

Contribuții privind studiul proceselor tribologice
din protezele de șold

Doctorand: ing. Tiberiu Laurian
Conducător științific: prof.dr.ing. Andrei Tudor

– 2004 –

Cuprins

1 Stadiul actual al problematicii protezelor de șold	5
1.1 Generalități	5
1.1.1 Cinematica articulației șoldului	7
1.1.2 Statica articulației șoldului	9
1.1.3 Clasificarea protezelor de șold	9
1.1.4 Materiale utilizate pentru fabricarea protezelor de șold . .	12
2 Aspecte generale privind tribologia protezelor de șold	13
2.1 Mecanisme de uzare a protezelor de șold	13
2.1.1 Frecarea generată în protezele de șold	14
2.2 Factori de influență a uzării protezelor de șold	17
2.3 Obiective	21
3 Contribuții privind uzarea prin abraziune cu particule dure	22
3.1 Elemente privind interacțiunea particulelor abrazive libere cu suprafețele de frecare	22
3.1.1 Procese de frecare ale particulei abrazive în interstițiul variabil	24
3.1.2 Aplicație pentru interstițiul sferă-plan cu particule ovoide	26
3.2 Starea de tensiuni și deformații elastice la contactul unei particule ovoide cu un semispațiu	31
3.3 Starea de tensiuni și deformații plastice la contactul unei particule ovoide cu un semispațiu	35
3.4 Model de uzare a polietilenei UHMWPE cu particule dure ovoide în interstițiu convergent	37
3.4.1 Cazul 1 – Ovoidul în contact cu planul prin sfera mică de rază r	38
3.4.2 Cazul 2 – Ovoidul “culcat” între sferă și plan	40
3.4.3 Cazul 3 – Ovoidul cu contactul pe plan prin intermediul sferei mari (de rază R)	40
3.5 Un model de uzare a cupei acetalulare din proteza totală de șold	41
4 Modelare numerică a uzării protezelor de șold	51
4.1 Model numeric pentru determinarea presiunii de contact	51
4.2 Influența jocului asupra uzării protezelor de șold	57

5	Contribuții privind determinarea uzării <i>in vivo</i> a protezelor de șold	64
5.1	Generalități	64
5.2	Stabilirea pe baza investigațiilor radiologice a stării de degradare a protezelor totale de șold — studiu retrospectiv	65
5.2.1	Material și metodă	65
6	Contribuții privind testarea tribologică a protezelor de șold	71
6.1	Aspecte generale	71
6.2	Test de uzare prin micro-abraziune a UHMWPE	72
6.2.1	Rezultate și discuții	77
6.3	Stand experimental pentru studiul tribologic al protezelor de șold	80
6.3.1	Caracteristici tehnice ale standului	80
7	Concluzii generale și contribuții	86
7.1	Contribuții originale	88
7.2	Dirrecții viitoare de cercetare	90

Introducere

Articulațiile umane reprezintă un exemplu particular de articulații naturale, articulații caracterizate printr-o rată de uzură și forțe de frecare extrem de mici datorită unei lubrificații foarte eficiente. Deși, în mod normal, articulațiile naturale pot suporta încărcări de câteva ori mai mari decât cele la care sunt supuse în mod obișnuit, din diverse motive (îmbătrânire, afecțiuni articulare, accidente) acestea își pot pierde capacitatea de autolubrifiere, generând dureri foarte mari care fac mișcarea aproape imposibilă.

În 1925, un medic din Boston, Massachusetts, M.N. Smith-Petersen, a turnat o bucată de sticlă într-o formă concavă sferică, care se putea articula cu capul femural. Deși era biocompatibilă, sticla nu era însă suficient de rezistentă și ceda tensiunilor mecanice din timpul mersului. Fără a da înapoi, Smith a continuat și cu alte materiale precum plasticul și oțelul inoxidabil. Acesta din urmă a dat rezultate multumitoare datorită rezistenței sale la coroziune. Această tehnică de protezare se numea “mold arthroplasty”.

În 1936 s-a adus o îmbunătățire importantă prin înlocuirea oțelului inoxidabil cu aliajul cobalt-crom. Acest nou aliaj era foarte rezistent mecanic și la coroziune și utilizarea lui a continuat până în prezent.

Artroplastia totală de șold reprezintă o metodă eficientă de tratament pentru pacienții cu afecțiuni articulare de șold. Această operație asigură succesul pe termen lung, eliminarea durerilor specifice artrozelor, și reabilitarea funcțiilor articulației pentru majoritatea pacienților.

Indicațiile acestei metode de tratament includ majoritatea cazurilor de durere cronică și pierdere a funcțiilor șoldului: artroză, artrită reumatoidă, osteonecroză, artroză post-traumă, spondilită anchilozantă, alte forme de poliartrită, anumite tumori osoase de natură benignă sau malignă, și anumite tipuri de fracturi de șold.

Statisticile arată că anual în SUA se realizează peste 170 000 artroplastii totale de șold și în jur de 100 000 hemiartroplastii. Din numărul anual de artroplastii totale, aproximativ 20% sunt artroplastii de revizie.

Tabela 1: Incidența artroplastiilor de șold în SUA (după Wright și Goodman) [94]

	1994	1997	1998
Hemi	93439	93952	96856
Primare	137415	141486	144133
Revizie	27446	28794	29368
Total	258300	264232	270357

În trecut candidații pentru artroplastii de șold erau pacienți cu vârste peste 65-70 ani. Odată cu acumularea de experiență, indicațiile s-au extins și către pacienții mai tineri. Totuși activitatea fizică intensă specifică persoanelor tinere este considerată în general ca fiind un factor de risc.

Capitolul 1

Stadiul actual al problematicii protezelor de șold

1.1 Generalități

Una dintre problemele majore ale artroplastiei șoldului o reprezintă durata de viață relativ scurtă a implanturilor. În cele mai bune cazuri speranța de viață (durabilitatea) unui astfel de implant poate ajunge până la 20 - 25 de ani. Statisticile arată că după aproximativ 10 - 15 ani încep să apară probleme de stabilitate, de rigiditate a prinderii etc., toate acestea fiind manifestate prin durere.

Șoldul este o articulație sinovială de tip sferic formată de capul femural și de acetabul. Se situează la joncțiunea dintre trunchi și membrul inferior liber, care participă și asigură efectuarea în condiții optime a ortostatismului și locomoției. Articulația șoldului realizează atât transmiterea greutății corpului de la pelvis spre femur în faza sprijinului mono sau bipodal, cât și faza de pendulare a membrului necesară deplasării [67].

Acetabulul este o fosă adâncă în partea laterală a fiecărui os coxal, unde se unesc cele trei oase: Ilium, Pubis și Ischium (figura 1.1). Acetabulul are forma unei hemisfere cu diametrul de aproximativ 60 mm și ocupă o poziție strategică pe fața laterală a istmului osului coxal. Acetabulul împreună cu labrum acetabular acoperă 2/3 din suprafața capului femural. Diametrul cercului descris de marginea labrumului fiind mai mic decât diametrul maxim al capului femural, se realizează un efect de contenție articulară. În acest fel acetabulul este strâns ferm în jurul capului femural încât, spre deosebire de articulația umărului, se restrâng magnitudinile gradelor de liberate în favoarea unui plus de stabilitate.

Femurul este cel mai mare os din corpul uman (figura 1.2). La extremitatea sa proximală, capul rotunjit se articulează cu osul coxal în acetabul. Capul se îngustează în zona gâtului (colul femural). Lateral față de gât, pe exterior, se află o proeminență numită marele trohanter. Capul femural reprezintă 2/3 dintr-o sferă cu diametrul cuprins între 42 - 56 mm, fiind în general mai mic la femei. Din punct de vedere geometric, este considerat un sistem ogival care aproximează o sferă, explicând incongruența elastică naturală a articulației neîncărcate.

Articulația șoldului permite mișcări în toate cele trei plane de mișcare in-



Figura 1.1: Osul coxal



Figura 1.2: Vedere de ansamblu a femurul

cluzând mișcarea de flexie–extensie, abducție–adducție și rotație medio–laterală.

Capsula articulară are forma unui manșon cilindric cu o circumferință mai mare acetabulară și alta mai mică femurală. Ea este mai puternică în partea superioară și anterioară unde atinge o grosime de 10–12 mm.

Membrana sinovială tapetează fața profundă a capsulei și cele două fețe ale labrumului acetabular. La nivelul inserției capsulei pe col, ea se reflectă pe suprafața acestuia și îl îmbracă până la joncțiunea cu capul, acoperind atât fibrele retinaculare ale capsulei cât și vasele cervicale ascendente destinate nutriției capului femural. Acestea vor forma la nivelul șanțului subcapital un inel anastomotic subsinovial.

1.1.1 Cinematica articulației șoldului

Transferul greutății trunchiului, capului și a membrelor superioare spre membrele inferioare către sol se face prin centrura pelviană și articulațiile șoldului. Prin intermediul articulațiilor șoldului, corpul este deplasat în spațiu de membrele inferioare (locomoția). Articulația șoldului realizează legătura dintre cadrul rigid al bazinului și femur ca element mobil al membrului inferior liber, asigurând statica și locomoția (figura 1.5).

Datorită formei sferice, articulația posedă o stabilitate intrinsecă. La nivelul articulației iau naștere forțe mari produse de mușchii periarticulari puternici, care echilibrează greutatea corpului amplificată de pârghiile osoase. Orice imperfecțiune a mecanismului articular modifică distribuția forțelor intra-articulare, producând modificări degenerative.

În funcție de dispoziția mușchilor periarticulari, mișcările articulației se realizează în cele trei plane spațiale și sunt împărțite în trei mișcări fundamentale de rotație (după planele în care se desfășoară). Cele trei axe care definesc mișcările sunt ortogonale și se intersectează în centrul capului femural.

Considerând punctul fix la nivelul bazinului, atunci membrul inferior (piciorul) poate realiza următoarele mișcări: *mișcarea de flexie-extensie*, *mișcarea de abducție-adducție* și *mișcarea de rotație internă-externă* (figura 1.3). Planele în care se găsesc cele trei axe sunt planele anatomice: planul frontal, planul sagital și planul orizontal.

Mersul normal Mersul este o succesiune de momente de sprijin unipodal alternative în care apar o serie de oscilații ale centrului de greutate, ceea ce face ca direcția și planurile în care acționează diferitele forțe să se modifice.

Mersul normal este format din patru faze succesive: pendulare, contact calcanean, sprijin total, ridicarea degetelor. Flexia maximă are loc înainte de contactul calcanean, cu o valoare de 37° . Odată cu mișcarea corpului înainte și începutul fazei de sprijin, articulația începe să se extindă. Extensia maximă se obține la ridicarea calcaneului, cu o valoare de aproximativ 15° . Pentru mișcarea de abducție, amplitudinea maximă se obține în timpul fazei de pendulare, înainte de ridicarea degetelor, având o valoare de 7° . La contactul calcanean abducția se transformă într-o adducție de 5° .

Împreună cu întreg membrul inferior, articulația șoldului participă la toate mișcările ce constituie activitatea de zi cu zi a unui individ. Astfel, urcatul

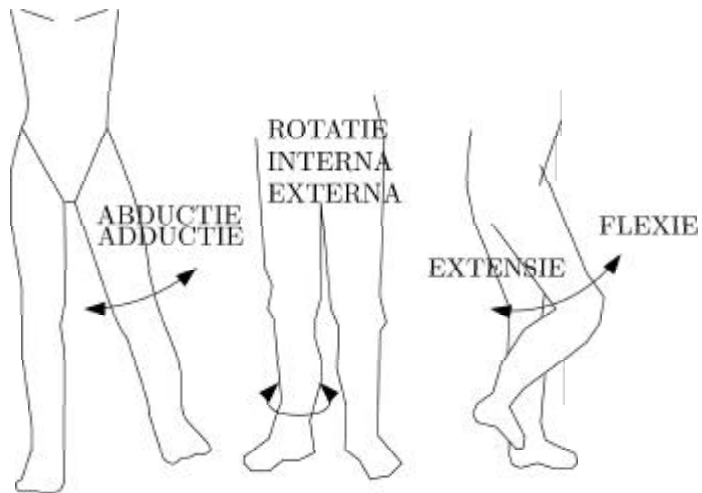


Figura 1.3: Mișcările articulației șoldului

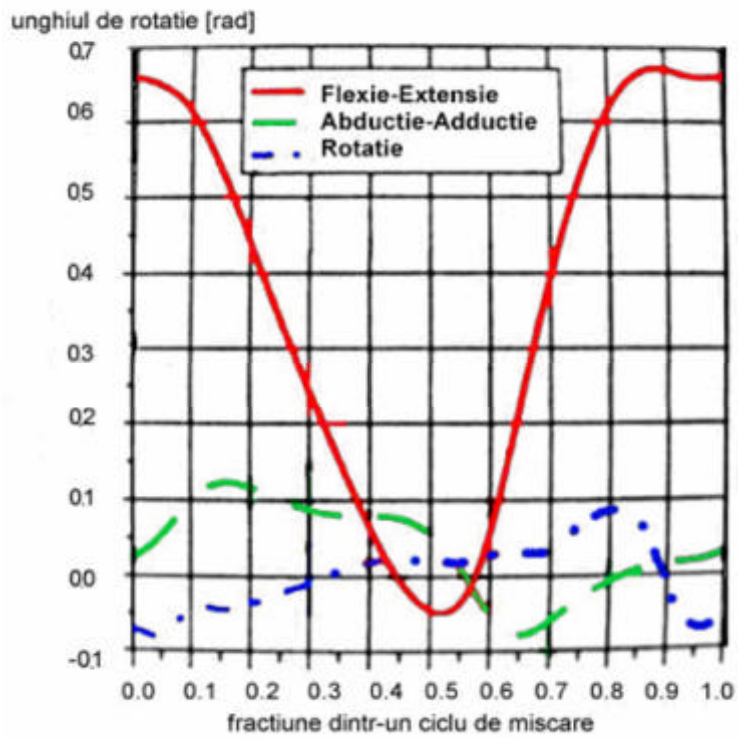


Figura 1.4: Variația unghiurilor de mișcare în articulației șoldului

scărilor presupune o flexie de 67° , iar coborârea o flexie de doar 36° . Mișcarea maximă de flexie a șoldului este necesară pentru activități precum legarea șireturilor la pantofi sau pentru ridicarea unui obiect de pe podea (în medie 120°). Solicitarea maximă în plan frontal și orizontal apare în poziții precum cea necesită de închiderea încălțămintei cu piciorul pus peste coapsa opusă. Valorile medii calculate pentru mișcările cotidiene indică o implicare a șoldului de minim 120° în flexie, de 20° în abducție și de 20° în rotație externă.

Mișcările specifice articulației șoldului pot fi reproduse folosind simulatoare de articulații sau virtual prin simulări pe calculator. Din păcate aceste simulări nu pot reflecta întocmai mișcările reale, in vivo, ale unui pacient după o artroplastie a șoldului.

Incidența dislocărilor la artroplastiile primare de șold este raportată între 0.6% și 9.5%[40]. Există preocupări deosebite pentru articulațiile metal-metal și ceramică-ceramică) pentru că ceramicile și metalele sunt mult mai puțin deformabile decât polietilena. Există însă, un risc mare de distrugere mecanică a protezelor ceramică-ceramică sau metal-metal datorită tensiunilor mari de contact ce apar în timpul dislocării sau al revenirii la poziția normală. Cauzele dislocărilor pot fi: designul protezei, orientarea incorectă a celor două componente sau instabilitatea ligamentelor.

1.1.2 Statica articulației șoldului

Cunoașterea forțelor care acționează asupra articulației șoldului este necesară multor activități de cercetare în domeniul protezelor. De exemplu, implanturile noi necesită efectuarea de teste la oboseală în condiții fiziologice de încărcare, înainte de a fi utilizate clinic. Optimizarea funcțională a protezelor presupune cunoașterea acestor forțe. Datele de încărcare fac posibilă prevenirea pacienților cu fracturi de femur sau de bazin în legătură cu activitățile fizice pe care ar trebui să le evite.

1.1.3 Clasificarea protezelor de șold

Pentru a putea reda mișcarea naturală a șoldului, proteza totală de șold este alcătuită din trei elemente: tija sau coada, care se fixează în femur și asigură fixarea protezei; capul sau bila, care înlocuiește capul femural și cupa care înlocuiește cavitatea acetabulară. Anumite tipuri de proteze au capul și coada dintr-o singură piesă, alte tipuri sunt modulare, permițând o mai mare flexibilitate în momentul implantării.

La majoritatea protezelor de șold, tijele sunt făcute din aliaje de titan sau pe bază de CoCrMo. Suprafețele lor sunt prelucrate la diferite rugozități pentru o buna ancorare în cementul osos sau direct în os în cazul protezelor necimentate. Capul protezei este fabricat din aliaje CoCr sau din ceramică (oxid de aluminiu sau oxid de zirconiu). Cel mai utilizat material pentru fabricarea cupelor este polietilena cu greutate moleculară ultra înaltă (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene). Există însă și cupe metalice sau ceramice.

Interfața dintre os și implant, sau dintre cement și proteză are un rol decisiv în comportamentul clinic de lungă durată al protezei. O articulație artificială poate fi ancorată în două moduri în corpul uman: *cu* sau *fără cimentare*. Fiecare metodă necesită anumite proprietăți de suprafață ale implantului. Cele două

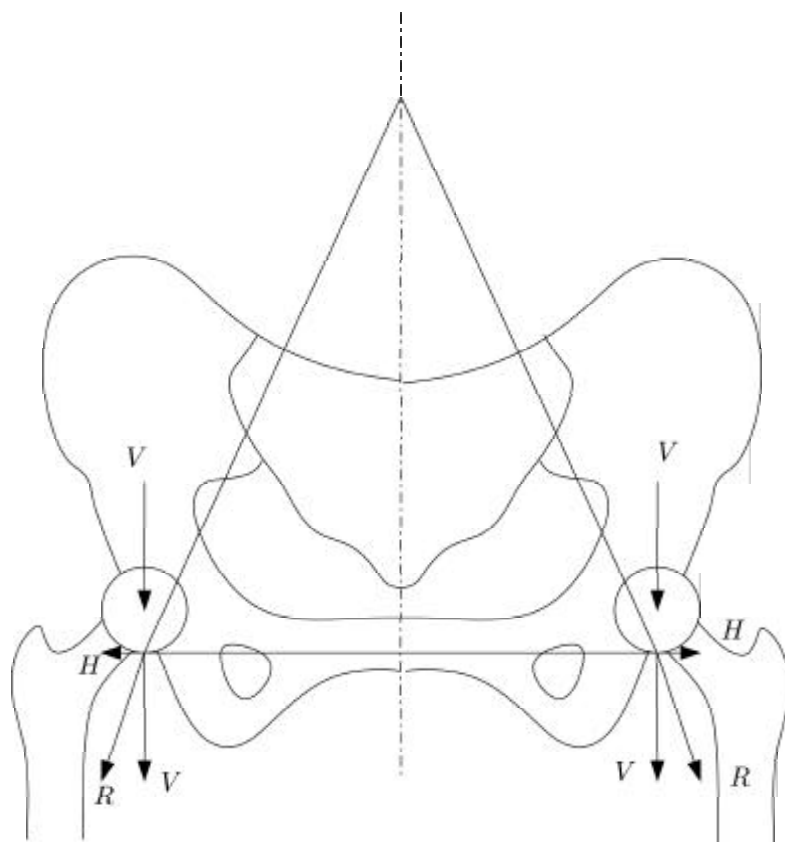


Figura 1.5: Descompunerea forțelor din pelvis în sprijinul bipodal

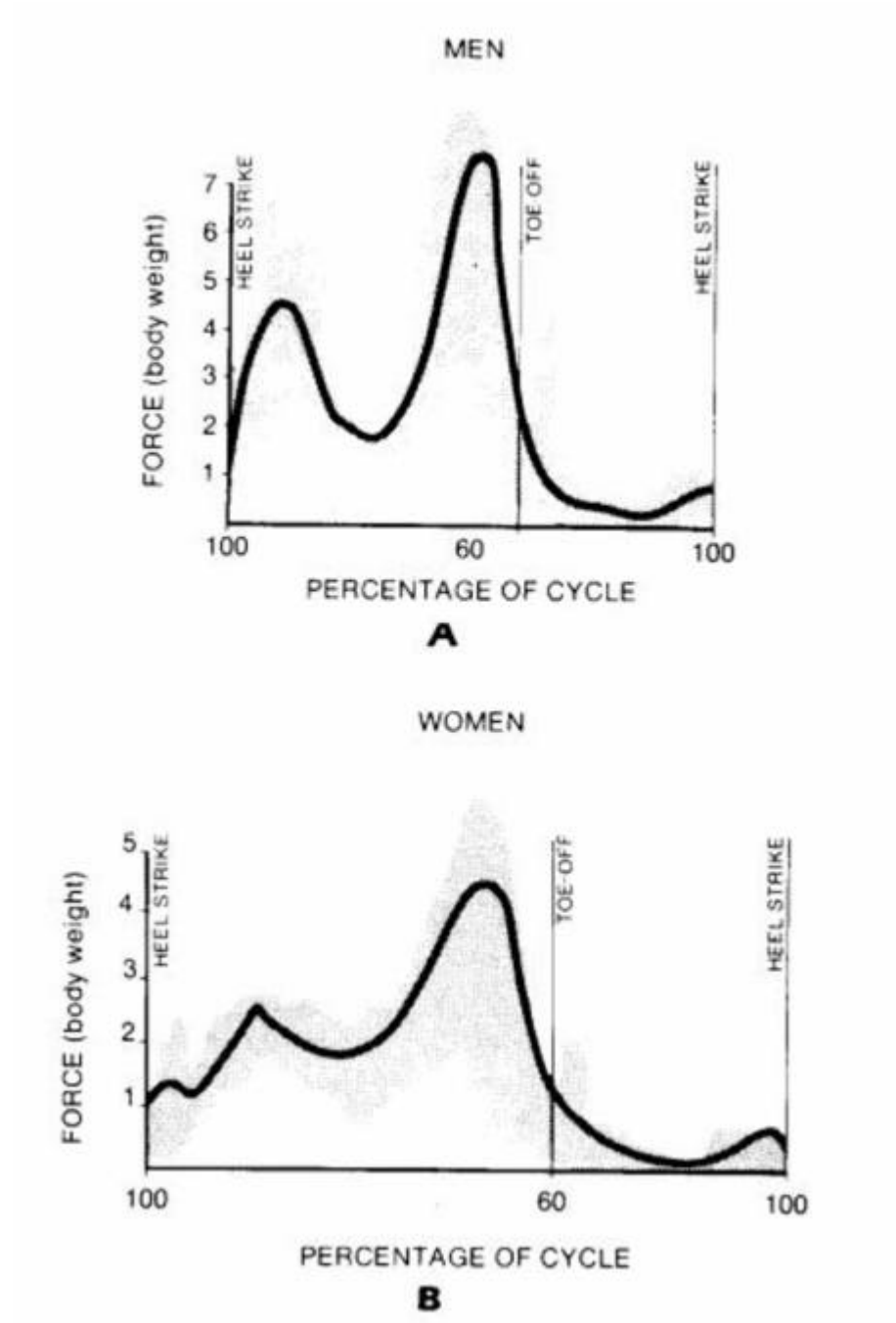


Figura 1.6: Forțele din articulația șoldului în timpul unui ciclu de mers pentru bărbați (diagrama de sus) și pentru femei (diagrama de jos).

metode de ancorare, cimentată sau necimentată, pot fi combinate într-un sistem hibrid, în care o componentă este fixată cu cement și cealaltă este necimentată.

1.1.4 Materiale utilizate pentru fabricarea protezelor de șold

Polietilena tip UHMWPE

Cel mai utilizat polimer în combinație cu oțelurile inoxidabile, la articulațiile cu solicitări mecanice ridicate este *polietilena cu greutate moleculară ultra-ridicată* (polietilena ultradensă – UHMWPE). Este general acceptat că acest polimer este cel mai bun pentru utilizarea, în combinație cu celelalte materiale biocompatibile (aliaje CoCr, Ti sau ceramice), la fabricarea protezelor articulare.

Materiale metalice

Majoritatea metalelor, precum Fe, Cr, Co, Mo, Ni, Ta, Ti și W, utilizate pentru implanturi, sunt tolerate de corpul uman doar în cantități foarte mici. În acest context, biocompatibilitatea implantului metalic reprezintă o proprietate foarte importantă datorită coroziunii nedorite a acestuia cu consecințe grave asupra corpului uman. Pentru fabricarea protezelor articulare se folosesc doar trei categorii de materiale metalice: oțelul inoxidabil, aliajul CoCrMo și aliajul Ti6Al4V.

Materiale ceramice

Nu în ultimul rând trebuiesc menționate și protezele cu unul sau cu ambele componente din ceramică. Aceste tipuri de proteze sunt din ce în ce mai des utilizate, deși numărul lor nu este încă atât de mare ca cel al clasicele proteze de tip metal-polietilenă. La fabricarea protezelor ceramice se folosesc, fie alumina (Al_2O_3), fie zirconia (ZrO_2). Alumina este folosită pentru proteze de aproape 30 de ani.

Materialul ceramic este mai rezistent și mai dur decât plasticul și ca urmare generează mult mai puține particule de uzură în urma frecării. La protezele tip ceramică/ceramică, frecarea este cu aproximativ un ordin de mărime mai mică decât la protezele metal/polietilenă, iar volumul de uzură de o mie de ori mai mic. Datorită durității, suprafețele protezelor ceramice sunt foarte rezistente la zgâriere, caracteristică foarte importantă pentru rezistența la uzura de abraziune.

Dacă rata eșecurilor pentru protezele ceramice în general este de 1 la 10000, pentru protezele cu componente din zirconia, provenită din loturile dintre 1998 și 2001, rata eșecurilor este de până la 8,8%. Se estimează că aproximativ 9000 de pacienți australieni au beneficiat de aceste proteze. Toate cazurile de eșec au raportat dezintegrarea subită a capetelor femurale din zirconia la un interval între 13 și 27 de luni de la operație.

Capitolul 2

Aspecte generale privind tribologia protezelor de șold

2.1 Mecanisme de uzare a protezelor de șold

Uzarea protezelor articulare este cauza mișcării relative sub sarcină a suprafețelor articulare sau a suprafețelor de la interfața componentelor modulare. Uzarea înseamnă material îndepărtat de pe suprafață și este un proces mecanic în sensul că tensiunile asociate procesului de distrugere a suprafeței pot depăși rezistența materialului și astfel apar particule de uzură.

Uzarea nu este o proprietate intrinsecă de material ci, mai degrabă, o funcție de sistem. Componentele unui sistem tribologic (tribosistem) includ: suprafețele de contact, lubrifianți, încărcare, viteze relative ale suprafețelor de contact, mișcare, rugozitatea suprafețelor și temperatura. Condițiile generale de încărcare/mișcare nu influențează la fel de mult uzarea precum condițiile de încărcare specifice de la nivelul asperităților. Din păcate, condițiile de la nivelul asperităților sunt dificil de determinat.

Uzarea este și o funcție a istoriei tribosistemului. Un eveniment izolat de la începutul unui test de uzare poate schimba semnificativ toate evenimentele ulterioare. Dacă o particulă dură (al treilea corp) este prinsă între suprafețele de contact, la începutul unui test și aceasta produce o zgârietură pe suprafața metalică, volumul uzat de polietilenă poate fi de 2-3 ori mai mare decât în absența particulei.

Din punct de vedere al mecanismelor de uzare, la protezele extrase din pacienți s-au identificat șase mecanisme de uzare:

- uzarea abrazivă;
- uzarea abrazivă prin al treilea corp;
- uzarea adezivă;
- uzarea prin oboseală superficială;
- uzarea de coroziune și
- uzarea prin fretting.

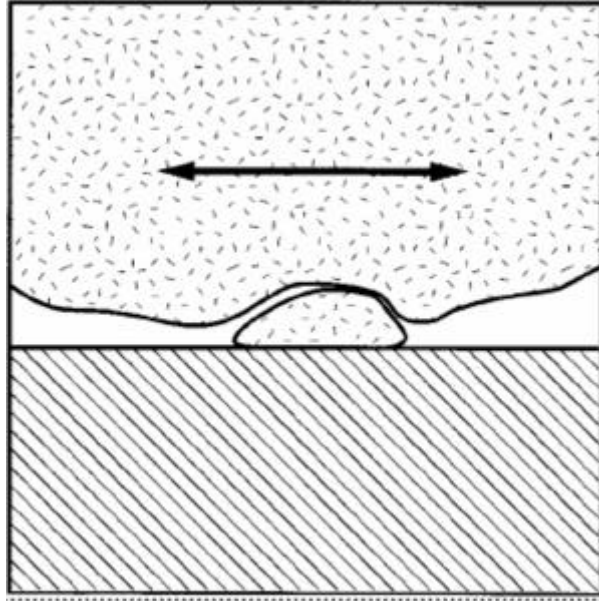


Figura 2.1: Uzarea de adeziune

În procesul de uzare mecanismele menționate se combină. Un bun exemplu ar fi combinația uzare abrazivă–uzare prin oboseală. Aceasta presupune generarea unor rizuri prin abraziune, urmată apoi de desprinderea lor de suprafață datorită oboselei.

Un model de uzare propus în ultimii ani se bazează pe acumularea de deformări plastice a asperităților din contact. Când deformarea plastică specifică acumulată depășește deformarea specifică de rupere a asperităților, se generează particule de uzură. Conform acestui model, rata de uzare este invers proporțională cu energia de deformare la rupere a asperităților. Testele efectuate pe standuri cu mișcare ciclică unidirecțională au validat acest model [92].

2.1.1 Frecarea generată în protezele de șold

În ceea ce privește frecarea din proteze, binecunoscuta lege a lui Amonton, $F = \mu L$, nu este întotdeauna valabilă, mai ales pentru suprafețele polimerice, întrucât deformarea asperităților din zona de contact nu este numai elastică ci și plastică. Acolo unde frecarea se generează mai mult datorită mecanismului de adeziune, coeficientul de frecare μ nu mai este constant, ci variabil: $\mu \propto L^\phi$. Conform teoriei contactului elastic, valoarea lui ϕ este $-1/3$. Studiile experimentale dau valori în general mai mari datorită efectului componentei plastice a deformăției. Mai mult decât atât, trebuie subliniate contribuțiile conjugate a celor două componente: componenta dată de adeziune și cea dată de deformarea asperităților din contact. Contribuția deformării asperităților implică efectul brăzdării suprafeței mai moale de către asperitățile suprafeței mai dure, precum și efectul contactelor asperitate–asperitate [27].

În cazul protezelor de șold nu se cunoaște cu certitudine care este distribuția

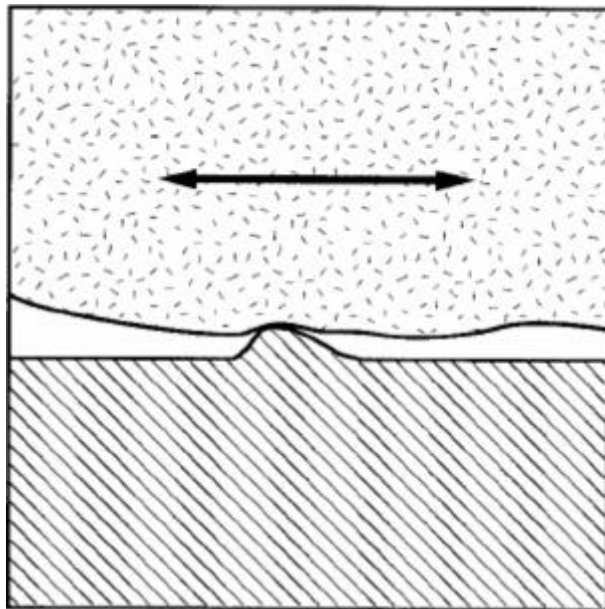


Figura 2.2: Uzarea de abraziune

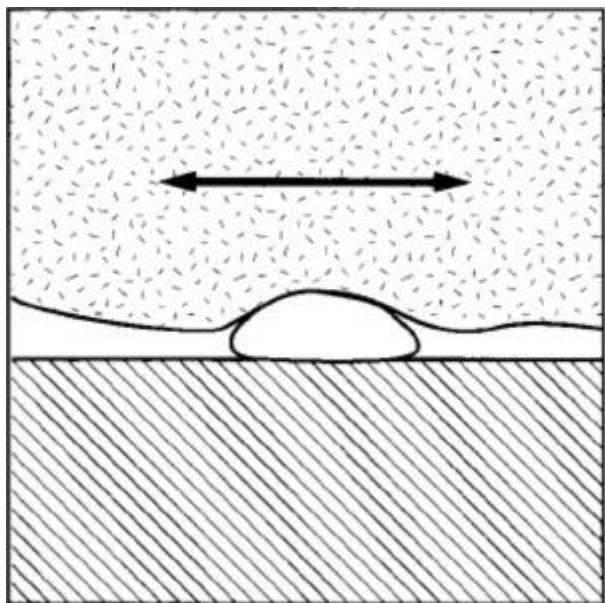


Figura 2.3: Uzarea de abraziune cu al treilea corp

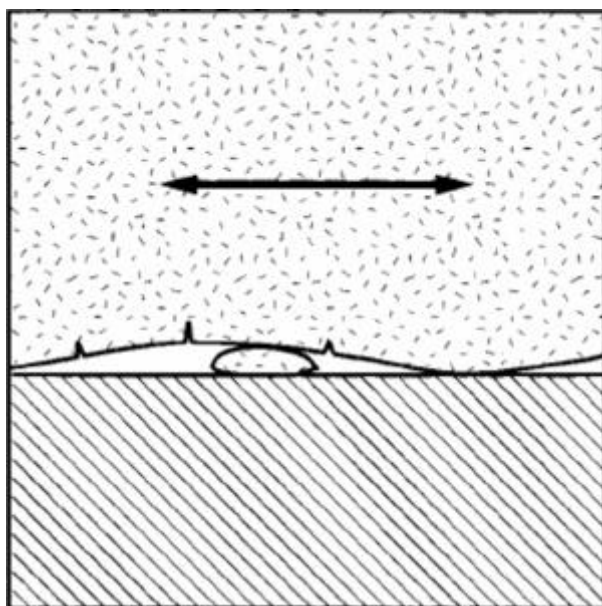


Figura 2.4: Uzarea de oboseală

de presiuni de pe suprafețele de contact și momentul de frecare generat are componente diferite în funcție de distanța de la axa de rotație. Ca urmare, coeficientul de frecare μ nu poate fi determinat cu exactitate. Se calculează în schimb, un factor de frecare f , definit ca: $f = \frac{M_f}{RL}$, unde M_f este momentul de frecare, R raza capului femural și L – încărcarea.

Factorii care determină frecarea generată în proteze sunt geometria, materialele, lubrifianțul (fluidele similare lichidului sinovial), forța de încărcare, viteza de alunecare și direcția de mișcare. Pentru că forța de încărcare și cinematica mișcării au în general funcții de variație prestabilite (în cazul simulatoarelor de articulații), factorii cei mai studiați sunt cuplele de materiale, lubrifianțul și geometria (jocul).

Factorii de material înglobează o multitudine de proprietăți: duritate, rugozitate, modul de elasticitate, cristalinitate și grad de iradiere (pentru UHMWPE), etc.

Pentru că în simularea funcționării protezelor nu se poate folosi lichid sinovial de origine umană, multe lucrări experimentale au studiat efectele diferitelor fluide cu proprietăți apropiate de cele ale lichidului sinovial (soluție Ringier, ser bovin, apă distilată, apă sărată). În primele experiențe efectuate pe simulatoare s-au folosit soluții de carboxi-metil-celuloză. În ultima vreme se folosește cu precădere ser bovin.

2.2 Factori de influență a uzării protezelor de șold

La articulațiile metal-polietilenă cea mai mare parte a distrugerilor au loc la suprafața polietilenei. Rezistența polietilenei este influențată de factori de design și de mediu, ca de exemplu: tipul de rășină, metoda de sterilizare, condițiile de depozitare, încărcarea și cinematica articulației.

Tensiunile care provoacă distrugerea implanturilor sunt rezultatul interacțiunilor complexe dintre varianta constructivă, caracteristicile pacienților și factorii medicali legați de actul chirurgical. Varianta constructivă reprezintă variabila *controlabilă*; ea presupune alegerea geometriei elementelor protezei, alegerea materialelor, a proceselor de fabricație și a metodelor de sterilizare. Caracteristicile pacienților, cum ar fi greutatea, intensitatea activităților zilnice sau caracteristicile sistemului osos, reprezintă variabile de mediu *necontrolabile*. Factorii medicali sunt o combinație de variabile de formă constructivă și de mediu în sensul că poziția și orientarea optimă a implantului sunt variabile de design, iar variațiile de poziționare-orientare sunt variabile de mediu.

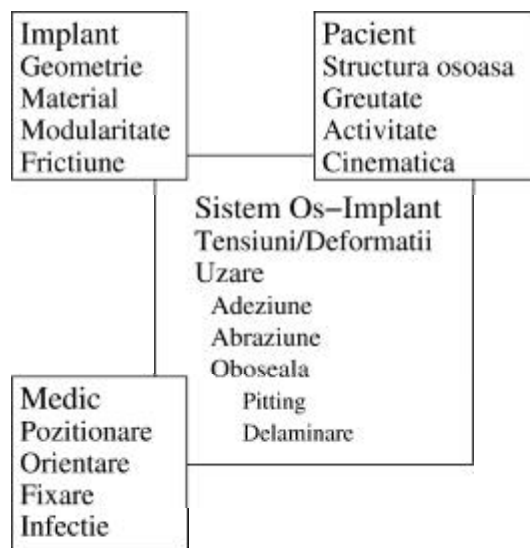


Figura 2.5: Factori de influență a uzării *in vivo* a protezelor

Studiul influenței diferiților factori asupra uzării implanturilor necesită o înțelegere a mecanismelor de “distrugere” a suprafețelor. Aceste mecanisme nu sunt încă bine cunoscute pentru polietilena UHMWPE dar s-au făcut și se fac numeroase progrese în această direcție. Influența designului și a factorilor de material asupra uzării protezelor este complexă și mai mult decât atât, influența factorilor de mediu poate fi mai mare decât cea a designului.

Simulatoarele de articulații elimină factorii de mediu și medicali. Ele nu sunt doar simple tribotestere de tip știft-disc, cilindru-plan, etc ci sisteme tribologice complexe de testare care reproduc foarte fidel situațiile reale de funcționare a implanturilor. Comportarea acestora în simulatoare depinde de interacțiunea

complexă a multor variabile (ex: material, joc, grosimea cupelor, mediul fluid, încărcare, etc).

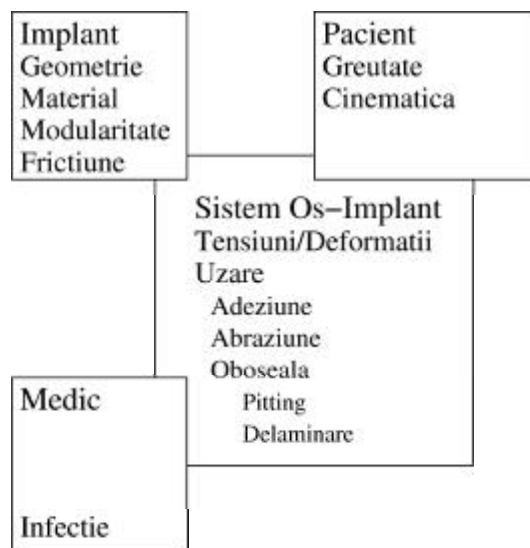


Figura 2.6: Factori de influență a uzării *in vitro* a protezelor

Factori de influență ai stării de tensiuni

O imagine de ansamblu a problemei tensiunilor și uzării protezelor de șold o oferă modelul axial-simetric al contactului fără frecare dintre componenta metalică (rigidă) și cea din polietilenă. Dacă razele de curbură ale celor două suprafețe sunt corect alese, tensiunile și deformațiile obținute cu modelul axial-simetric vor fi o bună aproximare a celor obținute cu modele tridimensionale. Prin urmare, aspectele generale ale contactului articulației protezei de șold pot fi studiate cu ajutorul modelului axial-simetric care arată că tensiunile cresc odată cu descreșterea grosimii cupei și a gradului de conformitate și odată cu creșterea modului de elasticitate al polietilenei [94].

Influența iradierii asupra proprietăților mecanice ale UHMWPE

Polietilena de tip UHMWPE este un material care se degradează în timp (îmbătrânește) mai ales în urma iradierii gama în aer. Pentru a se putea evalua influența îmbătrânirii asupra proprietăților mecanice se utilizează diverse metode de îmbătrânire accelerată a polietilenei [75, 60, 83, 21, 84, 4, 23, 76]. Una din metodele de îmbătrânire este oxidarea accelerată termic (ex: 23 zile de îmbătrânire accelerată la o temperatură de $80^{\circ}C$ cu o rată de încălzire mai mică de $0,6^{\circ}/min$ echivalează cu 10 ani de îmbătrânire normală [85]).

Procesul de îmbătrânire accelerată post-iradiere conduce la creșterea modului de elasticitate și scăderea ductilității, a rezistenței la rupere și a rezilienței UHMWPE. În cazul îmbătrânirii naturale, după 10 ani modulul de elasticitate nu variază semnificativ [94].

Efectele oxidării asupra proprietăților moleculare și mecanice ale UHMWPE au fost cercetate prin testări la tracțiune, spectroscopie FTIR, măsurători de densitate, RES (“electron spin resonance”) și altele.

Influența particulelor de uzură

Mărimea particulelor de uzură, concentrația, materialul și forma influențează semnificativ reacțiile biologice adverse specifice implanturilor în stadiul de a fi scoase din uz. Celulele cu rol cheie în aceste reacții adverse sunt *macrofagele* sau histiocitele. Aceste celule sunt sursa majoră a *citochinelor inflamatoare*. Fibroblastele și osteoblastele sunt și ele expuse particulelor de uzură și pot produce citochine care afectează osteoclastele.

Fagocitoza particulelor joacă un rol semnificativ în activarea macrofagelor și prin urmare mărimea particulelor este importantă. Observațiile histologice ale țesuturilor din jurul implanturilor arată frecvent abundența unor macrofage mărite alături de particule de uzare vizibile în interiorul citoplasmei. Cantitatea reală de particule în aceste celule nu poate fi determinată decât prin tehnici moderne de vizualizare a particulelor intracelulare (iluminare fluorescentă, etc). Se pare că majoritatea particulelor din aceste țesuturi sunt de mărimi sub-micronice, chiar de ordinul nanometrului, deci sub limita de observație a microscopelor optice. Mărimea critică a particulelor pentru activarea macrofagelor a fost estimată între $0,2 - 10\mu m$ [22].

Un alt aspect foarte important îl reprezintă suprafața totală a particulelor. Shanbhag et.al. [80] au introdus conceptul de "surface ratio" pentru studiul răspunsului celular la particulele de uzură într-o manieră standard. Studiile lor arată că la o suprafață totală a particulelor constantă, particulele mai mici ($0,15 - 0,45\mu m$) sunt mai puțin inflamatorii decât particulele mari ($1,5 - 2\mu m$).

Contactul particulelor cu membrana macrofagelor declanșază semnale celulare care conduc la producerea de citochine. Mărimea particulelor este importantă în acest proces deoarece semnalul celular nu se produce decât pentru o anumită gamă de dimensiuni de particule.

Concentrația de particule din țesuturile periarticulare este la fel de importantă ca și gama dimensională a particulelor. Kobayashi et.al. [41] au măsurat dimensiunile, forma și concentrația particulelor de polietilenă prelevate din țesuturile periprotetice ale pacienților veniți pentru operații de revizie. Concluzia acestui studiu arată că factorul cel mai important în patogeneza osteolizei este concentrația particulelor de uzură acumulate în țesuturi.

În cazul particulelor metalice, acestea pot avea efecte toxice asupra anumitor celule sau țesuturi. Culturile celulare expuse la particule metalice sunt otrăvite de cobalt și vanadiu, dar nu sunt afectate de nichel, crom, molibden, titan sau aluminiu [69].

Un aspect foarte important în ceea ce privește influența materialului asupra reacțiilor biologice îl reprezintă *degradabilitatea*. Polietilena UHMWPE este foarte rezistentă din punct de vedere chimic și din această cauză particulele din UHMWPE nu se degradează și persistă în țesuturi. Particulele metalice și cele ceramice se degradează și se dizolvă în timp. Acest proces modifică reacția biologică dintr-o interacțiune celule-particule într-o interacțiune celule-ioni.

Studiile care au avut ca obiect caracterizarea particulelor arată că particulele de polietilenă sunt generate în gama dimensională potrivită pentru activarea celulelor macrofage. Ratele mari de uzare ale protezelor din polietilenă iradiată în mediu necontrolat pot produce un număr atât de ridicat de particule încât concentrația lor în țesuturile periarticulare poate depăși pragul pentru osteoliză în doar câțiva ani de la protezare. Din fericire, apariția unor tipuri noi de polietilenă cu rezistență sporită la uzare (polietilena cu grad ridicat de încrucișare moleculară) ar trebui să conducă la reducerea semnificativă a cantității de particule produse și minimizarea reacțiilor biologice ale țesuturilor periarticulare.

Pe baza cunoașterii actuale a interacțiunii dintre țesuturi și particule, se poate spune că prin reducerea numărului de particule produse prin uzarea protezelor se pot reduce reacțiile biologice față de particule (*osteoliza*).

Indicatori biologici ai uzării

Particulele generate de uzarea protezelor se regăsesc în țesuturile periarticulare, dar o parte pot migra către zone mai îndepărtate, putând fi regăsite în nodulii limfatici sau în diferite organe precum ficatul sau rinichii. Particulele sunt dificil de măsurat fără biopsie sau autopsie. Testele microanalitice, precum spectroscopia în infraroșu, spectroscopia cu raze X sau microscopia electronică, pot da rezultate foarte bune dar natura lor invazivă face din detecția și măsurarea particulelor o metodă impracticabilă de determinare a uzării implanturilor.

Ionii proveniți de pe suprafețele de frecare metalice pot fi detectați în serul sangvin, în urină și în lichidul sinovial. S-a constatat chiar că pacienții cu proteze în bună stare de funcționare au niveluri ridicate de ioni metalici în ser [34, 35].

Distribuția ionilor în sistemul circulator și concentrația lor în țesuturi sunt complexe, așa că nu se poate spune că în orice moment nivelul de ioni din sânge sau urină este direct proporțional cu rata uzurii suprafețelor metalice.

Pe lângă măsurarea directă a “produșilor” de uzare, testele sistemice pot de asemenea da informații despre consecințele locale dar și generale. Efectele locale ale particulelor sunt reacțiile biologice în care sunt implicate macrofagele și celulele gigant și care pot conduce la *resorpția osoasă*. Efectele sistemice ale particulelor nu sunt foarte bine definite, dar sunt probabil specifice diferitelor organe (ex. ficat, rinichi, splină, etc). Există și cazuri de pacienți protezați care prezintă toxicitate celulară generalizată ca o consecință directă a uzurii protezelor.

2.3 Obiective

Din studiul documentar privind problemele generale și tribologia protezelor totale de șold, prezenta teză își propune următoarele obiective:

- Partea teoretică:
 1. Elaborarea unui model analitic pentru calcularea uzării abrazive a protezelor de șold cauzate de prezența particulelor libere dure.
 2. Elaborarea unui model analitic pentru calcularea uzării abrazive a UHMWPE de către rugozitățile suprafeței capului femural.
 3. Elaborarea unui model numeric pentru calcularea presiunii de contact din articulația protezei de șold.
 4. Elaborarea unui model numeric pentru calcularea uzării cupei protezelor totale de șold.
- Partea experimentală:
 1. Validarea modelelor teoretice prin experimente și prin determinări *in vivo*.
 2. Studiul influenței sterilizării prin iradiere gama asupra rezistenței la uzare a polietilenei UHMWPE.
 3. Proiectarea, realizarea și etalonarea unui stand de încercare a protezelor de șold.
 4. Determinarea pe cale experimentală a frecării din proteza de șold.
 5. Studiarea influenței jocului din proteze asupra tensiunilor de contact și a uzării.

Capitolul 3

Contribuții privind uzarea prin abraziune cu particule dure

3.1 Elemente privind interacțiunea particulelor abrazive libere cu suprafețele de frecare

Conform standardelor, uzarea prin abraziune a unei suprafețe se produce ca urmare a acțiunii mecanice (așchiere sau zgâriere) dintre particule dure care se găsesc liber sau fixate și suprafața respectivă. Mecanismul acestei forme de uzare constă în îndepărtarea unei cantități de material sub forma unor microașchii sau fragmente de material. Aceste particule de uzare provin din zone deformate plastic la unul sau mai multe cicluri [32].

Pentru cazul general, Hruscirov și Babicev [31] definesc uzarea prin abraziune cu trei forme, în funcție de sursă și caracterul acțiunii de abrazare:

- acțiunea de abrazare pe o suprafață urmare a fixării particulei abrazive pe cealaltă suprafață a cuplei de frecare;
- acțiunea de abrazare pe o suprafață ca urmare a particulelor constitutive dure ale materialului celeilalte suprafețe;
- acțiunea de abrazare a ambelor suprafețe ale cuplei de frecare ca urmare a mișcării particulelor dure în interstițiu.

Se consideră ca model geometric pentru particula abrazivă, modelul Kraghelski-Yampolski [32], definit prin razele de curbură ale sferelor R și r (figura 3.1).

După modul de interacțiune a particulei cu suprafețele se deosebesc două stadii:

- stadiul în care particula se găsește pe o suprafață și se mișcă odată cu ea fără să interacționeze cu cealaltă suprafață; este cazul în care particula este “purtată” în interstițiu având un rol pasiv.
- stadiul în care particula interacționează prin intermediul frecării cu cele două suprafețe.

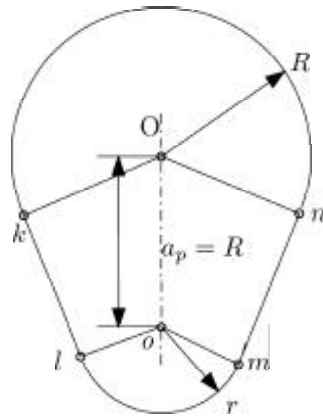


Figura 3.1: Modelul geometric al particulei abrazive

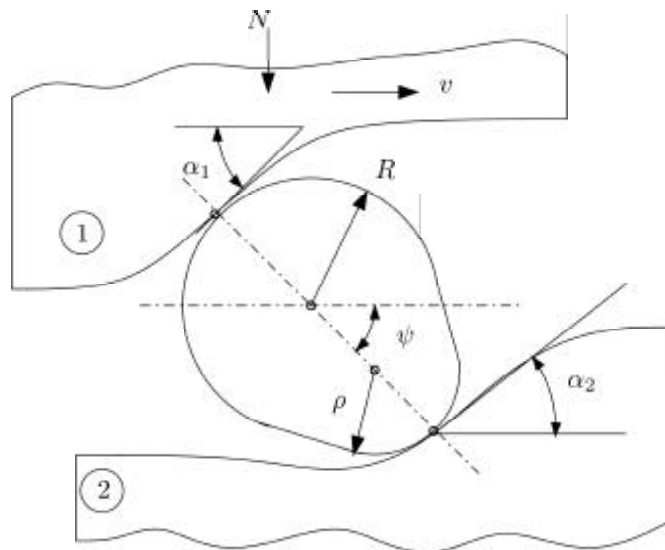


Figura 3.2: Poziția particulei în interstițiu

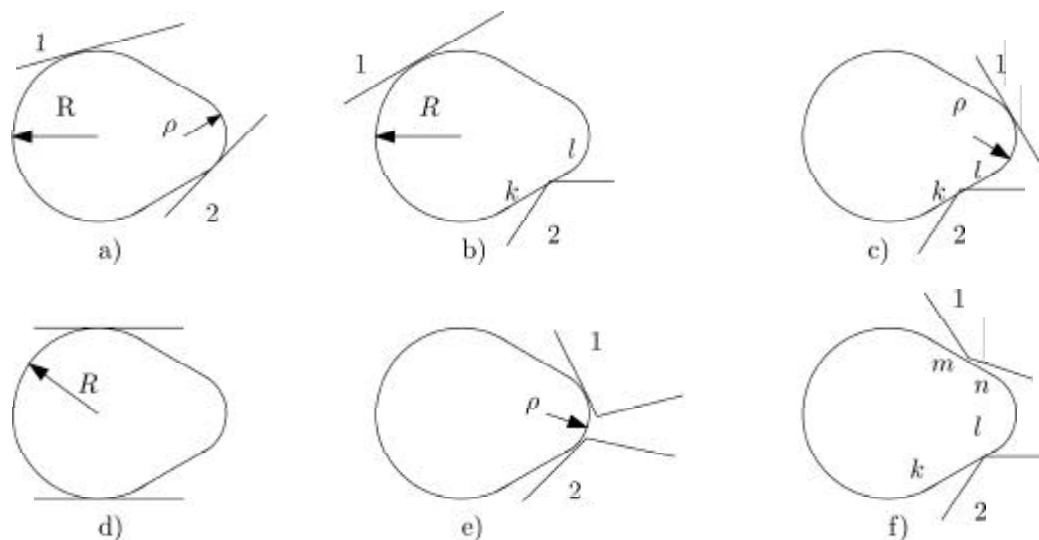


Figura 3.3: Variante de poziționare ale particulei în interstițiu

În cel de-al doilea stadiu, particula este activă în interstițiu, astfel că se disting trei etape:

1. Lipirea inițială a particulei de suprafețele de frecare;
2. Penetrarea particulei în suprafețele de frecare;
3. Deteriorarea suprafețelor în funcție de deformarea plastică, distrugerea prin oboseală sau microașchiere.

3.1.1 Procese de frecare ale particulei abrazive în interstițiul variabil

Se consideră particula dură de forma unui ovoid, caracterizat prin sferule de raze R, r și distanța dintre centre a_p . Poziția ovoidului în interstițiu se evaluează prin unghiul ψ , dintre axa sa de simetrie (linia centrelor sferelor) și direcția de mișcare a suprafeței mobile (direcția vitezei v) (figura 3.4).

Particula din interstițiu face contactul cu suprafața mobilă 1 corespunzător unui unghi α_1 , considerat ca unghi mediu de înclinare a rugozităților și, respectiv α_2 cu suprafața fixă 2. Este necesară transmiterea forței normale N de la suprafața 1 la 2 atunci când suprafața 1 se deplasează relativ cu viteza v .

Se consideră apriori cunoscuți coeficienții de frecare dintre particula dură, rigidă și suprafețele 1 și 2 deformabile. Este cunoscut că pentru contactele neconforme, transmiterea forțelor se face după normala comună de contact din punctul respectiv, astfel că forța de frecare are direcția tangentă la cele două suprafețe (figura 3.4 b). În acest caz, se deosebesc coeficienții de frecare globali (reduși) f_1 și f_2 pentru cele două suprafețe $f_1 = F_1/N_1$, $f_2 = F_2/N_2$ cu $N_1 = N_2 = N$ și coeficienții de frecare locali f'_1 și f'_2 care caracterizează alunecarea sau tendința de alunecare dintre particula rigidă și suprafețele 1 și 2 la nivelul

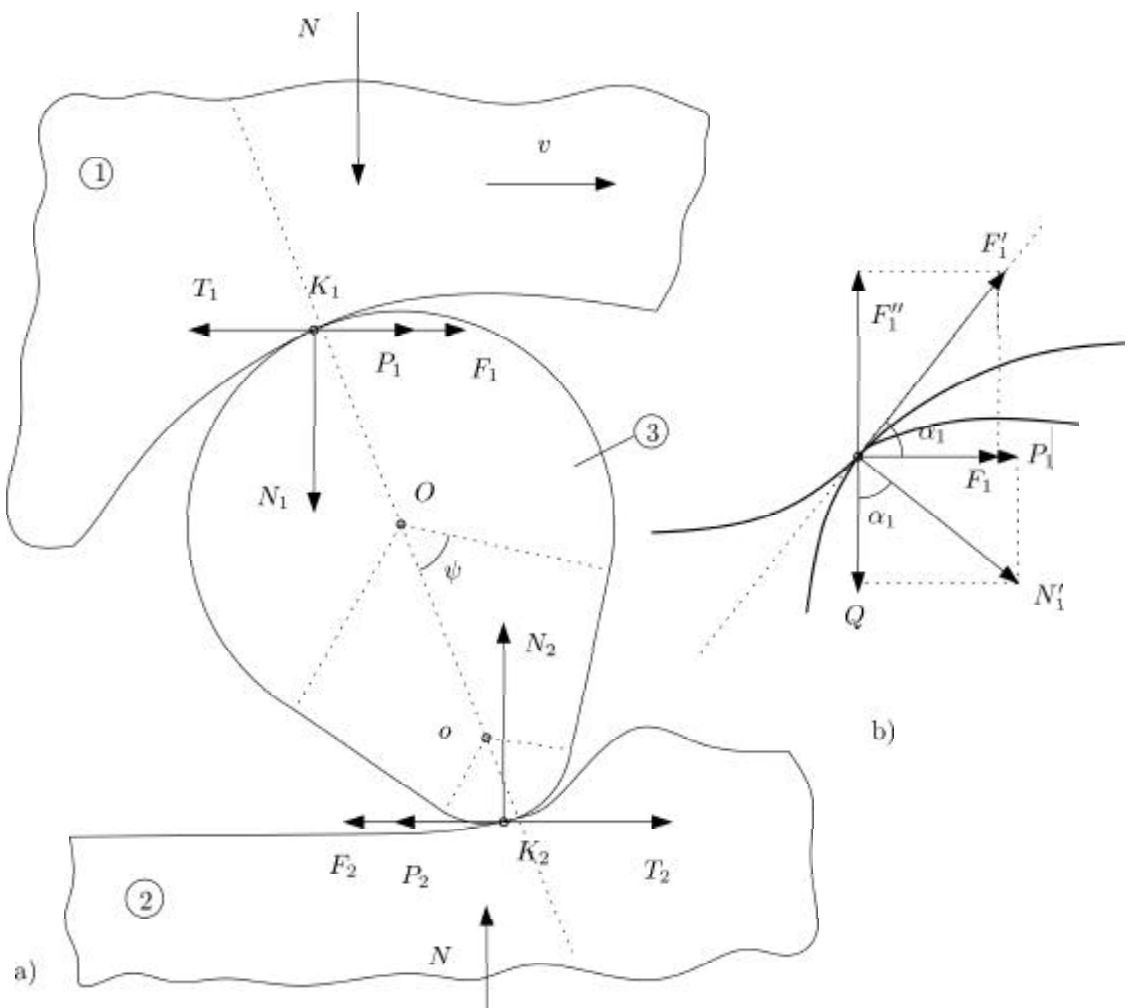


Figura 3.4: Schema forțelor ce acționează asupra particulei

contactului neconform. Legăturile dintre coeficienții de frecare locali (f'_1, f'_2) și cei globali (f_1, f_2) se stabilesc pe baza unghiurilor α_1 și α_2 .

Rotirea particulei abrazive în interstițiu generează un moment de rostogolire care se obține din rezistențele la rostogolire din punctele k_1 și k_2 .

Considerăm rezistențele la rostogolire T_1 și T_2 în punctele k_1 și k_2 (fig. 3.4 a). Aceste rezistențe pot fi evaluate pe baza parametrilor de rostogolire (coeficienții de rostogolire f_{r1}, f_{r2} care au semnificația unei lungimi):

$$T_1 = \frac{Nf_{r1}}{R} \quad \text{și} \quad T_2 = \frac{Nf_{r2}}{R + \rho} \quad (3.1)$$

Momentul de frecare rezistent la rostogolire M_{rf} se obține prin însumarea momentelor date de T_1, T_2, N_1 și N_2 față de punctul O , considerat ca și centru de rotație.

Din analiza inegalităților coeficienților de frecare și unghiurilor de înclinare a rugozitatilor reiese că pentru prelucrări mecanice curente (unghiurile α_1 și α_2 mai mici de 10°) și coeficienți de frecare la alunecare și la rostogolire (f_1 și $f_2 < 0,4 - 0,5$; f_{r1}/R și $f_{r2}/R < 0,04 - 0,05$), particula abrazivă nu se rostogolește în interstițiu pentru pozițiile caracterizate prin $\psi \in [0, \psi_{e1}]$ și $\psi \in [\psi_{e2}, 2\pi]$. Valorile unghiurilor ψ_{e1} și ψ_{e2} sunt dependente de coeficienții de frecare la alunecare și rostogolire, unghiurile de înclinare ale suprafețelor și de coeficientul de formă al particulei abrazive. În figura 3.5 se prezintă variația unghiului ψ_e cu coeficienții de frecare la alunecare și cu coeficientul de formă al particulei abrazive.

În cazul în care particula nu se rostogolește în interstițiu, frecarea pe una sau alta dintre suprafețe se produce când inegalitatea strictă are loc.

3.1.2 Aplicație pentru interstițiul sferă-plan cu particule ovoide

Se consideră contactul dintre o sferă și un plan, iar particulele ovoide abrazive sunt considerate a fi rigide și dispuse inițial în interstițiul sferă-plan (fig. 3.7). Poziționarea particulelor în interstițiu și implicit numărul contactelor geometrice inițiale implică două cazuri extreme: a) cazul în care sfera se sprijină pe plan și este înconjurată de particule ovoide cu contact pe zona de sferă maximă (rază R); și b) cazul în care sfera se sprijină pe plan și este înconjurată de particule ovoide cu contact pe zona de sferă minimă (rază r).

Se prezintă în figura 3.8 numărul de particule abrazive pentru cele două cazuri extreme, ca funcție de mărimea relativă a particulelor și de coeficientul de formă χ , pentru $\xi = 1$.

Din analiza dependenței numărului de particule de mărimea lor relativă se observă scăderea semnificativă cu creșterea mărimii pentru ambele cazuri extreme.

Variația factorului de formă privind razele particulei modifică puțin numărul de particule, cu circa 16% pentru cazul (a) și 9% pentru cazul (b). Între cele două cazuri extreme, se consideră particula ovoidă cu contactul liniar (pe generatoare) pe plan și cu contactul punctual pe sferă (figura 3.9).

Condițiile de existență ale unui astfel de contact sunt date de respectarea simultană a dublei inegalități

$$\chi \leq \rho_p \leq 1 \quad (3.2)$$

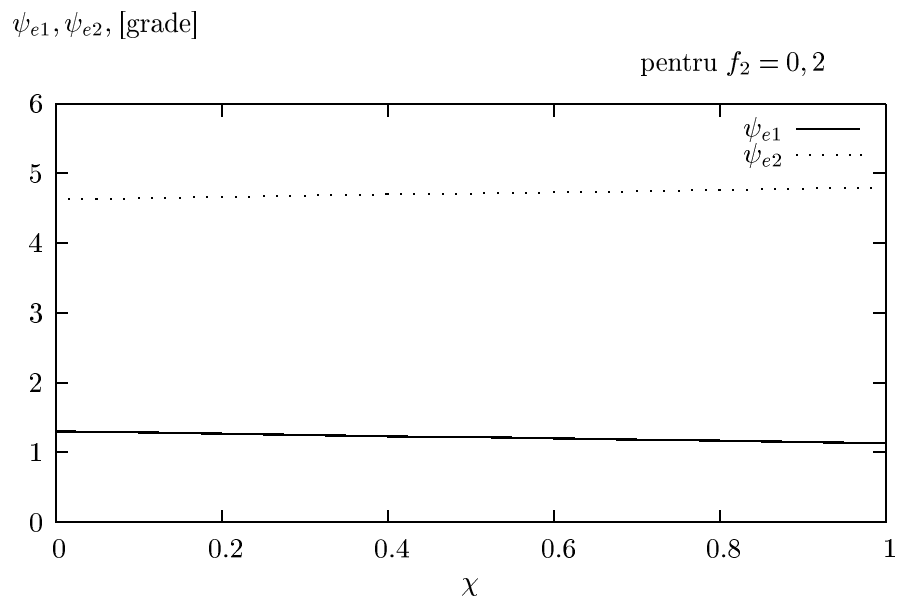
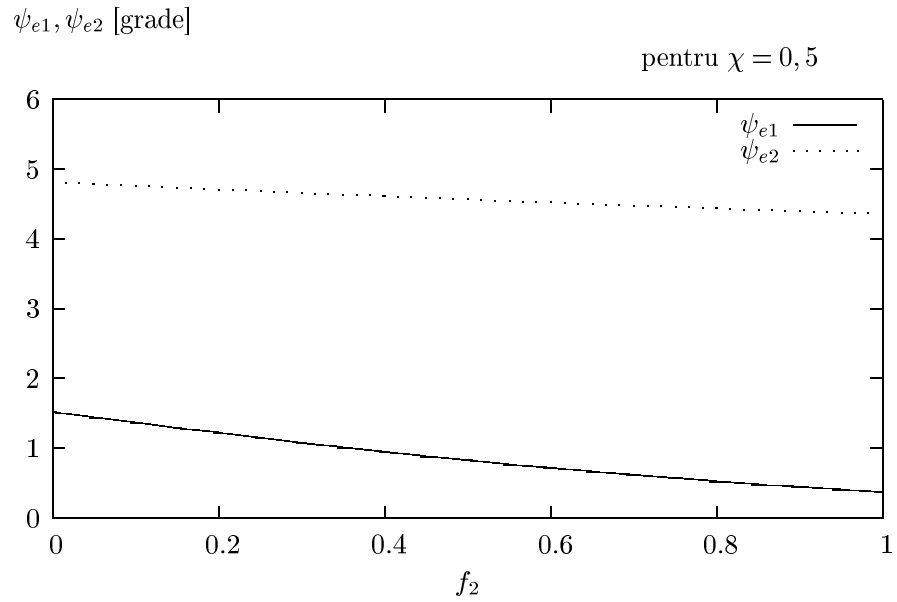


Figura 3.5: Variația unghiului ψ_e cu coeficientul de frecare la alunecare f_2 și cu coeficientul de rotunjime al particulei χ (pentru: $f_1 = 0,1$, $f_{r1}/R = 0,01$, $f_{r2}/R = 0,02$, $\alpha_1 = \pi/18$, $\alpha_2 = 0$)

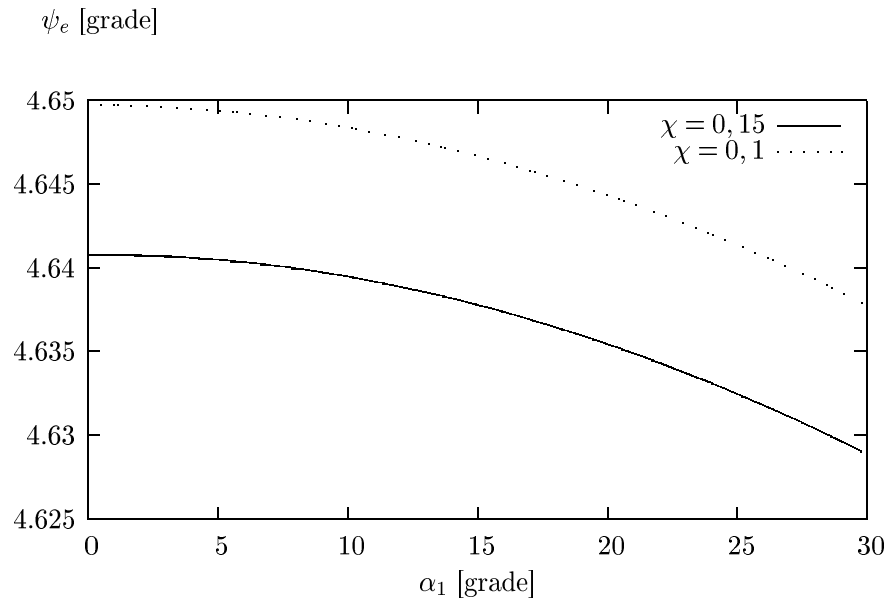


Figura 3.6: Variația unghiului ψ_e cu unghiul α_1

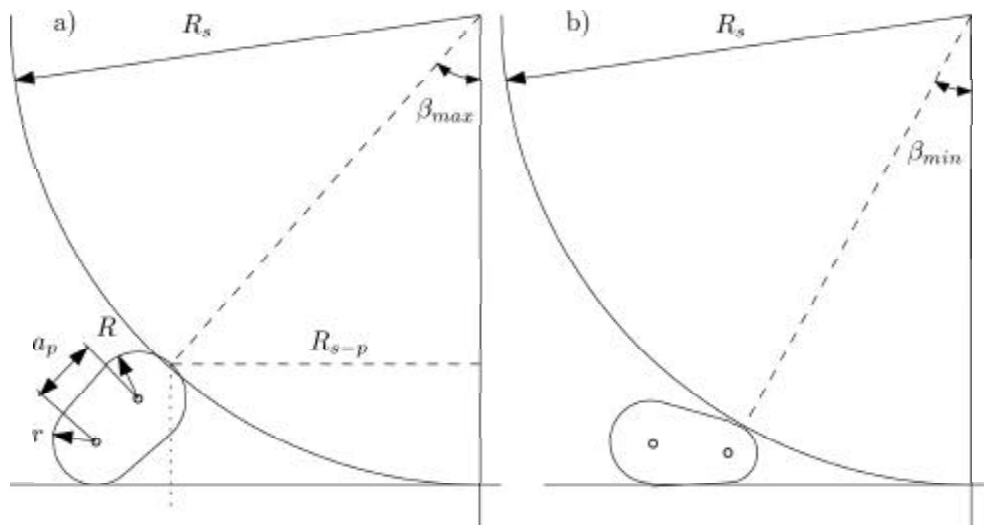


Figura 3.7: Model pentru evaluarea numărului de particule din interstițiul sferă-plan

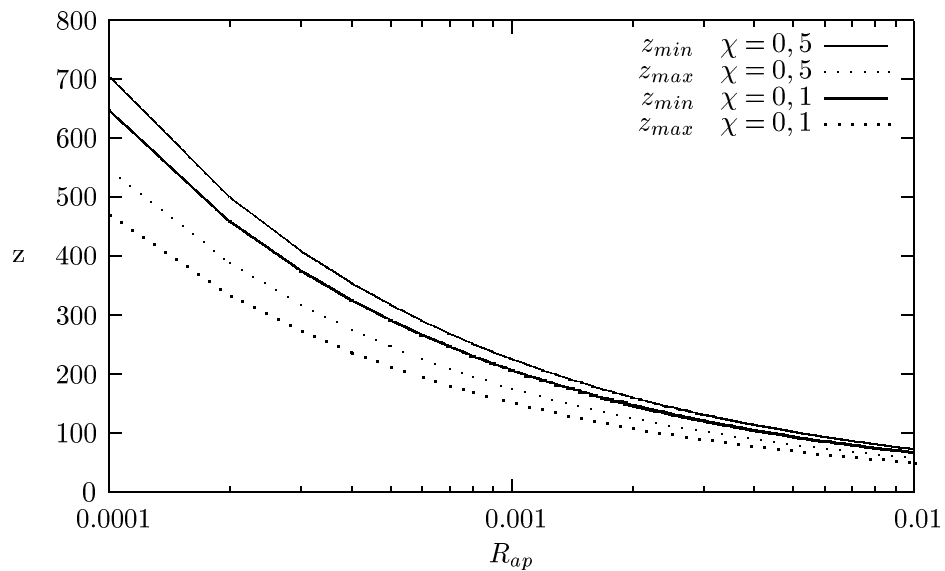


Figura 3.8: Numărul de particule abrazive ca funcție de mărimea relativă a particulelor și de coeficientul de formă χ , pentru $\xi = 1$

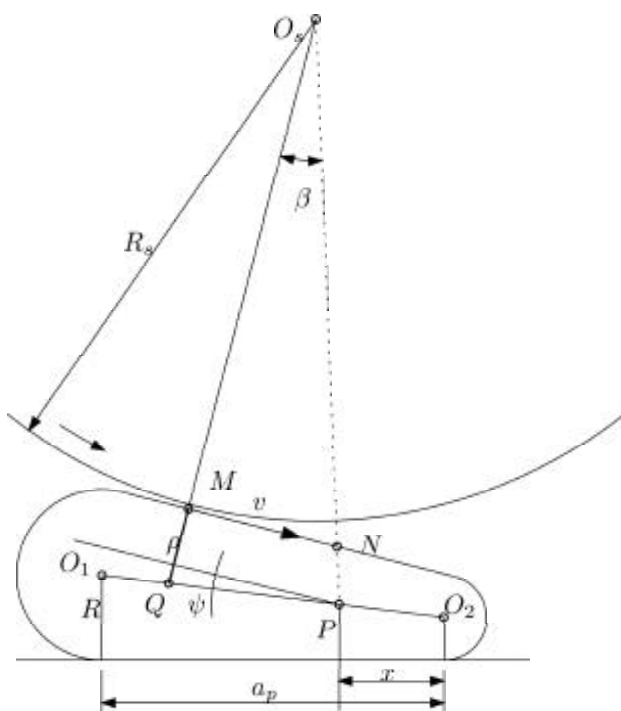


Figura 3.9: Model pentru evaluarea geometriei de contact sferă-ovoid-plan

De exemplu, pentru o particulă abrazivă caracterizată prin $\chi = 0,9$, $\xi = 1$, aflată într-un interstițiu sferă-plan, cu raportul $R_{ap} = R/R_s = 5 \times 10^{-4}$, contactul poate avea loc numai când centrul sferei se găsește la o distanță adimensională x_p cuprinsă între $-398,214$ și $-397,234$.

Pentru condițiile de experiment pe standul CALOWEAR, $R_S = 12,7mm$, particulele abrazive de SiC caracterizate prin valorile medii $R = 3,5\mu m$, $r = 1,9\mu m$, $a_p = 3,6\mu m$, $\chi = 0,54$, $\xi = 1,03$, $\psi = 26,4^\circ$ rezultă că antrenarea particulelor abrazive (localizate pe epruveta plană din UHMWPE) în interstițiu are loc atunci când se găsesc la o distanță față de centrul sferei cuprinsă între $x_m = x_{pm}R = 10,55mm$ și $x_M = x_{PM}R = 10,56mm$.

Din analiza concretă a dimensiunilor particulelor abrazive din interstițiu bilă-plan a standului CALOWEAR, se constată că antrenarea particulelor are loc întotdeauna pentru distanțe x_p negative. Astfel, particulele ovoide se găsesc la intrarea în interstițiu, definită prin sensul vitezei de rotație a bilei la distanțe de circa $10mm$.

3.2 Starea de tensiuni și deformații elastice la contactul unei particule ovoide cu un semipațiu

Pentru analiza tensiunilor elastice din contactul particulei abrazive cu elementele cuplei de frecare, se consideră particula ovoidă caracterizată prin razele sferelor (R, r) și distanța dintre centre (a_p).

Pentru contactul sferei elastice cu un ovoid rigid se disting trei cazuri:

1. contactul cu ovoidul în zona sferei mari (raza R);
2. contactul cu ovoidul în zona sferei mici (raza r);
3. contactul cu ovoidul în zona conică de racordare a celor două sfere.

Contactul ovoidului în zonele sferice

Pentru primele două cazuri se aplică ecuațiile explicite ale lui Hamilton (1983), și Sackfield și Hills (1983) [30] privind starea de tensiuni și deformații. Se fac următoarele precizări privind forțele care acționează asupra particulelor abrazive:

- sfera elastică se sprijină pe particule ovoide rigide corespunzător fie unghiului β_{max} , fie β_{min} (figura 3.7);
- sfera se rotește cu viteza periferică v , astfel că apare frecare la interfața cu ovoidul;
- ovoidul se consideră fixat în suprafața plană (cazul cel mai defavorabil pentru sfera elastică);
- la interfața sferă-ovoid acționează următoarele forțe (figura 3.10):
 - forța normală $N = F \cos \beta_{max}$ sau $N = F \cos \beta_{min}$
 - forța tangențială $T = F \sin \beta_{max}$ sau $T = F \sin \beta_{min}$
 - forța de frecare – acționează tangențial la suprafață $F_f = f_1 N$

Pentru evaluarea geometriei de contact, a tensiunilor și deformațiilor se consideră cunoscute forța F , unghiurile β_{max} , β_{min} , coeficientul de frecare f_1 , geometriile sferelor (R_S , R sau r) și caracteristicile de elasticitate ale materialelor (pentru sfera elastică – modulul de elasticitate E_1 , coeficientul lui Poisson ν_1 și rezistența la curgere prin forfecare τ_{C1}).

Pentru determinarea geometriei de contact se aplică soluția Hertz pentru cazul contactului a două sfere, dintre care numai una este elastică.

În vederea evaluării portanței elastice a contactului dintre particula ovoidă rigidă și sfera elastică se aplică criteriile de plasticitate Tresca și von Mises.

$$I_T = \max(|\sigma_1 - \sigma_2|, |\sigma_2 - \sigma_3|, |\sigma_3 - \sigma_1|)$$

$$I_M = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}$$

unde $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ sunt tensiunile principale adimensionalizate față de presiunea din centrul de contact p_o .

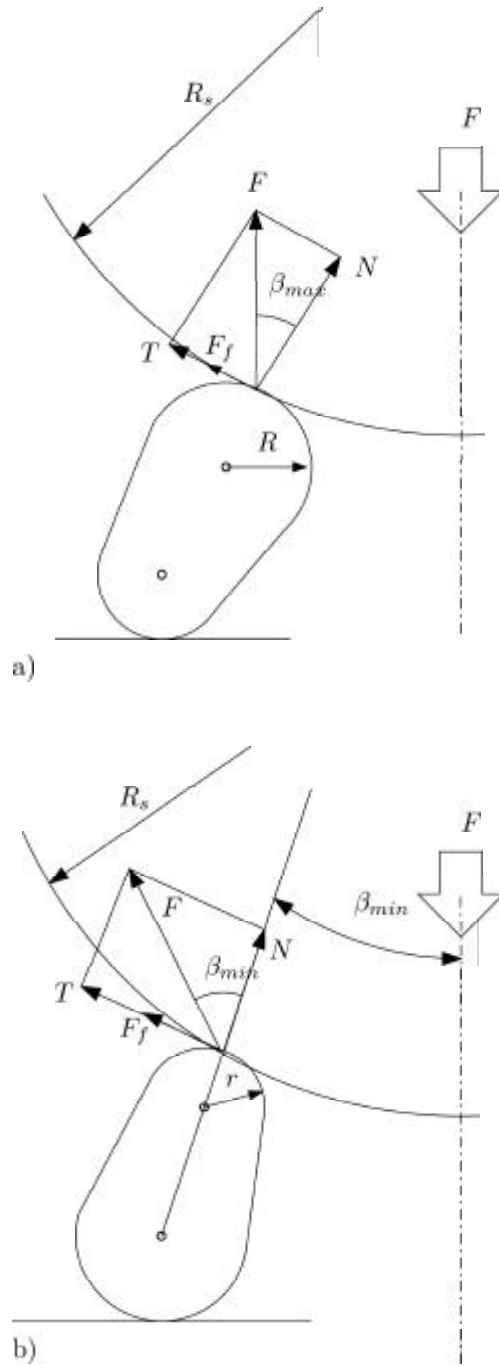


Figura 3.10: Schema forțelor la contactul sferă-ovoid în zona sferelor (a – sfera mare; b – sfera mică)

Condiția de evitare a curgerii, evaluată prin rezistența la curgere uniaxială σ_c este:

$$\frac{p_o}{\sigma_c} \leq \frac{1}{I_T} \quad \text{sau} \quad \frac{p_o}{\sigma_c} \leq \frac{1}{I_M}$$

Se definește portanța elastică a contactului sferei cu ovoidul rigid ca raportul p_o/σ_c . Pentru caracteristici de funcționare (coeficient de frecare f , unghi de contact β) situate pe curba $1/I_M$, se poate evalua portanța elastică p_o/σ_c . Pentru caracteristici de funcționare ce definesc puncte situate deasupra curbei $1/I_M$, starea de deformație este plastică și starea de tensiuni și deformații se determină pe baza teoriei plasticității.

Pentru caracteristici de funcționare ce definesc puncte situate sub curba $1/I_M$, apariția particulei de uzură este definită de oboseala elastică după un anumit număr de cicluri (curbe de tip Wöhler).

Din punctul de vedere al deformației critice de trecere de la starea elastică la starea plastică, se consideră penetrația (interferența) corespunzătoare presiunii p_o , la care invariantul Mises atinge valoarea limită, astfel că din sistemul de ecuații Hertz rezultă:

$$h_{acr} = \left(\frac{h}{R} \right)_{cr} = (hk) = \left(\frac{\pi p_o}{12 E_o} \right)^2 = \left(\frac{\pi \sigma_c / E_o}{12 I_M} \right)^2 \quad (3.3)$$

Pentru valori mai mari decât h_{acr} , deformațiile devin plastice și se determină pe baza liniilor de alunecare Hencky.

Se prezintă în figura 3.11 variația portanței elastice pentru diferite mărimi adimensionale ale geometriei contactului dintre sferă și ovoidul rigid.

Contactul ovoidului pe zona de racordare dintre sfere

a) Contactul cu sfera

Geometria de contact dintre sfera elastică și ovoidul rigid se determină pe baza teoriei lui Hertz [29]. Razele celor două corpuri în două plane perpendiculare principale sunt:

- pentru sferă: $R_{s1} = R_{s2} = R_S$ – raza sferei
- pentru ovoid: $R_{o1} = \infty, R_{o2} = \rho$

Geometria elipsei de contact (a, b) și starea de tensiuni pe suprafață (p_o) și deformații (δ) se determină din sistemul de ecuații al lui Hertz [17, 30, 37]:

$$\delta = \frac{3N}{\pi E_o a}; \quad \frac{1}{2R_1} = \frac{3N}{\pi E_o} [K(e) - E(e)]; \quad \frac{1}{2R_2} = \frac{3N}{\pi E_o e^2 a^2} \left[\frac{E(e)}{1 - e^2} - K(e) \right]$$

cu $e = \sqrt{1 - (b/a)^2}$ – excentricitatea elipsei de contact; $E(e), K(e)$ – integralele eliptice de ordinul 1 respectiv 2; N – forța normală; R_1, R_2 – razele de curbură echivalente în două plane principale.

Starea de tensiuni din sfera elastică generată de presiunea parabolică și de tensiunea tangențială de pe elipsa de contact este evaluată prin suprapunerea efectelor forței normale, forței tangențiale de frecare și componentei tangențiale a forței exterioare.

Portanța elastică a contactului pe zona de racordare a sferei cu ovoidul rigid se definește similar cu cazul precedent, ca raportul p_o/σ_c , cu determinarea invariantului Mises sau Tresca (I_M sau I_T).

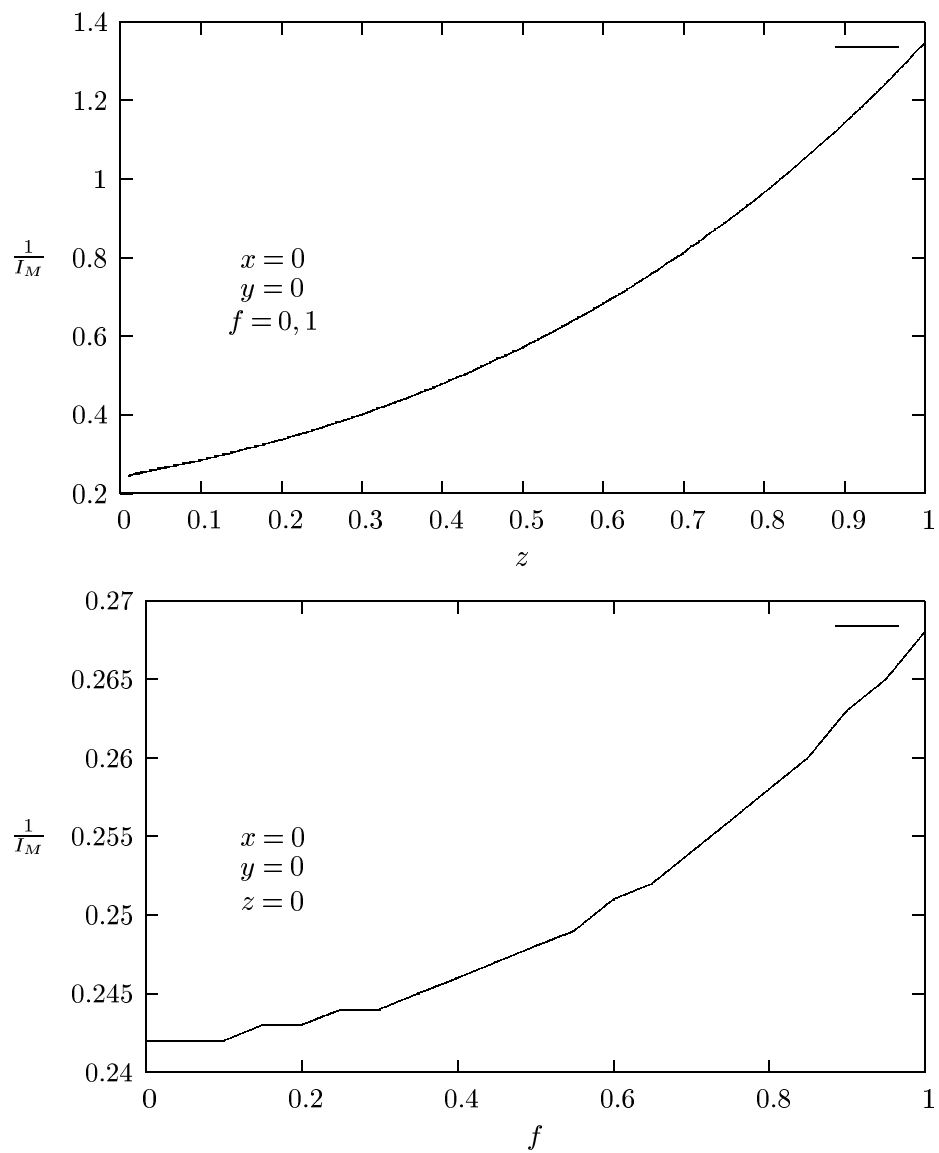


Figura 3.11: Variația portanței elastice a sferei în contact cu ovoidul rigid ($\beta = 0,021$)

b) Contactul cu planul

Razele de curbură ale ovoidului și planului în două plane perpendiculare principale sunt:

- pentru ovoid $R_{o1} = \infty$; $R_{o2} = \rho$
- pentru plan $R_{p1} = R_{p2} = \infty$

În acest caz, contactul ovoidului rigid cu planul din UHMWPE devine un contact liniar supus unei sarcini normale și tangențiale.

Lungimea de contact se determină geometric pe baza figurii 3.9

$$L = a_p / \cos \psi$$

iar raza de curbură ρ se determină cu relația (??) și variază între razele minimă și maximă ale ovoidului (R, r).

Aceste caracteristici geometrice permit analiza stării de tensiuni și deformații elastice pe baza ipotezei inițiale că sunt îndeplinite ipotezele lui Hertz pentru contactul liniar.

3.3 Starea de tensiuni și deformații plastice la contactul unei particule ovoide cu un semipațiu

Atunci când sunt îndeplinite condițiile funcționale ca particula abrazivă rigidă să realizeze pe contrapiese (sfera sau pastila plană) deformații plastice, se atinge limita de curgere a tensiunii echivalente, evaluată prin invariantul Mises sau Tresca.

Se face ipoteza, acceptată de mulți cercetători [37, 42], că la o anumită forță normală și tangențială particula abrazivă rigidă pătrunde plastic în contrapiesă până când aria de contact devine suficient de mare, astfel ca deformațiile să devină elastice.

Contactul plastic al ovoidului în zonele sferice

Pentru evaluarea suprafeței de contact a unei particule rigide cu un plan deformat plastic se aplică teoria liniilor de alunecare Hencky din teoria plasticității.

Pentru cazul unui penetrator de formă conică cu unghiul la vârf de 90° și care aproximează contactul unei semisfere cu un plan (figura 3.12) se disting două cazuri:

1. adâncimea de penetrare este mai mică decât înălțimea conului ($h \leq r$) – figura 3.12 a;
2. adâncimea de penetrare este mai mare decât înălțimea conului ($h > r$) – figura 3.12 b.

Pentru cazul (1), într-un punct M situat la distanța s de A (figura 3.12 a), prin integrarea ecuației diferențiale (??) și prin luarea în considerație a relațiilor (??), se deduc [32]:

- presiunea normală pe generatoarea conului

$$\frac{p}{\tau_c} = \frac{-\sigma_n}{\tau_c} = \left(2 + \frac{\pi}{2}\right) + (\sqrt{2} + 1) \frac{s}{h} \quad (3.4)$$

- tensiunea tangențială de frecare pe generatoarea conului

$$|\tau_n| = fp \quad (3.5)$$

unde f este coeficientul de frecare (adeziune) al particulei abrazive cu materialul deformabil plastic.

Dacă $f_2 p \geq \tau_c$, atunci $|\tau_n| = \tau_c$.

Corelația dintre adâncimea de pătrundere (h) a particulei rigide și suprafața plană se determină prin integrarea componentelor presiunilor p și tensiunii tangențiale τ_n pe direcția forței exterioare N_1 .

Presiunea medie adimensională pe direcția forței exterioare normale

$$p_{as1} = \frac{p_{s1}}{\tau_c} = \frac{N_1}{\pi R^2 \tau_c} = \begin{cases} 4,70(1+f) \left(\frac{h}{R}\right)^2 & \text{pentru } f \leq 0,21 \\ 5,71 \left(\frac{h}{R}\right)^2 & \text{pentru } f > 0,21 \end{cases} \quad (3.6)$$

Pentru cazul (2), se disting două puncte caracteristice, M situat pe conul cu unghiul la vârf $\pi/2$ și N situat pe conul de unghi la vârf 2ψ (figura 3.12 b).

Pentru evaluarea portanței plastice se integrează presiunea de contact și tensiunea tangențială de frecare pe direcția axei conului. Astfel, se obține:

- pentru zona AB

$$N'_2 = 2\pi a^2 \left[\frac{l}{a} p_A + \frac{l^2}{2aR} p'_A - \frac{(a-r)l}{a^2} p_A (\sin \psi + f_1 \cos \psi) - \frac{(a-r)l^2}{3a^2 R} p'_A (\sin \psi + f_1 \cos \psi) \right] \quad (3.7)$$

cu dependențele $a = r + (h-r) \tan \psi$ și $l = (h-r) / \cos \psi$ sau $a_a = 1 + (h_a - 1) \tan \psi$ și $l_a = (h_a - 1) / \cos \psi$; $a_a = a/R$; $h_a = h/R$; $l_a = l/r$.

- pentru zona BC

$$N''_2 = \pi R^2 (1+f) \left[(\sqrt{2}-1) p_B + (1-2\sqrt{2}/3) p'_B \right] \quad (3.8)$$

Portanța totală plastică

$$N_2 = N'_2 + N''_2 \quad (3.9)$$

Presiunea medie adimensională pe direcția forței exterioare normale pe planul deformabil plastic este:

$$p_{as2} = \frac{p_{s2}}{\tau_c} = \frac{N_2}{\pi r^2 \tau_c} = \frac{N'_2}{\pi r^2 \tau_c} + \frac{N''_2}{\pi r^2 \tau_c} = A(h_a, \psi, f) \quad (3.10)$$

unde $A(h_a, \psi, f)$ este o constantă dependentă de unghiul ψ , de coeficientul de frecare f și de adâncimea de penetrare adimensională h_a .

În figura 3.13 se prezintă variația presiunii medii adimensionale pentru diferite geometrii ale particulei evaluate prin unghiul ψ și două valori ale coeficientului de frecare ($f = 0, 1$; $f = 0, 2$).

Din expresiile presiunilor adimensionale medii (3.6, 3.9) se poate calcula adâncimea de penetrare plastică pentru o anumită încărcare.

Astfel,

$$h_a = \begin{cases} \sqrt{\frac{p_{as}}{4,70(1+f)}} & \text{pentru } f \leq 0,21 \text{ și } p_{as} \leq \sqrt{4,70(1+f_1)} \\ 2,39\sqrt{p_{as}} & \text{pentru } f > 0,21 \text{ și } p_{as} \leq 5,71 \\ B(\psi, f, p_{as}) & \text{pentru } p_{as} > 5,71 \end{cases} \quad (3.11)$$

unde $B(\psi, f, p_{as})$ este o funcție dependentă de încărcarea adimensională p_{as} de unghiul ovoidului ψ și de coeficientul de frecare f .

În condițiile mișcării de alunecare după o direcție perpendiculară pe direcția forței normale N , adâncimea de penetrare plastică (h_{ac}) este [62, 63, 1, 42]

$$h_{ac} = 2h_a\sqrt{1+f_c^2} \quad (3.12)$$

în care h_a este penetrearea plastică statică, iar f_c este componenta de deformare a coeficientului de frecare și care poate fi considerat [42]:

$$f_c = 0,47\sqrt{h_a}$$

Contactul plastic al ovoidului în zona conică

Se consideră ovoidul rigid în contact cu planul din UHMWPE deformabil plastic. Se aproximează ovoidul cu un cilindru de rază medie $\rho = (r + R)/2 = R(1 + \chi)/2$ și cu capetele racordate sferic cu raza ρ (figura 3.15).

Sub acțiunea forței normale N , deformația statică realizată de cilindru rigid de lungime a_p și racordat sferic cu raza ρ asupra planului, se poate evalua considerând atât zona cilindrică cât și cea sferică.

Pentru o sarcină dată N , se deduce penetrația relativă $h_a = h/\rho$, ca funcție de presiunea medie adimensională $p_{am} = N/(2Ra_p\tau_c)$ – presiunea Stribeck.

$$p_{am} = 4,48\frac{(1+\chi)^2}{\xi}h_a^2 + 0,5(1+\chi)[(\pi+2)\sin\gamma_e + 2(1-\cos\gamma_e) - \gamma_e\sin\gamma_e] \quad (3.13)$$

În timpul alunecării ovoidului între sfera din oțel RUL și planul din UHMWPE, penetrația crește, astfel că (rel. 3.12):

$$h_{ac} = 2h_a\sqrt{1+f_c^2} = 2h_a\sqrt{1+0,47^2h_a^2}$$

3.4 Model de uzare a polietilenei UHMWPE cu particule dure ovoide în interstițiu convergent

Antrenarea particulelor abrazive dure în interstițiul convergent va conduce la deformații elastice și plastice ale elementelor cuplei. În vederea evaluării intensității de uzare se consideră valabilă ipoteza uzării prin oboseala de frecare [Kraghelski, Crichos, Stachowiak]. Potrivit acestei ipoteze, volumul de material deformat local elastic sau plastic poate fi îndepărtat după un număr mai mare sau mai mic de cicluri de solicitare, prin legități de tip Wöhler.

În cazul în care sunt îndeplinite condițiile de apariție a microașchierii (unghi de atac, tensiuni locale, deformații), particula de uzură are forma unei microașchii și se realizează la un singur ciclu de solicitare.

Pentru a stabili legătura procesului de uzare cu durabilitatea cuplei de frecare respective, se acceptă doi indicatori cantitativi:

- intensitatea de uzare la nivelul contactului nominal

$$I_h = \frac{\Delta H}{L_f} \quad (3.14)$$

în care ΔH este grosimea stratului uzat și îndepărtat de pe suprafața nominală; L_f – lungimea de frecare ce a generat uzura;

- intensitatea de uzare la nivelul contactului real sau intensitatea specifică de uzare

$$i_h = \frac{\Delta h}{d} = \frac{\Delta V}{A_r d} \quad (3.15)$$

în care Δh este înălțimea calotei îndepărtate la nivelul rugozității sau microparticulei abrazive; d – dimensiunea medie a petei de contact în direcția de alunecare; ΔV – volumul îndepărtat sub forma de particule de uzură; A_r – aria reală de contact.

În cazul în care microcontactele au formă circulară, caracterizate prin diametrul d în toate direcțiile, între intensitatea de uzare la nivel nominal și aceea la nivel real există legătura

$$I_h = \frac{4}{\pi} i_h \frac{A_r}{A_n} \quad (3.16)$$

în care A_n este aria nominală de contact.

Se face o analiză a mărimilor ce definesc intensitatea de uzare la nivelul contactului real al particulei ovoide cu elementele cuplei sferă–plan și cu elementele contactului interior sferă–sferă, specific articulației totale de șold.

Pentru evaluarea intensității de uzare a polietilenei UHMWPE, în condițiile mișcării de alunecare a unei sfere metalice și în prezența unor particule abrazive ovoide (cupla specifică standului CALOWEAR) — figura 3.16 —, se explicitează mărimile ce definesc intensitatea de uzare pentru cele trei cazuri de poziționare a particulei ovoide în interstițiu:

1. ovoidul cu sfera mare de rază R în contact cu sfera de rază R_s și cu planul prin sfera mică de rază r ;
2. ovoidul “culcat” în interstițiu, contactul realizându-se printr-un con de rază ρ ;
3. ovoidul cu raza mică r în contact cu sfera de rază R_s și cu planul prin sfera de rază R .

3.4.1 Cazul 1 – Ovoidul în contact cu planul prin sfera mică de rază r

Volumul de material:

$$V = \pi h^2 \left(r - \frac{1}{3}h \right) n_a = \frac{\pi r^3}{3} h_a^2 (3 - h_a) n_a \quad (3.17)$$

în care $h_a = h/r$; n_a este numărul de particule (z_{pmax}), iar h_a este adâncimea adimensională de penetrare determinabilă din sistemul de ecuații Hertz, pentru deformațiile elastice sau cu relația (3.12) pentru deformațiile plastice.

În cazul în care $h_a > 1$, volumul materialului deformat plastic se compune din volumul semisferei de rază r și a unui trunchi de con de semiunghi ψ și cu razele bazelor r și a (figura 3.12 b):

$$V = \frac{1}{3} \pi r^3 [2 + (a_a^2 + 1)(h_a - 1)] n_a \quad (3.18)$$

cu $a_a = a/r$ și $n_a = 1 + (h_a - 1) \tan \psi$

Dacă notăm cu n_c – numărul ciclurilor de solicitare, după care volumul V de material este îndepărtat de pe pastila de polietilenă, rezultă volumul îndepărtat pe un ciclu:

$$\Delta V = V/n_c \quad (3.19)$$

Numărul n_c se evaluează din legi de tip Wöhler, pe baza rezultatelor experimentale. Pentru polietilenă se acceptă legea [42]:

$$n_c = \left(\frac{\sigma_0}{\sigma_e} \right)^t \quad (3.20)$$

cu $t = 2$; σ_0 – rezistența la rupere a poliamidei; σ_e – tensiunea echivalentă de pe suprafața de frecare.

Pentru contactul elastic, tensiunea echivalentă se determină în zona centrală de contact:

$$\sigma_e = p_0 I_M(0, 0, 0, f, \beta) \quad (3.21)$$

cu p_0 – presiunea hertziană maximă din centrul zonei de contact și cu $I_M(x, y, z, f, \beta)$ – invariantul Mises pentru punctul de coordonate (x, y, z) , în condițiile unei încărcări oblice (normală și tangențială).

Coeficientul de frecare la alunecare [42]:

$$f = 0,19 \alpha_{ha} \sqrt{h_a} \quad (3.22)$$

cu α_{ha} – coeficientul pierderilor prin histerezis la alunecare; α_h – coeficientul pierderilor prin histerezis determinat experimental în condițiile clasice de întindere și compresiune.

Cunoscând volumul deformat, caracteristicile geometrice ale ovoidului (r, ψ) , caracteristicile mecanice ale polietilenei $(\sigma_0, \alpha_n, \tau_c, t)$ și condițiile de încărcare (tensiuni normale, tensiuni tangențiale) se determină cu (3.16) intensitatea de uzare la nivelul contactului particulelor abrazive cu pastila plană de UHMWPE.

În figura 3.17 se exemplifică dependența intensității de uzare a UHMWPE, după 1000 de cicluri, de presiunea adimensională Stribeck pentru diferite forme ale particulei abrazive ($\chi = 0,543$ – valoare medie efectivă a particulelor SiC din standul CSM-CALOWEAR – $\chi = 0,9$ și $\chi = 0,2$) și pentru $\xi = 1,09$ – valoare medie efectivă a particulelor SiC – $\xi = 0,9$ și $\xi = 0,2$.

Din evoluția intensității de uzare se constată un maxim cu presiunea adimensională Stribeck pentru orice formă de particulă abrazivă.

Această evoluție se poate explica fizic prin forma diferită de deformație a polietilenei și prin starea de tensiuni din zona de contact.

3.4.2 Cazul 2 – Ovoidul “culcat” între sferă și plan

Volumul de material deformat:

$$V = \frac{1}{2}a_p n_a [R^2(\phi_1 - \sin \phi_1 \cos \phi_1) + r^2(\phi_2 - \sin \phi_2 \cos \phi_2)] + \frac{1}{3}n_a \pi h^2 (3R + 3r - 2h) \quad (3.23)$$

cu n_a – numărul de particule din interstițiu; cu $\phi_1 = \arcsin(b_1/R)$, $\phi_2 = \arcsin(b_2/r)$; b_1, b_2 – lățimea de contact pentru cazul în care ovoidul ar fi aproximat cu un cilindru de rază R , respectiv de rază r ; și

$$h = R(1 - \cos \phi_1) = r(1 - \cos \phi_2)$$

Pentru deformații plastice: $\phi_1 = \phi_2 = \gamma_e$; $b_1 = b_2 = (R + r) \sin \gamma_e$; $h = 0,5(R + r)(1 - \cos \gamma_e)$.

Volumul de material îndepărtat pe un ciclu de sollicitare se determină analog cu cazul (1), relația (3.19): $\Delta V = V/n_c$.

3.4.3 Cazul 3 – Ovoidul cu contactul pe plan prin intermediul sferei mari (de rază R)

Mărimile caracteristice intensității de uzare se evaluează la fel ca pentru cazul (1), cu observația că raza de contact cu planul este R , astfel că relațiile pentru calculul volumului de material (3.17), ariei reale elastice (??) și dimensiunii medii a petei de contact în direcția de alunecare (??) se aplică pentru raza R .

În cazul în care deformațiile sunt plastice și $R > r$, procesul fizic de deformare are sens numai pentru cazul $h_a = h/R \leq 1$. Pentru acele sarcini normale care conduc la deformații plastice $h_a > 1$, ovoidul se va îngloba complet în pastila plană.

Intensitatea de uzare pentru cazul în care deformațiile sunt plastice și $h_a = h/R \leq 1$ se determină utilizând mărimile definite prin (3.17), (??) și (??).

În figura 3.18 se exemplifică dependența intensității de uzare a UHMWPE, după 1000 de cicluri de sollicitare, de presiunea adimensională Stribeck pentru aceleași condiții ca în cazul 1.

Prin compararea figurilor 3.17 și 3.18 se observă că intensitatea de uzare este de aproape două ori mai mare pentru cazul rezemării particulei dure pe planul de polietilenă prin intermediul sferei mici a ovoidului.

În figura 3.19 și 3.20 sunt ilustrate efectele formei particulelor dure asupra intensității de uzare. Astfel, factorul de rotunjire a particulei $\chi = r/R$ modifică semnificativ intensitatea de uzare a polietilenei (figura 3.19). Pentru o creștere a acestui factor de la 0,543 (valoarea medie pentru particulele de SiC din standul CALOWEAR) la 0,9, intensitatea de uzare crește de circa 4 ori.

Se remarcă și prin acest factor ca cel mai concentrat contact este contactul sferic de raza minimă ($\chi = 1$).

Factorul de lungime al particulei $\xi = a_p/R$ are o influență mai redusă, așa cum se observa din figura 3.20. Pentru o creștere a acestui factor de la 1,03 la 3 intensitatea de uzare scade doar cu 33%.

3.5 Un model de uzare a cupei acetalulare din proteza totală de șold

Model de uzare deterministă

Interacțiunea unei rugozități dure cu o suprafață moale se consideră a fi de tip plastic, astfel că se poate aplica teoria liniilor de alunecare Hencky [47] și [12]-[14].

Câmpul liniilor de alunecare se explicitează pentru două cazuri:

- unghiuri mici ale rugozității capului femural ($\alpha \leq \epsilon$);
- unghiuri mari ale rugozității ($\alpha > \epsilon$).

α – unghiul de înclinare al rugozității, ϵ – unghiul ce caracterizează adeziunea, $\epsilon = 0,5 \arccos f$, f fiind coeficientul de adeziune, parametru caracteristic cuplului de material și independent de presiunea de contact și de viteză [57].

Componenta de deformare a coeficientului de frecare se evaluează din forțele normale unitare F_n și tangențiale F_t :

$$\mu = F_t/F_n = \begin{cases} f_{11}/f_{12} & \text{pentru } \alpha < \alpha_{cr} \\ f_{21}/f_{22} & \text{pentru } \alpha \geq \alpha_{cr} \end{cases} \quad (3.24)$$

unde $\alpha_{cr} = \epsilon$ – unghiul ce caracterizează adeziunea.

Pentru coeficientul de adeziune se apreciază componenta moleculară care depinde, în exclusivitate, de cuplul de material și starea de ungere și nu depinde de parametrii externi ca presiune de contact și viteză.

Model de uzare aleatoare

Prelucrarea și generarea suprafețelor cuplelor de frecare conduc la o microgeometrie cu unele dintre mărimile specifice ca fiind variabile aleatoare. De exemplu, înălțimea și panta rugozităților sunt variabile aleatoare și care pot fi caracterizate prin medie, dispersie și coeficient de variație [88].

Pe baza profilogramelor suprafețelor se pot calcula aceste caracteristici statistice și se pot estima legi statistice de distribuție. Pentru capul femural al protezei totale de șold, din profilogramele unor porțiuni de pe suprafața sferică exterioară, se deduc următoarele caracteristici statistice: media înălțimii $R_a = 0,19\mu\text{m}$; dispersia înălțimii $\sigma_R = 0,097\mu\text{m}$; coeficientul de variație al înălțimii $c_{VR} = \sigma_R/R_a = 0,509$; media unghiului de înclinare $\alpha_m = 2,5^\circ$; dispersia unghiului de înclinare $\sigma_\alpha = 1,217^\circ$; histograma de variație a unghiului (figura 3.21).

Aplicând testul statistic de concordanță Kolgomorov–Smirnov, se deduce că legea tematică de distribuție normală (Gauss) poate estima repartiția unghiului de înclinare dedusă din histogramă.

Pe baza algebrei variabilelor aleatoare și considerând legitățile deterministe ale procesului de frecare și uzare ale polietilenei UHMWPE definite în paragraful anterior, se poate estima, cu probabilitatea de determinare a legii de distribuție a unghiului de înclinare, intensitatea de uzare și coeficientul de frecare ale polietilenei atunci când rugozitățile capului femural sunt aleatoare.

Astfel, în figura 3.22 se prezintă intensitatea de uzare pentru rugozități cu unghiul de înclinare variabil după o lege Gauss, caracterizate prin abaterea medie pătratică $\sigma_\alpha = (\alpha_{max} - \alpha_{min})/6$, cu unghiul minim $\alpha_{min} = 2^\circ$ și cel maxim $\alpha_{max} = 25^\circ$.

Din condiția de normare, s-a considerat că între α_{min} și α_{max} se găsesc 97% dintre unghiurile rugozităților.

Dependența componentei de deformare a coeficientului de frecare mediu este indicată în figura 3.23.

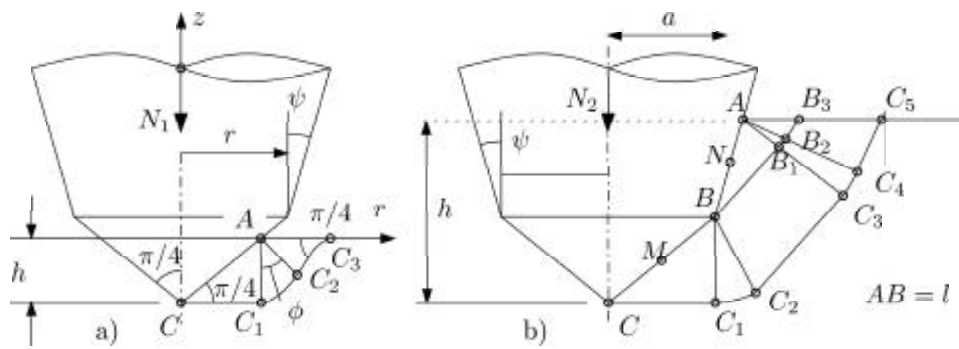


Figura 3.12: Schema liniilor de alunecare la penetratorul conic

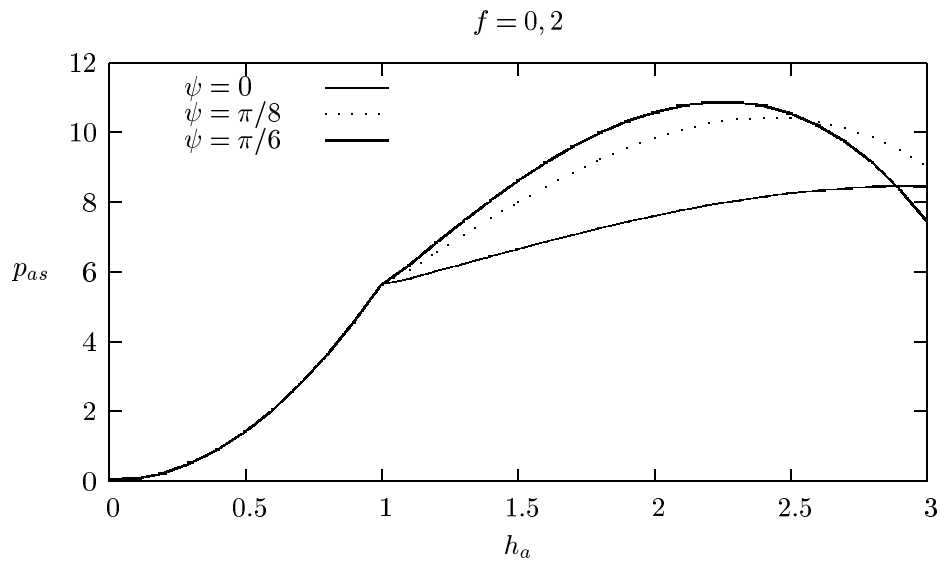
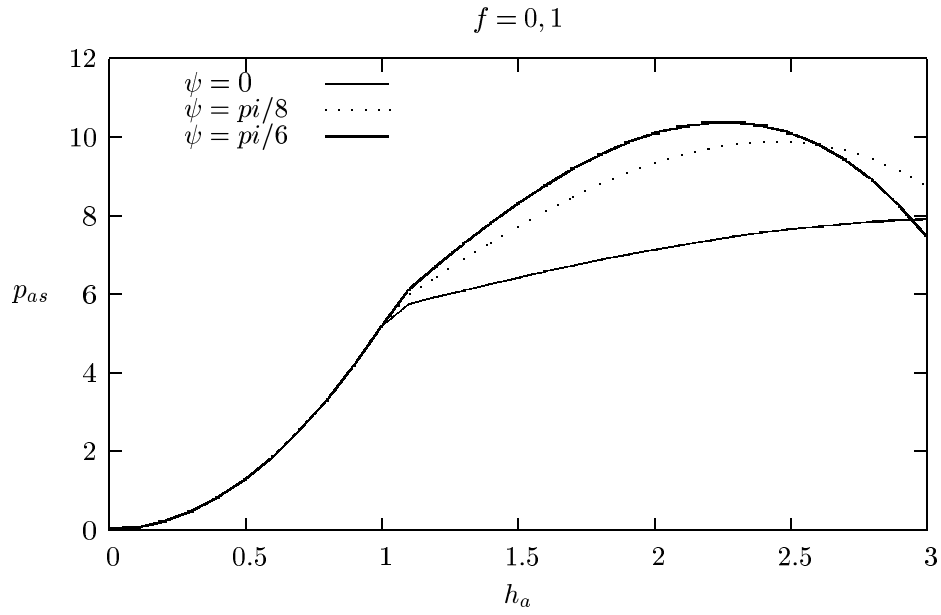


Figura 3.13: Presiunea medie adimensională pentru diferite geometrii ale particulei și două valori ale coeficientului de frecare ($f = 0,1$ sus și $f = 0,2$ jos)

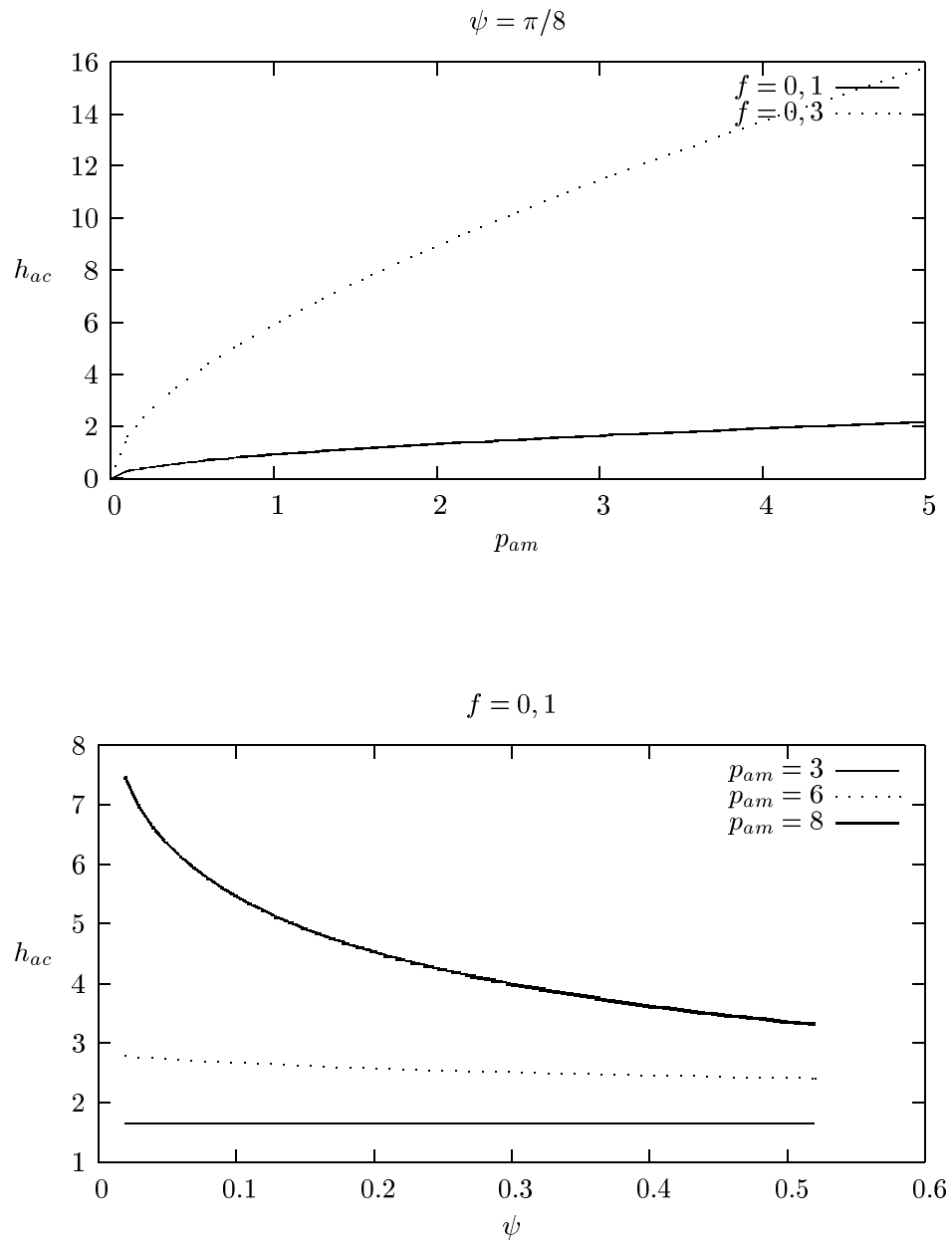


Figura 3.14: Penetrarea plastică cinetică a ovoidului în semispațiul plastic pentru diferite condiții de încărcare și geometrii ale ovoidului

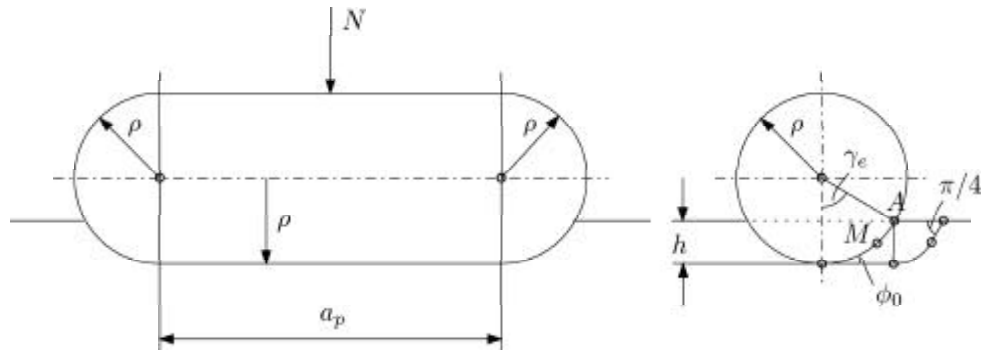


Figura 3.15: Contactul dintre ovoidul aproximat cu un cilindru și planul din UHMWPE

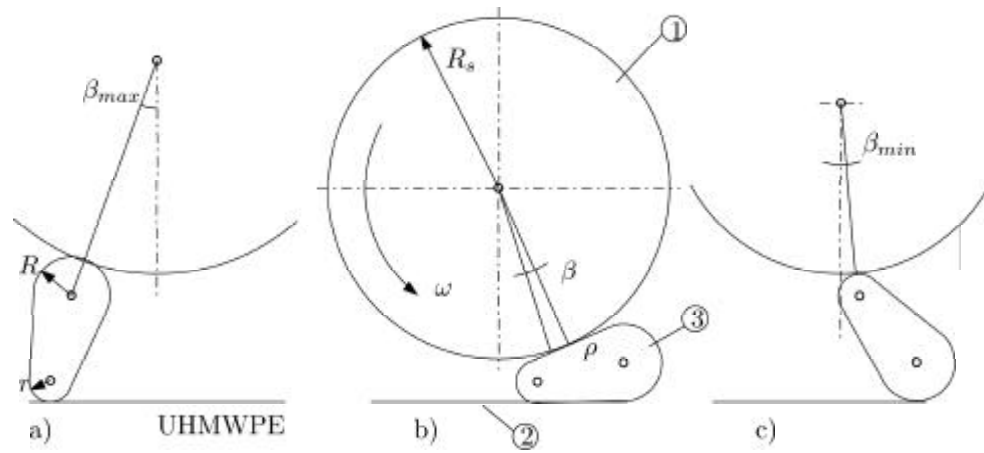


Figura 3.16: Model pentru definirea intensității de uzare

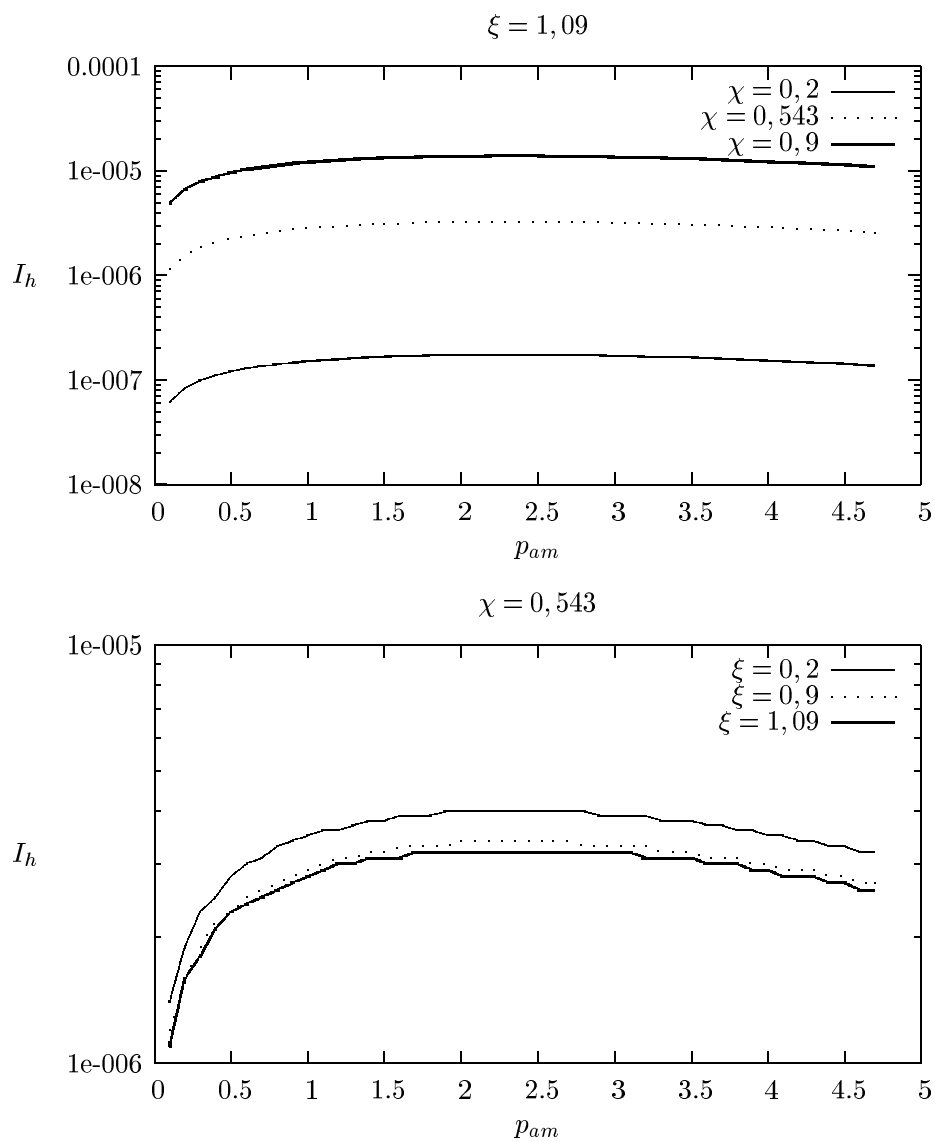


Figura 3.17: Dependența intensității de uzare de presiunea adimensională Stribeck în cazul 1 (contact pe sfera de rază r) pentru diferiți coeficienți de formă a particulei χ (graficul de sus) și pentru diferiți coeficienți de rotunjire ξ (graficul de jos)

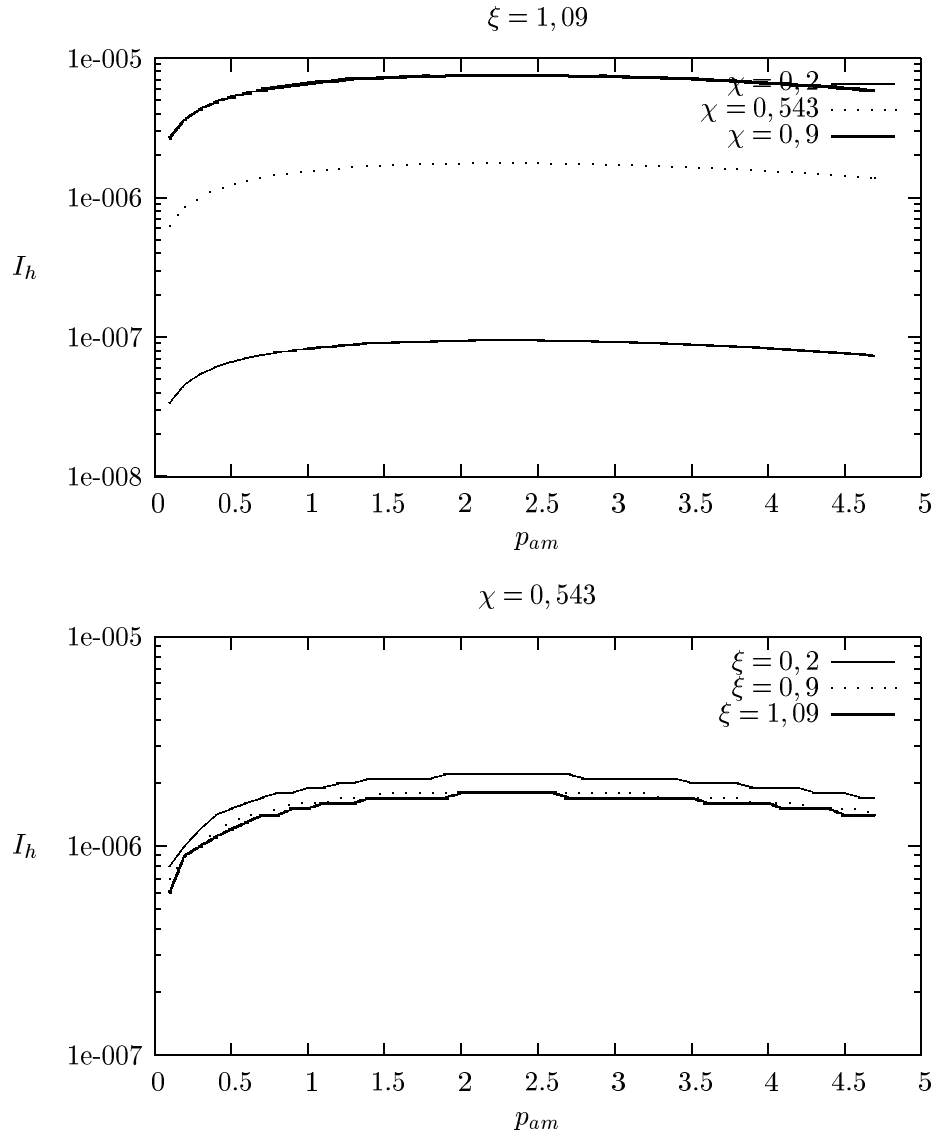


Figura 3.18: Dependența intensității de uzare de presiunea adimensională Stribeck în cazul 3 (contact pe sfera de rază R) pentru diferiți coeficienți de formă a particulei χ (graficul de sus) și pentru diferiți coeficienți de rotunjire ξ (graficul de jos)

Figura 3.19: Dependența intensității de uzare de factorul de rotunjire al particulei χ pentru diferiți coeficienți de lungime a particulei ξ

Figura 3.20: Dependența intensității de uzare de factorul de lungire al particulei ξ pentru diferiți coeficienți de rotunjire a particulei χ

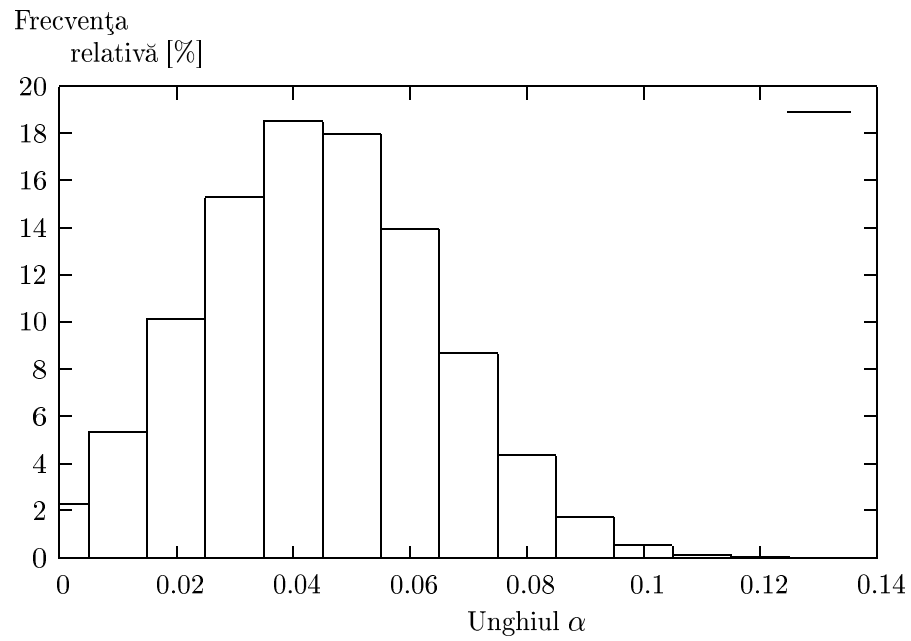


Figura 3.21: Histograma de variație a unghiului de înclinare a rugozității

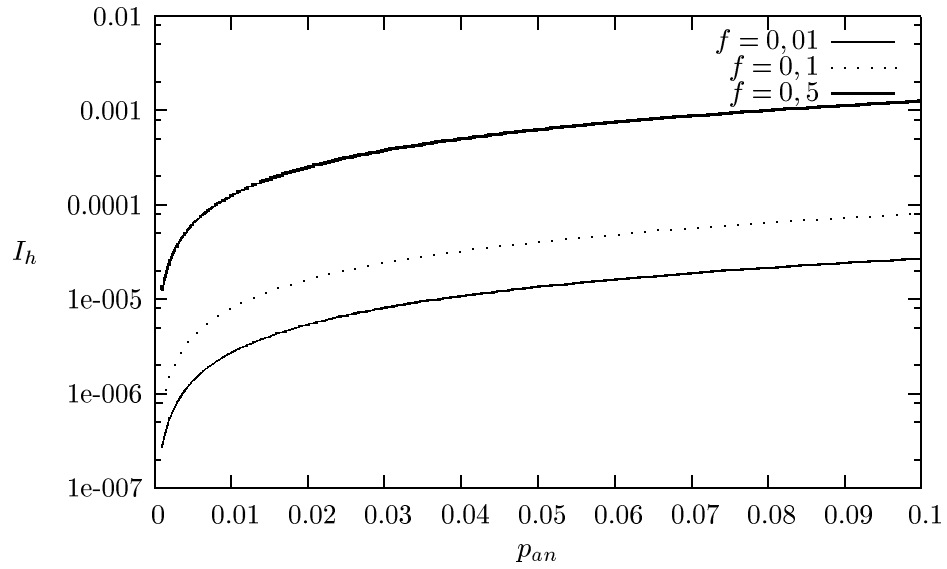


Figura 3.22: variația intensității de uzare a polietilenei UHMWPE cu presiunea nominală și cu coeficientul de adeziune

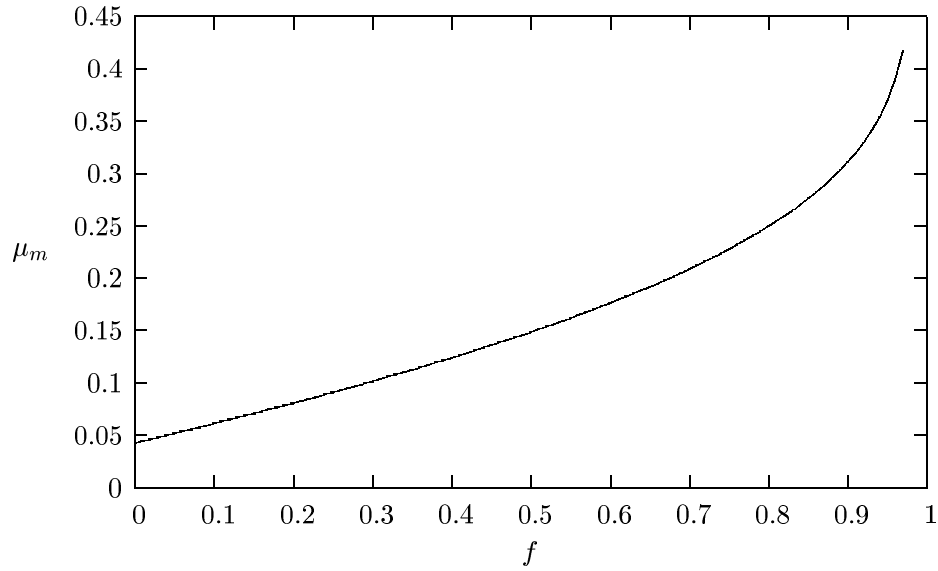


Figura 3.23: variația componentei mecanice a coeficientului de frecare cu coeficientul de adeziune

Capitolul 4

Modelare numerică a uzării protezelor de șold

4.1 Model numeric pentru determinarea presiunii de contact din proteza de șold

Se consideră o sferă perfect rigidă cu diametrul d_i în contact cu o cupă semisferică deformabilă, din polietilenă UHMWPE, cu diametrul d_o și grosime infinită. Dacă cele două elemente nu sunt încărcate, contactul dintre ele se realizează într-un punct. Dacă elementele sunt încărcate cu o forță F , centrele lor se vor apropia cu distanța δ , iar contactul se va realiza pe o porțiune circulară delimitată de unghiul α_c și raza r_c (așa cum se poate observa în figura 4.1).

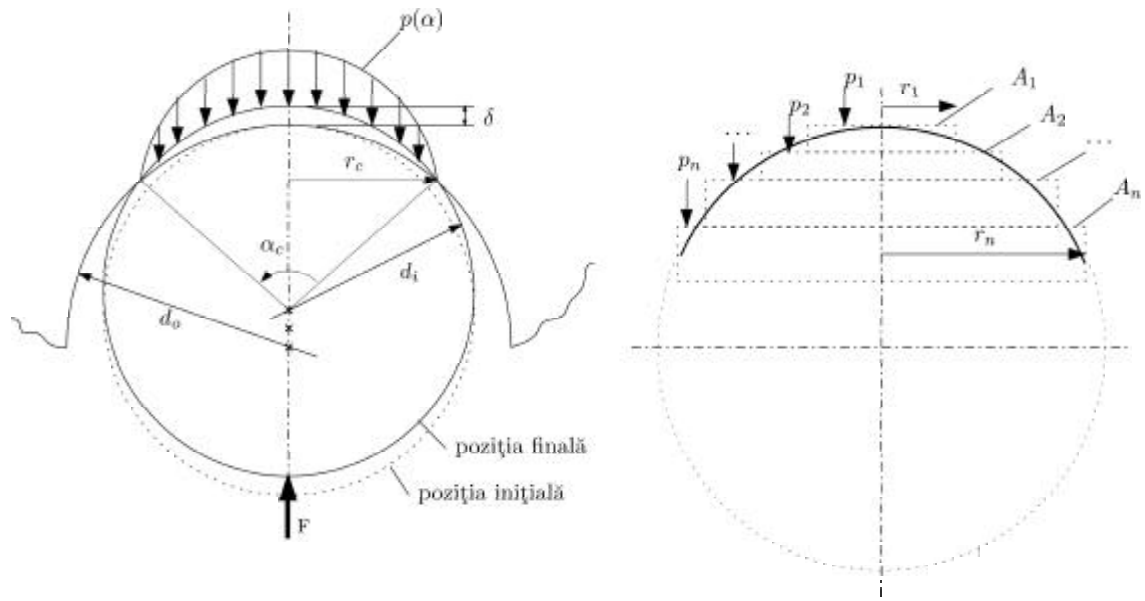


Figura 4.1: Schema contactului dintre capul femural și cupa acetabulară

Modelul se construiește pornind de la următoarele ipoteze:

- Suprafețele de frecare sunt uscate (nu există nici un lubrifiant sau contaminant);
- Polietilena UHMWPE are un comportament linear–elastic;
- Sfera (capul femural) este perfect rigidă;

Pentru a simplifica relațiile se fac următoarele adimensionalizări:

- Jocul relativ: $\psi = \frac{d_o - d_i}{d_i}$;
- Aproximarea relativă: $\delta_a = 2\delta/d_i$;
- Presiunea de contact relativă: $p_a = p/E$, unde p –presiunea locală și E –modulul de elasticitate;
- Încărcarea relativă: (presiunea Stribeck) $p_{ae} = \frac{4F}{\pi d^2 E}$, unde F –forța de încărcare a articulației.

Pentru a putea aplica teoria lui Hills în cazul protezei de șold, aceasta se modelează ca o suprapunere de discuri concentrice de diferite diametre și grosimi (figura 4.1).

Suprafețele inelare A_1, A_2, \dots, A_n de pe partea superioară a discurilor sunt încărcate cu presiunile uniform distribuite p_1, p_2, \dots, p_n . Presiunea normală de pe fiecare disc produce tensiuni și deformații în toate celelalte discuri, de aceea comportamentul global al întregii sfere este dat de influența fiecărui disc asupra celorlalte. Considerând presiunile p_1, p_2, \dots, p_n ca fiind constante, ecuația (??) poate fi integrată și apoi asociată cu ecuația de echilibru mecanic (4.1) într-un sistem de ecuații liniare având ca necunoscute presiunile p_1, p_2, \dots, p_n și apropierea relativă δ_a .

Ecuția de echilibru mecanic are forma:

$$\sum_{i=1}^n p_i A_i = F \quad (4.1)$$

Se deduc coeficienții de influență.

În urma încărcării articulației, contactul dintre cele două elemente se realizează pe o suprafață circulară delimitată de raza r_c . Mărimea suprafeței de contact depinde de încărcare și de joc:

$$r_c(p_{ae}, \psi) = \sqrt{(1 + \psi^2) - \left\{ \frac{1}{2} \left[\delta_a(p_{ae}, \psi) + \psi + \frac{\psi(\psi + 2)}{\delta_a(p_{ae}, \psi) + \psi} \right] \right\}^2} \quad (4.2)$$

$$\alpha_c(p_{ae}, \psi) = \arcsin(r_c(p_{ae}, \psi)) \frac{180}{\pi} \quad (4.3)$$

Pentru a putea calcula distribuția presiunii de contact din articulație este necesară o rază de contact r_c estimativă. Pe baza razei de contact estimative se determină apropierea relativă dintre cele două elemente δ_a și presiunea de contact $p(r)$.

După aflarea apropierii relative adimensionale δ_a se recalculează raza de contact r_c cu ajutorul ecuației 4.2. Sistemul de ecuații ?? se rezolvă din nou cu

noua rază r_c . Se parcurge un număr de iterații până când diferența dintre două raze de contact consecutive este mai mică decât eroarea acceptată.

În figurile 4.2-4.5 se prezintă presiunile de contact pentru 4 încărcări ($p_{ae} = 0,0001$, $p_{ae} = 0,0005$, $p_{ae} = 0,001$, $p_{ae} = 0,01$).

Pentru încărcări relativ mici, valoarea maximă a presiunii de contact are loc în zona polului încărcării, iar magnitudinea presiunii maxime crește odată cu creșterea jocului. Raza de contact se mărește odată cu încărcarea dar scade cu creșterea jocului.

Pentru încărcări mari și jocuri foarte mici, valoarea maximă a presiunii de contact tinde să se localizeze în zona ecuatorială, la extremitatea suprafeței de contact.

Se poate spune că pentru jocuri mari și încărcări mici, presiunea de contact are o distribuție herziană, iar pentru jocuri foarte mici și încărcări mari, avem o distribuție hiperbolică asemănătoare distribuției de presiuni din cazul penetratorului rigid Boussinesq.

În ceea ce privește momentul de frecare dintre cele două suprafețe, acesta se poate calcula în ipoteza unei mișcări relative de pivotare (rotație în jurul axei Oz). Se consideră că frecarea este generată de tensiunile tangențiale de forma: $\tau = \tau_o + \mu \times p$, unde τ_o este tensiunea tangențială minimă necesară declanșării mișcării.

Momentul de frecare generat de un singur inel este:

$$M_{fi} = \int_{r_i - \delta_i}^{r_i + \delta_i} 2\pi\rho^2 \tau d\rho = \frac{2\pi}{3} (\tau_o + \mu p_i) \delta_i^2 (6r_i + \delta_i) \quad (4.4)$$

sau în forma adimensionalizată:

$$\overline{M}_{fi} = \frac{3M_{fi}}{2\pi E_2 r^3} = \overline{\delta}_i^2 (6\overline{r}_i + \overline{\delta}_i) (\overline{\tau}_o + \mu \overline{p}_i) \quad (4.5)$$

unde

$$\overline{\tau}_o + \mu \overline{p}_i = \overline{\tau} = \frac{\tau_o}{E_2} + \mu \frac{p_i}{E_2}$$

Astfel, momentul de frecare pentru întreaga articulație va fi:

$$M_{ftot} = \sum_i M_{fi} \quad (4.6)$$

În figura 4.6 se prezintă variația momentului de frecare cu încărcarea și jocul.

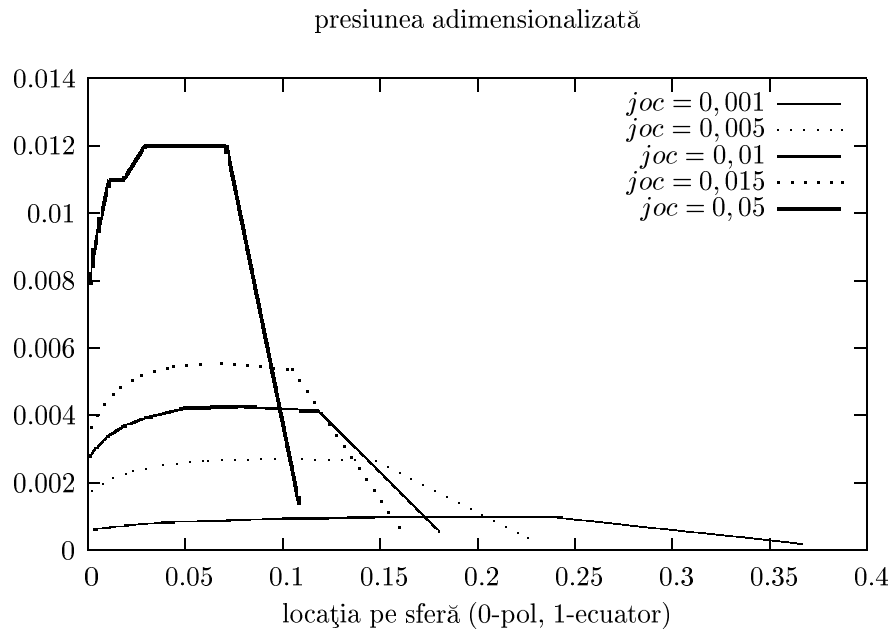


Figura 4.2: Distribuția presiunii de contact pe suprafața cupei pentru $p = 0,0001$

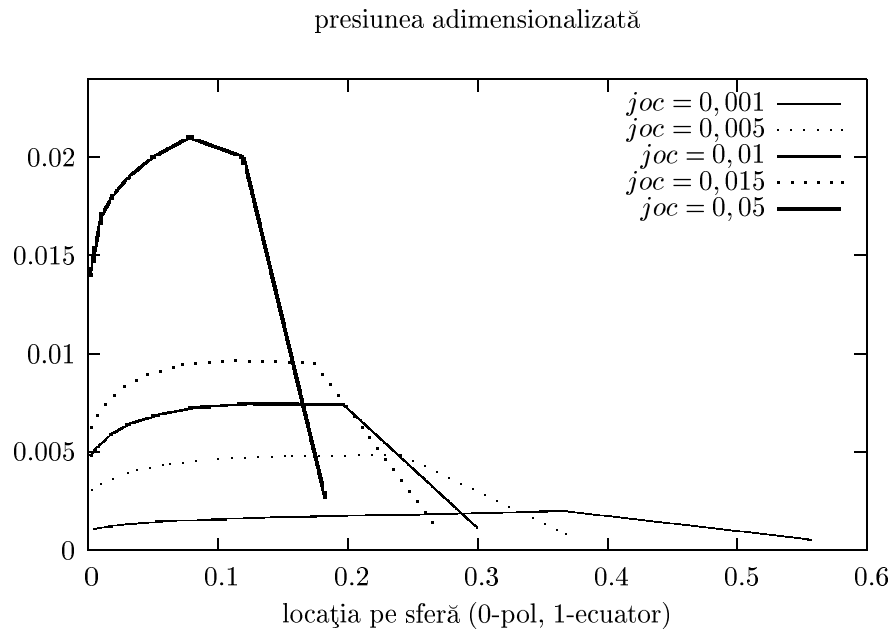


Figura 4.3: Distribuția presiunii de contact pe suprafața cupei pentru $p = 0,0005$

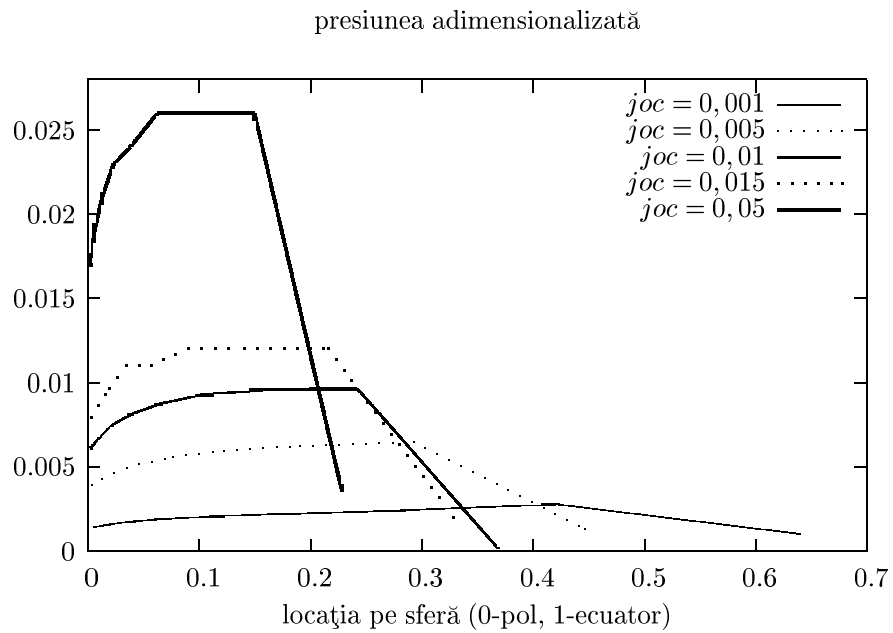


Figura 4.4: Distribuția presiunii de contact pe suprafața cupei pentru $p = 0,001$

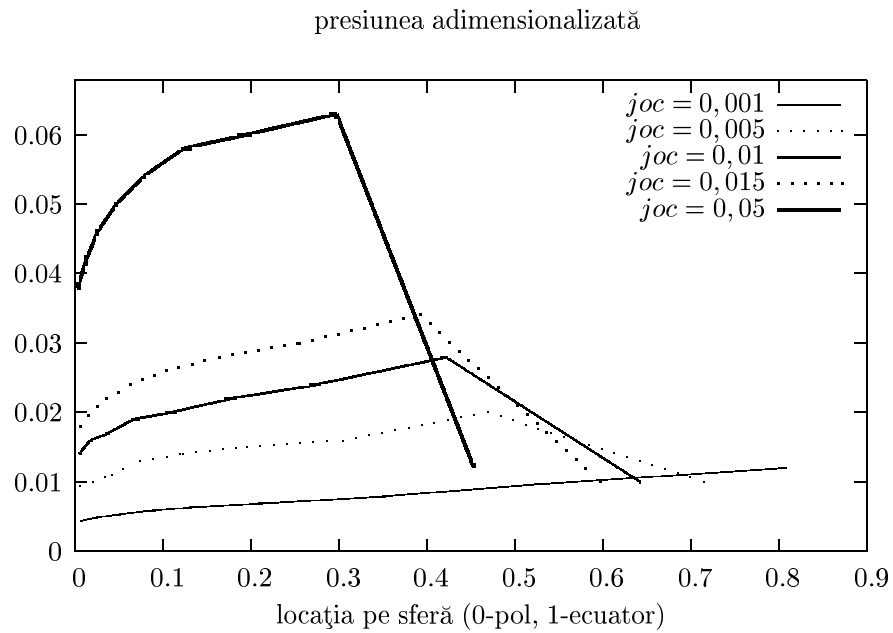


Figura 4.5: Distribuția presiunii de contact pe suprafața cupei pentru $p = 0,01$

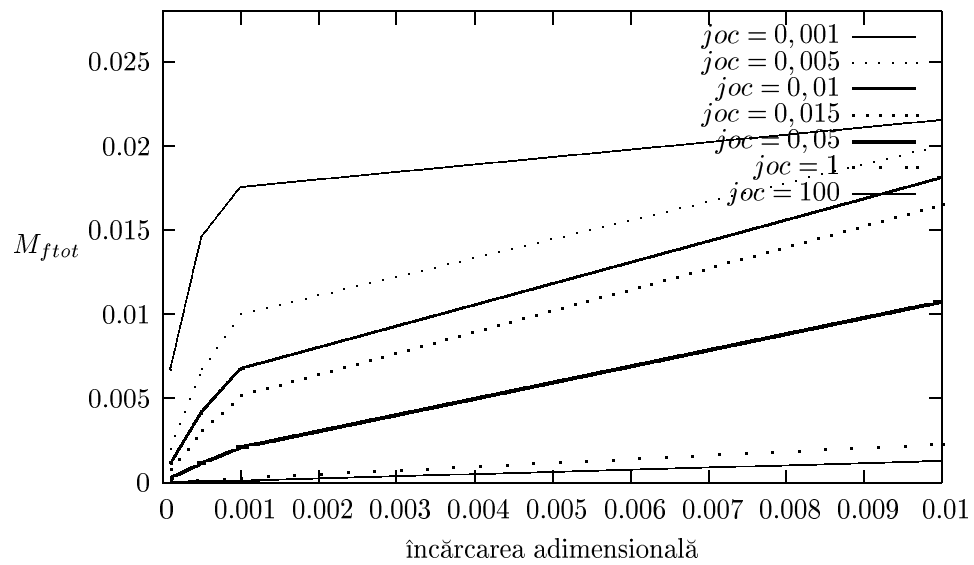


Figura 4.6: Variația momentului de frecare din articulație cu încărcarea și jocul

4.2 Influența jocului asupra uzării protezelor de șold

Introducere

Numeroase articole subliniază rolul important pe care-l poartă jocul dintre capul femural și cupă. Distribuția presiunii de contact pe suprafețele articulare are de asemenea o importanță deosebită din punct de vedere al uzării. Ținând cont de faptul că proteza de șold este o articulație conformă și că este dificilă o abordare analitică, se încearcă o abordare numerică în vederea determinării distribuției tensiunilor din contactul protezei de șold, precum și a determinării rolului pe care-l are jocul asupra acestor tensiuni și deci asupra uzării.

Metoda constă în trei pași: crearea și analiza modelului cu elemente finite, calculul distanței de alunecare pentru orice punct de pe suprafețele articulare, și calcularea uzurii generate într-un timp dat.

Modelarea cu elemente finite

Modelarea cu elemente finite s-a realizat cu ajutorul programului ANSYS 6.1 (SAS IP Inc., USA). Modelul constă dintr-o sferă rigidă în contact cu o cupă deformabilă din UHMWPE. Pentru a investiga influența jocului asupra uzării protezelor, s-au studiat 10 cazuri diferite cu jocuri cuprinse între 0% și 4,5%. Pentru toate cazurile diametrul capului femural a fost de 22 mm și diametrul exterior al cupei 60 mm.

Cupa acetabulară a fost discretizată cu elemente de tip hexadron de ordinul doi (20 noduri).

Principalele proprietăți mecanice ale UHMWPE adoptate pentru acest model sunt prezentate în tabela 4.2.

Tabela 4.1: Principalele proprietăți mecanice ale UHMWPE GUR 4150

Modul de elasticitate	600 MPa
Tensiunea de curgere	19 MPa
Coeficientul lui Poisson	0,46

Contactul dintre cele două corpuri ale modelului este considerat ca un contact între un rigid și un deformabil cu un coeficient de frecare de 0,12.

Încărcarea s-a realizat prin definirea unui vector forță într-un sistem de coordonate cartezian fix față de pelvis, cu originea în centrul de rotație al protezei și cele trei axe îndreptate în direcție anterioară, superioară și laterală. Vectorul forță variază în timp după o lege ce simulează mersul. Legea de variație a forței a fost adoptată din [6] dar simplificată pentru a obține un număr rezonabil de mic de pași de încărcare.

Față de acest sistem de coordonate, cupa este înclinată cu 30° în planul transversal relativ la planul orizontal. Cupa a fost considerată ca fiind încastrată pe toată suprafața exterioară, simulând astfel ancorarea într-un strat de ciment perfect rigid.

Calcularea distanței de alunecare

Pentru aflarea distanțelor de alunecare corespunzătoare fiecărui punct de pe suprafața corpului deformabil (suprafața interioară a cupei) s-au definit două sisteme de coordonate (unul pentru cupă și celălalt pentru capul femural).

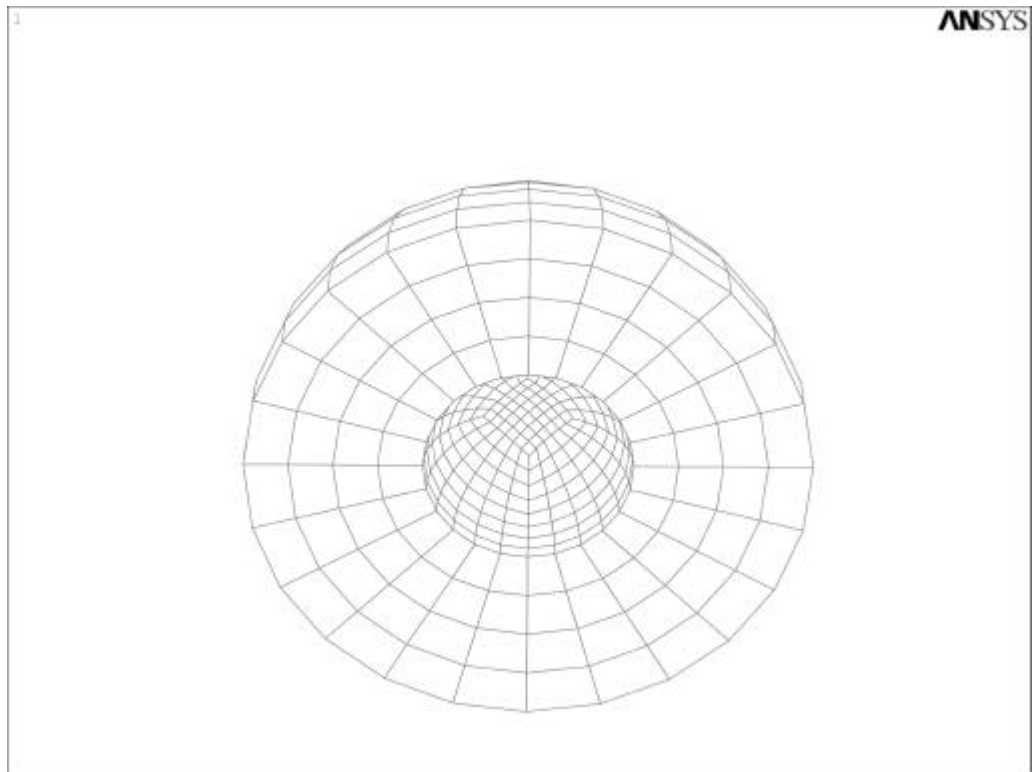


Figura 4.7: Discretizarea modelului cu elemente de tip hexadron

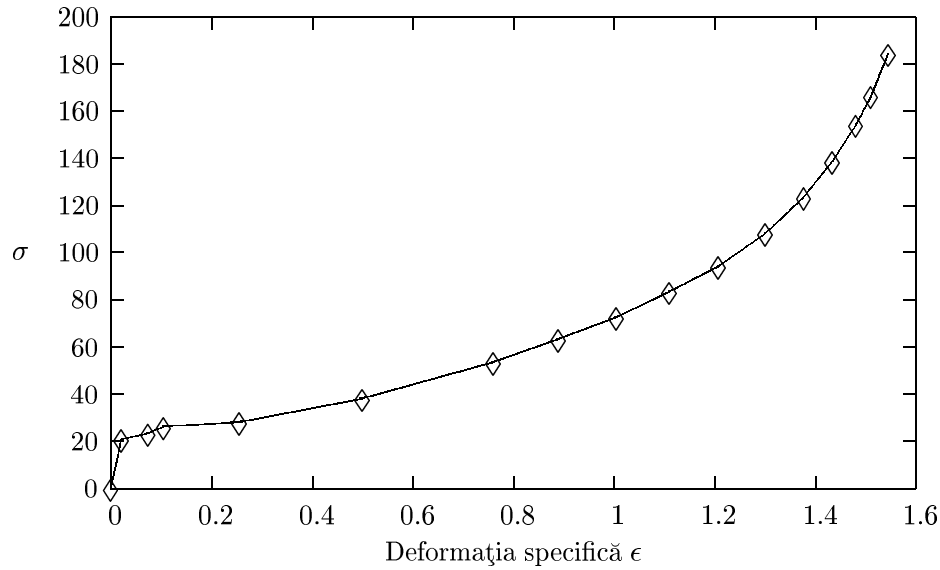


Figura 4.8: Variația tensiune-deformație a UHMWPE GUR 4150 adoptată din [43]

Capul femural a fost menținut fix, iar cupa a fost rotită în jurul originii sistemului său de coordonate după o lege de mișcare adoptată din [74] și redată în figura 4.9.

Un punct arbitrar M de pe suprafața sferei descrie pe suprafața interioară a cupei o curbă închisă ce poate fi aproximată printr-o mulțime de segmente drepte (în coordonate sferice). Astfel, punctul M pornește din poziția inițială $M_0(x_0, y_0, z_0)$ și ajunge succesiv în pozițiile $M_1(x_1, y_1, z_1)$, $M_2(x_2, y_2, z_2)$, etc revenind apoi în poziția inițială M_0 .

Calcularea uzurii

După calcularea distribuției tensiunilor de pe suprafața de contact și calcularea lungimii de frecare pentru fiecare punct de pe suprafața cupei, s-a trecut la pasul al treilea: calcularea volumului de material uzat după un timp dat.

În acest scop s-a utilizat ecuația lui Archard [1]:

$$V = k \frac{1}{H} F_N S \quad (4.7)$$

unde: V este volumul uzat, k – coeficient de proporționalitate, H – duritatea materialului, F_N – forța normală, S – lungimea de alunecare.

Ecuația lui Archard poate fi modificată într-o formă continuă care să poată ține seama de aspectul variabil al forței de încărcare și al lungimii de alunecare.

Pentru a obține adâncimea uzare într-un ciclu de funcționare pentru un punct de pe suprafața cupei. Se obține astfel relația:

$$h_i = \int_{S_i} k_w \sigma_{Ni} dS \quad (4.8)$$

Unghiurile
de mișcare [rad]

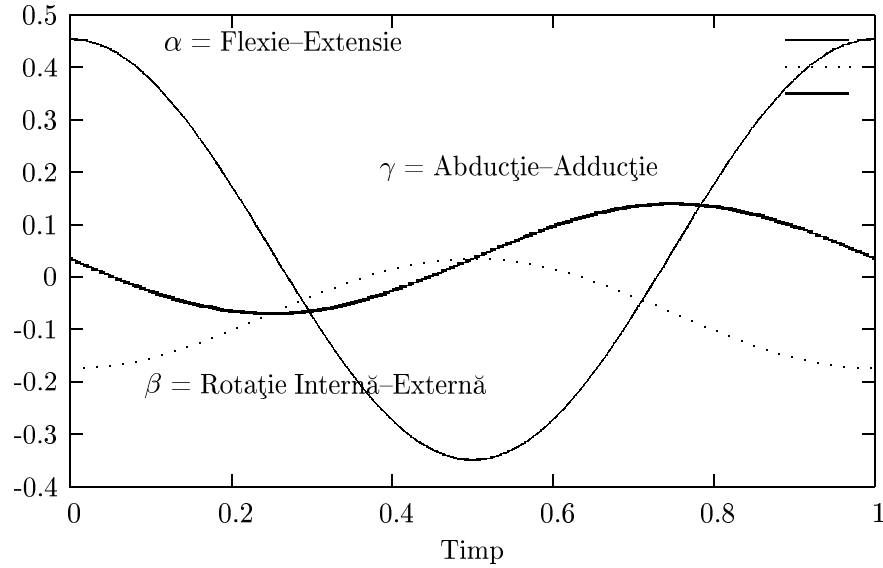


Figura 4.9: Legea de mișcare a articulației șoldului adoptată din [74]

Integrând încă odată peste întreaga suprafață a cupei, rezultă volumul total de material uzat într-un ciclu de funcționare:

$$V = \int_{S_{contact}} \left(\int_{S_i} k_w \sigma_N dS \right) dA \quad (4.9)$$

Cel mai dificil de obținut este coeficientul de uzare k_w . Acesta poate fi obținut pe cale experimentală cu ajutorul unor stnaduri tribologice de uz general. În literatură au fost raportate valori între $0,8 - 2 \times 10^9 \text{mm}^3/\text{Nmm}$ [95, 58, 73, 72]. În studiul de față s-a adoptat coeficientul de uzare $k_w = 1,0656 \times 10^9 \text{mm}^3/\text{Nmm}$ utilizat și în [58].

Rezultate obținute

Așa cum era de așteptat, distribuția presiunii de contact are o variație parabolică, cu valoarea maximă situată în polul încărcării. În figura 4.10 este reprezentată evoluția distribuției presiunii de contact în timpul unui ciclu de mers pentru cazul numărul 1 (joc 0).

Valoarea maximă a presiunii de contact variază între $10,9 - 11,7 \text{MPa}$, crescând odată cu creșterea jocului. La prima vedere ar putea părea că jocurile foarte mici sau chiar zero sunt cele mai avantajoase din punct de vedere al tensiunilor de contact și deci a uzării. Acest lucru este adevărat numai până la un anumit joc limită, sub care tensiunea maximă migrează către marginea cupei și crește exponențial. Aceasta înseamnă că ambele extreme, joc prea mare sau prea mic, conduc la apariția unor presiuni de contact periculos de mari.

În ceea ce privește lungimile de frecare corespunzătoare punctelor de pe suprafața cupei, rezultatele obținute sunt similare celor raportate de Saikko și Calonius în [74, 10]. Urmele descrise de punctele de pe suprafața cupei sunt de

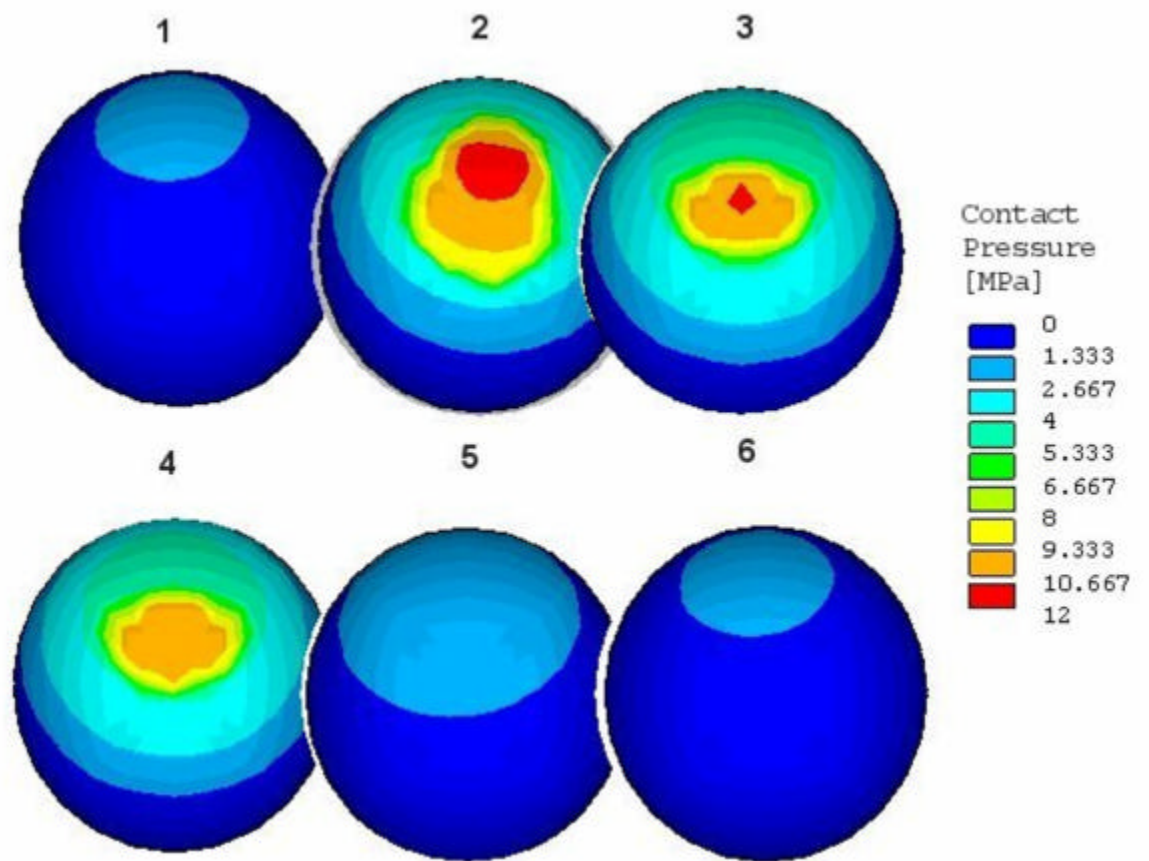


Figura 4.10: Evoluția distribuției presiunii de contact în timpul unui ciclu de mers (pentru cazul $\psi = 0$)

Tabela 4.2: Volumele de uzare obținute numeric pentru cele 10 jocuri studiate

Nr. caz	Joc relativ [%]	Volum uzat după 10^6 cicluri [mm^3]
1	0	20,62
2	0,045	20,59
3	0,09	20,53
4	0,18	20,477
5	0,45	20,26
6	0,9	19,96
7	1,8	19,47
8	2,7	18,99
9	3,6	18,65
10	4,5	18,36

formă ovală pe toată suprafața, cu excepția zonei ecuatoriale unde acestea sunt de forma cifrei opt.

După realizarea simulărilor cu modelul cu elemente finite, presiunile de contact obținute au fost folosite ca date de intrare într-un program de calcul al uzării pe baza ecuației 4.9. Rezultatele astfel obținute sunt prezentate în tabela 4.2 și figura 4.11 .

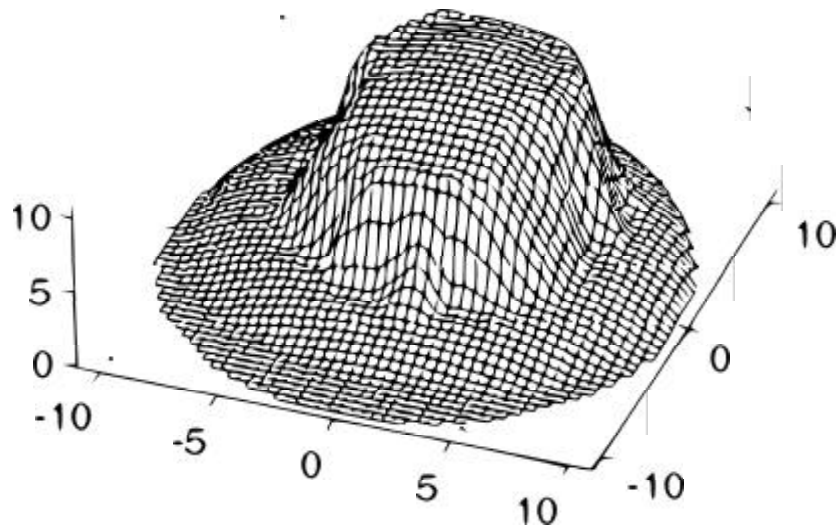
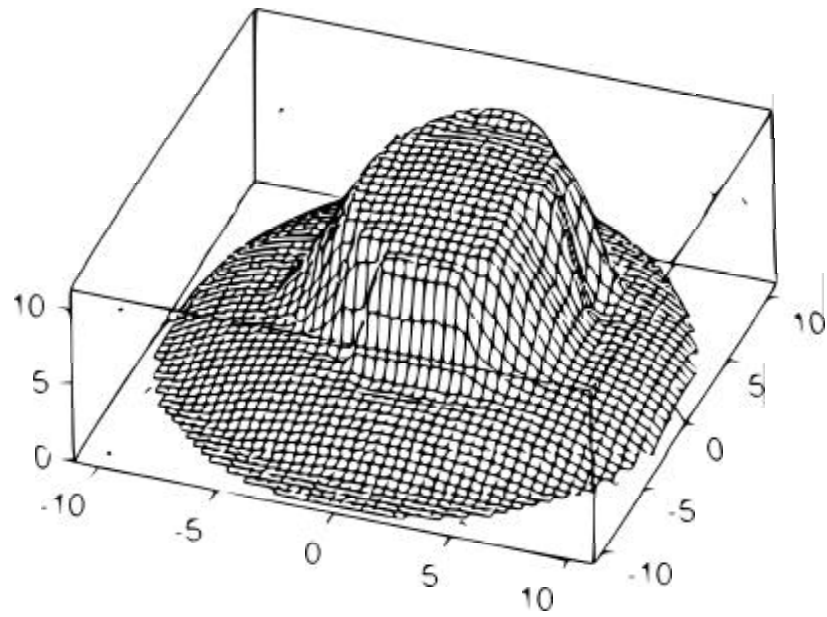


Figura 4.11: Distribuția presiunii de contact pe suprafața proiectată a cupei pentru joc $\psi = 0,1$ (sus), respectiv $\psi = 0,3$ (jos).

Capitolul 5

Contribuții privind determinarea uzării *in vivo* a protezelor de șold

5.1 Generalități

In vivo, uzura polietilenei în artroplastiile totale de șold este evaluată pe radiografii postoperatorii. Pe radiografii este măsurată penetrarea capului femural, care corespunde acțiunii combinate a diverselor mecanisme de uzare (adeziune, abraziune, oboseală superficială) și a fluajului cupei (“creep”). Nu se poate distinge între cele două fenomene.

În literatură uzura *in vivo* este raportată în trei moduri:

1. *penetrarea liniară*, care măsoară migrarea capului în cupă. Se exprimă în *mm*.
2. *rata sau viteza penetrării liniare* – penetrarea liniară împărțită la durata de viață a implantului (în ani). Se exprimă în *mm* pe an și este utilizată în evaluarea uzurii cu trecerea timpului. Contribuția fluajului la penetrarea liniară pare să fie semnificativă în primii doi ani, apoi scade în timp, devenind practic neglijabilă. De aceea, măsurarea penetrării după doi ani de urmărire nu este corectă pentru evaluarea uzurii de frecare. Pentru rezultatele ratei penetrării liniare urmărirea trebuie întotdeauna exprimată de când penetrarea a scăzut în timp.
3. *uzura volumetrică*. Uzura volumetrică măsoară cantitatea de material care a dispărut de la nivelul suprafeței de frecare. Se exprimă folosind formula $V = \pi r^2 w$, unde r este raza capului femural și w este penetrarea liniară. Această măsurătoare este folosită pentru a compara diferite diametre ale capului protezei. Pentru aceeași penetrare liniară pentru capete de 32 și 22 mm, uzura volumetrică este, evident, mai mare pentru capul de 32 mm. Totuși, unele publicații au raportat aceeași penetrare liniară pentru capetele de 22, 28 și 32 mm, fără a arăta că, uzura volumetrică, și, deci, cantitatea de particule de polietilenă, ar fi mai mari pentru capul de 32

mm. Formula $V = \pi r^2 w$ presupune o linie de uzură cilindrică, care uneori nu corespunde realității, așa cum a fost demonstrat de diferite studii pe cupe obținute post-mortem. Kabo [39] a demonstrat folosind molaže că axa de uzură nu se află în plan frontal și că formula cilindrică subestimează uzura cu 47%.

5.2 Stabilirea pe baza investigațiilor radiologice a stării de degradare a protezelor totale de șold — studiu retrospectiv

5.2.1 Material și metodă

S-a efectuat un studiu retrospectiv pe un lot de 18 pacienți ai Spitalului de Ortopedie “Foisor” din București, pacienți aleși în mod aleator, care au suferit în antecedente o artroplastie de șold în unități spitalicești diferite. Doi pacienți au fost excluși din studiu datorită unei intervenții chirurgicale în primele 12 luni post-artroplastie (ambele cazuri septice).

Lotul a cuprins 5 bărbați (31%) și 11 femei (69%), cu vârste cuprinse între 45 și 69 de ani, cu o medie de 56 de ani în momentul efectuării artroplastiei primare, respectiv între 52 și 75 de ani, cu o medie de 58 de ani în momentul efectuării reviziei protezei.

Din punct de vedere etiologic, intervențiile au fost efectuate pentru coxartroză primară la 7 cazuri, iar alte 9 cazuri au prezentat coxartroză secundară (displazie de șold, necroză a capului femural, poliartrită reumatoidă).

În funcție de tipul de proteză primară implantată, s-a observat predominanța protezei Muller cu cap de 32 mm.

În funcție de diametrul capului femural al protezei primare, s-a observat o predominantă a diametrului de 32 mm.

Un rol important în realizarea unei revizii îl are stocul osos care se apreciază atât preoperator – radiografic (există diverse clasificări), cât mai ales intraoperator (de regulă, evaluarea preoperatorie subapreciază capitalul osos). În studiul de față au fost cazuri care au necesitat fie revizia cupei fără a fi necesar adăosul de grefă osoasă pentru refacerea capitalului osos, fie revizia cu reconstrucție acetabulară (grefe morselate și/sau structurale, plasă sau inel sau cază, cupă cimentată).

Un alt scop al acestui studiu este de a cunosc schimbările geometrice ale cupelor acetabulare de polietilenă cauzate de procesul de uzare. Avantajul major al acestui tip de investigații este reprezentat de accesibilitatea și caracterul neinvaziv pentru pacient.

În asociere cu imaginile radiografice seriate, s-a folosit un program de analiză a imaginii (ImageJ), dezvoltat de NIH (www.nih.gov), program care are capacitatea de a face transformări matematice la nivelul imaginii, de a calcula distanțe și unghiuri, de a crea histograme, de a edita și procesa imagini de diferite tipuri, de a crea figuri cu ajutorul punctelor de referință stabilite de utilizator.

Metoda de lucru

Obținerea fișierelor imagine

S-au folosit filme radiografice realizate în incidența antero-posterioară și laterală. Acestea au fost scanate, după care s-au selectat numai regiunile acetab-

ulare. S-a lucrat cu fișiere imagine gray-scale cu adâncimea de culoare de 8 biți în format JPEG.

Măsurare

În vederea măsurării a fost necesară mai întâi o calibrare a imaginilor pentru stabilirea rezoluției exacte în pixeli/mm. Pentru calibrarea imaginii a fost necesară cunoașterea diametrului capului protezelor. Regiunea capului femural se încadrează într-un cerc al cărui diametru va reprezenta parametrul de intrare din procesul de calibrare. În acest fel toate dimensiunile măsurate ulterior pe această imagine vor fi automat raportate la diametrul capului femural.

După calibrare, se determină poziția centrului capului femural față de sistemul global de coordonate. Pentru conveniență se alege un sistem cartezian de coordonate cu centrul în colțul de jos-stînga al imaginii. Utilizând inelele marker atașate cupei, se selectează o regiune circulară care se suprapune perfect peste arcul de cerc descris de proiecția suprafeței exterioare a cupei. Ulterior se înregistrează coordonatele centrului celui de-al doilea cerc (inclusiv diametrul cupei).

Calcul

Pe baza coordonatelor înregistrate în procesul de măsurare, se determină deplasarea relativă dintre cele două elemente ale protezei (capul și cupa).

- adâncimea de penetrare a capului femural în cupă: $h = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta z^2}$
- unghiul dintre direcția de migrare a capului femural și axa orizontală:
 $\phi = \pi/2 + h \arcsin(|\Delta x|/h)$

Cunoscând vectorul de deplasare al capului femural față de cupă, se poate determina volumul de material uzat.

Cu ajutorul inelelor marker amplasate pe suprafața exterioară a cupei acetabulare s-au putut determina cele două unghiuri ce caracterizează orientarea cupei, *unghiul de înclinare* și *unghiul de anteverisie*.

Programul de analiză a imaginii s-a folosit și pentru evidențierea fenomenelor ce apar la interfața ciment-os. Prin aplicarea funcției “*Find Edges*” se obține o imagine ce scoate în evidență schimbările bruște de intensitate a culorii. Cu o imagine astfel transformată se poate analiza mai bine procesul de decimentare al cupei acetabulare.

Discuții privind evaluarea uzării polietilenei

Deformarea acetabulară cu penetrarea capului a fost observată la protezele Charnley. Această deformare este rezultatul a două fenomene: fluaaj și uzare. Fluaajul, care deformează polietilena și depinde de grosimea ei, îngreunează măsurătorile convenționale ale uzurii care calculează distanța dintre centrul capului protetic și centrul cupei. Penetrarea capului este semnificativă după 2-3 ani și, deci, mai regulată. Astfel, nu se corelează cu timpul de implantare și rezistența la uzare a zonelor deja modificate pare să crească cu timpul de implantare. Totuși, efectul fluaajului trebuie luat în considerare. Penetrarea medie este de 0,12mm/an, dar variază în funcție de diametrul capului.

Metoda cea mai sigură constă în măsurarea directă a componentelor de proteză scoase, luând în considerare pierderea de masă polietilenică. Într-adevăr, *in vivo* (pe radiografii) este dificil de diferențiat între uzare și fluaaj, și de aceea, este greu de stabilit deformarea polietilenică. Pentru Rose [33], uzarea polietilenică adevărată, este de 30% din scăderea totală a polietilenei măsurată pe radiografii. Deci, așa cum subliniază și Devane [20], ratele de uzare trebuie interpretate cu

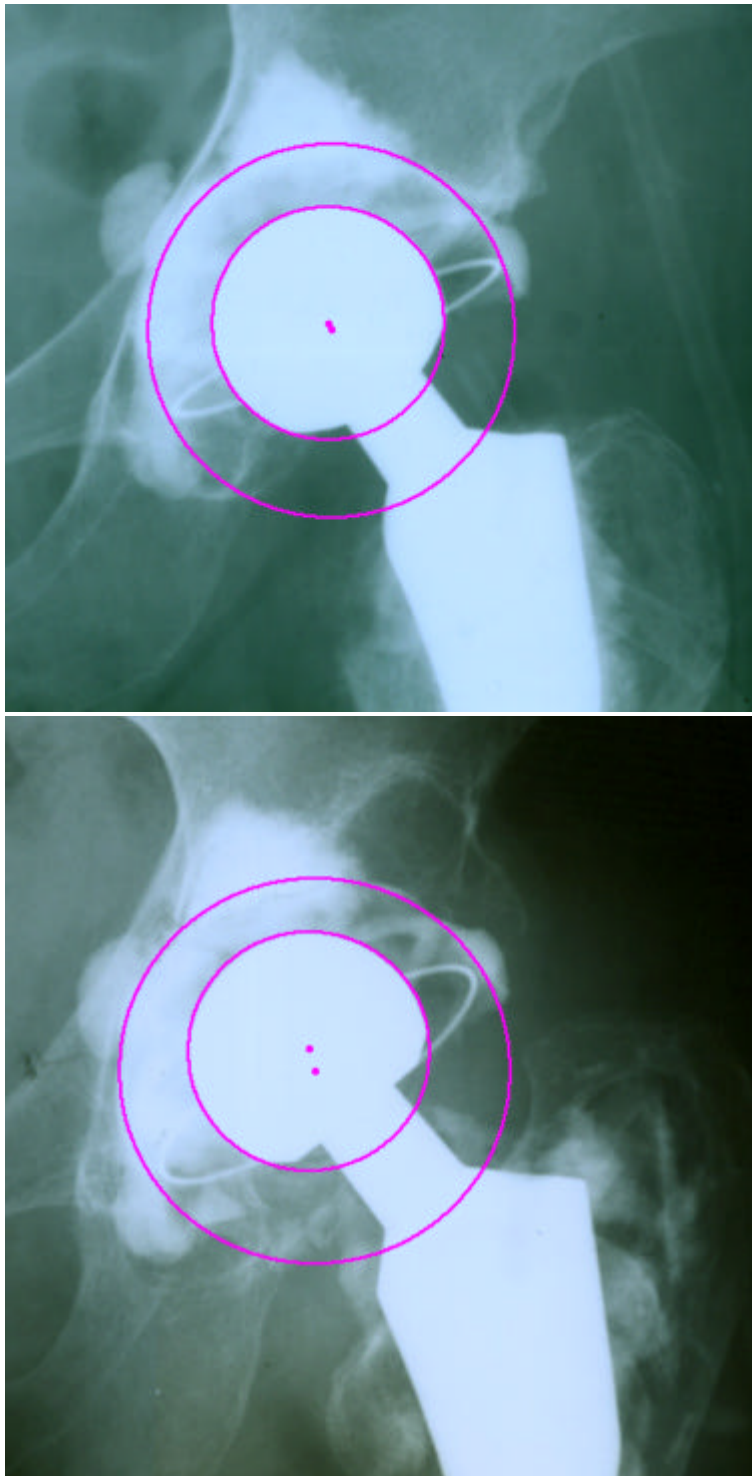


Figura 5.1: Exemplu de două radiografii (postoperator –sus– și pre-revizie –jos) prelucrate și măsurate.

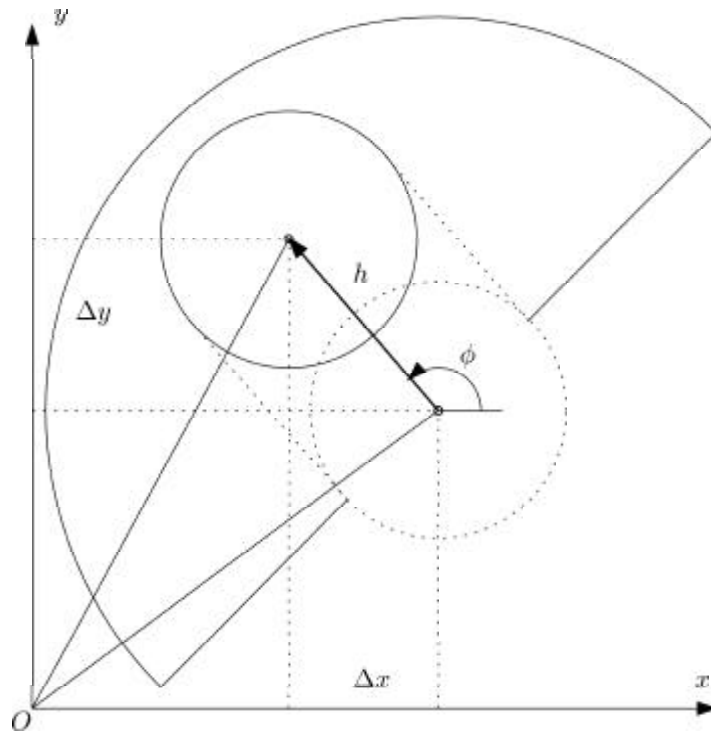


Figura 5.2: Determinarea penetrației capului femural în cupa acetabulară

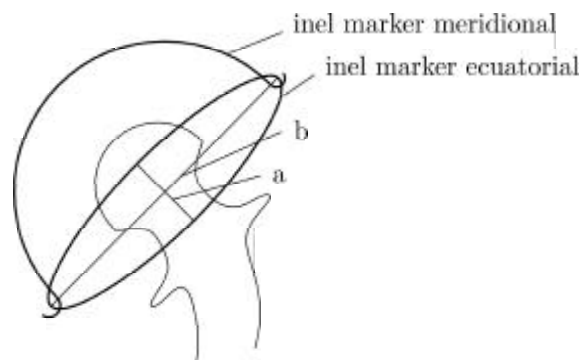


Figura 5.3: Elementele marker ale implantului

grijă. Metodele noi de măsurare (ex. Hebra și RSA prezentate de Levai [52]) pot să îmbunătățească rezultatele; reconstituirea tridimensională a uzurii folosind os sau material protetic face posibilă determinarea ei mai rapidă (3 ani) și, în plus, îi calculează vectorul.

Capul femural

Factorii esențiali sunt sfericitatea, starea suprafeței, tipul, design-ul și diametrul.

Sfericitatea – Neregularitățile sfericității favorizează uzura prin abraziune datorată oboselii polietilenei. Diferențe de la 1 – 10 μ m pot fi observate între diferite capete.

Rigiditatea – are un rol important în uzura adezivă. Când valoarea este scăzută, uzura prin aderență predomină; când crește, este favorizată uzura prin abraziune. O zgarietură de 0, 2 μ m la nivelul unui cap metalic, poate crește uzura de 6 ori. Capetele de oțel inox par a fi supuse mai puțin zgârierii în comparație ce cele din Co-Cr, dar de fapt, se pare că nu există o diferență semnificativă a uzării și zgârierii în funcție de metal.

Diametrul capului – este un factor esențial. Multe studii clinice au demonstrat că uzura indusă de capetele de 22 mm este mai mică decât cea pentru capetele de 32 de mm, în condițiile aceluiași material și suprafețe. Pentru o penetrare liniară de 3 mm, un cap de 32 de mm uzază 768mm³ de polietilenă, în timp ce un cap de 22 de mm uzază doar 363mm³. Pe simulatoare, o creștere de 1 mm în grosimea uzării este echivalent cu o creștere de 8% pentru uzura volumetrică. Alte studii au arătat că, uzura produsă de capetele de 22 de mm a fost de 117mm³ față de 153mm³ pentru capetele de 28 de mm.

Tipul capului – este un subiect controversat. Pentru capetele de metal coeficientul de frecare variază între 0,001 – 0,15, cu o medie de 0,07 în funcție de greutatea aplicată, diametrul capului și, mai ales, de poziția suprafețelor în contact, care poate fi ecuatorială sau polară. Momentul de frecare este mai mare pentru contactul ecuatorial. Capetele din Co-Cr par să determine mai puțină uzare decât capetele din oțel inox, după unii autori, dar acest fapt trebuie încă să fie confirmat *in vivo*.

Eșecul THR (*Total Hip Arthroplasty*) nu este determinat doar de frecare și constituenții cupei, ci și de factorii externi ce sunt predominanți în supraviețuirea pe termen lung a THR și care trebuie identificați și îmbunătățiți. Calitatea polietilenei este, bineînțeles, esențială, dar particulele responsabile de osteoliza și apariția degradării nu sunt întotdeauna produse de ea.

Este rezonabil, luând în considerare datele din literatura care prezintă rate de supraviețuire excelente după 10-15 ani, de a recomanda o THR cu cuplă metal-polietilenă pacienților cu o speranță de viață mai mică decât această perioadă. În plus, conceptul metal-polietilenă este mai ieftin decât alte tipuri de cupe.

În ceea ce privește metodele de măsurare *in vivo* a uzării, metodele manuale rămân valide pentru a prezenta rezultatele pe termen lung după 10 sau mai mulți ani de urmărire. Metodele computerizate sunt mai precise și reproductibile și fac posibilă studierea penetrării după perioade scurte de urmărire, de aproximativ 5 ani. Uzura volumetrică este cea mai bună metodă pentru a prezenta rezultatele când se compară capete de diferite diametre. RSA este metoda de referință indicată pentru un număr restrâns de pacienți pentru studii prospective.

Concluziile ce au reieșit din acest studiu arată importanța investigațiilor neinvazive în diagnosticul stării de degradare a protezei de șold. Se consideră că prin folosirea metodei utilizată în această lucrare, se poate evalua, pe lângă

rata de uzare, și magnitudinea decimentării cupelor acetabulare. Metoda reprezintă un instrument foarte util de diagnosticare și prognoză pe termen mediu a evoluției protezei.

În lotul studiat, 70% din implanturi au avut o durată de viață de peste 7 ani; majoritatea implanturilor (12 din totalul de 16) au avut diametrul capului protezei de 32 mm; schimbarea poziției cupei a fost prezentă în toate cazurile, ea manifestându-se prin creșterea anteversiei și a unghiului de înclinare al cupei; rata medie de uzare pentru capetele de 32 mm a fost de $395\text{mm}^3/\text{an}$, față de $92\text{mm}^3/\text{an}$ pentru cele cu diametrul de 28 mm; uzarea liniară a avut o medie de $0,5\text{mm}/\text{an}$ în cazul protezelor de 32 mm, iar în cazul celor de 28 mm, de numai $0,15\text{mm}/\text{an}$, în timp ce pentru singurul caz de 22 mm, uzarea liniară a fost de $2,1\text{mm}/\text{an}$.

Din rezultatele obținute reiese că diametrul optim este cel de 28 mm, realizând un echilibru între volumul de uzare mare în cazul protezelor de 32 mm și uzarea liniară mare în cazul protezelor de 22 mm.

Capitolul 6

Contribuții privind testarea tribologică a protezelor de șold

6.1 Aspecte generale

Selecția materialelor și a formei constructive au roluri foarte importante în performanța și durabilitatea protezelor totale. Pentru evaluarea influenței materialelor și a formelor constructive asupra uzării se folosesc testere tribologice de uz general și simulatoare de articulații. De cele mai multe ori rezultatele experimentale nu pot diferenția efectele materialelor și ale designului asupra performanțelor tribologice ale protezelor.

Testările pe mașini de uz general, cu configurații simple, trebuie efectuate pentru înțelegerea mecanismelor de uzare și influența diferiților parametri de mediu și de material asupra comportamentului la uzare. Reproducerea condițiilor specifice din articulația naturală cu ajutorul simulatorului poate fi apoi folosită pentru a testa combinații specifice de design și material. Utilizate corepunzător, mașinile de uz general pot servi la identificarea primară a materialelor utilizabile pentru protezele articulare.

În ceea ce privește măsurarea uzurii există două principii:

- principiul gravimetric – de măsurare a pierderilor de masă;
- principiul geometric – de măsurare a schimbărilor dimensionale (de volum).

Experimentele pe mașini de uz general și pe simulatoare de articulații pot fi considerate teste de scurtă durată, datorită numărului limitat de cicluri de funcționare posibil de simulat în comparație cu durata reală de viață a unei proteze. Care este probabilitatea ca fenomene inexistente sau insesizabile pe termen scurt să amplifice procesul de uzare pe termen lung, după mulți ani de funcționare în organism? O înțelegere clară a comportamentului unei cuple de materiale poate fi obținută doar prin executarea unui număr suficient de mare de experimente pentru elucidarea mecanismelor principale de uzare sub diverse încărcări, viteze de alunecare și condiții de mediu. Limitele de durabilitate ar

putea fi apoi exprimate în funcție de variabilele de testare (viteză, sarcină și număr de cicluri până la defectare).

Cea mai potrivită abordare este de a combina testele pe tribometre de uz general cu testele pe simulatoare. În acest mod, se pot studia mai bine efectele mecanismelor de uzare produse izolat, în cazul tribometrelor și suprapunerea de efecte în cazul simulatoarelor.

O problemă critică în testarea protezelor este extrapolarea rezultatelor obținute pentru durate scurte de testare. Acest lucru necesită o înțelegere foarte bună a relațiilor dintre structura materialului, proprietățile mecanice și mecanismele de uzare. Este nevoie de studii parametrice bine planificate pentru examinarea influenței vitezei de alunecare, numărului de cicluri și direcției de alunecare asupra comportamentului materialului la uzare.

6.2 Test de uzare prin micro-abraziune a UHMWPE

Notății

- a – brațul forței G ;
- b – brațul forței F_f ;
- c – brațul forței F_n ;
- d – diametrul sferei;
- d_c – diametrul craterului;
- F_f – forța de frecare;
- F_n – forța normală;
- G – greutatea bilei;
- k – coeficientul de uzare;
- l – distanța dintre muchiile arborelui;
- L – lungimea de alunecare;
- n – nr. de rotații ale sferei;
- n'' – nr. de rotații ale arborelui;
- R – raza sferei;
- R' – raza de contact a sferei cu arborele;
- R'' – raza arborelui;
- V – volumul de material uzat;
- x – distanța pe orizontală dintre axa arborelui și punctul de contact dintre bilă și epruvetă;
- α – unghiul dintre axa centrelor arborelui și bilei și planul orizontal;

- β – unghiul dintre axa centrelor arborelui și bilei și normala la planul epruvetei;
- δ – unghiul dintre suprafața epruvetei și planul orizontal;
- γ – unghiul dintre normala la suprafața epruvetei și planul orizontal;
- μ – coeficient de frecare;

Scopul acestei lucrări experimentale a fost determinarea rezistenței la uzare abrazivă a UHMWPE în funcție de doza de iradiere primită în procesul de sterilizare. Testul de uzare la micro-scară se bazează pe utilizarea unui stand comercial (CSM CALOWEAR) destinat testării grosimii straturilor și a rezistenței la uzare a acestora.

Principiul de funcționare se bazează pe metoda *micro-abraziunii sferice*. Pe scurt, testul implică rotirea unei sfere metalice (din oțel) peste suprafața epruvetei cu o viteză constantă și cu o încărcare dată de greutatea sferei. Prin rotirea sferei în prezența unui abraziv, pe suprafața epruvetei se generează un micro-crater. O diagramă schematizată a standului este prezentată în figura 6.1.

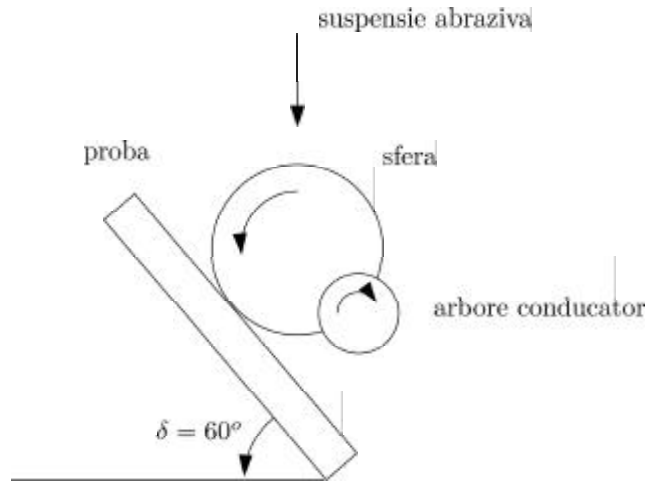


Figura 6.1: Diagrama schematizată a standului CSM CALOWEAR

Se pun condiții de echilibru în punctul P de sprijin al sferei pe arbore în condiții statice și în funcționare:

$$\sum_P M = 0 \Rightarrow aG = bF_f + cF_n \Rightarrow F_f = \mu F_n = \frac{aG - cF_n}{b}$$

Din figura 6.4 se pot deduce ușor brațele a , b și c :

$$a = R' \cos \alpha; \quad b = R' \sin \alpha; \quad c = R - R' \cos \beta$$

și unghiurile α , β și γ :

$$\alpha = \arccos \frac{x - R \cos \gamma}{R' + R''}; \quad \beta = \frac{\pi}{2} + \delta - \alpha; \quad \gamma = \frac{\pi}{2} - \delta$$

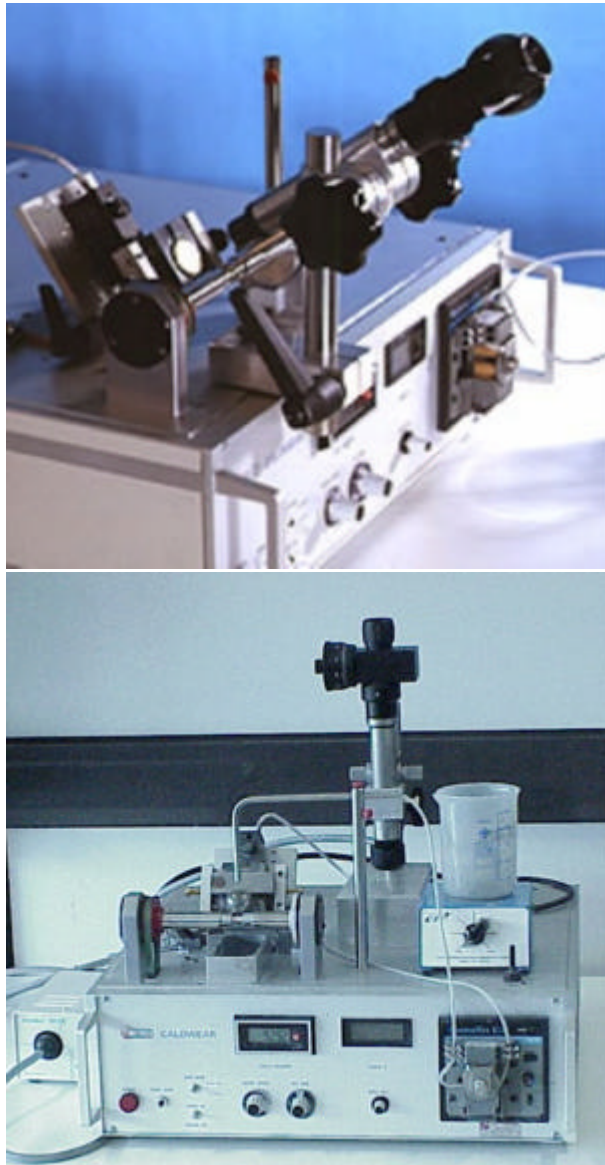


Figura 6.2: Standul CSM CALOWEAR - imagini de ansamblu

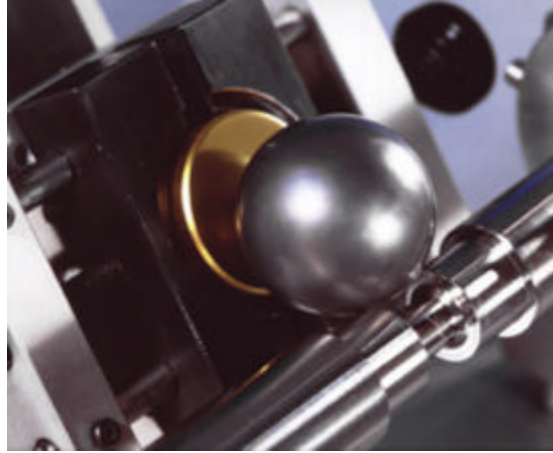


Figura 6.3: Detaliu contact bilă pe plan

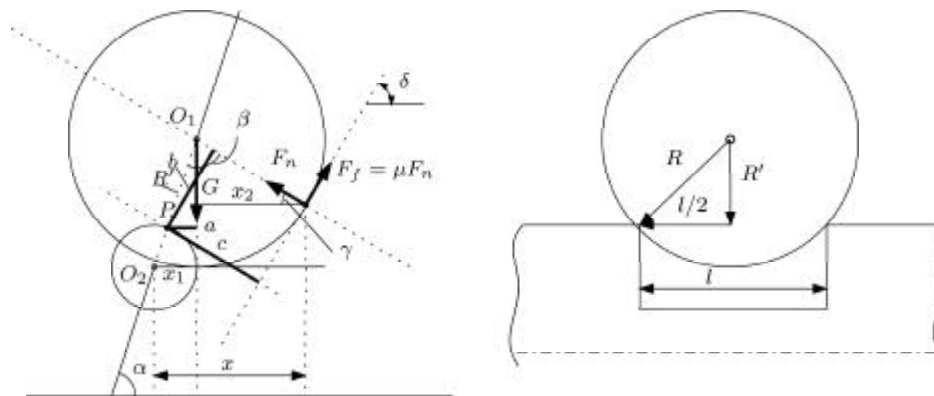


Figura 6.4: Elementele contactului dintre bilă, arbore și epruvetă.

Pentru determinarea forței de frecare sunt necesare: greutatea bilei – G , forța normală – F_n (în condiții statice și în funcționare), unghiul δ dintre planul orizontal și planul epruvetei, și distanța x dintre axa arborelui și punctul de contact dintre bilă și epruvetă.

Așadar:

$$\mu = \frac{G(x - R \sin \delta) - F_n(R - R' \sin(\delta - \alpha))}{R' F_n \cos(\delta - \alpha)}$$

În condiții statice, sfera interacționează cu epruveta numai prin intermediul forței normale F_n . În această situație echilibrul momentelor în punctul P devine:

$$\begin{aligned} aG - cF_n = 0 &\Rightarrow R'G \cos \alpha - RF_n + R'F_n \cos \beta = 0 \Rightarrow \\ \Rightarrow R'G \frac{x - R \cos \gamma}{R' + R''} - RF_n + R'F_n \sin(\delta - \alpha) = 0 &\Rightarrow \\ \Rightarrow G \frac{x - R \cos \gamma}{R' + R''} = \frac{R}{R'} F_n - F_n \sin(\delta - \alpha) \end{aligned}$$

Probele studiate au fost discuri cu diametrul de 20 mm și grosimea de 4 mm obținute prin strunjire dintr-o bară de polietilenă UHMWPE. Probele au fost împărțite în 7 grupe astfel: o grupă a reprezentat proba martor (nu a fost supusă la iradiere); grupele 2, 3 și 4 au fost iradiate în aer cu doze de 25 kGy, 50 kGy, respectiv 100 kGy; grupele 5, 6 și 7 au fost iradiate în vid și au primit doze de 25 kGy, 50 kGy, respectiv 100 kGy.

Pentru a evita încălzirea exagerată a probelor în timpul strunjirii și apariția unor modificări structurale la suprafață, acestea au fost în prealabil răcite până la aproximativ $-16^\circ C$. Suprafețele probelor nu au fost rectificate după debitarea din bara de polietilenă, în urma strunjirii rezultând o rugozitate medie R_a de $0,8 \mu m$.

Zona de contact dintre sferă și suprafața probei a fost alimentată cu o suspensie de carbură de siliciu în apă distilată având o concentrație volumică de 50 ml SiC/173 ml H_2O . S-au folosit particule abrazive de carbură de siliciu (SiC) cu o granulație medie de $4 \mu m$.

Pentru fiecare grupă de epruvete s-au efectuat între 3 și 5 teste astfel încât să se poată urmări relevanța statistică a măsurătorilor.

Tabela 6.1: Rezultate experimentale privind rezistența la uzare abrazivă a UHMWPE

Proba	Doza iradiere kGy	Mediu iradiere	Coefficient uzare mm^3/Nm
1	neiradiata	–	$1,377 \times 10^{-4}$
2	25	aer	$6,176 \times 10^{-4}$
3	50	aer	$9,324 \times 10^{-4}$
4	100	aer	$15,586 \times 10^{-4}$
5	25	vid	$9,81 \times 10^{-4}$
6	50	vid	$5,956 \times 10^{-4}$
7	100	vid	$32,705 \times 10^{-4}$

6.2.1 Rezultate și discuții

În tabela 6.1 sunt prezentate sintetizat rezultatele experimentale, iar în figura 6.5 se exemplifică comportarea la uzare.

Testele efectuate pe probele iradiate în aer arată în mod clar efectele scurtării lanțurilor moleculare. Coeficientul de uzare crește aproape liniar cu doza de iradiere, ajungând de la $1,38 \times 10^{-4} mm^3/Nm$, în cazul probei neiradiate, la $15,59 \times 10^{-4} mm^3/Nm$, în cazul probei iradiate la $100kGy$.

În cazul probelor iradiate în vid, testele efectuate până la $50kGy$ arată o scădere a coeficientului de uzare de la $9,81 \times 10^{-4} mm^3/Nm$, în cazul probei iradiate la $25kGy$, până la $5,96 \times 10^{-4} mm^3/Nm$, în cazul probei iradiate la $50kGy$, după care urmează o creștere dramatică până la $32,7 \times 10^{-4} mm^3/Nm$, în cazul probei iradiate la $100kGy$. Această scădere a coeficientului de uzare urmată apoi de o creștere demonstrează importanța pe care o are balanța dintre rezistența la curgere și la rupere, pe de o parte, și fragilitatea materialului, pe de altă parte, asupra rezistenței la uzare. Există așadar o doză optimă de iradiere în vid (sau orice alt mediu lipsit de oxigen) pentru care se pot obține performanțe tribologice maxime ale UHMWPE.

Trebuie menționat faptul că efectele dozei mari de iradiere asupra UHMWPE au putut fi observate și optic. Proba iradiată la $100kGy$ în vid a prezentat o schimbare de culoare, din alb în galben, în special pe suprafața cea mai expusă la sursa de iradiație.

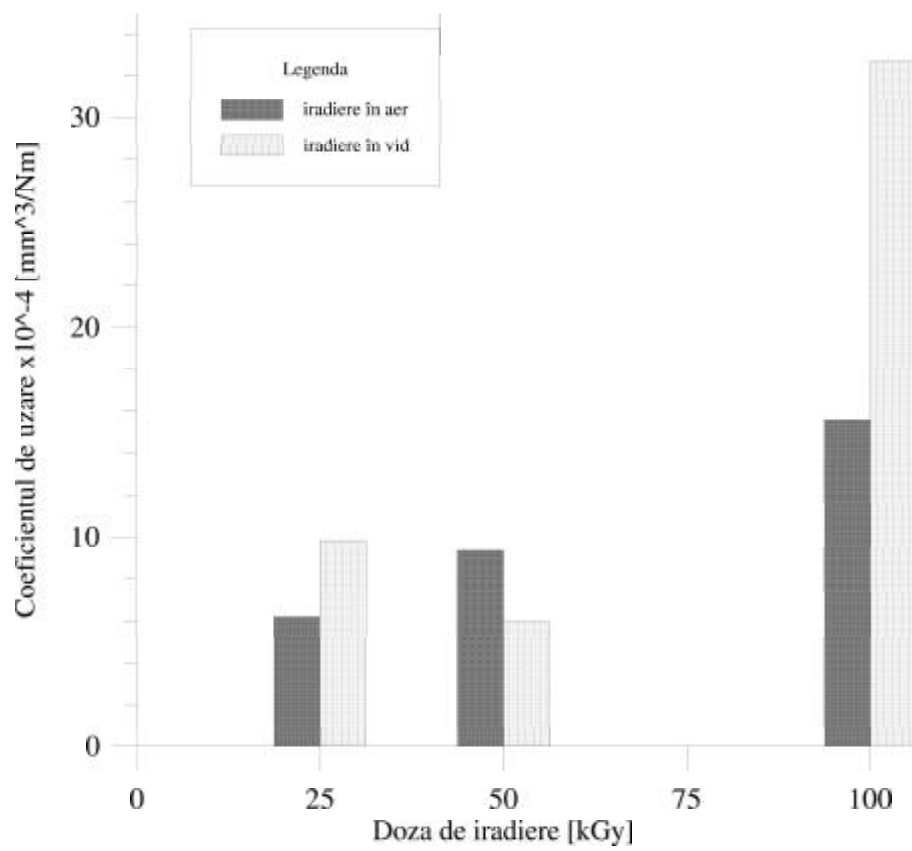


Figura 6.5: Variația coeficientului de uzare în funcție de doza de iradiție

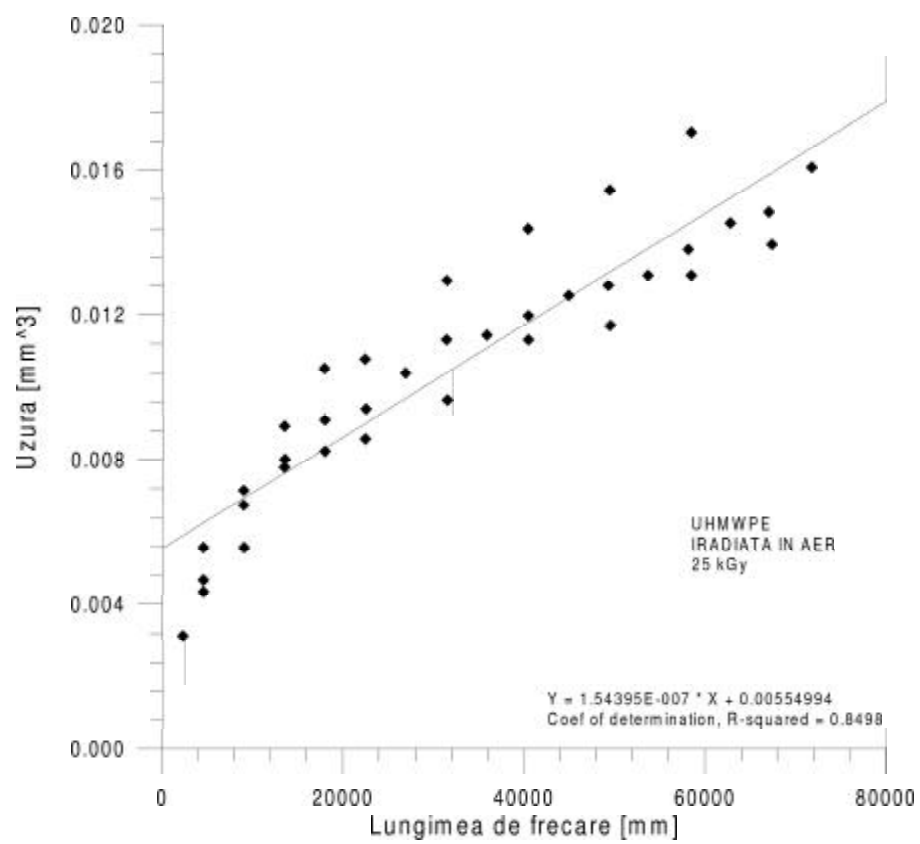


Figura 6.6: Rezistența la uzare abrazivă a UHMWPE iradiată în aer cu o doză de 25kGy.

6.3 Stand experimental pentru studiul tribologic al protezelor de șold

Simulatoarele de șold oferă condiții de testare foarte apropiate de condițiile fiziologice (încărcare variabilă, mișcare multi-direcțională, mediu similar, etc).

În capitolul de față se prezintă un simulator de șold realizat în cadrul *Catedrei de Organe de mașini și Tribologie* din Universitatea Politehnica București.

Din punct de vedere al cinematicii există trei categorii distincte de simulatoare de șold:

- simulatoare cu mișcări independente pe cele trei axe (obținute cu ajutorul unor cadre similare celor de la giroscop);
- simulatoare cu mișcare oscilantă biaxială;
- simulatoare cu o singură mișcare (flexie–extensie).

Modelul cu mișcare oscilantă biaxială a fost adoptat și pentru simulatorul OMT–HIP construit în cadrul tezei de față. Acest concept are avantajul că poate fi mult mai ușor construit decât modelul cu mișcări independente, datorită faptului că acționarea se face cu un singur motor. Deasemenea, nu este nevoie de sincronizarea mișcărilor întrucât cele două mișcări simulate (flexie–extensie și abducție–adducție) sunt defazate cu $\pi/2$ prin natura mecanismului utilizat. Desigur există și dezavantaje, cum ar fi mișcarea exagerată de abducție–adducție și lipsa mișcării de rotație internă–externă.

Punerea în balanță a avantajelor și dezavantajelor celor două concepte face ca pentru un laborator cu buget scăzut, varianta simulatorului cu mișcare oscilantă biaxială să fie cea optimă.

6.3.1 Caracteristici tehnice ale standului

Standul este alcătuit din următoarele subansamble principale:

- (1) - blocul înclinat, care este responsabil de transformarea mișcării de rotație continuă a arborelui principal în cele două mișcări oscilante defazate pentru mers (flexie-extensie și abducție-adducție);
- (2) - suportul componentei femurale, responsabil pentru fixarea bilei (asamblare pe con morse) dar și pentru alinierea centrului bilei cu axa principală de rotație a sistemului (axa verticală);
- (3) - suportul componentei acetabulare, responsabil pentru fixarea cupei și pentru transmiterea momentului de frecare generat în cupă către tractorul de forță;
- (4) - brațul anti-rotație, responsabil pentru blocarea rotației bilei și a suportului acesteia solidar cu blocul înclinat;
- (5) - brațul pârghiei de încărcare, responsabil pentru amplificarea și transmiterea forței de încărcare F către cupa acetabulară.

Cinematica standului

Elementele mobile ale standului execută următoarele mișcări:

1. Blocul înclinat execută o mișcare uniformă de rotație în jurul axei Oy având viteza unghiulară $\omega_y = 3,14 \text{ rad/s}$;
2. Suportul componentei femurale execută două mișcări de rotație oscilante în jurul axelor Ox și Oz , ambele având amplitudinea de 23° ;
3. Suportul cupei acetabulare este oprit a se mișca pe direcția singurului său grad de libertate (rotația în jurul axei Oy) de către traductorul de forță care înregistrează frecarea generată în cupla bilă-cupă.

Trebuie menționat că toate mișcările descrise anterior au aceeași perioadă T dată de viteza de rotație a arborelui principal (reglabilă continuu între 0 și 60 rot/min).

Parametri măsurați

Simulatorul permite măsurarea a doi parametri definatorii pentru caracterizarea comportamentului tribologic al cuplei studiate. Este vorba de momentul de frecare din articulație (determinat în jurul axei Oy) și de apropierea relativă dintre componenta acetabulară și cea femurală — apropiere monitorizată pe tot parcursul testului.

Metoda de măsurare, rezultate și discuții

Pentru exemplificare, s-a realizat un test preliminar, de scurtă durată pentru calibrarea senzorilor și verificarea funcționării simulatorului.

Obiectul testului l-a constituit o cupă de polietilenă realizată de o companie românească în regim de prototip. Cupa are un diametru interior de 28 mm și a fost testată împreună cu un cap femural din oțel inox 316L.

Timpul foarte lung necesar unui test complet de uzare (peste 500 000 cicluri) nu a permis realizarea unui asemenea test. Așadar, rezultatele prezentate în continuare se referă numai la momentul de frecare.

Pentru o mai bună înțelegere a funcționării simulatorului, s-a realizat și o modelare dinamică cu ajutorul programului ADAMS. Astfel s-au obținut variațiile unghiurilor de mișcare ale protezei, precum și, variația momentului de frecare.

În figura 6.8 este prezentată variația momentului de frecare din proteză în timpul unui ciclu de funcționare.

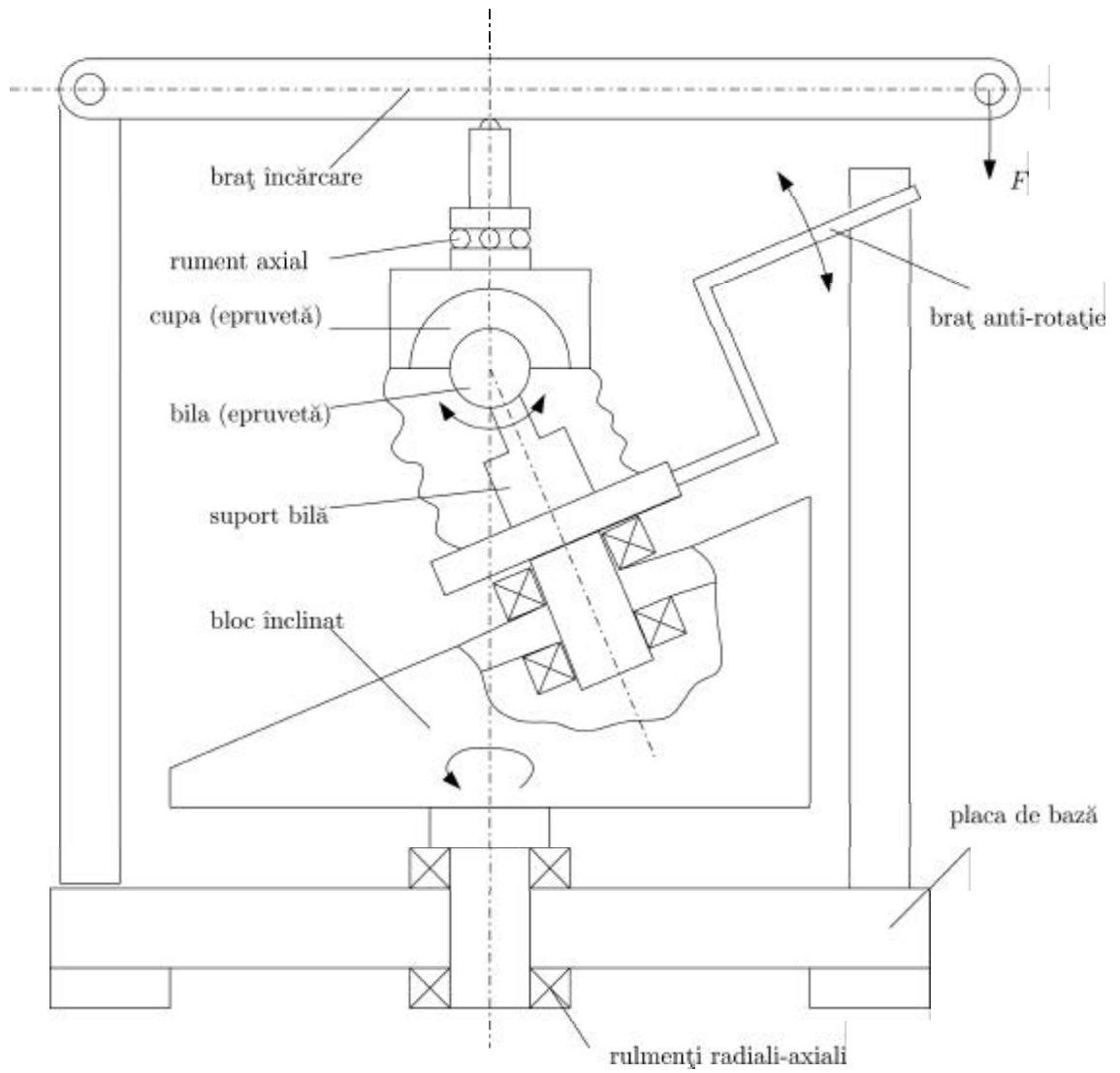


Figura 6.7: Schema standului cu mișcare oscilantă biaxială

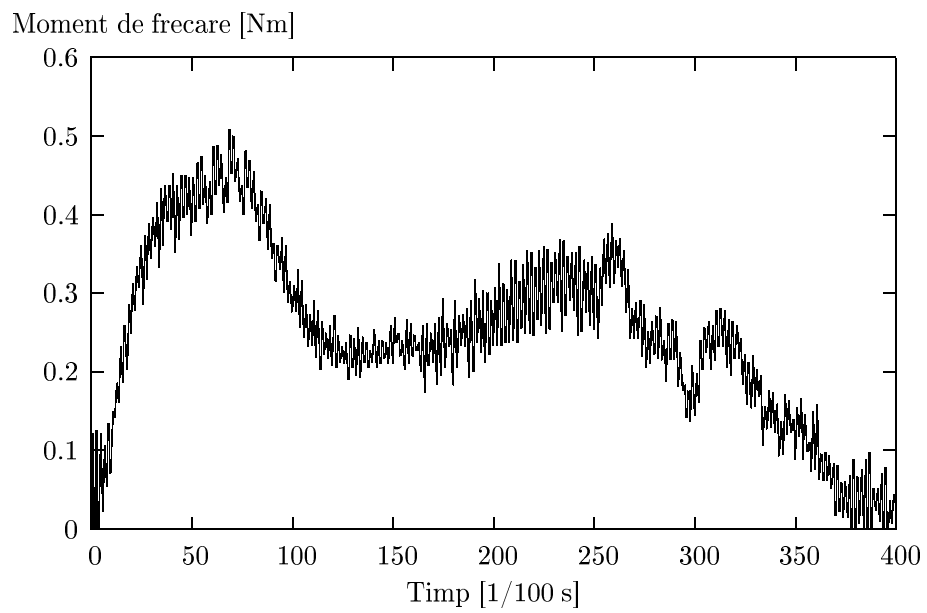


Figura 6.8: Momentul de frecare din proteza de șold măsurat cu ajutorul simulatorului OMT-HIP ($T = 4s$)

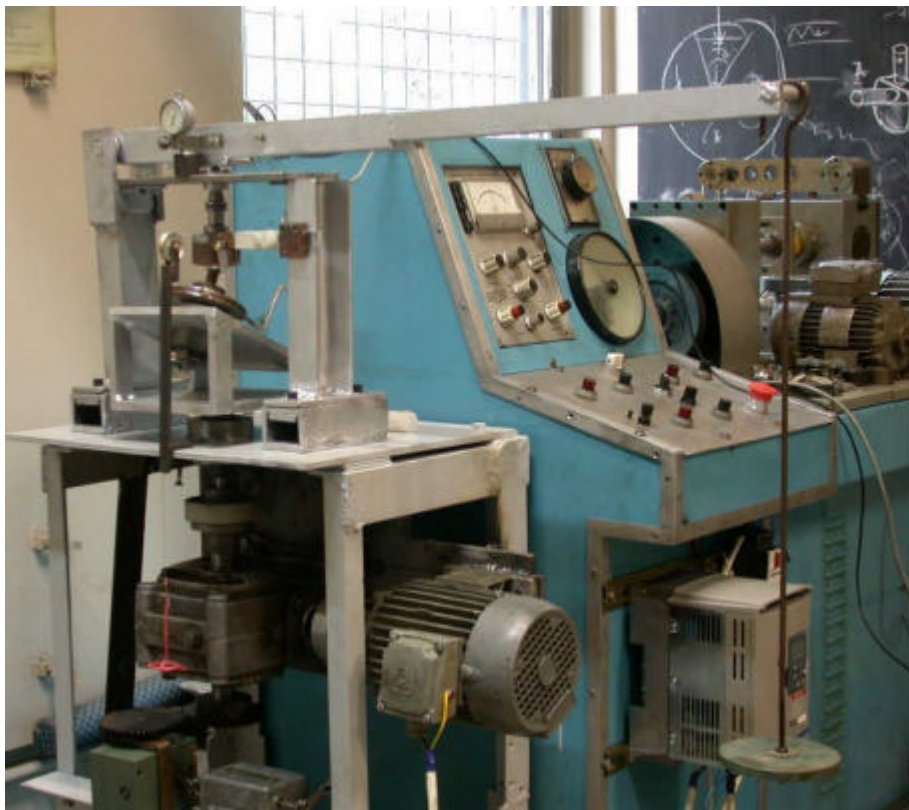


Figura 6.9: Simulatorul "OMT-HIP" - vedere generală



Figura 6.10: Simulatorul "OMT-HIP" - vedere laterală

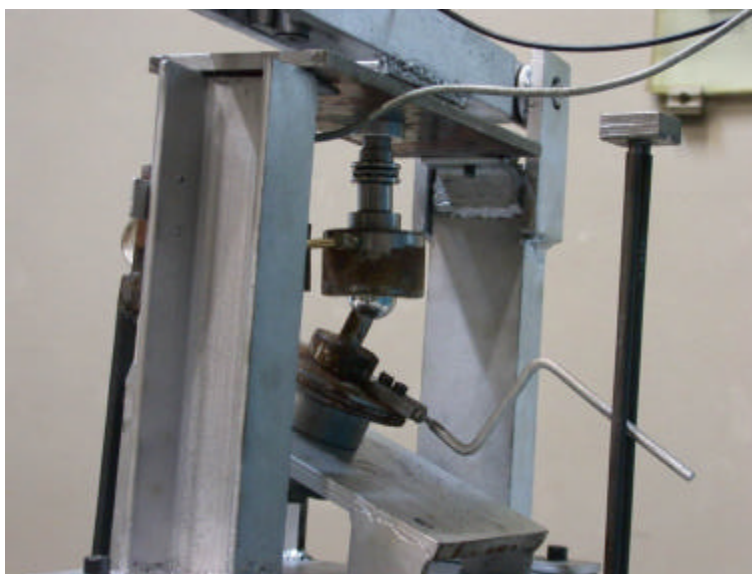


Figura 6.11: Simulatorul "OMT-HIP" - detaliu

Capitolul 7

Concluzii generale și contribuții

Față de cele menționate în capitolele 1-6, se pot preciza următoarele concluzii:

Articulația șoldului reprezintă principala activitate de transfer a greutății corpului către sol în prezența următoarelor tipuri de mișcări: flexie-extensie, abducție-adducție și rotație internă-externă. Parametrii cinematici sunt considerați pentru mersul normal, caracterizat prin amplitudini maxime de 50° pentru mișcarea de flexie-extensie și 12° pentru mișcările de abducție-adducție și rotație internă-externă. Se apreciază că parametrii maximali (unghiul de flexie maxim și unghiul maxim de rotație internă) pot conduce la luxația articulației.

Din punct de vedere static, se face remarcă privind forțele din articulație pentru poziția ortostatică și pentru poziția de sprijin unipodal. Forța de reacțiune articulară reprezintă echilibrul dintre forțele musculare și greutatea corpului în corelație cu unghiul de poziție al articulației față de direcția greutății.

În timpul unui ciclu de mers se evidențiază o variație a reacțiunii preluate de articulația șoldului specifică pentru bărbați și pentru femei astfel: pentru bărbați fracțiunea variază între 0,2 și $7G$, iar pentru femei între 0,1 și $4,5G$.

Clasificarea protezelor de șold are în vedere în special modul de fixare (ancorare) în corpul uman, după care protezele pot fi cimentate sau necimentate.

Din punctul de vedere al materialelor utilizate pentru protezele de șold se face remarcă existenței unui cuplu de material cu proprietăți tribologice superioare și cu respectarea proprietăților de biocompatibilitate. Se apreciază că la ora actuală cele mai utilizate proteze folosesc cuplul UHMWPE ca material pentru cupa acetabulară și aliajul de CoCrMo, ca material pentru capul femural. Lucrarea de față se ocupă numai de UHMWPE ca material pentru cupa acetabulară.

Proprietățile mecanice ale UHMWPE sunt dependente de sistemul de procesare, dar și de modul de sterilizare. Teza abordează numai modificarea proprietăților tribologice cauzate de procesul de sterilizare.

Tribologia protezelor de șold are în vedere în general evoluția coeficientului de frecare cu diverși parametri și în special deteriorarea prin uzare a cupei acetabulare.

Mecanismele de uzare ale cupei acetabulare sunt complexe și dependente, atât de proprietățile mecanice ale materialului cupei acetabulare, cât și de car-

acteristicile microgeometriei suprafeței capului femural. Cinematica articulației definește procesul de uzare prin poziția relativă a diferitelor puncte de contact și de viteza de alunecare.

Trecerea în revistă a factorilor de influență a uzării protezelor de șold scoate în evidență factori precum: soluția constructivă (geometria componentelor, materiale, metode de fabricație), starea de tensiuni, sterilizarea și particulele de uzură.

Cinematica particulei abrazive în interstițiul cupă acetabulară–cap femural este influențată de forma particulei, de coeficientul de frecare dintre particulă și cupă, respectiv particulă–cap femural.

În interstițiul cap femural–cupă, particulele dure se pot rostogoli sau nu în funcție de unghiul de înclinare al rugozității suprafețelor capului femural și coeficientului de frecare dintre particulă și cele două suprafețe.

În ipoteza considerării particulei abrazive ca un ovoid, în interstițiul convergent sferă–plan particulele abrazive pot ocupa trei poziții specifice. În funcție de poziția particulei dure în interstițiu se determină numărul de particule ce contribuie la preluarea sarcinii exterioare și implicit la deteriorarea prin uzare a polietilenei.

Pentru testarea tribologică a UHMWPE s-a folosit o pulbere de SiC în standul CSM-CALOWEAR. Analiza microscopică a deteriorării suprafeței din UHMWPE confirmă forma de ovoid a particulelor SiC.

Portanța elastică a contactului dintre particula rigidă de formă ovoidă și suprafața polietilenei este evaluată punând condiția de evitare a curgerii plastice și aplicând criteriile von Mises și Tresca. În condițiile contactului elastic, deteriorarea suprafeței de polietilenă se datorează uzării de oboseală elastică după un anumit număr de cicluri (corespunzător curbei Wöhler). Starea de tensiuni și deformații se determină prin suprapunerea efectelor forței normale, forței tangențiale și forței de frecare.

Se definește penetrația critică (interferența) ca parametru de delimitare a stării de deformații elastice de cele plastice (relația 3.3). Acest parametru permite evaluarea unitară a efectelor particulelor abrazive în interstițiul protezelor articulare.

Starea de tensiuni și deformații plastice la contactul unei particule ovoide are în vedere trei cazuri privind poziția particulei în interstițiul convergent (ovoidul cu raza mică sau raza mare, în contact cu UHMWPE și ovoidul “culcat” în interstițiu).

Aproximarea contactului plastic dintre o sferă și un plan cu un contact dintre un con cu unghiul la vârf de $p/2$ și plan, permite determinarea penetrației plastice în timpul alunecării.

Modelul de uzare a polietilenei UHMWPE cu particule dure ovoide în interstițiul convergent are la bază oboseala prin frecare, atât în cazul deformațiilor elastice, cât și în cazul deformațiilor plastice.

Parametrul ce caracterizează procesul de uzare a polietilenei este intensitatea de uzare liniară, pentru care s-a elaborat un program de calcul (în programul utilitar MATHCAD).

Modelul de uzare a cupei acetabulare de către rugozitățile suprafeței capului femural are la bază teoria liniilor de alunecare Hencky și este o aplicație a modelului Challen–Oxley [11, 12]. Pe baza elementelor de algebră a variabilelor aleatoare se face o extindere a modelului, considerând unghiul rugozităților ca variabilă aleatoare, dovedită prin experimentări proprii. În această ipoteză se

determină analitic intensitatea de uzare și componenta de deformare a coeficientului de frecare la alunecare.

Presiunea de contact dintre capul femural și cupă reprezintă un factor definitoriu asupra funcționării și uzării protezei. Această presiune este dependentă de elasticitatea materialelor, de joc și de forța de încărcare.

Jocul are un dublu efect asupra distribuției presiunilor de contact din articulație. În cazul jocurilor relativ mari, presiunea se concentrează pe o suprafață mai restrânsă și valoarea sa maximă se înregistrează în polul încărcării. În cazul jocurilor foarte mici, presiunea se distribuie pe toată suprafața articulației, dar valoarea maximă tinde să se concentreze la marginea articulației pe muchia cupei, cu consecințe negative asupra uzării, frecării și posibilitatea luxației protezei.

Efectul jocului din articulație asupra distribuției de presiune pe cupa acetabulară se determină atât analitic, dezvoltând soluția Erdogan, cât și cu elemente finite folosind programul ANSYS.

Investigarea stării tehnice a protezelor pe baza radiografiilor reprezintă o metodă neinvazivă de urmărire a uzării. Rezultatele astfel obținute permit compararea cu modelele analitice sau numerice.

Analiza stării de degradare a protezelor unui lot de 18 pacienți ai Spitalului de Ortopedie "FOIȘOR" din București confirmă utilitatea unei proceduri moderne de diagnostic și perspectiva generalizării procedurii prin promovarea unui astfel de program și la alte spitale. Programul de analiză a imaginii evidențiază fenomenele ce apar la interfața ciment-os și cupa acetabulară-cap femural.

Testarea tribologică a protezelor de șold implică cunoașterea comportării la uzare a cupei acetabulare - ca element ce determină semnificativ durabilitatea protezei și cunoașterea momentului de frecare pe un ciclu normal de funcționare.

Rezistența la uzare a polietilenei UHMWPE are în vedere comportamentul în prezența unor particule abrazive calibrate de tipul SiC, ca un caz deosebit de dificil pentru materialul testat. Încercarea s-a făcut pe o mașină cu configurație sferă-plan (standul CSM-CALOWEAR).

Modificările structurale ale polietilenei UHMWPE în procesul necesar de sterilizare au ca efecte reducerea rezistenței la uzare. Doza de iradiere și mediul de iradiere sunt parametri importanți pentru sterilizare și pentru proprietățile tribologice. De aceste reduceri trebuie să se țină seama pentru proiectarea cupei acetabulare și capului femural.

Măsurarea momentului de frecare în standul ce simulează cinematica articulației permite studiul fenomenelor de contact dintre cupa acetabulară și capul femural.

7.1 Contribuții originale

Din studiul bibliografic privind stadiul actual al cercetărilor tribologice aplicate la protezele totale de șold și din cercetările prezentei teze, se consideră ca și contribuții originale următoarele: În domeniul documentar:

1. Sinteza documentară privind interacțiunea diferiților factori de natură anatomică, medicală și inginerască asupra cauzelor ce limitează durata de utilizare a protezelor totale de șold.

2. Sinteza documentară privind proprietățile mecanice, cu aplicații în triboologie, ale polietilenei UHMWPE.
3. Sinteza privind producătorii pe plan mondial de polietilenă UHMWPE și achiziționarea polietilenei în vederea realizării epruvetelor.
4. Sinteza privind simulatoarele de proteze de șold.

În domeniul teoretic:

1. Adaptarea și dezvoltarea unui model de calcul privind cinematica unei particule ovoide dure într-un interstițiu convergent.
2. Stabilirea condițiilor de rostogolire liberă a unei particule ovoide în interstițiul echivalent unei proteze articulare cu alunecare.
3. Determinarea numărului minim și maxim de particule ovoide dure ce interacționează cu elementele unei cuple de tip sferă-plan.
4. Aplicarea teoriei contactului elastic hertzian la determinarea stării de tensiuni și deformații dintre o particulă ovoidă și o sferă, respectiv un plan, supuse la sarcini normale, tangențiale și forță de frecare.
5. Definirea penetrației adimensionale (interferenței) critice, ca un sistem de stabilire a trecerii de la starea elastică la starea plastică de tensiuni pentru contactul sferă-ovoid.
6. Aplicarea teoriei liniilor de alunecare Hencky la stabilirea deformației plastice a unui con supus la sarcină normală, cu luarea în considerație și a frecării.
7. Determinarea deformației plastice a unui con în timpul alunecării pe direcție perpendiculară pe forța normală prin acceptarea ipotezei Kraghelski-Mihin.
8. Determinarea deformației plastice a unui semispațiu din polietilenă UHMWPE supus unui contact cilindric racordat frontal cu o sferă care alunecă pe semispațiu.
9. Aplicarea modelului de uzare prin oboseala de frecare (modelul Kraghelski [42]) la cazul contactului unui ovoid cu o sferă, respectiv cu un plan.
10. Deducerea expresiei intensității de uzare liniare adimensionale pentru polietilena UHMWPE în contactul cu particule dure ovoide și rigide.
11. Aplicarea și extinderea modelului Challen–Oxley privind uzarea cupei acetabulare de către rugăzitățile suprafeței capului femural, considerate atât deterministe ca unghi de înclinare, cât și ca aleatoare după legea normală.
12. Definirea unui model numeric pentru determinarea presiunii de contact din proteza de șold prin dezvoltarea soluției analitice a lui Erdogan, privind deformațiile elastice induse de o forță distribuită uniform pe un inel.
13. Evidențierea influenței jocului asupra uzării protezelor totale de șold prin modelarea cu elemente finite.

În domeniul experimental:

1. Stabilirea influenței iradierii polietilenei UHMWPE asupra rezistenței la uzare.
2. Stabilirea unei metode de determinare experimentală a coeficientului de frecare pe standul CSM-CALOWEAR, stand ce nu are în instrucțiunile de folosire o astfel de recomandare.
3. Proiectarea și realizarea în cadrul catedrei Organe de mașini și Tribologie a unui stand cu mișcare oscilantă biaxială (OMT-HIP) pentru testarea protezelor totale de șold.
4. Etalonarea și instrumentarea standului OMT-HIP cu aparatură de control și achiziția datelor cu ajutorul calculatorului.
5. Măsurarea momentului de frecare pe simulatorul OMT-HIP pentru diferite regimuri de sarcină normală.
6. Realizarea modelului virtual în programul ADAMS pentru standul OMT-HIP.

7.2 Direcții viitoare de cercetare

Prezenta teză, prin conținut și tematică deschide direcții noi de cercetare, astfel:

1. Interdependența dintre parametrii de contact (presiune, viteză, direcție de alunecare) și geometria particulelor de uzură (formă, dimensiuni, etc) ca elemente esențiale pentru durabilitatea protezelor articulare.
2. Analiza efectelor particulelor de uzură asupra țesutului viu din zona articulară.
3. Dezvoltarea modelelor de uzare a polietilenei UHMWPE prin luarea în considerație a comportării vâscoplastice a UHMWPE.
4. Dezvoltarea mecanismului de frecare și uzare prin adeziune la nivelul contactului biocompatibil aliaj metalic-polietilenă.
5. Perfecționarea standului de testare a protezelor totale de șold OMT-HIP în vederea comparării diferitelor proteze din punct de vedere tribologic (moment de frecare, durabilitate pentru un număr dat de cicluri).
6. Dezvoltarea metodei neinvazive de diagnostic a stării tehnice a protezelor articulare prin analiza computerizată de imagini obținute prin radiografiere și cu ajutorul unui program ce modelează starea de tensiuni și deformații.

Bibliografie

- [1] Archard JF: J. Appl. Phys. 1953; 981.
- [2] Baciuc Cl. Chirurgia și protezarea aparatului locomotor. Ed. Medicală, București, 1986.
- [3] Baldursson H, Egund N, Hansson LI, Selvik G. Instability and wear of total hip prostheses determined with Roentgen stereophotogrammetry. Arch. Orthop. Trauma Surg. 1979; 95(4):257-63.
- [4] Baker D, Hastings R, Pruitt L, Study of fatigue resistance of chemical and radiation crosslinked medical grade ultrahigh molecular weight polyethylene. J Biomed Mater Res 1999; 46:573-81.
- [5] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A. Hip Joint Forces During Walking and Running, Measured in Two Patients. J. Biomechanics 1993; 26:969-990.
- [6] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. J. Biomechanics, 2001; 34:859-871.
- [7] Bragdon CR, et al., The importance of multidirectional motion for the wear of polyethylene in the hip. Presented at the 25th Annual Course on Total Hip replacements, Harvard Medical School, Boston, Massachusetts, 20-23 September 1995.
- [8] Braus H. Anatomie des Menschen, 3. Aufl., Bd. I. hrsg. von C. Elze. Springer, Berlin, 1954.
- [9] Bunea D, Nocivin A: Materiale Biocompatibile. Editura și atelierul tipografic BREN, București 1998.
- [10] Calonijs O, Saikko V. Slide track analysis of eight contemporary hip simulator designs. J. Biomechanics 2002; 35:1439-1450.
- [11] Challen JM, Oxley PLB. An explanation of the different regimes of friction and wear using asperity deformation models. Wear 1975; 53:229-243.
- [12] Challen JM, Oxley PLB. A slip-line field analysis of the transition from local asperity contact to full contact in metallic sliding friction. Wear 1984; 100:171-193.
- [13] Charnely J, Cupic Z. The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. Clin. Orthop. 1975; 95:9-25.

- [14] Charnley J, halley DK. Rate of wear in total hip replacement. *Clin. Orthop.* 1975; 112:170-9.
- [15] Chevrot A, Kerboul M, Godefroy D, Horreard P, Zenny JC. Normal radiological aspects of a cemented total hip replacement. *J. Radiol.* 1983; 64(11):593-602.
- [16] Cooper JR, Dowson D, Ficher J: Macroscopic and microscopic wear mechanisms in ultra-high molecular weight polyethylene. *Wear* 1993; 162-164:378-384.
- [17] Cretu S, *Mecanica contactului*, Editura “Gh. Asachi”, Iași, 2002.
- [18] Daxiong H, Tiancheng Z, Yiushen W: Mechanisms responsible for synergy between fretting and corrosion for three biomaterials in saline solution. *Wear*, 2001; 250:180-187.
- [19] Devane PA, Bourne RB, Rorabeck CH, Hardie RM, Horne JG. Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. Three-dimensional technique. *Clin Orthop* 1995; 319:303-16.
- [20] Devane PA, Horne JG. Assesment of polyethylene wear in total hip replacement. *Clin Orthop* 1999; 369:59-72.
- [21] DiMaio WG, Lilly WB, Moore WC, Saum KA, Low wear, low oxidation radiation crosslinked UHMWPE. Presented at the Annual Meeting of the Transactions of the 44th Orthopaedic Research Society, New Orleans, LA, February 21-24, 1998.
- [22] Green TR, Fischer J, Stone M, Wroblewski BM, Ingham E: Polyethylene particles of a “critical size” are necessary for the induction of cytokines by macrophages in vitro. *Biomaterials* 1998; 19:2297-2302.
- [23] Greer KW, Schmidt MB, Hamilton JV, The hip simulator wear of gamma-vacuum, gamma-air, and ethylene oxide sterilized UHMWPE following a severe oxidative challenge. Presented at the Annual Meeting of the Transactions of the 44th Orthopaedic Research Society, New Orleans, LA, February 21-24, 1998.
- [24] Griffith MJ, Seidenstein MK, Williams D, Charnley J. Socket wear in Charnley low friction arthroplasty of the hip. *Clin. Orthop.* 1978; 137:37-47.
- [25] Grood, Suntay, *J Biomechanical Eng*, 1983; 105:136-144.
- [26] Hall RM, Unsworth A, Wroblewski BM, Burgess IC. Frictional characterisation of explanted Charnley hip prostheses. *Wear* 1994; 175:159-66.
- [27] Hall RM, Unsworth A, Friction in hip prostheses. *Biomaterials*, 1997; 18:1017-1026.
- [28] Hall RM, Unsworth A, Wroblewski BM, . The friction of explanted hip prostheses. *British J. of Rheumatology*, 1997; 36:20-26.
- [29] Hertz H: Über die Berührung fester elastischer Körper, *Gesammelte Werke*, *Journal für Mathematik*, 92, 1882.

- [30] Hills DA, Nowell D, Sackfield A: Mechanics of elastic contacts, Butterworth-Heinemann, 1992.
- [31] Hruscirov M.M., Babicev M.A. Abrazivnoe Iznajivanie. M.: Nauca, 1970; 252.
- [32] Ikramov U.A. Rascetnie metod oţenki abrazivnogo iznosa. Moskva Maşinostroiie, 1987.
- [33] Ilchman T, Franzen H, Mjoberg B, Wingstrand H. Measurement accuracy in acetabular cup migration. A comparison of four radiologic methods versus Roentgen stereophotogrammetric analysys. *J Arthroplasty* 1992; 7(2):121-7.
- [34] Jacobs JJ, Skipor AK, Black J, Urban RM, Galante JO: Release and excretion of metal in patients who have a total hip replacement component made of titanium-base alloy. *J Bone Joint Surg Am* 1991; 73:1475-1486.
- [35] Jacobs JJ, Skipor AK, Patterson LM, et al: Metal release in patients who have had a primary total hip arthroplasty: A prospective, controlled, longitudinal study. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80:1447-1458.
- [36] Jasty M, Getz DD, Bragdon CR, et al: Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty: An analysis of... *J. Bone Joint Surg Am* 1997; 79:349-358.
- [37] Johnson K.L. Contact Mechanics. Prentice Hall, New York, 1985.
- [38] Jones PR, Taylor CJ, Hukins DW, Hardinge K, Porter ML. Prosthetic hip failure: preliminary findings of retrospective radiograph image analysis. *Eng. Med.* 1988; 17(3):119-25.
- [39] Kabo JM, Gebhard JS, Loren G, Amstutz AC. In vivo wear of polyethylene acetabular components. *Journal of Bone and Joint Surgery Br.*, 1993; 75(2):254-258.
- [40] Kaplan SJ, Thomas WH, Poss R. Trochanteric advancement for recurrent dislocation after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1987; 2:119-124.
- [41] Kobayashi A, Freeman MA, Bonfield W, et al: Number of polyethylene particles and osteolysis in total joint replacements: A quantitative study using tissue-digestion method. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79:844-848.
- [42] Kraghelsky IV, Dobîcin MN, Kombalov VS. Asnovî rascetov na trenie i iznos. M: Maşinostroiienie, 1977, 526s.
- [43] Kurtz S.M., Pruitt L., Jewett C.W., Crawford R.P., Crane D.J., Edidin A.A. The Yielding Plastic Flow and Fracture Behaviour of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Used in Total Joint Replacements. *Bio-materials.* 1998; 19:1989-2003.
- [44] Kurtz SM, et al. Backside nonconformity and locking restraints affect liner/shell load transfer mechanisms and relative motion in modular acetabular components for total hip replacement. *J. Biomechanics* 1998; 31:431-437.

- [45] Kurtz SM, Jewet CW, Foulds JR, Edidin AA: A miniature specimen mechanical testing technique scaled to articulating surface of polyethylene components for total joint arthroplasty. *J Biomed Mater Res* 1999; 48:75-81.
- [46] Kurtz SM, Muratoglu OK, Evans M, Edidin AA, Advances in the processing, sterilization, and cross-linking of ultrahigh molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty. *Biomaterials*, 1999; 20:1659-1688.
- [47] Lacey P., Torrance A.A. The calculation of wear coefficients for plastic contacts. *Wear* 1991; 145:367-383.
- [48] *Laurian T*, Tudor A. Some aspects regarding the influence of the clearance on the pressure distribution in total hip joint prostheses. Proceedings of the Romanian Conference on Tribology ROTRIB03, Galați, Romania, 2003.
- [49] *Laurian T*, Tudor A. Tribological influence of the clearance in the hip prosthesis. Yugoslav National Tribology Conference, Yutrib, Belgrad, 2003.
- [50] *Laurian T*, Tudor A. Some Experimental Results on Wear of UHMWPE in the Presence of an Abrasive Slurry. National conference VAREHD 12, Suceava, 8-9 Octombrie 2004.
- [51] *Laurian T*, Tudor A, Popescu M, Chabrand P. A numerical model for calculation of the contact pressure in the hip joint prosthesis. *UPB Sci Bull, Series D*, 2004; 65(2).
- [52] Levai JP, Boisgard S. Total hip arthroplasty acetabular prosthesis wear measurement method: Methodology. In: Proceedings of the 3rd International Symposium Total Hip Arthroplasty - Charnley 2000, Lyon Decembre 2000, pp55-59.
- [53] Ling FF. *Surface Mechanics*. John Wiley & Sons, New York 1973.
- [54] Livermore J, ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J. Bone Joint Surg. [Am]* 1990; 72(4):518-28.
- [55] Martell JM, Berdia S. Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. *J Bone Joint Surg [Am]* 1997(11); 79:1635-41.
- [56] Martell JM, Leopold SS, Liu X. The effect of joint loading on acetabular wear measurement in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2000;15(4):512-8.
- [57] Maugis D. *Contact, Adhesion, and Rupture of Elastic Solids*. Springer, 2000.
- [58] Maxian T, Brown T, Pedersen D, Callaghan J. A sliding-distance-coupled finite element formulation for polyethylene wear in total hip arthroplasty. *J. Biomechanics* 1996; 29:687-692.
- [59] McKellop HA, Campbell P, Park S, Schmatzried TP, Grigoris P, Amstutz HC, Sarmiento A. The origin of submicron polyethylene wear debris in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. rel. Res.*, 1995;331:3-20.

- [60] McKellop H, Yeom B, Sun DC, Sanford WM, Accelerated aging of irradiated UHMW polyethylene for wear evaluations. Presented at the Annual Meeting of the 42nd Orthopaedic Research Society, Atlanta, GA, February 19-22, 1996.
- [61] Medley JB, Krygier JJ, Bobyn JD, Chan FW, Lippincott A, Tanzer M. Kinematics of the MATCO hip simulator and issues related to wear of metal-metal implants. In "Advances in Medical Tribology" Ed. D. Dowson, Mech. Eng. Pub. Ltd. London, UK, 1998; pp181-191.
- [62] Mihin NM. Trenie v uslovia plasticeskogo kontakta. M. Nauca, 1968, 103s.
- [63] Mihin NM. Vnešnee trenie tverd tel. M. Nauca, 1977, 221s.
- [64] Nassutt R, Wimmer MA, Morlock MM, Schneider E. Evaluation of frequency and duration of hip joint resting periods and their influence on the tribology of metal-on-metal bearings. 12th Conference on Biomechanics, Dublin, 2000.
- [65] Ochoa JA, Komistek RD, Northcut EJ, Dennis DA, Hammill CD. In vivo determination of femoral head loci pathways during gait in subjects having a metal-on-metal or metal-on-polyethylene THA. 12th Conference on Biomechanics, Dublin, 2000.
- [66] Olhin A, Selvik G. Socket wear assesment. A comparison of three different radiographic methods. *J Arthroplasty* 1993; 8(4):427-31.
- [67] Popescu M, Trandafir T. *Artrologie și Biomecanică*. Ed Scaiul, București, 1998.
- [68] Rabinowicz E, Dunn LA, Russel PG: *Wear* 1961; 4:345.
- [69] Rae T: The toxicity of metals used in orthopaedic prostheses: An experimental study using cultured human synovial fibroblasts. *J Bone Joint Surg Br* 1981; 63:435-440.
- [70] Rutherford KL, Hutchings IM: Theory and Application of a Micro-Scale Abrasive Wear Test. *Journal of Testing and Evaluation, JTEVA* 1997; 25:250.
- [71] Saikko V. A three-axis hip joint simulator for wear and friction studies on total hip prostheses. In "Advances in Medical Tribology" Ed. D. Dowson, Mech. Eng. Pub. Ltd. London, UK, 1998; pp35-45.
- [72] Saikko V. A multidirectional motion pin-on-disk wear test method for prosthetic joint materials, *J. Biomed. Mater. Res.* 1998; 41-1:58-64.
- [73] Saikko V, Ahlroos T, Calonius O, Keranen J. Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbon. *Biomaterials* 2001; 22:1507-1514.
- [74] Saikko V, Calonius O. Slide track analysis of the relative motion between femoral head and acetabular cup in walking and in hip simulators. *J. Biomechanics* 2002; 35:455-464.

- [75] Sanford WM, Saum KA, Accelerated oxidative aging testing of UHMWPE. Presented at the Annual Meeting of the Transactions of the 41st Orthopaedic Research Society, Orlando, FL, February 13-16, 1995.
- [76] Sanford WM, Moore WC, McNulty D, Frisinger C, Schmatzried TP, Hip simulator study of the effect of sterilization and oxidation on UHMWPE wear. Presented at the Annual Meeting of the 43rd Orthopaedic Research Society, San Francisco, CA, February 9-13, 1997.
- [77] Scheier H, Sandol J. Wear affecting the plastic cup in metal-plastic endoprosthesis. In: Total hip prosthesis, ed. Debrunner N. Verlag, Bern, 1976.
- [78] Scherge M, Gorb S, Biological Micro and Nano tribology, Nature's solutions. Springer Verlag, 2001.
- [79] Selvik G. Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. Acta Orthop. Scand. Suppl. 1989; 232:1-51.
- [80] Shanbhag AS, Jacob JJ, Black J, Galante JO, Glant TT: Macrophage/particle interactions: Effect of size, composition and surface area. *J Biomed Mater Res* 1994; 28:81-90.
- [81] Shaver SM, Brown TD, Hillis SD, Callaghan JJ. Digital edge-detection measurement of polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 1997; 79(5):690-700.
- [82] Smith PN, Ling RS, Taylor R. The influence of weight-bearing on the measurement of polyethylene wear in THA. *J Bone Joint Surg [Br]* 1999; 81(2):259-65.
- [83] Sun DC, Stark C, Dumbleton JH, Development of an accelerated aging method for evaluation of long term irradiation effects on UHMWPE implants. *Polymer Reprints* 1994; 35:969-70.
- [84] Sun DC, Wang A, Stark C, Dumbleton JH, The concept of stabilization in UHMWPE. Presented at the Annual Meeting of the Transactions of the Fifth World Biomaterials Congress, San Francisco, CA, March 18-22, 1996.
- [85] Sun DC, Scmidig G, Stark C, Dumbleton JH, A simple accelerated aging method for simulations of long-term oxidative aging effects in UHMWPE implants. Presented at the Annual Meeting of the 42nd Orthopaedic Research Society, Atlanta, GA, February 19-22, 1996.
- [86] Sychterz CJ, Yang AM, McAuley JP, Engh CA. Two-dimensional versus three-dimensional radiographic measurements of polyethylene wear. *Clin Orthop* 1999; 365:117-23.
- [87] Teoh S, Chan W, Thampuran R. An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty. *J. Biomechanics* 2002; 35:323-330.
- [88] Tudor A. Contactul real al suprafetelor de frecare (The real contact of the friction surfaces). Editura Academiei Române, Bucharest, 1990.

- [89] Tudor A. *Frecarea și Uzarea Materialelor*. Ed. BREN PROD, Bucharest, 2002.
- [90] Tudor A, *Laurian T*, Popescu M. An overview on the mechanism of wear particles generation for polymeric materials. International Conference on Application of High Precision Atomic and Nuclear Methods (HIPAN2002), September, 2002, Neptun, Romania.
- [91] Wang A, Stark C, Dumbleton JH: Role of cyclic plastic deformation in the wear of UHMWPE acetabular cups. *J. Biomed Mater Res* 1995; 29:619-626.
- [92] Wang A, Polineni VK, Essner A, Stark C, Dumbleton JH, A tensile instability model for the wear of UHMWPE acetabular cups. *Wear*, 1996.
- [93] Wang A, Stark C, Dumbleton JH, Mechanistic and morfological origins of UHMWPE wear debris in THR prostheses. *J. Eng. In Medicine*, jan 1996.
- [94] Wright TM, Goodman SB. *Implant Wear: The Future of Total Joint Replacement*. Rosemont, IL, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1996.
- [95] Wu J, Hung J-P, et. al. The computer simulation of wear behavior appearing in total hip prosthesis. *Comp. Methods and Progr. In Biomedicine*, 2002.
- [96] Yampolsky GI, Kraghelski IV. *Isledovanie abrazivnovo iznosa elementov par trenia kacenia*. M: Nauca, 1973, 64s.
- [97] Young SK, Greer KW, Gorhan MC, *Wear Testing of UHMWPE Tibial Components: Influence of Oxidation*. *J Tribology*, 2000; 122:323-331.