinis gumburėlis, 10 – vidinis krumplys, 11 – vidinis antkrumplis, 12 – girnelė)

1.2. ŠLAUNIKAULĮ VEIKIANTYS RAUMENYS

Šlaunyje yra trys raumenų grupės. Vieną nuo kitos jas skiria plačios fascijos medialinė, lateralinė ir užpakalinė tarpraumeninės pertvaros. Priekinę šlaunies dalį užima tiesiamųjų raumenų grupė, užpakalinę – lenkiamieji raumenys ir medialinę – šlaunies pritraukiamųjų raumenų grupė.

Klubinis juosmens raumuo, prisitvirtinęs prie mažojo gūbrio, o šlaunikaulį atvedantys (abduktoriai) ir trumpieji sukantys raumenys, prisitvirtinęs prie didžiojo gūbrio. Skiauterinis raumuo šlaunikaulį lenkia, priveda ir suka į išorę, prisitvirtinęs prie gaktikaulių šakų skiauterinės linijos ir prie šlaunikaulio analogiškos linijos. Siuvėjo raumuo ir tiesusis šlaunies raumuo taip pat lenkia šlaunikaulį. Vidurinis sėdmens raumuo ir mažasis sėdmens raumuo bei plačiosios fascijos tempiamasis raumuo nulemia kojos sutrumpėjimą bei jos deformaciją. Sėdmens raumenys tvirtinasi prie didžiojo gūbrio.

Šlaunikaulį privedantys raumenys – ilgasis ir trumpasis pritraukiamieji raumenys, užpakalinė didžiojo pritraukiamojo raumens dalis ir grakštusis raumuo – visi prasideda nuo gaktikaulių ar sėdinkaulių šakų ir tvirtinasi žemiau pergūbrinio lūžio linijos.

Šlaunikaulį į išorę sukantys raumenys – didysis sėdmens ir trumpieji – kriaušinis, viršutinis, apatinis dvyninis, vidinis ir išorinis užtvariniai bei kvadratinis šlaunies. Didysis sėdmens raumuo prisitvirtina prie šlaunikaulio kūno ir klubinės blauzdos juostos, o kiti šlaunikaulio sukamieji raumenys prie didžiojo gūbrio vidinės sienos.

Šlaunikaulio tiesėjai – pusgyslinis, pusplėvinis, dvigalvis šlaunies raumenys ir didysis sėdmens raumuo [8].

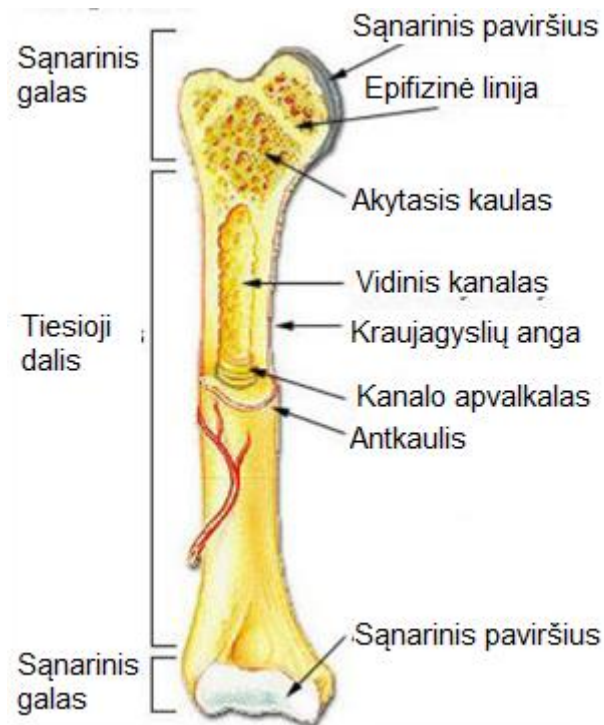
Daug raumenų prasideda ir baigiasi šlaunikaulio intergūbrinėje zonoje, ši anatomicinė savybė užtikrina gerą kraujotaką. Traumos ar operacijos metu pacientas gali netekti pakankamai didelio kraujo kiekio.

Šlaunikaulio tolimojo galo priekinį paviršių dengia keturgalvis šlaunies raumuo, kurį sudaro tiesusis šlaunies, šoninis platusis, vidinis platusis, tarpinis platusis raumenys. Priekinė šlaunies raumenų grupė nuo užpakalinės atskirta tarpraumeninėmis pertvaromis – šoninė ir vidinė. Iš pačios plačiosios šlaunies fascijos ir jos tarpraumeninių pertvarų atskykla lapeliai, kurie eina tarp atskirų šlaunies raumenų, sudarydami jiems ir kraujagyslių bei nervų pluoštams atskiras jungiamojo audinio makštis.

1.3. KAULO SANDARA IR MECHANINĖS SAVYBĖS

Kaulo paviršiuje yra tankioji, o gilumoje – akytoji kaulinė medžiaga (angl. *spongy bone*). Sąnario galus dengia kremzlė. Kaulus išmaitina jų viduje esančios kraujagyslės (1.7 pav.). Kaulų paviršių dengia skaidulinis sluoksnis antkaulis (angl. *periosteum*), jo dėka kaulas auga stornyn ir suaugo po lūžio. Antkaulis turi nervus, kraujagysles, limfagysles, iš antkaulio kraujagyslės įeina į kaulų vidų. Nuo antkaulio gyvas kaulas atrodo rausvas. Antkaulio neturi tik sąnariniai paviršiai.

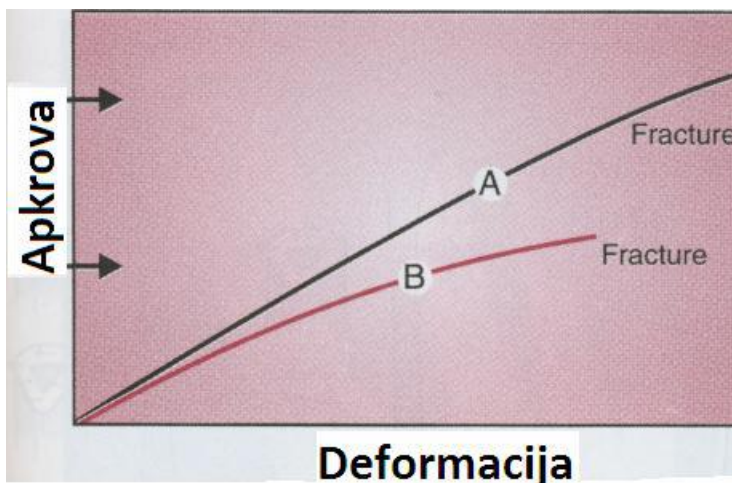
Kaulo mechaninės savybės labiausiai priklauso nuo kolageno (baltyminių skaidulų) ir neorganinės medžiagos (mineralinių druskų) kiekio. Kolagenas kaului suteikia elastingumo, tuo tarpu neorganinės medžiagos kietumą. Jaunų žmonių kaulai būna minkštesni (elastingesni) nei senų žmonių, nes skiriasi kolageno ir neorganinių medžiagų kiekis – pas senus žmones kolageno kiekis mažėja, todėl kaulai tampa kietesni ir daug trapesni. Viena pagrindinių kaulo lūžių priežasčių, ypač moterų tarpe, yra osteoporozė – skeleto liga, kuriai būdinga maža kaulų masė ir kaulinio audinio mikroarchitektūros pokyčiai.



1.7 pav. Ilgojo kaulo sandara

Svarbiausios kaulų mechaninės savybės yra atsparumas ir standumas. Akytieji kaulai (tokie kaip šlaunikaulis) lūžta, kai deformacija pasiekia 75 %, palyginimui plokštieji – kai pasiekia 2 %. Kaulas yra anizotropinis audinys, todėl jo reakcija į apkrovą skirtingomis kryptimis yra skirtinga. Kaulas gali atlaikyti dideles apkrovas veikiant jį išilgai, tačiau kaulas nėra stiprus veikiant jį skersai. Kaulas yra viskoelastinis audinys, todėl jo reakcija į apkrovą priklauso nuo apkrovos greičio ir trukmės (1.8 pav.):

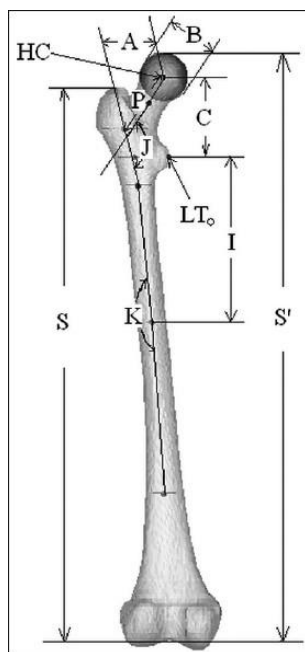
- greitai apkraunamas kaulas „tampa“ kietesniu ir tai leidžia jam atlaikyti didesnes apkrovas;
- lėtai apkraunamas kaulas atlaiko mažesnes apkrovas. Apkraunant lėtai jis lūžta prie perpus mažesnės apkrovos, nei apkraunant greitai.



1.8 pav. Kaulo deformacijos priklausomybė nuo apkrovos prie skirtingų apkrovos greičių:
A – greita apkrova; B – lėta apkrova

Didžiausią apkrovą kaulas atlaiko jį spaudžiant, mažesnę – tempiant ir mažiausią – veikiant kerpamajai jėgai. Kaulas gali lūžti vienkartinės didelės apkrovos metu arba akumuliuojant mikro pažeidimus. Kadangi kaulinis audinys yra klampiai tamprus, todėl pasireiškia nuovargio fenomenas. Kaulas gali būti mechaniškai pažeidžiamas pakartotinai jį apkrovus jėga, daug mažesne už kritinę.

Šlaunikaulio antropometriniai matmenys skiriasi nuo amžiaus, lyties, rasės ir aktyvumo lygio. Šlaunikaulio svarbiausi (pagrindiniai) geometriniai parametrai pavaizduoti 1.9 pav., o vidutinės parametru reikšmės pateiktos 1 priede esančioje lentelėje [9].



- A – šlaunikaulio galvos nuotolis nuo centrinės ašies;
- B – šlaunikaulio galvos skersmuo;
- C – šlaunikaulio galvos pozicija;
- I – kanalo pozicija;
- J – šlaunikaulio kaklo pasvyrimo kampas;
- K – šlaunikaulio išlinkimo kampas;
- P – šlaunikaulio kaklo ilgis;
- S – šlaunikaulio ilgis nuo didžiojo gūbrio iki krumplių;
- S' – šlaunikaulio ilgis nuo galvos iki krumplių;
- LT – mažasis šlaunikaulio gūbrys;
- HC – šlaunikaulio galvos centras.

1.9 pav. Pagrindiniai šlaunikaulio geometriniai parametrai

1.4. ŠLAUNIKAULIŲ LŪŽIŲ KLASIFIKAVIMAS

Visų klasifikacijų pagrindinė koncepcija – stabilumas. Stabilus lūžis – užpakalinis vidinis žievinis sluoksnis lūžęs vienoje vietoje, o po suardytos kaulo anatomijos atstatymo ir fiksavimo šlaunikaulis gali atlaikyti jį veikiančias spaudimo jėgas. Nestabilus lūžis – atskilęs didelis fragmentas šlaunikaulio užpakalinio vidinio žievinio sluoksnio, šią skeveldrą sudaro keletas dalių ar atvirkščias įstrižas lūžis, atkūrus suardytą anatomiją šlaunikaulis neatlaiko jį veikiančių gniuždymo jėgų.

Kiekvienas kaulo lūžis yra savotiškai unikalus. Ortopedinėje literatūroje egzistuoja terminas „lūžio individualumas“ [10]. Begalinėje lūžių įvairovėje yra daug bendrybių, kurių žinojimas leidžia lengviau suprasti lūžių diagnostikos ir gydymo principus. Kaulų lūžius bandyta skirstyti pagal:

- minkštųjų audinių sužalojimus – atviri, uždari;
- lūžio linijos pobūdį – skersiniai, įstrižiniai, spiraliniai, skeveldriniai;
- lūžgalių dislokacijos pobūdį – be dislokacijos, su šonine, kampine, išilgine, rotacine dislokacija;

- gretutinius sužalojimus – su magistralinių arterijų ir venų, magistralinių nervų sužalojimu.

AO mokslininkų grupė, vadovaujama M.Miulerio (Müller M.) 1990 metais pasiūlė vieningą, visam skeletui, lūžių klasifikavimo sistemą, kuri vėliau dar buvo tikslinama ir tobulinama. Šioje klasifikavimo sistemoje, pagal vieningą sistemą, skaičiais ir raidėmis nurodoma lūžio lokalizacija ir morfologija.

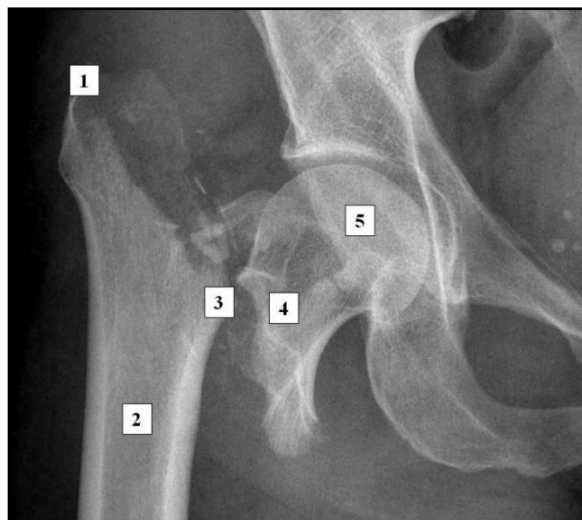
Šlaunikaulių artimojo galo lūžių klasifikavimas

Šlaunikaulio artimojo galo lūžiai pagal AO skirstomi į tris grupes [11]:

- 31-A – šlaunikaulio gūbrinės zonos lūžiai, esantys ne sąnarinėje kapsulėje;
- 31-B – šlaunikaulio kaklo lūžiai, esantys sąnarinėje kapsulėje;
- 31-C – šlaunikaulio galvos lūžiai, esantys sąnarinėje kapsulėje;

Atskirai šlaunikaulio gūbrinės zonos lūžiai, esantys ne sąnarinėje kapsulėje, skirstomi į dar tris grupes:

- 31-A1 – pergūbrinis „paprastas“ – du fragmentai, vidinis šlaunikaulio žievinis sluoksnis nesuardytas, kuris dar papildomai susiskirsto į:
 - 31-A1.1 – lūžis tęsiasi pergūbrine linija;
 - 31-A1.2 – lūžis per didįjį gūbrį;
 - 31-A1.3 – lūžis nusitęsiantis žemiau mažojo gūbrio.
- 31-A2-pergūbrinis daugiafragmentis – keletas fragmentų, suardytas vidinis ir užpakalinis šlaunikaulio žieviniai sluoksniai, tačiau šoninis nepažeistas, kuris susiskirsto į:
 - 31-A2.1 – vienas tarpinis fragmentas (atskilęs mažasis gūbrys);
 - 31-A2.2 – du tarpiniai fragmentai;
 - 31-A2.3 – daugiau kaip du fragmentai (1.10 pav.).



1.10 pav. Lūžio 31-A2.3 tiesinės projekcijos rentgenograma (1 – didysis šlaunikaulio gūbrys, 2 – šlaunikaulio kūnas, 3 – mažasis šlaunikaulio gūbrys, 4 – šlaunikaulio kaklas, 5 – šlaunikaulio galva)

- 31-A3 – intergūbrinis – keletas fragmentų, suardyti vidinis, šoninis ir užpakalinis šlaunikaulio žieviniai sluoksniai, kuris susiskirsto į:
 - 31-A3.1 – intergūbrinis įstrižas lūžis;
 - 31-A3.2 – intergūbrinis skersas lūžis;
 - 31-A3.3 – intergūbrinis lūžis, kuriam būdingas vidinis (medialinis) fragmentas.

Šlaunikaulio kūno lūžių klasifikavimas

Šlaunikaulio kūno lūžiai pagal AO skirstomi į tris grupes [11]:

- 32-A – šlaunikaulio kūno „paprastieji“ lūžiai, kurie susiskirstomi į:
 - 32-A1 – spiralinis lūžis;
 - 32-A2 – įstrižas lūžis ($>30^\circ$);
 - 32-A3 – skersas lūžis ($<30^\circ$).
- 32-B-šlaunikaulio kūno „pleišto“ lūžiai, kurie susiskirstomi į:
 - 32-B1 – spiralinis „pleištas“ (1.11 pav. a);
 - 32-B2 – lenkimo „pleištas“ (1.11 pav. b);
 - 32-B3 – fragmentuotas „pleištas“.
- 32-C-šlaunikaulio kūno sudėtiniai lūžiai, kurie susiskirstomi į:
 - 32-C1 – spiralinis lūžis ;
 - 32-C2 – segmentinis lūžis;
 - 32-C3 – skeveldrinis lūžis.



a)



b)

1.11 pav. Šlaunikaulio kūno lūžių tiesinės projekcijos rentgenogramos: a) lūžis 32-B1; b) lūžis 32-B2

Šlaunikaulio tolimojo galo lūžių klasifikavimas

Šlaunikaulio tolimojo galo lūžiai pagal AO skirstomi į tris grupes [11]:

- 33-A – sąnarinio paviršiaus nesuardantys lūžiai:
 - 33-A1 – „paprastas“ lūžis;
 - 33-A2 – šlaunikaulio metafizės lūžis ir pleišto formos skeveldra, kuri gali būti suskilusi (1.12 pav.);

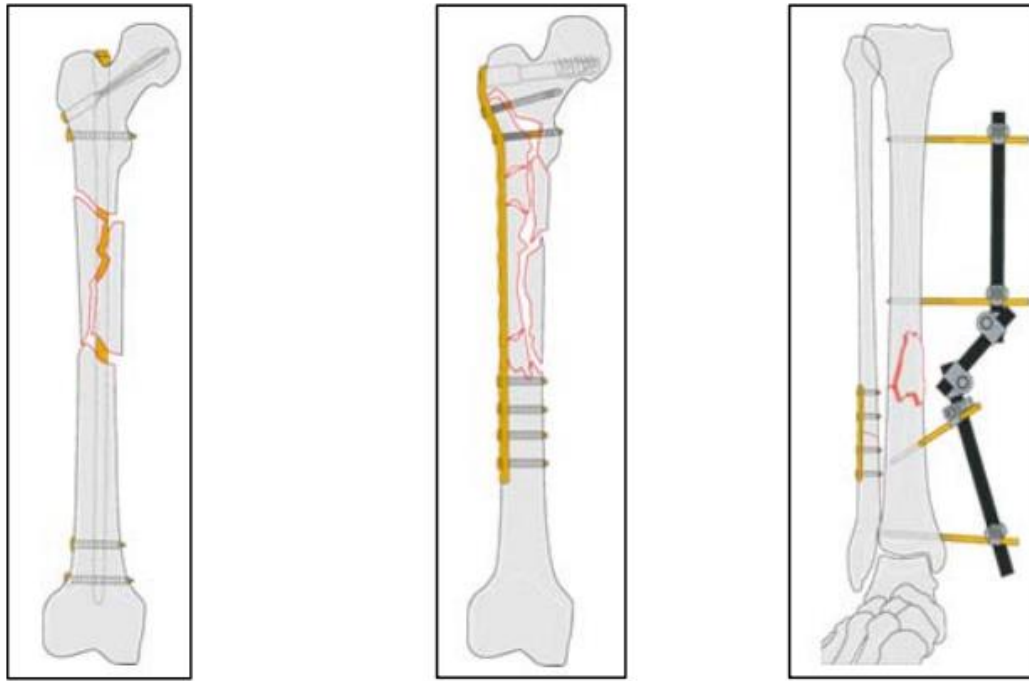
- 33-A3 – šlaunikaulio metafizės skeveldrinis lūžis.
- 33-B – lūžiai, nevisiškai suardantys sąvarinį paviršių:
 - 33-B1 – šoninio krumplio lūžis, nusitęsiantis strėline plokštuma;
 - 33-B2 – vidinio krumplio lūžis, nusitęsiantis strėline plokštuma;
 - 33-B3 – lūžis nusitęsiantis vainikine plokštuma.
- 33-C – lūžiai, visiškai suardantys sąvarinį paviršių:
 - 33-C1 – „paprasti“ sąvarinio paviršiaus ir metafizės lūžiai;
 - 33-C2 – „paprastas“ sąvarinio paviršiaus ir skeveldrinis metafizės lūžiai;
 - 33-C3 – skeveldriniai sąvarinio paviršiaus ir metafizės lūžiai.



1.12 pav. Šlaunikaulio tolimojo galo lūžio 33 – A2 tiesinės projekcijos rentgenograma (1 – šlaunikaulio kūnas, 2 – šlaunikaulio krumpliai, 3 – blauzdikaulis)

1.5. ŠLAUNIKAULIŲ LŪŽIŲ FIKSAVIMO METODAI

Šlaunikaulių lūžių fiksavimui, kaip ir kitiems ilgiesiems kaulams, naudojamos trys pagrindinės metodikos (1.13 pav.) – fiksavimas intrameduline vinimi, fiksavimas metaline plokštele ir išorinis fiksavimas. Kaulinių fragmentų fiksacijos stabilumą nulemia šie faktoriai: kaulo struktūros ypatybės, skeveldrų forma, anatomijos atkūrimo tikslumas, taip pat pasirinkto implanto dizainas ir jo implantavimo sudėtingumas.



a)

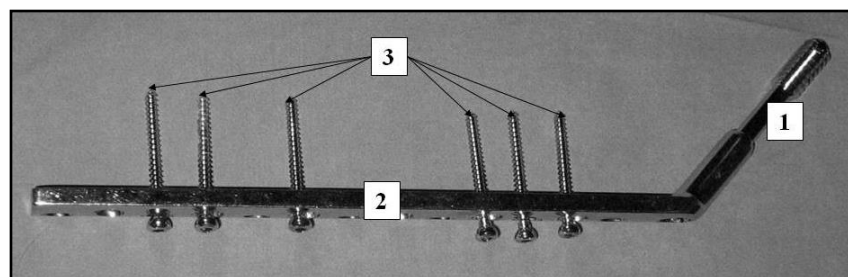
b)

c)

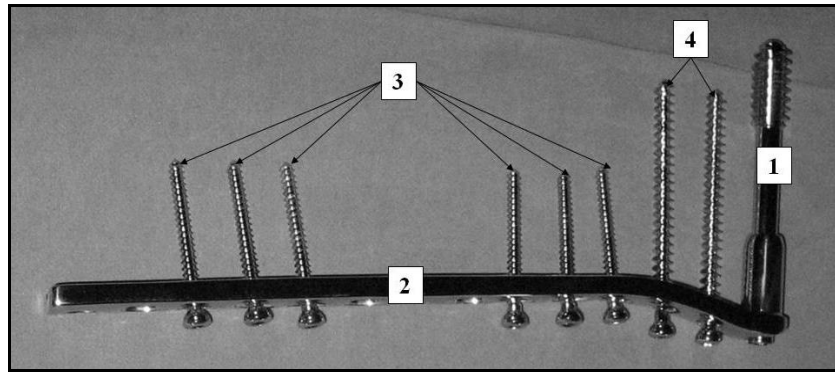
1.13 pav. Šlaunikaulių lūžių fiksavimo metodai: a) fiksavimas intrameduline vinimi; b) fiksavimas metaline plokšte; c) išorinis fiksavimas

Šlaunikaulio artimojo galo lūžių fiksavimas

Tvirtinimas dinaminio klubo (DHS) (1.14 pav.) ir krumplių sraigto (DCS) (1.15 pav.) sudaryti iš dviejų dalių. Viena šio implanto dalis įsukama į šlaunikaulio kaklą ir galvą, o kita tvirtinama prie šlaunikaulio kūno šoninio paviršiaus žievinio kaulo sraigtais. Dinaminio klubo ir krumplių sraigtų dalis, įsukama į šlaunikaulio kaklą ir galvą, taip pat susideda iš dviejų dalių – sraigto ir movos, kuri užmaunama ant pastarojo tolimojo galo. Gyjant šlaunikaulio artimojo galo lūžiui, trumpėja jo kaklas, nes tirpsta kaulinis audinys, sraigtas movoje juda atgal, link šoninio intergūbrinės zonos paviršiaus ir todėl nepatenka į klubo sąnario ertmę. Kampas tarp dinaminio klubo sraigto dalies, įsukamos į šlaunikaulio kaklą bei galvą, ir kitos dalies, tvirtinamos prie šlaunikaulio kūno, yra 135° , o dinaminio krumplių – 95° .



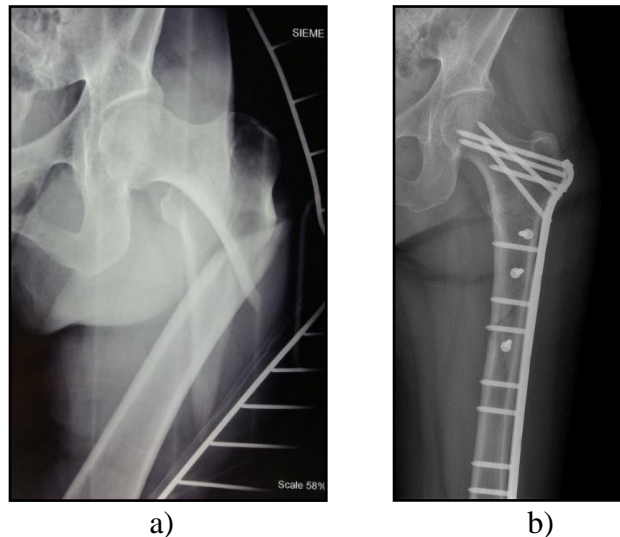
1.14 pav. Dinaminis klubo sraigtas (1 – sraigtas, įsukamas į šlaunikaulio kaklą ir galvą, 2 – implanto dalis, tvirtinama prie šlaunikaulio kūno, 3 – žievinio kaulo sraigtais)



1.15 pav. Dinaminis krumplių sraigtas (1 – sraigtas, įsukamas į šlaunikaulio kaklą ir galvą, 2 – implanto dalis, tvirtinama prie šlaunikaulio kūno, 3 – žievinio kaulo sraigtai, 4 – kempininio kaulo sraigtai)

Tvirtinimas „rakinamų“ plokštelių ir sraigtų sistema

Implantuojant „užrakinamas“ plokšteles ir sraigtus, paciento padėtis, šlaunikaulio artimojo galo suardytos anatomijos atkūrimas ir pjūvis analogiškai tiems, kurie taikomi, atliekant kaulinių fragmentų fiksaciją dinaminiu klubo ar krumplių sraigtais. „Rakinamos“ plokštelės pasižymi tuo, kad tiksliai atkartoja šlaunikaulio artimojo galo ir kūno šoninio paviršiaus anatomiją (1.16 pav.).



1.16 pav. Šlaunikaulio artimojo galo osteosintezė „rakinama“ plokštele: a) lūžusio šlaunikaulio rentgenograma; b) „rakinama“ plokštele sutvirtinto lūžio šlaunikaulio rentgenograma

Šių implantų artimajame gale suformuotos angos sraigtams, kurie įvairiomis kryptimis, nesuardydami žievinio sluoksnio, sukami į šlaunikaulio kaklą ir galvą. Sraigtų išsidėstymas skirtingu atstumu nuo plokštelės viršūnės užtikrina, kad platesnis šlaunikaulio artimojo galo segmentas bus stabilizuotas. Skirtinga sraigtų įsukimo kryptis užtikrina didžiausią biomechaninį stabilumą. Plokštelės antroji dalis „užsirakinančiai“ ar žievinio sluoksnio sraigtais tvirtinama prie šlaunikaulio šoninio paviršiaus.

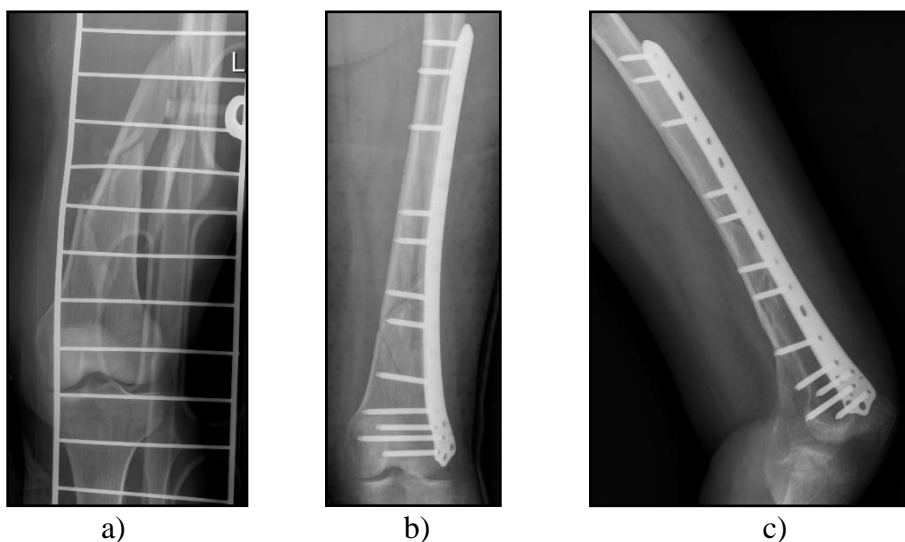
Šlaunikaulio kūno lūžių fiksavimas

Šlaunikaulio kūno, ypač jo vidurinio trečdaliao, lūžių gydymui naudojami dviejų tipų implantai, t. y. plokštelės, sraigtais tvirtinamos prie šlaunikaulio kūno šoninio paviršiaus, ir vinys

įvedamos į šlaunikaulio kanalą bei jame fiksuojamos sraigtais. Plokštelės, sraigtais tvirtinamos prie šlaunikaulio šoninio paviršiaus, dažniausiai neužtikrina kaulinių fragmentų stabilumo, ypač esant šio kaulo kūno viršutinio trečdaliai lūžiams, todėl dažniau naudojamos intramedulinės vinys.

Šlaunikaulio tolimojo galo lūžių fiksavimas

Šlaunikaulio tolimojo galo lūžių operaciniam gydymui taip pat naudojamos „rakinamų“ plokštelių ir sraigtų sistemos (1.17 pav.). „Rakinamos“ plokštelės, kurios naudojamos šlaunikaulio tolimojo galo lūžių fiksacijai, tiksliai atkartoja šio kaulo šoninio paviršiaus anatomiją. Implantą galima suskirstyti į dvi dalis – viena, kuri fiksuojama prie šlaunikaulio tolimojo galo, o kita – prie šio kaulo kūno. „Rakinamos“ plokštelės dalis, kuri fiksuojama prie šlaunikaulio tolimojo galo yra plati ir dengia šoninį krumpį. Šioje dalyje suformuotos angos, kurių skaičius svyruoja nuo penkių iki septynių. Plokštelės dalies, kuri tvirtinama prie tolimojo šlaunikaulio galo, angų ir į jas įsukamų sraigtų konstrukcija užtikrina stabilų 95° kampą tarp šių sistemos dalių. Angos, esančios plokštelės dalyje, kuri tvirtinama prie šlaunikaulio kūno, išsidėsčiusios viena eile, tačiau ne vienoje linijoje. Šios angos dažniausiai būna dviejų rūšių, turinčios sriegį ir be jo, o tai lemia skirtingą funkciją.



1.17 pav. „Rakinama“ plokšte ir sraigtų sistema fiksuoto dešiniojo šlaunikaulio tolimojo galo skeveldrinio lūžio rentgenogramos: a) šlaunikaulio lūžis prieš operaciją; b) ir c) sutvirtintas šlaunikaulio lūžis su „rakinama“ plokšte

2. ŠLAUNIKAULIŲ LŪŽIŲ GYDYMUI NAUDOJAMŲ PLOKŠTELIŲ BENDROSIOS SAVYBĖS

2.1. PLOKŠTELIŲ GAMYBAI NAUDOJAMOS MEDŽIAGOS

Nerūdijantis plienas (lydinys iš Fe, Cr, Ni, Ti, Mo, Mn, silikono) – sunkus metalas, tvirtas, paprastas, neatsparus korozijai, iš dalies dažnos atmetimo reakcijos, pigus, sunku jį modeliuoti. Nerūdijančio plieno sudėtyje, be geležies ir anglies, visuomet yra 12–28 % chromo. Plačiausiai naudojami chromo–nikelio plienai, pasižymintys geromis antikorozinėmis savybėmis. Jie nemagnetiški, turi geras mechanines savybes, lengvai apdirbami spaudimo būdu ir gerai suvirinami, galima naudoti ir aukštesnėse temperatūrose. Klasikinė jų sudėtis – 18 % chromo ir 9 % nikelio. Nerūdijantys plienai atsparūs daugeliui organinių rūgščių, pavyzdžiui acto, oksalo, pieno bei skruzdžių rūgštims. Atsparumą šioms rūgštims padidina papildomas legiravimas 2–3 % molibdeno. Medicininėje technikoje (pvz., chirurginiams instrumentams gaminti) naudojami daug legiruoti plienai, kurie turi 17–20 % Cr, 12–14% Ni ir 2–4 % Mo, iki 0,03 % C. Mažas anglies kiekis neleidžia susidaryti chromo karbidams grūdelių ribose, todėl nevyksta tarpkristalinė korozija. Nerūdijantys plienai turi žemą takumo ribą 0,2 %, tačiau jų santykinis pailgėjimas labai didelis. Naudojant įvairius gamybos būdus, mechaninės lydinio X2CrNiMo1812 savybės gali būti labai įvairios (žr. 2.1 lent.).

2.1 lentelė. Medicinoje naudojamo nerūdijančio plieno (X2CrNiMo1812) mechaninės savybės

Medžiagos būvis	Stiprumo riba, N/mm ²	Pailgėjimas, %	Nuovargio riba, N/mm ²
lieta	275–520	>30	160–250
kalta	<585	>30	145–320
grūdinta	480–600	40–65	150–260
šalto štapavimo	605–1240	12–35	240–415

Titanas ir jo lydiniai. Titanas gana lengvas (tankis 4505 kg/m³), organizme netirpus, inertiškas, tvirtas, bet gana lankstus, brangus, sidabriškai pilkos spalvos metalas. Išskiria titano dioksidą į audinius, bet pašaliniai efektai nežinomi. Jo lydymosi temperatūra – maždaug 1665 °C. Techniškai gryno titano mechaninės savybės labai priklauso nuo to, kiek jame įprastinių priemaišų (N, C, O, H). Pagausėjus priemaišų nuo 0,1 % iki 1,0 %, tempimo stiprumo riba padidėja maždaug nuo 240 MPa iki 660 MPa, takumo riba – nuo 140 MPa iki 560 MPa, o santykinis pailgėjimas sumažėja nuo 55 % iki 25 %. Techniškai gryno titano stiprumas prilygsta neanglingo plieno stiprumui. Titanas labai atsparus įprastinėms metalo nuovargio rūšims, tai yra aktualu gaminant implantus kaip kaulų pakaitalus. Absoliutinis titano lydinių stiprumas mažesnis kaip stipresniųjų

plienų, bet titanas yra 42 % lengvesnis už geležį ir todėl jo lydinių santykinis stiprumas didesnis nei šių plienų. Titanas yra 60 % sunkesnis už aliuminį, bet dvigubai tvirtesnis. Mechaninėms titano savybėms būdingas tinkamas stiprumo ir plastiškumo derinys, bet titano tamprumo modulis perpus mažesnis už geležies. Titano mažas atsparumas valkšnumui, jis siekia 60 % takumo ribos. Titano lydiniai valcuojami ir štampuojami kambario temperatūroje, menkos ir antifrikcinės savybės. Titanas yra atsparus korozijai daugumoje labai agresyvių terpių, kuri garantuoja ant titano paviršiaus susidariusi tanki apsauginė TiO₂ plėvelė. Titano atsparumą korozijai galima padidinti legiravimu, pvz., lydinys Ti6Al4V turi storesnę oksidų plėvelę negu grynas titanas. Grynas titanas su nežymiu priemaišų, tokių kaip anglis, geležis ar deguonis kiekiu, yra žymiai silpnesnis už jo lydinius, tačiau yra labai tšsus. Titanas legiruotas aliuminiu ir vanadžiu pasižymi dideliu stiprumu ir aukštomis nuovargio savybėmis, šis lydinys yra lengvas, inertiškas, lyginant su grynu titanu dažnesnės atmetimo reakcijos, labai brangus. Mechaninių savybių palyginimas pateikiamas 2.2 lentelėje.

2.2 lentelė. Titano ir jo lydinių mechaninės savybės

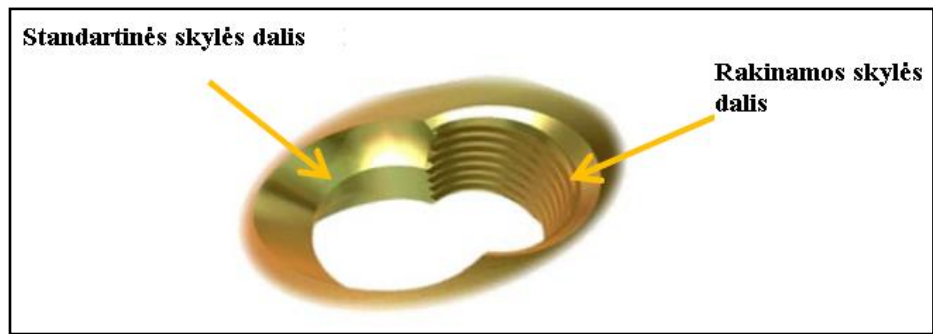
Lydinys	Takumo riba, MPa	Stiprumo riba tempiant, N/mm ²	Pailgėjimas, %	Susitraukimas, %
Grynas Ti	170–485	240–550	15–24	25–30
Ti6Al4V	795	860	10	25
Ti13Nb13Zr	900	1030	15	45

2.2. PLOKŠTELIŲ TVIRTINIMAS PRIE KAULO

Plokštelių tvirtinimas prie kaulo dažniausiai susideda iš dviejų dalių – tvirtinimas Kiršnerio (angl. *Kirschner*) viela ir tvirtinimas sraigtais. Kiršnerio viela skirta tik pirminiam plokštelės pritvirtinimui prie kaulo, kad tinkamai supozicionuota nebejudėtų, kol nebus prisukti sraigtais. Galutiniam plokštelių tvirtinimui prie kaulo naudojami dviejų tipų sraigtais:

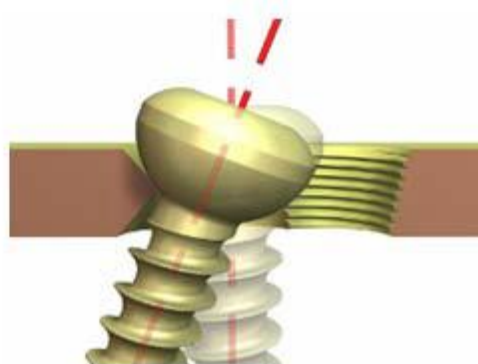
- standartiniai sraigtais;
- rakinami sraigtais.

Standartiniai sraigtais užtikrina tinkamą plokštelės prispaudimą prie kaulo ir dėl plokštelės skylės geometrijos leidžia sutraukti du lūžusio kaulo fragmentus. Tuo tarpu rakinami sraigtais, turintys sriegį ne tik kotelyje, bet ir kūginį sriegį galvutėje, užtikrina plokštelės stabilumą. Visos plokštelės turi bent kelias (arba visas) standartiniams sraigtais skirtas skylės, tačiau rakinamiems sraigtais skylių gali ir neturėti. Naujo tipo plokštelės turi kombinuotas skylės, kurios skirtos tiek rakinamiems, tiek standartiniams sraigtais (2.1 pav.).



2.1 pav. Kombinuota skylė

Į kombinuotas, kaip ir į kitas standartiniams sraigtams skirtas skylės, sraigtai gali būti įsukami tam tikru kampu. Tokiu būdu galima užtikrinti, kad įsukamas sraigtas eis per šlaunikaulio centrą ir nekliudys atskilusių fragmentų kraštų (2.2 pav.).



2.2 pav. Standartinio sraigto įsukimas

Dažniausiai naudojami 4,5 mm, 5 mm ir 5,5 mm sraigtai, o vietose, kur vyrauja didesnė jėgos ir yra didesnė tikimybė atsirasti pažeidimams, naudojami 6 mm ar 7,3 mm skersmens sraigtai. Sraigtai taip pat skirstomi pagal įsukimo tipą – savisriegiai (2.3 pav. 1 ir 5), su gręžimo galiuku (angl. *self-drilling*) (2.3 pav. 3) ir pagal kaulo įsukimo vietą – skirti įsukti į kortikalinį (angl. *cortical*) kaulą (2.3 pav. 1,2,3 ir 6), šio tipo sraigtų sriegio žingsnis mažesnis nei sraigtų, skirtų įsukti į akytajį (angl. *cancellous*) kaulą (2.3 pav. 4 ir 5).



2.3 pav. Sraigtų tipai: 1 – rakinamas savisriegio tipo sraigtas; 2 – standartinis sraigtas; 3 – rakinamas su gręžimo galiuku sraigtas; 4 – rakinamas savisriegis sraigtas akytajam kaului; 5 – standartinis sraigtas akytajam kaului; 6 – įprastas rakinamas sraigtas

2.3. PLOKŠTELIŲ GEOMETRINĖS SAVYBĖS

Kiekvienos grupės plokštelės turi specifinių geometrinių savybių, kurios pritaikytos prie konkrečios šlaunikaulio lūžių klasifikacijos. Skirtingi implantų gamintojai turi keletą skirtingo dizaino plokštelių rinkinių, todėl plokštelių geometrinė įvairovė labai plati. Kiekvienas gamintojas siūlo kažkuo išsiskiriančias plokšteles, teigdamas tų plokštelių privalumus, tačiau, nepaisant minimalių išskirtinimų, visos plokštelės turi bendrą bruožą.

Beveik visos šlaunikaulio artimojo galo lūžių fiksavimui skirtos plokštelės viename gale turi išplatėjimą ir specialų išlinkimą, kuris atkartoja didįjį šlaunikaulio gūbrį. Išplatėjimas sudaro galimybę didesniu sraigtų kiekiu arba didesnio skersmens sraigtais pritvirtinti plokštelę prie kaulo ir užtikrina stabilų artimojo galo fiksavimą. Išplatėjime esančios sraigtų skylės nukreiptos ne viena kryptimi, o nukreiptos taip, kad sraigtas suktųsi arba į šlaunikaulio kaklą arba į mažąjį šlaunikaulio gūbrį. Tokiu būdu sudaroma galimybė įsukti ilgesnius sraigtus, o tai padidina stabilumą ir sumažina sraigtų išplėšimo iš kaulo tikimybę (2.4 pav.) (artimojo šlaunikaulio galo lūžių gydymui skirtų plokštelių pavyzdžiai pateikti 2 priede).



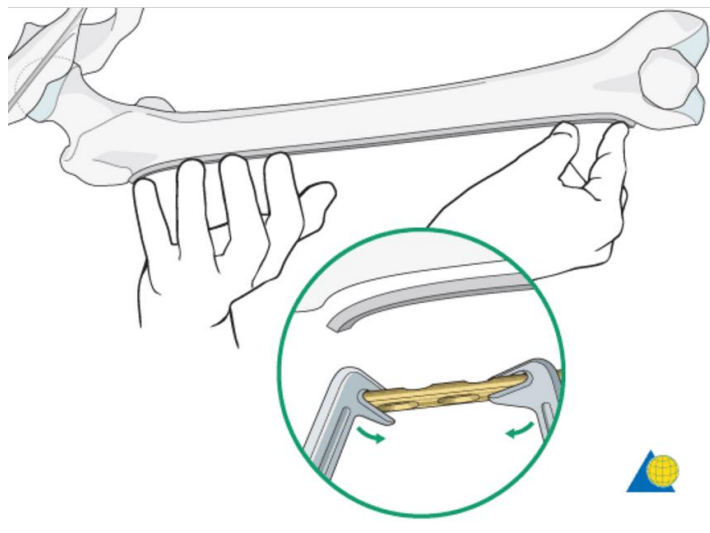
2.4 pav. Artimojo šlaunikaulio galo lūžių fiksavimui skirtos plokštelės pavyzdys [12]

Šlaunikaulio kūno plokštelės, dažniausiai, jokių išplatėjimų neturi ir per visą ilgį jų plotis būna vienodas, tačiau jos būna anatomiškai išlinkusios pagal šlaunikaulio išlinkimą, taip kad kuo tiksliau atkartotų kaulo anatomiją. Tokiu būdu užtikrinama, kad sutvirtinus kaulą plokštele, ji neišlenks šlaunikaulio ir po sugijimo nebus pakeista kaulo anatomija (šlaunikaulio kūno lūžių gydymui skirtų plokštelių pavyzdžiai pateikti 3 priede).

Šlaunikaulio tolimojo galo plokštelės taip pat turi išplatėjimą, tačiau priešingai nei artimojo galo plokštelės, turi pastebimai mažesnį išlinkimą. Išlinkimas yra mažesnis, nes šlaunikaulio krumpliai yra ne taip ryškiai išlinkę kaip šlaunikaulio gūbrys (tolimojo šlaunikaulio galo lūžių gydymui skirtų plokštelių pavyzdžiai pateikti 4 priede).

Bendrai visų grupių plokštelėms būdingas išlinkimas sagitalinės plokštumos atžvilgiu prisitaikantis prie šlaunikaulio anatomijos, tačiau šlaunikaulis yra išlinkęs ne viena kryptimi, tad plokštelės išlinkimo sagitalinės plokštumos atžvilgiu nepakanka, norint tinkamai priglauti plokštelę

prie kaulo. Norint padidinti plokštelės atitikimą šlaunikaulio anatomijai, tokiu būdu padidinamas sutvirtinimo stabilumas, naudojami specialūs įrankiai, kurių pagalba gydytojai operacijos metu gali išlenkti plokštelę pagal konkretų pacientą (2.5 pav.).



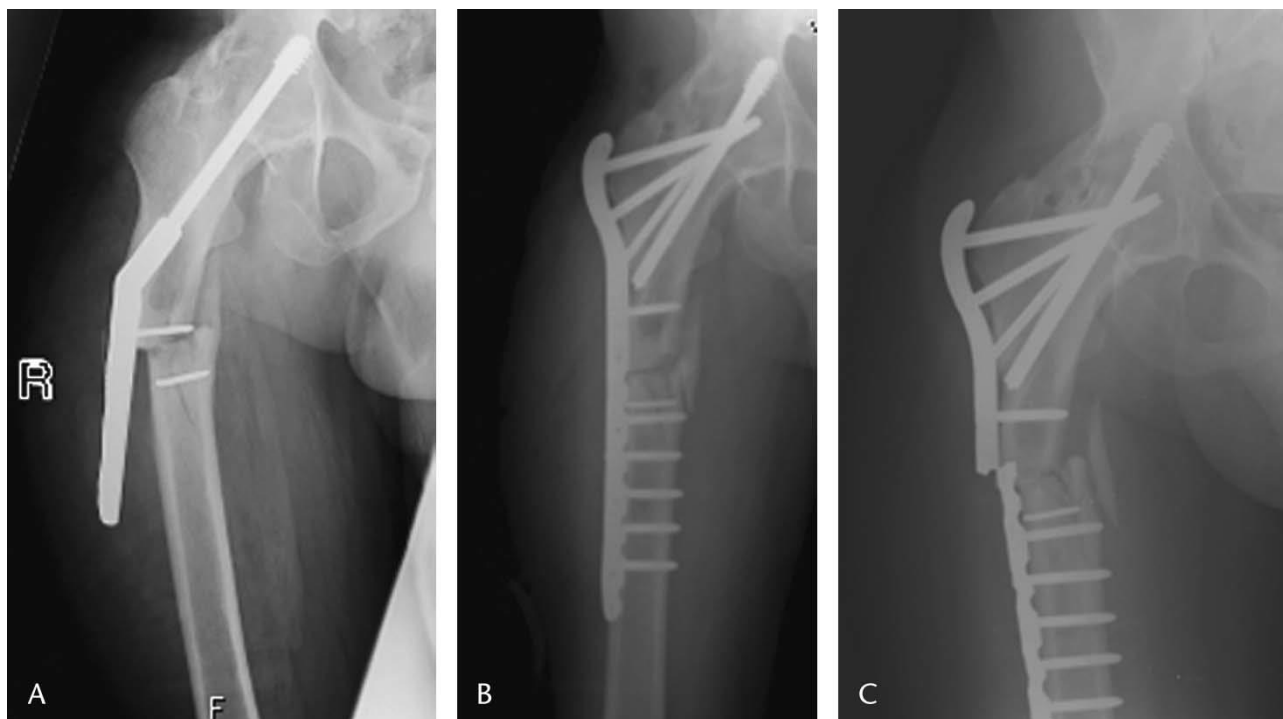
2.5 pav. Metalinių plokštelių anatomicinis pritaikymas prie šlaunikaulio [13]

Plokštelės yra parduodamos komplektais, į kurių įeina keletą to paties dizaino plokštelių ilgių, skirtų tiek kairės tiek dešinės pusės šlaunikauliui, skirtingo ilgio sraigčiai, reikalingi įrankiai skirti sraigtų įsukimui į kaulą, tarp įrankių dažniausiai pridedamas ir plokštelės deformavimo įrankis. Kadangi plokštelės į žmogaus kūną turi būti implantuojamos sterilios, plokštelės ir sraigčiai būna supakuoti į specialias dėžutes, kurios tinkamos sterilizavimui autoklavuose. Prie plokštelių komplektacijos taip pat pridedami dokumentai, skirti pacientui informuoti kaip elgtis po implantavimo, ir gydytojui pridedama implantavimo instrukcija, kurioje nurodomos rekomendacijos, kaip plokštelė turi būti pozicionuota, įrašomi įspėjimai, tarp kurių būna paminimas ir plokštelės deformavimas. Pavyzdžiui Zimmer gamintojo plokštelių implantavimo instrukcijoje nurodoma, kad plokštelė yra anatomiciškai pritaikyta prie kaulo, tačiau jei reikalingas papildomas plokštelės deformavimas įspėja, kad tai gali sumažinti plokštelės nuovargio stiprumo ribą ir gali būti pažeista viena iš plokštelės skylių. Tačiau nors ir pateikiama informacija apie plokštelės deformavimą gamintojų, tiksliai nenurodoma, kokio dydžio ar kiek stipriai plokštelės deformavimas turi įtakos jos nuovargio stiprumo ribai ar kitoms plokštelės mechaninėms charakteristikoms.

2.4. IŠSKYLANČIOS KOMPLIKACIJOS ŠLAUNIKAULIO LŪŽIŲ GYDYMO METU

Plokštelės stabilumas priklauso nuo plokštelės ilgio, skerspjūvio ploto, medžiagos, iš kurios pagaminta plokštelė ir įsuktų sraigtų kiekio aplink lūžį. Kuo ilgesnė plokštelė – tuo mažesnė traukimo (angl. *pullout*) jėga veikia sraigtų-kaulo kontaktą. Jei plokštelė ar apimantis segmentas per trumpas, darbinis kiekvieno sraigto ilgis sumažėja ir apkrovos iššaukia didesnes deformacijas lūžio vietoje. Kai apkrovos veikia trumpesnę plokštelę susidaręs lenkimo momentas padidina vietines deformacijas

plokštelėje. Dėl pasikartojančių koncentruotų įtempių lūžio zonoje, ties arčiausiai esančių sraigtų ir vėliau kitų sraigtų gali būti viršijamas mechaninis plokštelės standumas ir dėl to atsirasti implanto deformacijos. Dėl atsiradusių jėgų plokštelės sraigtai gali būti išplėšiami iš plokštelės ar kaulo, gali lūžti sraigtai ar net pati plokštelė (2.6 pav.) [14]. Plastinės plokštelės deformacijos tolygiau paskirsto įtempius, tačiau jau neužtikrina stabilios fiksacijos reikalingos šlaunikaulio anatomijos atstatymui ir gijimui.



2.6 pav. Komplikacijos atsiradusios sutvirtinus artimojo šlaunikaulio galo lūžius metaline plokšte: A – sraigtas išplėštas iš plokštelės; B – sraigto lūžimas; C – plokštelės ir sraigto lūžimas [14]

Atsirandančios komplikacijos atliekant šlaunikaulių lūžių gydymą metalinėmis plokštelėmis pateiktos 2.3 lentelėje.

2.3 lentelė Komplikacijos gydant šlaunikaulių lūžius metalinėmis plokštelėmis

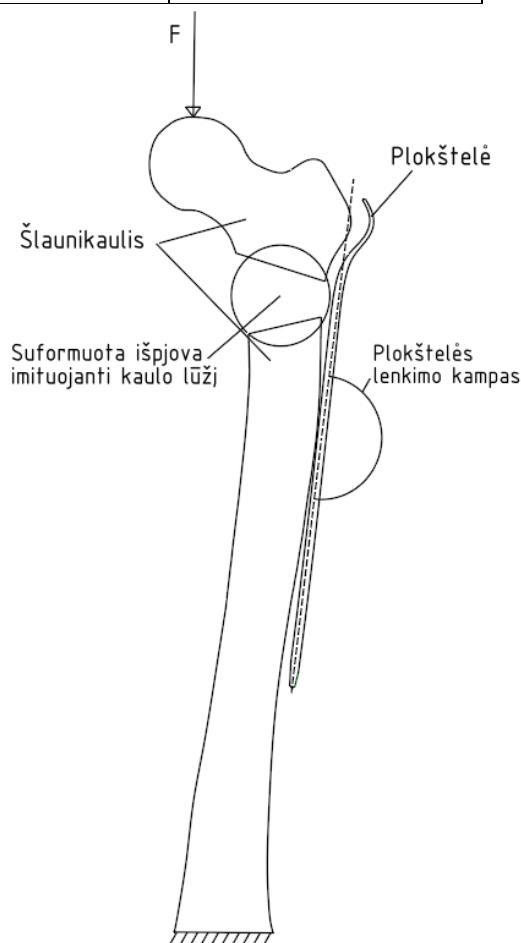
Lūžio klasifikavimas	Gydimo metodas	Komplikacijos	Procentinė vertė
Artimojo šlaunikaulio galo lūžių fiksavimas	Dinaminis krumplių sraigtas	Skeveldrinių šlaunikaulio artimojo galo lūžių atvejų nepavyksta tinkamai įsukti šių implantų pagrindinį sraigatą į kaulo kaklą ir galvą	12 proc.
	Dinaminis klubo sraigtas	Nustatomas šlaunikaulio atskirų elementų poslinkis	Nuo 10 iki 53 proc.
		Tenka pakartotinai operuoti dėl atskirų elementų poslinkio	6,7 proc.
	Dinaminis krumplių sraigtas	Nustatomas elementų poslinkis po osteosintezės	nuo 20 iki 46 proc.
	Dinaminis krumplių sraigtas ir dinaminis klubo sraigtas	Lūžių osteosintezės pagrindinis implanto sraigtas „perplėšia“ šlaunikaulio kaklą ir galvą	Iki 2 proc.
	Dinaminis klubo sraigtas	Dinaminio klubo sraigto dalys pasislenka ankstyvuojant pooperaciniu laikotarpiu, kai atliekama osteosintezė intergūbrinių lūžių, nusitęsiančių į viršutinį šlaunikaulio kaklo žievinį sluoksnį	Iki 25 proc.
		Buvo atlikta pergūbrinio šlaunikaulio artimojo galo lūžio osteosintezė dinaminio klubo sraigto, gydymo metu išsivystė šio kaulo varus deformacija	Nuo 6 iki 26 proc.
		Pacientui nustatomas „teleskopingo“ fenomenas (kaulinių fragmentų judrumas iki 2 centimetrų) po osteosintezės praėjus 2,5 mėnesio	36,7 proc.
		Nepavyksta atstatyti kojos ilgio, esant skeveldriniams pogumburiniams šlaunikaulio lūžiams	Iki 42 proc.
		Atokiuoju pooperaciniu laikotarpiu iškrypsta šlaunikaulio ašis	5,1 proc.
		„rakinamų“ plokštelių ir sraigčių sistemos	Pasislenka implantai ir nefiksuoja kaulinių fragmentų
Tolimojo šlaunikaulio galo lūžių fiksavimas	„rakinamų“ plokštelių ir sraigčių sistemos	Lūžta implantai per pirmus tris mėnesius po osteosintezės	Iki 1 proc.
		Įvedant implantą pragrežiamas priekinis šlaunikaulio kaklo žievinis sluoksnis	Iki 2,7 proc.
		Septintą devintą gydymo savaites lūžta implantai ar sraigčiai išsiplėšia iš kaulo	Iki 10,5 proc.
		Gydymo metu iškrypsta kaulo ašis	Iki 18 proc.

3. PLOKŠTELE SUJUNGTO LŪŽUSIO ŠLAUNIKAULIO SISTEMOS STIPRUMO SKAITINĖ ANALIZĖ

Skaitinės analizės sąlygos suformuotos pagal straipsnyje naudotas testavimo sąlygas, kurių metu buvo atlikti fiziniai skirtingo plokštelių tipo bandymai. Skaitinės analizės metu plokštelė pritvirtinama prie kaulo su sraigtais ir išpjauinama kaulo dalis imituojant nestabilų lūžį, kuris atitiktų pagal AO klasifikaciją 31A3, 32B1.1, C1.1, B2.1, C2.1, B3.1 ar C3.1 lūžį (3.1 pav.) [20]. Atlikti 6 bandymai, kurių metu skaitinės analizės sąlygos yra identiškos, skyrėsi tik plokštelės, pritvirtintos prie kaulo, konfigūracija, kuri priklausė nuo plokštelės sulenkimo kampo (3.1 lentelė).

3.1 lentelė. Skaitinės analizės konfigūracijų sąrašas

Plokštelės konfigūracija	Plokštelės sulenkimo kampas, [laipsniais]
1	0
2	3
3	6
4	9
5	12
6	15



3.1. pav. Šlaunikaulių lūžių plokštelių skaitinės analizės schema

Atliekant skaitinę analizę priimtos tam tikros prielaidos supaprastinimai:

- priimta, kad kaulas izotropinė medžiaga;
- plokštelės skylės be sriegio;
- plokštelės paviršiuje nėra defektų (įbrėžimų, mikroįtrūkimų ir kitų pažeidimų).

Skaitinei analizei tiek šlaunikaulio tiek plokštelės modeliai buvo sukurti pagal radiologinius vaizdus, gautus atlikus žmogaus apatinės kūno dalies ir rinkoje esančios plokštelės kompiuterinę tomografiją.

3.1. ŠLAUNIKAULIO MODELIO PARUOŠIMAS SKAITINEI ANALIZEI

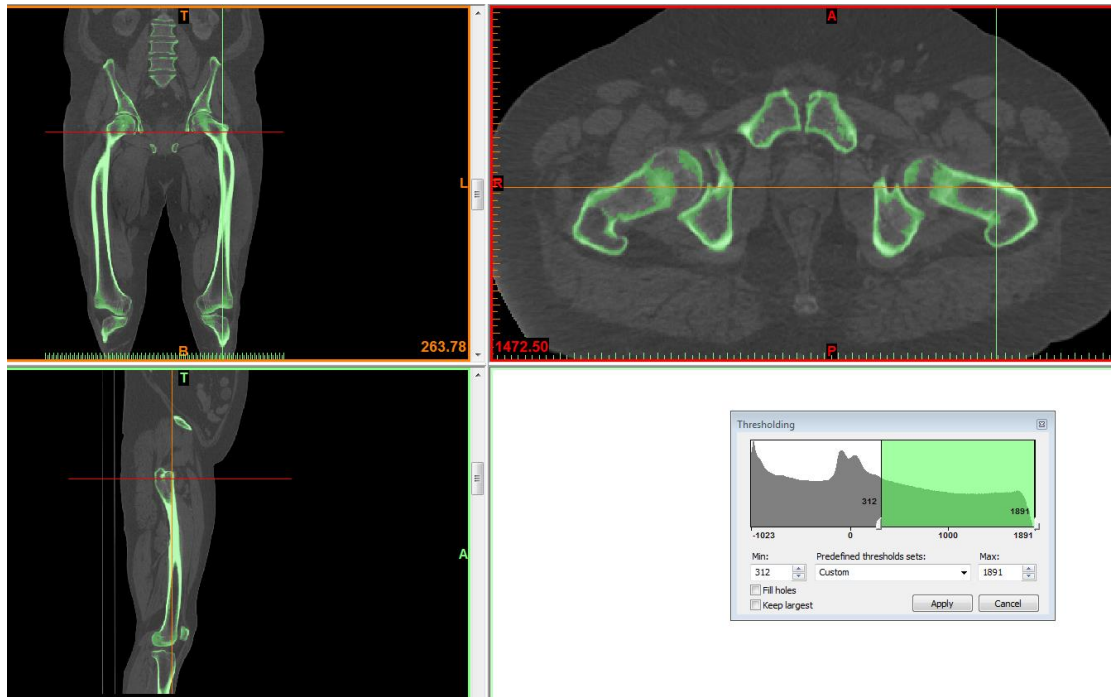
Kadangi šlaunikaulis yra netaisyklingos formos kūnas, tokio tipo tikslų modelį gauti gali būti pakankamai sudėtinga, tačiau kompiuterinės tomografijos pagalba ir atsiradus galimybei iš tomografijos vaizdų išgauti paviršinius kaulų ar kitų organų modelius, procesas palengvėjo kelis kartus. Tiesa skaitinei analizei tinkamo modelio parengimas, vis tiek laiko atimantis procesas, nes atliekant 3D objektų skaitinę analizę baigtinių elementų metodu reikia pilnavidurių („solid“) kūnų. Dėl šios priežasties šlaunikaulio modelio paruošimas skaitinei analizei susideda iš kelių etapų, kuriuose naudojama skirtinga programinė įranga:

- radiologinių šlaunikaulio vaizdų pavertimas paviršiniu kūnu;
- paviršinio šlaunikaulio modelio pavertimas pilnaviduriu kūnu.

3.1.1. Radiologinių šlaunikaulio vaizdų pavertimas paviršiniu kūnu

Kaulo modelis yra atkuriamas iš kompiuterinės tomografijos (KT) ir/ar magnetinio rezonanso (MR) tyrimų radiologinių vaizdų, naudojantis Materialise *Mimics Medical 17.0* programiniu paketu. Kompiuterinės tomografijos metu su jonizuota spinduliuote apšvitinta kūno dalis, šiuo atveju koja, dėl skirtingų audinių tankių, skaičiuojama rentgeno spindulių absorbcija kiekviename tiriamajame taške. Priklausomai nuo spindulių sugėrimo formuojamas galutinis KT vaizdas. Absorbcijos vertės reiškiamos Hounsfieldo vienetais, kurie skale nuo -1000 iki +1000 apibrėžia, kokio tipo yra audinys.

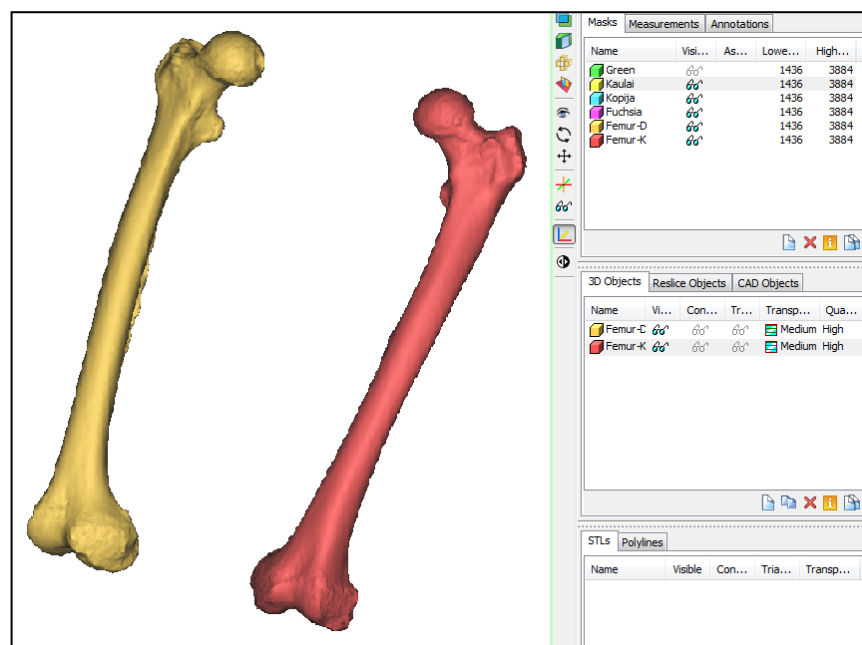
Įsikėlus radiologinius vaizdus į programinę įrangą pirmiausia yra atliekama kaulinio audinio segmentacija – išskiriamas kaulinis audinys iš kitų audinių pagal Hounsfieldo vienetus (3.2 pav.).



3.2 pav. Kaulinio audinio segmentacija (kaulinis audinys pažymėtas žalia spalva)

Atlikus kaulinio audinio segmentaciją yra išskiriami ne tik šlaunikauliai, bet ir kiti radiologiniuose vaizduose matomi kaulai, tačiau sritys, kurios nėra reikalingos 3D rekonstrukcijos nėra atliekama. Naudojantis programos įrankiais „*Multiple Slice Edit*“ ir „*Boolean operations*“ šlaunikauliai atskiriami nuo likusių kaulų.

Kad būtų sukurtas šlaunikaulio paviršinis modelis kiek galima vientisesnis (vienalytiškas), atliekamas rekonstruoto modelio tvarkymas – užpildomos kaulo ertmės ir paviršiaus trūkumai. Kai modelis jau sutvarkytas su įrankiu „*Calculate 3D*“ yra sugeneruojamas kaulo paviršinis modelis, kuris jau gali būti eksportuojamas STL failo formatu (3.3 pav.).



3.3 pav. Šlaunikaulių 3D modeliai

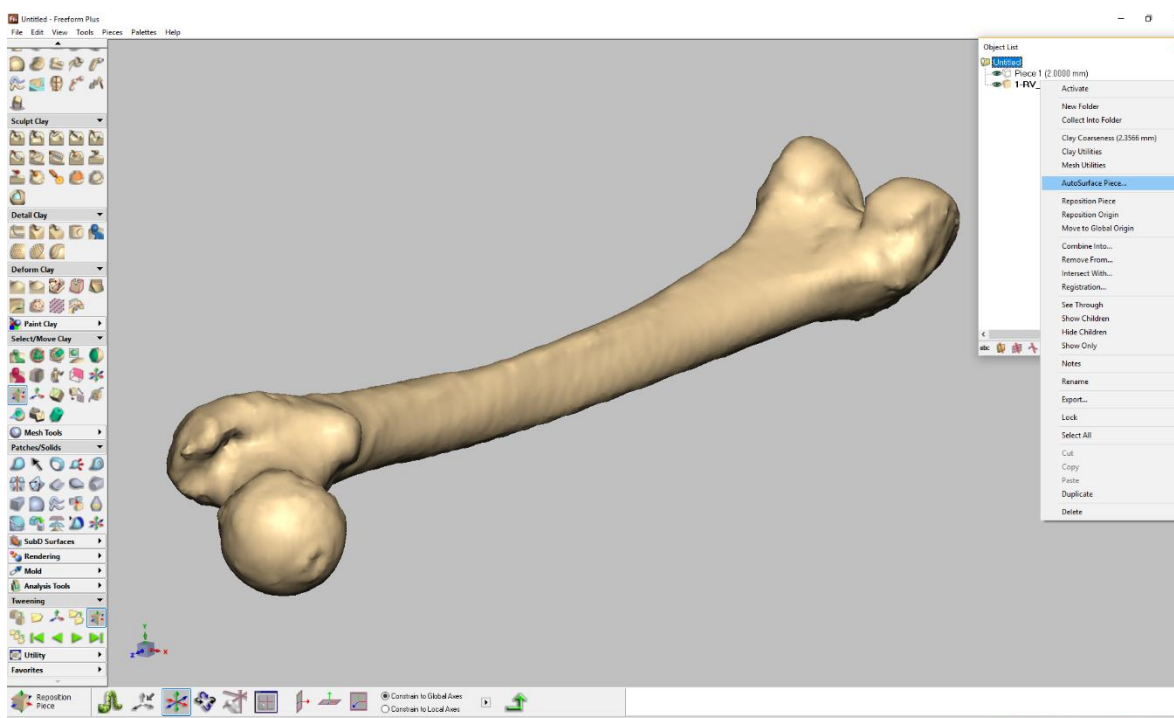
3.1.2. Paviršinio šlaunikaulio modelio pavertimas pilnaviduriu kūnu

Kadangi buvo siekiama, kiek galima labiau atkartoti šlaunikaulio geometrines charakteristikas, jo sudėtį iš kelių dalių (kortikalinis ir trabekulinis kaulas), paviršinio šlaunikaulio modelio pavertimas į pilnavidurį kūną susidėjo iš dviejų etapų:

1. paviršinio šlaunikaulio modelio užpildymas tūriu, kuris buvo atliktas Geomagic® Freeform® Plus programiniu paketu;
2. tūrinio šlaunikaulio modelio suskaidymas į atskiras dalis, kuris buvo atliktas SolidWorks programiniu paketu.

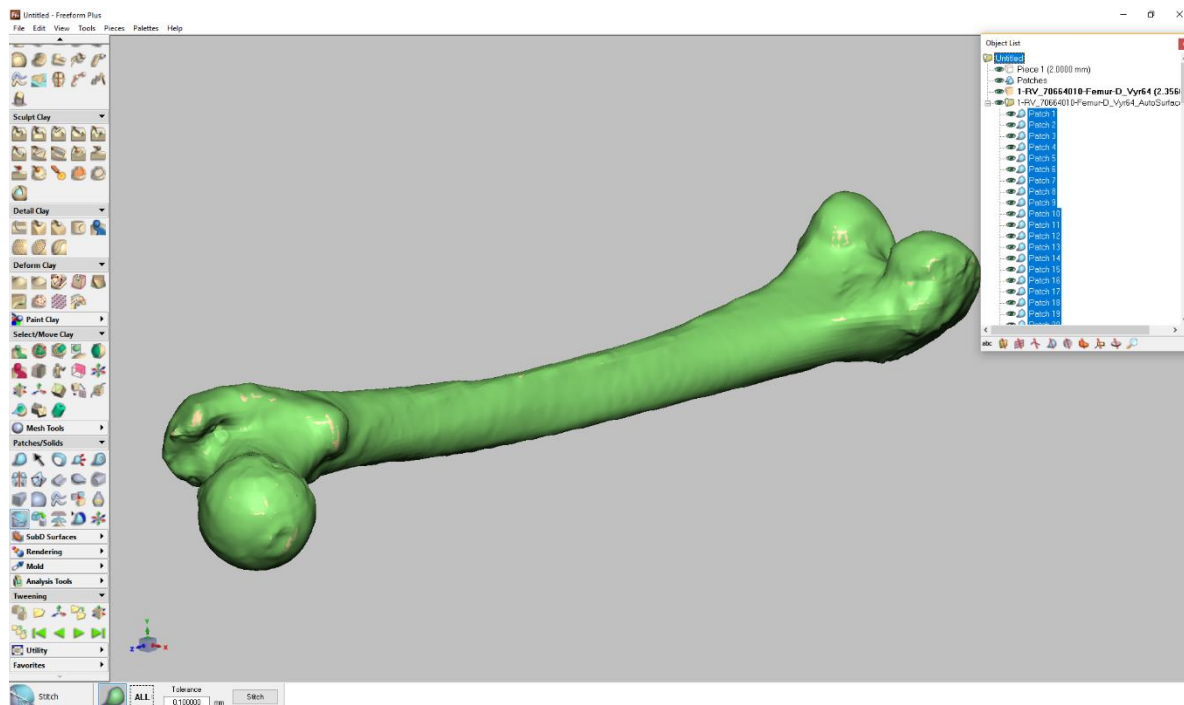
Paviršinio šlaunikaulio modelio užpildymas tūriu

Paviršinis šlaunikaulio modelis STL formatu buvo importuotas į Geomagic® Freeform® Plus programinį paketą, kuris skirtas neparametrinių (netaisyklingos formos) kūnų modeliavimui. Paviršinio šlaunikaulio modelio pavertimas pilnaviduriu kūnu yra automatinis procesas ir jame rankinio darbo nėra daug, nes programinis paketas, pasirinkus tinkamas komandas, viską atlieka pats. Programiniame pakete pasinaudojus „AutoSurface Piece“ (3.4 pav.) įrankiu visas modelis suskaidytas į mažus lopinėlius (angl. „patch surfaces“), kurie atkartoja šlaunikaulio paviršinį modelį.



3.4 pav. AutoSurface Piece komanda

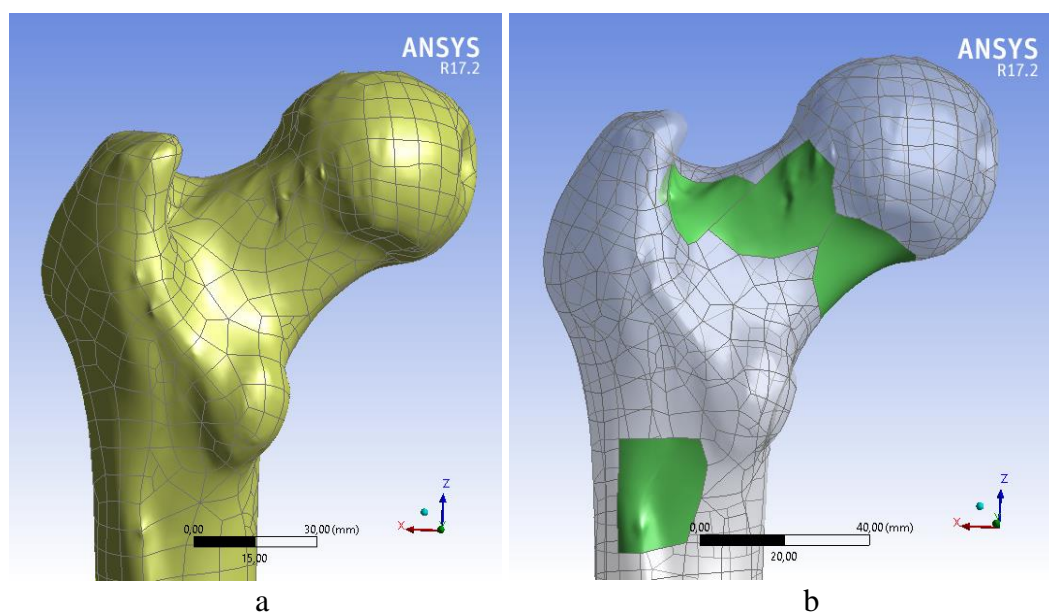
Tam, kad visi paviršiai būtų sujungti į vieną bendrą modelį panaudota „Stitch“ funkcija, kuri sujungia visus paviršius ir užpildo uždara kontūrą tūriu (3.5 pav.). Po šios funkcijos eksportuojamas modelis Parasolid failo formatu („x_b“ plėtinys), kurį jau bus galima įsiimportuoti į CAD modeliavimo programinį paketą.



3.5 pav. *Stitch* komanda

Tūrinio šlaunikaulio modelio suskaidymas į atskiras dalis

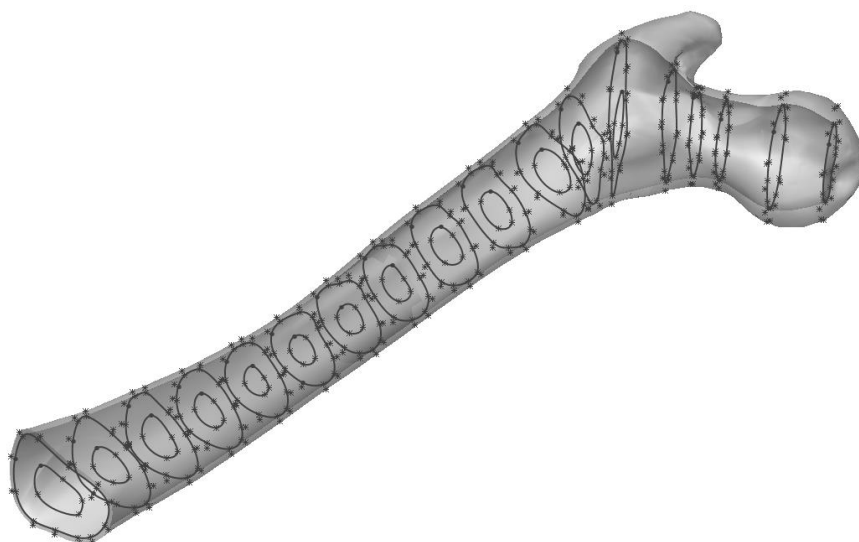
Kadangi tūrinį šlaunikaulio modelį sudarė didelis kiekis paviršių, prieš importuojant į SolidWorks programą modelis sutvarkytas su ANSYS geometrijos modeliavimo programa DesignModeler. Šios programos pagalba surasti maži (mažesni nei 5 mm^2 ploto), bei į aštrias viršūnes sueinantys paviršiai, kurie turėtų neigiamos įtakos baigtinių elementų tinklelio generavimui. Surasti paviršiai sujungti su šalia esančiais paviršiais, taip ženkliai sumažinant bendrą paviršių skaičių (naudotos „Merge“, „RepairSpike“ ir „RepairFace“ komandos) (3.6 pav.).



3.6 pav. Tūrinio modelio tvarkymas: a) prieš tvarkymą; b) po tvarkymo (pažymėti paviršiai sudaryti iš kelių mažesnių paviršių)

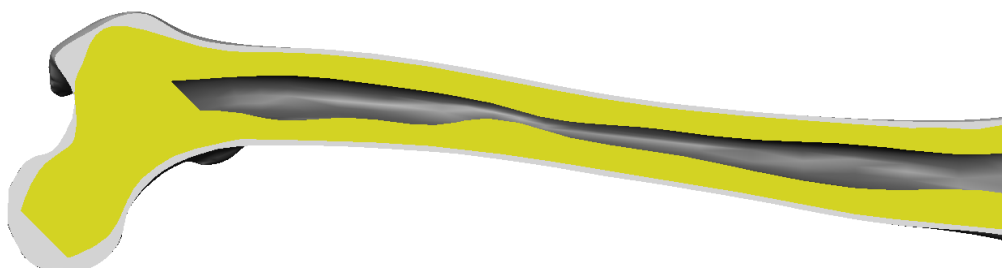
Po tūrinio modelio tvarkymo jis eksportuotas ir importuotas į SolidWorks programą, kurioje šlaunikaulis suskaidytas į dvi atskiras dalis ir jo viduje suformuotas kanalas. Pradžioje nupjauta nereikalinga šlaunikaulio dalis (šlaunikaulio krumpliai), kuri nebus reikalinga testavimu metu ir nuo nupjovimo vietos pradėta formuoti pjovimo kontūrai.

Sukurtos 10 plokštumos šlaunikaulio kūno dalyje, nutolusios viena nuo kitos per 30 mm ir 7 plokštumos šlaunikaulio galvos dalyje, nutolusios nuo 10 mm iki 20 mm viena nuo kitos, ant kurių nubraižomi pjovimo eskizai, reikalingi atlikti „*Lofted Cut*“ pjovimą (3.7 pav.). Pjovimo eskizo kontūras šlaunikaulio kūno dalyje yra vidutiniškai nutolęs nuo išorinio paviršiaus per 2 mm¹, o šlaunikaulio galvos dalyje – nuo 3 mm, ties didžiuoju gūbriu, iki 7 mm, ties šlaunikaulio galva.



3.7 pav. Nubraižyti pjovimo eskizai

Atlikus pjovimą „*Lofted Cut*“ komanda, gaunamas kevalas, kuris reprezentuoja šlaunikaulio kortikalinio kaulo dalį. Po šios operacijos pasinaudojus „*Filled Surface*“ ir „*Knit surface*“ komandas sugeneruojamas dar vienas tūrinis kūnas iš kevalo vidaus esančios tuščios ertmės, kuris reprezentuos šlaunikaulio trabekulinį kaulą. Pabaigoje, kad šlaunikaulis modelis būtų dar artimesnis tikram šlaunikauliui jo viduryje suformuojamas kanalas (3.8 pav.).



3.8 pav. Šlaunikaulio tūrinio modelio pjūvis (šviesiai pilka spalva atvaizduotas kortikalinio kaulo dalis, geltona spalva – trabekulinio kaulo dalis, tamsiai pilka – kanalas)

¹ Kortikalinio kaulo storis buvo pasirinktas pagal literatūros šaltinius [16, 17, 18, 19], kuriuose pateikiama nuo kiek iki kiek kinta storis – pasirinktas vidurkis.

3.2. ŠLAUNIKAULIŲ LŪŽIŲ PLOKŠTELĖS MODELIO PARUOŠIMAS SKAITINEI ANALIZEI

Kadangi buvo siekiama kiek galima labiau atkartoti rinkoje esančios šlaunikaulių lūžių gydymui naudojamos plokštelės geometriją, jo atkūrimui naudotasi panašios metodikos kaip šlaunikaulio modelio paruošime. Pirmiausia buvo nuskenuota tikra plokštelė su pramoniniu kompiuteriniu tomografu, kuris naudoja daug didesnę spinduliuotę nei įprastas kompiuterinis tomografas ir tai yra išgaunamas didesnis skenuojamo objekto tikslumas. Po skenavimo, atlikus rekonstrukciją, gaunamas paviršinis plokštelės modelis, kuris iš VGstudio programinės įrangos eksportuojamas STL formatu.

Šiuo atveju, priešingai nei šlaunikaulis, plokštelė yra taisyklingos formos kūnas, todėl atliekama atvirkštinė inžinerija (angl. „*reverse engineering*“), kurios metu plokštelė permodeliuojama naudojantis paviršinio modelio duomenimis ir taip paverčiama į tūrinį (pilnavidurį) kūną.

3.2.1. Radiologinių plokštelės vaizdų pavertimas paviršiniu kūnu

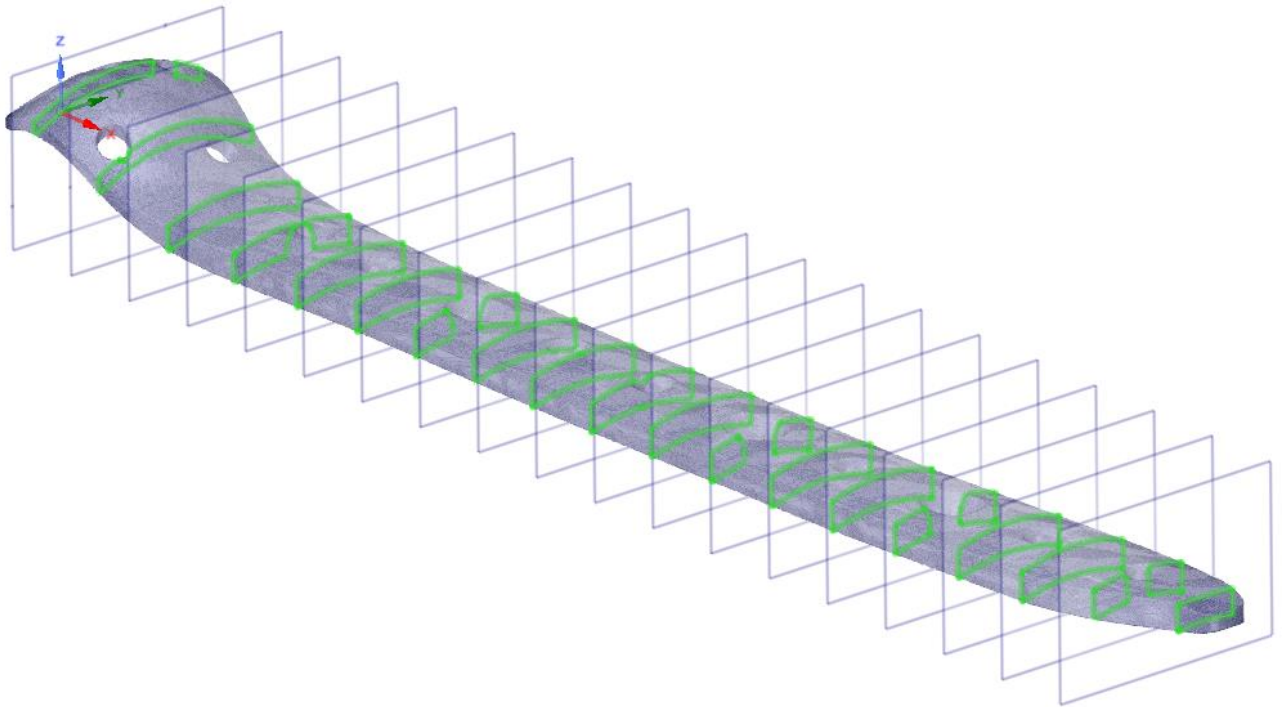
Fizinis plokštelės modelis nuskenuojamas pramoniniu kompiuteriniu tomografu Nikon XT H 225, kurio tikslumas apie 10 μm. Po skenavimo, kad būtų gautas 3D skenuoto modelio objektas, yra atliekama rekonstrukcija vaizdų, gautų skenavimo metu, šie vaizdai yra projekcinės skenuoto bandinio nuotraukos.

Skenavimo metu sugeneruojama apie 5000 nuotraukų, kiekviena iš nuotraukų užima apie 4 Mb, tad rekonstrukcijų kompiuteriui tenka apdoroti apie 20 Gb duomenų. Tam, kad šis procesas būtų atliekamas kiek galima greičiau, rekonstrukcijos kompiuteris yra sudarytas iš 32 branduolių ir 128 Gb operatyviosios atminties („*RAM*“), kad visas procesas naudotų daug greičiau veikiančią operatyvią atmintį, o ne standžiojo disko atmintį.

Po rekonstrukcijos pagal pilkumo skalę, panašiai kaip ir šlaunikaulio radiologinių vaizdų pavertimo į paviršinį kūną metu, išskiriamas norimas objekto vaizdas ir sugeneruojamas paviršinis modelis, kuris eksportuojamas STL formatu ir bus įkeltas į CAD modeliavimo programą.

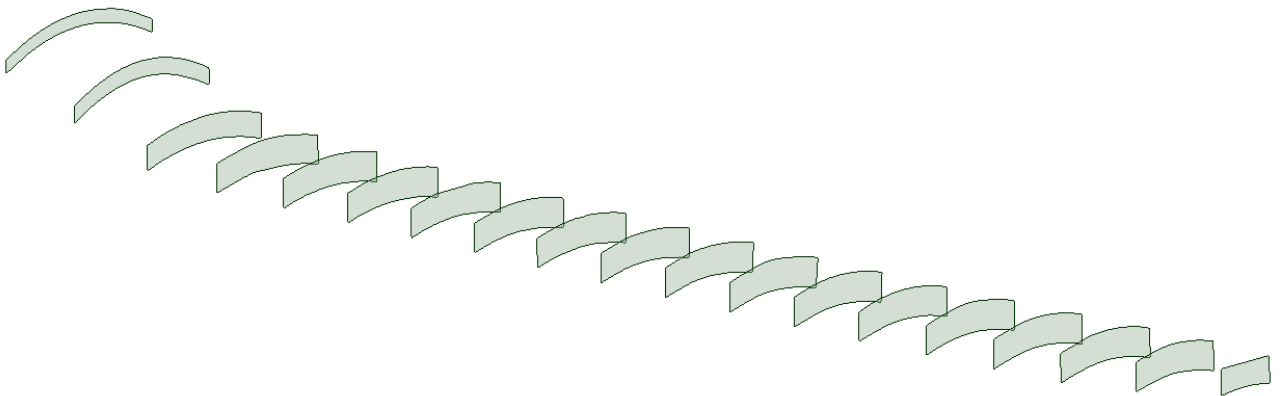
3.2.2. Plokštelės permodeliavimas pagal paviršinį modelį

Plokštelės permodeliavimas atliekamas dviem programiniais paketais – SpaceClaim Direct Modeler ir SolidWorks. Pradžioje, sugeneruotas paviršinis modelis importuojamas į SpaceClaim modeliavimo programą, kurioje per plokštelės ilgį sukuriama plokštumos, kertančios plokštelę statmenai. Pasinaudojus įrankiu *Extract curves* yra sugeneruojami eskizai, pagal pasirinktų plokštumų ir plokštelės modelio sankirtą (3.9 pav.).



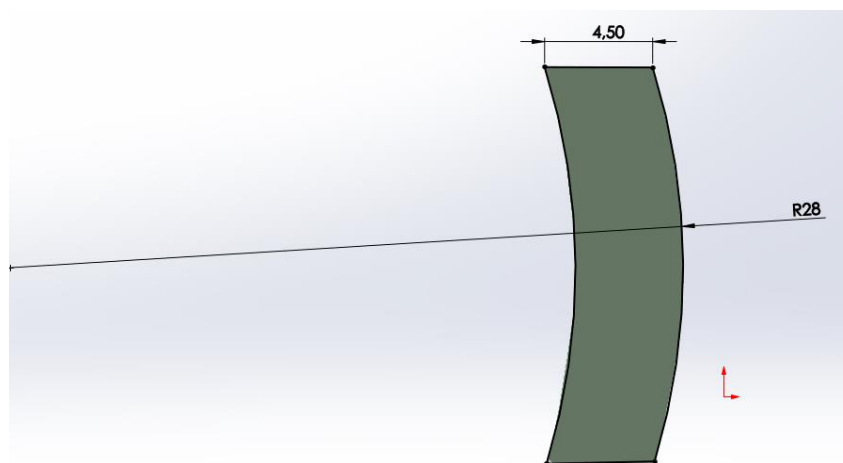
3.9 pav. Sukurtos plokštumos per plokštelės ilgį ir sugeneruoti eskizai (pažymėti žaliai) su *Extract curve* įrankiu

Tai atlikus kiekvienas eskizas sutvarkomas taip, kad būtų uždaras ir būtų sudarytas iš vienos dalies, neįvertinant, kad ties tam tikra plokštelės ir plokštumos sankirta yra skylė. Sutvarkius eskizus gaunami paviršiai, kurie reprezentuoja plokštelės skerspjūvį kiekvienoje plokštumoje (3.10 pav.).



3.10 pav. Sudaryti paviršiai pagal sugeneruotus ir sutvarkytus eskizus

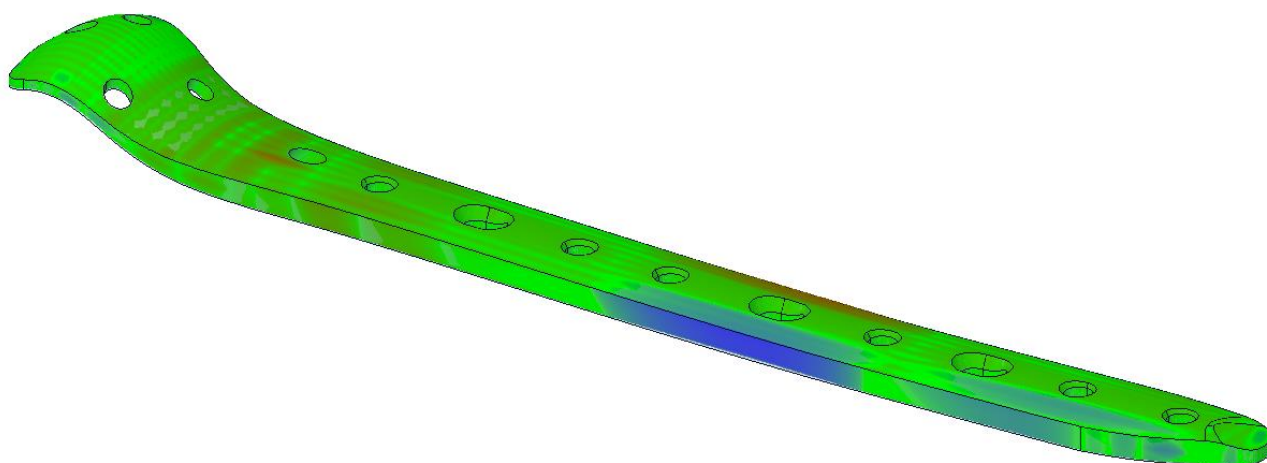
Sudaryti paviršiai išsaugomi STEP failo formatu ir importuojami į SolidWorks modeliavimo programą, kurioje bus sukurti nauji taisyklingos topologijos eskizai ant kiekvieno iš paviršių (3.11 pav.).



3.11 pav. Sukurtas naujas eskizas ant vieno iš importuotų paviršių

Pagal aukščiau aprašytą metodiką sukuriami visi kiti eskizai, kurie yra vienodos topologijos – sudaryti iš dviejų arkų ir dviejų linijų, taip daroma tam, kad atliekant eskizų sujungimą *Lofted Boss/Base* komanda, būtų gaunamas, kiek galima taisyklingesnės formos pilnaviduris atitinkantis plokštelę kūnas. Suformavus pilnavidurį kūną, modelis vėl išsaugomas STEP formatu ir importuojamas atgal į SpaceClaim modeliavimo programą, kurioje išjaunamos skylės ir atliekami kiti reikalingi pakeitimai, kad atkurtas pilnaviduris kūnas atitiktų paviršinių plokštelės modelį.

Atlikus visus reikiamus pakeitimus, atliekama palyginamoji analizė, kurios metu paviršinis plokštelės modelis lyginamas su sumodeliuota pilnavidure plokštele. Gaunama spalvinė diagrama (3.12 pav.), kurioje pateikiama, kuriose vietose ir kaip tiksliai pilnaviduris kūnas atkartoja paviršinį – gauta, kad permodeliuotos plokštelės modelis atitinka su mažesne nei 0,3 mm tolerancija.

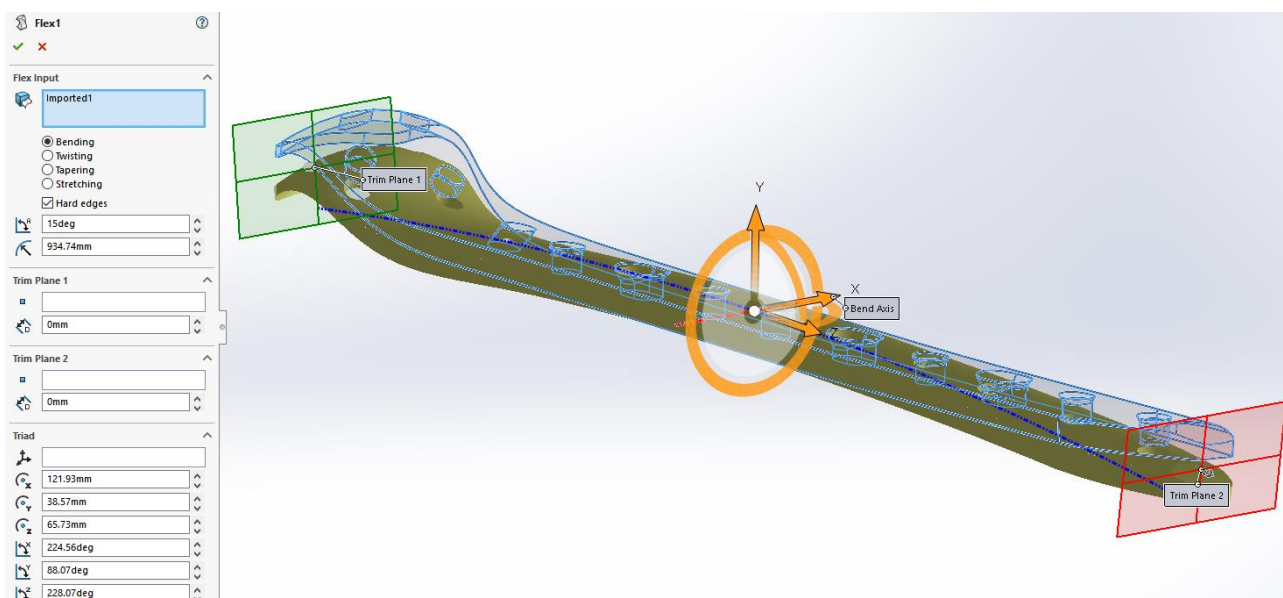


3.12 pav. Spalvinė paviršinio ir pilnavidurio plokštelės modelio palyginamosios analizės diagrama

Plokštelės sulenkimas

Įsitikinus, kas sukurtas pilnaviduris plokštelės modelis atitinka paviršinį, yra sukuriamos papildomos 5 plokštelės konfigūracijos, kurios skiriasi sulenkimo kampais. Sulenkimo kampas imitavo plokštelės pritaikymą prie šlaunikaulio šoninio paviršiaus, kurį atlieka daktarai norint išgauti kuo

didesnį prigludimą prie kaulo. Plokštelės sulenkimo kampai pasirinkti laisvai – bandymų metu plokštelė buvo sulenkta kas 3 laipsnius per vidurį: 3 °; 6 °; 9 °; 12 ° ir 15 °. Plokštelės lenkimas atliktas su SolidWorks programos *Flex* komanda (3.13 pav.).



3.13 pav. Plokštelės sulenkimas *Flex* komanda

3.3. ŠLAUNIKAULIŲ LŪŽIŲ PLOKŠTELĖS SKAITINĖS ANALIZĖS KRAŠTINĖS SĄLYGOS

3.3.1. *Medžiagų mechaninės savybės*

Skaitinei analizei atlikti susikurtos (aprašytos) trijų medžiagų savybės pagal standarte nurodytas ir/arba literatūroje rastas medžiagų parametrų reikšmes:

- šlaunikaulių lūžių gydymo plokštei priskirtos titano lydinio Ti6Al4V medžiagos savybės;
- šlaunikaulio išorinei daliai priskirtos kortikalinio kaulo, o vidinei daliai – trabekulinio (akytojo) kaulo medžiagos savybės.

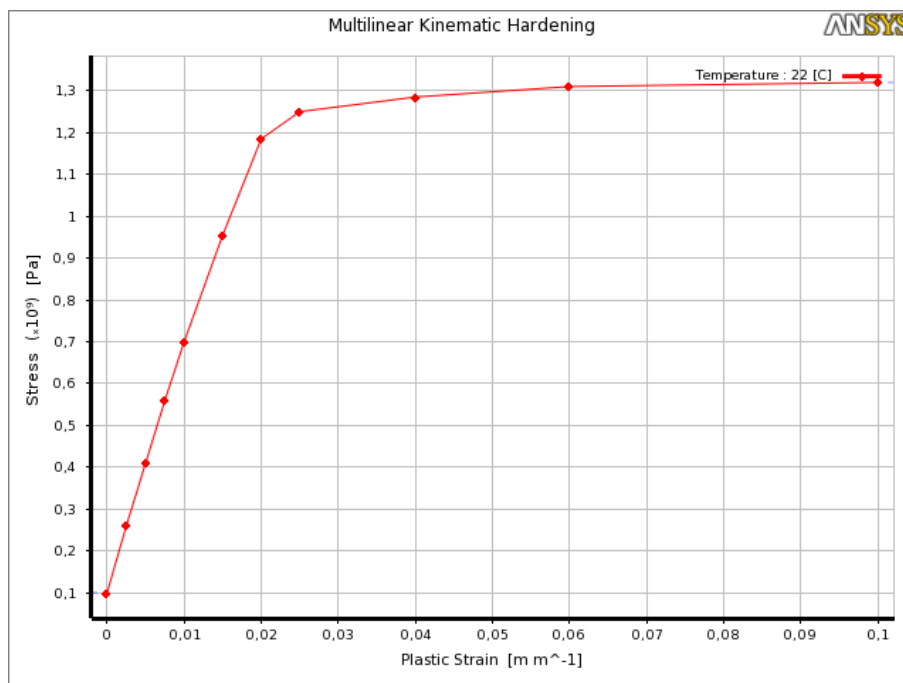
Titano lydinio medžiagos savybės

Titano lydinys T6Al4V yra viena iš pagrindinių medžiagų gaminant tokio tipo implantus, dėl didelio tvirtumo, mažo svorio, suderinamumu su žmogaus kūnu. Šio lydinio cheminės sudėtis ir mechaninės savybės yra apibrėžtos pagal ISO 5832-3 standartą, kuriame nurodoma, kokia procentinė dalis turi būti kiekvienos iš lydinio sudedamųjų dalių, kokia yra stiprumo, takumo ribos ir tamprumo modulis. Tiesa Puasono koeficientas standarte nėra nurodomas, tad jo reikšmė paimta iš literatūros šaltinio. Medžiaga nustatyta kaip izotropinė elastinė, medžiagos savybės, įvestos skaitinės analizės metu, pateiktos 3.2. lentelėje [21].

3.2. lentelė. Mechaninės T6Al4V lydinio savybės

Savybė	Reikšmė
Tamprumo modulis	115 GPa
Puasono koeficientas	0,33

Tam, kad būtų įvertinamas medžiagos netiesiškumas, jei įtempiai pasieks medžiagos takumo ribą ar ją viršys, įvesta medžiagos deformavimosi kreivė (ANSYS programoje *Multilinear kinematic hardening*) (3.14 pav.) [22].



3.14 pav. Titano lydinio medžiagos deformavimosi kreivė

Šlaunikaulio medžiagos savybės

Kaulų mechaninės savybės labai priklauso nuo žmogaus amžiaus, fizinės būklės ir kitų faktorių. Žmogui senstant kaulai tampa kietesni, tačiau trapesni ir lengviau lūžta. Nors kaulo mechaninės savybės labai priklauso nuo apkrovos tipo (krypties ir greičio), tačiau testavimai orientuoti į plokštelės stiprumą, todėl priimta, kad tiek išorinė tiek vidinė kaulo dalis yra izotropinės, tiesiškai elastingos medžiagos, kurių mechaninės savybės, naudotos skaitinės analizės metu, pateiktos 3.3. lentelėje [23].

3.3. lentelė. Mechaninės kaulo savybės

Kaulo dalis	Savybė	Reikšmė
Išorinė kaulo dalis	Tamprumo modulis	17,9 GPa
	Puasono koeficientas	0,29
Vidinė kaulo dalis	Tamprumo modulis	520 MPa
	Puasono koeficientas	0,29

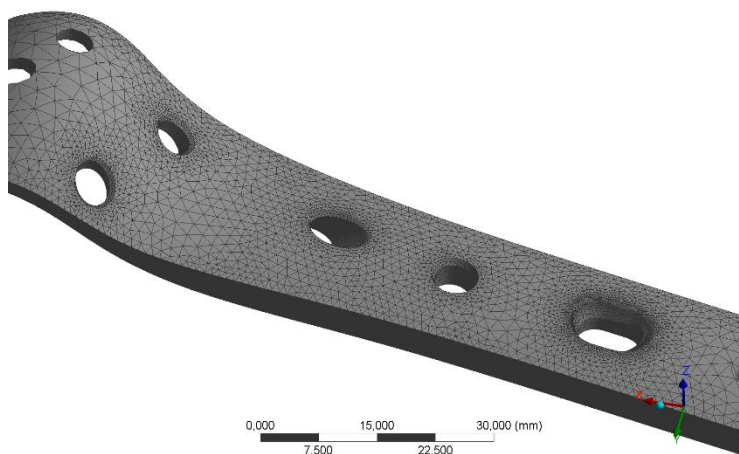
3.3.2. Baigtinių elementų tinklelis

Baigtinių elementų tinklelis, kaip ir kitos skaitinės analizės sąlygos, visų bandymų metu naudotas lygiai toks pat, tam, kad testavimų rezultatai nebūtų iškreipti dėl skirtingo baigtinių elementų kiekio, tipo ar jų kokybės. Globaliai modeliui nustatytas prisitaikantis tinklelis, kuris apibrėžtas minimaliu baigtinių elementų dydžiu, lygiu 3 mm, maksimaliu baigtinių elementų dydžiu, lygiu 15 mm, augimo koeficientas lygus 1,4 (3.15 pav.). Baigtinių elementų tipas erdviniai tetraedrai (Tet10).



3.15 pav. Baigtinių elementų tinklelis

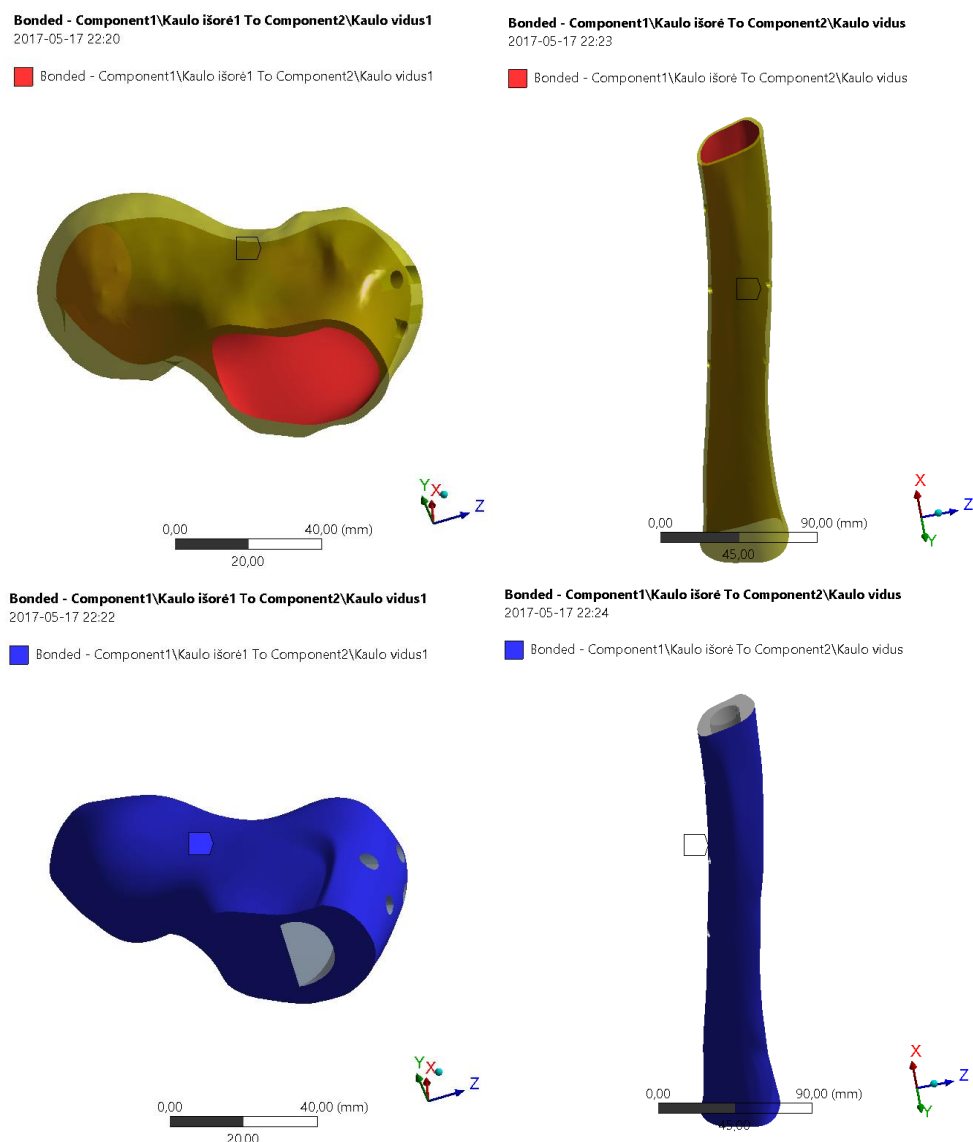
Papildomai susmulkintos vietos, kuriose labiausiai tikėtina, kad pasireikš didžiausi įtempiai – skylių, esančių netoli lūžio (trūkstamos kaulo dalies) zonos, kurių baigtinių elementų dydis gali svyruoti nuo 0,25 mm iki 0,5 mm, augimo koeficientas 1,2 (3.16 pav.).



3.16 pav. Susmulkintos plokštelės vietos, kuriose labiausiai tikėtina, kad pasireikš didžiausi įtempiai

3.3.3. *Kontaktuojančių dalių aprašymas, įtvirtinimai ir apkrovos*

Besiliečiantiems kaulo vidinės iš išorinės dalies paviršiams nustatytas nejudrus (*bonded*) kontaktas, kuris nurodo, kad šios dalys negali prislinkti ar pasisukti viena kitos atžvilgiu (3.17 pav.).



3.17 pav. Besiliečiantys kaulo vidinės iš išorinės dalies paviršiai: raudona spalva pažymėti išorinio kaulo paviršiai; mėlyna - vidiniai kaulo paviršiai

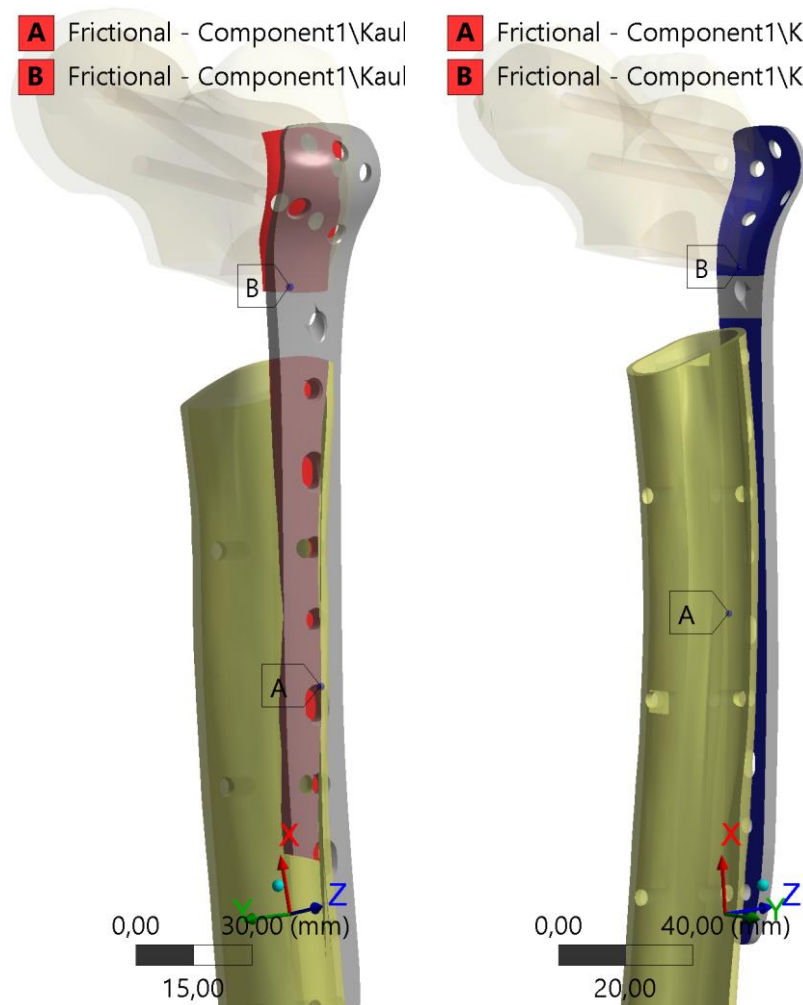
Kaulo išorinės dalies ir plokštelės paviršiai, kurie liečiasi ar galimai susilies apkrovos metu (3.18 pav.), nustatytas realus kontaktas įvertinant trintį (*frictional*), kuris nurodo, kad šios dalys gali prislinkti ar pasisukti viena kitos atžvilgiu, esant nurodytam trinties koeficientui. Parinktas trinties koeficientas lygus 0,3 [24].

Frictional - Component1\Kaulo
2017-05-14 17:25

Frictional - Component1\Kaulo i
2017-05-14 17:24

A Frictional - Component1\Kaul
B Frictional - Component1\Kaul

A Frictional - Component1\Kaul
B Frictional - Component1\Kaul

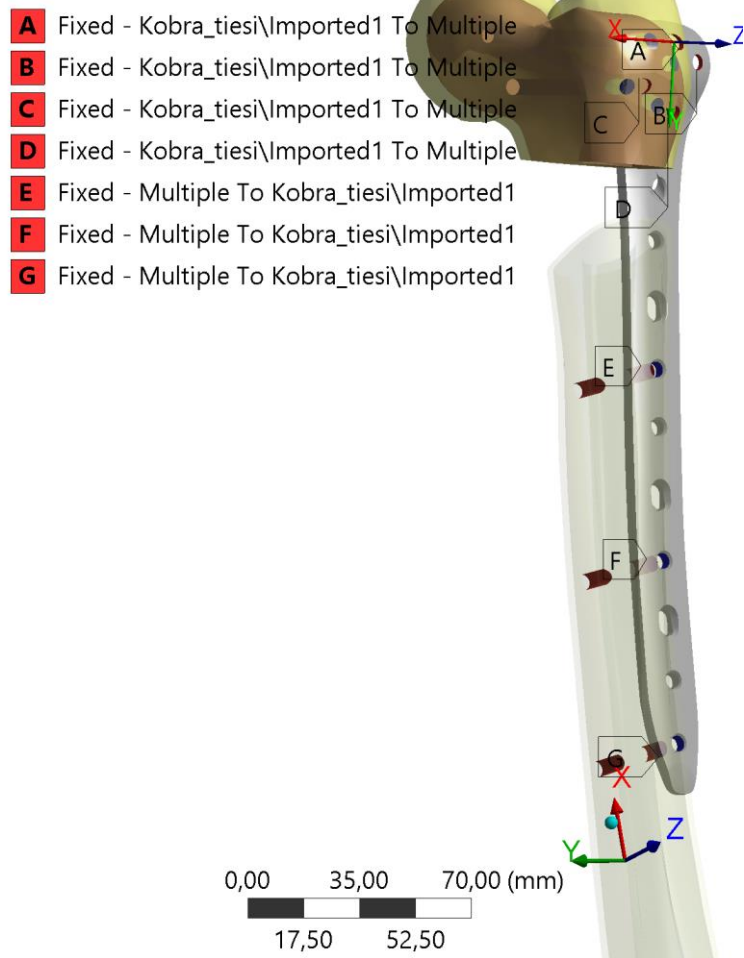


3.18 pav. Kaulo išorinės dalies ir plokštelės paviršiai, kurie liečiasi ar galimai susilies apkrovos metu (raudona spalva pažymėti kaulo dalies paviršiai; mėlyna spalva pažymėti plokštelės paviršiai)

Vietoj sraigtų įterpimo į skaitinę analizę, kurie ženkliai padidintų skaičiavimo laiką ir nėra būtini dėl skaitinės analizės tikslo, plokštelės skylių vidiniai paviršiai ir kaule suformuotų cilindrinė skylių vidiniai paviršiai sujungti suformuojant virtualų standų ryšį (*fixed joint* ryšys) (3.19 pav.), kuris apriboja šių paviršių prasislinkimą ir pasisukimą. Toks ryšys tarp skylių atkartoja rakinamų sraigtų įsukimą į plokštelę, kurie taip pat pilnai suvaržo plokštelę kaulo atžvilgiu. Plokštelė šlaunikaulio kūno dalyje sujungta trijų skylių vidiniais paviršiais, tai atlikta atsižvelgiant pagal straipsnyje naudotą sraigtų įsukimo skaičių šioje plokštelės dalyje.

Fixed - Kobra_tiesi\Imported1 To Multiple

2017-05-14 17:19



3.19 pav. Plokštelės skylių vidiniai paviršiai ir kaule suformuotų cilindrinų skylių vidiniai paviršiai sujungti *fixed joint* ryšiu

Įtvirtinimai

Apatiniai vidinio ir išorinio kaulo paviršiai, ties nupjovimo vieta, įtvirtinti nejudamai (3.20 pav.). Taip atlikta atsižvelgiant pagal straipsnyje naudotą kaulo tvirtinimo metodą, kurio metu šlaunikaulio krumplių apatiniai paviršiai buvo įtvirtinti nejudamai.

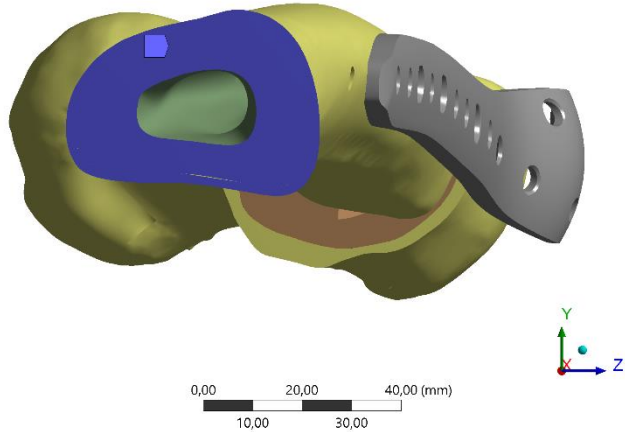
A: Kobra2_spaudimas_500N_0deg

Fixed Support

Time: 1, s

2017-05-14 17:15

Fixed Support



3.20 pav. Apatiniai vidinio ir išorinio kaulo paviršiai, ties nupjovimo vieta, įtvirtinti nejudamai (pažymėti mėlynai)

Apkrova

Statinė apkrova užduota šlaunikaulio galvos viršutiniams paviršiams, kuri imituoja atsistojimą ant vienos kojos. Jėgos dydis parinktas pagal straipsnyje naudotos jėgos dydį ir lygus 500 N (3.21 pav.)

A: Kobra2_spaudimas_500N_0deg

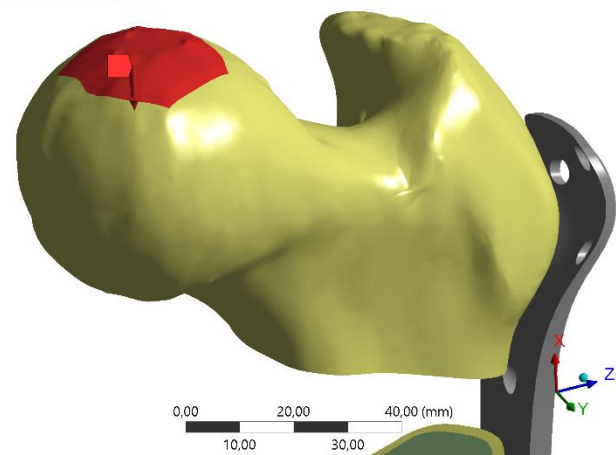
Force

Time: 1, s

2017-05-14 17:15

Force: 500, N

Components: -500,0,0, N



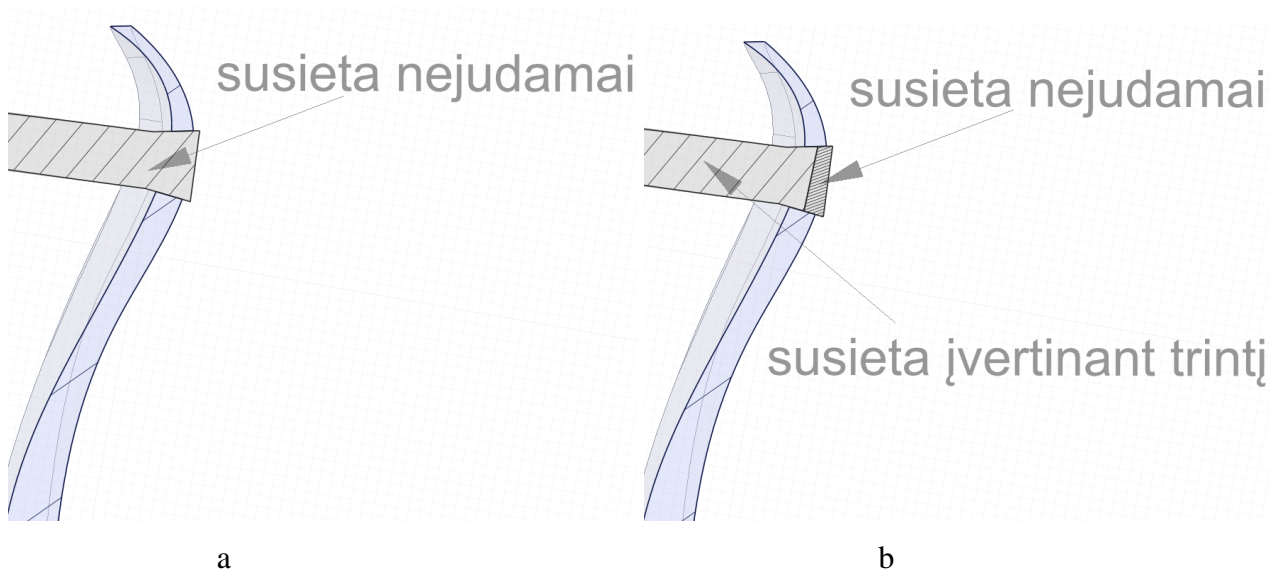
3.21 pav. Statinė apkrova užduota šlaunikaulio galvos viršutiniams paviršiams (pažymėti raudonai)

3.3.4. Plokštelės pritvirtinimo būdo įtakos skaitinė analizė

Skaitinės analizės sąlygos tokios pačios kaip ir pirmosios skaitinės analizės atveju (žr. 3 skyrių), tik šiuo atveju vietoj *fixed joint* ryšio panaudojimo, pritvirtinant plokštelę prie kaulo, įterpti

sraigčių virtualūs modeliai. Skaitinė analizė atlikta su 6 plokštelės konfigūracija, įterpiančią 4 sraigčių modelius į šlaunikaulio artimąjį galą.

Atliktos dvi skaitinės analizės: pirmu atveju visų įterptų sraigčių galvučių dalis, kuri įsisuka į plokštelę, nustatytas nejudrus (*bonded*) kontaktas (3.22 pav. a); antru atveju sraigčių galvutės padalintos į dvi dalis, kurios vienai daliai nustatytas nejudrus kontaktas su plokštele, o kitai daliai nustatytas realus kontaktas įvertinant trintį (*frictional* kontaktas) (3.22 pav. b) (abiems atvejais sraigto galvučių dalims tarpusavyje nustatytas *bonded* kontaktas). Abiem atvejais sraigto dalims, kurios įsisuka į kaulą, nustatytas *bonded* kontaktas su kaulu. Toks sraigčių modelių įterpimas į skaitinę analizę, labiau atkartoja realias eksploatacijos sąlygas, tačiau testavimai tampa sudėtingesni.

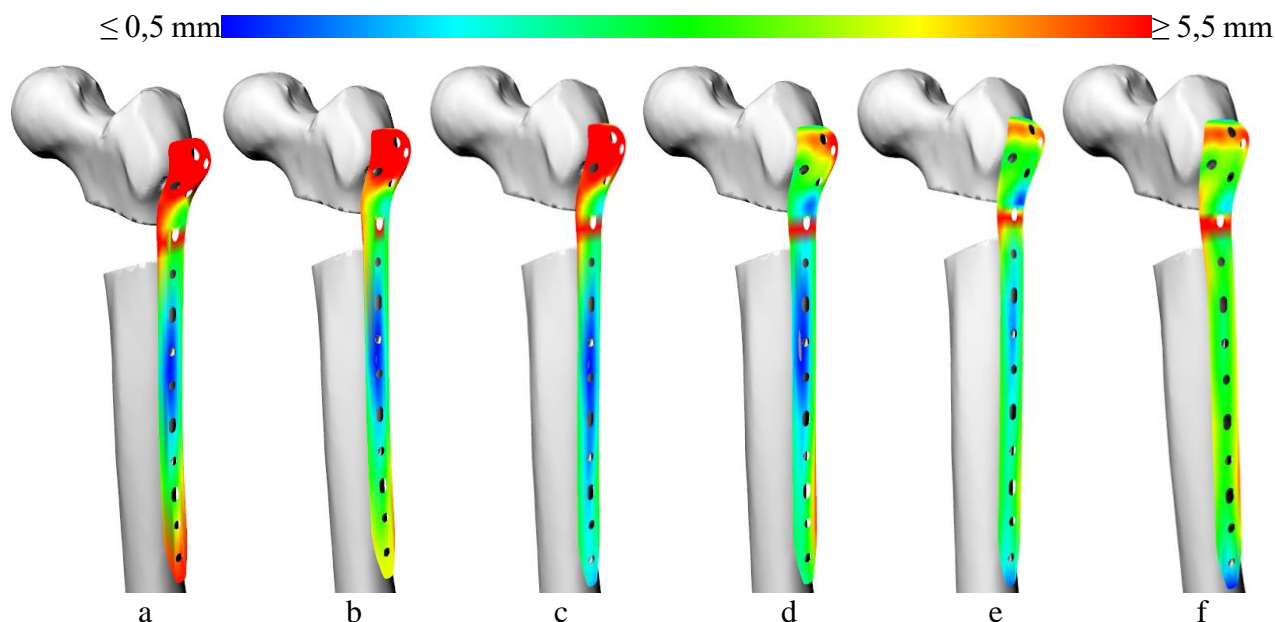


3.22 pav. Plokštelės pritvirtinimo įtakos skaitinė analizė įterpus sraigčius: a) visa sraigto galvutė susieja nejudamai su plokštele; b) viena sraigto galvutės dalis susieja nejudamai, kita dalis susieja įvertinant trintį

Visos kitos kraštinės sąlygos (apkrova, įtvirtinimai, baigtinių elementų tinklelis ir kt.) palikti lygiai tokie patys, kaip ir prieš tai atliktos skaitinės analizės metu.

3.4. PLOKŠTELE SUJUNGTO LŪŽUSIO ŠLAUNIKAULIO SISTEMOS SKAITINĖS ANALIZĖS REZULTATAI

Prieš atliekant skaitinę analizę, atlikta plokštelės prigludimo prie šlaunikaulio paviršiaus analizė, su kiekviena plokštelės konfigūracija. Šios analizės metu nustatyta, kaip tiksliai (kaip arti) plokštelė priglunda prie kaulo, tokiu būdu bus galima įvertinti, kokią įtaką plokštelės prigludimas turi plokštei sujungto lūžusio šlaunikaulio sistemos stiprumui. Plokštelės prigludimo analizė atlikta su Rhinoceros programine įranga, specialia komandų eilute (*script*), kuri nustato kiekvieno plokštelės paviršiaus taško mažiausią (arba didžiausią) nuotolį nuo kaulo paviršiaus. Išvedama spalvinė diagrama, kuri parodo toliausiai ir arčiausiai esančias plokštelės paviršiaus vietas, kurios glaudžiasi prie kaulo (3.23 pav.).



3.23 pav. Plokštelės prigludimo prie šlaunikaulio paviršiaus analizė: a) tiesios plokštelės; b) sulenktos 3 °; c) sulenktos 6 °; d) sulenktos 9 °; e) sulenktos 12 °; f) sulenktos 15 °

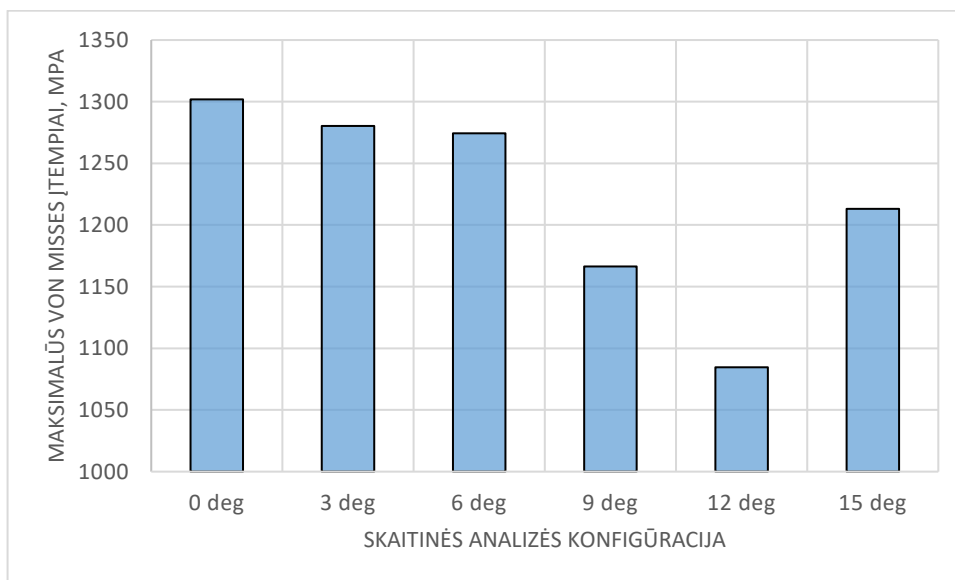
Iš atliktos plokštelės prigludimo prie šlaunikaulio analizės aiškiai matyti, kad didinant plokštelės sulenkimo kampą, plokštelės paviršius labiau atkartojo šlaunikaulio anatomiją. Nesulenktos ar mažiau nei 9 laipsnių kampu sulenktos plokštelės galai yra nutolę didesniu nei 5 mm atstumu, kas jau yra kritinė riba. Minėtos ribos viršyti nepatartina, tad atsižvelgiant į tai plokštelę deformuoti būtina, norint užtikrinti tolygų plokštelės prigludimą. Plokštelės paviršiaus nuotolis, sulenkus ją didesniu nei 9 laipsnių kampu, tampa pastebimai tolygesnis ir per visą plokštelės ilgį jis tampa mažesnis nei 5 mm. Tolygiausias plokštelės paviršiaus prigludimas matomas plokštelę sulenkus 15 laipsnių kampu, šiuo atveju plokštelė nutolusi maždaug vienodu 3 mm atstumu nuo kaulo per visą jos ilgį.

Iš gautos skaitinės analizės nustatyta, kad didėjant plokštelės sulenkimo kampui maksimalūs von-Mises įtempiai ir šlaunikaulio galvos įlinkiai mažėja iki 5 plokštelės konfigūracijos (12 laipsnių kampu sulenktos plokštelės), o su šešta plokštelės konfigūracija von-Mises įtempiai ir įlinkiai padidėja (3.4 lentelė). Tuo tarpu plokštelės-kaulo kontaktinės sąveikos zonoje susidaręs slėgis didėjo beveik nuosekliai didėjant plokštelės sulenkimo kampui (3.4 lentelė).

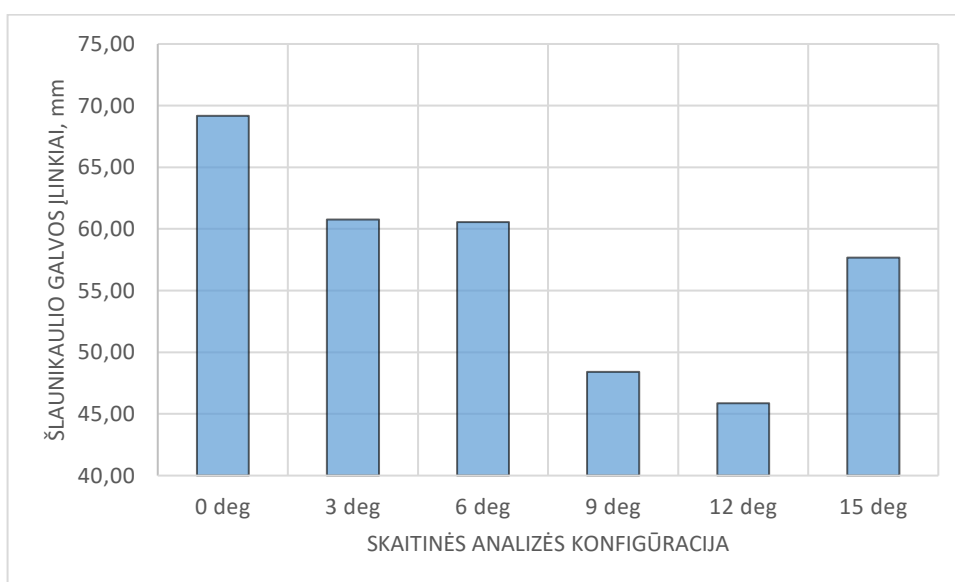
3.4 lentelė. Plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio sistemos stiprumo skaitinės analizės rezultatai

Skaitinės analizės konfigūracija	Maksimalūs von-Mises įtempiai, [MPa]	Maksimalūs įlinkiai, [mm]	Kontaktinės sąveikos zonoje susidaręs slėgis, [MPa]
1	1301,9	69,19	324,66
2	1280,2	60,76	315,75
3	1274,4	60,55	408,79
4	1166,4	48,40	395,23
5	1084,6	45,87	550,13
6	1213,2	57,68	553,68

Suformavus maksimalių von-Mises įtempių ir šlaunikaulio galvos įlinkių diagramas (atitinkamai 3.24 pav. ir 3.25 pav.) matyti, kad šlaunikaulio galvos įlinkiai labiau priklausė nuo plokštelės sulenkimo kampo, nes net ir plokštelę sulenkus 3 laipsnių kampu, įlinkiai sumažėjo apie 10 mm. Tuo tarpu maksimalių von-Mises įtempių reikšmė kito nežymiai iki 4 skaitinės analizės konfigūracijos, ties kuria įtempiai sumažėjo per kiek daugiau nei 100 MPa. Įtempių šuolį galima sieti su plokštelės prigludimo prie šlaunikaulio analizės rezultatu, kuriais nustatyta, kad sulenkus plokštelę 9 laipsnių kampu, plokštelės paviršius pastebimai geriau prisiglaudžia prie šlaunikaulio.



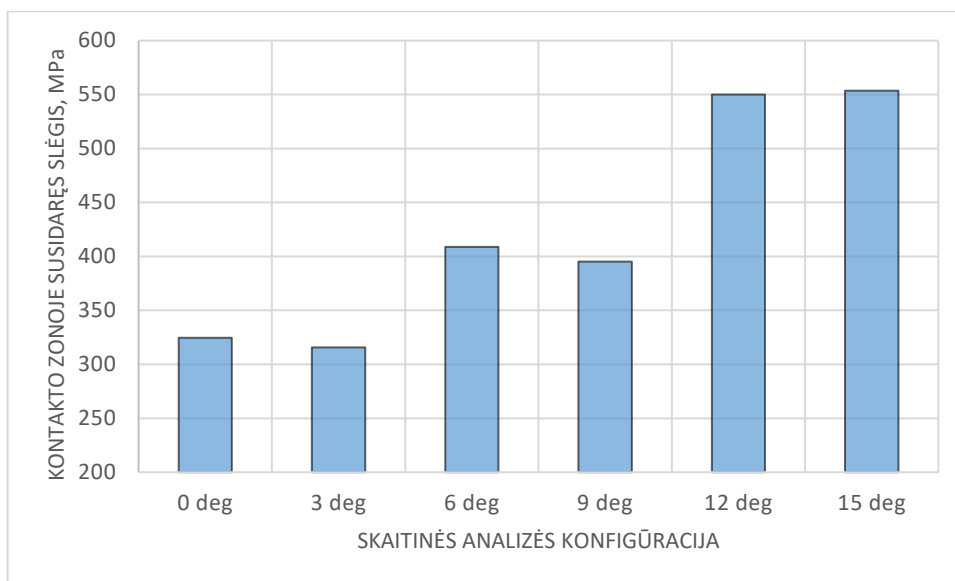
3.24 pav. Maksimalūs von-Mises įtempiai esant skirtingoms sistemos konfigūracijoms



3.25 pav. Šlaunikaulio galvos maksimalūs poslinkiai esant skirtingoms sistemos konfigūracijoms

Iš plokštelės-kaulo kontaktinės sąveikos zonoje susidariusio slėgio (3.26 pav.) matyti, kad slėgis didėjo didėjant ir plokštelės sulenkimo kampui, tik ties 2 ir 4 konfigūracijomis slėgis buvo mažesni nei prieš tai buvusios konfigūracijos metu. Verta pabrėžti, kad padidėjus plokštelės sulenkimo kampui nuo 9 ° iki 12 °, slėgis kontaktinės sąveikos zonoje padidėjo daugiau nei 150 MPa.

Slėgio didėjimą kontaktinės sąveikos zonoje galima sieti su plokštelės paviršiaus prigludimu prie kaulo, kuris, didėjant plokštelės sulenkimo kampui, tapo vis artimesnis kaulo paviršiui ir dėl to sumažėjo tarpas tarp kaulo ir plokštelės. Iš plokštelės paviršiaus prigludimo prie šlaunikaulio analizės, tolygiausiai plokštelės prigludimas nustatytas sulenkus ją 15 laipsnių kampu, dėl to slėgis, plokštelės-kaulo kontaktinės sąveikos zonoje, susidarė didžiausias.

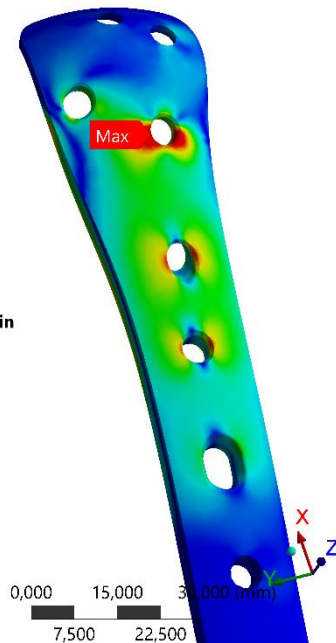
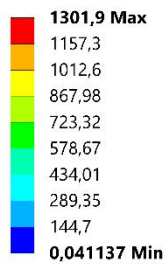


3.26 pav. Plokštelės-kaulo kontaktinės sąveikos zonoje susidaręs slėgis esant skirtingoms sistemos konfigūracijoms

Atsižvelgiant pagal gautus plokštelės prigludimo prie šlaunikaulio analizės ir plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio sistemos stiprumo skaitinės analizės rezultatus, išryškėjo tendencija, kad gerinant plokštelės prigludimą prie šlaunikaulio, susidarė mažesni tiek maksimalūs von-Mises įtempiai tiek šlaunikaulio galvos įlinkiai. Tačiau nors geriausias prigludimas nustatytas kai plokštelė sulenkta 15 laipsnių kampu, mažiausi maksimalūs von-Mises įtempiai ir šlaunikaulio galvos įlinkiai susidarė šlaunikaulio lūžį fiksuojant 12 laipsnių kampu sulenkta plokštele. Ši tendencija priešinga plokštelės-kaulo kontaktinės sąveikos zonoje susidariusiam slėgiui, kuris, gerinant plokštelės prigludimą prie kaulo, didėjo.

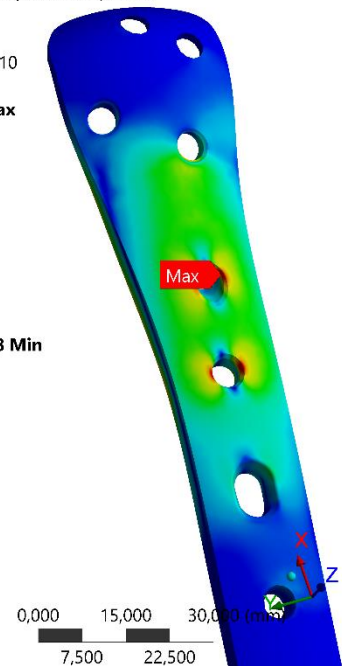
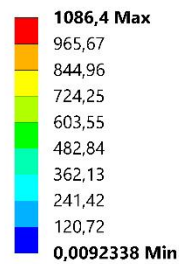
Verta pabrėžti, kad maksimalių von-Mises įtempių pasiskirstymas visose skaitinės analizės konfigūracijose nebuvo vienodas – pirmose 4-iose konfigūracijos maksimalūs įtempiai susidarė ketvirtoje nuo viršaus plokštelės skylės nuožuloje, o 5-toje konfigūracijose jie susidarė penktoje nuo viršaus skylės nuožuloje (3.26 pav.). Pagal pateiktas spalvines von-Mises įtempių diagramas taip pat galima pasakyti, kad įtempiai perėjo iš plokštelės galvos dalies į plokštelės kūno dalį.

A: Kobra2_spaudimas_500N_0deg
 Equivalent Stress 2
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 2017-05-14 17:07



a)

E: Kobra2_spaudimas_500N_12deg
 Equivalent Stress 2
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 2017-05-14 17:10

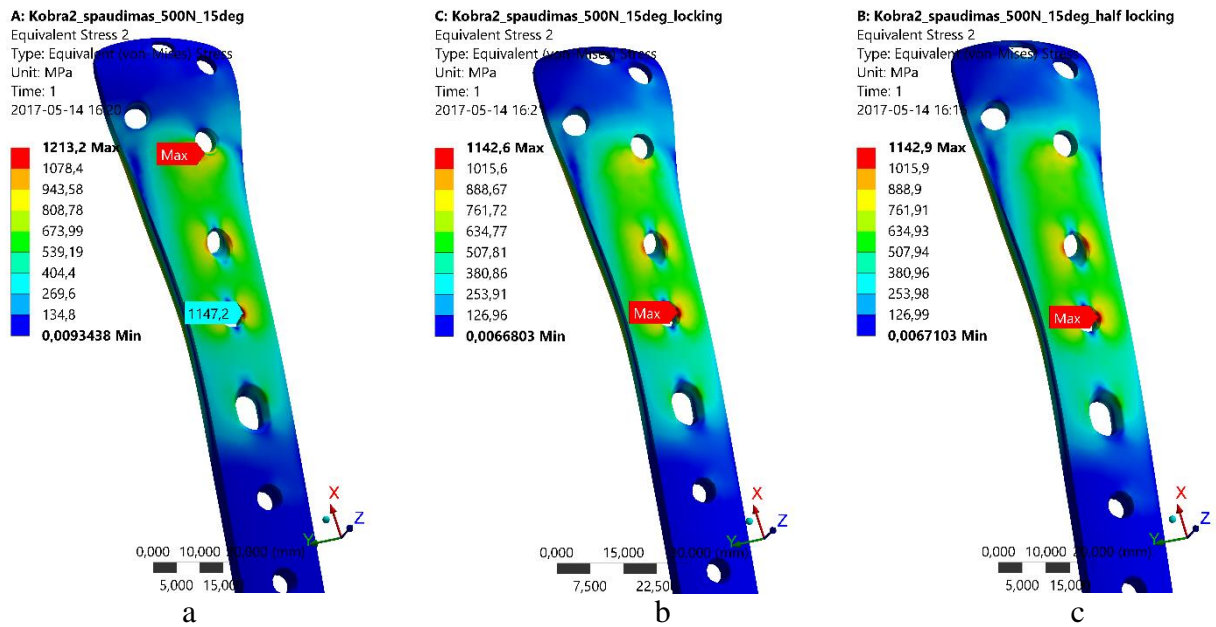


b)

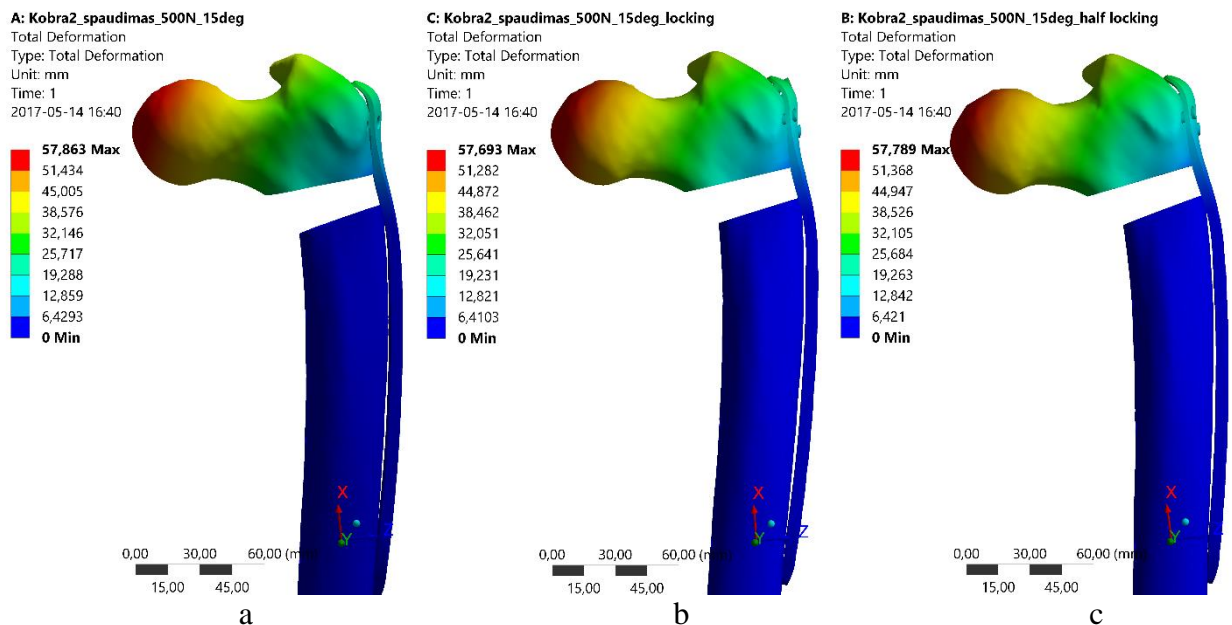
3.26 pav. von-Mises įtempių pasiskirstymas plokštelėje: a) pirmos skaitinės analizės konfigūracijos metu; b) penktos konfigūracijos metu

Plokštelės pritvirtinimo įtakos skaitinės analizės rezultatai

Atlikus plokštelės pritvirtinimo įtakos skaitinę analizę, kuriu metu įterpti sraigčių modeliai ir suformuotos papildomos dvi skaitinės analizės su 6 konfigūracijos plokšte gauta, kad tiek maksimalių von-Mises įtempių tiek šlaunikaulio galvos įlinkių pokytis yra mažas – suminiai von-Mises įtempiai, toje pačioje plokštelės vietoje, skyrėsi mažiau nei 0,5 % (3.27 pav.), o šlaunikaulio galvos įlinkiai – skyrėsi mažiau nei 0,3 % (3.28 pav.). Verta atkreipti dėmesį, kad maksimalūs von-Mises įtempiai, skaitinės analizės be sraigčių metu, susidarė 4-oje nuo viršaus plokštelės skylės briaunoje, o įterpus sraigčių modelius įtempiai susidarė 6-oje nuo viršaus plokštelės skylės briaunoje.



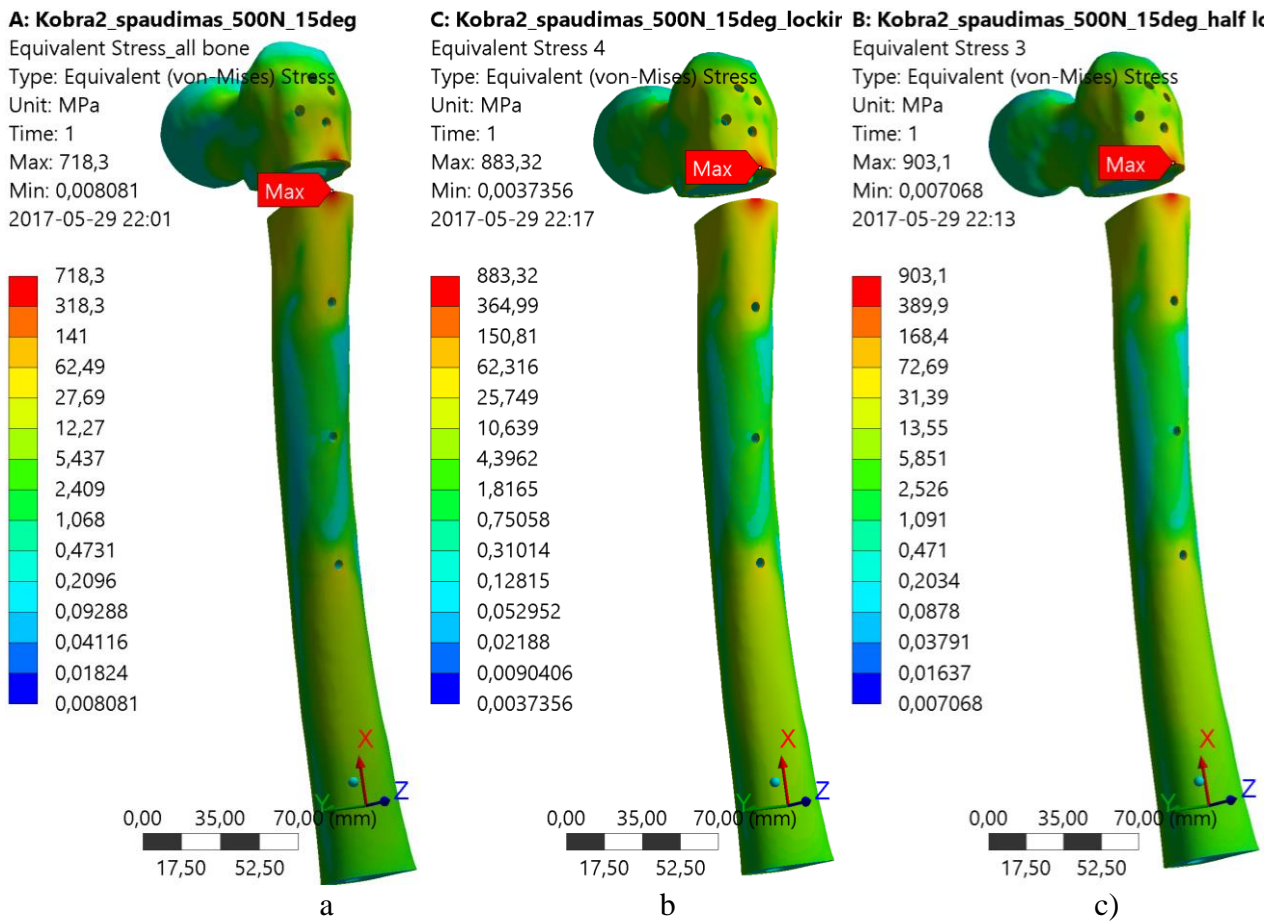
3.27 pav. von-Mises įtempių pasiskirstymas 6 konfigūracijos plokštelėje: a) skaitinės analizės be sraigčių metu; b) skaitinės analizės su pilnai susieta sraigto galvute metu; c) skaitinės analizės su padalinta į dvi dalis sraigto galvute metu



3.28 pav. Šlaunikaulio galvos įlinkiai su 6 konfigūracijos plokšte: a) skaitinės analizės be sraigčių metu; b) skaitinės analizės su pilnai susieta sraigto galvute metu; c) skaitinės analizės su padalinta į dvi dalis sraigto galvute metu

Įvertinus, kokio dydžio maksimalūs von Mises įtempiai susidarė kaule, gauta, kad plokštelės pritvirtinimo būdas šiuo atveju turi didesnę įtaką, nei įtempių pasiskirstymui plokštelėje ar šlaunikaulio galvos įlinkiams. Maksimalūs įtempiai susidarė kortikaliniame kaulo sluoksnyje ties lūžio vieta ir siekė 603,98 MPa skaitinės analizės be sraigčių metu, o įterpus sraigčių modelius jie padidėjo iki 883,32 MPa, kai sraigto galvutė buvo pilnai susieta su plokšte, ir iki 903,08 MPa, kai sraigto galvutė buvo padalinta į dvi dalis. Šiuo atveju maksimalių įtempių pokytis buvo didesnis nei

46 %, kai sraigto galvutė buvo pilnai susieta, ir didesnis nei 49,5 %, kai sraigto galvutė buvo padalinta į dvi dalis, lyginant su skaitinės analizės be sraigtų gauta maksimalių įtempių reikšme. Ši įtempių šuolį galima sieti, kai vietoj virtualių standžių ryšių panaudojimo, skaitinės analizės be sraigtų metu, naudoti deformuojami sraigto modeliai pritvirtinant plokštelę prie kaulo. Šiuo atveju sraigto modeliai deformuojasi ir taip plokštelė labiau spaudžiasi prie kaulo, susidaro didesnis slėgis plokštelės-kaulo kontaktinės sąveikos zonoje, kurioje ir susidaro maksimalūs įtempiai šlaunikaulyje.



3.28 pav. Maksimalūs von Mises įtempiai šlaunikaulyje: a) skaitinės analizės be sraigtų metu; b) skaitinės analizės su pilnai susieta sraigto galvute metu; c) skaitinės analizės su padalinta į dvi dalis sraigto galvute metu

IŠVADOS

Išnagrinėtos anatomicinės ir biomechaninės šlaunikaulių savybės, jų sandara ir juos veikiantys raumenys, apžvelgti įvairių šlaunikaulio dalių lūžiai. Išanalizuoti šlaunikaulio lūžių fiksavimo metodai, aprašytos gydymui skirtų plokštelių savybės ir komplikacijos, pasitaikančios gydant šlaunikaulių lūžius metalinėmis plokštelėmis.

Radiologinių vaizdų pagrindu parengti šlaunikaulio ir plokštelės erdviniai geometriniai modeliai, tinkami įtempių-deformacijų būvio skaitinei analizei baigtinių elementų metodu. Parengus erdvinius skaičiuojamuosius modelius atlikta plokštele sujungto lūžusio šlaunikaulio sistemos stiprumo skaitinė analizė, kurios metu nustatyta:

- plokštelės deformavimas, siekiant pritaikyti ją prie šlaunikaulio anatomijos, turėjo teigiamos įtakos tiek šlaunikaulio-plokštelės sistemos atsparumui spaudimo jėgai, tiek plokštelės paviršiaus prigludimui prie šlaunikaulio, nes von-Mises įtempiai, padidėjus plokštelės sulenkimo kampui nuo 0° iki 12° , sumažėjo daugiau nei 16 %, o šlaunikaulio galvos įlinkiai – daugiau nei 33 %, o tarpelis, tarp plokštelės ir šlaunikaulio paviršiaus, per visą plokštelės ilgį tapo tolygesnis;
- per didelis plokštelės sulenkimas pablogina šlaunikaulio-plokštelės sistemos atsparumą spaudimo jėgai. Nors geriausias plokštelės paviršiaus prigludimas prie šlaunikaulio gautas esant 15 laipsnių kampui sulenkiant plokštelę, tačiau sulenkimo kampą padidinus nuo 12° iki 15° von-Mises įtempiai padidėjo daugiau nei 11,5 %, o šlaunikaulio galvos įlinkiai – daugiau nei 25,5 %;
- tarpelio tarp plokštelės ir šlaunikaulio paviršiaus dydis turi ženklios įtakos plokštelės-kaulo kontaktinės sąveikos zonoje susidarantiems slėgiui, kuris padidinus plokštelės sulenkimo kampą nuo 0° iki 15° padidėjo daugiau nei 70,5 %,. Todėl „pritaikant“ plokštelę prie kaulo (ją sulenkiant), turi būti užtikrinta, kad tarpelis tarp kaulo ir plokštelės būtų pastovus ir kiek galima mažiau kintantis esant apkrovai;
- veikiant pusės žmogaus kūno masės statinei apkrovai maksimalių von-Mises įtempių plokštelėje vertės siekė titano lydinio stiprumo ribą (pirmos konfigūracijos atveju – 1301,9 MPa), tačiau tik labai nedidelėse, lokaliuose zonose (tvirtinimo skylių nuožulose), todėl tikėtina, kad joms plastiškai deformavusis įtempiai persiskirstytų ir bendrai paėmus plokštelę atlaikytų tokią apkrovą nesuirdama ir ženkliai nesideformuodama. Taip pat pažymėtina, kad skaitinės analizės metu naudotos apkrovos yra ekstremalios, mažai tikėtinos realiu atveju, nes pacientui gydymo pradžioje, kada kaulo fragmentai dar nėra suaugę, priminti koją yra draudžiama.

Atlikus plokštelės pritvirtinimo prie kaulo būdo įtakos skaitinę analizę nustatyta, kad absoliučiai standžius ryšius pakeitus į deformuojamus sraigčių modelius, plokštelėje susidarę maksimalūs von-Mises įtempiai skyrėsi mažiau nei 0,5 %, šlaunikaulio galvos įlinkiai – mažiau nei 0,3 %, o maksimalūs von-Mises įtempiai, susidarę kaule, padidėjo daugiau nei 46 %, kai sraigto galvutė buvo susieta standžiai su plokštele ir daugiau nei 49,5 %, kai sraigto galvutė buvo padalinta į dvi dalis ir tik viena jos dalis su plokštele susieta standžiai, o kita dalis susieta realiu kontaktu, įvertinant trintį. Šiuo atveju plokštelės stiprumui pritvirtinimo būdas įtakos neturi, tačiau absoliučiai standžių ryšių pakeitimas turi įtakos slėgiui plokštelės-kaulo kontaktinės sąveikos zonoje, kuris išauga dėl sraigčių deformavimosi, o dėl išaugusio kontaktinio slėgio susidaro ženkliai didesni įtempiai kaule. Šio tyrimo rezultatų pagrindu darytina išvada, kad tiriant plokštele sujungto kaulo sistemų stiprumą, jos tvirtinimo prie kaulo būdas, turi esminės įtakos skaičiavimo rezultatams ir siekiant maksimalaus skaičiuojamojo modelio ir skaičiavimo rezultatų adekvatumo realiai situacijai, skaičiuojamajame modelyje turi būti įvertinamas ir tvirtinimo sraigčių standumas.

LITERATŪRA

1. V. Alekna, M. Tamulaitienė, A. Krasauskienė, „Osteoporozės diagnostika ir gydymas“ 2003. 94 psl.
2. Harder Y, Martinet O, Barraud GE, Cordey J, Regazzoni P. The mechanics of internal fixation of fractures of the distal femur: a comparison of the condylar screw (DCS) with the condylar plate (CP). *Injury* 1999;30 Suppl 1:A31-9.
3. Baumgaertner MR, Oetgen ME. Intertrochanteric hip fractures. In: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM et al, eds. *Skeletal Trauma: Basic Science Management and Reconstruction*. Vol. 2, 4th ed. Philadelphia, Elsevier Science, 2008, 1913 – 1957
4. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop Relat Res* 1988;235:148
5. Kaufer H, Matthews LS, Sonstegard D: Stable fixation of intertrochanteric fractures: a biomechanical evaluation, *J Bone Joint Surg* 1974;56A:899.
6. S. Hoppenfeld. The femur In: deBoer P, Buckley R, eds. *Surgical Exposures in Orthopaedics: The Anatomic Approach*. 4th ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2009, 464 – 504.
7. Ch. Krettek. Fractures of the distal femur. In: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM et al, eds. *Skeletal Trauma: Basic Science Management and Reconstruction*. Vol. 2, 4th ed. Philadelphia, Elsevier Science, 2008, 2073 – 2131.
8. Anatomijos praktikos darbai: mokomoji priemonė. Kaunas LKKA 2001. 13 psl.
9. BR Rawal, R. Ribeiro, R. Malhotra, N. Bhatnagar Anthropometric measurements to design best-fit femoral stem for the Indian population 2012.
10. J. Schatzker, M. Tile *The Rationale of Operative Fracture Care* 3rd Edition Springer Berlin Heidelberg New York. 2005 13 pasl.
11. M. Müller *AO Classification of fracture Long Bones* 2006.
12. Medicinos prietaisų gamintojų interaktyvi paroda (žiūrėta 2016 06 12) <http://www.medicalexpo.com/prod/tst-r-medical-devices/product-70382-702208.html>
13. AO Foundation oficialus puslapis (žiūrėta 2016 05 30) www2.aofoundation.org/
14. Eric J. Strauss, MD, Ran Schwarzkopf, MD, Frederick Kummer, PhD, and Kenneth A. Egol, MD *The Current Status of Locked Plating: The Good, the Bad, and the Ugly* 2008.
15. I. B. Schipper, E. W. Steyerberg, R. M. Castelein, F. H. W. M. van der Heijden, P. T. den Hoed, A. J. H. Kerver, A. B. van Vugt. Treatment of unstable trochanteric fractures *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery* 2004.
16. G.M. Treece ir kt. „High resolution cortical bone thickness measurement from clinical CT data“ *Med Image Anal*. 2010



17. G.M. Treece ir kt. „Imaging the femoral cortex: Thickness, density and mass from clinical CT“ *Med Image Anal.* 2012
18. G.M. Treece ir kt. „Independent measurement of femoral cortical thickness and cortical bone density using clinical CT“ 2014
19. Philip C. Nobles ir kt. „The anatomic basis of femoral component design“ 1988
20. Brett D. ir kt. „A biomechanical comparison of locked plate fixation with percutaneous insertion capability versus the angled blade plate in a subtrochanteric fracture gap model“ *J Orthop Trauma.* 2009
21. Carlos Oldani ir Alejandro Dominguez „Titanium as biomaterial for implants“ *Physical Medicine and Rehabilitation.* Samo K. Fokter. 2012
22. R. S. Yasnalkar „Experimental investigation of plastic deformation of Ti-6Al-4V under various loading conditions“ 2010
23. Shantanu Singh, A. P. Harsha „Analysis of femoral components of cemented total hip arthroplasty“ *Journal of The Institution of Engineers.* 2015, 97, p. 113–120
24. Wilson C Hayes ir Stephan M Perren „Plate-bone friction on the compression fixation of fractures“ *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1972


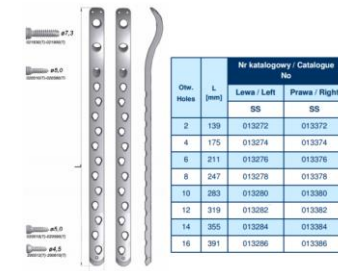
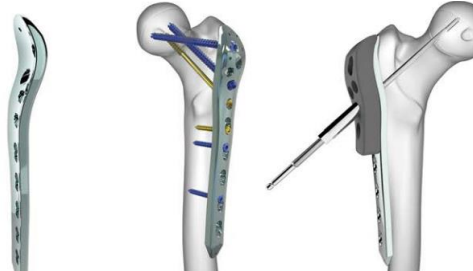
PRIEDAI

1 PRIEDAS. SVARBIAUSIŲ (PAGRINDINIŲ) ŠLAUNIKAULIŲ GEOMETRINIŲ PARAMETRŲ LENTELĖ



















Parameters	Female (n = 51)			Male (n = 47)			P value
	Mean	SD	Range	Mean	SD	Range	
Femoral head offset (A)* (mm)	37.4	3.16	32–44	42.83	4.7	34.6–54	0.001
Femoral head diameter (B)* (mm)	42.33	2.02	37.2–46.5	48.24	2.29	42–54	0.001
Femoral head position (C)*	46.6	4.37	37.6–59	57.6	4.84	45.5–68	0.001
Mediolateral canal width, 20 mm above the LT (D) (mm)	36.03	4.94	17.3–45.3	37.46	5.61	21.5–49.5	0.1852
Mediolateral canal width, at the level of the LT (E)* (mm)	20.55	3.58	14–30	23.75	4.18	15.3–36.6	0.001
Mediolateral canal width, 20 mm below the LT (F) (mm)	15.63	2.3	11.6–21	16.73	2.96	11–24.5	0.0454
Mediolateral canal width at the isthmus (G) (mm)	8.87	1.97	4.9–14	9.15	1.88	5.5–13	0.4741
Periosteal width at the isthmus (H)* (mm)	27.36	2.18	21.5–32.1	29.13	1.93	24.5–35	0.001
Isthmus position (I) (mm)	104.8	8.9	86–133.1	108.71	10.44	100–157	0.34
Neck-shaft angle (J) (Deg)	126.8	5.57	100–130	127.99	5.4	107–136	0.2889
Bow angle (K)* (Deg)	7.34	1.52	4–12	8.89	2.26	4.2–12	0.0002
Anteroposterior canal width, 20 mm above the LT (L)* (mm)	24.7	3.3	13–32.6	27.63	3.55	20–38	0.0001
Anteroposterior canal width, at the level of the LT (M) (mm)	19.4	3.38	13.2–27.1	19.81	3.82	13.5–27.5	0.6426
Anteroposterior canal width, 20 mm above the LT (N)* (mm)	14.81	2.01	11–20	15.87	2.58	11.2–23	0.0265
Anteroposterior canal width at the isthmus (O)* (mm)	11.3	2.22	6–16	11.62	2.01	7.5–15.5	0.001
Femoral neck length (P)* (mm)	44.62	4.21	36.3–52	51.88	4.45	40–63	0.001
Canal flare index (Q)	4.25	1.09	2.19–6.93	4.21	0.85	2.21–6.12	0.8595
Anteversion angle (R)* (Deg)	12.6	2.92	6.2–20	8.49	4.68	5.5–20.5	0.001
Femoral length (S)* (mm)	412.74	23.32	365–452	444.62	21.41	411–496	0.001



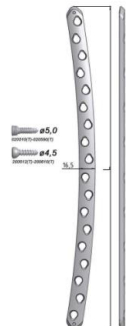
2 PRIEDAS. ARTIMOJO ŠLAUNIKAULIO GALO „RAKINAMŲ“ PLOKŠTELIŲ PAVYZDŽIAI.





Įmonė (šalis)	Implantų sistemos pavadinimas: implanto pavadinimas	Medžiaga	Nuorodos	Papildoma informacija	Skylių kiekiai (ilgis, mm)																		
Zimmer (JAV)	NCB® Periprosthetic Femur Polyaxial Locking Plate System: NCB® Periprosthetic Proximal Femur Plate	Ti6Al4V (ISO 5832-3, ASTM F136)	FDA: http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmnmn.cfm?ID=K112174 FDA: http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmnmn.cfm?ID=K100111 Aprašymas: http://www.zimmer.com/medical-professionals/products/trauma/ncb-periprosthetic-femur.html	REF 02.03263.009-021  <table border="1" data-bbox="1523 446 1859 574"> <thead> <tr> <th>Broad Screw Options</th> <th>∅ mm</th> <th>Description</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td></td> <td>5</td> <td>NCB Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>5</td> <td>NCB Unicortical Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>5</td> <td>NCB Cancellous Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>4</td> <td>NCB Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>4</td> <td>NCB Screws, Deep Thread</td> </tr> </tbody> </table>	Broad Screw Options	∅ mm	Description		5	NCB Screws		5	NCB Unicortical Screws		5	NCB Cancellous Screws		4	NCB Screws		4	NCB Screws, Deep Thread	9 (245) 12 (285) 15 (324) 18 (363) 21 (401)
Broad Screw Options	∅ mm	Description																					
	5	NCB Screws																					
	5	NCB Unicortical Screws																					
	5	NCB Cancellous Screws																					
	4	NCB Screws																					
	4	NCB Screws, Deep Thread																					
DepuySynthes (JAV)	PERI-LOC™ Periarticular Locked Plating System: Proximal Femur Plate	Titanas	FDA: http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmnmn.cfm?ID=K072818 Aprašymas: http://www.smith-nephew.com/professional/products/all-products/periloc-lower-extremity/	Proximal femur <ul style="list-style-type: none"> • Six points of multiplanar fixation for rotational stability • Increased plate thickness in neck region to counteract varus stress throughout the healing process¹ • Plate shaft designed with an anatomic bow • Radiolucent targeter available for percutaneous technique² • Compatible with the ACCORD[®] cable system to treat periprosthetic fractures • Beveled tip to assist with submuscular insertion • Available in 2, 4, 6, 9, 12, 15 and 18 hole configurations (99-396mm) 	2 (99) 4 6 9 12 15 18 (396)																		

<p>CMH (Lenkija)</p>	<p>7.0ChM Locked Plating System: 7.0ChLP Femoral Proximal Plate</p>	<p>Titano lydinys (ISO 5832-2)</p>	<p>Aprašymas: http://en.chm.eu/products/trauma/femur/7-0chlp-locking-plates-for-femur CE: Paskelbtoji institucija 0197</p>	<p>Katalogo Nr. 3.7023.602-616 (L) 3.7024.602-616 (R)</p>  <p>CMH</p> <p>7.0ChLP PLYTKA UDOWIA BLIŻSZA 7.0ChLP FEMORAL PROXIMAL PLATE 7.0ChLP ПЛАСТИНА ДЛЯ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРОКСИМАЛЬНАЯ</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Nr katalogowy / Catalogue no. / № кат.</th> <th colspan="2">Typ / Titanium / Титан</th> </tr> <tr> <th>Ø</th> <th>L [mm]</th> <th>lewa / left / левая</th> <th>prawa / right / правая</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>2</td> <td>130</td> <td>3.7023.602</td> <td>3.7022.602</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>174</td> <td>3.7023.604</td> <td>3.7022.604</td> </tr> <tr> <td>6</td> <td>210</td> <td>3.7023.606</td> <td>3.7022.606</td> </tr> <tr> <td>8</td> <td>250</td> <td>3.7023.608</td> <td>3.7022.608</td> </tr> </tbody> </table> <p>07 08 09 10 11 12 13 14 15 16</p> <p>2 - 16</p>	Nr katalogowy / Catalogue no. / № кат.		Typ / Titanium / Титан		Ø	L [mm]	lewa / left / левая	prawa / right / правая	2	130	3.7023.602	3.7022.602	4	174	3.7023.604	3.7022.604	6	210	3.7023.606	3.7022.606	8	250	3.7023.608	3.7022.608	<p>2 (132) 4 (174) 6 (216) 8 (258) 10 (300) 12 (342) 14 (384) 16 (426)</p>																
Nr katalogowy / Catalogue no. / № кат.		Typ / Titanium / Титан																																											
Ø	L [mm]	lewa / left / левая	prawa / right / правая																																										
2	130	3.7023.602	3.7022.602																																										
4	174	3.7023.604	3.7022.604																																										
6	210	3.7023.606	3.7022.606																																										
8	250	3.7023.608	3.7022.608																																										
<p>Mikromed (Lenkija)</p>	<p>4.01 Mikromed Locking Compression Plates System: Proximal Femoral Locking plate (5.0 system)</p>	<p>Nerūdijantis plienas (PN EN ISO 5832-1)</p>	<p>CE: Paskelbtoji institucija 0197 Aprašymas: http://www.mikromed.pl/ang-2-01-katalogi-do-pobrania.html</p>	<p>5.0 SYSTEM Minimal Locking Plate</p> <p>Plytka blokowana udowa bliższa Proximal Femoral Locking Plate</p>  <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Nr katalogowy / Catalogue No</th> <th colspan="2">L [mm]</th> </tr> <tr> <th>Ø</th> <th>holes</th> <th>lewa / Left</th> <th>prawa / Right</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>2</td> <td>139</td> <td>013272</td> <td>013372</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>175</td> <td>013274</td> <td>013374</td> </tr> <tr> <td>6</td> <td>211</td> <td>013276</td> <td>013376</td> </tr> <tr> <td>8</td> <td>247</td> <td>013278</td> <td>013378</td> </tr> <tr> <td>10</td> <td>283</td> <td>013280</td> <td>013380</td> </tr> <tr> <td>12</td> <td>319</td> <td>013282</td> <td>013382</td> </tr> <tr> <td>14</td> <td>355</td> <td>013284</td> <td>013384</td> </tr> <tr> <td>16</td> <td>391</td> <td>013286</td> <td>013386</td> </tr> </tbody> </table> <p>5.0 5.0 5.0 5.0</p> <p>Plytka lewa / Plytka prawa Left plate / Right plate</p>	Nr katalogowy / Catalogue No		L [mm]		Ø	holes	lewa / Left	prawa / Right	2	139	013272	013372	4	175	013274	013374	6	211	013276	013376	8	247	013278	013378	10	283	013280	013380	12	319	013282	013382	14	355	013284	013384	16	391	013286	013386	<p>2 (139) 4 (175) 6 (211) 8 (247) 10 (283) 12 (319) 14 (355) 16 (391)</p>
Nr katalogowy / Catalogue No		L [mm]																																											
Ø	holes	lewa / Left	prawa / Right																																										
2	139	013272	013372																																										
4	175	013274	013374																																										
6	211	013276	013376																																										
8	247	013278	013378																																										
10	283	013280	013380																																										
12	319	013282	013382																																										
14	355	013284	013384																																										
16	391	013286	013386																																										
<p>TST Tibbi Aletler (Turkija)</p>	<p>1. Lower Extremity Plates Set: Poximal Femur Plates</p>	<p>Nerūdijantis plienas, titanas</p>	<p>CE Paskelbtoji institucija Aprašymas: http://ttsan.com/en/urun/i/141/proximal-femur-plates.html</p>	<p>Gaminio kodas: 31625710107(-113) (Ti) ir 31615710107(-113)</p> 	<p>7 (155) 9 (198) 11 (241) 13 (285)</p>																																								



3 PRIEDAS. ŠLAUNIKAULIO KŪNO „RAKINAMŲ“ PLOKŠTELIŲ PAVYZDŽIAI.


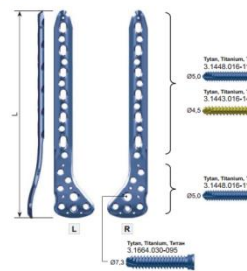
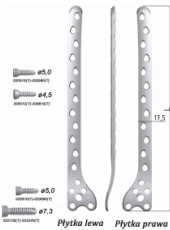
Įmonė (šalis)	Implantų sistemos pavadinimas: implanto pavadinimas	Medžiaga	Nuorodos	Papildoma informacija	Skylių kiekis (ilgis, mm)																		
Zimmer (JAV)	NCB® Periprosthetic Femur Plate System; NCB® Large Fragment System : NCB® Curved Femur Shaft Plate	Ti6Al4V (ISO 5832-3, ASTM F136)	FDA: http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K112174 Aprašymas: http://www.zimmer.com/medical-professionals/products/trauma/ncb-periprosthetic-femur.html	REF 02.03265.010-014  <table border="1"> <thead> <tr> <th>Broad Screw Options</th> <th>Ø mm</th> <th>Description</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td></td> <td>5</td> <td>NCB Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>5</td> <td>NCB Unicortical Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>5</td> <td>NCB Cancellous Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>4</td> <td>NCB Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>4</td> <td>NCB Screws, Deep Thread</td> </tr> </tbody> </table>	Broad Screw Options	Ø mm	Description		5	NCB Screws		5	NCB Unicortical Screws		5	NCB Cancellous Screws		4	NCB Screws		4	NCB Screws, Deep Thread	10 (210) 12 (249) 14 (289)
Broad Screw Options	Ø mm	Description																					
	5	NCB Screws																					
	5	NCB Unicortical Screws																					
	5	NCB Cancellous Screws																					
	4	NCB Screws																					
	4	NCB Screws, Deep Thread																					
DepuySynthes (JAV)	Locking compression plate (LCP) System: Large fragment LCP Instrument and Implant Set, 4.5 mm Broad LCP Plates	Nerūdijantis plienas (316L), Ti-6Al-7Nb	FDA: http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K082807 Aprašymas: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/SUTGLargeLCPJ43311.pdf Aprašymas: http://www.rch.org.au/uploadedFiles/Main/Content/ortho/LCP_Locking_Compression_Plate_Ordering_Info.pdf	Gaminio kodas: 226.561-741 (SS) 426.561-741 (ti)  226.591 4.5 mm Broad LCP Plates – Available with 6–22 holes – Available in stainless steel or titanium 	6 (116) 7 (134) 8 (152) 9 (170) 10 (188) 11 (206) 12 (224) 14 (260) 16 (296) 17 (314) 18 (332) 20 (368) 22 (404) 24 (440)																		



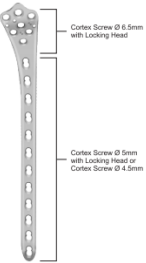
	Locking compression plate (LCP) System: Large Fragment System: LCP 4.5/5.0 Plates, broadly curved	Nerūdijantis plienas, Ti-6Al-7Nb	6.1. CE Paskelbtoji institucija 0123 6.2. Aprašymas: http://www.rch.org.au/uploadedFiles/Main/Content/ortho/LCP_Locking_Compression_Plate_Ordering_Info.pdf	6. Gaminio kodas: 426.622-682 	12 (229) 13 (247) 14 (265) 15 (282) 16 (300) 17 (318) 18 (336)																																		
Ortosintese (Ispanija)	Compression Plates: Straight Plate	Nerūdijantis plienas (ISO 5832-1, ASTM F136)	Aprašymas: http://www.ortosintese.com.br/2015A/ortopedia.asp?idsubcat=20&nmsubcat=Plates	For use with 4.5 mm Cortical Screw and 6.5 mm Cancellous Screw  PLACA ESTREITA Straight Plate REF. FUROS COMPR. mm Holes Length 4003/01 03 54 /02 04 70 /03 05 86 /04 06 102 /05 07 118 /06 08 133 /07 09 149 /08 10 165 /09 12 197 /10 14 229 /11 16 260	3 (54) 4 (70) 5 (86) 6 (102) 7 (118) 8 (133) 9 (149) 10 (165) 12 (197) 14 (229) 16 (260)																																		
Mikromed (Lenkija)	4.01 Mikromed Locking Compression Plates 5.0 System: Broad, Curved Locking plate	Nerūdijantis plienas (PN EN ISO 5832-1), Titanas (ISO 5832-2 ir ISO 5832-3)	Aprašymas: http://www.mikromed.pl/downloads/katalogi/MIKROMED_4_01.pdf	 5.0 SYSTEM MicroMed Locking Plates Płytki blokowana szeroka, wygięta, udowa Broad, Curved Locking Plate <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Otwory Holes</th> <th rowspan="2">L (mm)</th> <th colspan="2">Nr katalogowy Catalogue No</th> </tr> <tr> <th>SS</th> <th>Ti</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>12</td> <td>228</td> <td>012412</td> <td>012412T</td> </tr> <tr> <td>13</td> <td>246</td> <td>012413</td> <td>012413T</td> </tr> <tr> <td>14</td> <td>264</td> <td>012414</td> <td>012414T</td> </tr> <tr> <td>15</td> <td>282</td> <td>012415</td> <td>012415T</td> </tr> <tr> <td>16</td> <td>300</td> <td>012416</td> <td>012416T</td> </tr> <tr> <td>17</td> <td>318</td> <td>012417</td> <td>012417T</td> </tr> <tr> <td>18</td> <td>336</td> <td>012418</td> <td>012418T</td> </tr> </tbody> </table>	Otwory Holes	L (mm)	Nr katalogowy Catalogue No		SS	Ti	12	228	012412	012412T	13	246	012413	012413T	14	264	012414	012414T	15	282	012415	012415T	16	300	012416	012416T	17	318	012417	012417T	18	336	012418	012418T	12 (228) 13 (246) 14 (264) 15 (282) 16 (300) 17 (318) 18 (336)
Otwory Holes	L (mm)	Nr katalogowy Catalogue No																																					
		SS	Ti																																				
12	228	012412	012412T																																				
13	246	012413	012413T																																				
14	264	012414	012414T																																				
15	282	012415	012415T																																				
16	300	012416	012416T																																				
17	318	012417	012417T																																				
18	336	012418	012418T																																				

Smit Medimed Pvt. (Indija)	Locking Plate System: 4.5 mm Curved Broad LCP Plate		Aprašymas: http://www.smitmedimed.com/product.html	4.5 mm Curved Broad LCP Plate 	
I.T.S. (JAV)	Straight Compression Plate	Plate: titanium, Screws: Ti6Al4V ELI	CE Paskelbtoji institucija 0297 Aprašymas: http://www.its-implant.com/2/us/products-us/plates-us/251-scl-us.html	5. 	4 (82) 6 (119) 8 (156) 10 (193)
TST Tibbi Aletler (Turkija)	Lower Extremity Plates Set: LC DCP Femur Plates	Titanas	Aprašymas: http://tstsan.com/en/urun/i/23/femur-shaft-plates.html	Gaminio kodas 30227000006-14 	6 (142) 7 (168) 8 (190) 9 (212) 10 (233) 11 (254) 12 (276) 13 (298) 14 (320)
	Lower Extremity MISS Plates: MISS Femur Plate	Nerūdijantis plienas, titanas	Aprašymas: http://tstsan.com/en/urun/i/143/miss-femur-plates.html	Gaminio kodas: 30227200006-14 (Ti); 30210700006-14 (SS) – LC DCP LFP; 30227100006-14 (Ti) – Conical Bow FP 	6 (142) 7 (168) 8 (190) 10 (233) 11 (254) 12 (276) 13 (298) 14 (320)

4 PRIEDAS. TOLIMOJO ŠLAUNIKAULIO GALO „RAKINAMŲ“ PLOKŠTELIŲ PAVYZDŽIAI.

Įmonė (šalis)	Implantų sistemos pavadinimas: implanto pavadinimas	Medžiaga	Nuorodos	Papildoma informacija	Skylių kiekis (ilgis, mm)																		
Zimmer (JAV)	NCB® Periprosthetic Femur Polyaxial Locking Plate System: NCB® Periprosthetic Distal Femur Plate	Ti6Al4V (ISO 5832-3, ASTM F136)	FDA: http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K112 174 FDA: http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K100 111 Aprašymas: http://www.zimmer.com/medical-professionals/products/trauma/ncb-periprosthetic-femur.html	REF 02.03264.009-021  <table border="1" data-bbox="1556 446 1892 582"> <thead> <tr> <th>Broad Screw Options</th> <th>∅ mm</th> <th>Description</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td></td> <td>5</td> <td>NCB Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>5</td> <td>NCB Unicortical Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>5</td> <td>NCB Cancellous Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>4</td> <td>NCB Screws</td> </tr> <tr> <td></td> <td>4</td> <td>NCB Screws, Deep Thread</td> </tr> </tbody> </table>	Broad Screw Options	∅ mm	Description		5	NCB Screws		5	NCB Unicortical Screws		5	NCB Cancellous Screws		4	NCB Screws		4	NCB Screws, Deep Thread	9 (238) 12 (278) 15 (317) 18 (355) 21 (393)
Broad Screw Options	∅ mm	Description																					
	5	NCB Screws																					
	5	NCB Unicortical Screws																					
	5	NCB Cancellous Screws																					
	4	NCB Screws																					
	4	NCB Screws, Deep Thread																					
DepuySynthes (USA)	Large Fragment LCP System: LCP Distal Femur Plates	Nerūdijantis plienas, titanas	FDA: http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K062 564 FDA: http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K982 222 Aprašymas: https://www.depuySynthes.com/hcp/trauma/products/qs/lcp-distal-femur-plate	Gaminio kodas: 222.250-259 (SS) ir 422.250-259 (Ti)/ Sterilios: 02.124.030S-039S (SS) ir 04.124.030S-039S (Ti)  Threaded holes in plate head Round locking holes accept 5.0 mm Locking Screws and 4.5 mm Cortex Screws. Preshaped plate The preshaped, low-profile plate reduces issues with soft tissue and eliminates the need for plate contouring. LCP Combi holes in the plate shaft The Combi hole allows an internal plate fixation using standard 4.5 mm Cortex Screws, 5.0 mm Locking Screws or a combination of both, thus allowing more flexible intraoperative technique. Angular stability Prevents screw loosening as well as primary and secondary loss of reduction and allows early functional mobilization. Screws The LCP Distal Femur Plates are compatible with the following screws: - 5.0 mm Locking Screws - 5.0 mm Locking Screws, self-drilling - 5.0 mm Cannulated Locking Screws - 5.0 mm Cannulated Conical Screws - 4.0 mm Locking Screws - 4.5 mm Cortex Screws - 4.5 mm Cannulated Screws - 4.0 mm and 5.0 mm Periprosthetic Screws	5 (156) 7 (196) 9 (236) 11 (276) 13 (316) 15 (356) 17 (396) 19 (436)																		

<p>Smith & Nephew (JAV)</p>	<p>1. Peri-loc™ Periarticular Locked Plating Lower extremity: 4.5 mm Lateral Distal Femur Locked Plate</p>	<p>Titanas</p>	<p>FDA: http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K993106 Aprašymas: http://www.smith-nephew.com/professional/products/all-products/periloc-lower-extremity/</p>	<p>4.5mm Lateral Distal Femur Locking Plate</p> <ul style="list-style-type: none"> Available in 6, 8, 10, 13, 16 and 19 hole configurations (155-399mm) Anatomically designed with 90 inch (2.28 meter) radius anterior bow Left/Right specific <p>Specification overview</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Plate dimensions</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Profile thickness of head</td> <td>3.6mm</td> </tr> <tr> <td>Width of head</td> <td>36.0mm</td> </tr> <tr> <td>Profile thickness of shaft</td> <td>4.8mm</td> </tr> <tr> <td>Width of shaft</td> <td>17.6mm</td> </tr> <tr> <td>Shaft hole spacing</td> <td>18.0mm*</td> </tr> </tbody> </table> <p>*Offset from center line by 1.7mm</p> 	Plate dimensions		Profile thickness of head	3.6mm	Width of head	36.0mm	Profile thickness of shaft	4.8mm	Width of shaft	17.6mm	Shaft hole spacing	18.0mm*	<p>6 (155) 8 (193) 10 (230) 13 (286) 16 (342) 19 (399)</p>																																																																																																												
Plate dimensions																																																																																																																													
Profile thickness of head	3.6mm																																																																																																																												
Width of head	36.0mm																																																																																																																												
Profile thickness of shaft	4.8mm																																																																																																																												
Width of shaft	17.6mm																																																																																																																												
Shaft hole spacing	18.0mm*																																																																																																																												
<p>ChM (Lenkija)</p>	<p>7.0ChM Locked Plating System: 7.0ChLP Condylar Femur Plate</p>	<p>Titano lydinys (ISO 5832-2)</p>	<p>Aprašymas: http://en.chm.eu/products/trauma/femur/7-0chlp-locking-plates-for-femur CE Paskelbtoji institucija 0197</p>	<p>Katalogo Nr. 3.4023.504-516 (L) 3.4024.504-516 (R)</p> <p>7.0ChLP Condylar femur plate 7.0ChLP Пластина для мыщцелов бедренной к.</p>  <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Lewa, Left, Platinė</th> <th colspan="2">Nr katalogowy / Catalogue No</th> </tr> <tr> <th>O</th> <th>L [mm]</th> <th>TYTAN, Titanas, Титан</th> <th>3.1648.016-110</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>4</td><td>153</td><td>3.4023.504</td><td></td></tr> <tr><td>5</td><td>174</td><td>3.4023.505</td><td></td></tr> <tr><td>6</td><td>195</td><td>3.4023.506</td><td></td></tr> <tr><td>7</td><td>216</td><td>3.4023.507</td><td></td></tr> <tr><td>8</td><td>237</td><td>3.4023.508</td><td></td></tr> <tr><td>9</td><td>258</td><td>3.4023.509</td><td></td></tr> <tr><td>10</td><td>279</td><td>3.4023.510</td><td></td></tr> <tr><td>11</td><td>299</td><td>3.4023.511</td><td></td></tr> <tr><td>12</td><td>320</td><td>3.4023.512</td><td></td></tr> <tr><td>13</td><td>341</td><td>3.4023.513</td><td></td></tr> <tr><td>14</td><td>362</td><td>3.4023.514</td><td></td></tr> <tr><td>15</td><td>382</td><td>3.4023.515</td><td></td></tr> <tr><td>16</td><td>403</td><td>3.4023.516</td><td></td></tr> </tbody> </table> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Prawa, Right, Platinė</th> <th colspan="2">Nr katalogowy / Catalogue No</th> </tr> <tr> <th>O</th> <th>L [mm]</th> <th>TYTAN, Titanas, Титан</th> <th>3.1648.016-110</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>4</td><td>153</td><td>3.4024.504</td><td></td></tr> <tr><td>5</td><td>174</td><td>3.4024.505</td><td></td></tr> <tr><td>6</td><td>195</td><td>3.4024.506</td><td></td></tr> <tr><td>7</td><td>216</td><td>3.4024.507</td><td></td></tr> <tr><td>8</td><td>237</td><td>3.4024.508</td><td></td></tr> <tr><td>9</td><td>258</td><td>3.4024.509</td><td></td></tr> <tr><td>10</td><td>279</td><td>3.4024.510</td><td></td></tr> <tr><td>11</td><td>299</td><td>3.4024.511</td><td></td></tr> <tr><td>12</td><td>320</td><td>3.4024.512</td><td></td></tr> <tr><td>13</td><td>341</td><td>3.4024.513</td><td></td></tr> <tr><td>14</td><td>362</td><td>3.4024.514</td><td></td></tr> <tr><td>15</td><td>382</td><td>3.4024.515</td><td></td></tr> <tr><td>16</td><td>403</td><td>3.4024.516</td><td></td></tr> </tbody> </table>	Lewa, Left, Platinė		Nr katalogowy / Catalogue No		O	L [mm]	TYTAN, Titanas, Титан	3.1648.016-110	4	153	3.4023.504		5	174	3.4023.505		6	195	3.4023.506		7	216	3.4023.507		8	237	3.4023.508		9	258	3.4023.509		10	279	3.4023.510		11	299	3.4023.511		12	320	3.4023.512		13	341	3.4023.513		14	362	3.4023.514		15	382	3.4023.515		16	403	3.4023.516		Prawa, Right, Platinė		Nr katalogowy / Catalogue No		O	L [mm]	TYTAN, Titanas, Титан	3.1648.016-110	4	153	3.4024.504		5	174	3.4024.505		6	195	3.4024.506		7	216	3.4024.507		8	237	3.4024.508		9	258	3.4024.509		10	279	3.4024.510		11	299	3.4024.511		12	320	3.4024.512		13	341	3.4024.513		14	362	3.4024.514		15	382	3.4024.515		16	403	3.4024.516		<p>4 (153) 5 (174) 6 (195) 7 (216) 8 (237) 9 (258) 10(279) 11(299) 12(320) 13(341) 14(362) 15(382) (403)</p>
Lewa, Left, Platinė		Nr katalogowy / Catalogue No																																																																																																																											
O	L [mm]	TYTAN, Titanas, Титан	3.1648.016-110																																																																																																																										
4	153	3.4023.504																																																																																																																											
5	174	3.4023.505																																																																																																																											
6	195	3.4023.506																																																																																																																											
7	216	3.4023.507																																																																																																																											
8	237	3.4023.508																																																																																																																											
9	258	3.4023.509																																																																																																																											
10	279	3.4023.510																																																																																																																											
11	299	3.4023.511																																																																																																																											
12	320	3.4023.512																																																																																																																											
13	341	3.4023.513																																																																																																																											
14	362	3.4023.514																																																																																																																											
15	382	3.4023.515																																																																																																																											
16	403	3.4023.516																																																																																																																											
Prawa, Right, Platinė		Nr katalogowy / Catalogue No																																																																																																																											
O	L [mm]	TYTAN, Titanas, Титан	3.1648.016-110																																																																																																																										
4	153	3.4024.504																																																																																																																											
5	174	3.4024.505																																																																																																																											
6	195	3.4024.506																																																																																																																											
7	216	3.4024.507																																																																																																																											
8	237	3.4024.508																																																																																																																											
9	258	3.4024.509																																																																																																																											
10	279	3.4024.510																																																																																																																											
11	299	3.4024.511																																																																																																																											
12	320	3.4024.512																																																																																																																											
13	341	3.4024.513																																																																																																																											
14	362	3.4024.514																																																																																																																											
15	382	3.4024.515																																																																																																																											
16	403	3.4024.516																																																																																																																											
<p>Mikromed (Lenkija)</p>	<p>4.01 Mikromed Locking Compression Plates System: Condylar Femoral Locking plate (5.0 system)</p>	<p>Nerūdijantis plienas (PN EN ISO 5832-1), Titanas (ISO 5832-2 ir ISO 5832-3)</p>	<p>Aprašymas: http://www.mikromed.pl/ang-2-01-katalogi-do-pobrania.html</p>	<p>Płytki blokowana udowa kłykciowa Condylar Femoral Locking Plate</p>  <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Otwory Holes</th> <th rowspan="2">L [mm]</th> <th colspan="4">Nr katalogowy / Catalogue No</th> </tr> <tr> <th colspan="2">Lewa / Left</th> <th colspan="2">Prawa / Right</th> </tr> <tr> <th></th> <th></th> <th>SS</th> <th>TI</th> <th>SS</th> <th>TI</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>6</td><td>164</td><td>013506</td><td>013506T</td><td>013526</td><td>013526T</td></tr> <tr><td>8</td><td>200</td><td>013508</td><td>013508T</td><td>013528</td><td>013528T</td></tr> <tr><td>10</td><td>236</td><td>013510</td><td>013510T</td><td>013530</td><td>013530T</td></tr> <tr><td>12</td><td>272</td><td>013512</td><td>013512T</td><td>013532</td><td>013532T</td></tr> <tr><td>14</td><td>308</td><td>013514</td><td>013514T</td><td>013534</td><td>013534T</td></tr> <tr><td>16</td><td>344</td><td>013516</td><td>013516T</td><td>013536</td><td>013536T</td></tr> <tr><td>18</td><td>380</td><td>013518</td><td>013518T</td><td>013538</td><td>013538T</td></tr> <tr><td>20</td><td>415</td><td>013520</td><td>013520T</td><td>013540</td><td>013540T</td></tr> <tr><td>22</td><td>450</td><td>013522</td><td>013522T</td><td>013542</td><td>013542T</td></tr> </tbody> </table>	Otwory Holes	L [mm]	Nr katalogowy / Catalogue No				Lewa / Left		Prawa / Right				SS	TI	SS	TI	6	164	013506	013506T	013526	013526T	8	200	013508	013508T	013528	013528T	10	236	013510	013510T	013530	013530T	12	272	013512	013512T	013532	013532T	14	308	013514	013514T	013534	013534T	16	344	013516	013516T	013536	013536T	18	380	013518	013518T	013538	013538T	20	415	013520	013520T	013540	013540T	22	450	013522	013522T	013542	013542T	<p>6 (164) 8 (200) 10 (236) 12 (272) 14 (308) 16 (344) 18 (380) 20 (415) 22 (450)</p>																																																		
Otwory Holes	L [mm]	Nr katalogowy / Catalogue No																																																																																																																											
		Lewa / Left		Prawa / Right																																																																																																																									
		SS	TI	SS	TI																																																																																																																								
6	164	013506	013506T	013526	013526T																																																																																																																								
8	200	013508	013508T	013528	013528T																																																																																																																								
10	236	013510	013510T	013530	013530T																																																																																																																								
12	272	013512	013512T	013532	013532T																																																																																																																								
14	308	013514	013514T	013534	013534T																																																																																																																								
16	344	013516	013516T	013536	013536T																																																																																																																								
18	380	013518	013518T	013538	013538T																																																																																																																								
20	415	013520	013520T	013540	013540T																																																																																																																								
22	450	013522	013522T	013542	013542T																																																																																																																								

<p>Ortosintese (Ispanija)</p>	<p>Miplate femoral distal plate</p>	<p>Ti6Al4V ELI (ISO 5832-3, ASTM F136), Nerūdijantis plienas (ISO 5832-1, ASTM F139)</p>	<p>Aprašymas: http://www.ortosintese.com.br/2015A/ortopedia.asp?idsubcat=20&nmsubcat=Plates</p>	 <p>Manufactured in: # Titanium- Ti 6Al 4V Eli ISO - 5832-3 ASTM - F 136</p>	<p>4 6 8 10 12</p>																																							
<p>I.T.S. (USA)</p>	<p>DFL – Distal Femur Locking Plate</p>	<p>Plate: titanium, Screws: Ti6Al4V ELI</p>	<p>CE Paskelbtoji institucija 0297 Aprašymas: http://www.its-implant.com/2/us/products-us/plates-us/256-dfl-us.html</p>		<p>5 (160) 9 (240) 13 (318)</p>																																							
<p>Smit Medimed Pvt. (Indija)</p>	<p>Locking Plate System: Distal Femur Plate With Locking System (6.5 mm Head Hole)</p>	<p>Nerūdijantis plienas, titanas</p>	<p>CE Paskelbtoji institucija 0434 Aprašymas: http://www.smitmedimed.com/catlog/LOCKING%20PLATE%20CATALOG%20Q.pdf</p>	<p>CAT. No. : S088-01 / S088T-01 CAT. No. : S089-01 / S089T-01 Distal Femur Plate with Locking System (6.5mm Head Hole)</p> <table border="1" data-bbox="1460 981 1691 1077"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Holes</th> <th colspan="2">Stainless Steel</th> <th colspan="2">Titanium</th> </tr> <tr> <th>Left</th> <th>Right</th> <th>Left</th> <th>Right</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>5</td> <td>S088-01-05</td> <td>S089-01-05</td> <td>S088T-01-05</td> <td>S089T-01-05</td> </tr> <tr> <td>7</td> <td>S088-01-07</td> <td>S089-01-07</td> <td>S088T-01-07</td> <td>S089T-01-07</td> </tr> <tr> <td>9</td> <td>S088-01-09</td> <td>S089-01-09</td> <td>S088T-01-09</td> <td>S089T-01-09</td> </tr> <tr> <td>11</td> <td>S088-01-11</td> <td>S089-01-11</td> <td>S088T-01-11</td> <td>S089T-01-11</td> </tr> <tr> <td>13</td> <td>S088-01-13</td> <td>S089-01-13</td> <td>S088T-01-13</td> <td>S089T-01-13</td> </tr> <tr> <td>15</td> <td>S088-01-15</td> <td>S089-01-15</td> <td>S088T-01-15</td> <td>S089T-01-15</td> </tr> </tbody> </table>  <p>Cortex Screw Ø 6.5mm with Locking Head Cortex Screw Ø 5mm with Locking Head or Cortex Screw Ø 4.5mm</p>	Holes	Stainless Steel		Titanium		Left	Right	Left	Right	5	S088-01-05	S089-01-05	S088T-01-05	S089T-01-05	7	S088-01-07	S089-01-07	S088T-01-07	S089T-01-07	9	S088-01-09	S089-01-09	S088T-01-09	S089T-01-09	11	S088-01-11	S089-01-11	S088T-01-11	S089T-01-11	13	S088-01-13	S089-01-13	S088T-01-13	S089T-01-13	15	S088-01-15	S089-01-15	S088T-01-15	S089T-01-15	<p>5 7 9 11 13 15</p>
Holes	Stainless Steel		Titanium																																									
	Left	Right	Left	Right																																								
5	S088-01-05	S089-01-05	S088T-01-05	S089T-01-05																																								
7	S088-01-07	S089-01-07	S088T-01-07	S089T-01-07																																								
9	S088-01-09	S089-01-09	S088T-01-09	S089T-01-09																																								
11	S088-01-11	S089-01-11	S088T-01-11	S089T-01-11																																								
13	S088-01-13	S089-01-13	S088T-01-13	S089T-01-13																																								
15	S088-01-15	S089-01-15	S088T-01-15	S089T-01-15																																								