

CERCETĂRI PRIVIND RECONSTRUCȚIA LIGAMENTULUI ÎNCRUCIȘAT ANTERIOR AL GENUNCHIULUI

Teză destinată obținerii
titlului științific de doctor inginer
la
Universitatea *Politehnica* Timișoara
în domeniul INGINERIE MECANICĂ
de către

ing. Lucian BOGDAN

Conducător științific:
Referenți științifici:

Prof.univ.dr.ing. Nicolae Faur
Prof.univ.dr.ing. Anton Hadăr
Conf.univ.dr. Jenel-Marian Pătrașcu
Prof.univ.dr.ing. Liviu Marșavina

Ziua susținerii tezei: 12-12-2013

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- | | |
|------------------------|---|
| 1. Automatică | 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații |
| 2. Chimie | 8. Inginerie Industrială |
| 3. Energetică | 9. Inginerie Mecanică |
| 4. Ingineria Chimică | 10. Știința Calculatoarelor |
| 5. Inginerie Civilă | 11. Știința și Ingineria Materialelor |
| 6. Inginerie Electrică | |

Universitatea „Politehnica” din Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul școlii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2013

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Universității „Politehnica” din Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,
tel. 0256 403823, fax. 0256 403221
e-mail: editura@edipol.upt.ro

Cuvânt înainte

Teza de doctorat cu titlul „Cercetări privind reconstrucția ligamentului încrucișat anterior al genunchiului” a fost elaborată pe parcursul activității mele în cadrul Departamentului de Mecanică și Rezistența Materialelor (MRM) de la Universitatea „Politehnica” din Timișoara, sub îndrumarea domnului Prof. Dr. Ing. Nicolae FAUR.

Lucrarea aduce un aport în domeniul biomecanicii, cu precădere în reconstrucția ligamentului încrucișat anterior al articulației de genunchi. Teza conține o sinteză bibliografică referitoare la aspectele de actualitate în reconstrucția ligamentului încrucișat anterior, studii experimentale privind ligamentele artificiale și materialele folosite în chirurgia ortopedică. De asemenea, s-a realizat un model de analiză cu elemente finite al articulației de genunchi și totodată, s-a propus un nou model de ligament artificial încrucișat anterior realizat din NiTiInol.

Doresc să-mi exprim profunda recunoștință domnului Prof. Dr. Ing. Nicolae Faur, care, în calitate de conducător de doctorat mi-a oferit, din propria experiență și expertiză, cu generozitate și profesionalism mult sprijin și sfaturi prețioase necesare pentru finalizarea acestei teze de doctorat.

Sunt recunoscător conducerii și membrilor Departamentului de Mecanică și Rezistența Materialelor pentru asigurarea condițiilor optime de lucru, a accesului în laboratorul departamentului și susținerea de care mi-au dat dovadă.

Adresez mulțumiri Prof. Dr. Ing. Renato Natal-Jorge și Marcos Parente din cadrul Departamentului de Inginerie Mecanică al Facultății de Inginerie, pentru ajutorul competent și susținerea constantă pe parcursul stagiului de cercetare desfășurat la Universitatea din Porto, Portugalia.

De asemenea doresc să mulțumesc colegilor, prietenilor și tuturor celor care mi-au fost alături, m-au susținut și m-au ajutat în toți acești ani.

Nu în ultimul rând vreau să îmi exprim dragostea și recunoștința față de familia mea, care neconținut mi-a oferit sprijin, răbdare și înțelegere ori de câte ori a fost nevoie.

Timișoara, decembrie 2013

Lucian Bogdan

Familiei mele, cu multă recunoștință.

Teza de doctorat a fost realizată cu sprijinul parțial din grandul strategic POSDRU/CPP107/DMI1.5/S/7725, Proiect ID77265 (2010), cofinanțat din Fondul Social European „Investește în oameni”, în cadrul Programului Operațional Sectorial Dezvoltare Resurse Umane 2007-2013.

BOGDAN, Lucian

Cercetări privind reconstrucția ligamentului încrucișat anterior al genunchiului

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 141, Editura Politehnica, 2013, 132 pagini, 94 figuri, 12 tabele.

ISSN:1842-4937

ISBN:978-606-554-743-8

Cuvinte cheie:

ligament încrucișat anterior, LARS, biomecanica articulației de genunchi, aliajul de Ni-Ti, ABAQUS.

Rezumat,

În prezent pentru reconstrucția ligamentului încrucișat anterior al articulației de genunchi cel mai des folosite sunt ligamentele artificiale de tip LARS. Chiar dacă prezintă un număr mare de avantaje, acestea la rândul lor, se rup necesitând înlocuirea lor. În lucrarea de față se propune un nou model de ligament artificial încrucișat anterior realizat din nitinol (datorită bicompatibilității, caracteristicilor superelastice și memoria formei). S-au efectuat studii experimentale, pe aliajul de nitinol, pretabile problematicii abordate. Utilizând analiza cu element finit au fost realizate cercetări numerice pentru determinarea stării de tensiune și deformație, respectiv validarea modelului de ligament artificial propus.

CUPRINS

LISTA DE FIGURI	7
LISTA DE TABELE	10
1. IMPORTANȚA ȘI ACTUALITATEA TEMEI DE CERCETARE	11
2. STADIUL ACTUAL PRIVIND RECONSTRUCȚIA LIGAMENTULUI ÎNCRUCIȘAT ANTERIOR	13
2.1. Aspecte cinematice ale articulației genunchiului	13
2.2. Musculatura, ligamentele și tendoanele articulației de genunchi	15
2.3. Meniscurile	17
2.4. Afecțiunile articulației genunchiului	18
2.5. Biomecanica articulației de genunchi.....	19
2.5.1. Biomecanica articulației femuro-tibiale	19
2.5.2. Biomecanica ligamentelor	23
2.6. Aspecte privind reconstrucția ligamentului încrucișat anterior.....	24
2.6.1. Diagnostic și tehnica chirurgicală	25
2.6.2. Reconstrucția ligamentului încrucișat anterior	27
2.6.3. Tratament postoperator.....	30
2.7. Materiale folosite în reconstrucția ligamentului încrucișat anterior.....	32
2.7.1. Aliajul de Ni-Ti	38
2.7.5. Polietilena.....	46
2.8. Stadiul actual al modelării cu elemente finite al articulației genunchiului.....	47
2.8.1. Modelul lui Peña	47
2.8.2. Modelul Song și modelul Hyung	51
2.8.3. Modelul lui Suggs	54
3. CERCETĂRI EXPERIMENTALE ASUPRA MATERIALELOR FOLOSITE ÎN RECONSTRUCȚIA LIGAMENTULUI ÎNCRUCIȘAT ANTERIOR	57
3.1. Cercetări experimentale privind caracteristicile mecanice și elastice ale ligamentului artificial de tip LARS.....	57
3.1.1. Analiza morfologică a compozitului ligamentului artificial	57
3.1.2. Rezultate.....	61
3.2. Cercetări experimentale de tracțiune pentru firele de NiTinol utilizate în chirurgia ortopedică	63
3.2.1. Analiza morfologică a firelor de NiTinol	63
3.2.2. Rezultate.....	65
3.3. Cercetări de oboseală multiaxială de încovoiere cu torsiune pentru firele de NiTinol.....	67
3.3.1. Analiza morfologică a compoziției firelor de NiTinol	68
3.3.2. Rezultate.....	75
4. CERCETĂRI NUMERICE A STĂRII DE TENSIUNE ȘI DEFORMAȚIE PENTRU LIGAMENTUL ÎNCRUCIȘAT ANTERIOR ARTIFICIAL.....	77
4.1. Analiza ciclului de mers	77
4.2. Cercetări privind determinarea forțelor care acționează în punctele de inserție ale unui ligament artificial pe durata ciclului de mers.....	82

4.3. Studiul stării de tensiune și deformații asupra unui ligament încrucișat anterior artificial	87
4.3.1. Considerații generale	87
4.3.2. Modelul artificial al ligamentului încrucișat anterior	88
4.3.3. Discretizarea modelului în programul Femap v11	89
4.3.4. Definierea proprietăților de material, stabilirea condițiilor pe contur și a încărcărilor	94
4.3.5. Rezultate	97
4.4. Studiul stării de tensiune și deformații a articulației genunchiului	100
4.4.1. Modelul CAD al articulației genunchiului. Achiziția și procesarea datelor	100
4.4.2. Discretizarea modelului CAD și stabilirea condițiilor pe contur	101
4.4.3. Definierea proprietăților de material	104
4.4.4. Validarea modelului	104
4.5. Modelarea comportării ligamentului artificial încrucișat anterior în articulația genunchiului	106
4.6. Îmbunătățirea modelului ligamentului artificial	109
5. CONCLUZII ȘI CONTRIBUȚII PERSONALE	112
6. BIBLIOGRAFIE	116
ANEXA NR. 1	123
ANEXA NR. 2	128

LISTA DE FIGURI

Figura 2. 1. Articulația genunchiului (vedere anterioară).....	14
Figura 2. 2. Articulația genunchiului (vedere posterioară)	15
Figura 2. 3. Meniscurile	18
Figura 2. 4. Sisteme trabeculare (după Kapandji) [Alon 1998].....	20
Figura 2. 5. Articulația femurotibială (după Baciu) [Baciu 1977].....	20
Figura 2. 6. Rotația medială și rotația laterală la nivelul articulației genunchiului..	22
Figura 2. 7. Testul Lachman [W.S. Meisterling 2009].....	25
Figura 2. 8. Ruptura LIA vizualizată la RMN [Guenoun 2012] a.) în plan sagital b.) în plan coronal	26
Figura 2. 9. Instrumentar folosit în reconstrucția ligamentului încrucișat anterior [Cristopher 2009]	26
Figura 2. 10. Grefă os-tendon patelar-os (BPTB) cu dimensiunile 20 x 10 mm (1 - corespunzător tibiei) și 15x10 mm (2 - corespunzător patelei).....	27
Figura 2. 11. Evoluția ligamentelor artificiale	28
Figura 2. 12. Rezistența la tracțiune a ligamentelor artificiale în funcție de numărul de fibre	29
Figura 2. 13. Proprietăți mecanice ale unui ligament LARS cu 60 de fibre	29
Figura 2. 14. Exerciții de recuperare în etapa post chirurgicală	31
Figura 2. 15. Exerciții de recuperare până la șase săptămâni de la intervenția chirurgicală	32
Figura 2. 16. Parametrii care determină biocompatibilitatea [Chelariu 2006]	34
Figura 2. 17. Aplicațiile biomaterialelor pentru diferite patologii	35
Figura 2. 18. Transformarea martensitică reversibilă a nitinolului sub acțiunea unor tensiuni mecanice [Robertson 2006]	40
Figura 2. 19. Transformarea martensitică și histerezisul la schimbarea temperaturii [Buehler 1967]	41
Figura 2. 20. Superelasticitatea aliajelor cu memoria formei [Enkelhardt 2013]	42
Figura 2. 21. Componentele formei de recuperare [Crăciunescu 1998].....	42
Figura 2. 22. Curbele tensiune-deformație specifică ale materialelor biologice, comparate cu cele ale oțelului inoxidabil și nitinolul [Simske 1994]	44
Figura 2. 23. Model simplificat al suprafeței nitinolului îmbunătățită prin metoda electrochimică [Schuessler 2004].....	45
Figura 2. 24. Modelul articulației de genunchi [Peña 2005]	48
Figura 2. 25. Tensiunea maximă principală în articulația de genunchi [Peña 2005] a.) articulație sănătoasă b.) articulație lezată	49
Figura 2. 26. Tensiunea maximă principală în grefa ligamentului încrucișat anterior la diferite pretensionări a.) 0 N b.) 20 N c.) 40 N d.) 60N [Peña 2005]	50
Figura 2. 27. Modelul cu element finit dezvoltat de Song [Song 2004]	52
Figura 2. 28. Distribuția tensiunilor echivalente [Song 2004]	52
Figura 2. 29. Modelul cu elemente finite dezvoltat de Hyung [Hyung 2010]	53
Figura 2. 30. Rezultatele analizei cu elemente finite dezvoltat de Hyung [Hyung 2010].....	53
Figura 2. 31. Modelul articulației de genunchi [Suggs 2003]	55
Figura 3. 1. Ligamentul încrucișat anterior artificial a.) vedere generală.....	57
Figura 3. 2. Aparat pentru analiza chimică a materialelor prin metoda EDX.....	58
Figura 3. 3. Spectrul compoziției chimice al ligamentului artificial.....	59
Figura 3. 4. Suprafața mărită la 400μm respectiv 200μm.....	59
Figura 3. 5. Suprafața mărită la 100μm respectiv 30μm.....	60

8 Lista de figuri

Figura 3. 6. a.) mașina de încercări la tracțiune-compresiune Zwick/Roell 5kN b.) mașina de încercări statice și dinamice cu acționare hidraulică model Walter-Bai ag LFV-10kN.....	60
Figura 3. 7. Variația forță-deplasare	61
Figura 3. 8. Variația forță-deplasare a ligamentului artificial	62
Figura 3. 9. Reprezentarea cantitativă a analizei chimice a firelor.....	64
Figura 3. 10. Suprafața mărită la 50 μ m	64
Figura 3. 11. Diagramele forță-deplasare pentru determinarea rezistenței de rupere la tracțiune	65
Figura 3. 12. Graficul $\sigma - \epsilon$ în cazul determinării rezistenței de rupere la tracțiune:66	
Figura 3. 13. Diagramele forță-deplasare la încercarea de tracțiune	66
Figura 3. 14. Graficul $\sigma - \epsilon$ la încercarea de tracțiune	67
Figura 3. 15. Suprafața firului de nitinol mărită la 300 μ m	69
Figura 3. 16. Suprafața firului de nitinol mărită la 100 μ m	70
Figura 3. 17. Suprafața firului de nitinol mărită la 50 μ m	70
Figura 3. 18. Suprafața transversală a firului după tratamentul cu acid, mărită la 200 μ m	71
Figura 3. 19. Reprezentarea principală a eforturilor produse la nivelul secțiunii transversale a firului de nitinol	72
Figura 3. 20. Reprezentarea schematică a ciclului de solicitare real la nivelul secțiunii descrise de unghiul α	73
Figura 3. 21. Tahometrul utilizat.....	74
Figura 3. 22. Standul experimental pentru încercare multiaxială simplă de încovoiere cu torsiune a firelor de nitinol.....	74
Figura 3. 23. Variația rezistenței de rupere în funcție de numărul de cicluri de solicitare.....	75
Figura 4. 1. Ciclul de mers [Dascălu 2011].....	78
Figura 4. 2. Variația unghiurilor în timpul ciclului de mers	79
Figura 4. 3. Variația momentelor în timpul ciclului de mers	80
Figura 4. 4. Momente articulare în articulația genunchiului drept.....	81
Figura 4. 5. Punctele de inserție ale ligamentului artificial	83
Figura 4. 6. Componentele forței care acționează în punctul superior de inserție al ligamentului artificial.....	83
Figura 4. 7. Componentele forței care acționează în punctul inferior de inserție al ligamentului artificial.....	84
Figura 4. 8. Rezultanta forței care acționează în cele două puncte de inserție	85
Figura 4. 9. Reacțiuni articulare la nivelul articulației genunchiului și a șoldului pe durata ciclului de mers	86
Figura 4. 10. Reacțiunile articulare la nivelul genunchiului și a șoldului pe durata ciclului de mers (după Wehner [2009]).....	86
Figura 4. 11. Model de ligament artificial biodegradabil [Laurent 2012]	87
Figura 4. 12. Modelul de ligament artificial propus	88
Figura 4. 13. Divizarea modelului în cel mai simplu solid.....	89
Figura 4. 14. Discretizarea solidului elementar.....	90
Figura 4. 15. Generarea elementelor finite utilizând comanda <i>Reflect</i>	90
Figura 4. 16. Generarea elementelor de legătură dintre cele două solide.....	91
Figura 4. 17. Discretizarea secțiunii ligamentului realizată prin comanda <i>Radial Copy</i>	91
Figura 4. 18. Utilizarea comenzii <i>Reflect</i> pentru alte două tipuri de solide.....	92
Figura 4. 19. Secțiune discretizată a ligamentului	92

Figura 4. 20. Folosirea comenzii <i>Copy</i>	93
Figura 4. 21. Discretizarea obținută a ligamentului artificial.....	93
Figura 4. 22. Graficul tensiune-deformație specifică pentru NiTiNol.....	94
Figura 4. 23. Variația tensiunii în funcție de temperatură pentru NiTiNol	95
Figura 4. 24. Secvența de introducere a constantelor folosite în definirea caracteristicii superelastice.....	96
Figura 4. 25. Aplicarea condițiilor pe contur și a încărcărilor	97
Figura 4. 26. Distribuția tensiunii σ_{VonMises} în ligamentul artificial	98
Figura 4. 27. Deplasarea maximă a capătului liber al ligamentului.....	99
Figura 4. 28. Învelișul exterior al tibiei și femurului rezultat în urma operației de exportare din software-ul Anybody.....	100
Figura 4. 29. Modelul CAD al articulației de genunchi.....	101
Figura 4. 30. Modelul numeric al articulației de genunchi propuse, stânga - vedere anterioară, dreapta - vedere posterioară.....	102
Figura 4. 31. Definirea contactelor	103
Figura 4. 32. Schema de încărcare anterioară a tibiei [Suggs 2003]	104
Figura 4. 33. Deplasarea anterioară tibială respectiv tensiunea maximă principală în ligamentul MCL.....	105
Figura 4. 34. Condițiile de contur utilizate pentru studiul comportării ligamentului artificial încrucișat anterior.....	106
Figura 4. 35. Distribuția tensiunilor σ_{Mises} pentru o mișcare de 90° flexie (rotație)	107
Figura 4. 36. Variația tensiunilor σ_{Mises} pentru ligamentele MCL, LCL, PCL în funcție de unghiul de flexie.....	108
Figura 4. 37. Distribuția tensiunilor în modelul de ligament artificial încrucișat anterior propus (inserat în articulație la 90° flexie) la o rotație de 60°	109
Figura 4. 38. Modelul îmbunătățit al ligamentului artificial încrucișat anterior propus	110
Figura 4. 39. Distribuția tensiunilor în modelul de ligament artificial îmbunătățit	110
Figura 4. 40. Distribuția tensiunilor echivalente în modelul de ligament îmbunătățit (inserat în articulație la 90° flexie) la o rotație de 60°	111

LISTA DE TABELE

Tabelul 2. 1. Compoziția biomaterialelor metalice folosite în implanturile medicale [Bulancea 2006, Bogdan 2011, http://ro.scribd.com]	36
Tabelul 2. 2. Proprietățile mecanice ale biomaterialelor metalice	37
Tabelul 2. 3. Proprietățile mecanice ale celor mai folosite bioceramice [Bulancea 2006, http://ro.scribd.com]	38
Tabelul 2. 4. Proprietăți mecanice ale biomaterialelor polimerice.....	46
Tabelul 2. 5. Parametrii de material pentru ligament (MPa) [Peña 2005].....	48
Tabelul 2. 6. Valorile obținute în urma aplicării unei încărcări de 134 N [Suggs 2003] (extras).....	55
Tabelul 3. 1. Rezultatele obținute în urma testelor de tracțiune	61
Tabelul 3. 2. Compoziția și caracteristicile geometrice ale epruvetelor folosite	69
Tabelul 3. 3. Tensiunile normală, tangențială, echivalentă și numărul de cicluri până la rupere.....	75
Tabelul 4. 1. Elementele și nodurile discretizării articulației de genunchi	102
Tabelul 4. 2. Valori ale tensiunilor echivalente la diferite unghiuri	107
Tabelul 4. 3. Distribuția tensiunilor, în modelul de ligament îmbunătățit, la diferite valori ale flexiei	111

1. IMPORTANȚA ȘI ACTUALITATEA TEMEI DE CERCETARE

Așa cum rezultă din studiile statistice, la nivelul ligamentului încrucișat anterior sunt întâlnite cele mai multe accidentări și leziuni din tot corpul uman, necesitând operații chirurgicale costisitoare dar și timpi de recuperare îndelungați [Spindler 2008]. Dacă în anul 1999 se efectuau aproximativ 250000 de intervenții chirurgicale la nivelul articulației genunchiului acest număr este estimat că se va dubla până în anul 2025 ca rezultat al cererii creșterii calității vieții [Sculco 1995, Rakhorst 2008]. În anul 2000 doar în Statele Unite ale Americii 175000 de operații de reconstrucție a ligamentului încrucișat anterior au fost realizate cu costuri de aproximativ 2 miliarde de dolari, iar acest număr este într-o continuă creștere [Gottlob 1999]. Un studiu realizat la Universitatea West Point a rezultat un indice de rupere al ligamentului încrucișat anterior de 3,2% la bărbați și 3,5% la femei pe o perioadă de 4 ani [Mountcastle 2007], iar dacă se consideră activitățile sportive în cazul femeilor ruperea ligamentului încrucișat anterior este cu 150% mai mare decât în cazul bărbaților [Lohmander 2007]. În alte studii acest coeficient este de la 200% până la 600% în funcție de activitatea sportivă desfășurată [Agel 2005, Bjordal 1997, Hewett 2006].

Se estimează că peste 50.000 de persoane sunt diagnosticate anual în România cu ruptură de ligament. Pentru reconstrucția acestora sunt folosite ligamentele artificiale de generația a treia, realizate din poluethylene teraphalate, care și acestea la rândul lor după o durată de 4-5 ani se degradează prin rupere, aducând disconfort și implicit scăderea calității vieții pacientului.

Ligamentul încrucișat anterior (LIA) este o bandă de țesut conjunctiv, de legătură, care unește partea posterioară a femurului cu partea anterioară a tibiei [Niculescu 2008]. Face parte din articulația genunchiului, cu o direcție oblică a fibrelor, rolul acestuia fiind de a stabili articulația.

La nivel general există mai multe ligamente, fiecare dintre ele cu o acțiune specifică. Rolul ligamentului încrucișat anterior este dublu [Popescu 2009]:

- se opune la translația anterioară a tibiei față de femur și împiedică astfel o mișcare de rotație;
- datorită orientării fibrelor și a direcției, acesta se opune mișcării de rotație internă a tibiei față de femur;

Ruptura acestui ligament intervine atunci când articulația este foarte solicitată. În ultimii 50 de ani s-a încercat crearea artificială a ligamentului încrucișat anterior al genunchiului pentru a face cât mai confortabilă și ușoară, fără durere, atât viața pacientului cât și munca medicului.

În perioada anilor 1980 ligamentele artificiale cunoșteau o creștere în dezvoltarea reconstrucției ligamentului natural, prin anii 1990 popularitatea acestora scade din cauza ratelor de eșec înregistrate [Popescu 2009]. Astfel ligamentele din prima generație au fost extrem de fragile, se rupeau foarte repede, cauzând sinovită [Liu 2009]. Deși ligamentele sintetice din a doua generație au fost îmbunătățite, și la acestea s-au înregistrat ruperi timpurii, rezistență redusă la abraziune și uzură, cât și reducerea posibilității de creștere de țesut viu pe structura acestora [Bonamo 1984, Christen 1992, Hugston 1985, McCaroll 1983].

12 Importanța și actualitatea temei de cercetare

Ligamentele folosite în prezent reprezintă cea de-a treia generație de ligamente încrucișate anterior. Acestea sunt create din polyethylene teraphthalat [Li B. 2009] (PET – cele mai implantate pe plan mondial, polidiaxanona [Wise 1995, James 2007, Cooper R. 1970] sau chiar politetrafluoroethylene [Wise 1995]). Dezavantajul acestora este faptul că au durabilitate scăzută producându-se ruperea după 4-5 ani de la implantare.

Obiectivul principal al temei de cercetare îl reprezintă studiul realizării ligamentului artificial încrucișat anterior din aliajul de NiTiNol (datorită caracteristicilor de superelasticitate și memoria formei pe care acesta le are). În urma studiilor bibliografice și a cercetărilor experimentale a fost propus un model nou de ligament artificial încrucișat anterior care să țină cont de solicitările care apar la nivelul articulației de genunchi. De asemenea modelarea cu elemente finite s-a dovedit a fi un mod eficient pentru caracterizarea distribuției tensiunilor (în modelul de ligament artificial propus) ca efect al solicitărilor și momentelor tibio-femorale care apar în timpul mersului. Totodată, în acest studiu a fost propus un model de analiză cu elemente finite al articulației de genunchi, iar în urma rezultatelor obținute modelul de ligament artificial propus a fost optimizat pentru o mai bună distribuție a tensiunilor.

2. STADIUL ACTUAL PRIVIND RECONSTRUCȚIA LIGAMENTULUI ÎNCRUCIȘAT ANTERIOR

2.1. Aspecte cinematice ale articulației genunchiului

Oasele sunt structuri rezistente și elastice, ele prezintă o rezistență mare la compresiune, însă cedează mult mai ușor la încovoiere sau torsiune [Djamo 2007]. Rigiditatea și rezistența sunt folosite în general pentru definirea proprietăților mecanice ale osului, densitatea mineralelor din os fiind strâns legată de acestea două [Turner 2006].

Oasele care participă în alcătuirea articulației genunchiului sunt femurul, patela (rotula) și tibia. Fibula nu participă la această articulație. Pentru a permite mișcarea necesară deplasării în plan sagital oasele articulației au o formă deosebită:

- *femurul* cel mai lung os al scheletului uman [Gray 1918], el se articulează cu tibia prin intermediul epifizei sale inferioare formată din doi condili femurali, lateral și medial. Condilul medial este mai îngust, dar mai proeminent și pentru a se articula cu fosa glenoidă medială este mai lung cu 3-4 mm decât cel lateral. Femurul este cilindric pe aproape toată suprafața sa, excepție făcând zonele de contact cu articulațiile șoldului respectiv genunchiului. El este dispus sub un unghi față de axa longitudinală a corpului, înclinarea laterală a acestuia are ca scop aducerea articulației genunchiului cât mai aproape de linia centrului de greutate a corpului pentru poziția ortostatică [Papilian 2003], această înclinare fiind diferită de la bărbați la femei datorită lățimii pelvisului.

- *rotula* este un os triunghiular, plat, situat în partea frontală a articulației genunchiului. Este considerat os sesamoid, fiind dezvoltat din tendonul mușchiului Quadriceps femoris, rolul său principal fiind de a proteja tendonul mușchiului Cvadriceps. În timpul mișcării acest tendon are o mișcare asemănătoare cu frânghia unui scripete și este supus la solicitări mecanice considerabile [Vionescu 2011]. Patela nu este stabilă lateral, instabilitatea fiind maximă în cazul extensiei active și a flexiei ușoare [Balcarek 2011]

- *tibia* este situată în partea inferioară a articulației genunchiului și este al doilea os ca lungime din corp. Diametrul tibiei scade treptat spre partea inferioară a osului spre gleznă. Ea este articulată în partea de sus cu femurul, formând genunchiul, iar în cea inferioară cu astragalul și fibula (peroneul) formând astfel articulația gleznei [Gray 1918]. Pe partea superioară unde se sprijină femurul prezintă pe epifiza sa superioară un platou cu două cavități numite fose glenoide, separate între ele printr-o denivelare numită spină. Cavitățile asemănătoare unor oglinzi concave nu sunt în același plan, cel medial fiind mai coborât cu 3-4 mm. Întreg platoul tibial este acoperit cu un cartilaj articular, iar peste acesta sunt amplasate cele două meniscuri, lateral și medial, formațiuni fibrocartilagineose în formă de litera C, (cerc sau garnit), cu mai multe roluri în mecanica genunchiului: completează spațiul articulației, amortizează șocurile generate de mers și alergat, lubrefiază suprafețele articulare și le menține în contact.

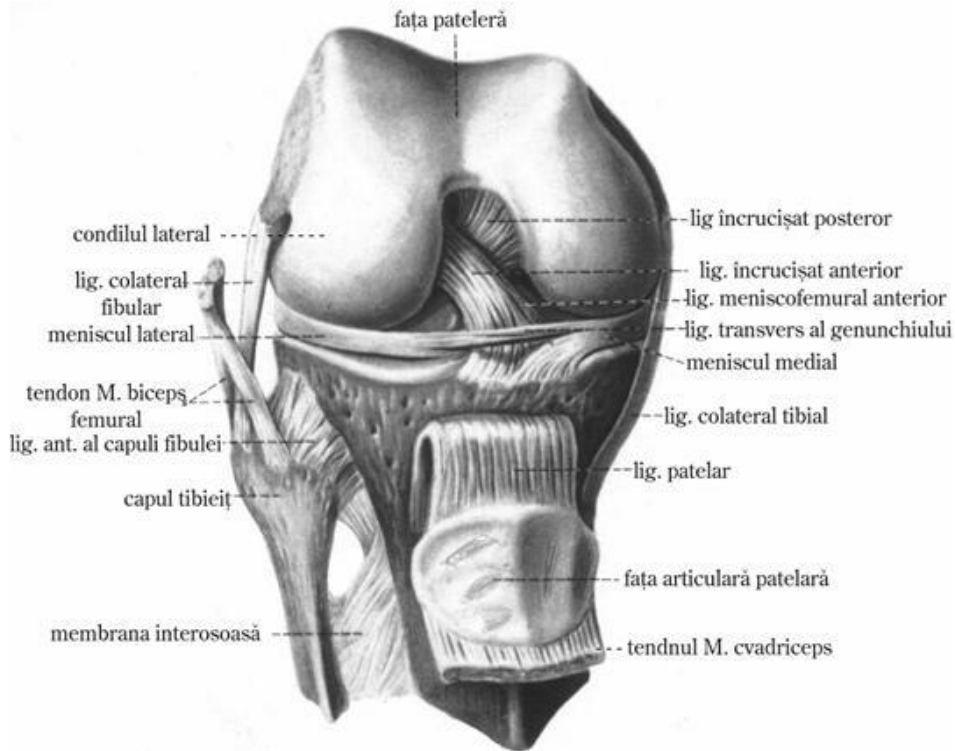


Figura 2. 1. Articulația genunchiului (vedere anterioară)

Articulația genunchiului este cea mai mare și probabil cea mai complexă articulație a corpului uman (Fig. 2.1. Articulația genunchiului).

Este considerată ca fiind o articulație mobilă elipsoidală având trei grade de libertate, mișcările permise în articulație fiind flexia, extensia și rotația medială și laterală, în modelele biomecanice datorită unghiului mic de rotație aceasta poate fi neglijată. Este solicitată de forțe mari care apar atât în timpul transmiterii greutății corpului din statică, cât și în conservarea momentelor de mișcare. Acest fapt duce la uzura mai accentuată a elementelor sale componente. În ciuda acestei structuri complicate, articulația genunchiului este prea puțin stabilă prin componența ei osoasă, astfel că funcționarea ei corectă este strâns legată de integritatea aparatului capsulo-ligamentar.

Suprafețele articulare au o anatomie specifică, aceasta explică prezența unui cartilaj articular gros, dar mai ales prezența meniscurilor articulare care ameliorează lipsa de congruență.

Articulația genunchiului este formată din articulațiile femurotibială și femuro-patelară. Articulația femuro-tibială și articulația femuro-patelară au o singură capsulă articulară și, funcțional, se comportă ca o singură articulație. [Djamo 2007].

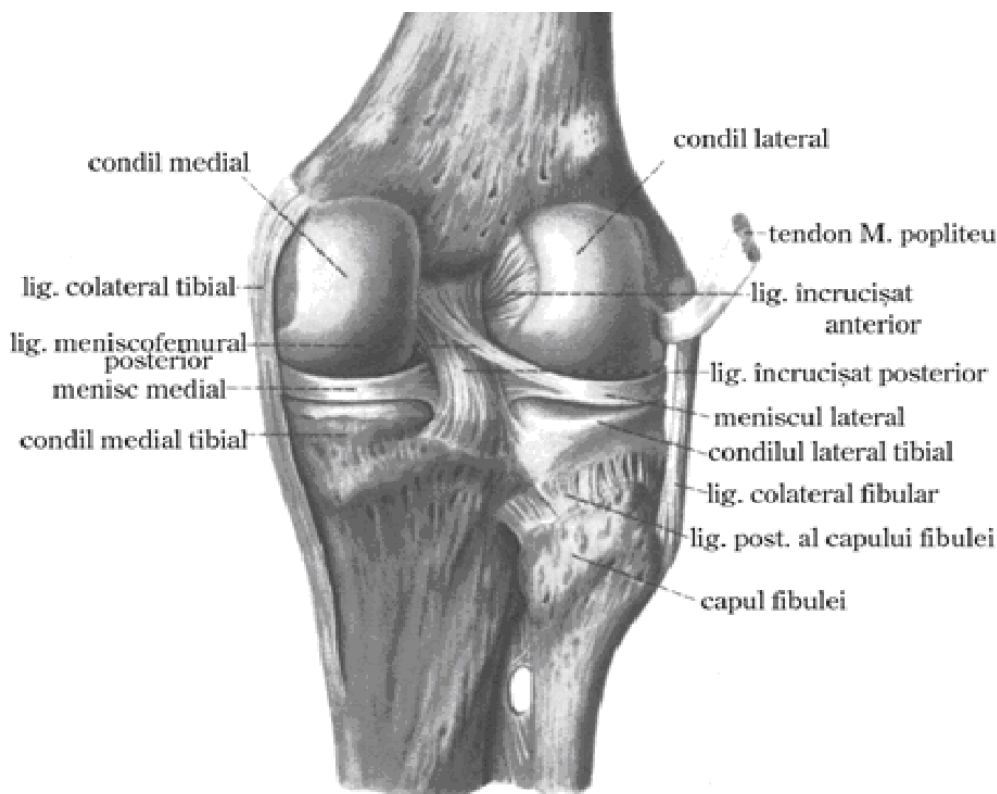


Figura 2. 2. Articulăția genunchiului (vedere posterioară)

Suprafețele articulare sunt reprezentate de:

- suprafețele articulare ale condililor femurali și trohleea femurală. Suprafața articulară a condililor femurali se continuă anterior cu fața patelară, prin care femurul se articulează cu rotula;
- epifiza superioară a tibiei – participă la această articulație prin fețele superioare ale condililor tibiali. Cele două fețe articulare ale condililor tibiali sunt ușor concave și ovale, cu axul mare sagital. Între cele două suprafețe articulare se află o proeminență osoasă numită eminența intercondiliană [Djamo 2007]

2.2. Musculatura, ligamentele și tendoanele articulației de genunchi

Mușchii sunt elemente active ce asigură mișcarea oaselor, fiind practic „motoare biologice”. Aceștia sunt alcătuiți dintr-o mulțime de celule alungite, numite fibre musculare, ce au posibilitatea de a-și micșora lungimea. Această capacitate duce la contracția mușchiului și se realizează cu ajutorul a două proteine: actina și miozina. Acestea sunt împachetate în miofilamente. Fibrele musculare conțin aceleași organite ca o celulă normală fiind adaptate funcției de contracție [Baldwin

1982, 1996, Cress 1996]. Un mușchi conține în interiorul său mai multe fibre musculare împachetate în fascicule musculare. În aceste fascicule se găsesc artere și vene ce asigură hrănirea și nervii ce vor da comandă de la creier pentru a se contracta. Întregul mușchi este învelit de o fascie, la fel ca și fasciculul muscular. Pentru ca un mușchi să se contracte, este necesar de a lua din artere oxigenul și glucoza.

Originea unui mușchi este definită ca fiind zona de atașare a mușchiului de os (structura de care mușchiul este atașat nu se deplasează datorită acțiunii mușchiului vizat), iar inserția unui mușchi este definită ca zona de atașare asupra căreia acționează forța musculară [Djamo 2007]. Articulația genunchiului conține: *mușchii coapsei și mușchii gambei*.

Mușchii gambei se grupează, de asemenea, în trei regiuni. Regiunea anterioară a gambei conține mușchiul tibial anterior, axtensorul lung al degetelor și extensorul lung al halucelui. În regiunea laterală sunt lungul și scurtul peronier laterali, iar în regiunea posterioară se găsesc în plan superficial mușchiul triceps sural, un mușchi mai puțin important (plantarul), iar în plan profund, mușchiul popliteu, tibialul posterior, lungul flexor al degetelor și flexorul lung al halucelui [Morcovescu 2005].

Ligamentele sunt elemente de legătură care realizează conexiunea între oasele articulare și mențin poziția acestora prin limitarea mișcărilor. Sunt formate din țesut cartilaginos ce conține collagen și elastină, țesutul fiind ordonat în fascicule fibroase, care la rândul lor sunt dispuse în direcții diferite, în funcție de solicitările la care sunt supuse. Spre exemplu în ligamentele cu formă cilindrică fibrele sunt dispuse longitudinal și rezistă la întindere, pentru alte ligamente care limitează mișcarea laterală a articulațiilor, fibrele sunt dispuse sub forma unei rețele încrucișate [Papilian 2003] (Fig. 2.1. Articulația genunchiului). La nivelul genunchiului sunt întâlnite:

- **ligamentul patelei** sau **ligamentul rotulian** este o formațiune puternică, situată înaintea articulației. Are formă de triunghi cu baza pe vârful patelei și vârful prins de tuberozitatea tibiei. Unii autori îl consideră tendon terminal al cvadricepsului, patela fiind în acest caz un os sesamoid. Ligamentul patelei se poate vedea mai ușor în semiflexiune). Fiind acționată de un tendon puternic și inextensibil, patela va aluneca pe condilii femurali, coborând în flexia genunchiului și ridicându-se în extensie.

- **ligamentele posterioare** formează un fibros așezat asemenea unei punți peste scobitura intercondiliană. Se mai numește și ligamentul lui Winslow și asigură stabilitatea în posterior a genunchiului.

- **ligamentul colateral fibular** sau colateral extern se prinde pe epicondilul lateral al femurului și pe capul fibulei; se întinde în extensie și se relaxează în flexie.

- **ligamentul colateral tibial** sau colateral intern se prinde pe epicondilul medial al femurului și pe fața medială a tibiei. Prin fața sa profundă vine în raport cu meniscul articular. Ligamentele colaterale au rolul de a asigura stabilitatea articulară în extensiunea genunchiului.

- **ligamentele încrucișate** sunt în număr de două și se găsesc posterior în fosa intercondiliană. Deși profund situate, aceste ligamente sunt în realitate în afara articulației, deoarece sunt în afara membranei sinoviale. După situația lor, dar mai ales după inserția lor tibială, au fost denumite unul anterior, altul posterior. Cele două ligamente prezintă o dublă încrucișare: una în sens anteroposterior și alta în sens frontal. De aici rezultă că: ligamentul anterior

este „anterior” prin inserția tibială dar și extern (lateral) prin inserția femurală și invers pentru cel posterior.

- **ligamentul încrucișat anterior** se inseră pe aria intercondiliană anterioară a tibiei, partea posterioară a condilului intern al femurului. Rolul acestuia constă în blocarea mișcării de translație anterioară a tibiei sub femur. Prin fasciculul sau posterolateral se opune hiperextensiei genunchiului.

- **ligamentul încrucișat posterior** se inseră pe aria intercondiliană posterioară a tibiei, zona intercondiliană anterioară a condilului extern al femurului. Rolul său reprezintă axul față de care se realizează rotația automată a genunchiului, necesară blocajului articular la sfârșitul extensiei.

Este principala formațiune care se opune mișcării de translație posterioară a tibiei sub femur. Se tensionează în flexie, dar poate controla și hiperextensia, dacă ligamentul încrucișat anterior se rupe.

Alte ligamente fac parte din capsula genunchiului, o structură fibroasă protectoare care înconjoară articulația genunchiului. În interiorul capsulei, articulația este căptușită cu un țesut subțire, moale, numit *sinoviala*.

Tendoanele sunt elemente care asigură legătura dintre mușchi și oasele scheletice [Papilian 2003]. La nivelul genunchiului, tendonul cvadriiceps leagă mușchiul cvadriiceps de patela și asigură forța pentru mișcarea de extensie. Tendonul patelar leagă patela de tibie. Tehnic, acesta este un ligament, dar în mod obișnuit este numit tendon.

2.3. Meniscurile

Deoarece suprafețele articulare sunt incongruente, apar două meniscuri intraarticulare: un menisc extern, de forma literei „O”, și un menisc intern, de forma literei „C”. Meniscurile intraarticulare sunt alcătuite din fibrocartilaj și se găsesc la periferia suprafețelor articulare ale condililor tibiali [Djamo 2007].

Meniscurile articulare corectează „defectul” de construcție al articulației femurotibiale. Fiecare menisc este triunghiular pe secțiune, atașat cu baza convexă la capsula articulară, iar vârful triunghiului opus bazei este concav, subțire și se mișcă liber în interiorul articulației (Fig. 2.3. Meniscurile). Ele funcționează pasiv, prin deformare, adaptându-se la deplasările și diametrele variabile ale condililor femurali, în timpul mișcărilor articulare.

Meniscul lateral are un corp aproape circular, care acoperă 2/3 din suprafața articulară a condilului tibial lateral. Inserția lui se realizează prin cele două extremități numite coarne, de dimensiuni egale, care se fixează la nivelul eminenței intercondiliene. Cornul posterior este ancorat la femur prin ligamentul meniscofemural posterior. Caracteristic pentru meniscul lateral este conexiunea acestuia cu tendonul mușchiului popliteu. Este posibil, astfel, controlul poziției cornului posterior de către mușchiul popliteu și ligamentele meniscofemorale.

Meniscul medial are o formă semilunară cu baza mai mare decât a celui lateral, cu o lungime de 35 mm și acest menisc prezintă două coarne, asimetrice, cornul posterior fiind mult mai lat decât cel anterior. El se prinde la nivelul ariei intercondiliene, imediat înaintea ligamentului încrucișat anterior (cornul anterior) și înaintea ligamentului încrucișat posterior (cornul posterior).

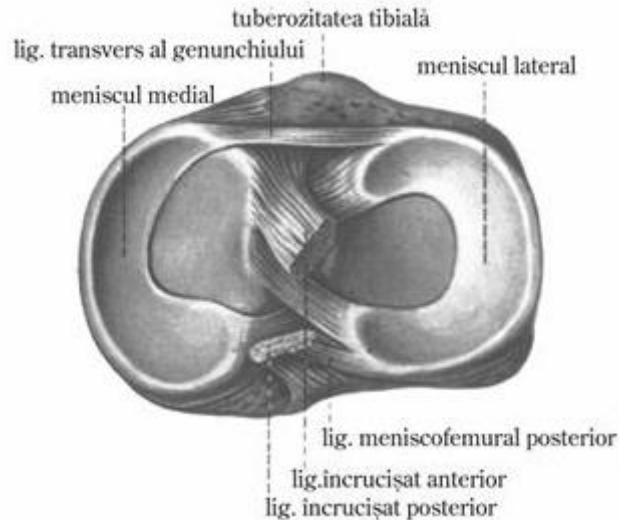


Figura 2. 3. Meniscurile

Meniscurile se deplasează întotdeauna deodată cu platoul tibial, găsindu-se în acea parte a platoului care suportă presiunea condililor femurali. În flexie, meniscurile sunt împinse dinainte - înapoi, apropiindu-se prin extremitățile lor posterioare. În extensie, meniscurile se deplasează invers, apropiindu-se prin extremitățile lor anterioare. În mișcarea de rotație externă, meniscul medial alunecă dinapoi - înainte și dinăuntru - în afară.

2.4. Afecțiunile articulației genunchiului

Unele afecțiuni ale genunchiului se dezvoltă din cauza uzurii apărute la nivelul articular, cum se întâmplă în osteoartrită. Alte afecțiuni apar din cauza unor accidente, cum ar fi o lovitură la nivelul genunchiului sau mișcări bruște, care forțează genunchiul dincolo de limita normală de mișcare de la acest nivel. [www.sfatulmedicului.ro]

Problemele de la genunchi pot să apară din cauza unui picior plat sau a unui picior aflat în pronție (rotat în interior). Aceste probleme pot fi minimalizate prin purtarea unor tipuri speciale de încălțăminte cu talonete. Se va menține o greutate adecvată pentru a reduce stresul de la nivelul genunchiului. Obezitatea crește riscul de dezvoltare al afecțiunilor degenerative cum ar fi osteoartrita.

Medicii folosesc mai multe metode de diagnostic al afecțiunilor de la nivelul genunchiului: anamneza, examinarea fizică, teste diagnostice, radiografia, computer tomografie axială, rezonanța magnetică imagistică, artroscopie. [www.sfatulmedicului.ro]

Afecțiunile genunchiului pot fi enumerate în funcție de locul unde se produc astfel:

- afecțiunile cartilajului: condromalacia, leziuni la nivelul meniscului
- artrita genunchiului

- leziunile ligamentului încrucișat anterior și posterior, leziunile ligamentelor colaterale medial și lateral.
- leziunile și afecțiunile tendoanelor: tendinita și ruptura de tendoane, boala Osgood-Schlatter, sindromul de banda iliotibială.
- alte afecțiuni ale genunchiului: osteocondrita disecantă, sindromul plicii sinoviale.

2.5. Biomecanica articulației de genunchi

2.5.1. Biomecanica articulației femuro-tibiale

În ortostatism, în sprijin egal repartizat pe membrele inferioare greutatea corpului se va transmite printr-un ax ce trece prin mijlocul articulației genunchiului, ax care va avea ca repere centrul capului femural și scobitura intercondiliană. Acest ax determină cu axul anatomic al capului femural un unghi de aproximativ 10° deschis în sus. Între axul anatomic al femurului și axul anatomic al tibiei se delimitează un unghi deschis în afară de aproximativ 170° - 175° numit valgusul fiziologic al genunchiului mai mare la femei.

Unghiul valgusului poate prezenta modificări patologice. Când unghiul este inversat apare genu varum ("picioare crăcănate"), iar când unghiul este exagerat apare genu valg ("picioare în formă de x"), frecvent la copii, dar care dispăre odată cu creșterea.

La nivelul genunchiului greutatea corpului se împarte în două forțe paralele ce acționează în centrul cavității glenode. Cum însă cei doi condili femurali au lungimi diferite cavitățile glenoidale vor suporta greutatea transmisă în planuri orizontale ce se situează la nivele diferite.

Articulația genunchiului încearcă să îndeplinească două condiții majore:

- să aibă o stabilitate mare în mișcările complete de extensie când greutatea corpului îi supune unui efort major;
- să aibă o mobilitate mare în mișcările de flexie

Stabilitatea genunchiului se produce în plan transversal și în plan anteroposterior.

În plan transversal: genunchiul este supus stresului de o parte și de cealaltă a articulației fapt ce influențează structura extremităților osoase ce intră în alcătuirea sa.

În timpul mersului și alergării genunchiul este supus permanent stresului. Luxația severă a ligamentelor deteriorează stabilitatea genunchiului. În alergare și mers genunchiul nu este susținut doar de ligamente ci și de mușchi care joacă un rol esențial în stabilitatea genunchiului.

În plan anteroposterior stabilitatea articulației depinde de poziția sa. Când genunchiul este drept și în flexie ușoară el tinde să flexeze în afară, tendință care este anulată de contracția mușchiului cvadriceps femural. În hiperextensie ligamentele posterioare se întind menținând astfel stabilitatea. În limitarea hiperextensiei alături de ligamentele de mai sus un rol esențial revine și capsulei articulare.

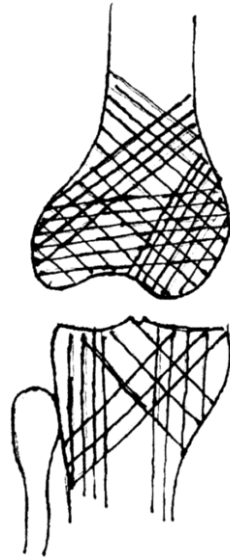


Figura 2. 4. Sisteme trabeculare (după Kapandji) [Alon 1998]

Din punct de vedere biomecanic articulația genunchiului poate fi împărțită în 2 articulații secundare: articulația femuropatelară care este trohleară și articulația femurotibială (Fig. 2.5. Articulația femurotibială) care este o articulație condiliană cu meniscuri interpuse.

Așa cum am menționat anterior articulația genunchiului este o articulație îndeosebi cu un singur grad de libertate (ax de libertate) ce prezintă două mișcări principale: flexia și extensia. Pe lângă acestea sunt posibile mișcări secundare de rotație medială și de rotație laterală. Articulația mai permite și mișcări de înclinare marginală, medială respectiv laterală.

Flexia este mișcarea prin care gamba se apropie de fața posterioară a coapsei. Ea se execută în jurul unui ax transversal ce trece prin condiliile femurale și se poate realiza prin trei mecanisme diferite:

- deplasarea tibiei pe femurul fixat (poziția șezând)
- deplasarea femurului pe tibia fixată (contact fără sprijin al piciorului pe sol)
- deplasarea simultană a celor două oase (în mers când gamba pendulează)

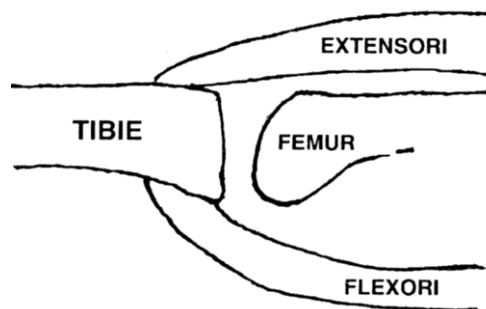


Figura 2. 5. Articulația femurotibială (după Baci) [Baci 1977]

2.5. Biomecanica articulației de genunchi 21

Flexia poate atinge 140° dacă șoldul este flectat și doar 120° dacă șoldul este extins. În mod pasiv flexia poate să atingă până la 160° de grade permițând călcâiului să atingă fesa. În mod normal flexia este oprită prin opoziția masei musculare elastice a gambei pe coapsă. În mod patologic flexia pasivă este limitată prin retracția aparatului extensor precum și prin scurtarea ligamentelor capsulare. Mișcarea de flexie nu se execută în jurul unei axe fixe. În flexie axul transversal se deplasează în sus și înainte.

Începutul mișcării de flexie se face mai mult prin rostogolire în cazul în care femurul se deplasează pe tibia fixată, mișcare urmată de o alta mai amplă de alunecare. Amplitudinea mai mare a mișcării de alunecare se datorează formei spiroide a condilului femural ce prezintă anterior o rază de curbură de 45 mm, iar posterior una de 17 mm.

Mușchii flexori ai genunchiului sunt situați pe fața posterioară a coapsei, fiind reprezentați de mușchiul biceps femural, mușchiul semitendinos și mușchiul semimembranos. În mod secundar intervin și gemenii, mușchiul gracilis și mușchiul croitor. Toți acești mușchi sunt biarticulari cu excepția scurtei porțiuni a mușchiului biceps femural.

Forța totală produsă de flexori este egală cu echivalentul a 45 kg forță ceea ce reprezintă aproximativ 1/3 din cea produsă de extensori.

Extensia este mișcarea prin care fața posterioară a gambei se depărtează de fața posterioară a coapsei. Mișcării de extensie i se asociază și o mișcare de rotație în afară a gambei pe coapsă datorită contracției mușchiului biceps femural. Mișcarea de extensie se execută în jurul aceluiași ax transversal ca și flexia. Inițial mișcarea se efectuează prin rotirea extremității femurului, apoi prin rostogolirea lui pe platoul tibiei, până când axul lung al gambei ajunge să continue axul lung al coapsei. Extensia maximă poate ajunge până la 180°.

Extensorii au o forță de acțiune totală de 142,796 kgm adică de circa trei ori mai mare decât cea a flexorilor, fapt explicabil ținând cont că mușchii extensori au de luptat împotriva greutății corpului, în timp ce flexorii nu au de susținut și greutatea corpului.

Mișcarea de extensie este produsă în primul rând de mușchiul cvadriceps femural și de mușchiul tensor al fasciei lata.

Mușchiul cvadriceps femural este un mușchi puternic, cu o arie de secțiune activă de 148 de centimetri pătrați. Prin scurtare pe o distanță de 8 cm dezvoltă o forță echivalentă cu 42 kgf. În hiperextensie cvadricepsul femural nu este utilizat pentru menținerea poziției drepte, dar este întrebuințat pentru a preveni căderea ce poate surveni în urma flexiei genunchiului.

Rotula este situată în tendonul extensor al rotulei. Funcția sa este de a crește eficiența mușchiului cvadriceps femural prin ridicarea tendonului său ca pe un suport.

Extensorii acționează cu toată forța lor atunci când se realizează extensia forțată a genunchiului flectat sau când se execută o mișcare forțată de blocare a genunchiului în ușoară flexie. Uneori forța lor de acțiune este așa de mare încât aparatul extensor al genunchiului se poate rupe la un nivel oarecare ajungându-se la o ruptură de tendon cvadricipital, la o fractură de rotulă, la o ruptură de ligament rotulian sau la o smulgere de apofiză tibială anterioară.

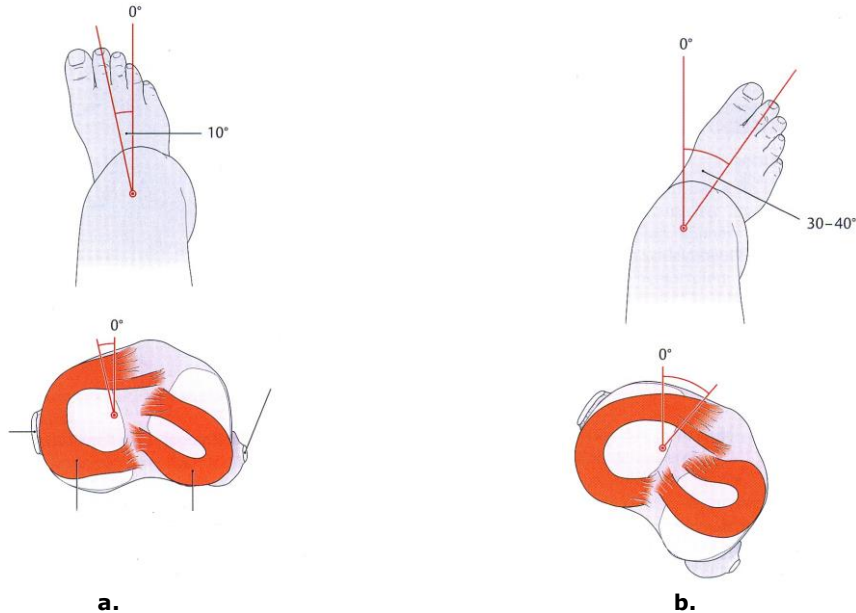
Mișcarea de extensie este limitată în principal de ligamentele posterioare ale genunchiului și de ligamentul încrucișat anterior și în mod accesoriu de ligamentele laterale care se întind în momentul extensiei.

Rotația reprezintă mișcarea de răsucire a gambei pe coapsă sau a coapsei pe gambă. Este asociată mișcărilor de flexie sau de extensie și se execută în jurul

22 Stadiul actual privind reconstrucția ligamentului încrucișat anterior

unui ax vertical ce trece prin centrul eminenței intercondiliene tibiale. Rotația se poate efectua înăuntru sau în afară.

Rotația medială aduce degetele înăuntru și are un rol important în adducția piciorului. Ea are o amplitudine de 30°.



a.
Figura 2. 6. Rotația medială și rotația laterală la nivelul articulației genunchiului

Rotația laterală aduce piciorul în poziție laterală și are un rol important în abducția piciorului. Rotația laterală are o amplitudine de 30°, dar dacă genunchiul este flectat la 30° ea poate atinge 32°, iar dacă genunchiul este flectat în unghi drept ea poate să ajungă la 42°.

Ligamentele încrucișate se întind în mișcările de rotație înăuntru și se relaxează în mișcările de rotație în afară.

Mișcarea de rotație în afară este produsă de mușchiul biceps femural și de tensorul fasciei lata. Tensorul fasciei lata este doar flexor și rotator lateral când genunchiul este flectat.

Capul scurt al mușchiului biceps femural este singurul rotator lateral monoarticular, așa încât poziția șoldului nu are efect în funcția sa.

Mișcarea de rotație înăuntru este produsă de mușchii: semimembranos, semitendinos, croitor și în mod secundar de mușchiul popliteu și de mușchiul gracilis.

Rotatorii mediali au o forță de acțiune de aproximativ 2 kgf, ceva mai mare decât aceea a rotatorilor laterali, echivalentă cu 1,8 kgf.

Faza terminală a extensiei este asociată în mică măsură cu o rotație laterală, în timp ce începutul flexiei este însoțit întotdeauna de o rotație medială. Aceste mișcări de rotație se petrec automat în absența oricărei mișcări voluntare.

Mișcările de înclinare laterală și medială sunt mișcări de amplitudine foarte redusă limitate de ligamentele colaterale și de cele încrucișate. Ele sunt mișcări oscilatorii pendulare laterale sau mediale ale gambei cu coapsa fixată și gamba în semiflexie. Sunt mișcări pasive care sunt imprimare gambei.

2.5.2. Biomecanica ligamentelor

Așa cum am afirmat și anterior, genunchiul este o articulație cu conducere ligamentară. Această conducere înseamnă libertate pentru mișcările fiziologice și opoziție față de mișcările anormale. Ligamentele încrucișate împreună cu ligamentele colaterale și capsula articulară asigură stabilitatea articulară în oricare din pozițiile de flexie sau de extensie. Funcționarea corespunzătoare a genunchiului presupune mobilitate și stabilitate. Prezența ligamentelor în ambele situații este evidentă. Astfel în cazul în care genunchiul este mobil ele limitează și conduc mișcările active și pasive. În cazul în care genunchiul trebuie să fie stabil ligamentele asigură alături de mușchi stabilitatea laterală a genunchiului opunându-se mișcărilor de varus și de valgum, stabilitatea anteroposterioară opunându-se mișcărilor de sertar ale tibiei sub femur precum și stabilitatea rotatoare opunându-se în flexie rotațiilor excesive ale platourilor tibiale sub condilii femurali.

În flexie prin relaxarea structurilor capsulare posterioare devine posibilă mișcarea pasivă de varus (aproximativ 5°) și mișcările de rotație medială și laterală.

În mișcările genunchiului în care acesta suportă o încărcătură se produce la un moment dat un echilibru între forțele exterioare care încearcă să flecteze genunchiul și forțele interioare (mușchiul cvadriiceps femural) care încearcă să-l extindă. Momentul maxim de flexie este diferit. Unghiul de flexie este de 20° în timpul mersului, de 40° în timpul alergării și de 60° în timpul urcării scării. Acest unghi este diferit la pacienții cu leziune a ligamentului încrucișat anterior.

Dacă la nivelul unui genunchi aflat în flexie se secționează ligamentele încrucișate se compromite soliditatea articulației apărând așa numitul genunchi balant. În schimb secționarea ligamentului unui genunchi aflat în extensie nu modifică cu nimic situația articulației. Acest fapt demonstrează că în extensie rolul ligamentelor încrucișate este minim, articulația fiind susținută prin ligamentele colaterale.

Dispoziția ligamentelor încrucișate explică asocierea mișcărilor terminale ale genunchiului cu mișcările de rotație. Astfel la sfârșitul fazei de extensie pură ligamentul încrucișat anterior este tensionat. Extensia poate fi continuată prin executarea de către femur a unei rotații mediale sau de către tibie a unei rotații laterale. În aceste ultime situații ligamentul se relaxează și permite continuarea extensiei. Asemenea mișcări, numite terminale ce însoțesc extensia maximă dau un plus de siguranță locomoției îndeosebi pe terenurile accidentate. Examinarea endoscopică a articulației permite vizualizarea modificărilor suferite de ligamentul încrucișat anterior în timpul diferitelor mișcări.

În cursul efectuării anumitor sporturi ligamentul încrucișat anterior este solicitat în mod deosebit printr-o punere în tensiune neobișnuită ca de exemplu la schi. Analiza mișcării a arătat că unghiurile de sprijin în față sunt la schiorii începători în mod evident mai mici decât la cei avansați și că schiorii au adoptat un stil de schi în poziție de sprijinire în spate care exercită forțare excesivă asupra genunchiului.

După ruperea ligamentului încrucișat anterior cinematica extensiei active a genunchiului se modifică. Genunchii lezați prezintă dizlocări distale și anterioare crescute ale spinei tibiale. Dizlocările tibiale anormale indică faptul că absența ligamentului încrucișat anterior nu este complet compensată în timpul extensiei active ce trece de 30° .

Pentru bolnavii cu endoproteză totală de genunchi (la care ligamentele încrucișate lipsesc) cinematica genunchiului se schimbă.

Din studiile experimentale efectuate se pare că prezența ligamentelor încrucișate este determinată de structurile osoase ce urmează a fi legate împreună. Din numeroasele agenezii care au fost descrise la om nu a făcut niciodată parte agenzia de ligament încrucișat anterior. Nu se cunoaște nici hipoplazia ligamentelor încrucișate.

Insertiile și dimensiunile ligamentelor încrucișate sunt cele ideale pentru un genunchi dat deoarece atunci când reinserăm într-o altă manieră ligamentele încrucișate rupte se ajunge fie la o uzură mai mare a cartilajului articular prin presiuni inegale, fie la o uzură printr-o libertate prea mare de mișcare, această uzură fiind însă mai mică decât cea precedentă. În acest caz din urmă se ajunge la instabilitatea genunchiului.

În practică se poate întâlni atât leziunea izolată a LIA (printr-o mișcare de hiperextensie forțată asociată cu o rotație medială) cât mai ales o leziune asociată. Astfel în "triada nefastă" leziunea parțială sau totală a unui ligament încrucișat este însoțită de leziuni ale aparatului capsuloligamentar medial sau lateral și leziuni de menisc. Pentada nefastă laterală sau medială reprezintă maximum de distrugere capsuloligamentară și meniscală.

2.6. Aspecte privind reconstrucția ligamentului încrucișat anterior

Ruptura ligamentului încrucișat anterior este una dintre cele mai des întâlnite accidentări în special la practicarea unor sporturi care necesită un grad ridicat de solicitări la nivelul genunchiului, astfel doar în SUA sunt întâlnite aproximativ 200 de mii de cazuri anual, la nivel global necunoscându-se o statistică a acestor leziuni [Meisterling 2009].

Ligamentul încrucișat anterior are un rol vital în menținerea stabilității articulației genunchiului, după cum s-a prezentat anterior roulul acestuia fiind unul dublu, astfel un ligament deficitar conduce în primul rând la instabilitatea genunchiului, rupturi de menisc cât și atrofierea cartilajelor articulare [Maletius 1999].

Degradarea ligamentelor articulare sau funcționarea defectuoasă a acestora produc automat o instabilitate a articulației. Astfel mecanismul articular realizează mișcări defectuoase care conduc la o degradare a suprafețelor articulare, iar acestea rămase netratate pe termen lung produc osteoartrita. Pentru a preveni această degradare este necesară reconstrucția ligamentelor în special a celor încrucișate de la nivelul genunchiului.

O metoda de reconstrucție a ligamentelor este prin transplant autogen, adică reconstrucția acestora cu ajutorul elementelor anatomice vecine, spre exemplu în cazul ligamentelor încrucișate de la nivelul genunchiului aceasta se realizează prin prelevarea unei fâși din tendonul patelar și folosirea acesteia la reconstrucția ligamentului. Însă această metodă implică anumite riscuri și anume faptul că:

- riscă slăbirea articulației de la nivelul căreia a fost prelevată;
- este necesară o perioadă lungă de recuperare;
- în cazul uni eșec același element anatomic nu poate fi folosit de două ori.

O altă metodă de reconstrucție este prin folosirea ligamentelor artificiale (sintetice) care nu implică inconveniențele și riscurile prezentate mai sus, sunt stabile, nu implică perioade lungi de imobilizare, iar în cazul rupturii sau slăbirii acestora înlocuirea lor se realizează la fel ca și în cazul implantării. În continuare sunt prezentate cele două metode de reconstrucție.

2.6.1. Diagnostic și tehnica chirurgicală

Diagnosticarea rupturii ligamentului încrucișat anterior (LIA) se realizează printr-un examen radiografic dar și o evaluare clinică completă.

Astfel aproximativ 70% din rupturile acestui ligament se produc indirect, prin mișcări defectuoase ale articulației, spre exemplu în cazul atleților la o răsucire mult prea mare a articulației acestia vor simți o rotație a genunchiului urmată de ruptura ligamentului din articulație, în alte cazuri ruptura se produce în punctele de inserție ale acestuia de pe femur. Rupturile directe se produc în urma unor forțe exterioare care acționează asupra articulației genunchiului, de exemplu o lovitură (impact) în partea anterioară a articulației produce o hiperextensie a ligamentului ducând la ruptura acestuia, iar dacă acționează în lateral produce o leziune combinată a ligamentului încrucișat anterior și ligamentul colateral [Meisterling 2009].

În aceste cazuri este necesară o examinare clinică completă, concisă și sistematică care începe prin inspecția pielii și a țesuturilor moi, concomitent cu palparea genunchiului. Se urmărește totodată mobilitatea articulației, deoarece aceasta poate fi limitată de către inflamații, durere și leziuni auxiliare care apar, aspecte ce trebuiesc tratate înaintea intervenției chirurgicale.

Pentru determinarea rupturii ligamentului încrucișat anterior se efectuează testul Lachman prezentat în figura 2.7.

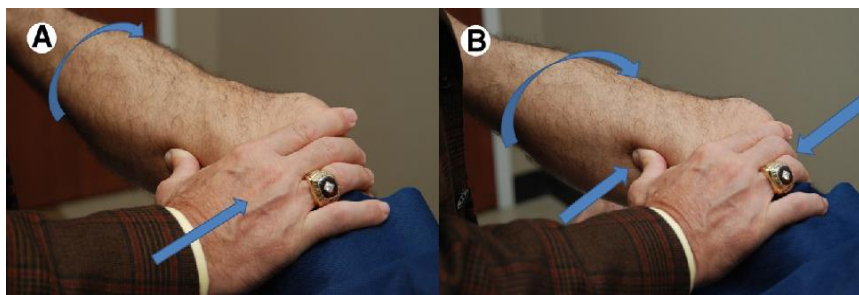


Figura 2. 7. Testul Lachman [W.S. Meisterling 2009]

A.) genunchiul este menținut în flexie la 30° concomitent cu aplicarea unei forțe laterale, tibia fiind rotită în sensul acelor de ceasornic. B.) capul fibular este împins anterior, în același timp se exercită o contra presiune asupra tendonului cvadriceps.

Efectuarea unui RMN (Fig. 2.8.) pentru fundamentarea diagnosticului, evaluarea leziunilor cartilajelor și a meniscurilor, cât și planificarea preoperatorie. Imaginile prelevate prin RMN au o acuratețe de 95% privind rupturile de ligamente [Liu 1995].

Se recomandă acordarea unei importanțe și radiografiilor deoarece se pot obține informații cu privire la înălțimea și lungimea tendonului patelar, identificarea

fracturilor sau a altor leziuni osoase cât și o evaluare generală a articulației genunchiului.

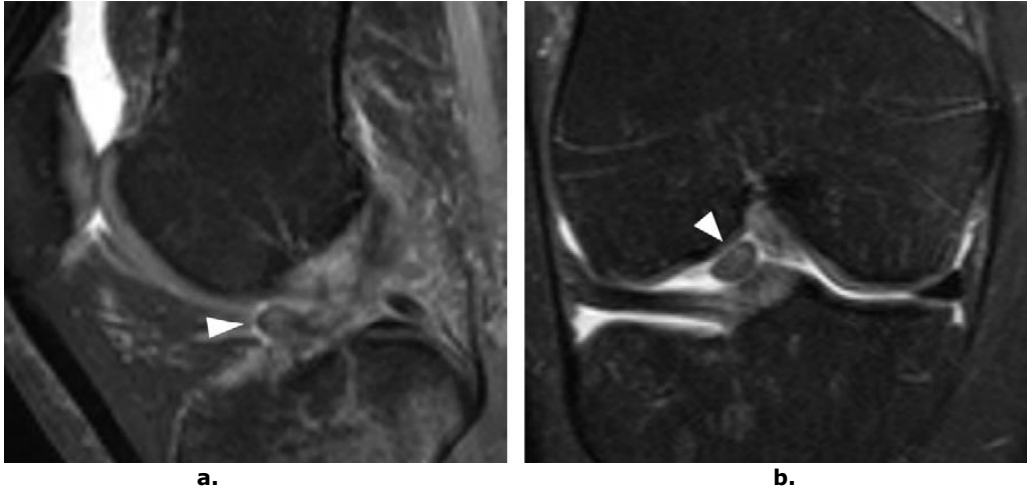


Figura 2. 8. Ruptura LIA vizualizată la RMN [Guenoun 2012] a.) în plan sagital b.) în plan coronal

După stabilirea diagnosticului și pregătirea preoperatorie, la nivelul articulației genunchiului se fac, de obicei, patru mici incizii, una la nivelul femurului respectiv tibiei, iar alte două paralele în jurul patelui. Chirurgul intervine laparoscopic pentru a inspecta întreaga articulație, dar și pentru înlăturarea ligamentului rupt și a eventualelor țesuturi conexe. Utilizând instrumentarul medical (Fig. 2.9.) chirurgul creează un tunel prin incizia din femur și un alt tunel prin incizia din tibie până în articulație. Cu ajutorul unui fir de ghidaj ligamentul artificial (sau după caz grefa os-tendon patelar-os) este introdus în canalul femur-tibie, fiind ancorat la extremități cu șuruburi bioabsorbabile, inciziile sunt închise iar articulația genunchiului își reia mobilitatea.

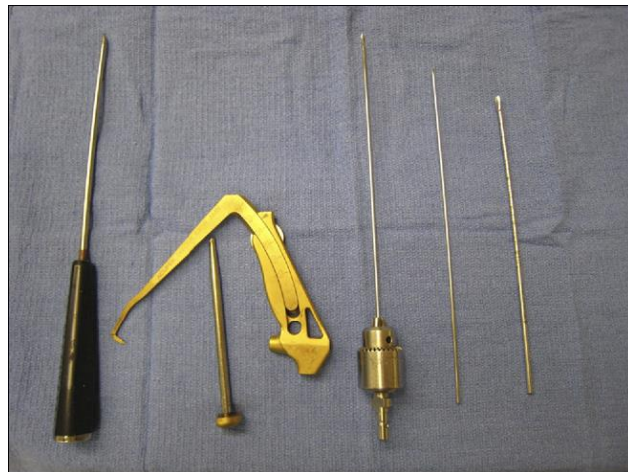


Figura 2. 9. Instrumentar folosit în reconstrucția ligamentului încrucișat anterior [Christopher 2009]

2.6.2. Reconstrucția ligamentului încrucișat anterior

Reconstrucția cu tendon patelar

În literatura de specialitate cea mai des utilizată tehnică chirurgicală pentru reconstrucția ligamentului încrucișat anterior o reprezintă reconstrucția printr-o singură incizie endoscopică folosind grefa ipsilaterală os-tendon patelar-os (bone-patellar tendon-bone BPTB. Fig. 2.10.) [Meisterling 2009, Drakos 2009] ancorată prin șuruburi bioabsorbabile [Meisterling 2009] fiind descrisă pentru prima dată de Jones în 1963 [Jones 1963], mai târziu urmând a fi folosită la scară largă [Clancy 1982]. Avantajele folosirii acestei proceduri medicale includ rezistență superioară și rigiditate a grefei [Cooper D. 1993, Meisterling 2009], posibilitatea de a fixa ferm grefa permițând procesul de vindecare a osului și nu în ultimul rând efectuarea unui tratament post-operator intensiv [Wilk 2003].

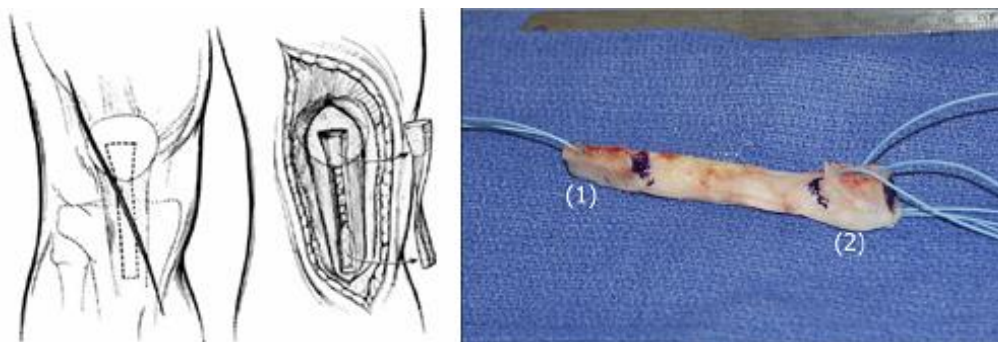


Figura 2. 10. Grefă os-tendon patelar-os (BPTB) cu dimensiunile 20 x 10 mm (1 – corespunzător tibiei) și 15x10 mm (2 - corespunzător patelei)

Reconstrucția cu ligamente artificiale (reconstrucția LARS)

În prezent producătorii LARS (Ligament Augmentation & Reconstruction System) realizează ligamente artificiale cu scopul de a compensa pierderea celor naturale, pierderi cauzate de leziuni la nivelul articulațiilor, accidente sau chiar din cauze naturale [www.larsligaments.com]. Spre exemplu JK Orhtomedic LTEE LTD din Canada [www.larscanada.com] produc o gamă largă de ligamente artificiale: de la ligamentele încrucișate ale genunchiului (LIA și PCL) până la ligamentele gleznei, umărului și chiar cele ale șoldului. Acestea putându-se folosi și a oferi un sprijin, o rezistență mai ridicată tendoanelor (spre exemplu tendonul lui Achille, tendonul cvadricepsului și a bicepsului).

Acestea fac parte din generația a treia de ligamente artificiale [www.larsligaments.com, www.larscanada.com], au fost introduse în chirurgia ortopedică la începutul anilor 1992 având o ascensiune rapidă în reconstrucția ligamentelor, deoarece evită pe cât posibil dezavantajele pe care le aveau ligamentele sintetice din prima și a doua generație (Fig. 2.11. Evoluția ligamentelor artificiale)

În figura 2.11 sunt prezentate descrescător cele trei generații de ligamente artificiale astfel: ligamentele artificiale din prima generație aveau structura fibrelor

asemănătoare cu cea din Fig. 2.11.a. iar rezistența de rupere la tracțiune fiind relativ mică, acestea se rupeau foarte timpuriu.

Chiar dacă, cele din generația a doua au fost îmbunătățite având o rezistență de rupere la tracțiune mult mai bună față de precedentele, marele dezavantaj pe care acestea le aveau era faptul că nu permiteau creșterea țesutului pe suprafața ligamentului.

Cele din generația a treia (folosite în prezent) au o rezistență mare la oboseală în special în mișcarea de flexie, iar prin noua tehnologie „free-fiber” acestea permit creșterea țesutului pe suprafața lor, având o comportare cât mai apropiată de fibrele ligamentului anatomic.

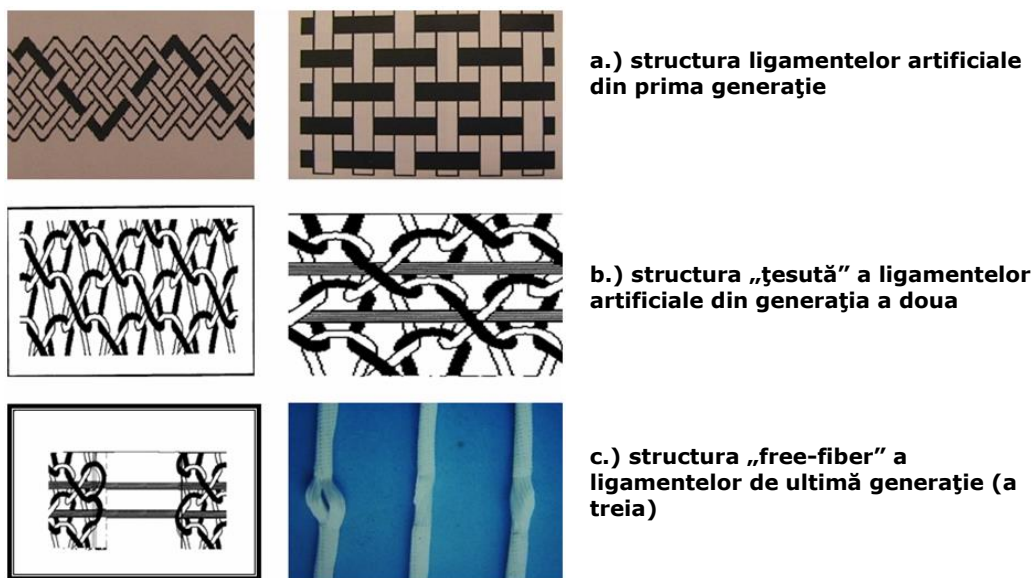


Figura 2. 11. Evoluția ligamentelor artificiale

Asemănător primelor generații ligamentele LARS sunt realizate din polietilenă. O altă îmbunătățire pe care acestea le au față de cele din generația a doua o reprezintă structura țesută nedeformabilă prezentă în secțiunea articulară, realizată prin tehnica „free-fiber” (cu fibre libere) care face ca orientarea fibrelor să fie în stânga – dreapta în funcție de genunchiul care este operat, previne întinderea contrar celor din prima generație, aceste fibre sunt perfect drepte și paralele astfel nu necesită o altă manevrare după implantare.

Diametrul ligamentelor LARS variază în funcție de numărul de fibre pe care acesta le conține, număr care la rândul său variază în funcție de rezistența dorită, greutatea corporală și activitatea zilnică a pacientului, fiecare ligament fiind fabricat individual.

Datorită structurii fibrele intra-articulare absorb deformațiile cauzate de mișcările de flexie și răsucire și nu le transmit părților predispușe la uzură mai exact părților din interiorul și imediata ieșire din canalul osos.

Ligamentele LARS au o rezistență mare la tracțiune care, crește odată cu numărul de fibre din care acestea sunt realizate. ITF (Institutul Textil din Franța) a

2.6. Aspecte privind reconstrucția ligamentului încrucișat anterior 29

realizat o serie de teste pe o multitudine de ligamente LARS, rezistența de rupere la tracțiune fiind de:

- 2500 N pentru ligamentele cu 60 de fibre
- 3500 N pentru ligamentele cu 80 de fibre
- 4600 N pentru ligamentele cu 100 de fibre
- 5000 N pentru ligamentele cu 120 de fibre

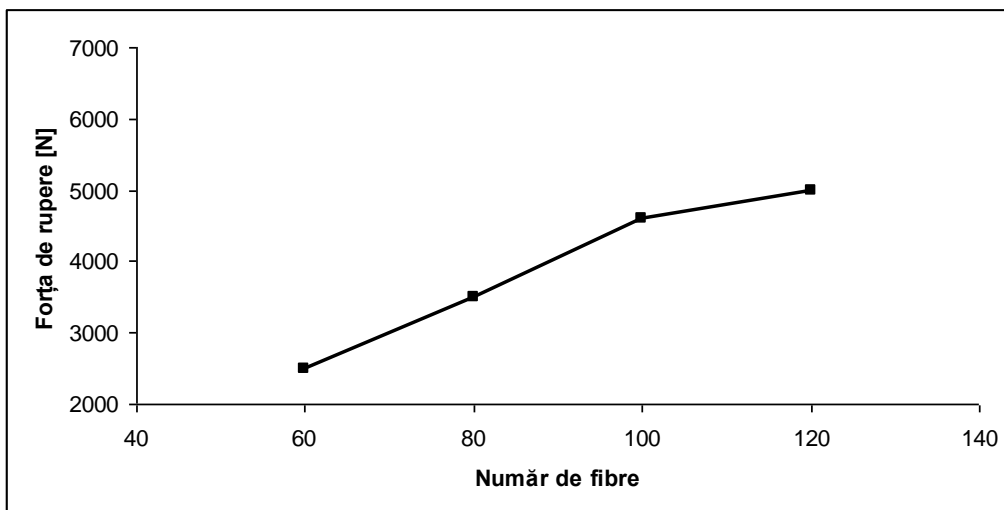


Figura 2. 12. Rezistența la tracțiune a ligamentelor artificiale în funcție de numărul de fibre

Alungirea la rupere este de 7,6% - 11,3% în funcție numărul de fibre, iar datorită structurii deformațiile remanente sunt foarte mici. În figura 2.13 sunt reprezentate proprietățile mecanice ale unui ligament LARS.

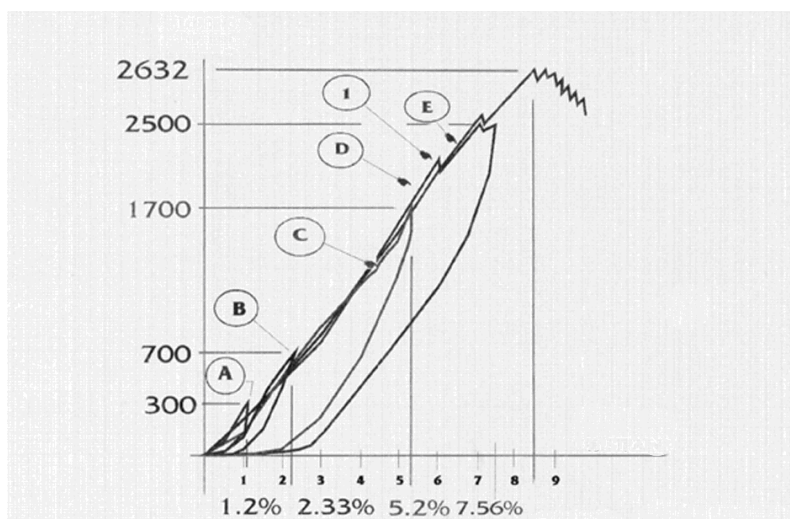


Figura 2. 13. Proprietăți mecanice ale unui ligament LARS cu 60 de fibre

30 Stadiul actual privind reconstrucția ligamentului încrucișat anterior

Caracteristicile de oboseală din punct de vedere al tracțiunii, flexiei și încovoierii, trei dintre cele mai relevante solicitări de la nivelul genunchiului, au fost determinate de SERCOVAM (Société d'Études et de Recherches sur le Comportement et le Vieillessement Acceléré des Matériaux) [www.larsligaments.com] pe ligamente artificiale cu un număr de 80 respectiv 100 de fibre. S-au observat următoarele:

- după 5×10^6 cicluri nu a fost observată nici o degradare;
- între $6,5 - 8 \times 10^6$ se observă o tendință de destrămare a fibrelor la ieșirea din canalul osos;
- la 10^7 cicluri rezistența de rupere la tracțiune este de 3020 N pentru ligamentul compus din 100 de fibre respectiv 2250 N pentru 80 de fibre.

Aceștia au realizat și un studiu comparativ între două seturi de ligamentele artificiale cu fibre libere în zona intra-articulară și unul fără fibre libere, în condiții cât mai apropiate de cele in vivo.

Rezultatele au arătat faptul că la oboseală comportarea este strâns legată de structura din care acestea sunt realizate, astfel legamentele cu fibre libere sunt net superioare față de cele fără.

După 8×10^6 cicluri la cele fără fibre libere se observă o abraziune accentuată la ieșirea din canalul osos și o tendință de destrămare în zona intra-articulară, pe când în aceleași condiții ligamentele cu fibre libere au o comportare mult mai bună în ambele cazuri. După 10^7 cicluri apare o diminuare, abraziune și destrămare semnificativă a ligamentelor fără fibre libere în comparație cu cele cu fibre libere care își mențin integritatea structurală, chiar dacă și în cazul acestora apare fenomenul de abraziune și tendința de destrămare a fibrelor. Din punct de vedere al biocompatibilității al ligamentelor LARS un studiu realizat de INRA (Institut National de Recherche Appliquée) din Franța, cu ajutorul culturilor de celule au demonstrat biocompatibilitatea acestuia [www.larsligaments.com], rezultatele indicând faptul că acestea permit creșterea țesutului pe suprafața lor.

Ligamentele LARS sunt fabricate în conformitate cu cerințele standardului internațional NF EN ISO 13485 și cu cerințele Directivei 93/42/EEC cu privire la dispozitivele medicale.

2.6.3. Tratament postoperator

Tratamentul postoperator este împărțit în mai multe etape în funcție de cicatrizarea ligamentelor cât și a leziunilor asociate, evoluția recuperării făcându-se prin evaluarea perioadelor postoperatorii. Tratamentul are o deosebită importanță, de succesul său depinzând rezultatele pe termen lung, acesta începe imediat după intervenția chirurgicală și continuă susținut timp de șase luni, însă, este recomandat ca după refacerea completă recuperarea să continue încă cel puțin trei - patru luni de zile [Trâmbițaș 2012].

Acest tratament trebuie să urmărească următoarele obiective: diminuarea inflamației, redarea tonusului muscular și recuperarea mișcărilor articulare. Pentru realizarea acestor obiective pacienții cu reconstrucție de ligament încrucișat anterior urmează un program efectuat în etape, încă din prima zi după intervenția chirurgicală astfel [Trâmbițaș 2012]:

1. etapa post chirurgicală unde sunt urmărite:
 - înlăturarea durerii cu ajutorul medicamentelor analgezice și anti-inflamatorii
 - menținerea articulației în extensie completă cu ajutorul unor atele pentru imobilizare

2.6. Aspecte privind reconstrucția ligamentului încrucișat anterior 31

- stimularea neuromusculară a mușchilor cvadriiceps și iscio-gambier
- în primele 10-12 zile folosirea unei atele articulare strânse
- folosirea bandajului compresiv
- crioterapie (15 min. gheață la fiecare 2 ore)
- folosirea cârjelor canadiene timp de o lună
- electromiostimularea

Recuperarea printr-o serie de mai multe exerciții, unele dintre acestea sunt schematizate în figura 2.14.

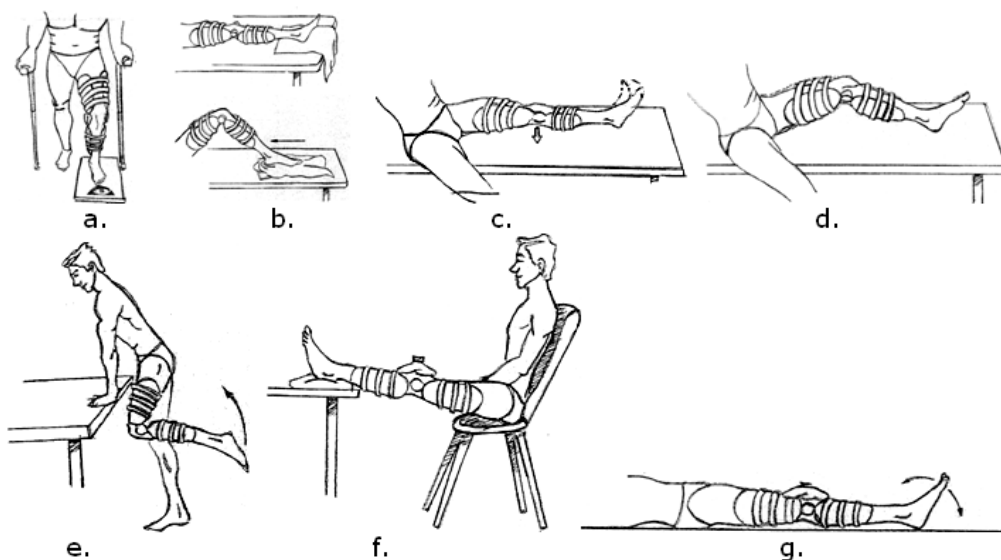


Figura 2. 14. Exerciții de recuperare în etapa post chirurgicală

2. între 12 zile și șase săptămâni, respectiv după 12 săptămâni de la intervenția chirurgicală sunt urmărite realizarea unor obiective principale ca:

- atingerea unui unghi de 120° în flexie și 100° în extensie
- reducerea hipotrofiei musculare
- după șase săptămâni recuperarea mersului normal (neasistat de cârje)

În această perioadă sunt recomandate exercițiile de stimulare prezentate în figura 2.15.

3. perioada postoperatorie 12 săptămâni și 8 luni trebuie atinge următoarele obiective:

- mersul normal pe jos
- sărituri cu coordonare neuromusculară
- recuperarea funcțională a rezistenței musculare a cvadriicepsului și mușchiului iscio-gambier

Reeducarea musculară se derulează între 4 și 6 luni post-operator, permițând recuperarea maximă a amplitudinii de mișcare, a forței și stabilității genunchiului. Readaptarea sportivă se întinde între 6 luni și 1 an post-operator și permite reluarea progresivă a activității sportive și a antrenamentelor.

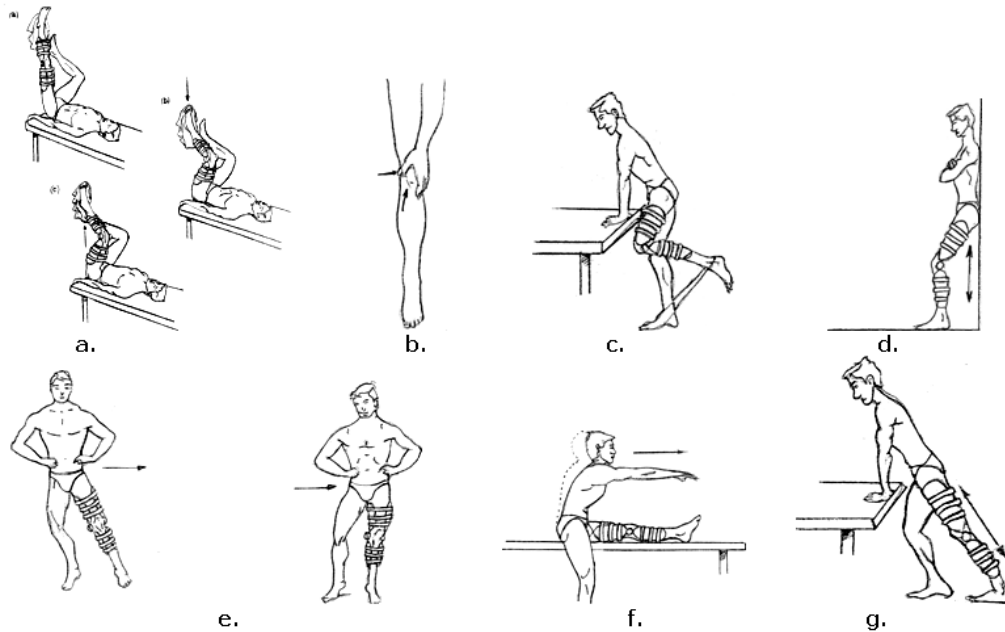


Figura 2. 15. Exerciții de recuperare până la șase săptămâni de la intervenția chirurgicală

Reeducarea funcțională după reconstrucția chirurgicală a ligamentului încrucișat anterior se poate efectua ambulatoriu, bazându-se pe tehnici kinetoterapeutice ușor de efectuat și relativ puțin numeroase [Trâmbițaș 2012].

2.7. Materiale folosite în reconstrucția ligamentului încrucișat anterior

Conform lui Williams [Williams 1999] biocompatibilitatea este "capacitatea unui material de a elabora un răspuns adecvat în gazdă în cazul unei aplicații specifice", este corelată cu apariția unui răspuns imun slab al organismului la contactul cu un anumit material. Termenul de biocompatibilitate a fost menționat pentru prima dată în 1970 de către R.J. Hegyeli. De atunci s-a înregistrat o explozie de studii privind interacțiunile material-organism uman cât și crearea de noi biomateriale. Același Williams [Williams 2008] a reevaluat studiul cunoașterii în acest domeniu definind biocompatibilitatea ca fiind "capacitatea unui biomaterial de a îndeplini o funcție particulară pentru a fi utilizat într-o aplicație medicală fără a dezvolta efecte nedorite locale sau sistematice asupra pacientului [Bogdan 2011, Enkelhardt 2013]. Presiunile create de companiile producătoare în vederea lansării pe piață a unui dispozitiv medical au condus la realizarea primului standard în acest domeniu (ISO 10993 – cât și a altor standarde similare) pentru validarea biocompatibilității.

Alegerea materialului pentru realizarea unui dispozitiv medical (implant) depinde de mai mulți factori cum ar fi: funcționalitatea acestuia, tipul de

interacțiune cu organismul uman cât și durata de implantare [Batalu 2007]. Materialele care nu sunt biocompatibile pot produce foarte multe complicații în organism: pot provoca inflamații cronice, mișcarea dintre țesut și implant poate duce la perturbarea celulelor, iar coroziunea metalelor pot crea ioni metalici foarte toxici [Enkelhardt 2013].

Prin biomaterial se înțelege orice substanță (alta decât medicamentele) sau combinație de substanțe, de origine naturală sau sintetică, utilizat pentru fabricarea de dispozitive sau sisteme artificiale, care au scopul de a înlocui total sau parțial funcția unui țesut viu pentru un timp limitat sau îndelungat, sau de a facilita refacerea țesuturilor distruse. În prezent tipurile de biomateriale sunt din cele mai diverse: materialele metalice (titanul și aliajele sale, aliajul de cobalt-crom, oțelurile inoxidabile etc.), materialele ceramice (zirconia, alumină, hidroxiapatită etc.), materialele compozite (polimer-carbon, carbon-carbon), dar și materialele sintetizate pe cale naturală (sidef, collagen etc.) [Sedel 2000].

Spre deosebire de dispozitivele extracorporale, implantul poate fi considerat având în vedere următoarele aspecte [Enkelhardt 2013] :

- funcțional
- structural
- dimensional
- material

Performanța lui este determinată de către:

- comportarea țesutului și implicit a organismului uman în prezența implantului
- comportarea în mediul organismului uman a biomaterialelor utilizate în fabricarea implanturilor

Aplicațiile curente pentru care sunt folosite implanturile au scopul de a suplinii cel mult o funcție fiziologică [Park 1992]. Funcțiile fiziologice suplinite pot fi:

- transmiterea sarcinilor
- distribuția tensiunilor
- transmiterea mișcării prin intermediul articulațiilor
- controlul circulației sanguine, cât și a altor fluide
- regenerarea dirijată a țesuturilor, etc.

Posibilitatea realizării unor implanturi pentru perioade de exploatare mari este scăzută, fiind mult mai important ca implantul să fie acceptat cât mai bine de organism. Astfel printr-o interacțiune corespunzătoare între biomaterial și țesut, ansamblul implant-țesut devine un sistem integrat și stabil pentru perioade lungi de timp. Reacția unui organism viu la un implant fabricat dintr-un biomaterial este guvernată de un număr de factori care determină dacă implantul este acceptat și își poate îndeplini funcția destinată. După cum se observă din figura 2.16. biocompatibilitatea este o proprietate a sistemului care implică atât aspecte geometrice dar și fizice, chimice, biologice și medicale [Chelariu 2006].

În funcție de clasificarea generală a materialelor putem identifica următoarele tipuri de biomateriale [Batalu 2007]:

- metale: oțel inoxidabil, titan, Ti-6Al-4V, aliajul NiTi, Co-Cr
- semiconductori: siliciu poros
- ceramice: alumină, dioxid de siliciu, hidroxiapatită
- sticle: 45S5 Bioglass
- polimeri sintetici: poliuretan, polietilenă
- substanțe naturale: collagen, elastan, materiale textile obținute din fibre naturale
- compozite (combinații ale celor prezentate anterior)

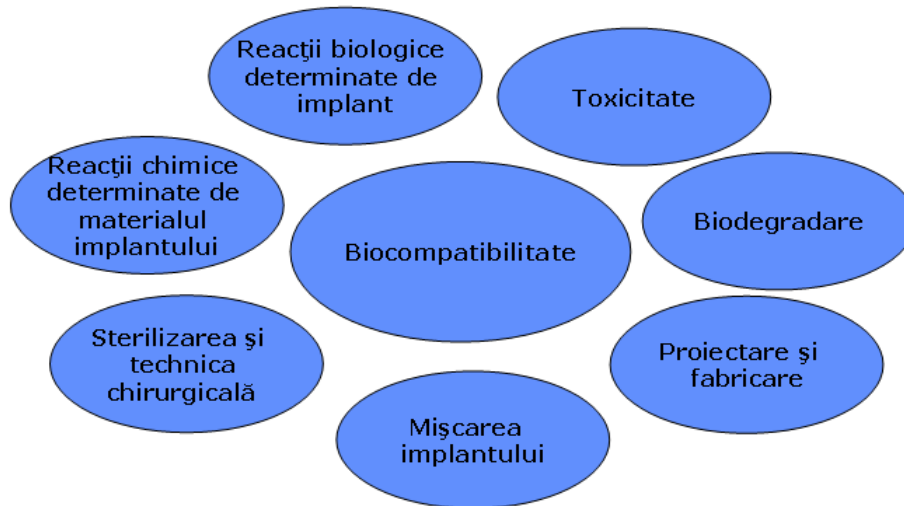


Figura 2. 16. Parametrii care determină biocompatibilitatea [Chelariu 2006]

Biomaterialele se pot clasifica și ținând cont de interacțiunea cu organismul uman, astfel [Batalu 2007]:

- materiale bioinerte care nu provoacă nici un răspuns sau reacție din partea organismului cum ar fi titanul, alumina sau oțelul inoxidabil
- materiale bioactive care interacționează cu celulele și formează legături cum ar fi 45S5 Bioglass
- materialele biodegradabile, se degradează în urma acțiunii unui agent biologic, cum ar fi enzimele. Din această categorie fac parte acizii polilactici
- materialele bioabsorbabile (bioresorbabile), materialul sau resturile sale sunt îndepărtate prin activitate celulară, spre exemplu acidul poliglicolic
- materiale bioerodabile, care sunt erodate în urma proceselor fizice și chimice, spre exemplu poliesterul

În figura 2.17 sunt prezentate, după funcția pe care o suplinesc cele mai utilizate biomateriale [Bogdan 2011]. Se observă că cele mai des utilizate biomateriale sunt metalele, urmate de materialele ceramice și polimerice.

Biomaterialele metalice

Trei grupe de materiale domină grupa biomaterialelor metalice:

- oțelurile inoxidabile 316 L
- aliajele de cobalt-crom-molibden
- titanul și aliajele acestuia (tabelul 2.1)

Primul tip de oțel inoxidabil folosit în implanturi a fost oțelul de vanadiu (18-8Va), însă pentru a-i mări rezistența la coroziune s-a adăugat molibden, care mai târziu a devenit oțelul inoxidabil 316.

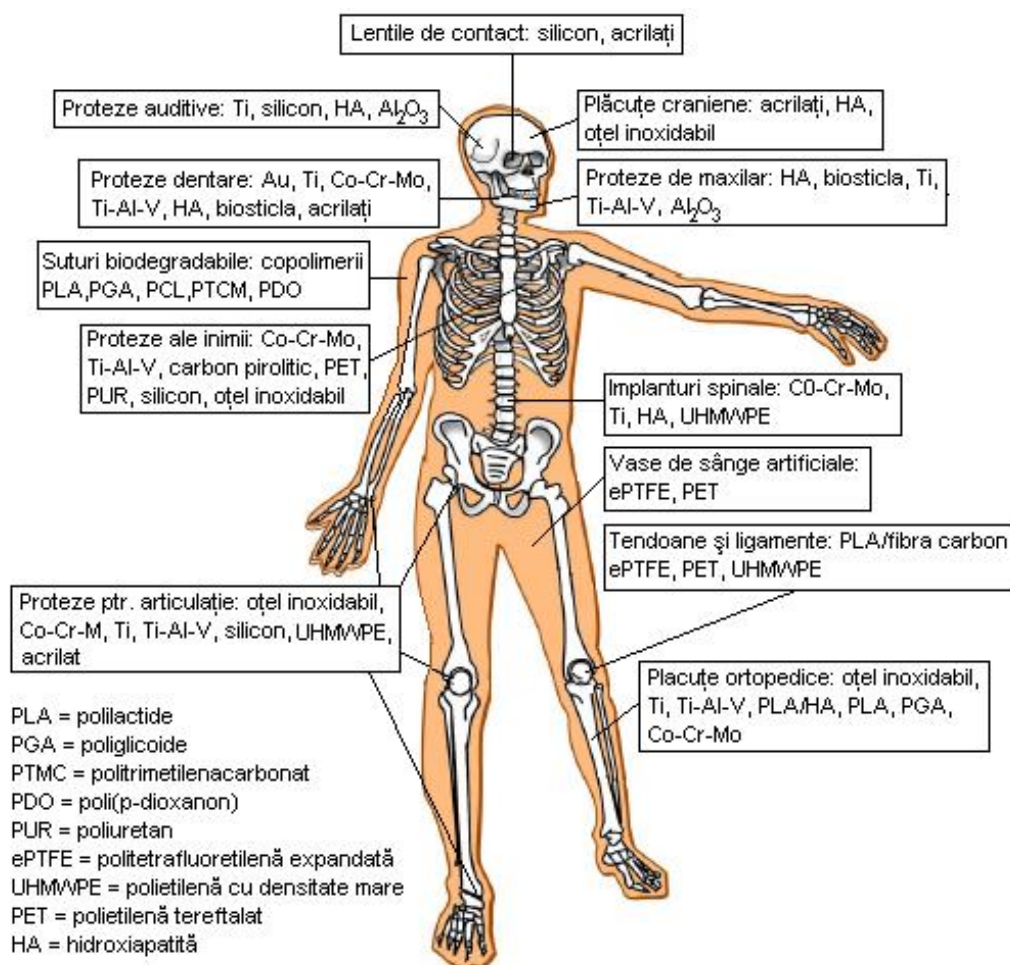


Figura 2. 17. Aplicațiile biomaterialelor pentru diferite patologii ale corpului uman

Stratul pasiv, rezistent la coroziune, al acestor tipuri de oțeluri nu este la fel de robust ca în cazul celor din aliaje de titan. Din această cauză oțelurile inoxidabile sunt folosite doar la fabricarea implanturilor medicale temporare cum ar fi șuruburile de fixare sau tijele ortopedice, acestea putând fi ecruisate [Bulancea 2006, Bogdan 2011, <http://ro.scribd.com>].

Aliajele pe bază de cobalt-crom-molibden (Co-Cr-Mo) conțin o cantitate ponderată de cobalt, 26-30% crom, 5-7% molibden, precum și alte elemente componente ca: carbonul, fier, magneziu, azot, nichel și siliciu. Cromul este folosit în acest aliaj ca un scut protector împotriva procesului de coroziune iar molibdenul pentru obținerea unei structuri fine, care rezultă în urma procesului de turnare și forjare. Datorită rezistenței la coroziune, la oboseală și la rupere la tracțiune foarte bune, aceste aliaje se folosesc de regulă la fabricarea implanturilor ortopedice care suportă solicitări mari cum ar fi protezele de genunchi și sold [Bulancea 2006, <http://ro.scribd.com>].

Tablelul 2. 1. Compoziția biomaterialelor metalice folosite în implanturile medicale [Balanța 2006, Bogdan 2011, <http://ro.scribd.com>]

Element	Oțel inoxidabil 316 L	Aliajul Co-Cr- Mo	Titan	Aliaj Ti-6Al- AV
C	0,03%	0,035%	0,010%	5,5-6,5%
Co	-	ponderat	-	0,08%
Cr	17-20%	26-30%	-	-
Fe	ponderat	0,75%	0,3-0,5%	-
H	-	-	0,0125- 0,015%	0,25%
Mo	2-4%	5-7%	-	0,0125%
Mn	2%	1%	-	-
N	-	0,25%	0,03-0,05%	-
Ni	12-14%	1%	-	0,05%
O	-	-	0,18-0,40%	-
P	0,03%	-	-	0,13%
S	0,03%	-	-	-
Si	0,75	1%	-	-
Ti	-	-	ponderat	-
V	-	-	-	ponderat
W	-	-	-	3,5-4,5%

Primele încercări de utilizare a titanului în implanturile medicale a fost în anii 1930. Densitatea mică ($4,5 \text{ g/cm}^3$) precum și proprietățile mecano-chimice foarte bune ale titanului, fac din acesta un material foarte utilizat în cazul implanturilor ortopedice. Are o rezistență foarte mare la coroziune, datorită formării unui strat de oxid de titan (TiO_2) pe suprafața acestuia. Această peliculă produce grăbirea procesului de osteointegrare, proces prin care țesutul osos aderă la suprafața implantului fără apariția inflamației cronice. Titanul cu granulație fină, obținut prin deformare plastică la rece, poate avea o rezistență la rupere în jurul valorii de 1000 MPa. Modulul de elasticitate are o valoare aproximativă de 110 GPa, această valoare este mult mai mică în comparație cu cele ale aliajelor de CoCr sau CrNi. Conținutul de oxigen din titan influențează foarte puternic proprietățile mecanice, în schimb scade prelucrabilitatea. Prezența elementelor O, C, N conduce de asemenea la creșterea proprietăților mecanice, azotul având față de oxigen un efect aproape dublu în ceea ce privește durabilitatea titanului. Titanul rezistă sterilizărilor repetate fără compromiterea calității suprafețelor și muchiilor, a rezistenței la coroziune sau a durabilității.

Aliajele pe bază de titan și nichel au o proprietate numită memoria formei. Aceste materiale dacă sunt deformate sub temperatura de transformare polimorfă (constă într-o modificare a pozițiilor reciproce, o regrupare, a particulelor care ocupă nodurile rețelei cristaline, la temperatura de transformare polimorfă, ca urmare a vibrației particulelor), acestea revin la forma inițială odată cu creșterea temperaturii. Unul dintre cele mai cunoscute aliaje pe bază de titan și nichel este aliajul de NiTiInol-55 care are în compoziția sa următoarele elemente: nichel și titan în proporție de 50-55%, precum și Co, Cr, Mn și Fe. Acest tip de aliaj expune o serie de proprietăți cum ar fi o bună ductibilitate la temperaturi joase, o bună biocompatibilitate, rezistență la coroziune, rezistență la încărcare mecanică precum și proprietatea de conversie a energiei calorice în energie mecanică. Se folosește cel mai des în stomatologie (implanturi dentare), chirurgie reconstructivă (plăci

craniene), chirurgie cardiacă (stenturi) dar și ortopedie (scoabe și suruburi de fixare a fracturilor). În tabelul 2.2 sunt prezentate proprietățile mecanice ale biomaterialelor metalice [Bulancea 2006, <http://ro.scribd.com>].

Tabelul 2. 2. Proprietățile mecanice ale biomaterialelor metalice

Proprietăți	Oțel inoxidabil	Aliaj Co-Cr	Titan	Aliaj Ti-6Al-4V	Os cortical
Rezistența de rupere la tracțiune σ_T [MPa]	586-1351	655-1896	760	965-1103	70-150
Limita de curgere σ_E [MPa]	221-1213	448-1606	485	896-1034	30-70
Densitate ρ [g/cm ³]	7,9	8,3	4,5	4,5	-
Modul de elasticitate E [GPa]	190	210-253	110	116	15-30
Rezistența la oboseală σ_o [MPa]	241-820	207-950	300	620	-

Din tabelul 2.2 se remarcă faptul că modulul de elasticitate al biomaterialelor metalice este mult mai mare decât al țesutului osos. Acest fapt poate conduce la apariția fenomenului de "suprasolicitare", caracterizată prin reabsorbția osoasă din vecinătatea implantului, drept pentru care trebuie acordată o atenție ridicată în dimensionarea implanturilor. Titanul numără de asemenea și câteva dezavantaje o rezistență la forfecare relativ mică, rezistență mică la uzură și unele dificultăți în procesul de fabricație [Bulancea 2006, <http://ro.scribd.com>].

Aliajul Ti-6Al-4V este un aliaj alfa-beta, ale cărui proprietăți depind de proporțiile fazelor alfa și beta, rezultate în urma tratamentelor aplicate. Prin aplicarea unui tratament termic acest aliaj atinge o rezistență la tracțiune de 850-1120 Mpa, cu o alungire la rupere între 9-15%. Rezistența la oboseală a titanului pur are valori între 200 și 400 MPa, în funcție de gradul de ecruisare, iar a aliajului Ti-6Al-4V atinge valori de până la 690 MPa [Erbel 2000, Enkelhardt 2013].

Biomaterialele ceramice

Ceramicele sunt materialele în compoziția cărora intră materialele metalice și nemetalice, legate între ele prin legături ionice sau covalente. Ca biomateriale ceramicele se clasifică în trei categorii:

- bioceramicele bioinerte care nu sunt cancerigene sau toxice, prezintă o bună comportare la coroziune, fiind folosite ca edoproteze de șold și valve artificiale ale inimii. Din cadrul acestor biomateriale ceramice fac parte alumina, zirconia, carbonul și siliconul nitridă.

- bioceramicele absorbabile, fac parte fosfații (calciu, tricalciu, aluminiu-calcium) oxizii (zinc-calcium-fosfor, fier-calcium fosforos) și corali (carbonat de calciu). Se folosesc în cazul implanturilor degradabile, acestea fiind absorbite de corp.

- bioceramicele bioactive din care fac parte biosticla, hidroxiapatitele și ceravitalul (amestec de oxid de silicon, calciu, sodiu, fosfor, magneziu și potasiu).

Se folosesc la protezele dentare, tije și șuruburi de fixare a fracturilor, dar o mare aplicație a acestora este de a îmbrăca protezele metalice, în special al celor de șold [Balanca 2006, <http://ro.scribd.com>, Enkelhardt 2013].

Proprietățile de extensibilitate scăzute dar și fragilitatea mare, fac ca aceste materiale să fie mai puțin folosite în aplicațiile medicale (Tabelul 2.3). Comportarea lor este mai bună în cazul supunerii la forțe de compresiune, acestea având de asemenea rezistență la încovoiere foarte mică.

Tabelul 2. 3. Proprietățile mecanice ale celor mai folosite bioceramice [Balanca 2006, <http://ro.scribd.com>]

Materiale	Modulul lui Young E [GPa]	Rezistența la com- presiune σ_c [MPa]	Rezistența de rupere la tracțiune σ_t [MPa]
Alumina	380	4500	350
Biosticla	22	500	56-83
Hidroxiapatită	40-117	510-896	69-193
Carbon pirolitic	18-28	517	280-560

Alumina are cele mai bune proprietăți mecanice, un alt avantaj fiind acela că are un coeficient de frecare scăzut și o rezistență mare la uzură, folosindu-se cu precădere în cazul suprafețelor de alunecare. Datorită proprietăților mecanice scăzute ale hidroxiapatitei (fosfatul de calciu) și al biosticlei, acestea nu sunt folosite în cazul articulațiilor artificiale. Hidroxiapatita este folosită în cazul defectelor osoase, dar și pentru acoperirea implanturilor metalice, pentru a amplifica procesul de osteoficare [Balanca 2006, <http://ro.scribd.com>].

2.7.1. Aliajul de Ni-Ti

Nitinolul este un aliaj cu o compoziție aproape egală de nichel (55 Wt %) și titan, iar numele acestuia provine de la acronimul celor care l-au inventat (NICKel TITanium Naval Ordnance Laboratory) la începuturile anului 1960 [Beuhler WJ, Wiley RC 1965].

Cele mai uzuale proprietăți care caracterizează nitinolul sunt memoria formei și superelasticitatea. La nivelul structurii cristaline se manifestă o transformare de stare din faza austenitică în cea martensitică. Are o rezistență la coroziune foarte bună, apropiată de cea a titanului pur. Totuși, prezența nichelului în compoziția chimică a aliajului provoacă reticente în utilizarea pe durate foarte lungi a acestui tip de material.

Îmbunătățirea calității suprafeței este un aspect extrem de important pentru creșterea rezistenței la coroziune. Metodele de îmbunătățire a calității suprafeței pot fi mecanice (șlefuire, lustruire), chimice (corodare chimică), electrochimice, combinațiile acestora, tratamente termochimice sau acoperiri metalice sau nemetalice. Cu cât suprafața este mai netedă cu atât rezistența la coroziune este mai ridicată.

Forma elastică și foarte flexibilă a nitinolului permite acestui aliaj posibilitatea de a recupera deformații de până la 8%. Este utilizat la fabricarea ramelor de ochelari, antene pentru telefoanele mobile, iar în domeniul medical pentru stenturi și o mare varietate de ustensile și implanturi medicale.

Prin memoria formei nitinolul la temperatura ambiantă poate fi deformat, încălzindu-l acesta își va reveni la forma inițială. Poate fi folosit la cicluri repetate de

2.7. Materiale folosite în reconstrucția ligamentului încrucișat anterior 39

intensitate joasă (dispozitive de comandă, în industria aerospațială) sau utilizare „one time”.

Proprietăți fizice:

- punctul de topire 1240° – 1310° C
- densitate 6,4 – 6,5 g/cm³
- coeficientul de expansiune termică: 11,0x10⁻⁶ (austenită)
6,6x10⁻⁶ (martensită)
- conductivitate termică: 18 W/m.K (austenită)
8,6 W/m.K (martensită)
- căldura specifică: 470 – 620 J/kg.K

Proprietăți mecanice:

- modulul lui Young: 83 Gpa (austenită) 28 – 41 Gpa (martensită)
- rezistența de rupere la tranșiere: 700 – 1100 MPa (complet maleabil) 1300 – 2000 MPa (complet călit)
- limita de curgere: 200 – 800 MPa (austenită)
150 – 300 MPa (martensită)
- alungirea la rupere: 25 – 50 % (complet maleabil)
5 – 10 % (complet călit)
- coeficientul lui Poisson: 0,33

Proprietăți electrice și magnetice:

- rezistivitate: 1x10⁻⁶Ωm
- permeabilitate magnetică < 1,002
- susceptivitate magnetică: 3x10⁶ emu/g

Primele încercări de folosire a nitinolului în domeniul medical au fost făcute de către Johnson și Alicandri în anii 1960 [Castelman 1976], de atunci începându-se cercetări pentru posibilitatea folosirii acestuia în chirurgia ortopedică.

Baumgart a studiat in vitro posibilitatea folosirii nitinolului pentru corecția scoliozei [Baumgart 1978]. În China a fost implantat nitinol la 26 de pacienți cu scolioză [Lu 1986], corecția fiind bună și fără complicații, însă nu aducea nici o îmbunătățire față de implanturile tradiționale.

După anii 1990 nitinolul a început să fie utilizat la scară largă ca în implantologie ca: scoabe și șuruburi de fixare pentru fracturile oaselor tubulare [Yang 1992], pentru fracturile mandibulare [Drugacz 1995], pentru osteonomia metatarsiană [Tang 1996], pentru fixarea bucățiilor mici de os rezultate în urma unor fracturi [Musialek 1998].

Utilizarea NiTi ca biomaterial aduce câteva avantaje comparativ cu celelalte aliaje metalice: biocompatibilitate excelentă, superelasticitate și efect de memoria formei.

Nitinolul prezintă două structuri cristaline diferite (faze), dependente de temperatură: martensită (la temperaturi joase) și austenită (la temperaturi înalte), aceste două faze prezentând proprietăți mecanice diferite. Martensita apare la răcirea aliajului sub temperatura critică de formare a martensitei sau prin aplicarea unor tensiuni mecanice.

Această transformare de fază are loc printr-o deplasare de atomi, fără difuzia lor sau ruperea legăturilor interatomice [Duerig 1990, Enkelhardt 2013].

Nitinolul aflat în formă austenitică este deformat elastic din punctul *a* până în punctul *b*. În punctul *b* începe transformarea austenitei în martensită, care se definitivează în punctul *c*. Între *c* și *d* are loc deformarea elastică a martensitei.

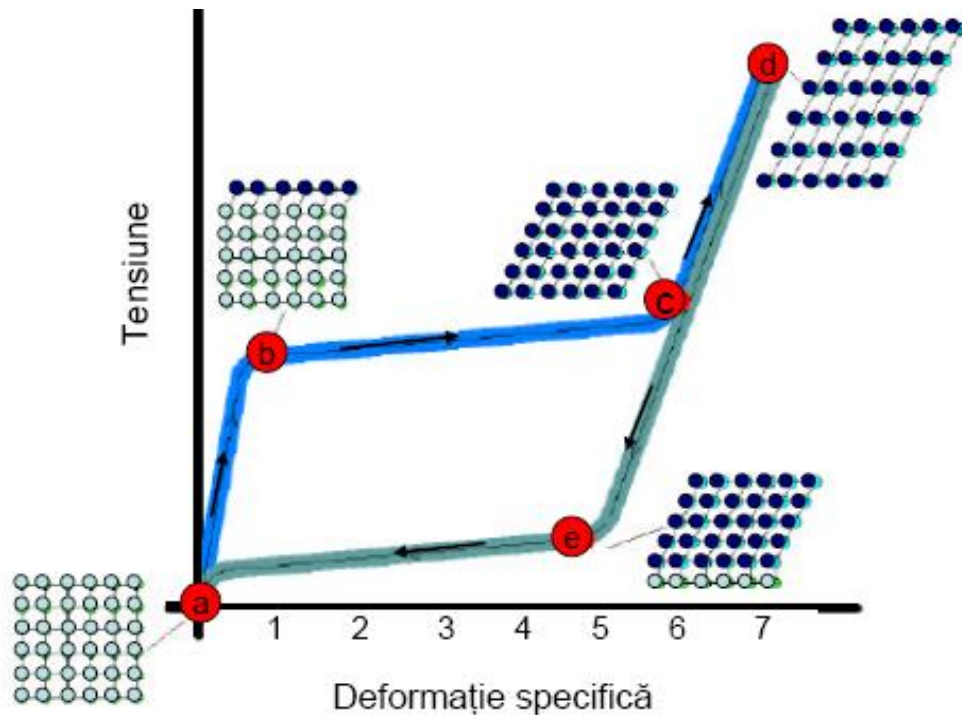


Figura 2. 18. Transformarea martensitică reversibilă a nitalului sub acțiunea unor tensiuni mecanice [Robertson 2006]

La tensiuni superioare celei corespunzătoare punctului *d*, deformațiile sunt remanente. La descărcare între punctele *c* și *d* are loc revenirea elastică a martensitei, iar descărcarea până în punctul *e*, declanșează procesul de transformare a martensitei în austenită. Revenirea în punctul *a* marchează definitivarea transformării [Enkelhardt 2013].

Aliajul de NiTi aflat în faza martensitică, este moale și ductil, putând fi deformat cu ușurință, iar nitalul austenitic este destul de rezistent și dens (asemănător cu titanul).

Transformarea materialului în funcție de temperatură este prezentată în figura 2.19,

unde:

A_s – temperatura start austenită

A_f – temperatura final austenită

M_s – temperatura start martensită

M_f – temperatura final martensită

M_d – temperatura maximă pentru martensita indusă prin solicitări mecanice

Zona din chenar reprezintă zona superelasticității optime [Buehler 1967].

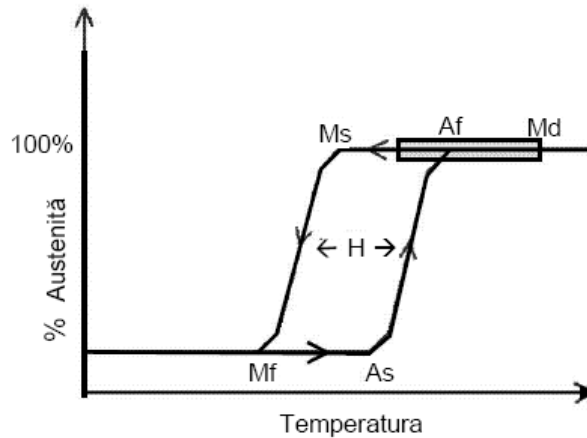


Figura 2. 19. Transformarea martensitică și histerizisul la schimbarea temperaturii [Buehler 1967]

Originea memoriei forme, efectul simplu și efectul dublu de memorie a forme

Pseudoelasticitatea, asociată cu memoria mecanică, definește orice neliniaritate de pe porțiunea de descărcare a unei curbe tensiune-deformație. La materialele clasice, porțiunea de descărcare este paralelă cu porțiunea elastică de la încărcare. Există două aspecte care caracterizează comportarea aliajelor cu memorie. Ele sunt denumite efectul de cauciuc și superelasticitate [Enkelhardt 2013].

Efectul tip cauciuc se manifestă la temperatură ambiantă și se caracterizează printr-o elasticitate deosebită, cauzată tocmai de particularitățile martensitei. Se evidențiază prin acționarea asupra materialului cu o anumită forță, ca urmare acesta se deformează, iar prin înlăturarea forței materialul revine la forma inițială [Enkelhardt 2013].

Superelasticitatea își are originea tot în transformarea martensitică. Aceasta se manifestă la temperaturi corespunzătoare A_f , prin apariția (sub acțiunea unei solicitări) a unei deformații reversibile neobișnuit de mari, echivalentă ca și ordin de mărime cu cea care se poate obține prin efectul de memorie a forme. În figura 2.20 este prezentată superelasticitatea unui aliaj cu memoria forme. În porțiunea I pe grafic, comportarea este asemănătoare cu cea a unui material obișnuit, porțiunile marcate cu II și III relevă faptul că modificări foarte mici ale solicitării conduc la deformații mari [Enkelhardt 2013].

Efectul simplu de memorie a forme reprezintă redobândirea unică și spontană a "forme calde", în urma încălzirii materialului aflat în "forma rece".

Comportamentul macroscopic, ca rezultat al efectului de memorie a forme, nu poate fi descris printr-o curbă de tensiuni-deformație, astfel trebuie considerate trei axe de coordonate: tensiune (σ), deformație (ϵ) și temperatură (T), cum este prezentat în figura 2.21 [Crăciunescu 1998, Enkelhardt 2013].

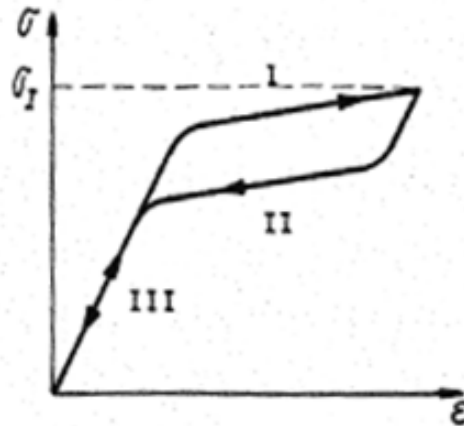


Figura 2. 20. Superelasticitatea aliajelor cu memoria formei [Enkelhardt 2013]

Când aliajul cu memorie a formei este în stare rece, la o temperatură mai mică decât cea austenitică, materialul poate fi deformat într-o varietate de forme, acesta menținându-și forma deformată până la încălzirea în apropierea temperaturii de transformare, moment în care materialul revine la forma pe care a avut-o înaintea deformării. La efectul simplu de memorie a formei, răcirea de la temperaturi ridicate nu cauzează schimbări macroscopice de formă. La încălzire, transformarea începe de la temperatura A_s și este completă la A_f ($2-20^0$), această temperatură depinzând de material. A_s este determinată de tipul aliajului și compoziția chimică, putând varia de la temperatura de -150^0 C, până la temperaturi de peste 200^0 C [Crăciunescu 1998, Enkelhardt 2013].

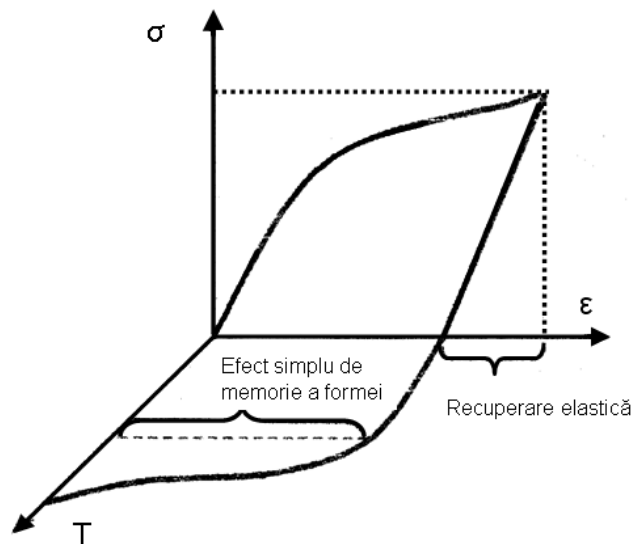


Figura 2. 21. Componentele formei de recuperare [Crăciunescu 1998]

Efectul dublu de memorie a formei este efectul prin care un material își amintește două forme diferite: una la temperatura joasă și una la temperatură ridicată [Enkelhardt 2013].

După cum s-a prezentat mai sus nitinolul este folosit în domeniul medical încă din anii 1970 (cleme osoase, arcuri ortodontice, fire de ghidaj), la începutul anilor 1990 s-au dezvoltat tuburile superelastice, nitinolul fiind materialul ales pentru stenturi auto-expandabile, filtre cât și alte dispozitive medicale. Însă combinația caracteristicilor nitinolului, îl face pe acesta unic în proiectarea dispozitivelor medicale [Schuessler 2004], printre care:

- proprietățile elastice și termice
- biocompatibilitatea
- coroziunea
- rezistența la oboseală
- compatibilitatea IRM (imagistică prin rezonanță magnetică)

Biocompatibilitatea nitinolului

Una din definițiile biocompatibilității și a materialelor biocompatibile a fost dată de Williams în 1992 și anume „orice substanță sau combinație de substanță, de origine naturală sau sintetică, care poate fi folosită pe o perioadă de timp bine determinată, ca un întreg sau ca o parte componentă a unui sistem care tratează, grăbește, sau înlocuiește un țesut, organ sau o funcție a organismului uman”.

Metalele sunt cele mai folosite biomateriale în cazul implanturilor ortopedice, și nu numai. Acestea sunt cunoscute pentru rezistența mare la uzură, ductibilitate și duritate ridicată. Cele mai des folosite metale pentru realizarea implanturilor sunt oțelurile inoxidabile, aliajele de cobalt-crom-molibden, titanul și aliajele de titan. Dintre materialele amintite mai sus titanul și aliajele acestuia (nitinolul, Ti-6Al-4V, etc.) se bucură de o deosebită atenție datorită caracteristicilor acestuia: biocompatibilitate excelentă, greutate redusă, echilibrul proprietăților mecanice, rezistență ridicată la coroziune [Niinomi 2007].

Unul dintre cele mai importate aspecte în ceea ce privește biocompatibilitatea nitinolului este cel al citotoxicității, care se referă la daunele care le suportă țesuturile adiacente acestui aliaj. Conform [Castelman 1981] în prezența titanului și aliajului de NiTi modificările morfologice ale celulelor au fost mai pronunțate decât în cazul oțelului inoxidabil și aliajul de Co-Cr.

Principala preocupare cu privire la nitinol este legată de conținutul ridicat de nichel din aliaj (55%) și influența sa asupra biocompatibilității. Nichelul este prezent în țesutul uman în cantitate de 0,1 ppm, fiind esențial pentru funcționalitatea biologică a corpului uman [Williams 1981]. Nichelul poate genera reacții alergice, toxice și carcinogenice după contactul cu pielea sau prin implantarea acestuia.

Studii comparative au arătat că în soluții fiziologice simulate, NiTi este mai rezistent la defalcarea chimică decât oțelul inoxidabil, dar mai puțin rezistent decât Ti-6Al-4V. Spre exemplu, conform [Barrett 1993] epruvetele din NiTi imersate în salivă au eliberat 13,05 μg Ni/zi, ceea ce este mult sub media aportului alimetar estimat de 200-300 μg/zi. [Wever 1997] într-un studiu comparativ între NiTi pasivizat și oțel inoxidabil în soluție, a constatat că eliberarea nichelului din aliaj a fost maximă în prima zi ($14,5 \times 10^{-7}$ μg/cm²sec), dar a atins niveluri nedetectabile similare cu 316L după 10 zile. Tot acesta a evaluat siguranța biologică pe termen scurt a aliajului, acesta nu a arătat nici o activitate citotoxică, alergică sau genotoxică. Constatările au fost similare cu cele privitoare la oțelul inoxidabil AISI 316 LVM. S-a concluzionat astfel că aliajul NiTi poate fi privit ca un material de implant biologic în condiții de siguranță [Enkelhardt 2013].

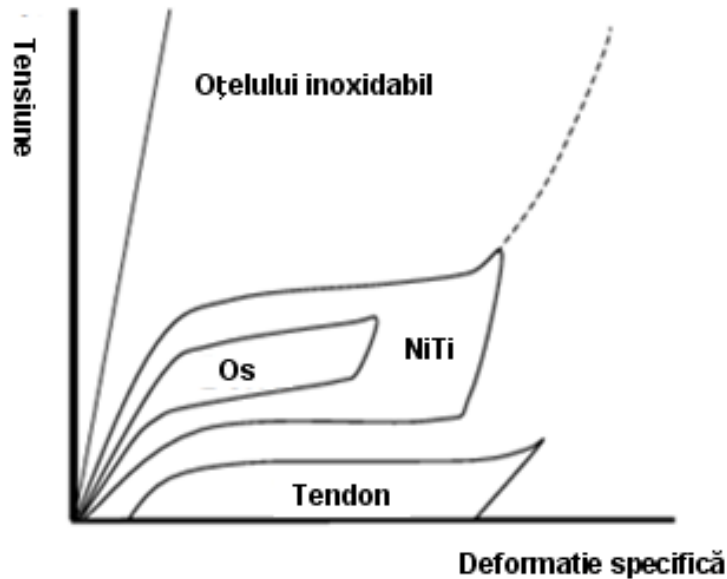


Figura 2. 22. Curbele tensiune-deformație specifică ale materialelor biologice, comparate cu cele ale oțelului inoxidabil și nitinolului [Simske 1994]

Toate studiile indică faptul că, în ciuda conținutului ridicat de nichel (54%-55%) și eliberării nichelului în organism, potențialul carcinogen al nitinolului nu este mai ridicat decât cel al titanului pur, fiind mai redus decât în cazul oțelului inoxidabil [Shabalovskaya 2002]. Complianța nitinolului îi conferă acestuia caracteristicile mecanice cele mai apropiate de cele ale materialelor biologice dintre toate metalele (Fig. 2.22) [Simske 1994].

Curbele tensiune-deformație specifică ale oaselor și tendoanelor sunt asemănătoare histerezisului nitinolului. Elasticitatea mare, forțele de deformare mici și forța constantă corespunzătoare unei game largi de deformații specifice sunt caracteristice atât țesutului uman și oaselor, precum și nitinolului [Enkelhardt 2013].

Coroziunea și îmbunătățirea rezistenței la coroziune a nitinolului

Datorită faptului că nitinolul a fost folosit ca material al implanturilor de ani de zile, există numeroase studii care demonstrează faptul că acesta are o rezistență bună la coroziune, apropiată de cea a titanului pur [Batalu 2009], însă există și unele preocupări cu privire la comportamentul la coroziune a aliajului cu 55,8 % nichel [Schuessler 2004]. Deoarece este cunoscut caracterul cancerigen, toxic și alergen al nichelului, acesta provoacă mici reticențe în utilizarea pe termen lung a acestui tip de material. Din aceasta cauză foarte importantă împiedicarea trecerii acestuia din implant în corpul uman și interacțiunea acestuia cu organismul uman.

După cum a arătat Trepanier [Trepanier 2003] comportarea nitinolului la coroziune depinde de calitatea suprafeței, astfel îmbunătățirea calității suprafeței reprezintă un aspect foarte important în creșterea rezistenței la coroziune. Metodele de îmbunătățire a calității suprafeței pot fi mecanice, chimice (corodare chimică), electrochimice, tratamente termochimice, combinații ale acestora cât și acoperiri metalice sau nemetalice, astfel implicit cu cât suprafața este mai netedă cu atât

rezistența la coroziune este mai ridicată. Astfel metodele care asigură o suprafață lipsită de defecte (deformări superficiale, neuniformitatea suprafeței, zgârieturi), la care se adaugă metode de protecție prin acoperiri sau tratamente termochimice, reduc considerabil riscul ca implantul să genereze reacții adverse din partea organismului uman [Batalu 2006].

Cea mai des utilizată metodă pentru îmbunătățirea suprafeței este cea prin corodare chimică, care constă în imersarea probei într-o soluție cu caracter acid, care prin atacarea asperităților microscopice superficiale duce la netezirea suprafeței la nivel microscopic.

O altă metodă de îmbunătățire a calității suprafeței este cea electrochimică, care produce un strat foarte subțire și uniform, constând în principal din oxid de titan (TiO_2) (Fig. 2.23. [Schuessler 2004]), care previne coroziunea. Suprafața acoperită cu un strat de 3 nm (aprox. 10 straturi atomice) de oxid de titan este considerat cel mai bun standard pentru această metodă.

În contrast cu metoda electrochimică, metoda mecanică de îmbunătățire a suprafeței (prin lustruire, șlefuire) produce un strat de oxid cu o grosime mai mare de 1000 nm, care conține cantități considerabile de nichel, fiind mult mai puțin protectivă.

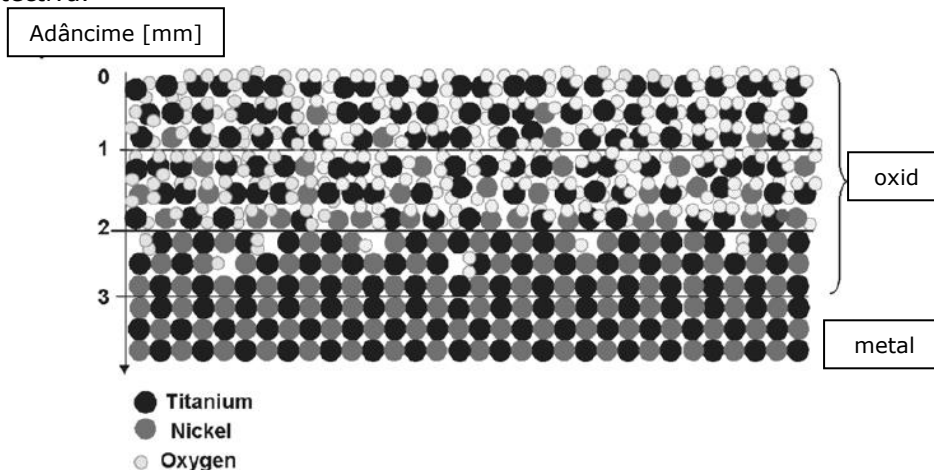


Figura 2. 23. Model simplificat al suprafeței nitinolului îmbunătățită prin metoda electrochimică [Schuessler 2004]

Coroziunea poate fi puternic influențată și de următorii factori [Schuessler 2004]:

- galvanizarea, care atacă stratul de oxid protector, provocând coroziunea locală a nitinolului. Aceasta se produce în cazul interacțiunii nitinolului cu alte materiale cum ar fi cele mai puțin nobile, ca tantalul (care are o structură asemănătoare cu cea a osului) cât și cele mai nobile ca nitinolul spre exemplu aurul;

- deteriorarea mecanică a suprafeței prin zgârieturi ale stratului protector;

- reacțiile tribochimice care se pot produce la suprafața aliajelor de titan pot cu ușurință să distrugă stratul de oxid protector, acestea trebuie evitate.

La contactul dintre nitinol și un alt metal se poate forma un cuplu galvanic, provocând o coroziune accelerată a materialului mai puțin nobil. Acest cuplu poate ataca stratul de protecție, provocând corodarea locală a nitinolului. Tantalul are un potențial galvanic similar cu cel al nitinolului, în timp ce platina și aurul sunt mult

mai nobile decât acesta, astfel producând o coroziune accelerată a structurii adiacente din nitinol. Din punct de vedere al degradării mecanice a stratului de protecție, care poate să apară în timpul procesului tehnologic de fabricare, s-a observat că procesul de "auto-vindecare" al filmului protector este rapid și foarte puternic. Însă reacțiile tribochimice la suprafața aliajelor de titan trebuie evitate, deoarece pot distruge cu ușurință filmul de oxid [Schuessler 2004].

2.7.5. Polietilena

Polimerii sunt materiale organice, alcătuiți dintr-un număr mare de macro molecule, fiind folosiți în realizarea de dispozitive cardiovasculare (grefe vasculare, valve artificiale pentru inimă), implanturi mamare, lentile de contact, învelșuri pentru medicamente, ațe chirurgicale, adezivi și substituenți pentru sânge [Balanca 2006].

Cei mai utilizați polimeri, încă din anii 1960, sunt poliglicolidele (PGA) și polilactidele (PLA). Comportamentul mecanic și termic al acestora este influențat de câțiva factori: compoziția chimică, structura lanțurilor polimerice cât și masa atomică a moleculelor. Polimerii pot conține o mare varietate de aditivi, urme de catalizatori și alte componente chimice necesare pentru sintezele lor. Deformația plastică apare atunci când forțele de acțiune mecanice cauzează alunecarea straturilor componente, unul față de celălalt. Schimbările în structura polimerului, menite să îmbunătățească rezistența la alunecarea dintre straturi, fac ca rezistența mecanică a materialului să crească, dar scade plasticitatea sa [Balanca 2006].

Proprietățile mecanice ale materialelor polimerice depind de câțiva factori dintre care amintim: compoziția și structura lanțurilor macromoleculare precum și masa atomică a acestora. În tabelul 2.5. sunt prezentate cele mai importante proprietăți mecanice ale biomaterialelor polimerice.

Tabelul 2. 4. Proprietăți mecanice ale biomaterialelor polimerice

Polimeri	Rezistența la rupere σ [MPa]	Modulul lui Young E [GPa]
Polietilena (PE)	35	0,88
Poliuretani (PU)	35	0,02
Politetrafluoretilena (PTFE)	27,5	0,5
Poliacetal (PA)	67	2,1
Polimetilmetacrilat (PMMA)	59	2,55
Polietilena tereftalat (PET)	61	2,85
Silicon cauciucat (SR)	7,6	0,008
Polisulfonat (PS)	75	2,65

În comparație cu metalele și ceramicele, polimerii au o rezistență mecanică mai scăzută precum și un modul de elasticitate scăzut, însă aceștia pot fi deformați până la o valoare mai mare înainte de rupere. Polimerii nu sunt folosiți în aplicațiile medicale în care să fie supuși la solicitări mecanice puternice (ca în cazul metalelor care sunt folosite în articulația artificială a genunchiului, șoldului sau a gleznei). Polietilena cu densitate moleculară mare (UHMWPE) este o excepție de la această regulă, aceasta fiind folosită ca material de fricțiune în cazul protezei de șold (cupele acetabulare) și genunchi.

2.8. Stadiul actual al modelării cu elemente finite a articulației genunchiului 47

Din punct de vedere structural, materialele biocompozite sunt materiale anizotrope, adică proprietățile lor mecanice diferă pe toate direcțiile. Există trei moduri de rigidizare a materialelor compozite: cu fibre scurte, cu fibre lungi, cu particule de material (pulbere). Și acestea se împart în trei categorii:

- biocompozite absorbabile care se folosesc cu precădere în cazul fixării fracturilor, cel mai utilizat compozit absorbabil fiind grupul de polimeri ai acidului polilactic (PLA).

- biocompozitele parțial absorbabile sunt realizate din materiale de rigidizare neabsorbabile și materiale matrice absorbabile, cele mai utilizate fiind: polimetilmetacrilat (PMMA), polibutilen tereftalat (PBT), polihidroxibutirat (PHB).

- biocompozitele neabsorbabile care sunt în general folosite pentru a asigura proprietăți mecanice și clinice care nu pot fi obținute cu biomaterialele tradiționale. Sunt folosite pentru realizarea dispozitivelor de fixare a vertebrelor spinale, în cazul endoprotezelor de șold și genunchi, datorită proprietăților mecanice stabile pe care le oferă materialul.

Principala caracteristică a acestor materiale compozite este aceea că, variind faza de rigidizare se poate obține o gamă largă de proprietăți mecanice și biologice. Modulul de elasticitate ridicat și rezistență mecanică, au făcut din acestea unele dintre cele mai utilizate materiale în ortopedie. Variind volumul fracționar și cantitatea de materiale de rigidizare se pot obține proprietăți ale implanturilor care să fie tolerate de țesuturile gazdă. Materialele compozite oferă și alte avantaje în detrimentul materialelor metalice: absența fenomenului de coroziune, lipsa eliberării ionilor metalici care sunt toxici pentru organismul uman, o rezistență mai mare la rupere și oboseală [Bulancea 2006, <http://ro.scribd.com>].

2.8. Stadiul actual al modelării cu elemente finite al articulației genunchiului

Pentru studiul comportamentului ligamentului încrucișat anterior sănătos, bolnav dar și deteriorat au fost elaborate diferite modele ale articulației de genuchi. În particular modelarea cu elemente finite a articulației genunchiului s-a dovedit a fi un mod eficient pentru caracterizarea distribuției tensiunilor în ligamentul încrucișat anterior ca efect al solicitărilor și momentelor tibio-femorale [Suggs 2003, Song 2004, Peňa 2005, Hyung 2010].

2.8.1. Modelul lui Peňa

Datele geometrice ale modelului cu elemente finite al articulației de genunchi realizat de Peňa [2005] reprezintă un set de imagini RMN ale articulației unui genunchi sănătos. Setul de date constă în imagini digitale paralele separate la un interval de 1, 5 mm în plan sagital, coronal și axial. Conturul oaselor și ligamentelor (încrucișat anterior, încrucișat posterior, colateral medial și colateral lateral) au fost proiectate manual după fiecare imagine în parte (Fig. 2.24.). Deoarece acesta studiază rigiditatea și tensionarea grefei în reconstrucția ligamentului încrucișat anterior, pentru impunerea condițiilor de contur, implicit a contactelor cu țesuturile adiacente, oasele au fost definite ca un solid, practic nu a fost necesară delimitarea osului tare, compact, de osul moale, spongios.

Ligamentele au fost modelate ca fibre nonliniare hiperelastice cu un comportament definit ca funcție de densitate a energiei de deformație izotropă transversală propus de Weiss [Weiss 1996].

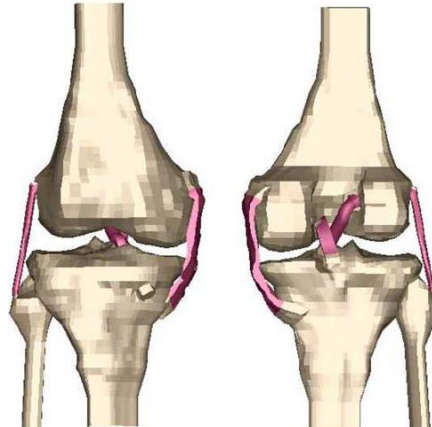


Figura 2. 24. Modelul articulației de genunchi [Peña 2005]

În modelul lui Peña pentru analiza cu element finit sunt definite următoarele constante de material: C_1 constanta modelului Neo-Hookean [Weiss 1996], C_3 scalarea tensiunii exponențiale, C_4 rata de descreștere a colagenului, C_5 modulul de elasticitate a fibrelor de colagen drepte, λ^* întinderea la care fibrele de colagen încep să se îndrepte, D inversul modulului volumetric. Constantele utilizate de acesta au fost adoptate după:

MCL - ligamentul colateral medial [Gardier și Weiss 2003]

LCL - ligamentul colateral lateral [Butler 1990]

LIA - ligamentul încrucișat anterior [Suggs 2003]

PCL - ligamentul încrucișat posterior [Suggs 2003]

PT - tendonul patelar [Suggs 2003]

Semitendinos - grefă corespunzătoare quadrupledului semitendinos

Gracilis - grefă din tendonul gracilis, toate aceste constante sunt prezentate

în tabelul de mai jos.

Tabelul 2. 5. Parametrii de material pentru ligament (MPa) [Peña 2005]

	C_1	C_2	C_3	C_4	C_5	λ^*	D
MCL	1,44	0	0,57	48	467,1	1,063	0,00126
LCL	1,44	0	0,57	48	467,1	1,063	0,00126
LIA	1,95	0	0,0139	116,212	535,039	1,046	0,00683
PCL	3,25	0	0,1196	87,178	431,063	1,035	0,0041
PT	2,75	0	0,065	115,89	777,56	1,042	0,00484
Semitendinos	2,75	0	0,065	115,89	512,73	1,042	0,00484
Gracilis	2,75	0	0,065	115,89	791,4	1,042	0,00484

Pentru simularea condițiilor reale la nivelul articulației genunchiului pe timpul ciclului de mers au fost definite următoarele condiții de contur: contacte nonliniare fără frecare pentru toate articulațiile [Murakami 1990], respectiv nouă posibile contacte, patru între ligamente și femur, patru între ligamente și tibie, respectiv unul între ligamentele încrucișate. O forță anterioară de 134 N e aplicată

2.8. Stadiul actual al modelării cu elemente finite a articulației genunchiului 49

pe tibie, iar deoarece oasele au fost considerate rigide, mișcările de rotație au fost explicitate gradelor de libertate ale tibiei și femurului, în cazul aplicării acestei forțe putându-se mișca în orice grad de libertate.

În prima etapă Peňa a simulat comportarea articulației de genunchi sănătoase, respectiv lezată (în lipsa ligamentului încrucișat anterior), iar în a doua etapă, pentru investigarea efectului rigidității și tensionării grefei, toate exemplele au fost simulate cu o grefă de tendon patelar, quadrupled semitendinos respectiv grefă din tendonul gracilis. O pretensionare inițială a grefei a fost aleasă la 0, 20, 40 și 60 N cu articulația genunchiului în flexie la 0° , 30° și 60° .

Ligamentul încrucișat anterior susține aproximativ 75 % din încărcare anterioară de la nivelul genunchiului, iar ligamentul medial colateral restul de 25 % acționând ca un stabilizator secundar (Fig. 2.25. a), dacă din model este scos ligamentul încrucișat atunci în mod evident întreaga solicitare este susținută de ligamentul medial colateral (Fig. 2.25. b) [Peňa 2005].

Rezultatele analizei cu element finit indică de asemenea tensiuni de întindere care apar la inserția ligamentului încrucișat anterior, astfel la 0° flexie valoarea tensiunii maxime principale este de 6,5 MPa fiind localizată în regiunea posterioară a inserției ligamentului încrucișat pe femur.

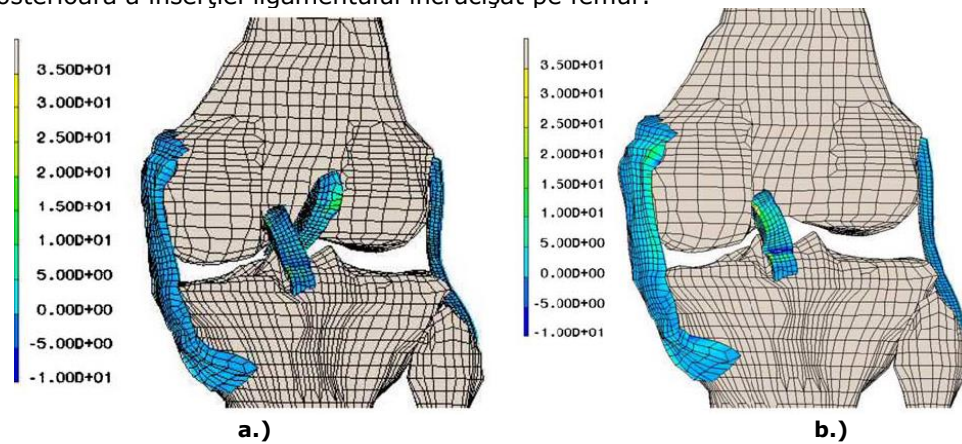


Figura 2. 25. Tensiunea maximă principală în articulația de genunchi [Peňa 2005] a.) articulație sănătoasă b.) articulație lezată

La o flexie de 30° tensiunile maxime principale sunt localizate în porțiunea antero-laterală a ligamentului având valoarea de 11 MPa, iar pe măsură ce flexia crește această porțiune devine cea mai tensionată. În cazul înlăturării ligamentului încrucișat anterior (LIA) tensiunea maximă principală pe ligamentul medial colateral (MCL) crește de la 2,5 la 15 MPa.

În cazul grefei din tendonul patelar tensiunea principală atinge maximul la extensia completă a articulației având o valoare de 6,4 MPa, similară cu valoarea în cazul grefei de tendon gracilis de 6,8 MPa. Tensiunea maximă principală în cazul grefei semitendinoase scade la o valoare de 5,21 MPa datorită rigidității scăzute a acesteia [Peňa 2005].

Ligamentul încrucișat anterior reconstruit cu grefă din tendonul patelar are un comportament și o performanță superioară față de tendon gracilis sau semitendinos. Rezultate obținute sunt similare cu cele raportate în literatura de specialitate de către alți autori ca Beynon [2002] respectiv Eriksson [2001] care a efectuat un studiu clinic în care a comparat rezultatele reconstrucției cu grefă din

50 Stadiul actual privind reconstrucția ligamentului încrucișat anterior

tendonul patelar și tendon semitendinos, descoperind diferențe între cele două metode.

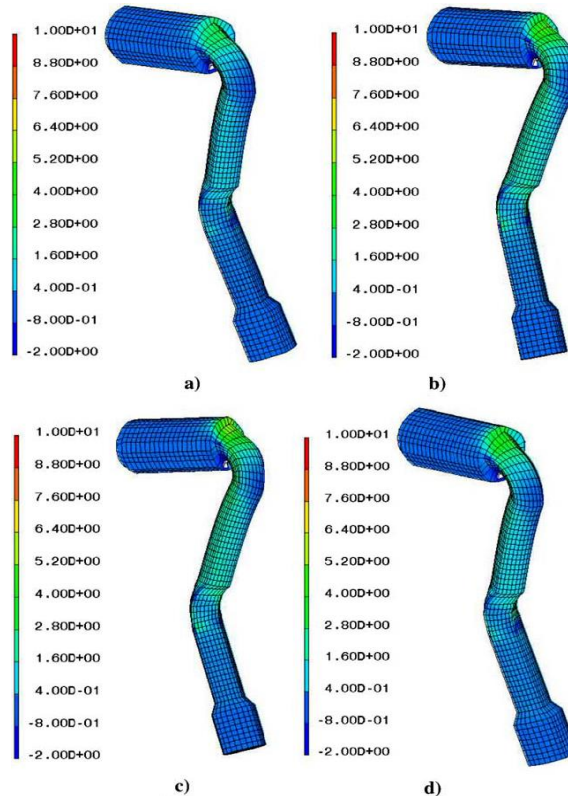


Figura 2. 26. Tensiunea maximă principală în grea ligamentului încrucișat anterior la diferite pretensionări a.) 0 N b.) 20 N c.) 40 N d.) 60N [Peña 2005]

În ciuda rezultatelor calitative și cantitative obținute câteva limitări ale modelului trebuie menționate:

- reconstrucția manuală a geometriei articulației după imaginile RMN din cele trei plane la interval de 1,5 mm implică anumite erori pe care o reconstrucție digitală le reduce, mai precis reconstrucția nu reproduce întocmai articulația sănătoasă;

- în model nu s-a ținut cont de meniscuri și cartilajele articulare deoarece autorul consideră că, cel puțin din punct de vedere al obiectivelor propuse, acestea nu prezintă o importanță deosebită;

- nu a fost luată în considerare greutatea corporală transmisă prin articulația genunchiului. Fleming a constatat o creștere a tensiunii de până la 10 % în partea antero-medială a ligamentului încrucișat anterior datorită greutății corporale [Fleming 2001];

- de asemenea nu au fost luate în considerare proprietatea vâsco-elastică a ligamentelor. Efectul acestei proprietăți este de reducere a tensiunilor din grea imediat după intervenția chirurgicală până la stabilizarea articulației [Pioletti 1998].

Se poate concluziona faptul că tensiunea inițială și rigiditatea greii joacă un rol important în funcționalitatea ligamentului încrucișat anterior după reconstrucție. Rezultatele arată o translație anterioară a tibiei după reconstrucție foarte apropiată

de cea a genunchiului sănătos atunci când se utilizează greș de tendon patelar cu o pretensionare de 60 N. Însă se recomandă o pretensionare de 40 N deoarece pretensionare mai mare poate induce tensiuni suplimentare în greș în timpul mișcării genunchiului, care pot produce probleme la vascularizare și implicit în recuperarea postoperatorie.

2.8.2. Modelul Song și modelul Hyung

Y. Song et al. [2004] realizează un model cu element finit al ligamentului încrucișat anterior, o analiză de calcul cu validare experimentală. În modelul acestuia, bazat pe anatomia corpului uman și modelele de tensionare ale ligamentului în timpul mișcării de flexie și extensie a genunchiului, ligamentul încrucișat anterior poate fi divizat în două grupuri (legături, pachete): grupul antero-medial (AM) respectiv grupul postero-lateral (PL) [Girgis 1975].

Determinarea forțelor și distribuția tensiunilor în cele două grupuri ale ligamentului în timpul mișcărilor genunchiului este importantă deoarece, aceste date pot fi utilizate ulterior pentru o mai bună analiză a leziunilor articulației, pentru a îmbunătăți procedurile de reconstrucție ale ligamentului, pentru a optimiza tratamentul post-operator și bineînțeles pentru a studia răspunsul țesuturilor la acțiunea forțelor externe. Modelul acestuia se bazează pe anatomia și rolul ligamentului încrucișat anterior, prin luarea în considerare ale celor două grupuri (AM și PL), contactul și frecarea dintre acestea cauzată de interacțiunea dintre os și ligament în timpul mișcării articulației genunchiului.

Geometria articulației genunchiul (tibia, respectiv femurul) a fost reconstruită pe baza imaginilor RMN a unui individ de 65 de ani. Punctele de inserție ale celor două legături (AM și PL) ale ligamentului încrucișat anterior au fost obținute cu ajutorul unei platforme digitale (Microscribe-Immersion Corp, San Jose, CA), însă deoarece geometria AM și PL nu a fost disponibilă, acesta a realizat două solide care unesc punctele de inserție ale ligamentului încrucișat (Fig. 2.27). Pentru analiza cu element finit ligamentul încrucișat anterior (implicit cele două grupuri AM și PL) a fost considerat ca material hiperelastice, omogen și izotropice, proprietățile mecanice ale acestuia fiind modelate matematic ca o curbă tensiuni-deformații [Butler 1986, Woo 1991, Pioletti 1998].

Cinematica genunchiului a fost obținută experimental cu ajutorul unui robot și a unui sistem cu senzori pentru măsurarea forței-momentelor (UFS), datele fiind folosite ca și condiții de contur pentru analiza cu element finit. Pentru validarea modelului, forțele din ligament au fost calculate și comparate cu rezultatele experimentale.

Au fost considerate două cazuri, primul (fig. 2.27. a) când cele două grupuri de fibre (AM, PL) ale ligamentului sunt atașate în punctele de inserție cu oasele, în acest caz femurul este încastrat iar tibia se poate deplasa în toate gradele de libertate.

Al doilea caz, pentru a exemplifica rolul contactului și frecării celor două grupuri de fibre în distribuția tensiunilor pentru ligamentul întreg, acesta a izolat cele două grupuri, calculând distribuția tensiunilor fără a lua în considerare efectul de înfașurare al AM și PL, care se produce în timpul ciclului de mers (Fig. 2.27.b).

Din distribuția forței asupra ligamentului încrucișat anterior rezultă faptul că grupul de fibre PL susține o încărcare mai mare decât grupul AM, interacțiunea forțelor dintre cele două grupuri de fibre pentru cele două cazuri analizate este de 0–0.3 N.

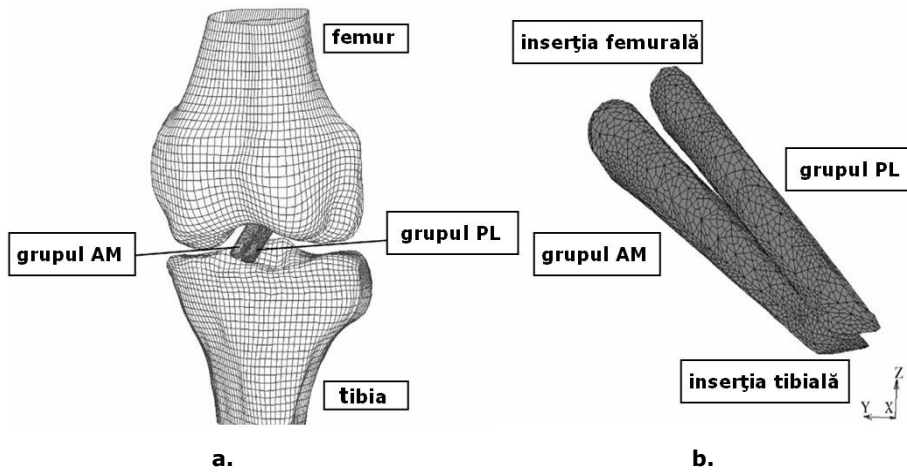


Figura 2. 27. Modelul cu element finit dezvoltat de Song [Song 2004]

Pentru a exemplifica rolul contactului și frecării, dintre cele două grupuri de fibre ale ligamentului, asupra distribuției forței, forțele care acționează în punctele de inserție (pe tibia, respectiv femur) au fost calculate după aplicarea unei încărcări tibiale anterioare de 134 N. Astfel forța calculată pe suprafața de inserție a femurului este de 107 N pentru întreg ligamentul, respectiv 43 N pentru AM și 64 N pentru PM, iar forța calculată pe suprafața de inserție a tibiei are o valoare de 116 N pentru ligamentul întreg, respectiv 51 N pentru AM și 64 N pentru PM. Diferența este cauzată de înfășurarea ligamentului încrucișat asupra femurului.

De asemenea rezultatele analizei cu element finit arată o distribuție neuniformă între cele două grupuri de fibre ale ligamentului încrucișat anterior. În figura 2.28 sunt prezentate tensiunile maxime echivalente Cauchy: când este luat în considerare contactul și frecarea ligamentului cu osul (a.), respectiv când nu se ține cont de această interacțiune (b.). Valorile maxime ale tensiunii sunt situate în partea laterală, în apropierea zonei de inserție cu femurul, având valori între 6.8 – 24 MPa pentru PL, respectiv între 5.9-16.5 MPa pentru AM.

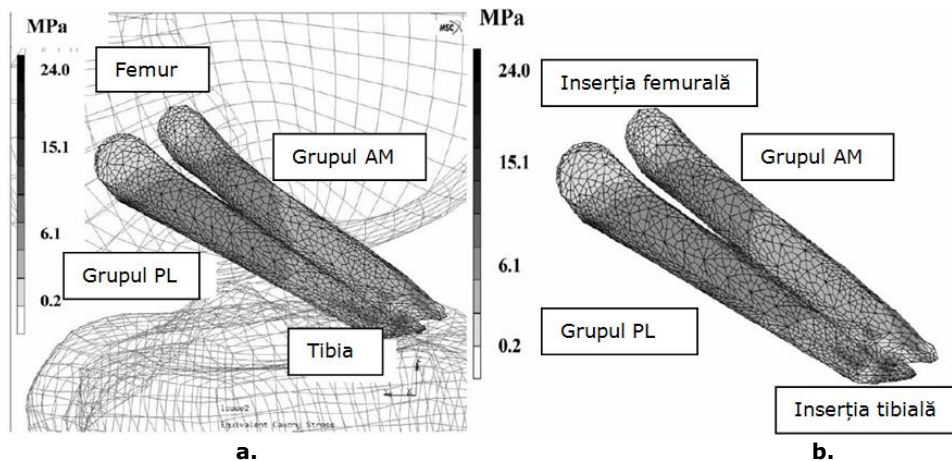


Figura 2. 28. Distribuția tensiunilor echivalente [Song 2004]

2.8. Stadiul actual al modelării cu elemente finite a articulației genunchiului 53

Limitările prezentului model reprezintă considerarea ligamentului ca material omogen și izotrop. Datorită faptului că ligamentele sunt țesuturi moi, ele nu pot rezista la sarcini de compresiune, deci nu pot fi considerate izotrope.

Hyung [Hyung 2010] a realizat o analiză cu element finit a impingementului (contactul) ligamentului încrucișat anterior și cavitatea intercondiliară a femurului, în timpul rotirii externe și abducției tibiei, privind-o ca pe un mecanism indirect de degradare a ligamentului. Modelul acestuia este prezentat în figura 2.29. Se observă configurația înainte (A) respectiv după (B) rotația externă și abducția tibiei față de femur. Ligamentul încrucișat a fost modelat ca o structură compozită constând din fibre încorporate într-o matrice hiperelastica, modelată liniar cu elemente hexadrale, cu proprietăți incompresibile de material. Condițiile de contur au fost impuse pentru tibia și femur în funcție de cinematica tibio-femurală măsurată experimental.

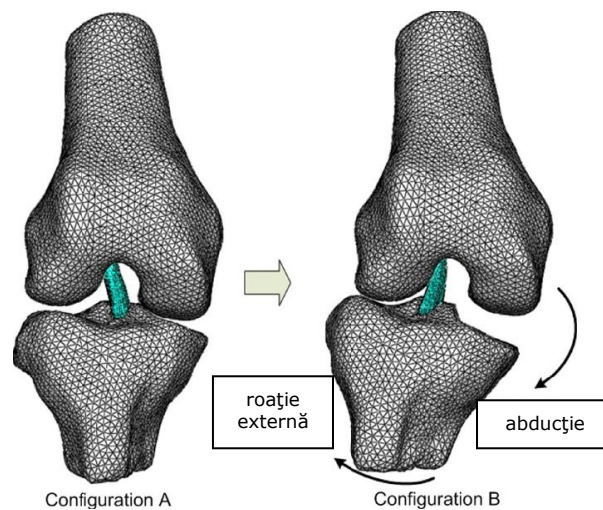


Figura 2. 29. Modelul cu elemente finite dezvoltat de Hyung [Hyung 2010]

Modelul articulației a fost implementat și simulat în Abaqus, rezultatele fiind prezentate în figura 2.30.

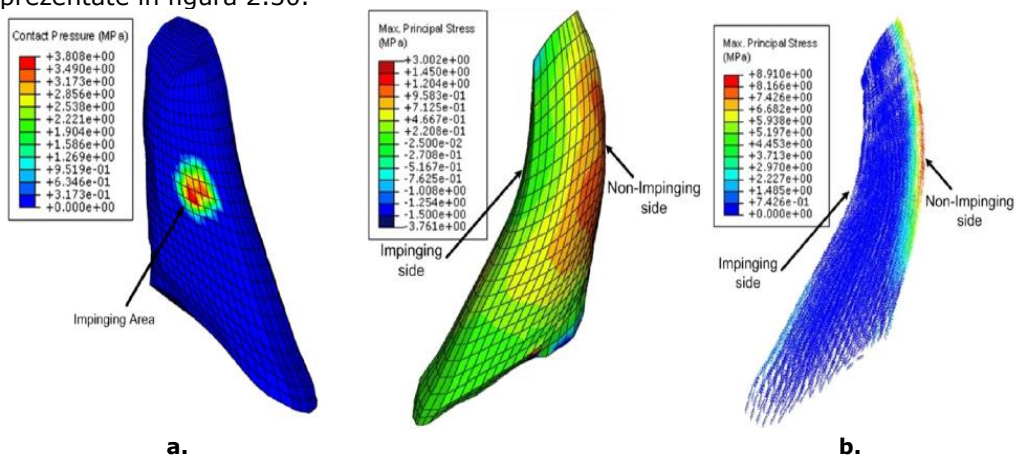


Figura 2. 30. Rezultatele analizei cu elemente finite dezvoltat de Hyung [Hyung 2010]

Impingementul (contactul) ligamentului cu condilul femural a fost observat la 4° abducție și 15° rotație externă. Valoarea acestuia crește direct proporțional cu valorile abducției și rotației. La $29,1^\circ$ rotație externă respectiv 10° abducție ligamentul se deformează (se încovoie și întinde) până la forma corespunzătoare suprafeței de contact de pe creștătura (adâncitura) peretelui lateral. Analiza cu element finit relevă o presiune mare de contact de 3,8 MPa, tensiunea atingând valori de 8,9 MPa respectiv 3,0 MPa.

2.8.3. Modelul lui Suggs

J. Suggs și colaboratorii [Suggs 2003] au realizat un model 3D al articulației de genunchi bazat pe imagini RMN ale unei articulații naturale. Pe lângă femur, tibie și ligamente acesta conține cartilajele, patela (rotula) și meniscurile (Fig. 5.31.a).

Obiectivele acestuia au fost de a determina translația tibială anterioară (ATT), rotația internă tibială (ITR) cât și distribuția tensiunilor din ligament pentru trei cazuri: articulația de genunchi naturală (sănătoasă), articulația lezată (ruptura ligamentului încrucișat anterior), asupra a trei tipuri de grefe folosite în reconstrucția ligamentului încrucișat anterior, toate acestea la diferite unghiuri de flexie ale genunchiului (0° , 30° , 60° , 90°).

Meniscurile sunt modelate ca arcuri echivalente fixe (*echivalent resistent springs*). Din figura 2.31.a, în partea laterală, *a-s* reprezintă arcul anterior, *p-s* arcul posterior, iar *l-s* arcul lateral. Aceleași trei tipuri de arcuri au fost utilizate și pentru meniscul medial.

Ligamentul încrucișat anterior (LIA) și ligamentul încrucișat posterior (PCL) au fost modelate cu câte două grupuri de fibre fiecare, ligamentul medial-colateral (MCL) cu cinci grupuri de fibre, ligamentul lateral-colateral (LCL) cu trei grupuri de fibre [Butler 1986, Li 1999, Blankevoort 1991, Mommersteeg 1996].

Modelul articulației a fost optimizat și validat cu ajutorul rezultatelor experimentale. Rezultatele experimentale reprezintă valorile forțelor antero-posterioare (AP) și momentelor interne-externe (IE) obținute prin testarea articulației naturale cu ajutorul unui sistem robotizat.

Pentru reconstrucția ligamentului încrucișat anterior acesta a studiat comportarea a trei tipuri de grefe: una cu modulul de elasticitate asemănător cu cel al ligamentului nativ, a doua cu modulul de elasticitate egal cu al unei grefe de 10 mm BPTB, iar al treilea cu modulul de elasticitate egal cu al unei grefe de 14mm BPTB.

Tensiunea inițială a grefelor a fost de 0 respectiv 40 N, cu genunchiul la 30° flexie. Pentru modelarea tunelelor osoase a fost respectată tehnica de reconstrucție a ligamentului încrucișat anterior, descrisă de [Clancy 1982, Shelbourne 1997] (Fig. 2.31.b).

Grefele au fost considerate rigide, fiind atașate de os în mijlocul canalelor osoase iar pentru interacțiunea dintre cele două nu s-a ținut cont de frecare.

După [Aglieetti 1997, Yasuda 1997] s-a aplicat o încărcare anterioară tibială cu o valoare de 134 N, definită geometric în mijlocul liniei transepicondilare (linie care trece prin centrul celor doi condili ai femurului), în centrul articulației genunchiului. Femurul a fost încastrat în partea superioară, tibia putându-se mișca în toate gradele de libertate, cu excepția flexiei.

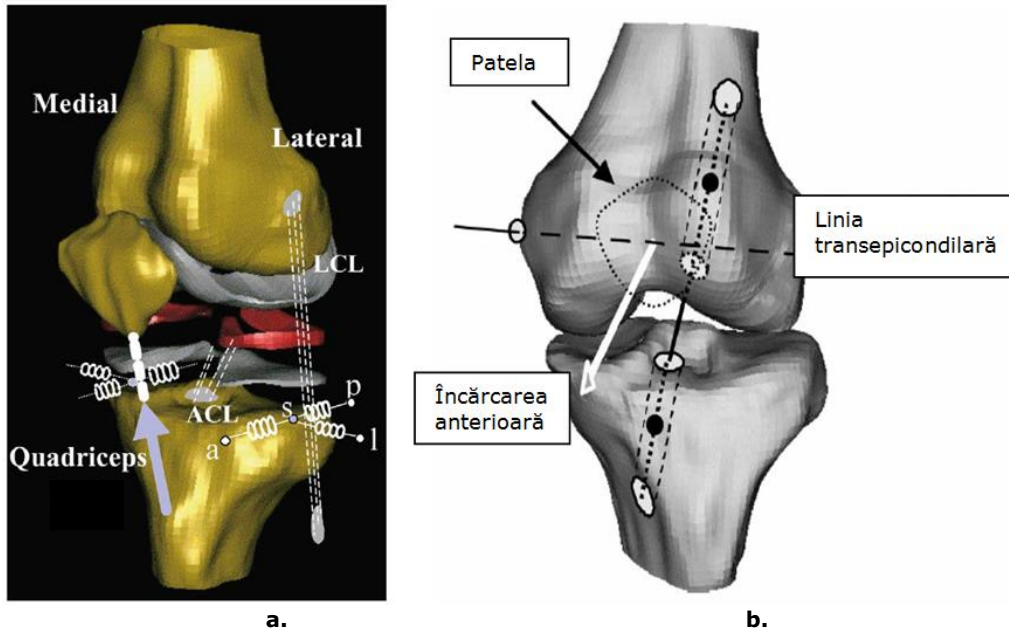


Figura 2. 31. Modelul articulației de genunchi [Suggs 2003]

În urma aplicării acestei încărcări anterioare articulației au fost obținute valorile translației tibiale anterioare (ATT), rotației interne tibiale (ITR) cât și distribuția tensiunilor din ligament/grefă pentru cele trei cazuri la diferite unghiuri de flexie a genunchiului prezentate în tabelul 2.6.

Comportamentul articulației, în cazul reconstrucției este asemănător articulației sănătoase, înregistrând minimele și maximele la aceleași valori ale flexiei, toate cele trei tipuri de grefe reduc valorile translației tibiale în comparație cu articulația lezată.

Tabelul 2. 6. Valorile obținute în urma aplicării unei încărcări de 134 N [Suggs 2003] (extras)

	unghiul de flexie [°]	articulația sănătoasă	articulația deficitară
translația tibială anterioară [mm]	0	3,5	4,7
	30	5,3	7,2
	60	5,0	7,0
	90	4,9	6,4
roația tibială internă [°]	0	3,6	5,1
	30	5,2	7,9
	60	3,2	3,7
	90	5,6	7,4

În cazul articulației naturale valoarea translației anterioare tibiale crește de la 3.5 mm în extensie până la 5.3 mm la 30° flexie, după care rămâne aproximativ constantă până la 90° flexie. Pentru articulația lezată (ligamentul încrucișat anterior rupt) valoarea ATT este cu 30-40% mai mare, însă are aceeași orientare. Din tabelul de mai sus se poate observa că valoarea cea mai mare a deplasării tibiale anterioare se înregistrează la 30° flexie atât pentru articulația sănătoasă cât și pentru cea lezată. Rotația internă tibială (ITR) înregistrează valori minime la 0°, respectiv 60°,

56 Stadiul actual privind reconstrucția ligamentului încrucișat anterior

pentru articulația sănătoasă cât și pentru cea lezată, valorile tensiunii din ligamentul încrucișat anterior atingând maximum de 97 N la 30⁰ flexie.

Cele trei tipuri de grefe utilizate au un efect considerabil asupra cinematicii articulației reconstruite, astfel pentru valori nule ale pretensionării, grefele de tipul 2 și 3 (ambele cu module de elasticitate mai mari decât ale ligamentului nativ) suprasolicită, iar grefa de tipul 1 (cu modulul de elasticitate similar cu cel al ligamentului nativ) subsolicită articulația, dat fiind valorile forței înregistrate în ligamentul încrucișat anterior. Utilizând grefa de tipul 2 (chiar dacă acesta are valoarea modului de elasticitate de două ori mai mare decât cel al unui ligament nativ), se reproduce cât mai fidel cinematica articulației naturale, rigiditatea structurală fiind foarte asemănătoare cu cea a unui ligament natural.

3. CERCETĂRI EXPERIMENTALE ASUPRA MATERIALELOR FOLOSITE ÎN RECONSTRUCȚIA LIGAMENTULUI ÎNCRUCIȘAT ANTERIOR

În acest capitol sunt prezentate încercări experimentale în scopul determinării caracteristicilor mecanice și a comportamentului materialelor folosite în chirurgia ortopedică, cu precădere cele utilizate în reconstrucția ligamentului încrucișat anterior.

3.1. Cercetări experimentale privind caracteristicile mecanice și elastice ale ligamentului artificial de tip LARS

Determinările experimentale s-au efectuat pe ligamentul LARS (Ligament Augmentation Reconstruction System - (Fig. 3.1). Ligamentul încrucișat anterior artificial este fabricat din polyethylene terephthalate, cu o construcție apropiată fibrelor anatomice ale ligamentului natural. Ligamentul LARS este realizat dintr-o structură țesută, din 48 de toroane, la rândul lor toroanele au o structură împletită (Fig. 3.1.c.)

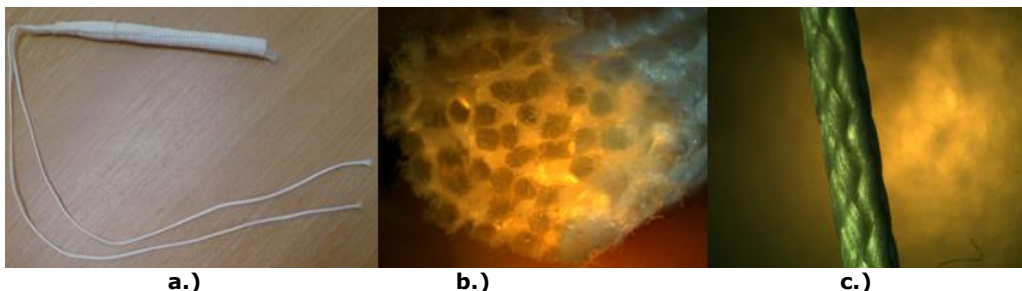


Figura 3. 1. Ligamentul încrucișat anterior artificial a.) vedere generală b.) secțiune transversală a ligamentului văzută la microscop c.) vedere generală a unui toron

3.1.1. Analiza morfologică a compozitului ligamentului artificial

Pentru analiza morfologică a compozitului ligamentului artificial s-a folosit microscopie de baleaj și spectroscopia cu raze X prin dispersie de energie (EDX). EDX este destinată determinării compoziției chimice a unui material. Metoda se bazează pe principiul fundamental și anume, orice element chimic are o structură atomică unică, care generează un spectru specific de radiații X. Proba este bombardată cu un fascicol de electroni sau protoni pentru a stimula emiterea de raze X. Electronii sunt legați de nucleu, fiind conținuți în învelișurile electronice. Fascicolul poate excita un electron dintr-un strat interior, cauzând ejectarea acestuia iar un electron situat într-un strat exterior, de nivel energetic superior, îi ia locul iar

diferența de energie dintre cele două straturi este eliberată sub forma unei raze X. În figura 3.2. este prezentată o imagine de ansamblu a unei instalații destinate analizei chimice a materialului utilizând spectroscopia de raze X prin dispersie de energie.

Tipul de instalație folosit pentru analiza compoziției chimice este INSPECT S FEICOMPANY OLANDA. Ligamentul artificial a fost caracterizat în modul de lucru LOWVACUM (modul de lucru a materialelor neconductive).

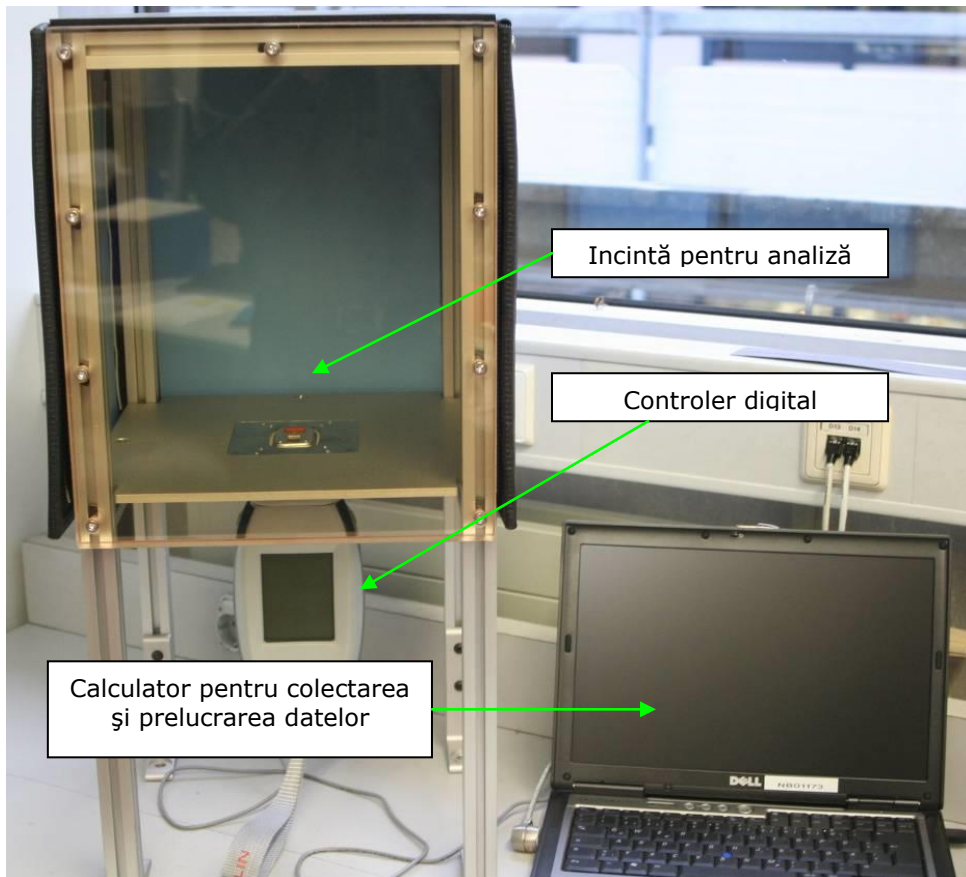


Figura 3. 2. Aparat pentru analiza chimică a materialelor prin metoda EDX

Spectrul rezultat în urma analizei EDX este prezentat în figura 3.3. Din cuantificarea elementelor depistate de spectrul EDAX reiese că procentele de masă sunt pentru carbon 77.65% și oxigen 22.35%, menționând că aparatul nu detectează hidrogenul deoarece acesta are energie mai mică decât carbonul, aparatul detectând ca prim element carbonul.

Suplimentar, suprafața ligamentului artificial a fost analizată cu ajutorul unui microscop electronic cu baleaj (Scanning Electron Microscope - SEM). Microscopia electronică de baleaj utilizează un fascicul de electroni produs de un tun electronic baleiat pe suprafața epruvetei cu ajutorul unui set de electromagneți. S-au realizat imagini instantanee ale suprafeței la diverse scări (Fig. 3.4, Fig. 3.5).

3.1. Determinarea caracteristicilor mecanice și elastice ale ligamentului de tip LARS 59

Label A: 1

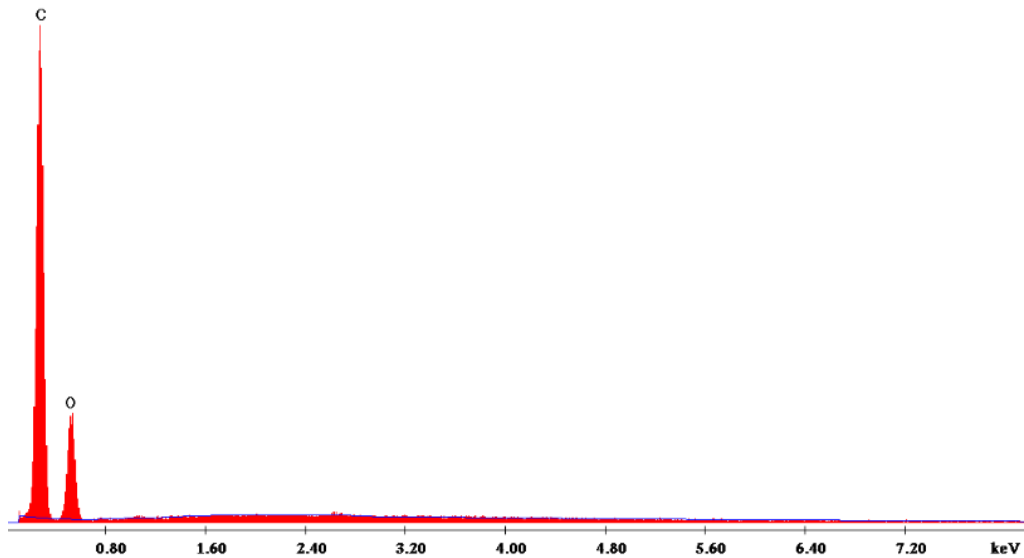


Figura 3. 3. Spectrul compoziției chimice al ligamentului artificial obținut prin metoda EDX

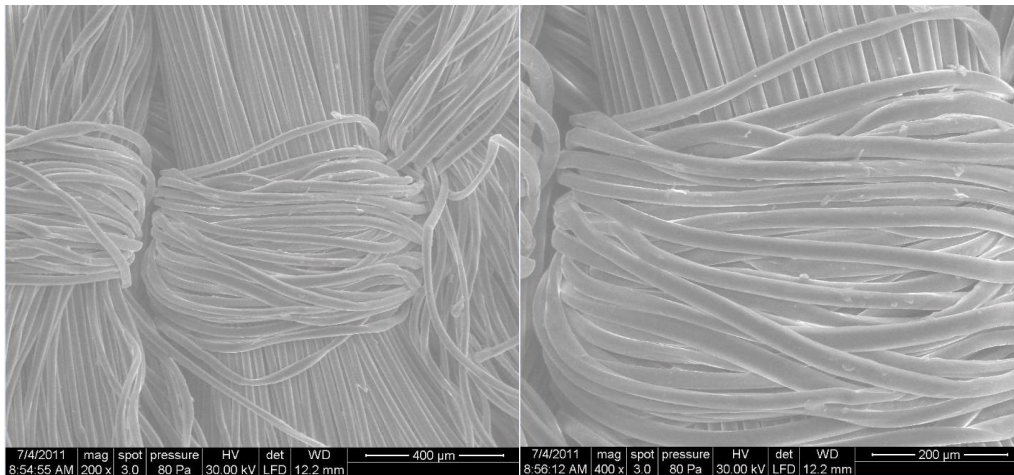


Figura 3. 4. Suprafața mărită la 400μm respectiv 200μm

Din cele doua figuri (Fig. 3.4 și Fig. 3.5) se poate observa structura microscopică a ligamentului de tip LARS. Se observă orientarea fibrelor cât mai apropiată de fibrele ligamentului anatomic. Datorită structurii „împletite” au o rezistență mare la oboseală în special în mișcarea de flexie, iar prin noua tehnologie

60 Cercetări experimentale asupra materialelor folosite în reconstrucția ligamentului

„free-fiber” acestea permit creșterea țesutului pe suprafața lor, având o comportare cât mai apropiată de fibrele ligamentului anatomic.

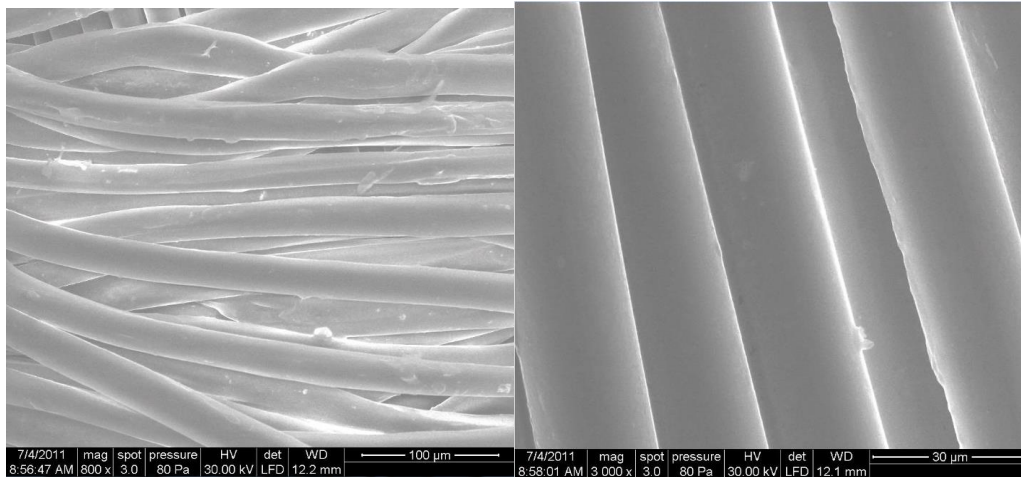


Figura 3. 5. Suprafața mărită la 100μm respectiv 30μm

S-au realizat două tipuri de probe, prima cu o lungime de 230 mm, iar a doua cu o lungime de 240 mm, ambele cu diametrul secțiunii transversale de 1 mm, din toroanele împletite ale ligamentului.

Acestea au fost încercate conform standardului de tracțiune a materialelor plastice EN ISO 527-1996 pe o mașină de încercări la tracțiune-compresiune Zwick/Roell 5kN (Figura 3.6.a.). Distanța inițială de prindere între bacurile mașinii a fost de 75, 6 mm, iar viteza de tracțiune a firului de 2 mm/min.

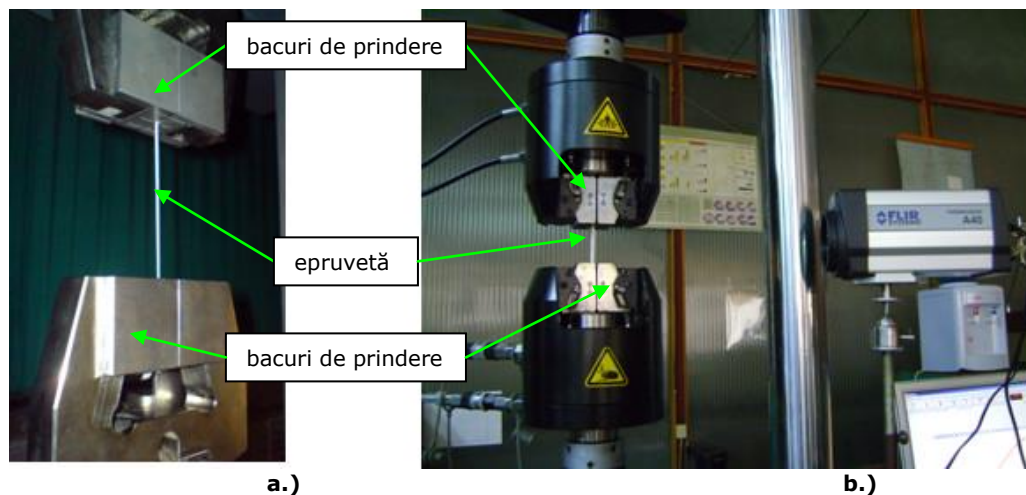


Figura 3. 6. a.) mașina de încercări la tracțiune-compresiune Zwick/Roell 5kN b.) mașina de încercări static și dinamică cu acționare hidraulică model Walter-Bai ag LFV-10kN

3.1.2. Rezultate

Ligamentul folosit în protezare este realizat dintr-o structură țesută, din 48 astfel de fire (cu diametrul secțiunii transversale de aproximativ 6.6 mm) (Fig. 3.1.b.). Acesta a fost supus la teste de tracțiune pe o mașină de încercări statice și dinamice cu acționare hidraulică model Walter-Bai ag LFV-10kN (Fig. 3.6.b.). Distanța inițială de prindere între bacurile mașinii este de 27 mm, cu aceeași viteză de tracțiune de 2 mm/min.

Prin aceste încercări experimentale s-au determinat deformația specifică și rezistența de rupere la tracțiune pentru ligamentul artificial utilizat în chirurgia ortopedică.

În tabelul 3.1. sunt prezentate rezultatele obținute în urma testelor de tracțiune asupra ligamentului artificial și componentelor acestuia.

Tabelul 3. 1. Rezultatele obținute în urma testelor de tracțiune

Nr. crt.	Lungimea epruvetei [mm]	Aria secțiunii transversale [mm ²]	F _{max} [N]	Δl [mm]	σ _r [MPa]	ε _r [%]
1	230	0,785	188	8,62	239,49	3,7
2	240	0,785	202	9,21	257,32	3,8
3	137	34,205	3600	12	105,24	8,7

În urma testelor de tracțiune a celor două fire, prima probă a cedat la forța de 188 N, având o lungire totală de 8,62 mm, iar ce-a din urmă a rezistat până la o forță de 202 N, având o lungire de aproximativ 9,21 mm (Fig. 3.7. Variația forță-deplasare).

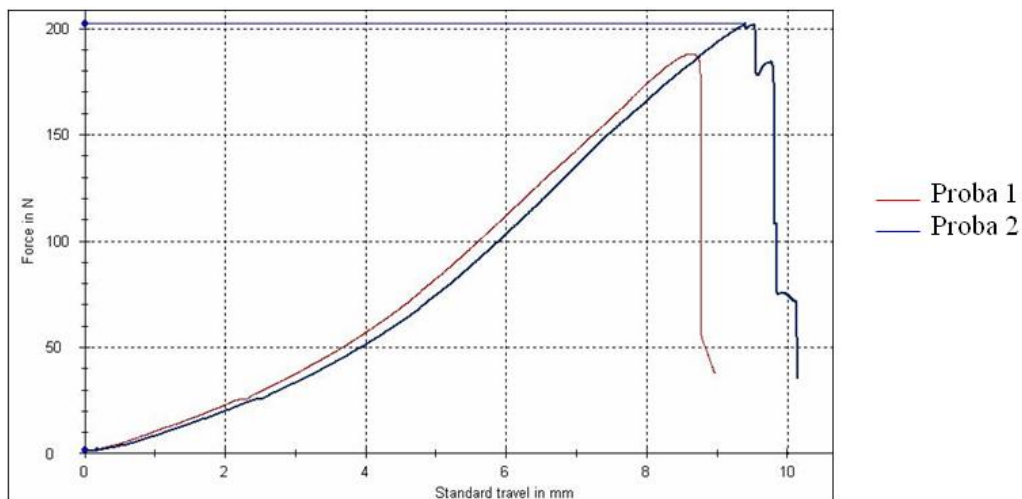


Figura 3. 7. Variația forță-deplasare

62 Cercetări experimentale asupra materialelor folosite în reconstrucția ligamentului

S-a folosit relația (3.1.1.) pentru calculul tensiunii normale la solicitarea axială de întindere (sau tracțiune):

$$\sigma = F/A \quad (3.1.1)$$

unde: F – forța maximă de tracțiune

A – aria inițială a secțiunii transversale

Au rezultat $\sigma_r = 239,49 \text{ N/mm}^2$ respectiv $\sigma_r = 257,32 \text{ N/mm}^2$ pentru a doua probă.

În cazul testelor la tracțiune pentru întreg ligamentul, acesta a rezistat până la o forță de 3600N, având o lungire de aproximativ 12 mm (Figura 3.8.), rezultând $\sigma_r = 105,24 \text{ N/mm}^2$

Utilizând formula (3.1.2) s-a calculat deformația liniară specifică:

$$\varepsilon = \Delta l/l_0 \cdot 100\% \quad (3.1.2)$$

unde: Δl – lungimea totală

l_0 – lungimea inițială a epruvetei

rezultând deformația specifică pentru cele trei epruvete: $\varepsilon_{\text{epruvetă1}} = 3,7\%$, $\varepsilon_{\text{epruvetă2}} = 3,8\%$, $\varepsilon_{\text{ligament}} = 8,7\%$

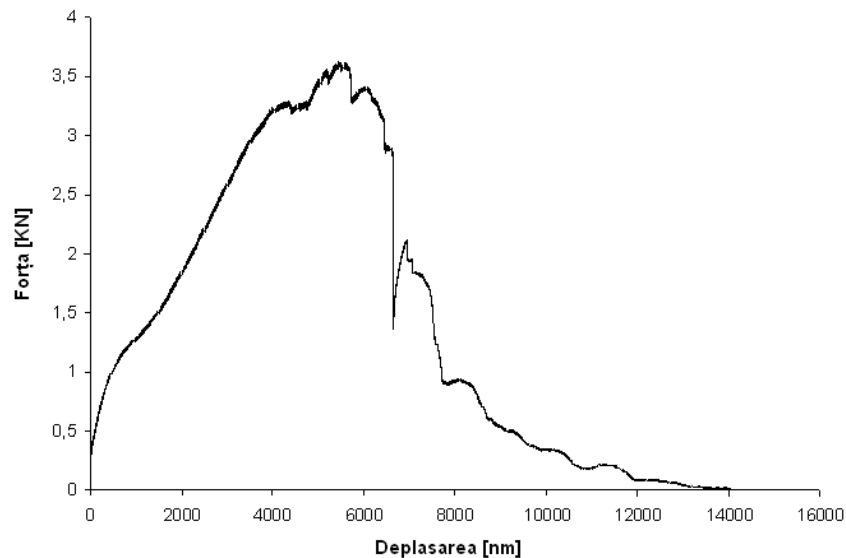


Figura 3. 8. Variația forță-deplasare a ligamentului artificial

Se remarcă faptul că prin împletirea firelor în scopul realizării ligamentului artificial LARS (Fig. 3.1.) caracteristicile de rezistență și deformabilitate ale structurii ligamentului se modifică în raport cu cea a firelor componente.

Prin cuatificarea acestor modificări, am calculat variația procentuală a rezistenței la rupere Δ_σ și variația procentuală a deformației specifice de rupere Δ_ε în conformitate cu relațiile:

$$\Delta_\sigma = \frac{\sigma_{r_{\text{medii fire}}} - \sigma_{r_{\text{ligament}}}}{\sigma_{r_{\text{ligament}}}} \cdot 100\% \quad [\%] \quad (3.1.3)$$

3.2. Cercetări experimentale de tracțiune pentru firele de NiTiInol 63

$$\text{unde: } \sigma_{r_{\text{mediu fire}}} = \frac{\sum_{i=1}^n \sigma_{r_i}}{n} \quad [\text{N/mm}^2] \quad (3.1.4)$$

n - numărul de epruvete fir încercate

σ_{r_i} - rezistența la rupere pentru epruveta fir i

$\sigma_{r_{\text{ligament}}}$ - rezistența la rupere a ligamentului

$$\Delta_{\varepsilon} = \frac{\varepsilon_{r_{\text{ligament}}} - \varepsilon_{r_{\text{mediu fire}}}}{\varepsilon_{r_{\text{mediu fire}}}} \cdot 100\% \quad [\%] \quad (3.1.5)$$

$$\text{unde: } \varepsilon_{r_{\text{mediu fire}}} = \frac{\sum_{i=1}^n \varepsilon_{r_i}}{n} \quad [\%] \quad (3.1.6)$$

n - numărul de epruvete fir încercate

ε_{r_i} - deformația specifică liniară pentru epruveta fir i

$\varepsilon_{r_{\text{ligament}}}$ - deformația specifică liniară la ruperea ligamentului

Utilizând formulele (3.1.3), (3.1.4), (3.1.5) și (3.1.6) rezultă:

$$\Delta_{\sigma} = 136\%$$

$$\Delta_{\varepsilon} = 132\%$$

Întrucât s-au folosit epruvete de lungimi diferite, s-a putut evidenția variația proprietăților mecanice și de deformabilitate ale materialului în funcție de dimensiunile epruvetei.

3.2. Cercetări experimentale de tracțiune pentru firele de NiTiInol utilizate în chirurgia ortopedică

Pentru încercările la tracțiune au fost folosite fire de NiTiInol, cu diametrul de 1,11 mm respectiv cu diametrul de 0,73 mm, toate cu aceeași lungime de 230 mm conform ASTM F2516-07e2 (standardul pentru testarea la tracțiune a firelor din aliaj super-elastic nichel-titan). Aceste fire de NiTiInol sunt folosite în chirurgia ortopedică pentru operația de reconstrucție a ligamentului încrucișat anterior.

3.2.1. Analiza morfologică a firelor de NiTiInol

Nitinolul este un aliaj care conține proporții aproximativ egale de nichel și titan. Ponderea fiecărui metal în aliaj poate varia, ceea ce conduce la obținerea unor proprietăți mecanice specifice fiecărei rețete în parte.

64 Cercetări experimentale asupra materialelor folosite în reconstrucția ligamentului

Pentru analiza morfologică a firelor de nitinol, aliajul a fost de asemenea caracterizat prin microscopie de baleaj și EDAX (Fig. 3.9.). De asemenea cu ajutorul microscopului electronic cu baleaj s-au realizat imaginii instantanee ale suprafeței firelor (Fig. 3.10).

Din cuantificarea elementelor depistate de spectrul EDAX reiese că procentele de masă sunt pentru nichel 49,33%, titan 37,63%, 7,62% carbon, 4,74% oxigen și 0,67% aluminiu, menționând că aparatul nu detectează hidrogenul deoarece acesta are energie mai mică decât carbonul, aparatul detectând ca prim element carbonul.

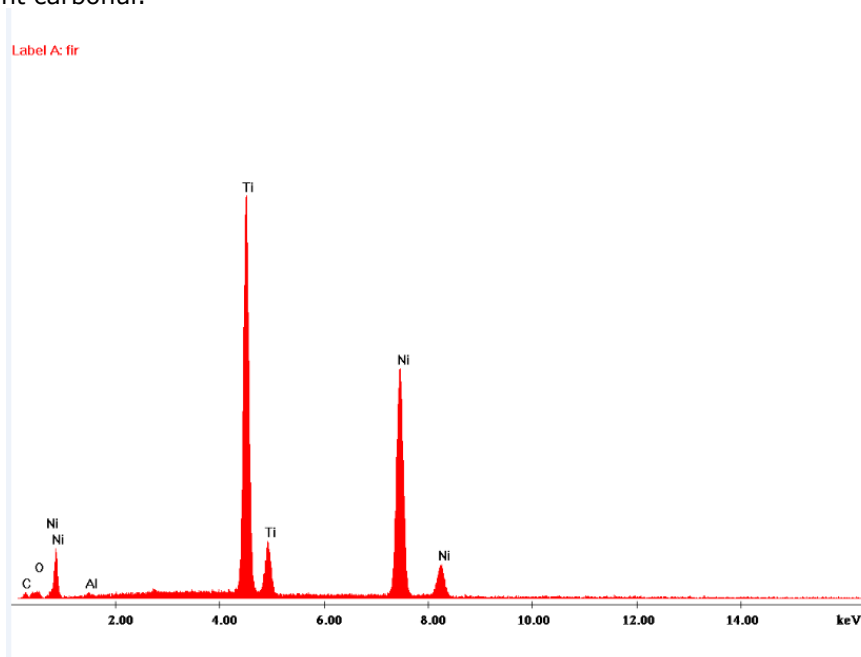


Figura 3. 9. Reprezentarea cantitativă a analizei chimice a firelor

Tipul de aparat folosit este INSPECT S FEICOMPANY NETHERLANDS. Materialele au fost caracterizate în modul de lucru LOWVACUM (modul de lucru a materialelor neconductive).

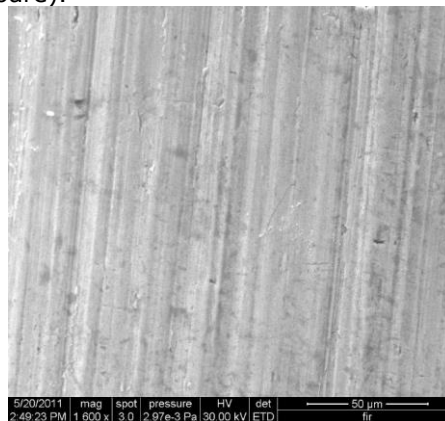


Figura 3. 10. Suprafața mărită la 50µm

3.2. Cercetări experimentale de tracțiune pentru firele de NiTiInol 65

Încercările experimentale au fost realizate conform ASTM F2516-07e2 (standardul pentru testarea la tracțiune a aliajului super-elastic nichel-titan) pe mașina de încercări la tracțiune-compresiune Zwick/Roell 5kN (Figura 3.6.a.), distanța inițială de prindere între bacurile mașinii a fost de 150 mm, cu aceeași viteză de tracțiune de 5 mm/min.

Conform standardului ASTM firele au fost supuse la un ciclu de tracțiune cu încărcare-descărcare, astfel s-a realizat o încărcare până la o valoare a deformației totale de 6%, după care forța a fost descărcată, apoi a fost din nou supus la tracțiune până când acesta s-a rupt. Temperatura mediului ambiant a fost de 37°C.

Prin încercările la tracțiune sunt determinate caracteristicile mecanice și de deformabilitate ale aliajului (platoul inferior și platoul superior al rezistenței la întindere, elongația), dar și superelasticitatea materialului la temperatura ambiantă.

Datorită concentrației mari de carbon, oxigen și aluminiu, primul set de încercări asupra firelor, acestea au fost supuse la tracțiune până la rupere în scopul determinării rezistenței de rupere la tracțiune.

3.2.2. Rezultate

Pentru primul set de încercări forța maximă de rupere la tracțiune are o valoare de 1250 N respectiv 620 N pentru al doilea set de probe (Fig. 3.11.). Pe grafic se observă prezența unui platou între aproximativ 3 – 15 mm lungire, datorat transformării de stare din austenită în martensită.

Tensiunile de rupere pentru primul set de încercări (Fig. 3.11.) au fost determinate cu formula de calcul:

$$\sigma_r = \frac{F_{\max}}{A} \quad [\text{N/mm}^2] \quad (3.2.1)$$

unde: F_{\max} - forța maximă de tracțiune

A - aria inițială a secțiunii transversale a firelor

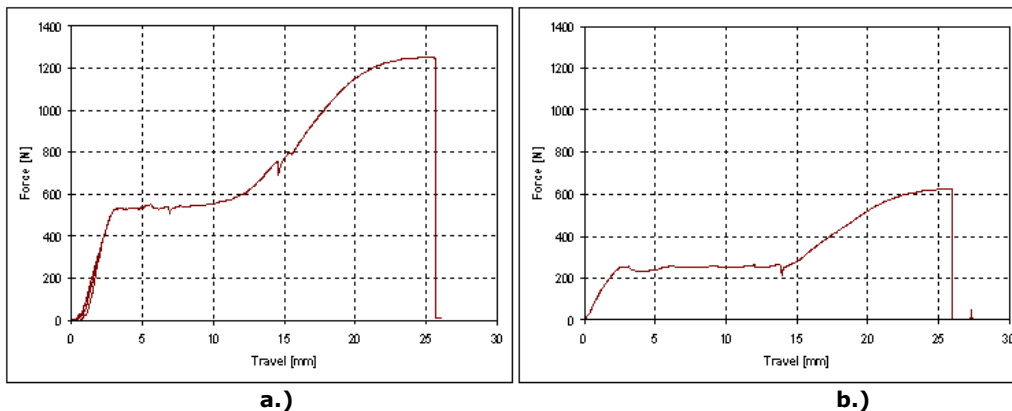


Figura 3. 11. Diagramele forță-deplasare pentru determinarea rezistenței de rupere la tracțiune

a. primul set de probe (d = 1,11 mm)

b. al doilea set de probe (d = 0,73 mm)

Astfel utilizând ecuația (3.2.1) pentru firele de NiTinol cu diametrul de 1,11 mm a rezultat o tensiune de rupere $\sigma_r = 1291 \text{ N/mm}^2$ respectiv pentru firele cu diametrul de 0,73 mm o tensiune de rupere de 1481, 43 N/mm^2 .

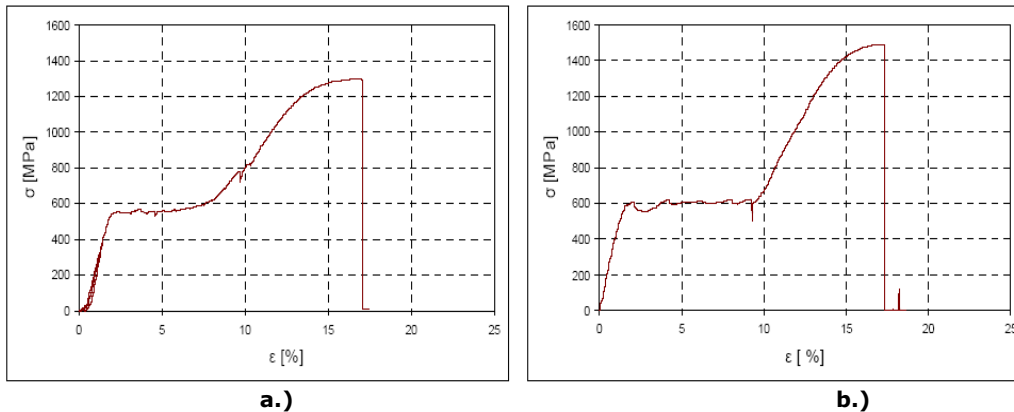


Figura 3. 12. Graficul $\sigma - \epsilon$ în cazul determinării rezistenței de rupere la tracțiune:
a. primul set de probe (d = 1,11 mm)
b. al doilea set de probe (d = 0,73 mm)

Al doilea set de încercări conform ASTM F2516-07e2 platoul inferior al rezistenței la întindere (corespunzător tensiunii la 2,5% din deformația specifică în timpul descărcării forței după preîncărcare până la 6%) este situat la o valoare a tensiunii de aproximativ 156 N/mm^2 crespunzătoare unei forțe de 150 N.

Pentru firele cu diametrul de 0,73 mm se observă că platoul inferior al rezistenței la întindere apare o valoare de aproximativ 95,62 N/mm^2 a tensiunii corespunzătoare forței de 40 N (Fig. 3.13.).

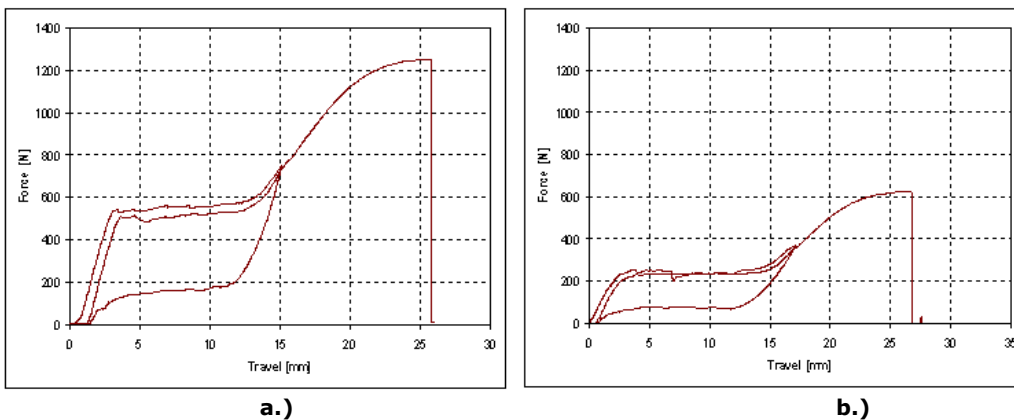


Figura 3. 13. Diagramele forță-deplasare la încercarea de tracțiune
a. primul set de probe (d = 1,11 mm)
b. al doilea set de probe (d = 0,73 mm)

3.3. Cercetări de oboseală multiaxială pentru firele de NiTiNol 67

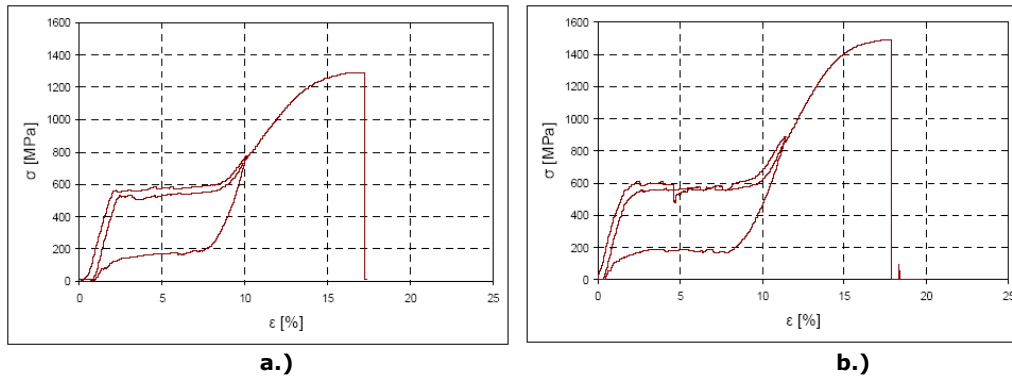


Figura 3. 14. Graficul $\sigma - \epsilon$ la încercarea de tracțiune
a. primul set de probe ($d = 1,11 \text{ mm}$)
b. al doilea set de probe ($d = 0,73 \text{ mm}$)

Platoul superior al rezistenței la întindere (definit în standardul ASTM F2516-07e2 fiind corespunzător tensiunii la 3% din deformația specifică atunci când firul este tensionat până la rupere) apare la o valoare aproximativă a tensiunii de 516,85 N/mm² corespunzătoare forței de 500 N în cazul firelor cu diametru de 1,11 mm. Pentru al doilea set de fire tensiunea platoului superior al rezistenței la întindere are o valoare de aproximativ 525,91 N/mm² corespunzătoare forței de 220 N.

3.3. Cercetări de oboseală multiaxială de încovoiere cu torsiune pentru firele de NiTiNol

Scopul acestor încercări este de a determina comportamentul sârmelor de nitinol la o încărcare multiaxială de încovoiere și torsiune. În vederea studiului posibilității realizării ligamentelor artificiale din acest tip de material, cu precădere ligamentul artificial încrucișat anterior. La nivelul articulației genunchiului în timpul ciclului de mers, pe lângă o solicitare de tracțiune-încovoiere apare și o solicitare de torsiune.

Având în vedere starea multiaxială de tensiune de la nivelul articulației genunchiului, generată în timpul activităților zilnice, cunoașterea caracteristicii de oboseală multiaxială a nitinolului este foarte importantă. Literatura de specialitate nu oferă multe date în ceea ce privește curba de oboseală a nitinolului. Spre exemplu Niinomi [Niinomi, 2007] prezintă un grafic comparativ al curbelor de oboseală pentru principalele aliaje de titan β .

Studii privind oboseala din punct de vedere structural cât și funcțional a aliajelor de nitinol au fost realizate printre alții de Tobushi [Tobushi, 1997], Miyazaki [Miyazaki, 1999], Eggeler [Eggeler, 2004], Wagner [Wagner, 2004] iar rezultatele obținute la încercări de încovoiere-torsiune, confirmă cele raportate de Melton și Mercier din 1979 [Melton, Mercier, 1979].

Un alt studiu mai complex a fost realizat de A.M. Figueiredo [Figueiredo, 2009], care pornind de la un model al deformațiilor echivalente, a reușit trasarea curbelor de oboseală pentru trei fire (cu structură mixtă: austenitică, martensitică, mixtă).

Considerații generale privind starea de tensiune și deformație la sollicitările multiaxiale

Stările multiaxiale de tensiune sunt foarte des răspândite în inginerie, deformațiile multiaxiale fiind foarte greu de evitat. Deformațiile multiaxiale apar în toate cazurile, excepție sunt situațiile în care deplasările după anumite direcții sunt împiedicate prin impunerea condițiilor pe contur adecvate. Starea de tensiune multiaxială se poate clasifica în două categorii:

- starea de tensiune multiaxială simplă atunci când direcția relativă a tensiunilor principale alternante rămâne neschimbată în raport cu structura
- starea de tensiune multiaxială complexă atunci când direcția relativă a tensiunilor principale se modifică în raport cu structura sollicitată

Pentru o stare de tensiune multiaxială simplă se aplică două metode, metoda Sines și metoda Langer. Aceste metode au fost confirmate prin cercetările experimentale ulterioare pentru sollicitările de oboseală de lungă durată și oboseala la un număr mic de cicluri cu un control al deformațiilor.

Metoda Sines are avantajul că este ușor de aplicat. Această metodă folosește ca și criteriu de curgere tensiunea de forfecare alternantă octaedrică [Fuchs 1980] având următoarea expresie de calcul:

$$C = S + kH \quad (3.3.1)$$

unde : C – criteriul de oboseală

S – tensiunea de forfecare alternantă octaedrică

k – coeficient empiric

H – tensiunea normală octaedrică (tensiunea hidrostatică)

Metoda lui Langer folosește ca și criteriu de rupere tensiunea tangențială alternantă maximă [Langer 1971]. Dacă tensiunile alternante sunt produse de o singură încărcare alternantă, tensiunea tangențială alternantă maximă poate fi determinată din încărcarea maximă și minimă. Rezistența la oboseală este obținută dintr-o curbă monoaxială $\sigma - N$ (tensiune – număr de cicluri), prin folosirea tensiunii echivalente:

$$\sigma_a = 2\tau_a \quad (3.3.2)$$

unde: σ_a – tensiunea normală alternantă

τ_a – tensiunea tangențială alternantă

Această metodă poate fi extinsă pentru utilizarea deformației în locul tensiunii ca și parametru de intrare. De asemenea, are avantajul că a fost încorporată în programe automate de calcul.

3.3.1. Analiza morfologică a compoziției firelor de NiTinol

Pentru încercările experimentale s-au folosit trei tipuri de epruvetele cu lungimea de 70 mm având compoziții diferite de nichel și titan, prezentate în tabelul 3.2.

Determinarea compoziției chimice a aliajului a fost realizată prin analiza fluorescenței cu raze X. Analiza fluorescenței cu raze X constă în analiza radiațiilor secundare din spectrul razelor X, generate ca efect al bombardării materialului cu raze X de mare energie sau radiații gamma.

Prin această metodă pot fi detectate elemente cu număr atomic mai mare decât al beriliului ($Z=4$), rezultatele sunt considerate concludente doar pentru elementele mai grele decât sodiul ($Z=11$) [Enkelhardt, Bogdan 2013].

3.3. Cercetări de oboseală multiaxială pentru firele de NiTiInol 69

Tabelul 3. 2. Compoziția și caracteristicile geometrice ale epruvetelor folosite

Nr. Crt.	Ni%	Ti%	Diametrul [mm]
SE 1	52.54	47.46	1.11
SE 2	53.60	46.40	1.11
SE 3	51.84	48.16	0.73

Prin această metodă pot fi detectate elemente cu număr atomic mai mare decât al beriliului ($Z=4$), rezultatele sunt considerate concludente doar pentru elementele mai grele decât sodiul ($Z=11$) [Enkelhardt, Bogdan 2013].

Pe lângă fluorescența cu raze X, suprafața firului a fost analizată cu ajutorul unui microscop electronic cu baleaj (SEM – prezentată în subcapitolul 3.1.) în vederea evidențierii unor defecte în suprafața aliajului (zgârieturi sau neomogenități) care să altereze proprietățile mecanice ale materialului.

Imagini ale suprafeței firului de nitinol la diverse scări sunt prezentate în figurile 3.15, 3.16, respectiv 3.17.

Analiza SEM a evidențiat existența unor zgârieturi, probabil cauzate de matrița de extrudare. De asemenea se pot observa solzi de material rezultați în urma procesului de deformare plastică la rece. S-a considerat că defectele de suprafață nu constituie concentratori de tensiune, deoarece aceste defecte sunt normale, ele fiind rezultate în urma procesului de fabricare. S-a efectuat o analiză cristalografică la nivelul secțiunii firului de nitinol. Din figura 3.18 se poate observa o porozitate a materialului, prezența acestor defecte neputând fi evitată în condiții obișnuite de prelucrare. Pentru evidențierea microstructurii, suprafața s-a atacat cu o serie de acizi, însă nici prin tratarea cu acid nu a putut fi evidențiată structura cristalină, în schimb expunerea la acid a accentuat porozitatea aliajului.

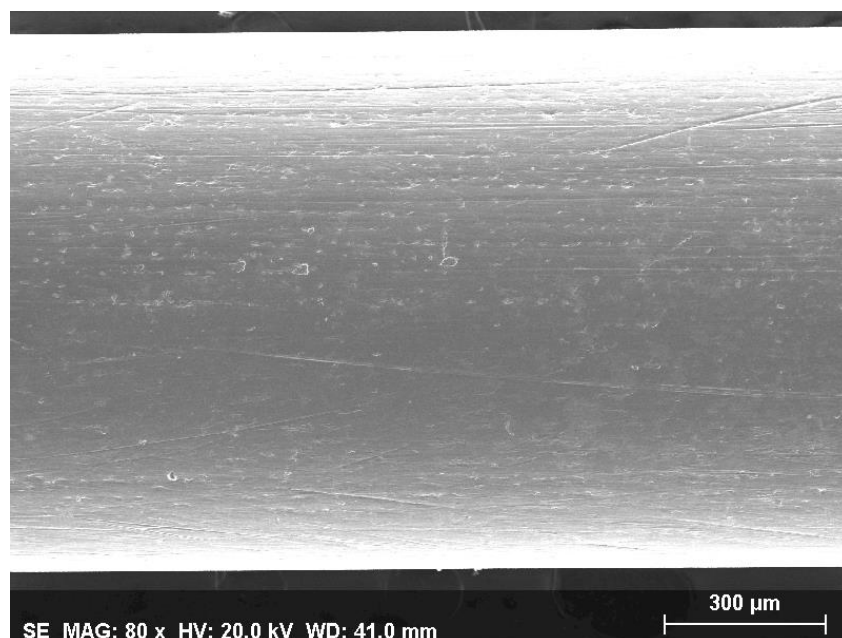


Figura 3. 15. Suprafața firului de nitinol mărită la 300μm

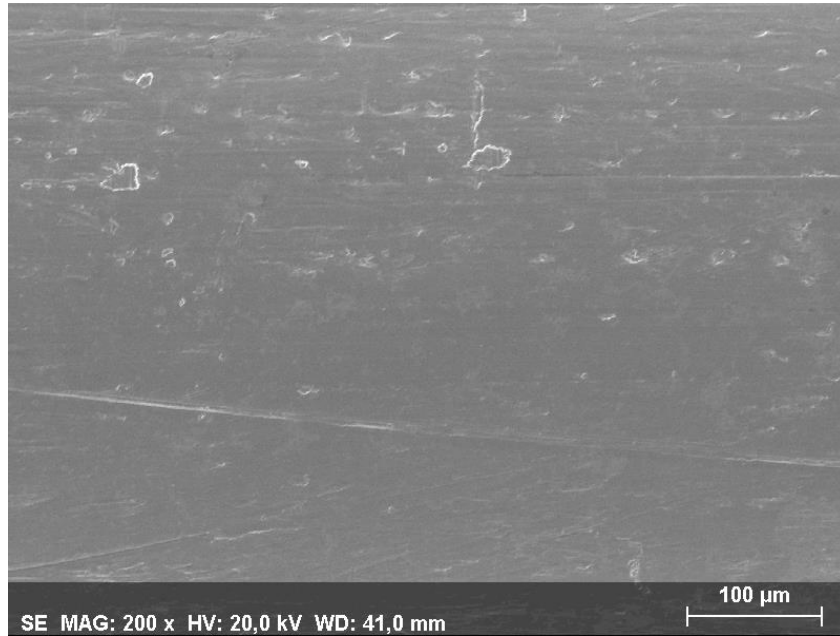


Figura 3. 16. Suprafața firului de nitinol mărită la 100μm

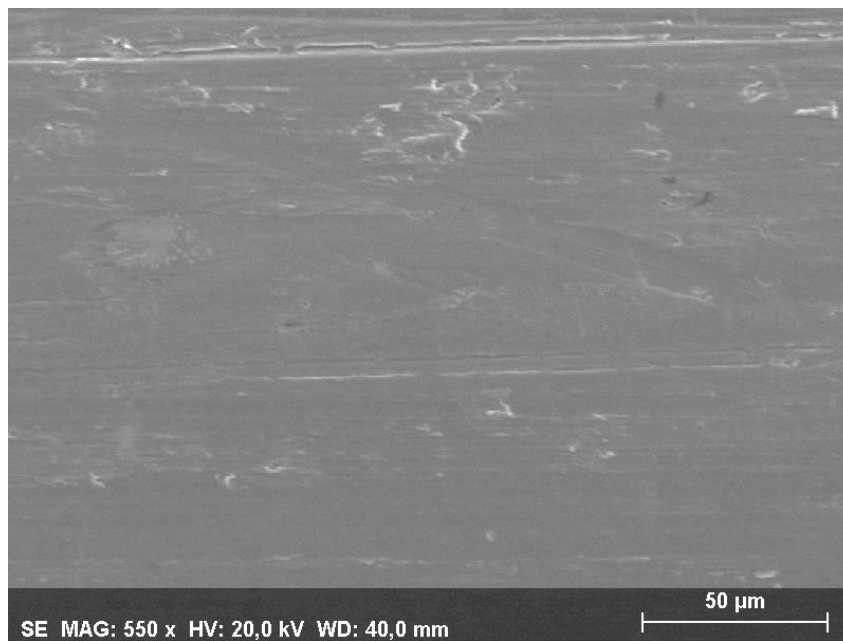


Figura 3. 17. Suprafața firului de nitinol mărită la 50μm

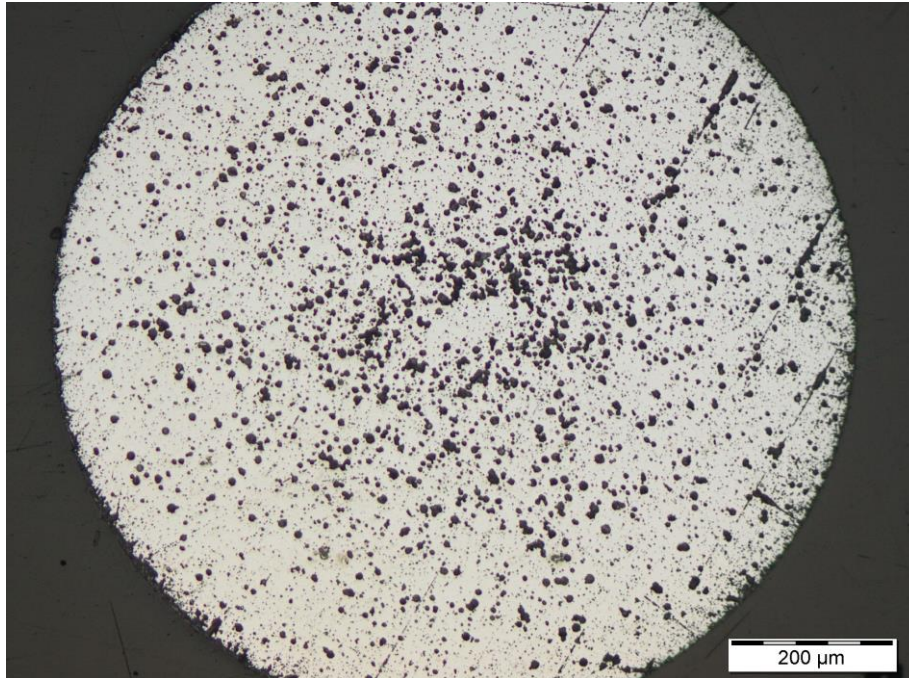


Figura 3. 18. Suprafața transversală a firului după tratamentul cu acid, mărită la 200μm

În vederea realizării testelor de solicitare multiaxială simplă pentru firele de nitinol, în cadrul Laboratorului de Rezistența Materialelor din cadrul Universității "Politehnica" din Timișoara a fost realizat un stand de încercare. Solicitarea mixtă se produce prin modificarea geometriei sârmei, prin curbarea acesteia sub forma unui arc de cerc. La unul dintre capete este aplicat un moment de torsiune cu ajutorul unui motor electric, iar la celălalt capăt este atașat un lagăr de rostogolire (Fig. 3.19). Prin răsucirea firului se obține o alternare simetrică a momentului încovoietor și o solicitare constantă de torsiune [Enkelhardt 2013].

În figura 3.19 sunt prezentate componentele solicitărilor de încovoiere ($M_{i\alpha}$), respectiv torsiune ($M_{t\alpha}$) corespunzătoare secțiunii descrise de unghiul α :

$$M_{i\alpha} = M_t \cdot \sin \alpha \quad (3.3.3)$$

$$M_{t\alpha} = M_t \cdot \cos \alpha \quad (3.3.4)$$

M_t este momentul de torsiune aplicat la capătul de fixare al sârmei la arborele motorului electric:

$$M_t [N \cdot mm] = 9550 \cdot \frac{P_{abs} [W]}{n [rpm]} \quad (3.3.5)$$

unde:

P_{abs} [W] este puterea absorbită de motorul electric
 n [rot/min] este turația arborelui electric

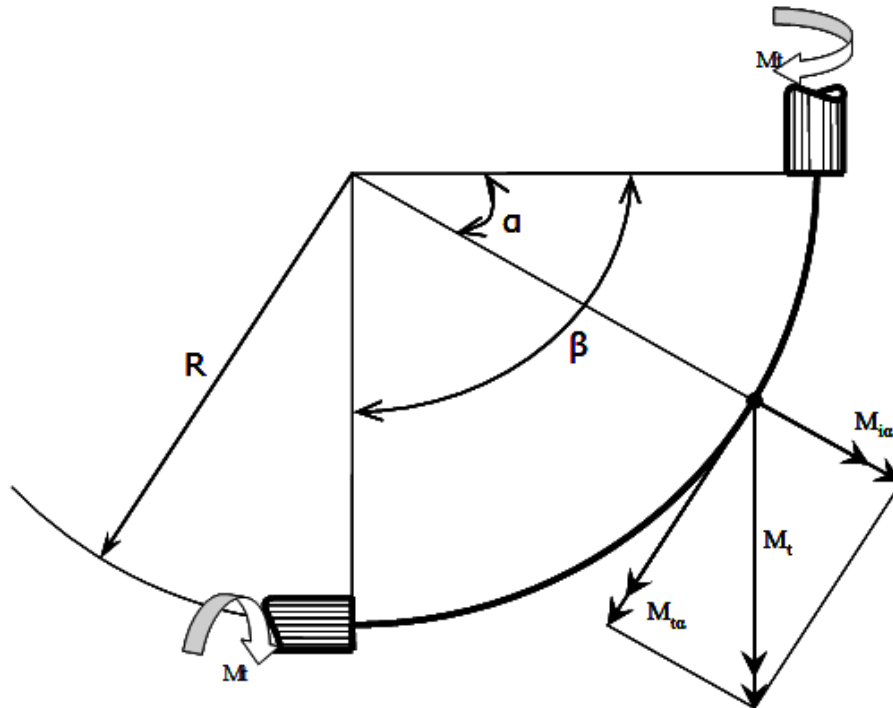


Figura 3. 19. Reprezentarea principală a eforturilor produse la nivelul secțiunii transversale a firului de nitinol

Cunoscând eforturile de la nivelul secțiunilor, pot fi calculate și tensiunile maxime generate de acestea:

$$\sigma_{\max} = \frac{M_{i\alpha}}{W_z} = \frac{M_{i\alpha}}{\frac{n \cdot d^3}{32}} \quad (3.3.6)$$

$$T_{\max} = \frac{M_{t\alpha}}{W_p} = \frac{M_{t\alpha}}{\frac{n \cdot d^3}{16}} \quad (3.3.7)$$

Ciclul de solicitare real la nivelul secțiunii descrise de unghiul α este prezentat în figura 3.20 [Enkelhardt, Bogdan 2013].

Momentul de torsiune aplicat firului, M_t , este calculat pe baza puterii consumate de motorul electric în timpul funcționării în sarcină:

$$P_{abs} = U \cdot I_{abs} = M_t \cdot \omega \quad (3.3.8)$$

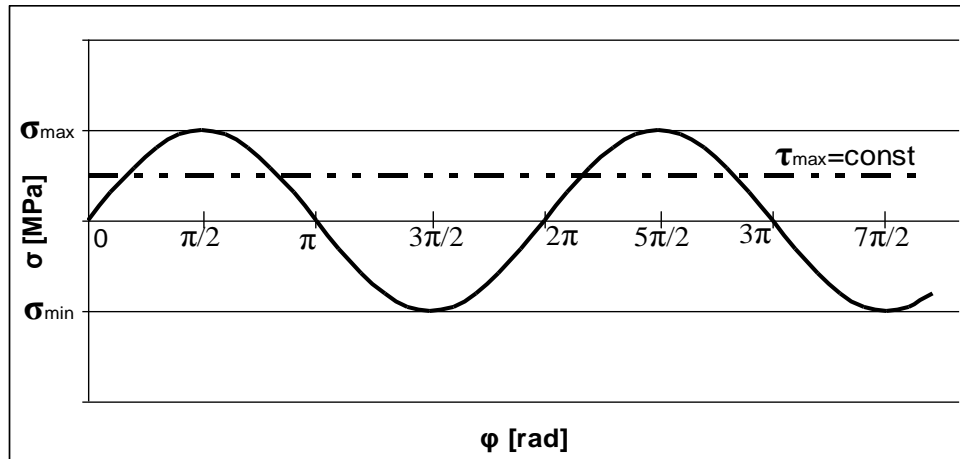


Figura 3. 20. Reprezentarea schematică a ciclului de solicitare real la nivelul secțiunii descrise de unghiul α

Din ecuația (3.3.8) rezultă:

$$M_t = \frac{P_{abs}}{\omega} = \frac{U \cdot I}{\omega} \quad (3.3.9)$$

unde:

- M_t [Nm] este momentul de torsiune
- P_{abs} [W] este puterea electrică consumată
- U [V] este tensiunea electrică
- I [A] este curentul electric
- ω - este viteza unghiulară a arborelui motorului electric

Standul experimental realizat pentru solicitarea de torsiune-încovoiere, oferă următoarele avantaje (Fig. 3.22.):

- asigură producerea unei solicitări mixte
- oferă posibilitatea varierii solicitărilor produse
- prinderea și îndepărtarea sârmelor să fie facilă
- prinderile nu creează concentratori de tensiune

Numărul de cicluri de solicitare a fost determinat cu ajutorul unui tahometru laser de înaltă precizie și prin aplicarea unui timbru reflectorizant (Fig. 3.21). Puterea electrică absorbită a fost măsurată cu un aparat specific.

Eggeler [Eggeler, 2004] respectiv Wagner [Wagner, 2004] au utilizat un unghi de 180° pentru a efectua teste de încovoiere-torsiune a firelor de NiTi. A.M. Figueiredo [Figueiredo, 2009] a folosit un unghi de 60° de a reduce atât lungimea epruvetelor cât și sarciniile de torsiune.

Încercările au fost realizate cu valoarea unghiului tangentelor la capetele arcului de cerc descris de firul de nitinol de 90° , în scopul de a reproduce geometria articulației genunchiului atât în timpul ciclului de mers, cât și în timpul activităților zilnice.

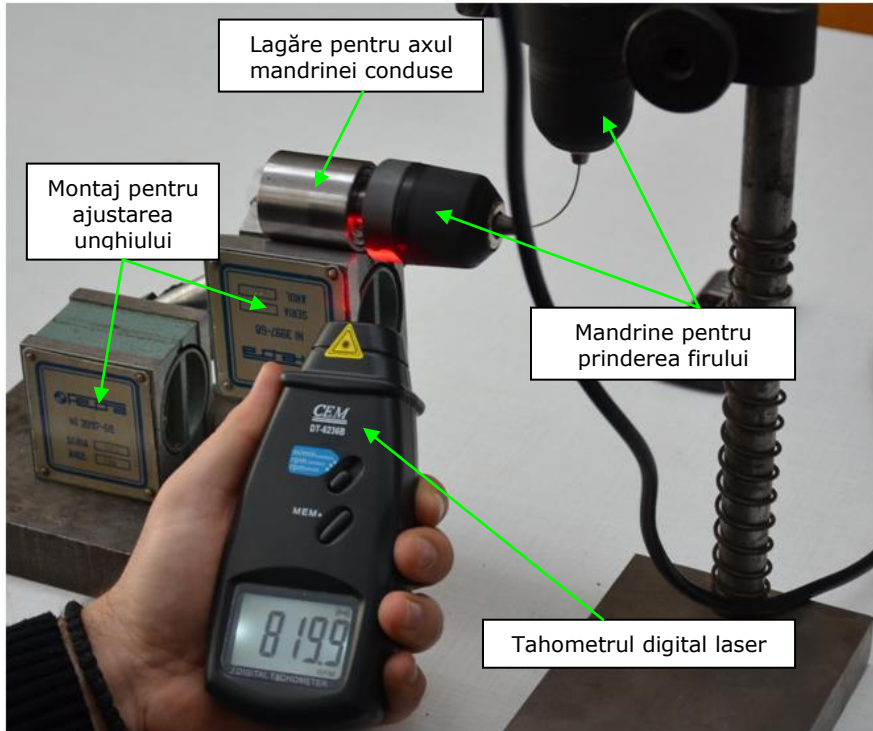


Figura 3. 21. Tahometrul utilizat

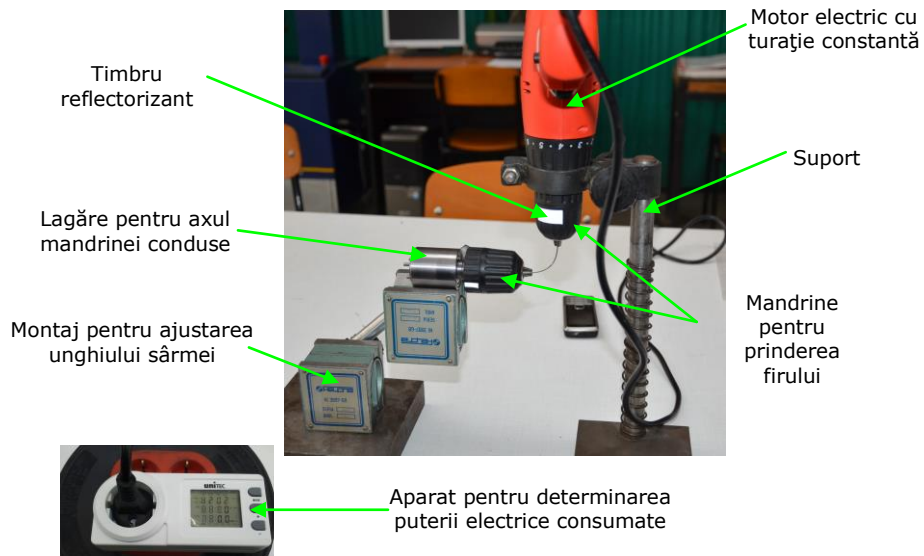


Figura 3. 22. Standul experimental pentru încercare multiaxială simplă de încovoiere cu torsiune a firelor de nitinol

3.3.2. Rezultate

În Tabelul 3.3. sunt prezentate tensiunile din secțiunile de rupere (normală, tangențială, echivalentă) cât și numărul de cicluri de solicitare la care s-a rupt firul. Tensiunile echivalente Mises au fost calculate cu ecuația (3.3.6).

$$\sigma_{ech} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)} \quad (3.3.10)$$

Tabelul 3. 3. Tensiunile normală, tangențială, echivalentă și numărul de cicluri până la rupere

	Aria secțiunii [mm ²]	U [V]	I [A]	P [W]	n [rpm]	M _t [Nm]	σ [MPa]	τ [MPa]	σ _{ech} [MPa]	numărul de cicluri N [-]
SE1	0,967	229	0,70	16,03	786	194,76	1053,95	526,97	1178,35	175
SE2	0,967	229	0,67	15,34	807	181,56	982,53	491,26	1098,5	407
SE3	0,418	229	0,10	2,29	827	26,44	555,29	277,64	620,83	1448

În funcție de datele obținute s-a trasat curba σ-N (Fig. 3.23). Rezultatele au scos în evidență faptul că tensiunile în cele trei tipuri de fire sunt în strânsă legătură cu diametrul firului. Firele cu un diametru mai mare sunt supuse unor solicitări ridicate comparativ celor cu un diametru de 0,73 mm.

Totuși, diferența în ceea ce privește numărul de cicluri până la rupere este semnificativă: firele cu un diametru de 0,73 mm (SE 3) se rup după 1448 cicluri, de 8 ori mai mult decât cele de tipul SE 1.

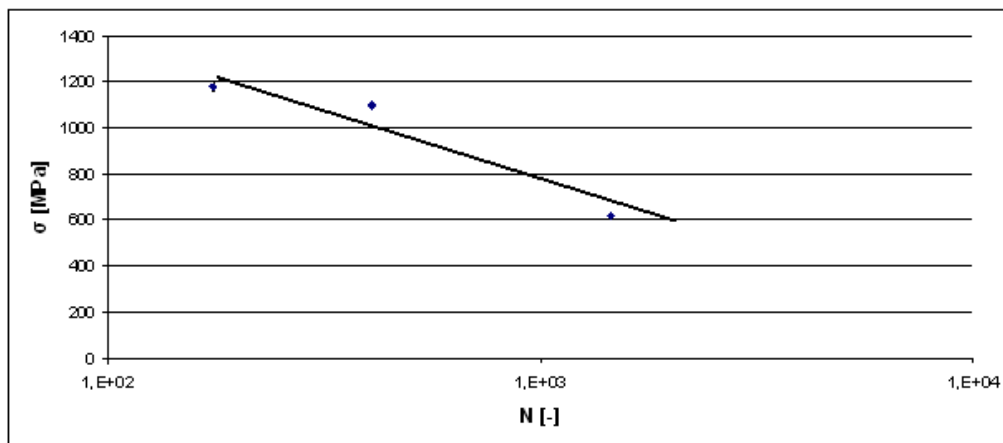


Figura 3. 23. Variația rezistenței de rupere în funcție de numărul de cicluri de solicitare

Compoziția chimică influențează, de asemenea, valoarea tensiunilor și durabilitatea firelor. La același diametru de 1, 11 mm, firele de tipul SE 2 sunt de

76 Cercetări experimentale asupra materialelor folosite în reconstrucția ligamentului

două ori mai durabile decât cele din compoziția SE 1. Aceasta arată că proporția crescută de nichel în aliaj poate îmbunătăți durabilitatea. Pe de altă parte, prin creșterea conținutului de nichel în Nitinol, biocompatibilitate poate fi compromisă; ionii de nichel eliberat de aliaj sunt extrem de toxici.

În ceea ce privește utilizarea de firelor de Nitinol ca implanturi ortopedice (ligamente artificiale), principala recomandare se adresează în alegerea diametrului firului, acesta să fie cât mai redus posibil. Mai mult decât atât, ligamentele trebuie realizate din fire împletite subțiri de nitinol, oferindu-i astfel ligamentului artificial o flexibilitate și durabilitate mai mare.

4. CERCETĂRI NUMERICE A STĂRII DE TENSIUNE ȘI DEFORMAȚIE PENTRU LIGAMENTUL ÎNCRUCIȘAT ANTERIOR ARTIFICIAL

4.1. Analiza ciclului de mers

Mersul uman reprezintă principala formă de locomoție a omului, fiind practic principala activitate umană zilnică. În literatura de specialitate mersul uman a fost definit ca fiind o mișcare periodică a fiecărui picior de pe o poziție de suport pe următoarea [Davis 2006] sau o metodă a locomoției umane ce implică utilizarea picioarelor ca mijloc de suport și propulsie [Whittle 2007], Cappozzo a considerat că locomoția este atinsă prin coordonarea mișcărilor segmentelor corpului, folosind avantajul interacțiunii între forțele interne și cele externe [Cappozzo 1976] și este îndeplinită sub acțiunea și controlul sistemului neuro-musculo-scheletal uman.

În literatura de specialitate ciclul de mers (Fig. 4.1.) este definit ca perioada de timp între primul contact al călcâiului cu solul până la următorul contact al aceluiași călcâi cu solul [Davis 2006], fiind împărțit în două faze principale: faza de sprijin respectiv faza de balans.

La rândul lor, aceste faze, sunt împărțite în subfaze rezultând astfel șapte sau chiar opt faze ale ciclului de mers. Faza de sprijin se caracterizează prin prezența piciorului pe sol și este împărțită în următoarele subfaze: subfaza de contact inițial, de inițiere a sprijinului, subfaza de sprijin mijlocie, de finalizare a sprijinului și subfaza de inițiere a balansului, iar faza de balans se caracterizează prin lipsa contactului cu solul atunci când piciorul se află în aer și conține subfazele: subfaza de început balans, subfaza mijlocie de balans și subfaza de sfârșit balans [Dascălu 2011].

Astfel ciclul de mers începe prin faza de sprijin, conținând următoarele etape: atingerea călcâiului unui picior, atingere completă a tălpii piciorului, răsturnare a greutateii corpului din spatele piciorului spre partea dinainte, dezlipirea călcâiului, apoi dezlipirea degetelor. Se continuă și se termină prin faza de oscilație, care corespunde unei perioade de accelerare începute în momentul când degetele părăsesc solul, accelerația fiind mai mare de 4 g la gleznă, și terminându-se prin jumătate de oscilație, în momentul când piciorul trece în spatele axei corpului; apoi o perioadă de decelerare care se încheie prin contactul călcâiului cu solul. În timpul mersului, aceste două faze ocupă respectiv 60% și 40% din ciclu.

A merge de la un loc la altul pare a fi un act simplu: de fapt este rezultatul interacțiunilor complexe între forțele generate în interiorul corpului și forțele exterioare, pe care acest corp le percepe.

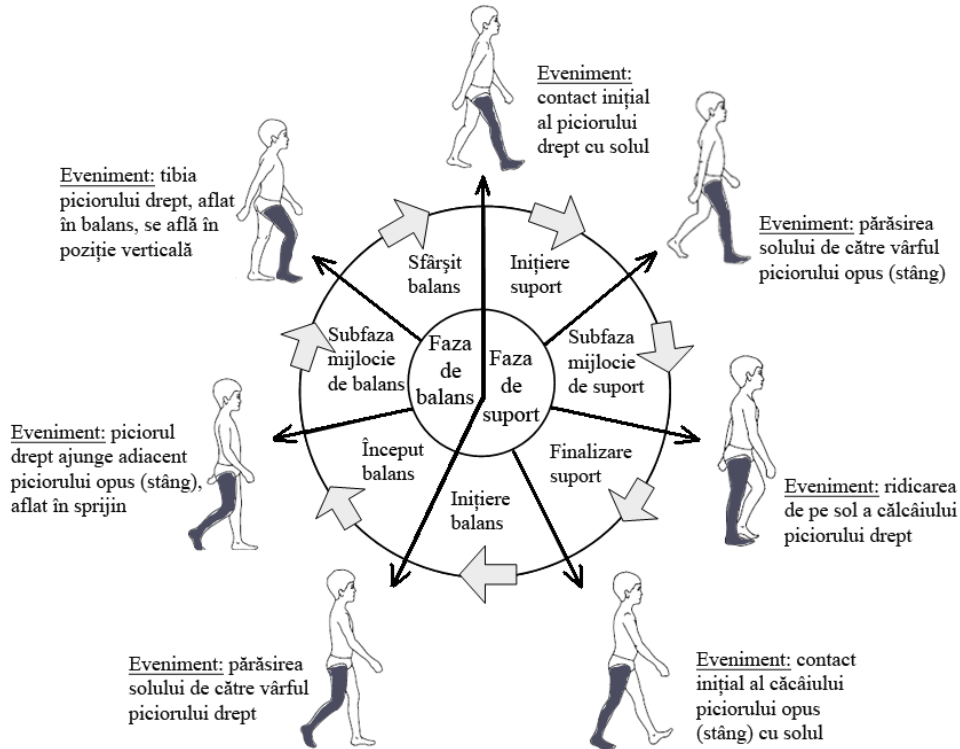


Figura 4. 1. Ciclul de mers [Dascălu 2011]

La fiecare pas, aceste interacțiuni sunt coordonate de către un sistem de control care ține seama involuntar de modificările condițiilor de forțe, de mișcări și de poziții la nivelul fiecărei articulații, de cele ale mediului înconjurător, permițând realizarea a ceea ce numim mersul normal. Mersul normal este realizat după un criteriu de minimalizare de energie consumată. În mers normal, centrul de greutate oscilează în jurul poziției sale medii cu aproximativ 5 cm vertical și cu 5 cm orizontal. Viteza medie de mers este în jur de 4,5 km/h (75 m/min) cu ritmul de 90 până la 110 pași pe minut, la fiecare 75 până la 80 cm. Se obține relația (4.1) între înălțimea H [m] a unui subiect masculin, frecvența F [pași/min] a pașilor săi și viteza V [m/min] [<http://ro.scribd.com>].

$$V = 0.008 HF^2 \quad (4.1)$$

Viteza normală de mers corespunde unui consum energetic în jur de 2,5 Cal/min. Acest consum de energie este extrem de mic, fiind numai de două ori mai ridicat decât cel înregistrat în poziția de repaus. Practic, nu există o altă activitate care să necesite o energie atât de mică. Din clipa în care mersul devine anormal (dezechilibrat), consumul crește în mod însemnat, îndeosebi viteza, după o relație de tipul [<http://ro.scribd.com>]:

$$E = 32 + 0.005V^2 \quad (4.2)$$

În ecuația (3.2) viteza V [m/min] și energia E [Cal/min] este valabilă de la o viteză nulă până la mai mult de 250 [m/min]. Aceste condiții sunt modificate de constrângerile impuse celui care merge. Un genunchi deficitar va mării consumul energetic cu 25%, iar o amputare a piciorului, de sub genunchi, îl va dubla. În timpul acestui ciclului de mers glezna, genunchiul și șoldul sunt solificate conform figurilor 4.2 și 4.3, care indică rotațiile și forțele pe care le întâmpină [http://ro.scribd.com].

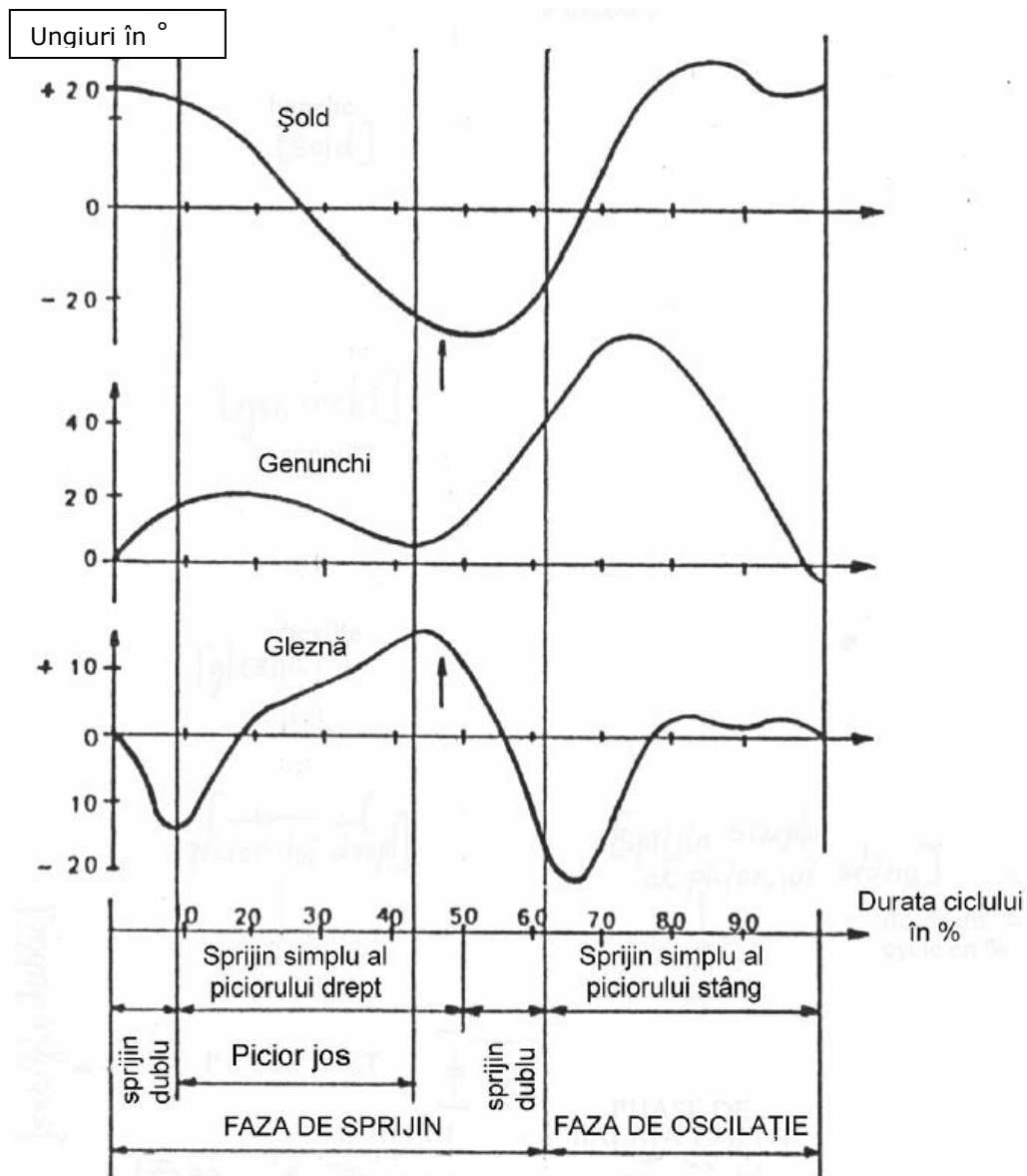


Figura 4. 2. Variația unghiurilor în timpul ciclului de mers

La nivelul articulației de genunchi în faza de sprijin mișcarea de flexie are un unghi de 20° , valoarea maximă fiind de 60° în faza de balans (oscilație) [http://ro.scribd.com].

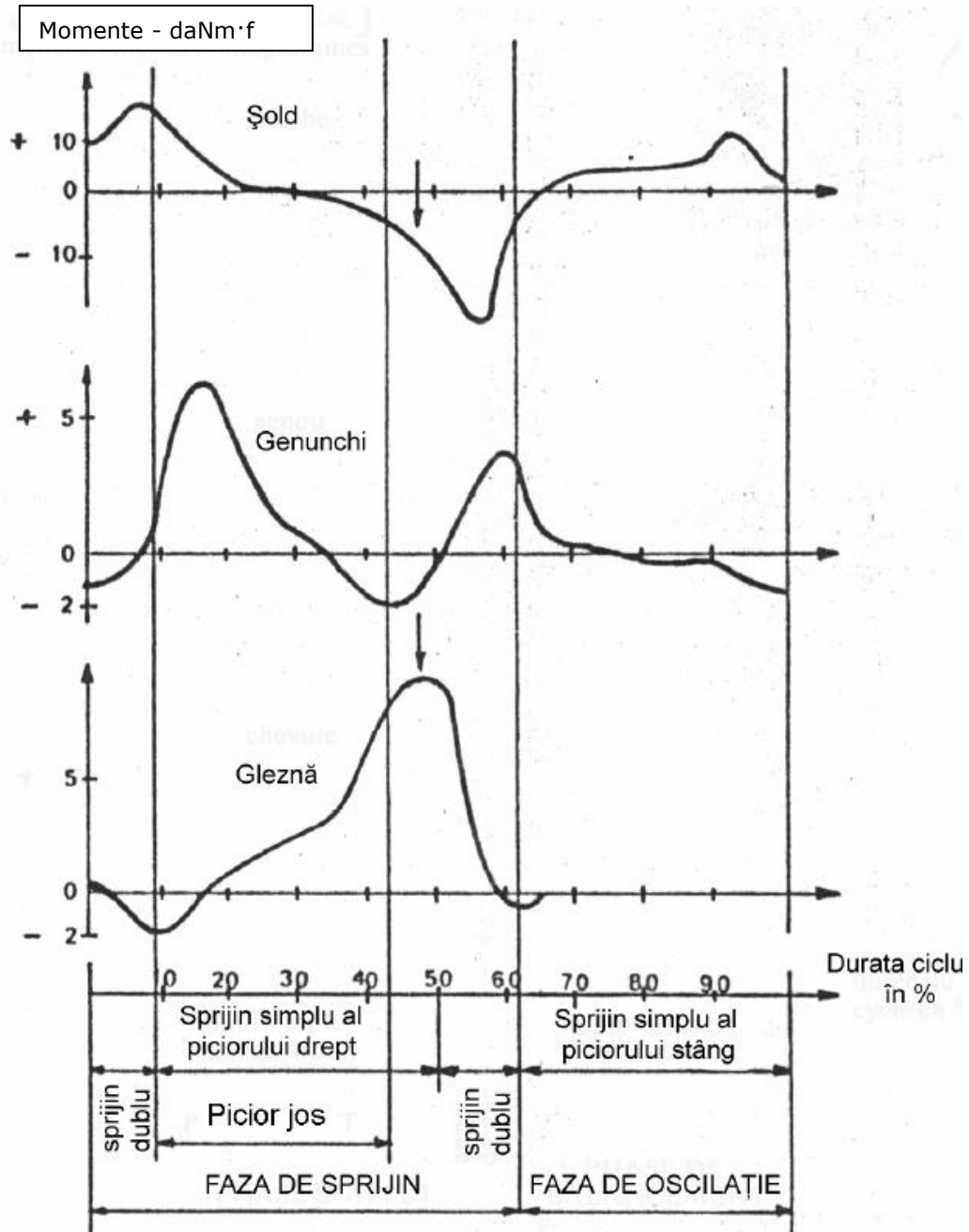


Figura 4. 3. Variația momentelor în timpul ciclului de mers

În domeniul biomecanicii (implicit la nivelul membrului inferior uman) în literatura de specialitate pentru determinarea solicitărilor care apar la nivelul articulațiilor sunt folosite o varietate de soluții software complete, cum ar fi: *LifeMOD*, *AnyBody*, *OpenSim*, *Vicon Bodybuilder*. Toate acestea recurg la calculul automat al cinematicii și dinamicii modelelor avansate care caracterizează corpul uman. Pentru determinarea solicitărilor la nivelul articulației genunchiului s-a folosit software-ul comercial dedicat modelării corpului uman *AnyBody*.

Acesta permite dezvoltarea de structuri musculo-scheletale conform cu dorințele utilizatorului, se poate utiliza un model deja existent sau se poate concepe un model complet nou. Modelele standard sunt de o calitate superioară și oferite gratuit pe pagina web a companiei [Anybody Technology]. Programul nu oferă posibilitatea studiului dinamicii directe, acesta fiind optimizat pentru studiul dinamicii inverse.

Dinamica inversă permite studierea cauzelor care produc mișcarea observată, aceasta implică determinarea forțelor interioare atunci când se cunosc forțele exterioare și mișcarea [Otten, 2003]. Forțele care acționează asupra unui lanț cinematic pot fi împărțite în forțe exterioare respectiv forțe interioare.

Dinamica inversă este folosită în biomecanică pentru determinarea momentelor și forțelor articulare, presupunând că mișcarea și forțele exterioare care acționează asupra sistemului sunt cunoscute. Acest procedeu poate fi utilizat pentru studiul deplasării unor subiecți reali prin determinarea forțelor și momentelor articulare datorate acțiunii mușchilor scheletici [Koopman 1995, Amarantini 2004, Kersting 2010]. Metoda presupune ca datele cinematice ale sistemului biomecanic să fie definite în detaliu, iar obiectivul este determinarea valorilor motoare care produc mișcarea. Dinamica inversă se bazează pe utilizarea ecuațiilor Newton-Euler sau a unei metode derivate din aceste ecuații, datele de intrare pentru o astfel de problemă (ecuație) sunt [Voinescu, 2010]:

- forțele exterioare care acționează asupra lanțului cinematic
- dimensiunile antropometrice (geometrice)
- cinematica

Momentele articulare pot fi utilizate pentru evaluarea contribuției grupelor musculare dominante pe durata mișcării studiate. Pentru exemplificare se prezintă (Fig. 4.4. Momente articulare în articulația genunchiului drept) momentele articulare corespunzătoare genunchiului drept, rezultate care au fost obținute din cartea *Dynamics of Human Gait* [Vaughan, 1999].

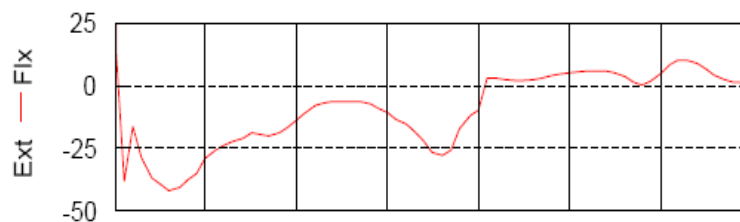


Figura 4. 4. Momente articulare în articulația genunchiului drept [Vaughan, 1999]

La nivelul genunchiului se observă că la începutul mișcării momentul articular este pozitiv, urmează o descreștere semnificativă, ceea ce indică o flexie urmată de o extensie a genunchiului. Această metodă este una clasică, utilizată în biomecanică pentru rezolvarea unor probleme de dinamică inversă, însă are și unele

limitări, valorile reacțiunilor articulare sunt subestimate, deoarece nu este considerată activitatea individuală a mușchilor și contribuția individuală a mușchilor și tendoanelor nu poate fi determinată.

Pachetul software Anybody permite calculul forțelor și momentelor articulare care acționează asupra unui lanț cinematic definit de utilizator. Algoritmi utilizați pentru rezolvarea problemei de dinamică inversă sunt bazați pe metodele clasice din literatură. Ca date de intrare se introduc algoritmi, traiectoriile lanțului cinematic și forțele exterioare care acționează asupra acestuia și determină forțele musculare capabile să realizeze deplasarea în condițiile specificate. Avantajele utilizării acestui software constau în posibilitatea determinării forțelor musculare din modele apropiate de modelul anatomic real (*Anybody Tutorials 2007*). Algoritmii pentru selecția mușchilor activi, disponibili în AnyScript sunt următorii: pătratic, liniar, polinomial, min/max. Software-ul AnyBody permite utilizarea oricăruia dintre acești algoritmi. În literatura de specialitate algoritmul pătratic și cel polinomial sunt folosiți, care au dus la obținerea unor activități musculare cu o tendință apropiată de cea corespunzătoare cu datele obținute prin electromiografie [Voinescu, 2010].

Pentru determinarea forțelor care acționează în punctele de inserție ale ligamentului artificial încrucișat anterior s-a folosit algoritmul polinomial (prezentat în anexa 2).

4.2. Cercetări privind determinarea forțelor care acționează în punctele de inserție ale unui ligament artificial pe durata ciclului de mers

Pentru punctele de inserție ale ligamentului artificial studiat, forțele se reduc la nivelul a două puncte de interes (Fig. 4.5). Algoritmul pentru selecția mușchilor activi utilizat a fost polinomial de ordinul 2 ($p=2$) iar pentru determinarea rezultatelor s-a ținut cont de forțele dezvoltate de mușchi, solicitările articulare fiind apropiate de realitate.

Pornind de la modelul standard pentru analiza mersului uman (GaitUniMiamiTD) al pachetului software AnyBody, s-au adus următoarele modificări în fișierul *GaitUniMiamiTD.main.any*:

```

AnyForceMomentMeasure2 NodSuperior = {
    AnyRefNode &ref =
Main.HumanModel.BodyModel.Right.Leg.Seg.Thigh.GluteusMaximusInferior6Node;
    AnySeg &seg1=Main.HumanModel.BodyModel.Right.Leg.Seg.Thigh;

    #include "..\..\Body\AAUHuman\LegTD\LegMuscleNames.any"
};
AnyForceMomentMeasure2 NodInferior = {
    AnyRefNode &ref =
Main.HumanModel.BodyModel.Right.Leg.Seg.Shank.SartoriusProximal1Node;
    AnySeg &seg1=Main.HumanModel.BodyModel.Right.Leg.Seg.Shank;
    #include "..\..\Body\AAUHuman\LegTD\LegMuscleNames.any"
};

```

Aceste modificări permit determinarea forțelor reduse în cele două puncte de interes.

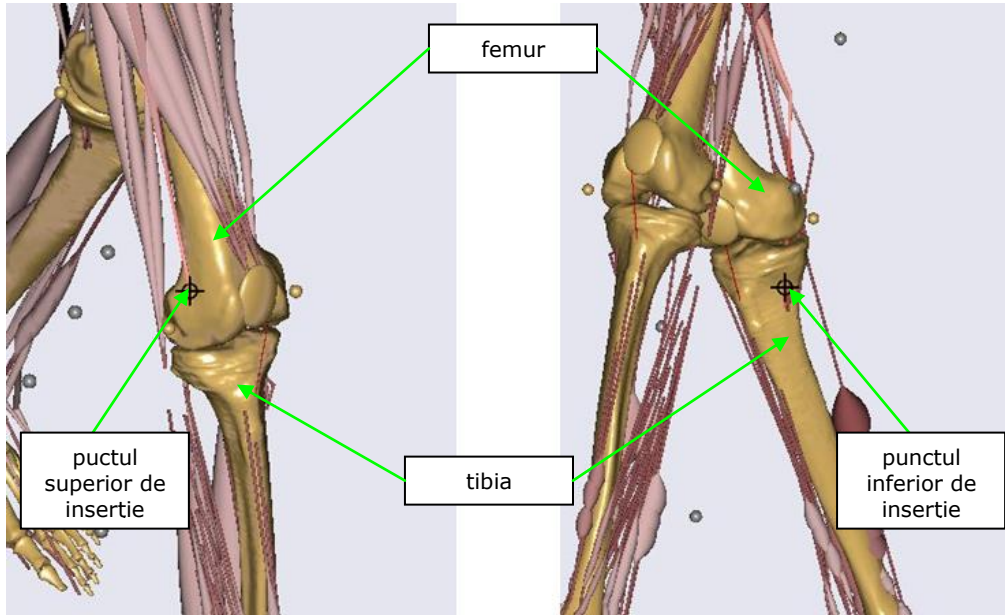


Figura 4. 5. Punctele de inserție ale ligamentului artificial

Datele obținute sunt prezentate detaliat în Anexa nr. 1, în Fig. 4.6 fiind prezentat graficul valorilor componentelor forței care acționează în punctul superior de inserție al ligamentului artificial încrucișat anterior corespunzător femurului [Bogdan 2012].

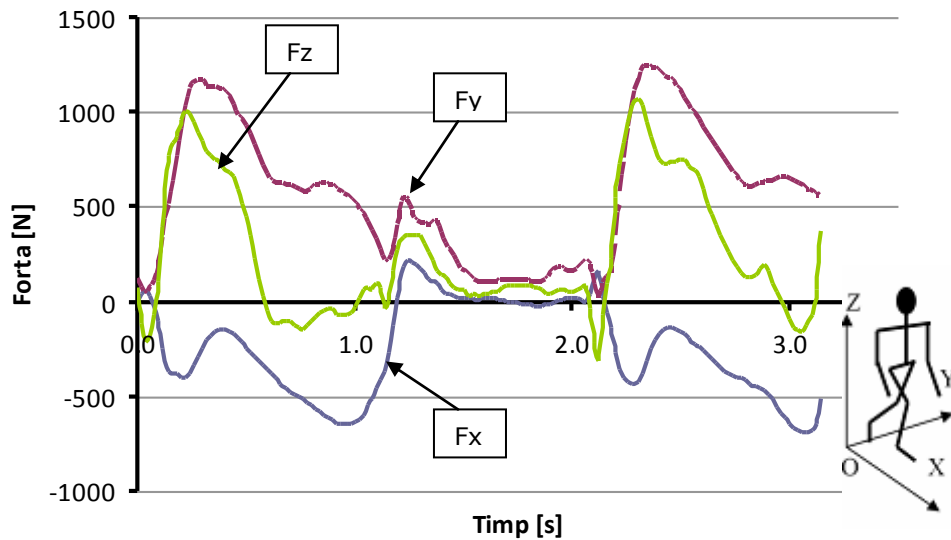


Figura 4. 6. Componentele forței care acționează în punctul superior de inserție al ligamentului artificial

Se observă componenta normală și componenta laterală a forței care acționează în punctul superior de inserție al ligamentului au valori maxime similare (aproximativ 1000 N pentru prima componentă, respectiv 1250 N pentru componenta laterală), acestea apar la începutul ciclului de mers. La sfârșitul ciclului de mers cele două componente ating valorile minime de 13 N pentru componenta laterală și 310 N pentru cea normală, maximum pentru componenta axială este de 91 N iar valoarea minimă este -645 N. Astfel în punctul superior de inserție al ligamentului artificial tensiunile cele mai mari se înregistrează pe componenta laterală și cea normală, valorile maxime ale acestora înregistrându-se la începutul ciclului de mers.

În Fig. 4.7 este prezentat graficul pentru punctul inferior de inserție al ligamentului corespunzător tibiei.

Pentru punctul inferior de inserție al ligamentului se observă o comportare diferită, valoarea componentei normale a forței are valori maxime de -2130 N, mult mai semnificative în corespondență cu celelalte componente, acestea apar în momentul desprinderii piciorului de pe sol.

Valoarea maximă pentru componenta laterală a forței este de 121 N, cu un minim de -71 N, din aceste date rezultă faptul că tensiunile pe această componentă sunt minime. Valorile extreme pentru componenta axială apar în momentul desprinderii piciorului de pe sol, sau la începutul fazei de balans a corpului și au o valoare maximă de 32 N, minimum fiind de -897 N.

Rezultanta a fost calculată cu ajutorul formulei:

$$R = \sqrt{(F_x^2 + F_y^2 + F_z^2)} \quad (4.3)$$

unde: F_x - este componenta după axa x (direcția de deplasare)
 F_y - este componenta după axa y (direcția laterală de deplasare)
 F_z - este componenta după axa z (direcția verticală)

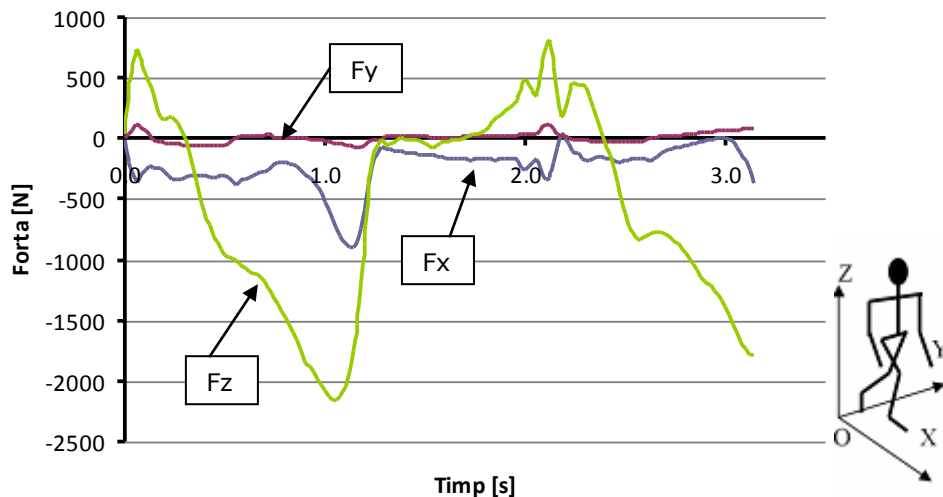


Figura 4. 7. Componentele forței care acționează în punctul inferior de inserție al ligamentului artificial

4.2. Determinarea forțelor care acționează în punctele de inserție ale unui ligament 85

În punctul inferior de inserție al ligamentului artificial rezultanta atinge maximum de 2279 N la sfârșitul fazei de sprijin, având o scădere rapidă spre minimum de 70 N înregistrat la începutul fazei de balans. În cazul punctului superior de inserție rezultanta atinge maximum de 1554 N la începutul ciclului de mers, iar valorile minime de 114 N se obțin la sfârșitul acestuia.

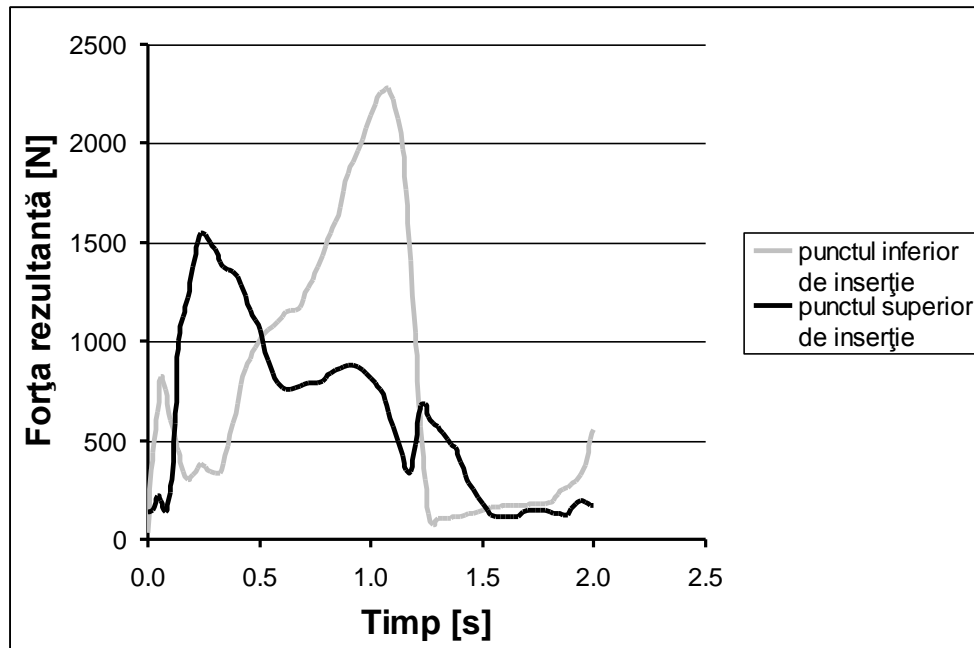


Figura 4. 8. Rezultanta forței care acționează în cele două puncte de inserție

Pentru validarea metodei folosite cât și a rezultatelor obținute s-a determinat prin același procedeu reacțiunea forțelor de la nivelul genunchiului și a șoldului (Figura 4.9.) iar valorile obținute au fost comparate cu cele raportate în literatura de specialitate [Wehner 2009].

Valorile extreme ale reacțiunii la nivelul genunchiului determinate prin metoda prezentată mai sus ating maximum de 3110 N la sfârșitul fazei de sprijin, iar pe măsură ce se face trecerea la faza de balans valorile reacțiunii scad până la un minim de 120 N. La nivelul șoldului reacțiunea atinge maximum de 3420 N la începutul ciclului de mers, în faza de sprijin, valorile minime de 330 N fiind înregistrate preponderent la sfârșitul ciclului de mers.

În literatura de specialitate [Wehner 2009] reacțiunea la nivelul șoldului atinge valoarea maximă la începutul ciclului de mers de aproximativ 4,4 ori greutatea corporală (3696 N; 1 BW = 85,6 kg ~ 840 N, BW - *bodyweight* - greutatea corporală) respectiv un minim de 0,3 ori greutatea corporală (252 N) în faza de balans.

La nivelul genunchiului reacțiunea înregistrează un maxim la începutul balansului de aproximativ 3,3 ori greutatea corporală (2772 N) și un minim de aproximativ 0,1 ori greutatea corporală (84 N) (Fig. 4.10).

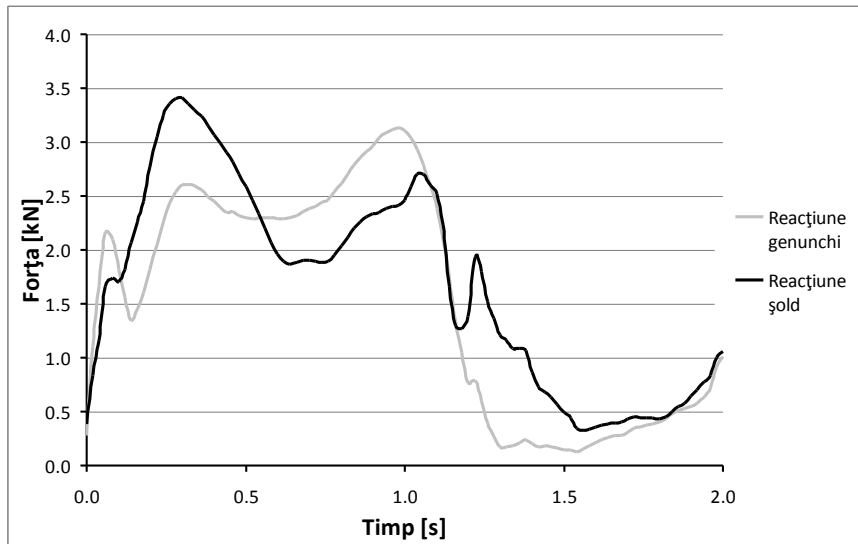


Figura 4. 9. Reacțiuni articulare la nivelul articulației genunchiului și a șoldului pe durata ciclului de mers

Din cele două grafice se observă faptul că, valorile reacțiunilor determinate prin această metodă sunt foarte apropiate, cu o comportare aproximativ identică, cu cele prezentate în literatura de specialitate.

Din datele obținute se poate concluziona faptul că solicitările maxime pe timpul ciclului de mers, asupra punctelor de inserție ale ligamentului au loc preponderent în timpul sprijinului datorită greutății corporale.

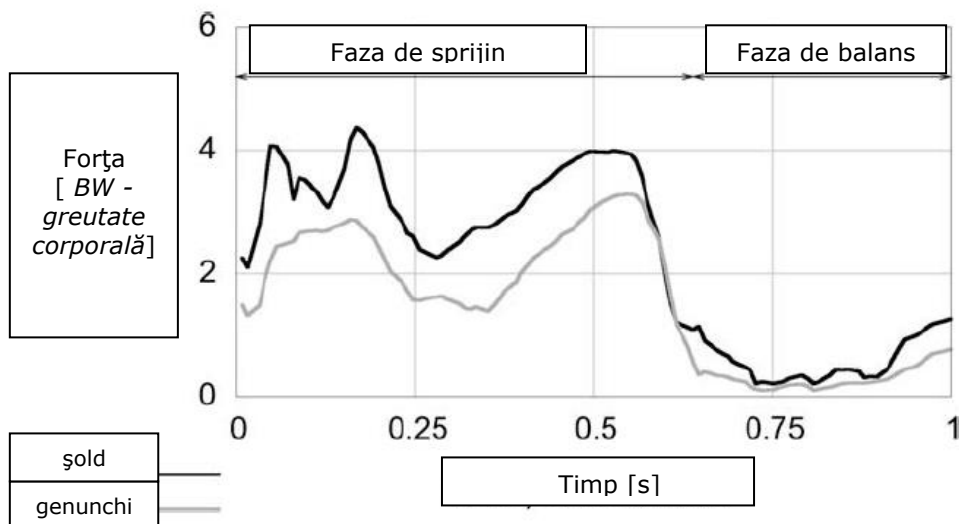


Figura 4. 10. Reacțiunile articulare la nivelul genunchiului și a șoldului pe durata ciclului de mers (după Wehner [2009])

Proiectarea ligamentului încrucișat anterior artificial trebuie ținut cont de faptul că acesta trebuie să susțină o încărcare multiaxială, nu doar pe axa z unde s-au observat valorile mai ridicate ale forței, mai mult punctele de inserție ale ligamentului artificial trebuie să fie destul de puternice pentru a susține greutatea de până la de trei, chiar patru, ori greutatea corporală.

4.3. Studiul stării de tensiune și deformații asupra unui ligament încrucișat anterior artificial

4.3.1. Considerații generale

În acest subcapitol se studiază deformațiile respectiv distribuția tensiunilor asupra unui nou model artificial al ligamentului încrucișat anterior propus de autor. Studiul numeric vizează determinarea geometriei optime a ligamentului artificial în raport cu solicitările care acționează asupra acestuia în timpul ciclului de mers.

Ligamentul artificial trebuie proiectat astfel încât să reziste atât la solicitări de întindere, cât și încovoiere, acestea fiind determinate de mișcarea de flexie-extensie a articulației genunchiului.

În literatura de specialitate, pe lângă ligamentele artificiale LARS care sunt cele mai folosite în reconstrucția articulației genunchiului, în ultimii zece ani au fost propuse diferite modele ale acestor ligamente cu diferite geometrii și materiale. Unele dintre acestea s-au dovedit a imita proprietățile mecanice ale ligamentului încrucișat anterior anatomic (natural, nativ), dar nu îndeplineau cerințele morfologice, nefiind destul de rezistente la solicitările care apar la nivelul genunchiului [Cooper 2005, Gentleman 2006, Fan 2009].

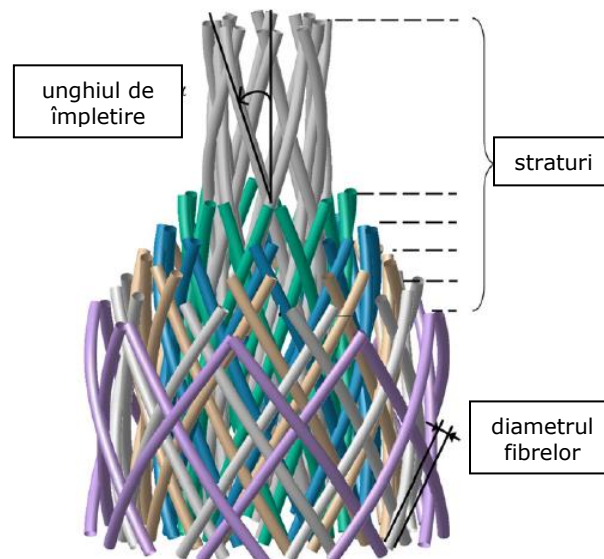


Figura 4. 11. Model de ligament artificial biodegradabil [Laurent 2012]

Un exemplu mai recent aparține unui grup de cercetători de la Universitatea Nancy – Franța [Laurent 2012] care au propus un model de ligament încrucișat anterior artificial realizat din acid copolyc (PLCL – acid lactic-co- ϵ -caprolactonă), cu o structură țesută, în mai multe substraturi care permite creșterea celulelor și implicit conduce la stabilizarea și refacera mobilității articulare. Acest ligament artificial are la bază însămânțarea cu celule reparative a unui schelet biodegradabil care corespunde cerințelor din punct de vedere biomecanic, biochimic cât și morfologic în scopul de a permite stabilizarea imediată a genunchiului, precum și refacerea țesutului. Structura acestui ligament (Fig. 4.11) este foarte tolerabilă datorită faptului că numărul de straturi, diametrul fibrelor și unghiul dintre acestea poate fi modificat, fără a avea efecte negative majore asupra funcționalității.

Numărul de fibre pe strat este 16, foarte des întâlnit în fabricarea țesuturilor și diametrul de $221 \pm 2 \mu\text{m}$ și unghiul α de 28° . Aceștia au testat la tracțiune trei combinații de material biodegradabil - acid lactic/ ϵ -caprolactoză cu raportul de 97/3, 85/15 și 70/30, concluzionând faptul că raportul 85/15 de acid lactic/caprolactoză este optim pentru realizarea unei astfel de structuri biomecanice.

4.3.2. Modelul artificial al ligamentului încrucișat anterior

A fost propus un model cu lungimea de 100 mm, care constă în două perechi de fire cu secțiune pătrată (având lungimea unei laturi de 0,2 mm) înfășurate, formând împreună o secțiune circulară cu diametrul de 5,7 mm (Fig. 4.12). Pentru proiectarea geometrică a acestuia s-a utilizat pachetul software SolidWorks2008.

Pentru obținerea unor rezultate, în urma analizei cu element finit, de o acuratețe cât mai bună este necesară o discretizare a modelului cât mai precisă. A fost ales pachetul software Femap v11 pentru realizarea discretizării și pregătirea modelului pentru determinarea stării de tensiune și deformații.

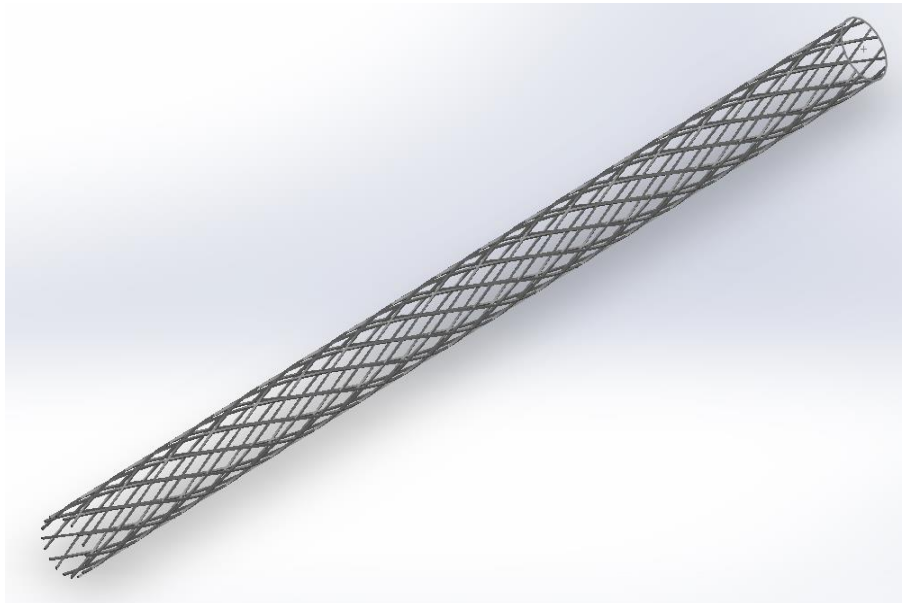


Figura 4. 12. Modelul de ligament artificial propus

4.3.3. Discretizarea modelului în programul Femap v11

După realizarea modelului în SolidWorks 2008, acesta a fost salvat ca fișier parasolid, fiind apoi importat în programul Femap v11. Aici prin utilizarea comenzilor CAD pentru modelarea punctelor, curbelor și a suprafețelor, în vederea simplificării geometriei și implicit a volumului de calcul, ligamentul artificial a fost divizat cu un înalt grad de rafinare (Fig. 4.13.).

Acestă diviziune (solid) a fost discretizată în 24 de elemente finite, de tip `hex` (cărămidă) cu câte opt noduri pentru fiecare element. În figura 4.14. se poate observa faptul că discretizarea realizată este fină cu elemente finite nedistorsionate.

S-a folosit comanda *Reflect* din meniul *Mesh>Reflect>Element*, iar cele 24 de elemente inițiale au fost reflectate (oglundite) față de un plan definit prin trei puncte, practic trei noduri din extremitatea suprafeței (Fig 4.15).

Îmbinarea de la capetele celor două solide s-a realizat prin următorii pași:

- din meniul *Geometry* au fost definite liniile de construcție pentru elementele de legătură;
- pe liniile de construcție au fost definite nodurile fiecărui element;
- folosind comanda *Element* din meniul *Model>Element*, s-au realizat elementele de legătură prin selectarea fiecărui nod component, în ordine crescătoare și invers acelor de ceasornic.

Legatura realizată între cele două solide este prezentată în figura 4.16.

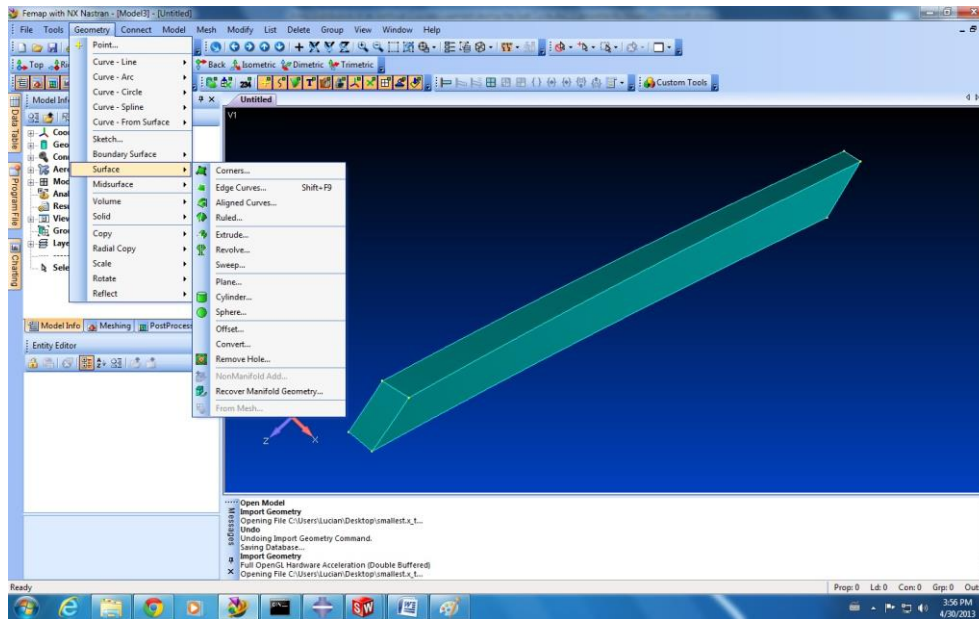


Figura 4. 13. Divizarea modelului în cel mai simplu solid

90 Cercetări numerice a stării de tensiune și deformație

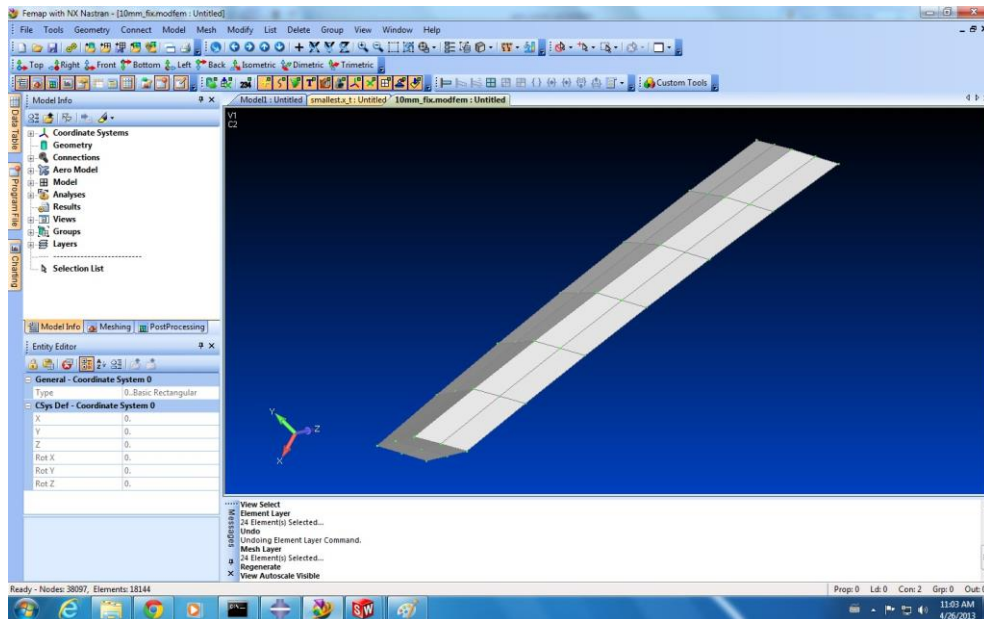


Figura 4. 14. Discretizarea solidului elementar

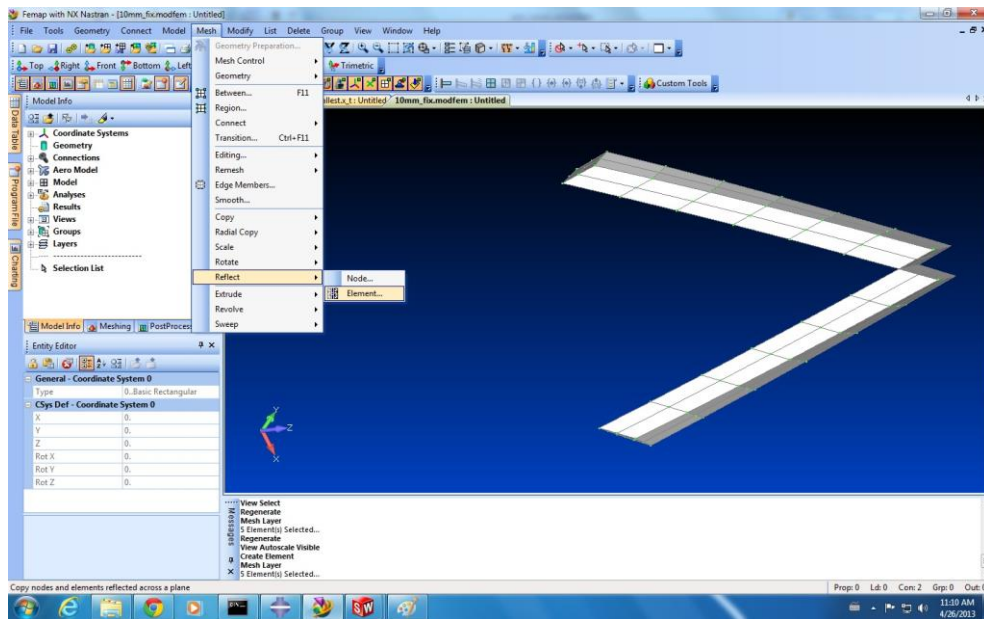


Figura 4. 15. Generarea elementelor finite utilizând comanda *Reflect*

Prin folosirea comenzii *Radial Copy* din meniul *Mesh>Radial Copy>Element* s-a obținut o primă jumătate a unei secțiuni din discretizarea ligamentului (Fig. 4.17).

4.3. Studiul stării de tensiune și deformații asupra unui ligament artificial 91

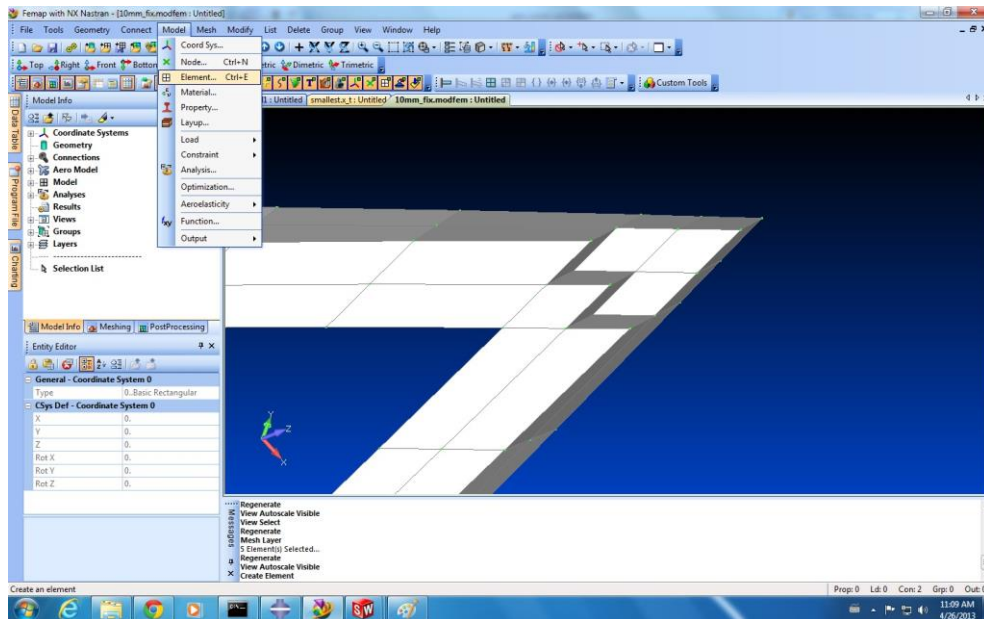


Figura 4. 16. Generarea elementelor de legătură dintre cele două solide

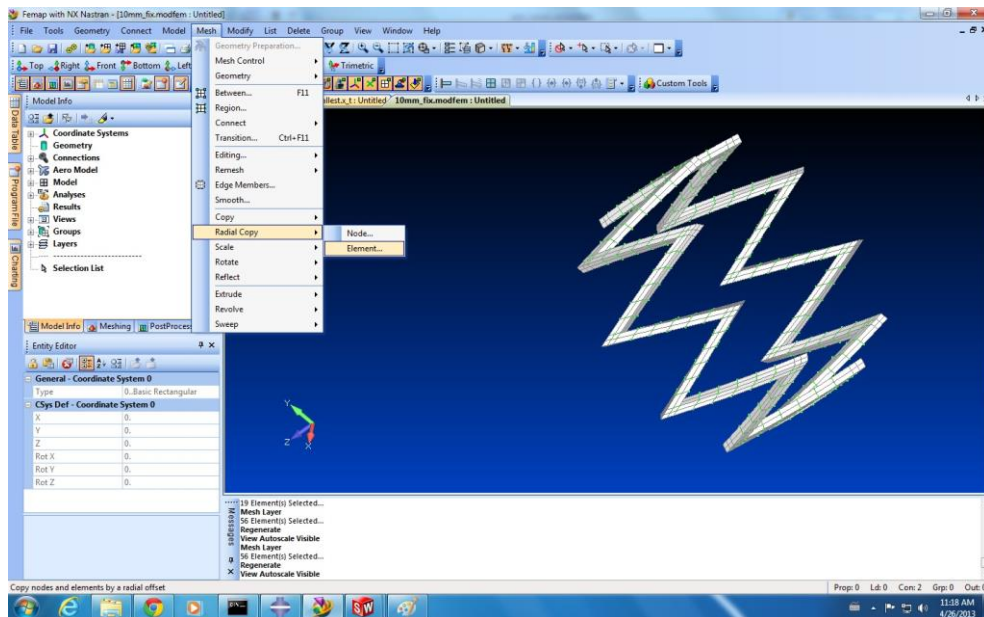


Figura 4. 17. Discretizarea secțiunii ligamentului realizată prin comanda *Radial Copy*

Pentru realizarea unei secțiuni complete se utilizează din nou comanda *Reflect*. Se selectează alte două solide asemănătoare cu cele prezentate mai sus, se definește un alt plan de simetrie, având ca rezultat final geometria din figura de mai jos.

92 Cercetări numerice a stării de tensiune și deformație

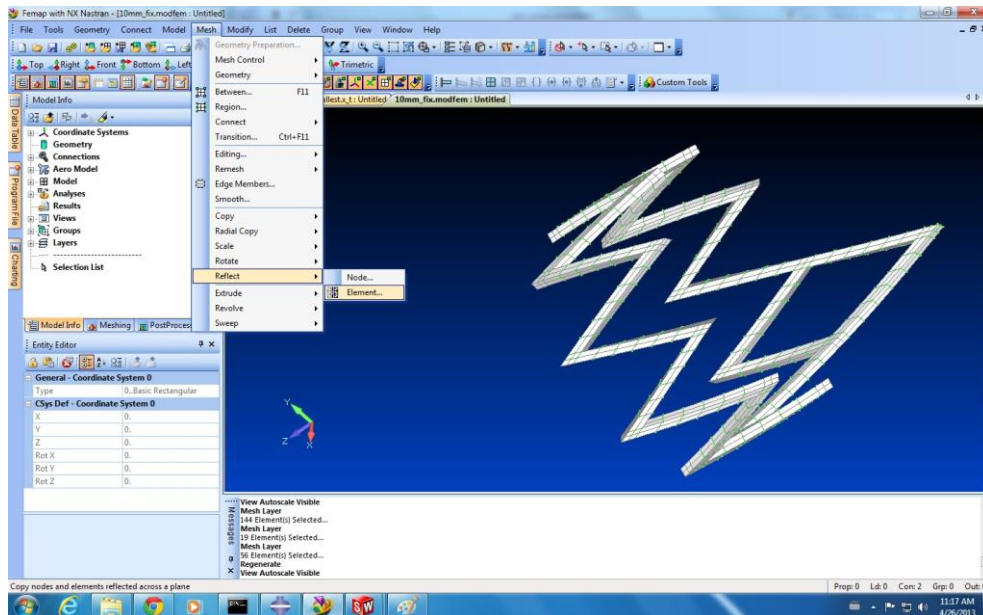


Figura 4. 18. Utilizarea comenzii *Reflect* pentru alte două tipuri de solide

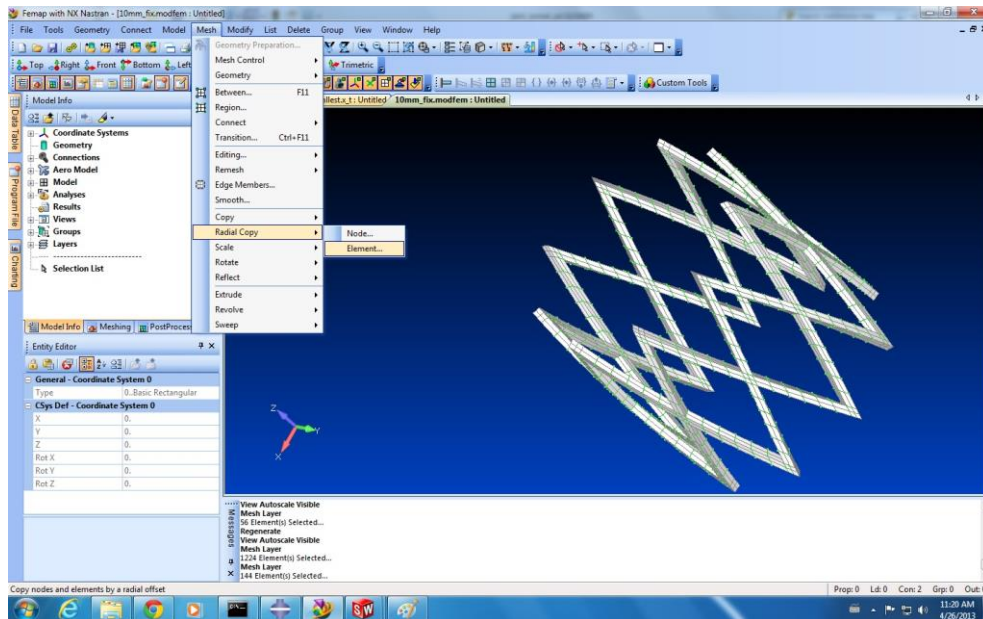


Figura 4. 19. Secțiune discretizată a ligamentului

Secțiunea completă a discretizării ligamentului este prezentată în figura 5.20. fiind realizată cu ajutorul comenzii *Radial Copy*. Prin folosirea repetată a comenzii *Copy* (Fig. 4.20) din meniul *Mesh>Copy>Element*, transversal, pe lungimea elementelor va avea ca rezultat obținerea discretizării pentru întreg modelul de ligament (Fig. 4.21).

4.3. Studiul stării de tensiune și deformații asupra unui ligament artificial 93

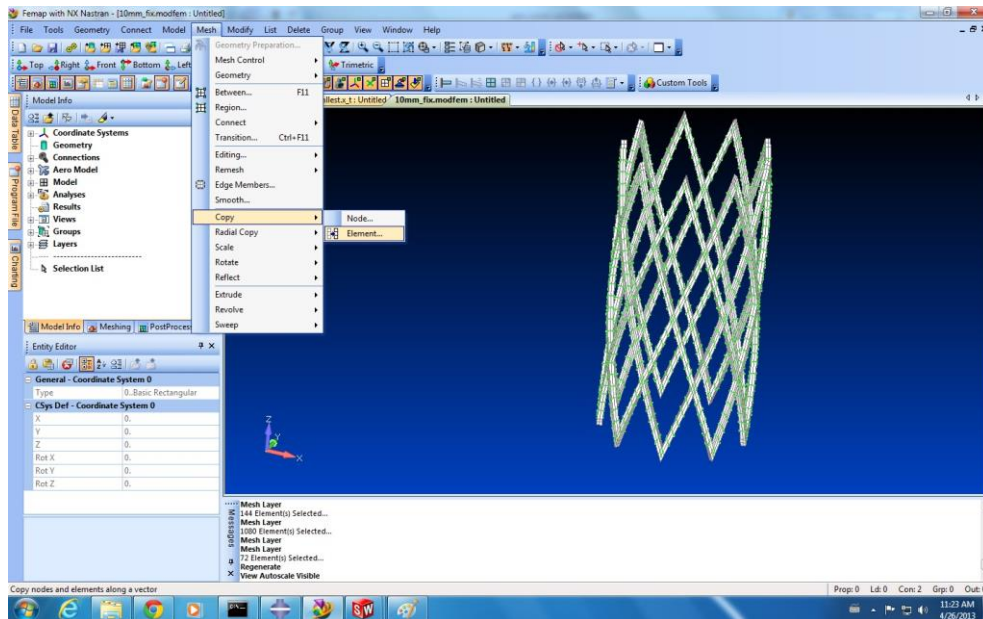


Figura 4. 20. Folosirea comenzii Copy

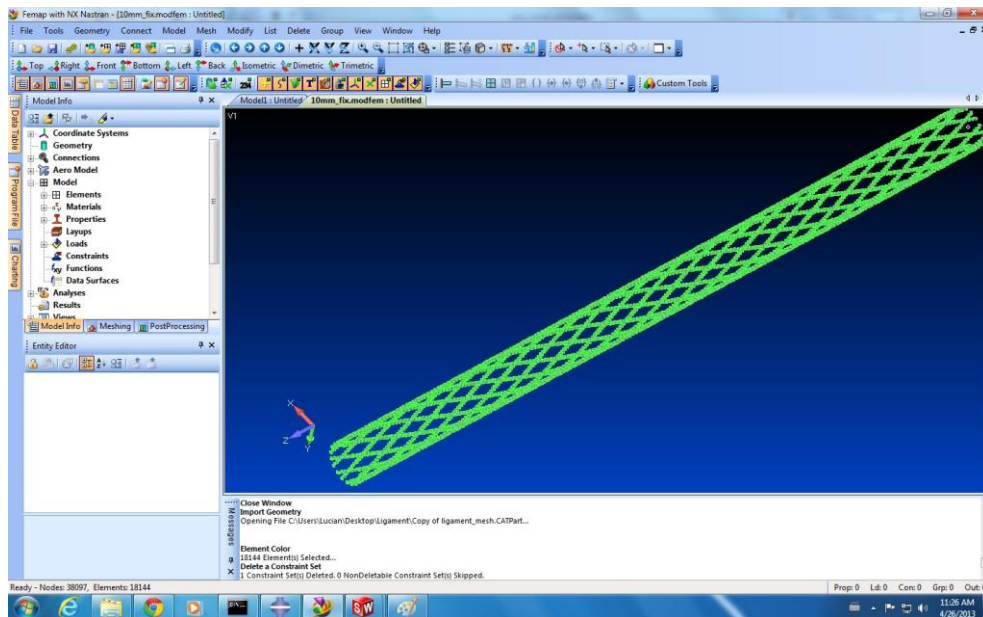


Figura 4. 21. Discretizarea obținută a ligamentului artificial

Această metodă este una mult mai bună, deoarece avem tot timpul control asupra discretizării, iar rezultatul nu este unul implicit, ci dimpotrivă discretizarea poate fi personalizată pentru fiecare caz în parte. Utilizând un program software asemănător celui prezentat mai sus, putem înlătura neuniformitatea din discretizare (spre exemplu eventuale discontinuități dintre elemente sau noduri).

4.3.4. Definirea proprietăților de material, stabilirea condițiilor pe contur și a încărcărilor

Nitinolul este un material cu un comportament superelastice și memoria formei. Ținând cont de faptul că nitinolul este implantat în forma austenitică (cu un comportament liniar-elastic) și de faptul că la nivelul articulației genunchiului pot apărea solicitări chiar de trei ori greutatea corporală datorită solicitărilor dinamice în timpul mersului, [Wehner 2009] valori care pot determina schimbarea de fază, s-a ales definirea „superelastice” și „memoria formei” în programul de analiză cu element finit Abaqus v.6.10.

Analiza cu elemente finite a modelului de calcul realizat cu pachetul software Abaqus pune la dispoziția utilizatorului o gamă largă de proprietăți de material din domeniul liniar-elastic, plastic, hiperelastice și multe altele, însă nu conține modulul pentru definirea caracteristicii superelastice și a memoriei formei. Pentru definirea acestora s-au utilizat subrutine ale programului. În general există patru variante pentru definirea caracteristicilor mecanice ale nitinolului [www.3ds.com] și anume: două pentru definirea materialului în domeniul superelastice respectiv superelastice-plastic, iar alte două care definesc materialul ca vâscoelastice în cele două domenii.

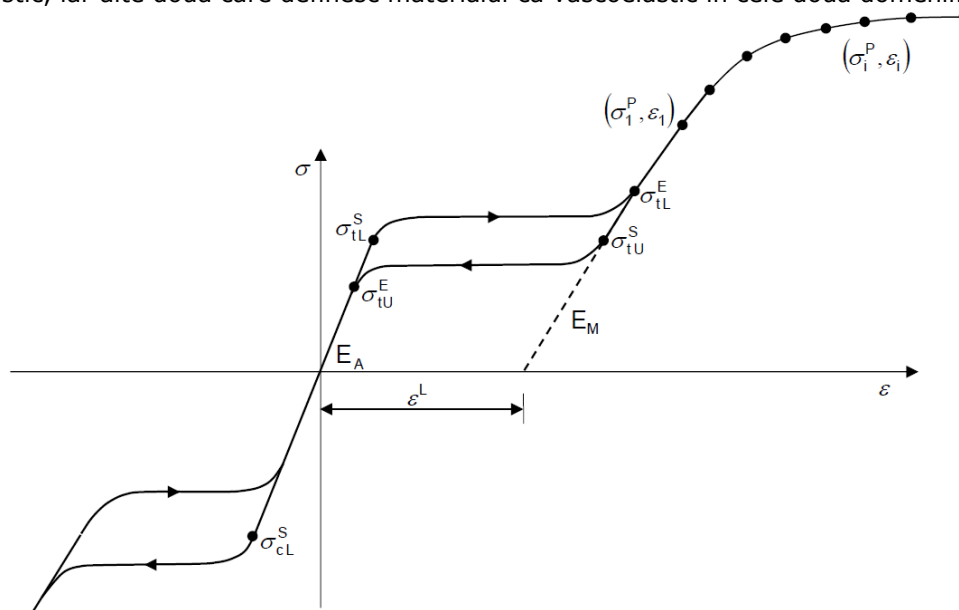


Figura 4. 22. Graficul tensiune-deformație specifică pentru NiTiNol

S-a ales definirea materialului în domeniul superelastice, iar pași necesari pentru realizarea acestuia sunt:

- definirea corespunzătoare a ecuației constitutive (graficul tensiuni-deformații) prezentată în figura 4.22
- definirea în funcție de timp, temperatura sau alte variabile (fig. 4.23)

Definirea caracteristicii superelastice în Abaqus s-a realizat în modulul *Property>Create Material>General>User Material*, prin 15 constante, necesare

pentru implementarea în subrutină a dependenței tensiune-deformație specifică (Fig. 4.22) corelat cu graficul tensiune-temperatură (Fig. 4.23).

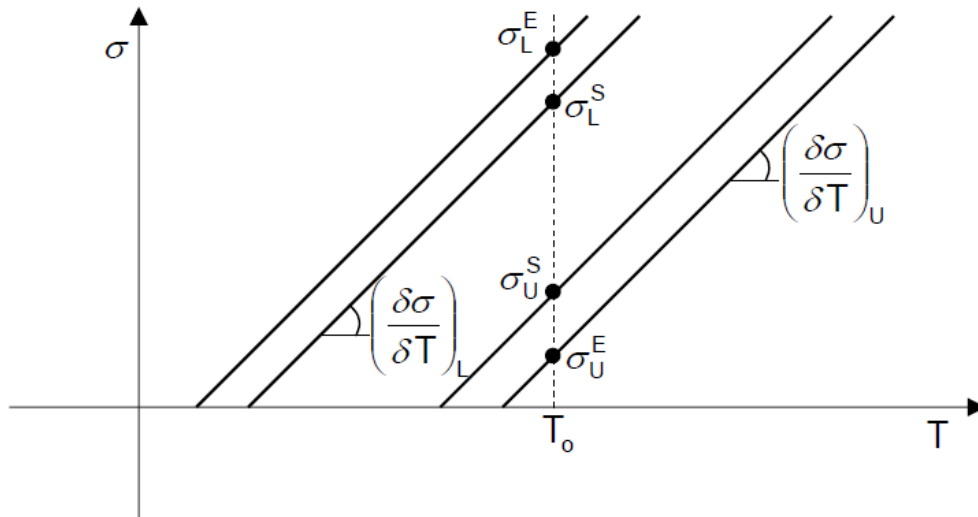


Figura 4.23. Variația tensiunii în funcție de temperatură pentru NiTiInol

Mai jos sunt prezentate constantele în ordinea în care au fost definite în subrutina usermaterial:

- E_A – modulul de elasticitate în faza austenitică
- ν_A – coeficientul lui Poisson pentru faza austenitică
- E_M – modulul de elasticitate în faza martensitică
- ν_M – coeficientul lui Poisson pentru faza martensitică
- ϵ^L – deformația specifică la transformare
- $(\delta\sigma/\delta T)_L$ – variația tensiunii cu temperatura la încărcare
- σ_L^S – punctul de start al transformării de faza la încărcare
- σ_L^E – punctul de sfârșit al transformării de faza la încărcare
- T_0 – temperatura de referință
- $(\delta\sigma/\delta T)_U$ – variația tensiunii cu temperatura la descarcare
- σ_U^S – punctul de start al transformării de faza la descarcare
- σ_U^E – punctul de sfârșit al transformării de faza la descarcare
- σ_{CL}^S – punctul de început al transformării de faza la solicitarea de compresiune, în valoare pozitivă
- ϵ_L^V – deformația de transformare volumetrică
- N_A – numărul de recoaceri
- $\sigma_1^P, \epsilon_1 \dots \sigma_{NP}^P, \epsilon_{NP}$ – coordonatele punctelor din zona de curgere a materialului

Secvența de introducere a constantelor pentru definirea superelasticității nitinolului este prezentată în figura 4.24.

Aceste valori au fost preluate din forumul de specialitate *Finite Element Analysis – FEA and Simulation Software – SIMULIA – Dassault Systems* [www.3ds.com].

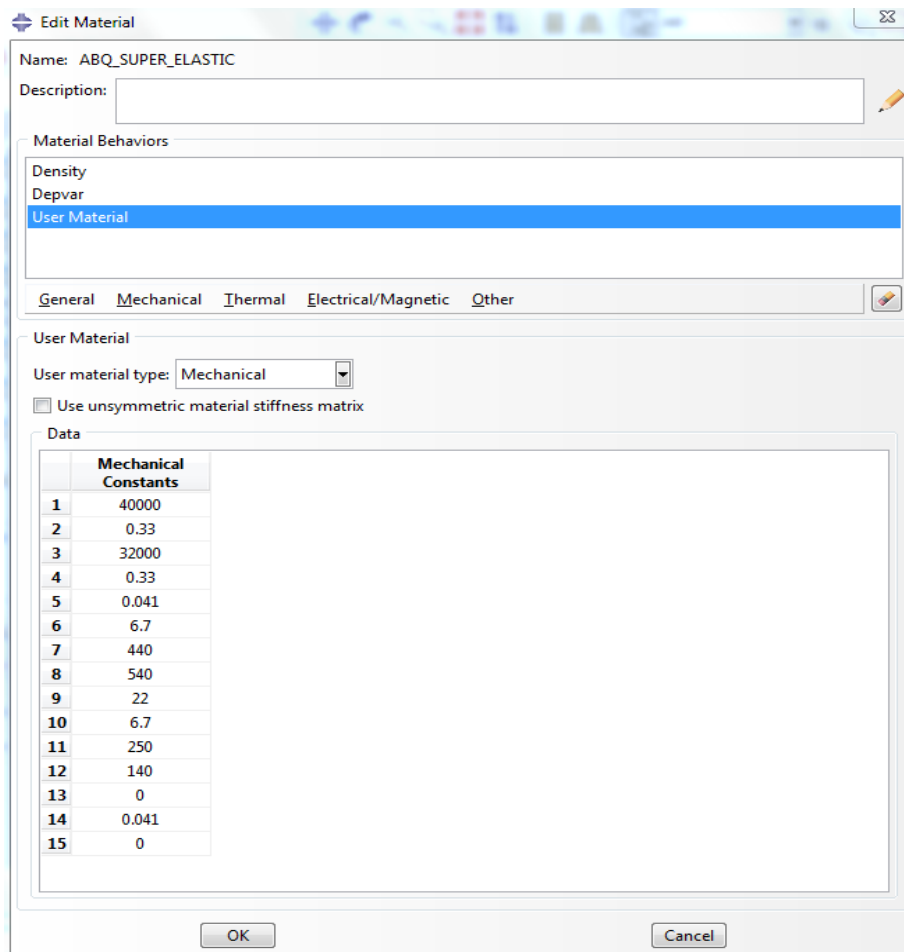


Figura 4. 24. Secvența de introducere a constantelor folosite în definirea caracteristicii superelastice

Un număr de 162 de noduri dintr-unul din capetele ligamentului artificial au fost încastrate (suprimate toate cele șase grade de libertate – Fig. 4.25). La capătul opus al ligamentului pe același număr de noduri au fost aplicate forțele care acționează asupra acestuia.

Forțele aplicate pe model au fost definite în funcție de o amplitudine, prin valorile componentelor forței care acționează asupra ligamentului artificial (determinate anterior cu ajutorul pachetului software AnyBody – a se vedea subcapitolul 4.2).

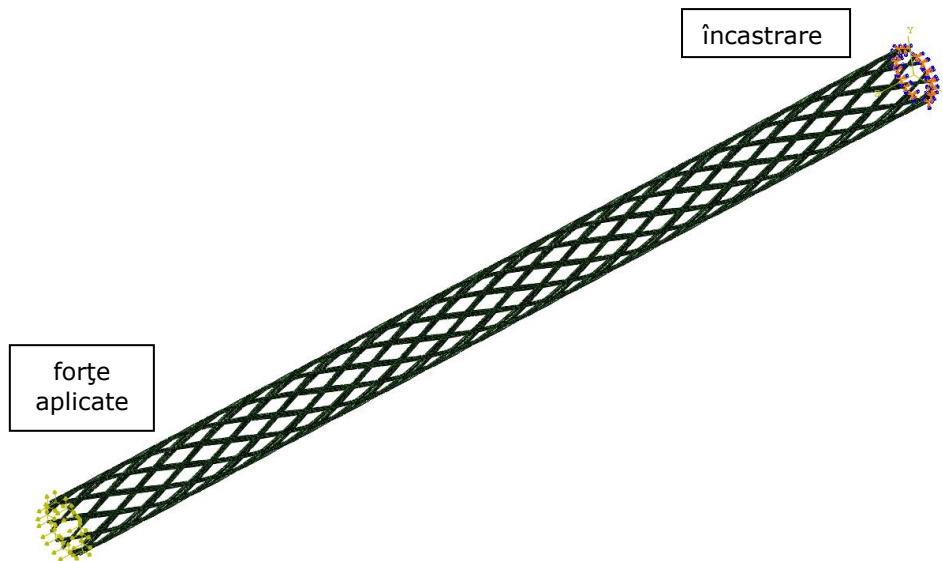


Figura 4. 25. Aplicarea condițiilor pe contur și a încărcărilor

4.3.5. Rezultate

În urma analizei cu elemente finite realizată cu pachetul software Abaqus, s-a determinat starea de tensiune și deformație la nivelul întregului ligament.

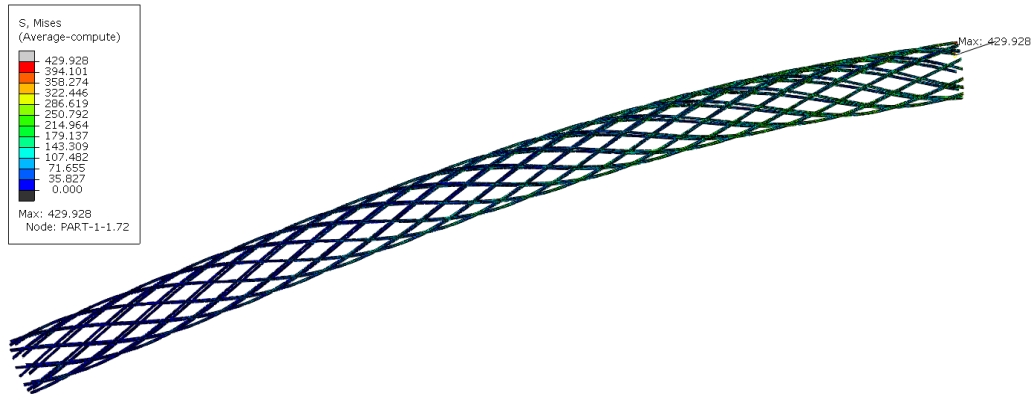
Distribuția tensiunilor echivalente calculate după teoria energiei specifice de forma, σ_{VonMises} , este prezentată în figura 4.26. Valoarea tensiunii maxime nu depășește 430 MPa, inferioră platoului de transformare din faza austenitică în cea martensitică (~ 550 MPa), practic materialul are o comportare liniar-elastică.

Dacă valorile tensiunilor ar fi depășit acest platou de transformare în faza martensitică atunci materialul nu va recupera complet deformațiile, astfel vor fi prezente deformații remanente în structura materialului (a se vedea subcapitolul 3.1).

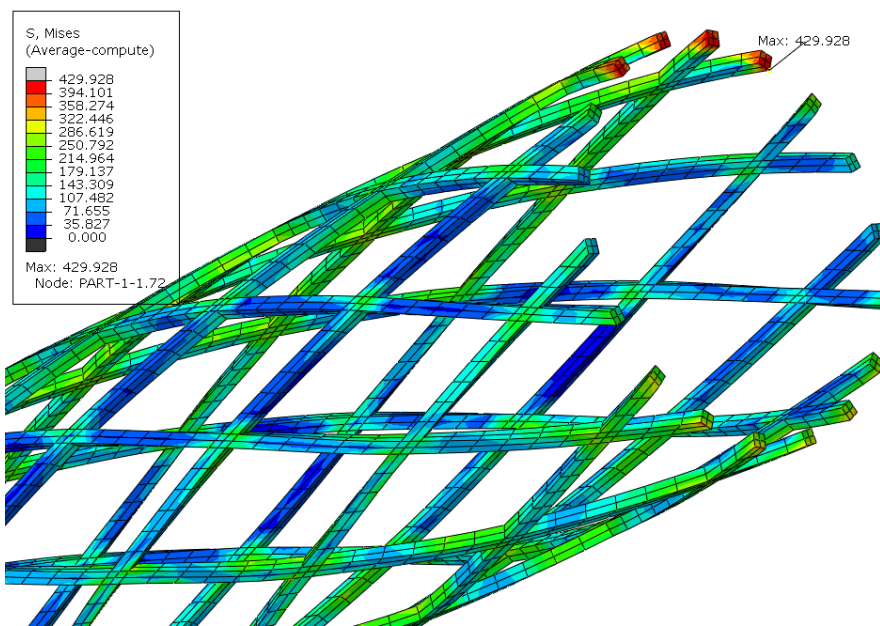
Valorile tensiunilor maxime corespund valorilor componentelor forței care se înregistrează la începutul ciclului de mers, în faza de sprijin, de asemenea valori mari ale tensiunilor (~ 420 MPa) se înregistrează la sfârșitul ciclului de mers, unde valorile forței sunt minime.

Aceste tensiuni de la sfârșitul ciclului de mers pot apărea prin schimbarea geometriei modelului de ligament în urma acțiunii forțelor.

În figura 4.27 se observă că valoarea deformației specifice atinge maximum de 3,1 %. Deoarece nitinolul poate recupera deformații de până la 8%, deformațiile care apar în ligamentul artificial în timpul ciclului de mers (din punct de vedere al forțelor care acționează în punctele de inserție ale ligamentului artificial) sunt recuperabile.



a. tensiunea σ_{VonMises} maximă în ligamentul artificial



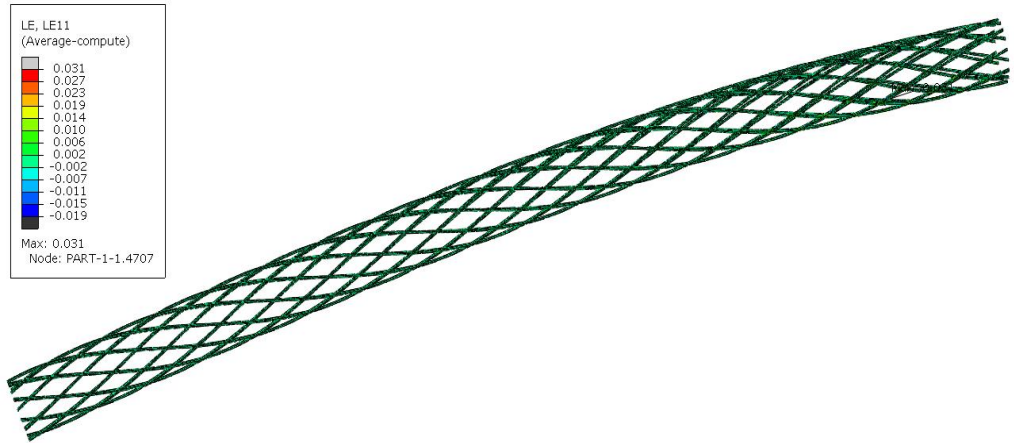
b. zona solicitărilor maxime (în detaliu)

Figura 4. 26. Distribuția tensiunii σ_{VonMises} în ligamentul artificial

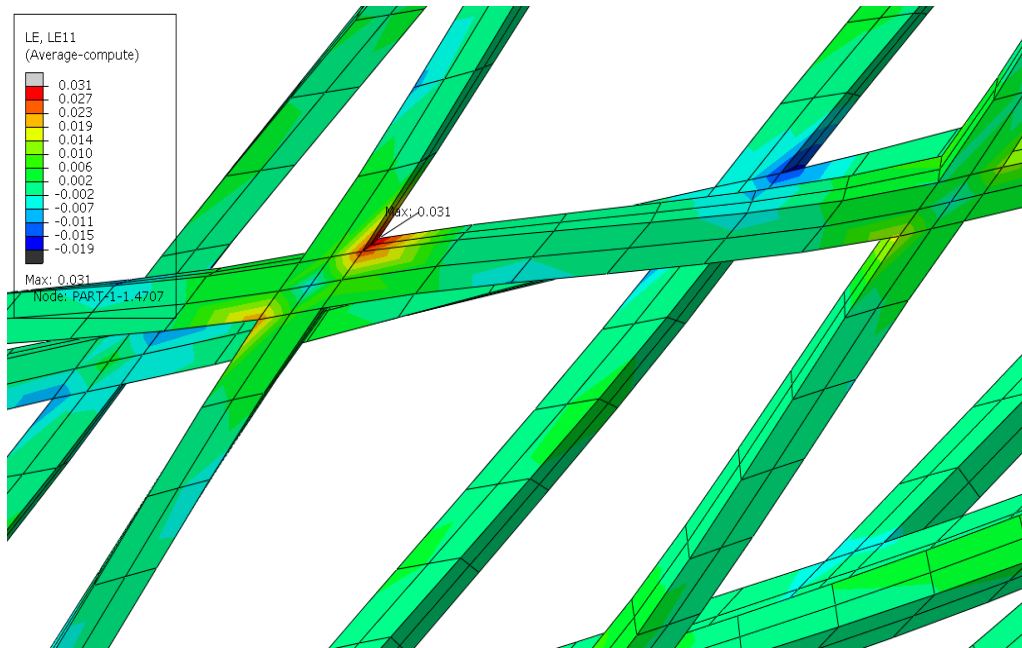
În literatura de specialitate, Peña respectiv Suggs [Peña 2005, Suggs 2003], în urma analizei cu element finit recomandă o pretensionare de 40 N pentru o distribuție optimă a tensiunilor în ligamentul artificial.

De precizat este că aceștia au modelat structura ligamentului încrucișat anterior ca fibre cu un comportament hiperelastic [Peña 2005] respectiv arcuri echivalente fixe (echivalent resintant springs)[Suggs 2003], care nu au aceeași rigiditate cu cea a modelului de ligament artificial propus (realizat din nitinol). În cazul de față am considerat că nu este necesară o pretensionare a ligamentului.

4.3. Studiul stării de tensiune și deformații asupra unui ligament artificial 99



a. deformația specifică maximă în ligamentul artificial



b. zona deformațiilor specifice (în detaliu)

Figura 4. 27. Deplasarea maximă a capătului liber al ligamentului

Un important aspect de care trebuie ținut cont este faptul că aceste forțe sunt determinate în punctele de inserție ale ligamentului, iar în timpul ciclului de mers la nivelul articulației genunchiului intervine și deplasarea tibială anterioară respectiv rotația internă tibială.

Pentru a avea rezultate cât mai reale, se impune studiul comportării acestui tip de ligament în modelul articulației de genunchi validat anterior pe timpul ciclului de mers cât și la diferite valori ale mișcării de flexie.

4.4. Studiul stării de tensiune și deformații a articulației genunchiului

În acest subcapitol se prezintă studiul stării de tensiune și deformație a modelului de ligament artificial propus în timpul ciclului de mers și pentru mișcări repetate de flexie – extensie. Pentru aceasta s-a realizat un model de analiză cu elemente finite al articulației de genunchi. Acesta a fost validat prin compararea rezultatelor cu date din literatura de specialitate obținute la aceleași încărcări aplicate.

4.4.1. Modelul CAD al articulației genunchiului. Achiziția și procesarea datelor

În general, în literatura de specialitate cât și în alte studii pentru modelarea CAD a articulațiilor respectiv oaselor și țesuturilor moi, sunt folosite imaginile rezultate fie în urma unui examen clinic de tipul RMN (rezonanță magnetică nucleară) sau CT (scanare tomografică) [Song 2004, Peňa 2005, Hyung 2010], fie în urma unei operațiuni de scanare 3D cu echipamente laser [Culea 2009]. Cu ajutorul unor programe dedicate achizițiilor și procesărilor de imagini (de tipul Materialise Mimics, Geomagic Studio, Rapidform, Dr. Picza etc.) sunt realizate modelele CAD finale, care pot fi utilizate pentru a studia diverse preocupări în domeniul biomecanic.

Pentru realizarea modelului CAD al articulației genunchiului s-a ales o altă abordare ușor diferită față de cele prezentate anterior, în sensul că nu au fost folosite imagini RMN sau CT. Astfel utilizând software-ul Anybody (dedicat studiului ciclului de mers) pentru determinarea forțelor care acționează în punctele de inserție ale unui ligament artificial (a se vedea subcapitolul 4.2), din acest model au fost exportate separat modelul de femur respectiv tibie. Practic a fost exportat învelișul exterior al celor două oase (Fig. 4.28.).

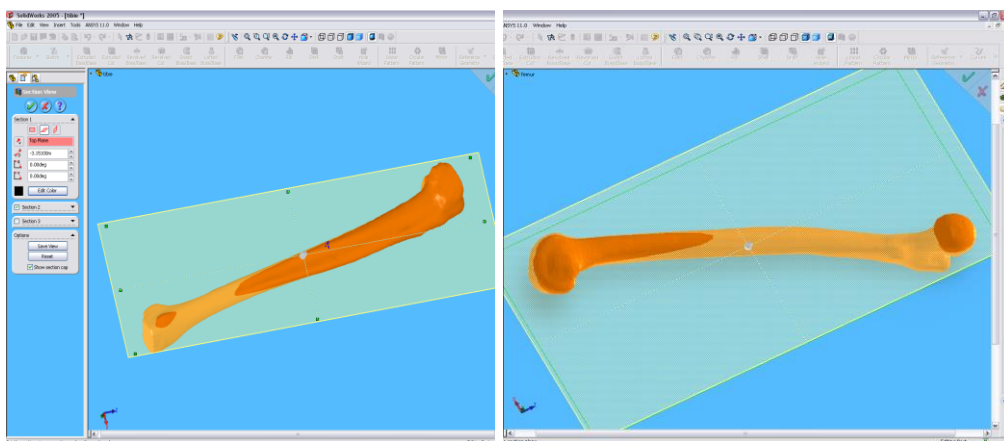


Figura 4. 28. Învelișul exterior al tibiei și femurului rezultat în urma operației de exportare din software-ul Anybody

Din cele două imagini se observă gradul înalt de fidelitate al învelișului exterior al tibiei și femurului, sub aspectul reproducerii detaliilor. Cu ajutorul pachetului software RapidForm s-au obținut modelele solide ale celor două oase. Ligamentul încrucișat posterior (PCL), lateral-colateral (LCL) și ligamentul medial-colateral (MCL) al articulației genunchiului, au fost proiectate în programul CAD Pro/Engineering, respectând caracteristicile anatomice (punctele de inserție și dimensiunile geometrice).

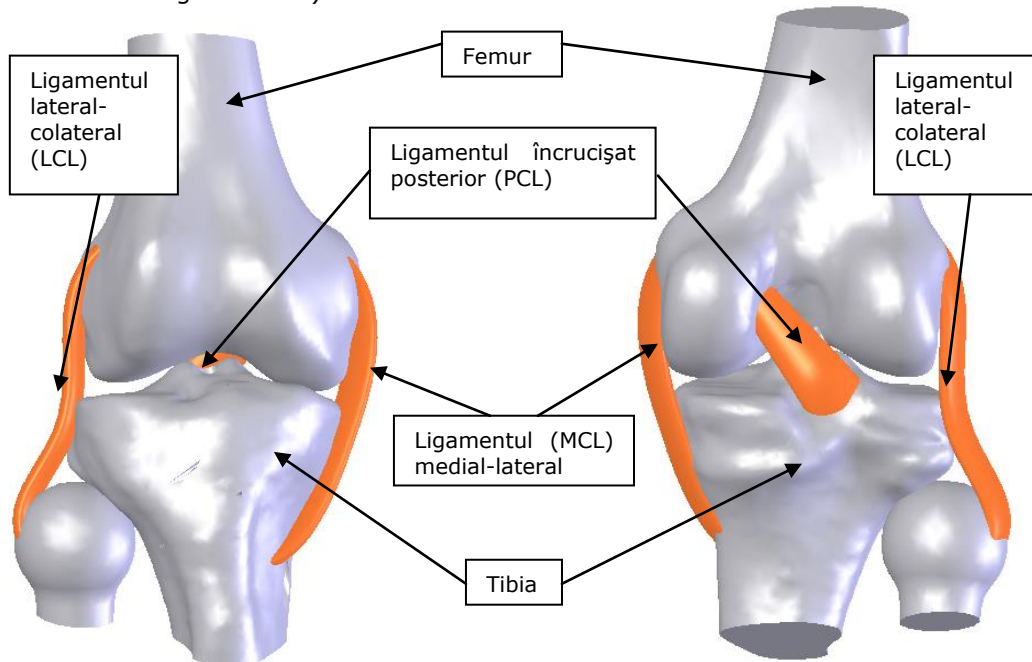


Figura 4. 29. Modelul CAD al articulației de genunchi

4.4.2. Discretizarea modelului CAD și stabilirea condițiilor pe contur

Geometria articulației de genunchi (tibia, femurul și ligamentele) a fost importată în pachetul software dedicat analizei cu element finit *Abaqus*. Pentru discretizare s-au utilizat elemente finite tetraedrice de tipul C3D4 liniare cu patru noduri pe element, respectiv elemente finite hexaedrice de tipul C3D8 liniare cu opt noduri pe element pentru ligamentul încrucișat anterior. Astfel femurul a fost discretizat în 141226 elemente conținând 26421 noduri, iar tibia în 150887 elemente și 228115 noduri. S-a ținut cont de tunelul osos, unde s-a utilizat o discretizare mult mai fină. Ligamentele au fost discretizate după cum urmează: ligamentul lateral-colateral (LCL) cuprinde 4718 elemente cu 1322 noduri, ligamentul medial-lateral (MCL) 5352 elemente cu 1512 noduri, ligamentul încrucișat posterior 16210 elemente cu 3360 noduri (PCL).

Discretizarea ligamentului încrucișat anterior (LIA) a fost realizată în Femap v11, fiind prezentată în subcapitolul anterior. Articulația de genunchi totalizează un număr de 342264 elemente și 110792 noduri (Fig. 4.30).

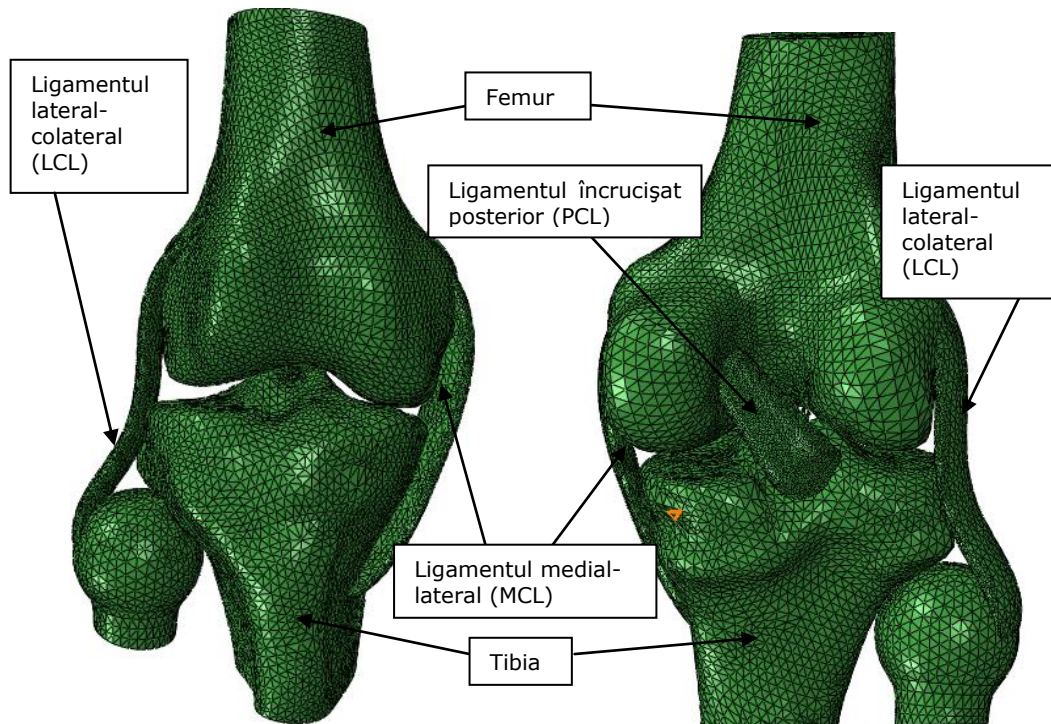


Figura 4. 30. Modelul numeric al articulației de genunchi propuse, stânga - vedere anterioară, dreapta - vedere posterioară

Pentru a asigura un control cât mai bun asupra discretizării, articulația a fost importată în Femap v11, unde toate elementele și nodurile oaselor cât și ale ligamentelor au fost renumerotate, fiecare dintre ele având un interval prestabilit (tabelul 4.1.).

Tabelul 4. 1. Elementele și nodurile discretizării articulației de genunchi

	Elemente		Noduri	
	de la	până la	de la	până la
Femur	1	141226	1	26421
Tibie	200000	350887	200000	228115
LCL	400000	401322	400000	404718
MCL	410000	415352	410000	411512
PCL	420000	436210	420000	423360
LIA	450000	473866	450000	500021

4.4. Studiul stării de tensiune și deformații a articulației genunchiului 103

A fost necesară definirea a 6 suprafețe comune de contact: 3 zone de contact ale femurului cu ligamente (MCL, LCL, PCL – 1, 5, 7), iar alte 3 zone de contact ale tibiei cu aceleași ligamentele (2, 6, 8). Acestea au fost definite ca legături de tip *Tie* (din meniul *Interactions>Constraints*) din Abaqus. Practic toate elementele și nodurile comune ale acestor suprafețe sunt constrânse ('lipite') unele de celelalte.

Ligamentului LIA i-au fost impuse următoarele constrângeri: în punctele de inserție cu femurul (4) respectiv tibia (3), pe o lungime de 10 mm, ligamentului i s-a impus aceeași constrângere *Tie*, care simulează fixarea acestuia în tunelul osos, iar restul contactului dintre LIA și tunel osos a fost definit ca *Surface-to-Surface*, acesta putându-se doar lungi în interiorul canalului osos (Fig 4.31).

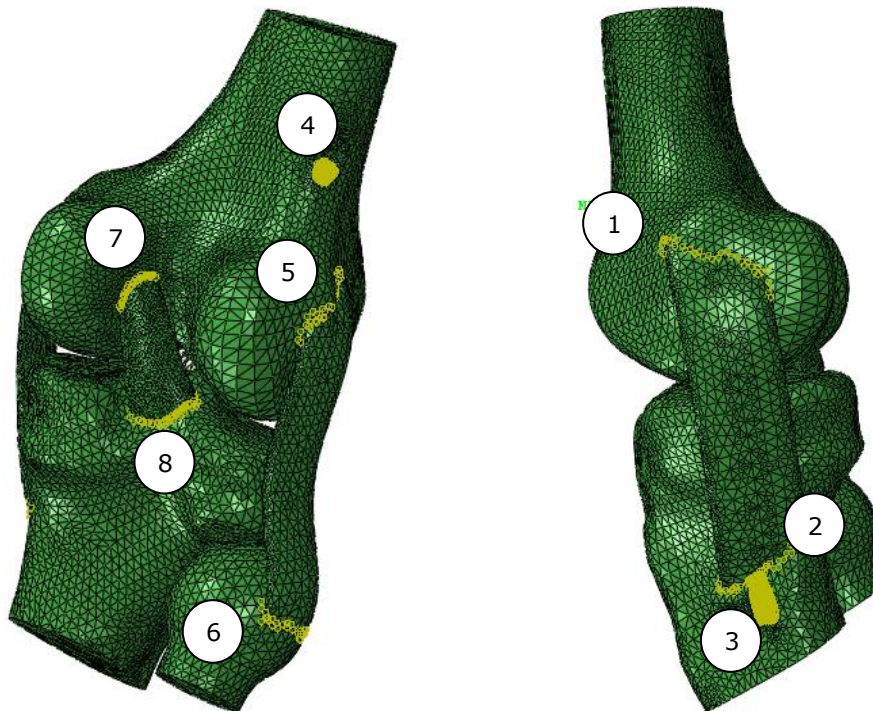


Figura 4. 31. Definirea contactelor

unde:

- 1 - zona de contact a femurului cu ligamentul MCL
- 2 - zona de contact a tibiei cu ligamentul MCL
- 3 - punctul de inserție al ligamentului artificial încrucișat anterior corespunzător tibiei
- 4 - punctul de inserție al ligamentului artificial încrucișat anterior corespunzător femurului
- 5 - zona de contact a femurului cu ligamentul LCL
- 6 - zona de contact a tibiei cu ligamentul LCL
- 7 - zona de contact a femurului cu ligamentul PCL
- 8 - zona de contact a tibiei cu ligamentul PCL

4.4.3. Definirea proprietăților de material

Femurul și tibia au fost considerate materiale izotropice cu un comportament elastic, valorile modului de elasticitate fiind $E = 14420$ MPa, respectiv coeficientul lui Poisson de $\nu = 0.32$ [Peña 2004].

În cazul ligamentelor în literatura de specialitate sunt prezentate diferite metode pentru definirea proprietăților de material ale ligamentelor articulației de genunchi. Spre exemplu Peña [Peña 2004] a modelat ligamentele ca fibre neliniare hiperelastice cu un comportament definit ca funcție a energiei specifice de deformație izotropă tansversală propus de Weiss [Weiss 1996]. Song [Song 2004] a considerat ligamentul încrucișat anterior divizat în două grupuri (legături, pachete): grupul antero-medial (AM) respectiv grupul postero-lateral (PL) [Girgis 1975] definindu-le ca materiale hiperelastice, omogene și izotropice, proprietățile mecanice ale acestora fiind modelate matematic ca o curba tensiune-deformație specifică [Butler 1986, Woo 1991, Pioletti 1998].

Cele trei ligamente ale modelului propus (medial-colateral, lateral-colateral respectiv încrucișat posterior) au fost definite având un comportament hiperelastic, corespunzător modelului constitutiv Neo-Hooke, cu valorile celor două constante de $C10 = 10.5495$ MPa, respectiv $D1 = 0.00126$ [Peña 2004].

4.4.4. Validarea modelului

Pentru validare s-a utilizat modelul articulației de genunchi prezentat în paragraful anterior, pentru care s-a aplicat o încărcare anterioară tibială [Peña 2005, Suggs 2003] cu o forță $F = 134$ N, în centrul articulației, cu genunchiul în extensie (fig. 4.32).

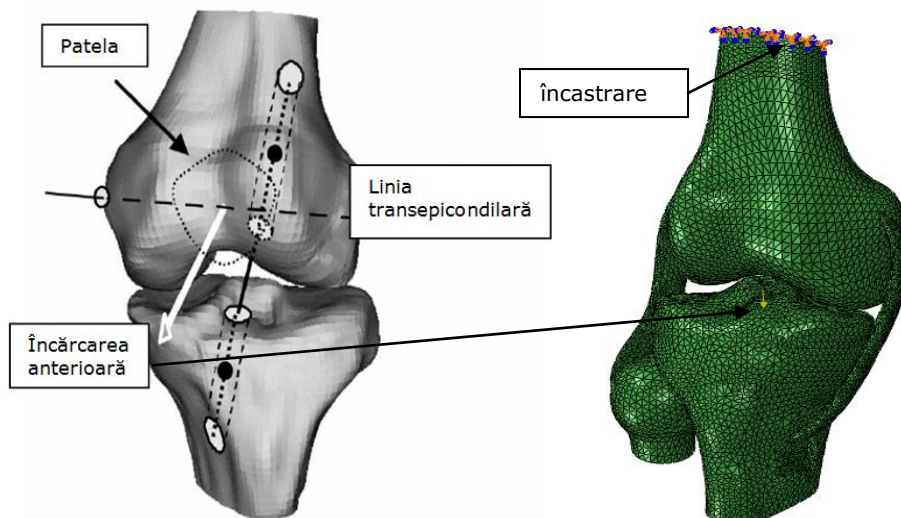


Figura 4. 32. Schema de încărcare anterioară a tibiei [Suggs 2003]

Pe extremitatea femurului, în partea superioară, a fost aplicată o încărcare (blocându-se astfel toate gradele de libertate ale femurului). Pe mijlocul liniei

4.4. Studiul stării de tensiune și deformații a articulației genunchiului 105

transepicondilară a fost aplicată forța de 134N asupra tibiei, tibia având toate gradele de libertate libere, putându-se deplasa în orice poziție, fiind constransă doar de contactul cu ligamentele.

Rezultatele obținute au fost comparate cu cele din literatura de specialitate. Spre exemplu, Peña [Peña 2005] a obținut pentru o articulație sănătoasă de genunchi o deplasare anterioară tibială de 5,84 mm și o valoare de 16,35 mm în cazul unei articulații deficitare (lipsa ligamentului încrucișat anterior), în acest caz tensiunea maximă principală fiind pe ligamentul medial-colateral (MCL) cu o valoare de 2.5 MPa. Suggs [Suggs 2003] a obținut o deplasare anterioară tibială de 3,5 mm pentru o articulație sănătoasă, respectiv 4,7 mm pentru articulația deficitară, de menționat este faptul că acesta a considerat ligamentele ca având un comportament asemănător arcurilor incompresibile.

În modelul articulației de genunchi analizat, în urma aplicării forței s-a obținut o deplasare tibială de 5,685 mm (Fig. 4.33 a) pentru articulația sănătoasă (cu modelul ligamentului încrucișat anterior propus). De asemenea, în cazul articulației deficitare (lipsa ligamentului încrucișat anterior), s-a obținut o tensiune maximă principală de 3.2 MPa asupra ligamentului MCL localizată în regiunea proximală a zonei de inserție femurală (Fig. 4.33 b). Deplasarea tibială în acest caz are o valoare de 12,456 mm.

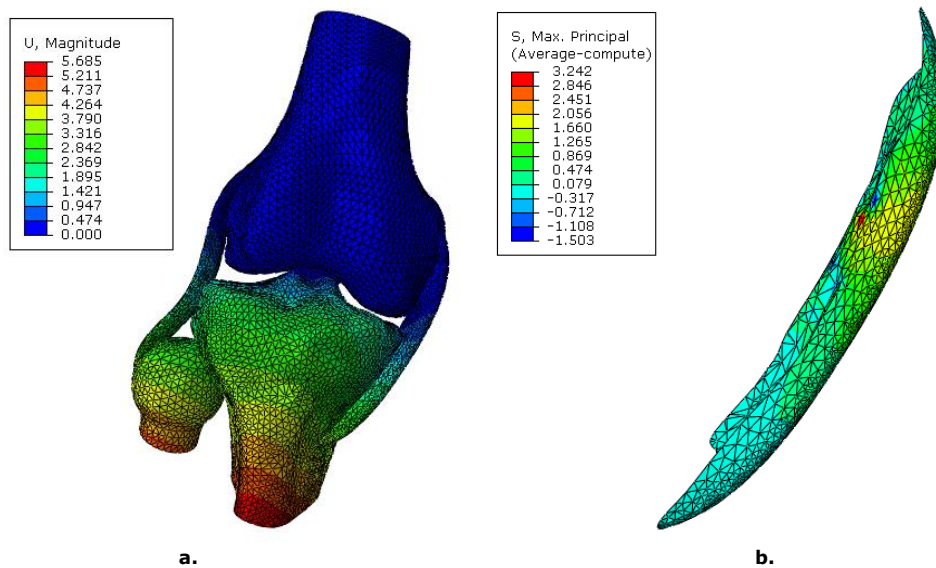


Figura 4. 33. Deplasarea anterioară tibială respectiv tensiunea maximă principală în ligamentul MCL

Se poate conluziona faptul că modelul articulației de genunchi propus este valid, rezultatele fiind comparabile cu cele din literatura de specialitate.

În ciuda rezultatelor obținute trebuie menționate următoarele limitări ale modelului de analiză propus:

- în model nu s-a luat în considerare articulația patelo-femurală (rotula), meniscurile și cartilajele articulare deoarece, cel puțin din punct de vedere al obiectivelor propuse nu prezintă o importanță deosebită;
- de asemenea nu a fost luată în considerare greutatea corporală transmisă prin articulația genunchiului. Fleming a constatat o creștere a tensiunii de până la 10

% în partea antero-medială a ligamentului încrucișat anterior datorită greutatei corporale [Fleming 2001];

4.5. Modelarea comportării ligamentului artificial încrucișat anterior în articulația genunchiului

O etapă importantă în proiectarea ligamentului artificial încrucișat anterior o reprezintă modelarea numerică a comportamentului ligamentului artificial propus în articulația de genunchi pe timpul ciclului de mers.

Pentru simularea mișcării normale a articulației nodurile din extremitatea liberă a tibiei au fost încastrate (suprimându-se astfel toate gradele de libertate ale tibiei). Prin definirea unei constrângeri multi-nodale (*MPC Constrain*) din meniul *Interaction>Constraints*, toate nodurile din extremitatea superioară a femurului au fost legate de un singur punct de control (RP 1 din figura 4. 34). Mișcarea de rotație\flexie a femurului a fost impusă punctului de control. Au fost folosite aceleași proprietăți de material prezentate în subcapitolul 4.4.

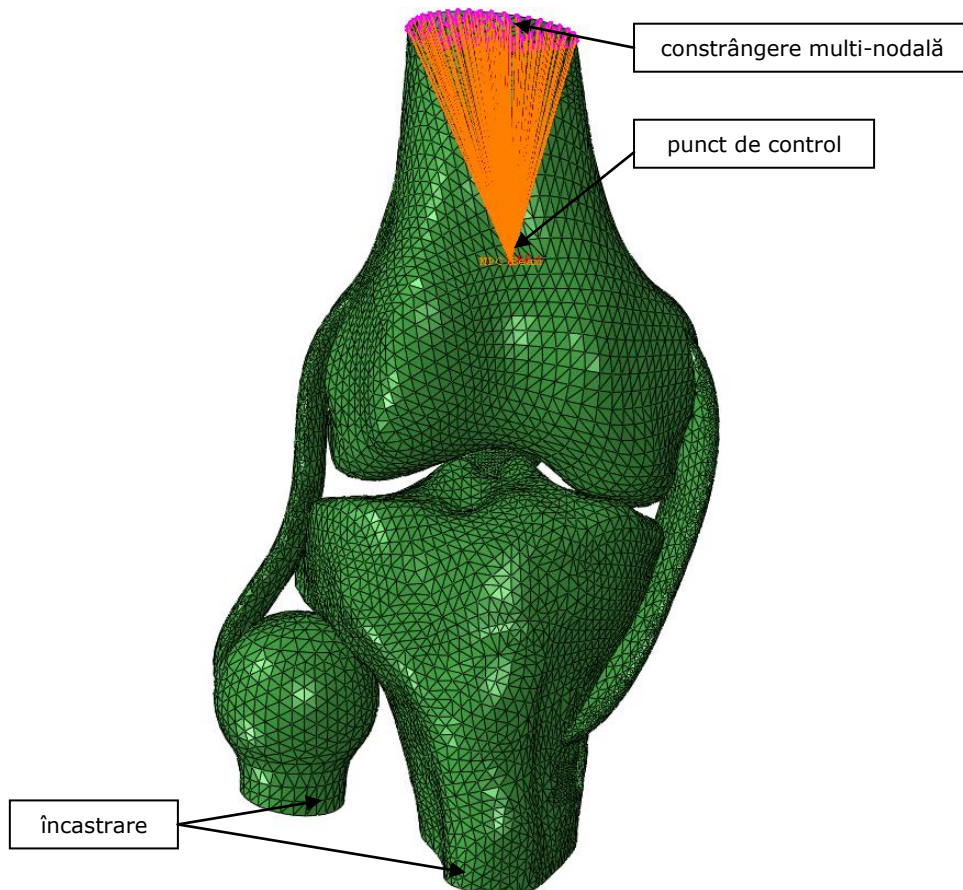


Figura 4. 34. Condițiile de contur utilizate pentru studiul comportării ligamentului artificial încrucișat anterior

4.5. Modelarea comportării ligamentului artificial în articulația genunchiului 107

Într-o primă simulare s-a studiat distribuția tensiunilor echivalente din ligamentele *medial-colateral*, *lateral-colateral* respectiv *încrucișat posterior* al articulației genunchiului. Pe lângă condițiile pe contur prezentate mai sus au fost impuse o deplasare tibială anterioară de 5 mm, respectiv o rotație tibială internă de 6° [Suggs 2003].

Chiar dacă în timpul unui ciclu de mers flexia maximă la nivelul articulației este de aproximativ 60°, în tabelul 4. 2. sunt prezentate valorile tensiunilor echivalente maxime din cele trei ligamente pentru o flexie de 30°, 60°, respectiv 90°.

Tabelul 4. 2. Valori ale tensiunilor echivalente la diferite unghiuri

	30° flexie σ_{Mises} [MPa]	60° flexie σ_{Mises} [MPa]	90° flexie σ_{Mises} [MPa]
Ligamentul lateral-colateral (LCL)	8.977	16.834	19.983
Ligamentul medial-colateral (MCL)	14.447	32.859	32.110
Ligamentul încrucișat posterior (PCL)	13.791	24.908	30.616

La 30° flexie valoarea maximă a tensiunilor echivalente este de 14,44 MPa localizate în regiunea proximală de inserție a ligamentului MCL cu femurul, pentru unghiuri mai mari de 60° ale flexiei, valorile tensiunilor rămân aproximativ constante (fig. 4.35).

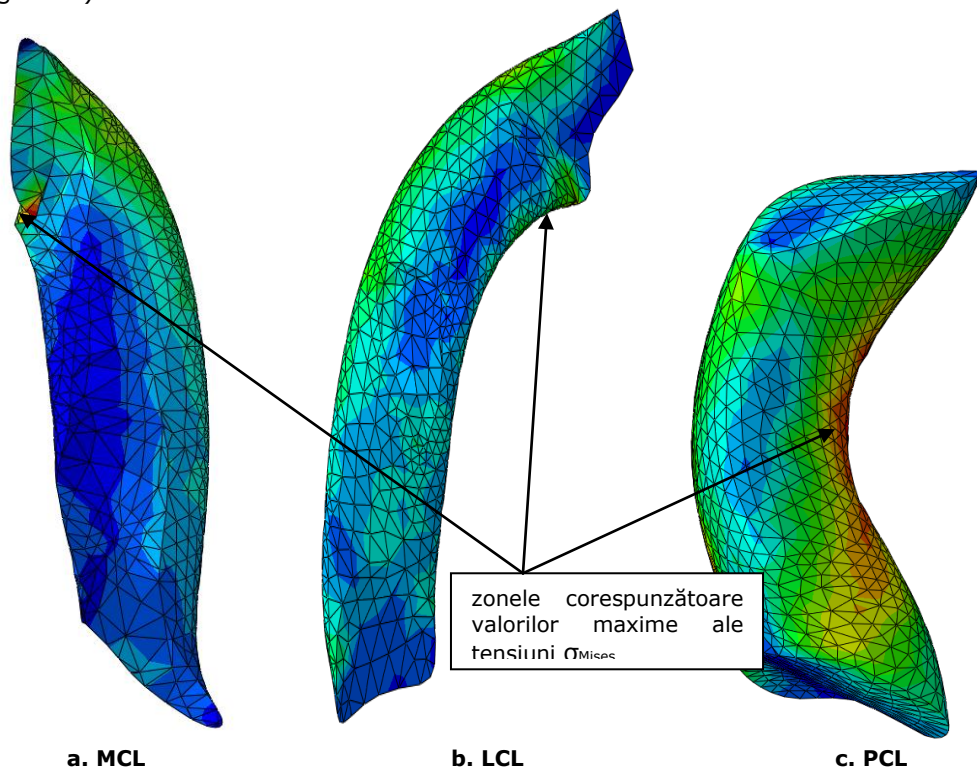


Figura 4. 35. Distribuția tensiunilor σ_{Mises} pentru o mișcare de 90° flexie (rotație)

În regiunea posterioară a ligamentului PCL tensiunile ating maximul de 30,61 MPa la 90° flexie. De asemenea aceste valori sunt mai mici decât în cazul MCL, însă pentru o flexie de 60° respectiv 90° acestea sunt aproximativ egale.

Un comportament diferit este observat în zona de inserție a ligamentului LCL cu femurul unde valorile tensiunilor sunt aproximativ jumătate din maximul obținut pentru ligamentul MCL, cel din urmă fiind cel mai solicitat pentru mișcările de 90° flexie

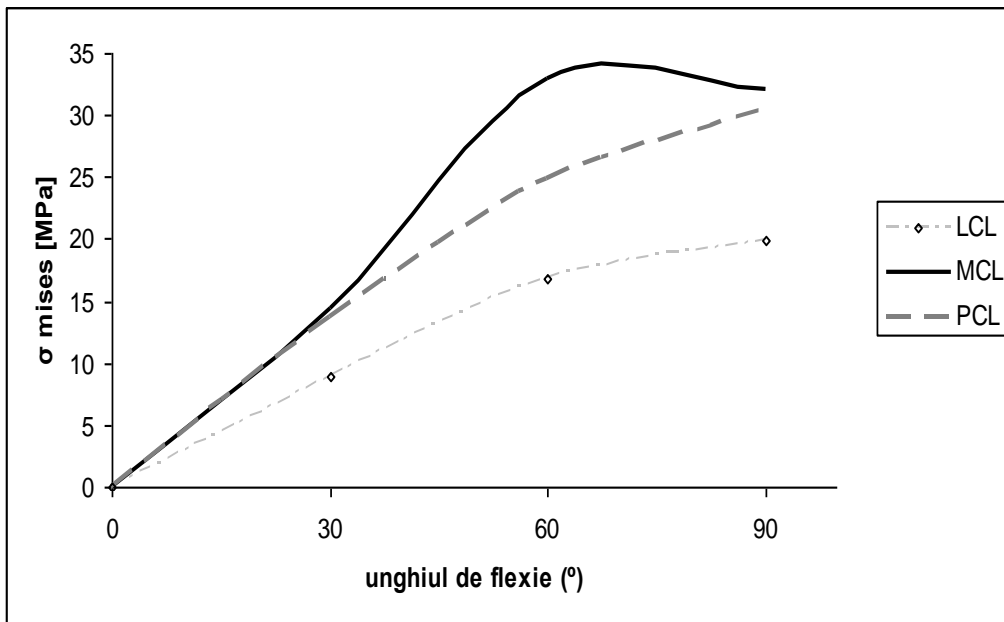


Figura 4. 36. Variația tensiunilor σ_{Mises} pentru ligamentele MCL, LCL, PCL în funcție de unghiul de flexie

În operațiile chirurgicale de reconstrucție ligamentul artificial încrucișat anterior este implantat în articulația de genunchi la 90° flexie [Chambat 2012]. Prin analiza cu element finit Peña [Peña 2005] a determinat poziția optimă a tunelului femural și tibial (din punct de vedere al distribuției tensiunilor) este la un unghi de 60° cu orizontala, poziția articulației fiind la 90° flexie.

Astfel implantat la o rotație de 60° tensiunile echivalente Mises au o valoare de 1088 MPa, fiind localizate la legăturile dintre firele care compun ligamentul. Această valoare este sub limita de rupere a nitinolului, totuși provoacă schimbarea de fază din austenită în martensită, iar la revenirea în starea inițială apar în structura materialului anumite deformații plastice remanente, lucru care nu este de dorit. Deformațiile remanente sunt rezultatul faptului că aliajul nu își recuperează total forma inițială.

La 30° flexie valorile tensiunilor cresc până la 1356 MPa având aceeași localizare.

În modelul de ligament artificial propus, atunci când acționează forțele din punctele de inserție, distribuția tensiunilor este optimă și nu provoacă schimbarea de fază în material; cu toate acestea, în articulația de genunchi apar solicitări

4.5. Modelarea comportării ligamentului artificial în articulația genunchiului 109

suplimentare determinate de translația tibială anterioară și rotația internă, ceea ce provoacă schimbarea de fază și apariția deformațiilor remanente.

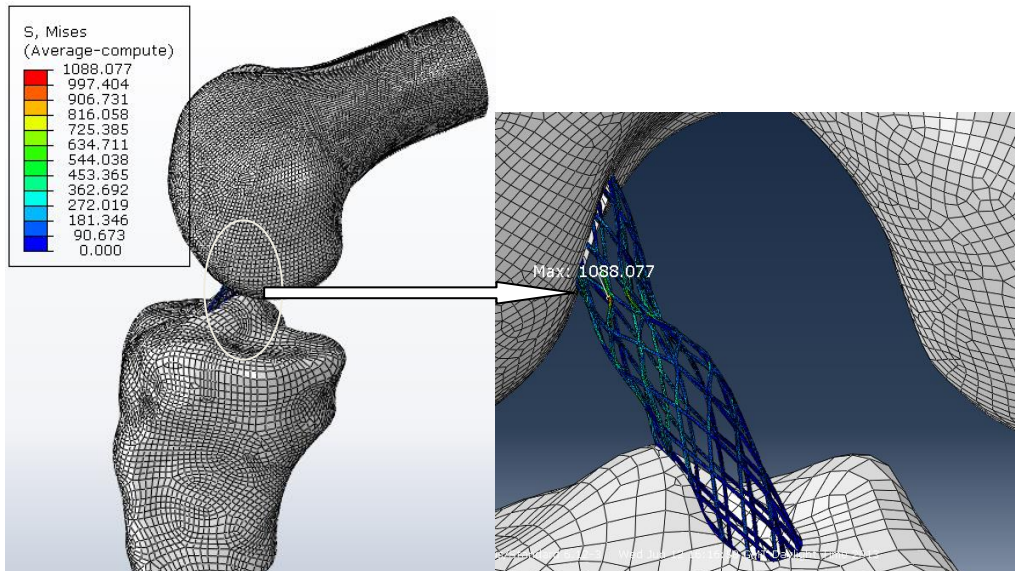


Figura 4.37. Distribuția tensiunilor în modelul de ligament artificial încrucișat anterior propus (inserat în articulație la 90° flexie) la o rotație de 60°

Chiar dacă valorile tensiunilor obținute sunt sub limita de rupere a aliajului, pentru a permite o mai bună distribuție a tensiunilor în timpul ciclului de mers și a mișcărilor repetate de flexie-extensie trebuie eliminați concentratorii de tensiune care apar la legăturile dintre firele care compun ligamentul artificial.

4.6. Îmbunătățirea modelului ligamentului artificial

Pentru o mai bună distribuție a tensiunilor în ligamentul artificial s-a propus un model îmbunătățit, constând din două perechi de fire cu secțiune pătrată (cu lungimea unei laturi de 0,5 mm) înfășurate, formând împreună secțiunea circulară cu același diametrul de 5,7 mm (Fig. 4.38).

S-a urmărit în principal eliminarea concentratorilor de tensiune care apăreau la legăturile dintre fire, totodată, ținându-se cont de funcția pe care acesta trebuie să o îndeplinească.

Utilizându-se aceleași proprietăți de material (superelasticitatea nitinolului) și condiții pe contur prezentate în subcapitolul 5.3. s-a determinat distribuția tensiunilor în modelul îmbunătățit al ligamentului artificial sub acțiunea forțelor din punctele de inserție. Rezultatele sunt prezentate în figura 4.39.

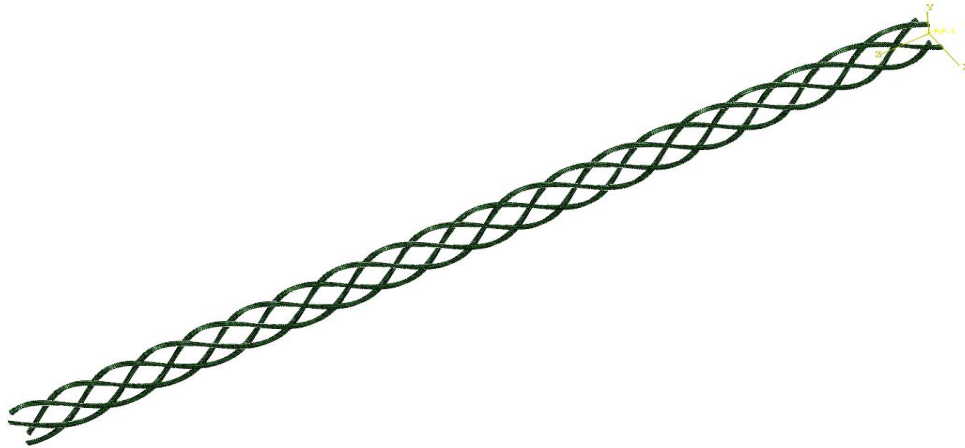


Figura 4. 38. Modelul îmbunătățit al ligamentului artificial încrucișat anterior propus

Tensiunile echivalente von Mises nu depășesc valoare de 530 MPa, respectiv 437 MPa în cazul tensiunii maxime principale. Prin eliminarea concentratorilor de tensiune de la legăturile dintre fire solicitările din ligamentul artificial scad.

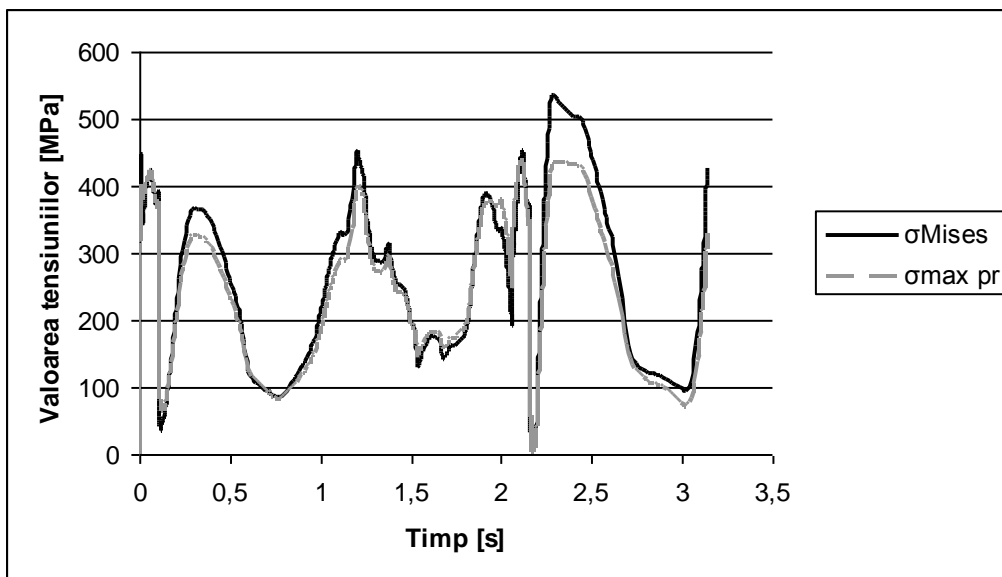


Figura 4. 39. Distribuția tensiunilor în modelul de ligament artificial îmbunătățit

În etapa următoare, cu poziția articulației la 90° flexie, s-a inserat modelul de ligament artificial îmbunătățit. Astfel inserat la o mișcare de rotație de 60° tensiunile echivalente Mises nu depășesc valoarea de 317 MPa, respectiv 254 MPa în cazul tensiunilor maxime principale (Fig. 4.40). De asemenea, prin eliminarea concentratorilor, distribuția tensiunilor este mult mai bună.

4.6. Îmbunătățirea modelului ligamentului artificial 111

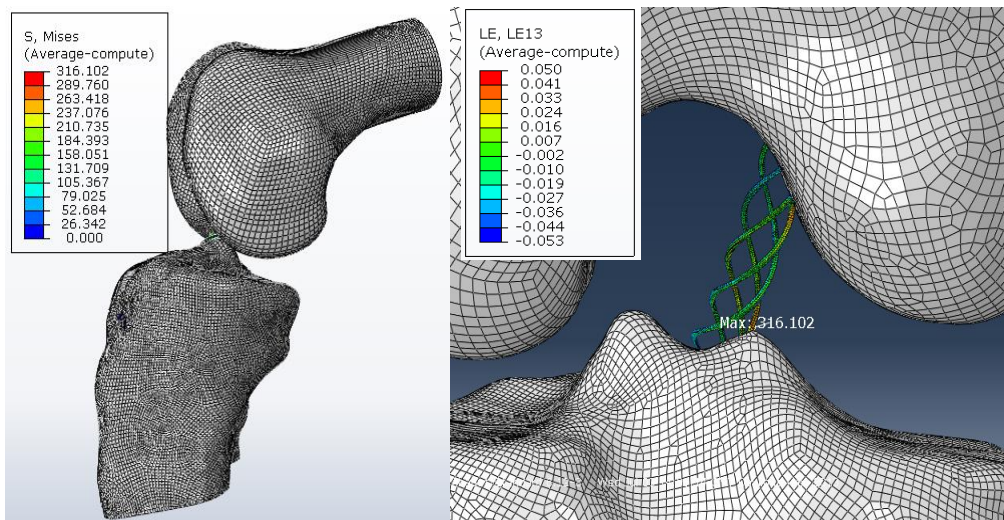


Figura 4. 40. Distribuția tensiunilor echivalente în modelul de ligament îmbunătățit (inserat în articulație la 90° flexie) la o rotație de 60°

În tabelul 4.3 sunt prezentate valorile tensiunilor echivalente și a tensiunilor maxime principale.

Tabelul 4. 3. Distribuția tensiunilor, în modelul de ligament îmbunătățit, la diferite valori ale flexiei

	60° flexie	30° flexie	0° flexie (extensie completă)
σ_{Mises} [MPa]	316,102	332,636	346,333
$\sigma_{\text{max pr}}$ [MPa]	253,409	266,502	277,295

Se observă că, solicitările din modelul de ligament artificial cresc odată cu scăderea valorii unghiului de flexie, maximum fiind înregistrat la extensia completă a articulației, diferența între valorile tensiunilor echivalente și ale tensiunilor maxime principale la o flexie de 60° și extensie completă fiind relativ mici. De asemenea valorile deformației specifice de 5% (< 8%) indică faptul că aliajul de nitinol va recupera deformațiile.

5. CONCLUZII ȘI CONTRIBUȚII PERSONALE

În urma studiilor experimentale și a cercetărilor efectuate pentru reconstrucția ligamentului încrucișat anterior al articulației de genunchi, s-au obținut următoarele concluzii:

- articulația genunchiului este una din cele mai complexe și în același timp cea mai mare articulație a corpului uman;
- articulația genunchiului este solicitată la forțe mari care apar în timpul transmiterii greutății corporale în poziție statică, respectiv în timpul locomoției (aproximativ de trei ori greutatea corporală), fapt care poate determina o degradare accentuată a elementelor sale componente;
- pe lângă artrită și leziunile de la nivelul meniscurilor, afecțiuni cel mai des întâlnite la nivelul articulației genunchiului, ruptura ligamentului încrucișat anterior ocupă o pondere importantă în disfuncționalitatea și instabilitatea acestei articulații;
- ligamentul încrucișat anterior îndeplinește un rol dublu: se opune translației anterioare a tibiei față de femur și se opune mișcării de rotație internă a tibiei față de femur; un procent mare, aproximativ 70%, a rupturii acestui ligament se produce indirect, prin mișcări defectuoase ale articulației;
- în prezent pentru reconstrucția ligamentului încrucișat anterior se folosește transplantul autogen (reconstrucția cu ajutorul țesuturilor vecine) respectiv ligamentele artificiale de tip LARS;
- o deosebită importanță reprezintă tratamentul postoperator, de succesul său depinzând rezultatele pe termen lung;
- ligamentul artificial de tip LARS este fabricat din polyethylene terephthalate, cu o construcție apropiată fibrelor anatomice ale ligamentului natural având o structură țesută;
- pentru studiul comportamentului ligamentului încrucișat anterior sănătos, bolnav dar și deteriorat au fost elaborate diferite modele de analiză cu element finit al articulației de genunchi;
- aliajul de nichel-titan (NiTiInol) este folosit în domeniul medical încă de la începutul anilor 1970 (cleme osoase, arcuri ortodontice, fire de ghidaj), cunoscând o creștere semnificativă începând cu anii 1990 (tuburi superelastice, stenturi auto-expandabile);
- pe lângă caracteristicile superelastice și de memorie a formei ale NiTiInolului, acesta mai prezintă și o rezistență la coroziune foarte bună, apropiată de cea a titanului pur; chiar dacă prezența nichelului în aliaj provoacă mici reticente în utilizarea lui ca material pentru implanturi, studii clinice concluzionează faptul că aliajul NiTi poate fi privit ca un material de implant biologic în condiții de siguranță; complianța nitinolului îi conferă acestuia caracteristicile mecanice cele mai apropiate de cele ale materialelor biologice dintre toate metalele;
- în urma încercărilor de tracțiune s-a determinat că firele de nitinol cu un diametru mai mare de 1 mm se rup la o forță de aproximativ două ori greutatea corporală; de asemenea compoziția de nichel și titan influențează comportamentul aliajului la solicitarea multiaxială

- de încovoiere cu torsiune, firele cu o concentrație mai crescută de nichel au o durabilitate mai mare;
- privind utilizarea firelor de Nitinol ca implanturi ortopedice (ligamente artificiale), principala recomandare se adresează în alegerea diametrului firului, acesta să fie cât mai redus posibil; în plus ligamentele trebuie realizate din fire împletite subțiri de nitinol, oferind astfel o flexibilitate și durabilitate mai mare ligamentului artificial;
 - modelarea cu elemente finite s-a dovedit a fi un mod eficient pentru caracterizarea distribuției tensiunilor în ligamentul încrucișat anterior ca efect al solicitărilor și momentelor tibio-femorale; într-o primă etapă au fost determinate componentele forțelor care acționează în punctele de inserție ale unui ligament încrucișat anterior artificial;
 - în urma analizei cu element finit, distribuția tensiuniilor în modelul de ligament artificial propus este optimă; un important aspect de care trebuie ținut cont este faptul că aceste forțe sunt determinate în punctele de inserție ale ligamentului, iar în timpul ciclului de mers la nivelul articulației genunchiului intervine și deplasarea tibială anterioară respectiv rotația internă tibială;
 - modelul de analiză cu element finit al articulației de genunchi s-a realizat folosind pachetul software dedicat analizei cu element finit Abaqus; validarea modelului s-a efectuat prin compararea rezultatelor obținute cu date prezentate în literatura de specialitate;
 - chiar dacă în realitate oasele au o compoziție anizotropă datorită structurii (compact - spongios), în analiza cu element finit, în cele mai multe cazuri sunt considerate izotrope; ligamentele (MCL, LCL, PCL) au fost modelate ca fibre nonliniare cu un comportament hiperelastic (folosind modelul Neo-Hook);
 - pentru unghiuri mai mari de 60° ale flexiei, distribuția tensiuniilor din cele trei ligamente (MCL, LCL, PCL) rămâne aproximativ constantă;
 - după inserarea ligamentului artificial în articulația de genunchi la 30° flexie tensiuniile echivalente von Mises ating valori foarte mari; practic legăturile dintre firele care compun ligamentul artificial sunt concentratori de tensiune;
 - model ligamentului artificial încrucișat anterior propus a fost îmbunătățit prin eliminarea concentratorilor, distribuția tensiuniilor fiind optimă.

Principalele contribuții personale sunt următoarele:

- realizarea unei sinteze bibliografice privind principalele aspecte în reconstrucția ligamentului încrucișat anterior al articulației de genunchi;
- realizarea unei sinteze bibliografice unde au fost prezentate principalele modele de analiză cu elemente finite ale articulației genunchiului;
- efectuarea unor încercări experimentale asupra ligamentului artificial de tip LARS folosit în prezent pentru reconstrucția ligamentului încrucișat anterior;

- determinarea caracteristicilor mecanice și elastice ale ligamentului artificial de tip LARS, evidențiindu-se variația proprietăților materialului în funcție de dimensiunile epruvetei; testele de tracțiune asupra ligamentelor confirmă datele prezentate de către firmele producătoare, în plus, la ruperea ligamentului se produce o degajare de căldură de aproximativ 4°– 5° C;
- realizarea încercărilor experimentale de tracțiune pentru firele de nitinol utilizate în chirurgia ortopedică; prin aceste încercări au fost determinate caracteristicile mecanice și de deformabilitate ale aliajului (platoul inferior și platoul superior al rezistenței la întindere, elongația), dar și superelasticitatea materialului la temperatura ambiantă;
- s-au realizat încercări de oboseală multiaxială de încovoiere cu torsiune pentru firele de nitinol, în scopul de a studia posibilitatea realizării ligamentelor artificiale din acest tip de material, cu precădere ligamentul artificial încrucișat anterior; a fost evidențiată influența compoziției chimice asupra valorii tensiunilor și durabilității firelor;
- pentru efectuarea încercărilor de oboseală multiaxială în cadrul Laboratorului de Rezistența Materialelor a fost realizat un stand experimental;
- analiza morfologică a compoziției epruvetelor prin utilizarea microscopiei de baleaj și spectroscopiei cu raze X prin dispersie de energie (EDX); analiza morfologică a firelor de nitinol utilizate în ortopedie relevă prezența în aliaj a unui procent nesemnificativ (din punct de vedere al utilizării acestora) de impurități (carbon, oxigen, aluminiu);
- în urma studiilor bibliografice și a cercetărilor experimentale a fost propus un model nou de ligament artificial încrucișat anterior care să țină cont de solicitările care apar la nivelul articulației de genunchi;
- determinarea componentelor forțelor care acționează în punctele de inserție ale unui ligament artificial încrucișat anterior;
- utilizând analiza cu element finit s-a determinat starea de tensiune și deformație asupra modelului de ligament artificial propus, supus forțelor care acționează în punctele sale de inserție;
- a fost realizat modelul CAD al unei articulații de genunchi fiind compus din femur, tibie, ligamentul lateral-colateral (LCL), ligamentul medial-lateral (MCL) și ligamentul încrucișat posterior (PCL); modelul CAD nu conține meniscurile respectiv articulația patelo-femurală deoarece din punct de vedere al obiectivelor propuse, acestea nu prezintă o importanță deosebită;
- validarea modelului de analiză cu elemente finite a articulației de genunchi;
- determinarea stării de tensiune a ligamentelor medial-lateral, lateral-colateral, încrucișat posterior pentru o mișcare de extensie – flexie 90°;
- modelarea comportării ligamentului artificial încrucișat anterior inserat în articulația de genunchi pe durata ciclului de mers;
- îmbunătățirea modelului de ligament propus pentru o mai bună distribuție a tensiunilor.

Au fost identificate următoarele direcții viitoare de valorificare a rezultatelor cercetării:

- posibilitatea îmbunătățiri modelului cu element finit prin introducerea menisucurilor și a articulației petelo-femorale;
- elaborarea studiului interacțiunii între canalul osos și modelul de ligament artificial propus;
- studiul comportării ligamentului artificial încrucișat anterior inserat în articulația de genunchi pentru diferite activități zilnice sau în cazul practicării unui sport;
- implantarea ligamentelor folosite în prezent împreună cu o inserție de nitinol în structura acestora.

6. BIBLIOGRAFIE

- Abaqus Theory Manual - <http://abaqus.ethz.ch:2080/v6.11/books/stm/default.htm>
- Agel J. et al. - *Anterior cruciate ligament injury in National Collagiate Athletic Association basketball and soccer: a 13-year review*, Am J Sports Med 2005;33:524-30
- Aglietti P. et al. - *Acomparison between patellar tendon and doubled semitendinosus/gracilis tendon for anterior cruciate ligament reconstruction. A minimum five-year follow-up*. J. Sports Traumatol. Rel. Res. 19, pp. 57-68, 1997.
- Alon M. - *Musculoskeletal Disorders: healing methods from Chinese Medicine, orthopaedic medicine and osteopathy*, ISBN 1-55643-282-8, USA, 1998
- Amarandei M., **Bogdan L.**, Cernescu A., Marşavina L., Pătraşcu J.-M., Vermeşan D. - *Experimental Tests on Fine Nitinol Wires Used in Medical Applications*. 4th International Conference on advanced materials and structures", AMS, oct. 2011, Timișoara, România.
- Amarandei M., **Bogdan L.**, Sfirloaga P., Pătraşcu J.-M., Buşa E. - *Experimental Researc regarding the Breaking Force an Artificial Anterior Cruciate Ligament used in Orthopedics*. 3rd International Conference on E-health and Bioengineering, EHB, noi. 2011, Iași, România
- Amarantini D. et al. - *A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions*, Journal of Biomechanics, vol 37, pp.1393- 1401, 2004
- Anybody Techology, *Anybody Tutorials*, Danemarca, 2007
- B. van Bolhuis et al. - *A comparaisou of models explaining muscle activation patterns for isometric contraction*, Biological Cybernetics, vol. 81, pp. 249-261, 1999
- Baciu C. - *Anatomia functionala și biomecanica aparatului locomotor*, Bucuresti, Ed. Sport-Turism, 1977
- Balcarek P. - *Anatomy of lateral Patellar Instability*, American Journal of Sports Medicine, vol. 39, pp. 1756-1761, Aug. 2011
- Baldwin K. - *Biomechanical properties of overloaded fast-twitch skeletal muscle*, Journal of Applied Physiology, vol. 52, pp. 467-472, 1982
- Baldwin K. - *Effects of altered loading states on muscle plasticity: what have we learn from rodents?*, Journal of Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 28, pp 101-106, 1996
- Barrett R.D et al. - *Biodegradation of orthodontic appliances, Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro*, Am. J. Orthod. Dentofac., Orthop., Vol. 103, 1993, pp. 8-14.
- Batalu D. - *Materiale biocompatibile utilizate pentru implanturi*, Proiectarea implanturilor, 2007.
- Batalu D. et al. - *Studii privind îmbunătățirea rezistenței la coroziune a aliajului TiNi (50.6 % at. Ni) cu aplicații în ingineria medicală*. Metalurgia, vol. 58, nr. 11, 2006, p. 36 - 44.
- Batalu D. et al. - *Improving the corrosion resistance of equiatomic TiNi shape memory alloy for medical implants by the electropolishing method*. Scientific Bulletin. Series B: Chemistry and Materials Science. Vol. 71, No. 1, 2009, p. 91-100 (ISSN 1454-2331).

- Baumgart F et al. - *Zur Dwyerschen Skoliosenoperation mittels Drahten aus Memory- Legierungen. Eine experimentelle Studie.* Arch.Orthop.Trauma.Surg. 91: 67-75. 1979
- Beynon B. et al. - *Anterior cruciate ligament replacement: comparison of bone-patellar tendon-bone graft with two-strand hamstring grafts.* J Bone Joint Surg. Vol 84+1, pp. 1503-1513, 2002
- Bjorkdal JM et al. - *Epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in soccer,* Am J Sports Med 1997;25:341-5
- Blankevoort L. et al. - *Articular contact in a three-dimensional model of the knee.* J. Biomech. 24, 1019-1031, 1991.
- Bogdan L,** Natal R.-J., Parente M., Faur N., Patrascu J. M. - *Nitinol Artificial Anterior Cruciate Ligament: A Finite Element Study.* - 4th IEEE International Conference on e-Health and Bioengineering, EHB 2013, Iași, Romania
- Bogdan L.** - *Privire generală asupra materialelor biocompatibile folosite în ortopedie,* Conferința națională de bioinginerie, Ediția a XIV-a, 19-22 Mai, 2011, Iasi, Romania
- Bogdan L.,** Neș C. S., Faur N. - *Force Components Determination Acting on Insertion Points of an Artificial Ligament during the Gait Cycle.* The XVII-th National Symposium on Fracture Mechanics, 2012, Ploiesti, Romania
- Bogdan L.,** Neș C. S., Faur N., Amarandei M., Enkelhardt A. - *Numerical Analysis of Femoral Neck Angle Influence on Strees Distribution of Cemented Austin Moore Hip Prosthesis.* 11th International Conference on Fracture and Damage Mechanics, FDM, sept. 2012, Xian, China;
- Bogdan L.,** Nes C., Enkelhardt A., Faur N., Patrascu J. M. - *Bending-Rotation Tests of Niti Superelastic Wires Used in Medical Applications* - 4th IEEE International Conference on e-Health and Bioengineering, EHB 2013, Iași, Romania
- Bogdan L.,** Neș C.-S., Enkelhardt A., Faur N., Sticlaru C., Pătrașcu J. M. - *Stress Distribution in an Artificial Cruciate Ligament during the Gait Cycle.* International Conference `14th Symposium on Experimental Stress Analysis and Materials Testing- ARTENS 2013 Timișoara, Romania, 2013
- Bonamo J. et al. - *Rupture of the patellar ligament after use of its central third for anterior cruciate reconstruction: a report of two cases.* J Bone Joint Surg [Am] 1984; 66-A:1294-7
- Buehler W.J. et al.- *Effects of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi,* Journal of Applied Physics, Vol. 34, pp. 475, 1967
- Buehler WJ, Wiley RC, inventors. *Nickel-Based Alloys.* USA Patent No. 3,147,851, 1965.
- Bulancea V. et al.- *Materiale Metalice Avansate utilizate în Medicina – Biomateriale,* Curs, Editura Tehnica, Stiintifica Si Didactica, 2006.
- Butler D.L. et al. - *Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments.* Journal of Biomechanics 19, pp. 425-432, 1986
- Butler D.L. et al. - *Surface strain variation in human patellar tendon and knee cruciate ligaments.* J Biomech. Eng. Vol. 39, pp. 38-45, 1990
- Cappozzo A. et al. - *The interplay of muscular and external forces in human ambulation.* Journal of Biomechanics, vol. 9, pp. 35-43, 1976
- Castleman L. S., Motzkin S. M. - *The biocompatibility of nitinol.* CRC Press, Inc., Biocompatibility of Clinical Implant Materials, vol. 1, pp.: 129-154, 1981

- Castleman LS et al. - *Biocompatibility of nitinol alloy as an implant material*. J.Biomed.Mater.Res. 10: 695-731. 1976
- Chambat P. - *ACL tear*, Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, 99S, S43–S52, 2012
- Chelariu R. L., Bujoreanu Gh., Roman C. - *Materiale Metalice Biocompatibile cu baza titan*, Editura Politehniun, 2006, ISBN 973-621-153-3.
- Christen B., R. Jakob - *Fractures associated with patellar ligament grafts in cruciate ligament surgery*, J Bone Joint Surg [Br] 1992; 74-B:617-9
- Clancy W.G. jr et al. - *Anterior cruciate ligament reconstruction using one-third of the patellar ligament, augmented by extra articular tendon tranfer*. J Bone Joint Surg Am 64:352-359, 1982
- Cooper D. et al. - *The strength of the central third patellar tendon graft*. Am J Sports Med 21:818-823, 1993
- Cooper J.A. et al. - *Fiber-based tissue-engineered scaffold for ligament replacement – design considerations and in vitro evaluation*, Biomaterials, vol.26, pp.: 1523–1532, 2005
- Cooper R., S. Misol - *Tendon and ligament insertion: A light and electron microscopic study*, 1970 J Bone Joint Surg Am 52:1–20
- Crăciunescu C.M. - *Shape Memory Alloys, Advaced materials and structures, Summer School*, Timisoara, 1998, ISBN 973-578-703-2.
- Cress N. et al. - *Functional training: muscle structure, function and performance in older women*, Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapz, vol. 24, pp. 4-10,1996
- Cristopher D.H. et al. - *Anterior cruciate ligament injuries: evaluation and management*. Oper Tech Sports Med, 17:32-38, 2009
- Crowninshield R. et al. - *A physiologically base criterion of muscle force prediction in locomotion*, Journal of Biomechanics, vol. 14, pp. 793-801, 1981
- Culea L. - *Cercetări privind aplicarea conceptelor ingineriei inverse în modelarea structurilor biomecanice*, Teză de doctorat, Editura Politehnica, Seria 9: Inginerie Mecanică, nr.60, Timișoara, 2009
- Dascălu L.M. - *Modelarea și identificarea mersului uman pentru aplicații de Realitate Virtuală*, Teză de doctorat, Universitatea Transilvania din Brașov, 2011
- Davis R.B. et al. - *Analysis of Gait*. Biomedical Engineering Fundamentals, vol. I, 51-2, 2006
- Djamo O. - *Anatomie* – București: Editura Fundației România de Mâine, 2007. ISBN 978-973-725-765-9
- Drakos M.C. et al. - *My approach to anterior cruciate ligament injuries*. Oper Tech Sports Med 17:11-15, 2009
- Drugacz J et al. - *Use of TiNiCo shape-memory clamps in the surgical treatment of mandibular fractures*. J.Oral Maxillofac.Surg. 53: 665-671. 1995
- Duerig T.W., Zadno R. - *An engineer's perspective of pseudoelasticity*, Eng.Asp.Shape Mem.All., 1990, pp. 369-393
- Eggeler et al. - *Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys*, Material Science Engineering, 378, 24-33, 2004.
- Enkelhardt A. - *Cercetări privind rezistența la oboseală a stenturilor realizate din nitinol*. Teza de doctorat, UPT, 2013
- Erbel R., Fische A. - *Flexible Unterstützung: Metallische Biowerkstoffe für koronare Stents*, Essener Unikate, Vol. 13, 2000, pp. 94-111.
- Eriksson K. et al. - *A comparison of quadruple semitendinous and patellar tendon grafts in reconstruction of the anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg., vol. 83-B, pp. 348-354, 2001

- Fan H. et al. - *Anterior cruciate ligament regeneration using mesenchymal stem cells and silk scaffold in large animal model*, *Biomaterials*, Vol. 30, pp.: 4967-4977, 2009
- Figueiredo A.M. et al. - *Low-cycle fatigue life of superelastic NiTi wires*, *International journal of fatigue*, 31, 751-758, 2009
- Fleming B. et al.- *The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain*. *J Biomech* vol. 34, pp. 163-170, 2001
- Fuchs H.O., Stephens R.I. - *Metal Fatigue in Engineering*, John Wiley & Sons Inc., 1980, ISBN: 0-471-05264-7.
- Gardiner J, Weiss J. - *Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading*. *J Orthopaedic Res* vol. 21, pp. 1098-1106, 2003
- Gentleman E. et al. - *Development of ligament-like structural organization and properties in cell-seeded collagen scaffolds in vitro*, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 34, pp.:726-736, 2006
- Girgis F.G. et al.- *The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis*. *Clinical Orthopaedics* vol. 106, pp. 216-231, 1975
- Gottlob C.A. et al. - *Cost effectiveness of anterior cruciate ligament reconstruction in young adults*, *Clin Orthop Relat Res* 1999;367:272-82
- Gray H. - *Anatomy of the Human Body*, LEA & Febirger, 20th Edition, New York, Philadelphia, 1918
- Guenoun D. et al. - *The contribution of MRI to the diagnosis of traumatic tears of the anterior cruciate ligament*. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 93:331-341, 2012
- Happee R. - *Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied on goal directed movement*, *Journal of Biomechanics*, vol. 27, no. 7 pp. 953-960, 1994
- Hewett T.E. et al. - *Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part I, mechanism and risk factors*. *Am J Sports Med.*, vol. 34, pp. 299-311, 2006
- <http://ro.scribd.com>
- <http://www.larscanada.com>
- <http://www.larsligaments.com>
- <http://www.sfatulmedicului.com>
- <http://www.3ds.com>
- Hughston J.C. - *Complications of anterior cruciate ligament surgery*.*Orthop Clin North Am* 1985; 16:237-40
- Hyung S.P. et al. - *A knee-specific finite element analysis of the human anterior cruciate ligament impingement against the femoral intercondylar notch*. *Journal of Biomechanics*, 43:2039-2042, 2010
- James A. et al. - *Biomimetic tissue-engineered anterior cruciate ligament replacement*", print February 20, 2007, doi: 10.1073/pnas.0608837104 *PNAS* February 27, 2007 vol. 104 no. 9 3049-3054
- Jones K.G. - *Reconstruction of the anterior cruciate ligament: A technique using the central one-third of the patellar ligament*. *J Bone Joint Surg Am* 45:925-932, 1963
- Kersting U. et al. - *An individualized musculoskeletal model for the analysis of amputee running*, *Proceedings of XXVIII International Symposium of Biomechanics in Sports*, Michigan, USA, 2010, pp. 142-144
- Koopman B. et al. - *An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking*, *Journal of Biomechanics*, vol 28, no. 11, pp. 1369:1376, 1995

120 Bibliografie

- Langer B.F. – *Design of Pressure Vessels Involving Fatigue*, Pressure Vessel Engineering, 1971.
- Laurent C.P. et al. – *A multilayer braided scaffold for Anterior Cruciate Ligament: Mechanical modeling at the fiber scale*, Journal of the mechanical behavior of biomedical materials vol. 12, pp.: 184 – 196, 2012.
- Li B. et al. – *Arthroscopic single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: retrospective review of hamstring tendon graft versus LARS artificial ligament*; IntOrthop. 2009 Aug; 33(4):991-6
- Li G. et al. – *A validated threedimensional computational model of a human knee joint*. J. Biomech. Eng. 121,pp. 657–662, 1999.
- Liu S.H. et al. – *the diagnosis of acute complete tears of the anterior cruciate ligament: Comparision of MRI, arthrometrz and clinical examination*. J Bone Joint Surg Br 77:586-588, 1995
- Liu Z.T. et al. – *Four-strand hamstring tendon autograft versus LARS artificial ligament for anterior cruciate ligament reconstruction IntOrthop” (SICOT) – 2009*
- Lohmander L.S. et al. – *The long term consequence of anterior cruciate ligament and meniscum injuries: oosteoarthritis*, Am J Sports Med 2007;35:1756-69
- Lu S.B. et al. – *Treatment of scoliosis with a shape-memory alloy rod* Chung.Hua.Wai.Ko.Tsa.Chih. 24: 129-32, 187. 1986
- Maletius W. et al. – *Eighteen to twenty-four year follow-up after complete rupture*. Am J Sports Med 27:711-717, 1999
- McCarroll J. – *Fracture of the patella during a golf swing following reconstruction of the anterior cruciate ligament: a case report*. Am J Sports Med 1983;11:26-7
- Meisterling W. S. et al. – *Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*. Oper tech Sports Med 17:2-10; 2009
- Melton KN, Mercier O – *Fatigue of NiTi thermoelastic martensites*, Acta Metall,27:137-44, 1979
- Miyazaky et al. – *Fatigue life of Ti-50 at% Ni and Ti-40Ni-10Cu (at%) shape memory alloys wires*, Material Science Engineering,273-275:658-63, 1999.
- Mommersteeg T.J. et al. – *Characterization of the mechanical behavior of human knee ligaments: a numerical–experimental approach*. J. Biomech. 29, pp. 151–160, 1996.
- Morcovescu V. – *Modelarea membrului inferior uman în vederea recuperării prin protezare*. Editura Orizonturi Universitare, Timișoara, 2005
- Mountcastle S.B. et al. – *Gender differences in anterior cruciate ligament injury vary with activity: epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in a young, athletic population*, Am H Sports Med 2007;35:1635-42
- Murakami T. – *The lubrication of natural synovial joints and joint prostheses*. JSME Int. J. vol. 33, pp. 465-474, 1990
- Musialek J. et al. – *Titanium-nickel shape memory clamps in small bone surgery*. Arch.Orthop.Trauma.Surg. 117: 341-344. 1998
- Niculescu A. – *Curs ortopedie, Spital Foișor București – Ruptura ligamentului încrucșat anterior*, 21 aprilie 2008, pp. 1
- Niinomi, M., *Fatigue characteristics of metallic biomaterials, International Journal of Fatigue*, Vol. 29, 2007, pp. 992-1000.
- Otten E. – *Inverse and forward dynamics: models of multi-body systems*, Philosophical Transactions of the Royal Society, Biological Sciences, vol. 358, pp 1493-1500, Aug. 2003
- Papilian V. – *Anatomia omului. Vol I Aparatul locomotor*, Editura BIC ALL, Ediția a XI-a, București, România, ISBN 973-571-468-X, 2003

- Park J., Lakes R. - *Biomaterials*, an Introduction-second edition, Plenum Press, 1992.
- Peña E. et al. - *A finite element simulation of the effect of graft stiffness and graft tensioning in ACL reconstruction*. *Clinical Biomechanics*, vol. 20 pp. 636-644, 2005
- Peña E., Calvo B. - *Estudio Biomecánico de la Articulación de la Rodilla: Aplicación al Análisis de Lesiones Meniscales y Ligamentosas y de la Cirugía Asociada*, Centro Politécnico Superior da Universidade de Zaragoza, 2004, Zaragoza
- Pioletti D.P. et al. - *Viscoelastic constitutive law in large deformations: application to human knee ligaments and tendons*. *Journal of Biomechanics* 31, 753-757, 1998
- Popescu A. - *Curs Leziunile ligamentului încrucișat anterior*, Decembrie 2009 București, pp. 1
- Rakhorst G., R.J. Ploeg - *Biomaterials in Modern Medicine: The Groningen Perspective*. 2008: World Scientific Company
- Rasmussen J. et al. - *Muscle recruitment bz the min/max criterion – a comparative numerical study*, *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 409-415, 2001
- Robertson S.W. - *On the Mechanical Properties and Microstructure of Nitinol for Biomedical Stent Application*, Lawrence Berkeley National laboratory, 2006.
- Schuessler A. et al. - *Boundaries for the use of Nitinol in medical applications*, Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies, Oct. 3-7, 2004, Kurhaus, Baden-Baden, Germany
- Sculco T.P., - *The economic impact of infevted joint arthroplasty*. *Orthopedics*, 1995. 18(9): p. 871
- Sedel L. - *Medical View Point, European White Book on Fundamental Research in Materials Research*, *Biomaterials*, 2000, pp. 76-78.
- Shabalovskaya S.A. - *Surface, corrosion and biocompatibility aspects of nitinol as an implant material*, *Bio-medical Materials and Engineering*, Vol. 12, 2002, pp. 69-109.
- Shelbourne K.D., Gray T. - *Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by acceleratedrehabilitatio n. A two-to nine-year followup*. *Am. J. Sports Med.* 25, pp. 786-795, 1997.
- Simske S.J. el al. - *Proceedings of the 1st International Conference on Shape Memory and Superplastic Technologies*, SMST-94, 1994, p. 449.
- Song Y. et al. - *A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a compuational analysis with experimental validation*. *J Biomech*, vol. 37, pp. 383-390, 2004
- Spindler K. P., Wright R. W. - *The new England Journal of Medicine* 359.20 (Nov 13 2008); 2135-2142
- Suggs J. et al. - *The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after ACL reconstruction: a 3D computational simulation*. *Clin. Biomech.* Vol. 18, pp. 35-43, 2003
- Tang R.G.,et al - *Application of a NiTi staple in the metatarsal osteotomy*. *Biomed.Mater.Eng.* 6: 307-312. 1996
- Tobushi et al. - *Rotating-bending fatigue of a TiNi shape memory alloy wire*, *Mech Mater*, 26, 35-42, 1997
- Trâmbișas D. - *Re-education protocol after knee anterior cruciate ligament sergery*, SNGN ROMGAZ, Univ. "Lucian Blaga" Sibiu, 2012
- Trepanier C. et al. - *Oxidation of nitinol and its effect on corrosion resitance*, ASM Materials & Processes for Medical Device Conference, 2003

- Turner C. – *Bone Strength: Current Concepts*, Annals of the New York Academy of Sciences, vol. 1068, pp. 429-446, Apr. 2006
- Vaughan C. et al. – *Dynamics of Human Gait, 2nd Edition*, Kiboho Publishers, Cape Town, South Africa, 1999
- Voinescu M. – *Contribuții la creșterea performanțelor protezelor transtibiale*, teză de doctorat, Teză de doctorat, Editura Politehnica, seria 9: inginerie mecanică, nr. 108, Timișoara, 2011
- Voinescu M. et al. – *The use of muscle recruitment algorithms to better assess problems for children with gait deficiency*, Proceedings of 6th International Conference on Technology and Medical Sciences, Porto, Portugal, 2010, pp 285-288
- Wagner et al. – *Structural fatigue of pseudoelastic NiTi shape memory alloys*, Material Science Engineering, 378:105-9, 2004
- Wehner T. et al. – *Internal loads in the human tibia during gait*, Clinical Biomechanics, vol. 24, pp. 299 – 302, 2009
- Weiss J. et al. – *Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity*. Comput. Methods Appl. Mech. Eng. Vol. 135, pp. 107-128, 1996
- Wever D.J. et al. – *Cytotoxic, allergic and genotoxic activity of a nickel-titanium alloy*, *Biomater* Vol. 18, 1997, pp. 1115-1120.
- Whittle M. – *Gait analysis. An Introduction*, Elsevier, 4th ed., 2007
- Wilk K.E. et al. – *Recent advantages in the rehabilitation of isolated and combined anterior cruciate ligament injuries*. *Orthop Clin North Am* 34:107-137, 2003
- Williams D.F. – *On the mechanisms of biocompatibility*, *Biomaterials* Vol. 29, 2008, pp. 2941-2953.
- Williams D.F. – *The Williams dictionary of biomaterials*, Liverpool University Press 1999.
- Williams D.F. – *Toxicology of implanted metals*, Fundamental aspects of biocompatibility, Vol. II, 1981, pp. 45-61.
- Wise DL. et al. – *Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering*, 1995 Dekker, New York, Part A: Applications
- Woo S.L. et al. – *Tensile properties of the human femur–anterior cruciate ligament–tibia complex. The effects of specimen age and orientation*. *American Journal of Sports Medicine* 19, pp. 217–225, 1991.
- Yang P.J. et al. – *Ni-Ti memory alloy clamp plate for fracture of short tubular bone*. *Chin.Med.J.(Engl.)* 105: 312-315. 1992
- Yasuda K. et al. – *Effects of initial graft tension on clinical outcome after anterior cruciate ligament reconstruction. Autogenous doubled hamstring tendons connected in series with polyester tapes*. *Am. J. Sports Med.* 25, pp. 99–106, 1997.
- Abaqus Theory Manual - <http://abaqus.ethz.ch:2080/v6.11/books/stm/default.htm>

ANEXA NR. 1

Valorile forței determinată pe timpul ciclului de mers în punctul inferior de inserție al ligamentului artificial încrucișat anterior

Timp [s]	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]
0,0	-5,2	2,9	31,5
0,0	-193,0	39,8	395,0
0,0	-280,0	71,9	571,0
0,1	-359,0	107,0	735,0
0,1	-325,0	101,0	672,0
0,1	-262,0	73,7	539,0
0,1	-235,0	36,8	458,0
0,1	-248,0	-5,1	371,0
0,2	-239,0	-20,3	248,0
0,2	-242,0	-33,3	177,0
0,2	-274,0	-40,8	165,0
0,2	-310,0	-45,5	174,0
0,2	-340,0	-43,5	168,0
0,3	-339,0	-49,5	127,0
0,3	-331,0	-53,5	67,7
0,3	-326,0	-56,1	2,2
0,3	-314,0	-57,6	-104,0
0,3	-310,0	-59,1	-222,0
0,4	-309,0	-59,9	-353,0
0,4	-311,0	-60,0	-497,0
0,4	-312,0	-59,4	-604,0
0,4	-317,0	-59,2	-709,0
0,4	-322,0	-59,4	-799,0
0,5	-323,0	-60,2	-848,0
0,5	-314,0	-60,1	-912,0
0,5	-308,0	-56,9	-962,0
0,5	-323,0	-40,4	-983,0
0,5	-354,0	-11,5	-994,0
0,6	-378,0	11,8	-1010,0
0,6	-361,0	14,7	-1040,0
0,6	-343,0	17,2	-1070,0
0,6	-325,0	19,2	-1100,0

0,6	-310,0	20,6	-1110,0
0,7	-295,0	22,2	-1120,0
0,7	-281,0	23,9	-1140,0
0,7	-270,0	26,0	-1180,0
0,7	-263,0	28,5	-1240,0
0,7	-234,0	19,5	-1290,0
0,8	-202,0	5,7	-1360,0
0,8	-197,0	0,8	-1420,0
0,8	-201,0	-0,3	-1470,0
0,8	-207,0	-0,4	-1530,0
0,8	-217,0	-0,5	-1590,0
0,9	-233,0	-0,9	-1660,0
0,9	-256,0	-1,6	-1740,0
0,9	-286,0	-3,1	-1830,0
0,9	-318,0	-4,1	-1880,0
0,9	-356,0	-7,9	-1930,0
1,0	-401,0	-12,4	-1980,0
1,0	-454,0	-18,3	-2030,0
1,0	-517,0	-24,7	-2080,0
1,0	-589,0	-30,2	-2120,0
1,0	-669,0	-35,0	-2150,0
1,1	-744,0	-38,4	-2150,0
1,1	-810,0	-44,5	-2130,0
1,1	-865,0	-53,9	-2050,0
1,1	-897,0	-64,3	-1930,0
1,1	-897,0	-71,7	-1750,0
1,2	-855,0	-76,3	-1540,0
1,2	-739,0	-70,3	-1200,0
1,2	-585,0	-54,8	-863,0
1,2	-385,0	-22,1	-417,0
1,2	-232,0	-11,3	-187,0
1,3	-120,0	-6,4	-54,4
1,3	-68,7	-3,7	-7,8
1,3	-91,4	15,5	-54,2

124 Anexa 1

1,3	-95,8	15,4	-44,7
1,3	-97,4	15,1	-35,7
1,4	-102,0	18,3	-17,4
1,4	-108,0	21,8	-1,4
1,4	-116,0	19,4	-8,9
1,4	-122,0	17,4	-13,2
1,4	-126,0	19,5	-9,6
1,5	-129,0	19,2	-12,2
1,5	-132,0	15,9	-23,8
1,5	-137,0	12,5	-40,7
1,5	-140,0	10,3	-57,3
1,5	-142,0	6,6	-77,1
1,6	-149,0	4,9	-56,7
1,6	-157,0	5,0	-41,5
1,6	-164,0	6,8	-30,6
1,6	-169,0	8,3	-21,0
1,6	-172,0	9,8	-14,3
1,7	-173,0	11,0	-10,2
1,7	-169,0	11,9	-14,8
1,7	-173,0	13,5	1,5
1,7	-178,0	14,7	22,0
1,7	-176,0	14,4	31,0
1,8	-174,0	13,8	42,6
1,8	-172,0	13,2	56,8
1,8	-169,0	12,7	73,2
1,8	-170,0	14,0	99,4
1,8	-179,0	17,0	144,0
1,9	-178,0	18,5	175,0
1,9	-170,0	18,8	195,0
1,9	-166,0	18,1	220,0
1,9	-166,0	16,1	246,0
1,9	-172,0	20,2	279,0
2,0	-184,0	23,8	322,0
2,0	-240,0	37,4	439,0
2,0	-259,0	42,4	491,0
2,0	-222,0	37,6	438,0
2,0	-195,0	37,1	397,0
2,1	-162,0	36,9	341,0
2,1	-248,0	68,1	526,0
2,1	-334,0	106,0	755,0
2,1	-327,0	121,0	807,0
2,1	-203,0	88,8	603,0
2,2	-67,7	41,2	357,0
2,2	32,1	24,7	181,0
2,2	0,7	17,4	233,0
2,2	-49,6	1,9	345,0
2,2	-96,9	-16,4	452,0
2,3	-125,0	-13,8	444,0
2,3	-160,0	-12,5	444,0
2,3	-182,0	-16,8	422,0
2,3	-179,0	-20,5	353,0
2,3	-165,0	-23,0	259,0
2,4	-156,0	-25,0	165,0
2,4	-154,0	-26,2	69,9
2,4	-160,0	-26,6	-28,4
2,4	-170,0	-26,0	-137,0
2,4	-184,0	-24,6	-246,0
2,5	-197,0	-22,3	-362,0
2,5	-194,0	-24,4	-502,0
2,5	-182,0	-30,1	-625,0
2,5	-177,0	-31,8	-729,0
2,5	-173,0	-30,6	-776,0
2,6	-172,0	-28,0	-821,0
2,6	-171,0	-22,4	-836,0
2,6	-172,0	-11,2	-811,0
2,6	-180,0	4,4	-788,0
2,6	-162,0	7,6	-779,0
2,7	-145,0	10,7	-772,0
2,7	-126,0	13,9	-775,0
2,7	-110,0	16,7	-784,0
2,7	-96,0	19,3	-802,0
2,7	-84,5	21,8	-831,0
2,8	-74,6	24,4	-871,0
2,8	-66,6	27,1	-911,0
2,8	-59,0	30,1	-951,0
2,8	-50,8	33,4	-990,0

2,8	-43,0	37,2	-1030,0
2,9	-36,5	41,5	-1080,0
2,9	-33,4	46,6	-1140,0
2,9	-26,7	51,3	-1180,0
2,9	-17,9	55,4	-1210,0
2,9	-9,5	58,1	-1250,0
3,0	-2,0	60,7	-1290,0
3,0	1,9	63,0	-1340,0
3,0	-0,5	65,3	-1400,0

3,0	-10,4	67,5	-1460,0
3,0	-32,3	68,9	-1530,0
3,1	-67,7	70,8	-1600,0
3,1	-120,0	73,3	-1670,0
3,1	-186,0	76,0	-1740,0
3,1	-266,0	78,9	-1780,0
3,1	-362,0	82,4	-1780,0

Valorile forței determinată pe timpul ciclului de mers în punctul superior de inserție al ligamentului artificial încrucișat anterior

Timp [s]	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]
0,0	-3,9	120,0	73,9
0,0	42,1	77,0	-116,0
0,0	61,1	44,0	-210,0
0,1	32,2	74,0	-180,0
0,1	-26,4	111,0	-75,7
0,1	-108,0	187,0	104,0
0,1	-252,0	353,0	394,0
0,1	-374,0	513,0	771,0
0,2	-385,0	640,0	840,0
0,2	-384,0	765,0	871,0
0,2	-401,0	914,0	953,0
0,2	-400,0	1.040,0	1.000,0
0,2	-375,0	1.120,0	995,0
0,3	-332,0	1.160,0	949,0
0,3	-287,0	1.170,0	895,0
0,3	-246,0	1.170,0	851,0
0,3	-206,0	1.130,0	797,0
0,3	-182,0	1.130,0	766,0
0,4	-162,0	1.130,0	743,0
0,4	-150,0	1.120,0	739,0
0,4	-153,0	1.110,0	708,0
0,4	-162,0	1.080,0	684,0
0,4	-175,0	1.030,0	655,0
0,5	-191,0	975,0	590,0

0,5	-217,0	953,0	521,0
0,5	-245,0	924,0	449,0
0,5	-270,0	879,0	347,0
0,5	-295,0	824,0	231,0
0,6	-319,0	768,0	121,0
0,6	-341,0	716,0	24,6
0,6	-363,0	672,0	-52,9
0,6	-385,0	641,0	-102,0
0,6	-408,0	626,0	-115,0
0,7	-432,0	622,0	-110,0
0,7	-456,0	619,0	-103,0
0,7	-476,0	612,0	-108,0
0,7	-493,0	601,0	-124,0
0,7	-505,0	590,0	-139,0
0,8	-515,0	581,0	-147,0
0,8	-530,0	587,0	-131,0
0,8	-547,0	598,0	-109,0
0,8	-565,0	610,0	-83,4
0,8	-582,0	619,0	-60,1
0,9	-599,0	621,0	-46,2
0,9	-613,0	614,0	-39,1
0,9	-628,0	610,0	-38,6
0,9	-642,0	598,0	-70,4
0,9	-649,0	583,0	-68,9

126 Anexa 1

1,0	-648,0	557,0	-65,7	1,7	-4,6	120,0	85,7
1,0	-645,0	533,0	-56,8	1,7	-8,6	121,0	88,7
1,0	-637,0	511,0	-29,3	1,8	-12,4	120,0	88,6
1,0	-621,0	487,0	19,0	1,8	-16,3	116,0	86,6
1,0	-599,0	456,0	65,9	1,8	-19,8	110,0	82,0
1,1	-551,0	420,0	72,0	1,8	-24,9	108,0	75,3
1,1	-515,0	374,0	60,8	1,8	-28,0	108,0	69,7
1,1	-454,0	331,0	97,9	1,9	-25,1	108,0	57,4
1,1	-409,0	277,0	67,8	1,9	-17,5	118,0	41,1
1,1	-369,0	213,0	-34,2	1,9	-11,6	145,0	44,0
1,2	-275,0	216,0	9,9	1,9	-6,2	170,0	54,9
1,2	-129,0	277,0	158,0	1,9	1,8	182,0	64,1
1,2	17,3	401,0	267,0	2,0	9,3	173,0	60,7
1,2	189,0	554,0	339,0	2,0	20,5	157,0	55,0
1,2	222,0	540,0	355,0	2,0	23,0	161,0	48,8
1,3	207,0	465,0	355,0	2,0	12,7	176,0	57,3
1,3	193,0	429,0	352,0	2,0	6,0	193,0	67,6
1,3	170,0	420,0	348,0	2,1	-3,8	213,0	80,3
1,3	146,0	417,0	305,0	2,1	40,4	195,0	-33,3
1,3	121,0	410,0	263,0	2,1	119,0	99,7	-220,0
1,4	105,0	420,0	213,0	2,1	159,0	13,4	-317,0
1,4	91,0	426,0	161,0	2,1	32,9	94,4	-73,5
1,4	61,9	357,0	144,0	2,2	-62,4	124,0	100,0
1,4	42,1	300,0	127,0	2,2	-140,0	147,0	230,0
1,4	34,4	269,0	99,2	2,2	-275,0	353,0	547,0
1,5	28,6	235,0	75,5	2,2	-359,0	578,0	726,0
1,5	23,2	199,0	60,7	2,2	-399,0	764,0	840,0
1,5	16,9	167,0	57,3	2,3	-428,0	925,0	949,0
1,5	21,7	141,0	27,9	2,3	-440,0	1.060,0	1.040,0
1,5	13,4	117,0	37,3	2,3	-426,0	1.170,0	1.070,0
1,6	12,1	110,0	30,7	2,3	-375,0	1.230,0	1.030,0
1,6	12,4	110,0	33,5	2,3	-312,0	1.250,0	946,0
1,6	14,3	108,0	36,2	2,4	-253,0	1.240,0	867,0
1,6	13,8	109,0	42,2	2,4	-203,0	1.230,0	799,0
1,6	12,6	106,0	46,0	2,4	-167,0	1.210,0	752,0
1,7	10,8	103,0	49,9	2,4	-147,0	1.190,0	728,0
1,7	2,5	114,0	74,8	2,4	-139,0	1.180,0	725,0
1,7	-2,9	122,0	86,8	2,5	-141,0	1.170,0	732,0

2,5	-145,0	1.140,0	733,0
2,5	-158,0	1.110,0	745,0
2,5	-175,0	1.070,0	751,0
2,5	-198,0	1.030,0	710,0
2,6	-221,0	992,0	696,0
2,6	-242,0	954,0	664,0
2,6	-264,0	916,0	590,0
2,6	-286,0	878,0	518,0
2,6	-308,0	843,0	458,0
2,7	-328,0	809,0	401,0
2,7	-349,0	778,0	353,0
2,7	-366,0	747,0	306,0
2,7	-379,0	717,0	264,0
2,7	-390,0	686,0	221,0
2,8	-399,0	654,0	179,0
2,8	-408,0	631,0	148,0
2,8	-418,0	615,0	127,0
2,8	-431,0	609,0	125,0
2,8	-445,0	613,0	141,0
2,9	-459,0	621,0	168,0
2,9	-474,0	630,0	194,0
2,9	-494,0	636,0	158,0
2,9	-518,0	638,0	97,1
2,9	-552,0	653,0	54,5
3,0	-587,0	662,0	5,6
3,0	-618,0	663,0	-42,4
3,0	-642,0	650,0	-91,5
3,0	-665,0	635,0	-133,0
3,0	-682,0	626,0	-153,0
3,1	-692,0	612,0	-160,0
3,1	-693,0	598,0	-128,0
3,1	-682,0	577,0	-70,6
3,1	-642,0	563,0	57,1
3,1	-511,0	572,0	372,0

ANEXA NR. 2

Algoritmul polinomial se bazează pe o relație cantitativă între forța musculară și durata maximă pentru care poate avea loc contracția sau pe un raport între valoarea forței dezvoltate și un factor sau funcție de normalizare. Ecuația ce caracterizează relația forță-durata contracției are forma [Crowninshield 1981, Voinescu 2010]:

$$\text{Log } T = n \log f + c \quad (\text{a.1})$$

unde T este durata maximă pentru care poate avea loc contracția, f este forța dezvoltată de mușchi în urma contracției, n și c sunt constante determinate experimental. Din determinările experimentale (ale altor autori), Crowninshield a dedus că $n \in [1,4;5]$ (în funcție de activitatea efectuată), cu o valoare medie $n=3$. S-a concluzionat că durata maximă este invers proporțională cu forța generată [Crowninshield 1981, Voinescu 2010].

Crowninshield a dedus că durata maximă a contracției este funcție de intensitatea tensiunii din mușchi ce apare în urma contracției musculare. Prin urmare, dacă se consideră că ligamentele și contactul dintre suprafețele articulare nu influențează valoarea momentului articular M , se poate spune că poziția studiată va putea fi menținută pentru durata cea mai mare de timp, atunci când:

$$M = \sum_{i=1}^m (\vec{r}_i \times \vec{f}_i) \quad (\text{a.2.2})$$

$$u_n = \sqrt[n]{\sum_{i=1}^m \left(\frac{f_i}{A_i}\right)^n} \quad (\text{a.2.3})$$

unde m este numărul mușchilor ce acționează asupra articulației; f_i este forța generată de mușchiul i , \vec{r}_i este brațul forței \vec{f}_i ; n este constanta din ecuația (3.3); A_i este aria secțiunii transversale a mușchiului i ; u_n este funcția a cărei valoare trebuie să fie minimizată. Minimizarea funcției u_n implică o distribuție uniformă a activității musculare (pentru mușchii din sistem) și reduce tensiunile din mușchii individuali.

Prin utilizarea ecuațiilor (a.2.1), (a.2.2) și (a.2.3), Crowninshield a obținut forțe musculare cu o tendință similară cu cea determinată experimental, prin electromiografie [Voinescu 2010].

Scrisă în forma generală, ecuația polinomială devine [Rasnussen 2001]:

$$G(f^M) = \sum_{i=1}^{n^{(M)}} \left(\frac{f_i^M}{N_i} \right)^p \quad (\text{a.2.4})$$

unde N_i sunt funcții (factori) de normalizare ce pot fi estimări ale forței maxime pe care mușchiul poate să o dezvolte, aria secțiunii transversale a mușchiului sau forța instantanee a mușchiului; $G(f^M)$ este o măsură scalară a sarcinii pe care corpul trebuie să o execute; $n^{(M)}$ este numărul de mușchi din sistem; f_i^M este forța musculară dezvoltată de modelul mușchiului; p este ordinul polinomial. Algoritmii polinomiali sunt eficienți doar dacă se precizează o limită superioară ce restricționează valoarea forțelor musculare la valori realizabile de către mușchii reali. Aceste restricții pot să ducă la activarea bruscă a mușchilor, pe măsură ce valoarea forței exterioare crește [Voinescu 2010].

Algoritmii polinomiali utilizați de aplicația AnyBody permite utilizarea ecuației (5.6) și alegerea ordinului polinomului. Pe măsura creșterii ordinului polinomului, modelul tinde să utilizeze majoritatea mușchilor din sistem, în mod egal, pentru preluarea forței exterioare. Valoarea uzuală pentru p este de trei. O valoare mai mare ca cinci va permite sistemului musculo-scheletal să preia încărcări mari, fără ca acesta să fie suprasolicitat [Voinescu 2010].

Valorile pentru p utilizate în literatură diferă între autori. Crowninshield a utilizat $p=3$ și a obținut rezultate bune pentru studiul mersului uman. Happe [Happe 1994] a folosit o valoare $p=2$ pentru studiul mișcării corpului uman și a obținut rezultate asemănătoare cu cele determinate experimental. Bolhius [B. van Bolhius 1999] a studiat influența valorii p asupra datelor obținute, folosind un model simplu, compus din șase grupe de mușchi atașate unui lanț cinematic corespunzător membrului superior uman. Modelul a fost supus la o forță externă, la nivelul articulației mâinii, cu valoare de 20N. Pentru valoarea $p=1$, s-a observat că mușchii care dezvoltă cea mai mare forță sunt cei poziționați optim pentru a efectua mișcarea. Pentru $p=2$, activitatea musculară observată a fost apropiată de datele experimentale. Pentru $p=3$ s-a observat o colaborare crescută între mușchii din model, dar datele experimentale au demonstrat că nivelul de colaborare între mușchi este mai mic decât cel obținut cu ajutorul modelului. Se poate concluziona că o valoare $p=2$ sau $p=3$ este cea mai bună pentru studiul deplasării umane, din punct de vedere computațional, în cazul în care se folosește algoritmul polinomial [Voinescu 2010].