

”Gloreha Sinfonia”

”Gloreha Sinfonia” este un sistem complet de recuperare pentru membrul superior. Mănușa robotizată Gloreha detectează mișcarea fiecărui deget și, în funcție de capacitatea motorie, ajută complet sau parțial mișcarea pacientului. În timp ce mănușa mobilizează articulațiile degetelor, pacientul vede pe ecranul din fața lui o simulare 3D a mâinii sale.



Fig.4 Glohera Sinonia

Pacientul își poate folosi mâna sănătoasă pentru a încerca să reproducă mișcările cu mâna afectată prin mănușa Gloreha. Mănușa execută atât mișcări de flexie cât și de extensie. Chiar și pacientului care nu are mișcări reziduale, există posibilitatea executării mobilizărilor pasive încă din faza incipientă a tratamentului. Orice impuls poate fi programat, iar mănușa poate executa orice combinație de flexie și/sau extensie a degetelor. Se pot folosi obiecte reale pe parcursul terapiei. Softul Gloreha are diferite opțiuni disponibile pentru facilitarea recuperării cum ar fi: comenzi vocale personalizate, monitorizarea progresului, jocuri interactive.



Fig. 5. Mănușa Gloreha Sinfonia

Caracteristici:

- mînuşa se poate utiliza în atît în tratamentul spasticităţii, cât şi în tratamentul flacidităţii.
- palma este complet liberă, facilitînd astfel contactul real cu obiectele.
- mişcarea generată de tendoanele artificiale este fluidă şi naturală, mînuşa fiind confortabilă şi uşoară.
- terapeutul poate ajusta ROM-ul, viteza de execuţie, durata exerciţiului şi efectele audio şi vizuale.

3. Concluzii

1. Mîna are o deosebită importanţă în ceea ce priveşte desfăşurarea activităţilor zilnice fiind elementul central prin intermediul căreia se realizează diversele acţiuni prin care explorăm, cunoaştem şi relaţionăm cu mediul înconjurător, iar din această cauză patologiile prezente la nivelul acestui segment reprezintă un subiect de maxim interes pentru domeniul medical.
2. Avînd la bază o tehnologie VR, sistemul haptic este capabil să creeze situaţii cât mai reale şi obiective pentru ca recuperarea structurilor afectate să fie cât mai rapidă.
3. Hand of Hope şi Gloreha Sinfonia reprezintă rezultatul asocierii perfecte între neuroştiinţă şi tehnologia robotică, acestea fiind dispozitive utilizate în recuperarea afecţiunilor prezente la nivelul mîinii.

Bibliografie

- [1] Hatzfeld, C., Kern, T.A., (2014), "Engineering Haptic Devices", Springer, Alsbach
- [2] Jiang, J., Xie, L., Li G.,(2015) ,"A haptic device for wrist and elbow rehabilitation" Digit Med
- [3] Jones, L.A., (2018), "Haptic", The MIT Press Essential Knowledge, Massachusetts
- [4] <http://www.rehab-robotics.com.hk/hoh/index.html>
- [5] <https://exoskeletonreport.com/product/gloreha-sinfonia/>
- [6] <https://www.gloreha.com/sinfonia-plus/>

OPTIMIZATION OF THE HIP PROSTHESIS ACCORDING TO THE PATIENT'S WEIGHT

DRAGU Maria

Facultatea: Ingineria Industrială și Robotică, Specializarea: Echipamente pentru Terapii de Recuperare, Anul de studii: 1, e-mail: dragumaria91@gmail.com

Conducător științific: Prof. Dr. Ing. **Constantin DOGARIU**

ABSTRACT: The aim of this paper was to present studies that include finite element analysis and fatigue analysis of hip prostheses. These types of analyzes are performed to choose correctly or protect according to the pshysionomy of each patient, but also depending on his weight, age and physical condition.

CUVINTE CHEIE: proteză de șold, analiză la oboseală, element finit, implant

1. Introducere

Obezitatea este o problema în creștere la nivel mondial. În Noua Zeelandă, rata obezității în rândul adulților, pe baza măsurătorilor reale de înălțime și greutate, a fost de 28,4%, în 2012. Este mai mică decât în Statele Unite (36,5%, în 2011), dar mai mare decât în majoritatea celorlalte țări (în medie 22,8%, în 2012) pentru care au fost disponibile date măsurate. Prevalența crescândă a obezității prefigurează creșterea apariției problemelor de sănătate și a costurilor mai mari de îngrijire a sănătății în viitor [1]. Obezitatea a atins proporții epidemice, cu peste jumătate de miliard de adulți obezi la nivel mondial. Din 1999 până în 2008, a existat o creștere alarmantă a proporției persoanelor supraponderale și obeze în SUA. Până în 2008, prevalența obezității ajustată în funcție de vârstă a fost de 34%, iar prevalența combinată a obezității și a supraponderabilității a ajuns la 68%. Pe lângă creșterea ratelor în general, obezitatea a înregistrat o creștere dramatică a numărului de persoane cu obezitate morbidă. Acum se estimează că 7% din populația SUA suferă de obezitate morbidă, definită ca un indice de masa corporală (BMI) mai mare de 40 kg/m². Între 2000 și 2010 acest număr a crescut cu 70% [2].

Obezitatea accelerează dezvoltarea osteoartritei genunchiului și șoldului. Provoacă efecte dăunătoare asupra articulațiilor, atât prin inflamare biomecanică, cât și sistemică. Ponderea pacienților cu artroplastie articulară totală care sunt obezi a crescut dramatic în ultimii ani. Impactul obezității asupra articulațiilor șoldului este profund. Deoarece fiecare kilogram de greutate corporală plasează 2 până la 3 kilograme de forță pe fiecare articulație a șoldului. În plus, prevalența durerii articulare crește odată cu creșterea BMI.

Operația de înlocuire totală a șoldului (THR) sau artroplastia totală de șold este o intervenție chirurgicală în care articulația șoldului este înlocuită cu un implant protetic. Operația de înlocuire a șoldului a fost efectuată pentru prima dată în 1940 la New York, de către Dr. Carnochan, care a fost primul chirurg care a introdus o bucată de lemn între articulația șoldului bolnav. În ultimii ani, chirurgia THR este considerată de majoritatea din domeniu drept o procedură electivă majoră de succes, în special în restabilirea mobilităților pacienților. La nivel Mondial, există aproximativ un milion de implanturi efectuate anual. Operația a devenit o rutină cu o rată minimă de complicații timpurii, oferind pacienților o ușurare mare a durerii atunci când medicamentele eșuează. În plus, oferă o îmbunătățire extraordinară a funcției și, prin urmare, a calității vieții. Prin urmare, este una dintre cele mai satisfăcătoare operații atât pentru pacienți, cât și pentru chirurg. THR se realizează ca o soluție la mai multe procese degenerative și traumatice care afectează articulația șoldului. Este o procedură chirurgicală reconstructivă.

Protezele de șold pot fi fixate cu ciment sau fara ciment (necimentate). Osul, ca țesut viu fiziologic, se poate repara, remodela și adapta la mediul său înconjurător [4]. Performanța și succesul supraviețuirii pe termen lung a protezelor totale de șold, atât cimentate, cât și necimentate, este direct legată de stabilitatea legăturii protezei și a osului [5] [6]. În protezele de șold, oboseala și uzura sunt tundele dintre preocupările majore, adesea asociate cu slăbirea componentelor, cea mai frecventă cauză a insuficienței protezei de șold [7]. Slăbirea componentelor poate fi cauzată de diverse mecanisme și conflicte biologice și mecanice. Cimentul, care unește componenta rigidă femurală a protezei cu osul este cea mai slabă verigă din toate protezele de șold cimentate din cauza proprietăților sale mecanice mai scăzute și comportamentului fragil. Dezlipirea cimentului sau crăparea acestuia sunt principalele cauze ale eșecului componentelor femurale. Din această cauză, greutatea pacientului influențează foarte mult alegerea componentelor și o greutate mare poate duce la o forță mai mare de apăsare asupra protezei, ajungându-se astfel la eșecul protezei. Singurul tratament eficient și durabil pentru obezitate rămâne chirurgia bariatrică. Chirurgia bariatrică induce o scădere considerabilă în greutate, pacienții pierzând în mod obișnuit 50-70% din excesul de greutate și 10-15 puncte BMI.

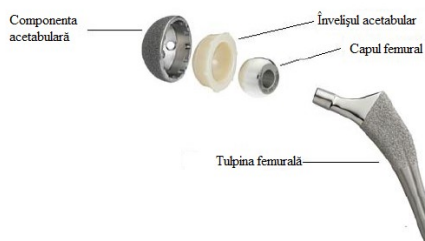


Fig.1 Componentele protezei totale de șold [3]

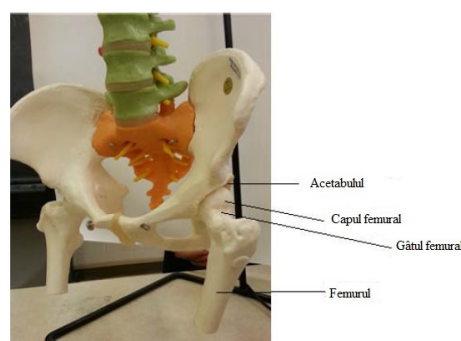


Fig.2. Articulația șoldului [3]

Proteza constă dintr-o tulpină femurală, un cap femural (bilă) care se atașează de tulpină, o cupa acetabulară și un agent de fixare pentru a fixa tulpina în femur și cupa acetabulară în acetabulul din pelvis. (Fig.1). Articulația șoldului este una dintre cele mai mari articulații din corp, asemănătoare unei articulații tipice cu bilă și soclu (Fig.2.) și este cea mai rezistentă la greutate. Se află acolo unde femurul, osul coapsei, întâlnește cele trei oase care alcătuiesc pelvisul. Operația de înlocuire a șoldului este o procedură veche și una dintre cele mai provocatoare proceduri, deoarece joacă un rol important în a ajuta pacienții care suferă de insuficiență articulară din cauza bolilor osoase [8]. Există trei tipuri de intervenții chirurgicale de înlocuire a șoldului:

1. Înlocuire totală de șold sau artroplastie totală de șold, în care întreaga articulație a șoldului, bilă și soclu, este înlocuită cu tulpina femurală și implantul protetic
2. Înlocuirea parțială a șoldului în care se înlocuiește doar capul femural.
3. O procedură de refacere a șoldului în care se înlocuiește soclul sau acetabulul, iar capul femural este tăiat, remodelat și apoi acoperit cu un capac neted [9].

O proteză totală de șold constă de obicei din două componente, o priză care este fixată pe acetabul și o tulpină care se introduce în femur. În plus, există un alt tip numită proteză monopolară sau bipolară cuprinzând o singură componentă sau un cap femural singur fără componentă acetabulară. Metoda de fixare poate fi clasificată după cum urmează: cimentat, necimentat și hibrid. În a treia categorie, fiecare dintre cele două componente sunt fixate pe oase în moduri diferite. Există două tehnici majore de fixare, prin cimentare (Fig.3.) și necimentare (Fig.4). [10]

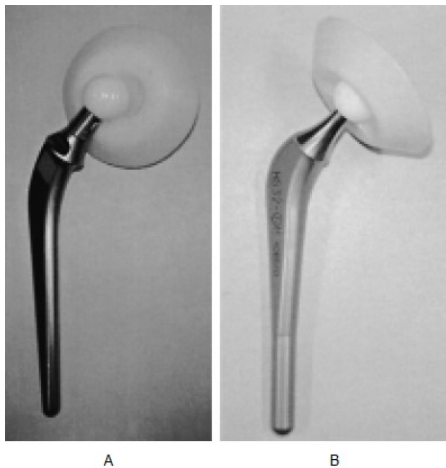


Fig.1.3. Proteză totală de șold pentru fixare cimentată [10]

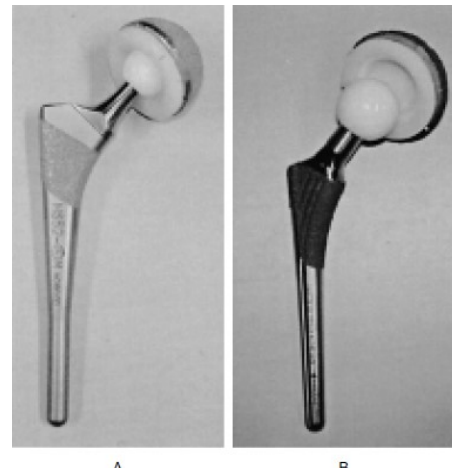


Fig.1.4. Proteză totală de șold pentru fixare necimentată [10]

Portezele de șold cimentate se fixează cu ajutorul unui ciment ortopedic. Datorită cimentării, aceste proteze au avantajul că se fixează foarte bine în os și permit sprijinul cu toată greutatea pe piciorul operat încă de a doua zi după intervenția chirurgicală.

Protezele de șold necimentate, adesea cele mai întâlnite și mai folosite, se fixează prin creșterea în interiorul protezei a osului. Componentele acestor proteze au suprafețe poroase pe care osul crește după implantare. Sunt cele mai folosite proteze de șold din ortopedie, oferind o fixare secundară foarte bună [11].

2. Stadiul actual

2.1. Analiza la oboseală a unei proteze de șold

Femurul, care se articulează cu pelvisul în proxim și tibia în distal, este cel mai lung purtător os al corpului uman. Lungimea sa variază de la persoană la persoană și este de aproximativ 25% din lungimea corpului (în medie de 45-50 cm). Forțele care acționează asupra articulației șoldului pot avea valori diferite în funcție de activitățile fizice realizate de către pacient. Forțele care acționează asupra articulației șoldului în timpul mersului sunt de aproximativ 2,6-2,8% din greutatea corporală, pe când în timpul activităților de tipul ridicare, alergare sau săritură, forțele pot fi și de 10 ori mai mari decât greutatea corporală [12].

Fracturile pot apărea pe o articulație a șoldului care se află sub influența încărcăturilor constant variabile, în funcție de vârstă, sex, nutriție, greutate și stil de viață. Fracturile de gât femoral, care constituie o parte semnificativă a fracturilor femurale, sunt observate mai ales la persoanele în vârstă din cauza osteoporozei. De asemenea, pot apărea la grupe de vârstă mai tinere după anumite trauma. În cazurile care implică greutatea corpului ridicată și activitate fizică, sarcina pe femur crește, ceea ce duce la stresul la îndoire și torsiune în componenta femurală a unui implant. Dacă acest stres este repetitiv și variabil, pot apărea fracturi de oboseală sau deformări la implanturile de șold [13].

Cercetătorul Yang împreună cu asociații săi a sugerat în lucrarea studiată ca implantul să fie mai ușor pentru a obține mai mult spațiu pentru a asigura revascularizarea medulară. În plus, s-a menționat că s-ar putea adăuga găuri pe suprafețele implantului pentru a crea o conexiune între regiunea interioară și exterioară a corpului implantului. Mai mult, studiile ce au ca subiecți animale, au arătat că implanturile ușoare și cu suprafețe aspre oferă o bună integrare cu osul în zona de implantare. De asemenea, omul de știință Koch și colaboratorii săi au studiat constatările

histopatologice referitoare la interfața os-implant a unei cupe acetabulare cu o plasă de titan după 27 de ani într-un corp uman. Rezultatele au indicat o remodelare adaptivă a oaselor la interfața cu nucleul solid profund al cupei acetabulare. Mai mult, experimentele pe corpul uman cu implanturi din aliaje de titan produse prin fabricare aditivă sunt extrem de încurajatoare în ceea ce privește osteointegrarea.

În lucrarea studiată s-au folosit nouă tipuri de exemplare de implanturi, cu diferite dimensiuni ale porilor, câte trei din fiecare (0,3 mm, 0,6 mm și solide). S-a folosit o mașină de sintetizare cu laser direct din metal (DMLS). În figura 2.5. se pot vedea toate eșantioanele folosite, cele solide (T1, T2, T3), cu pori mari de 0,6 mm (BG1, BG2, BG3) și cu pori mici de 0,3 mm (KG1, KG2, KG3). Acestea sunt prezentate împreună cu implantul de referință (0) produs prin prelucrare [14].



Fig.5. Toate tipurile de implanturi pregătite pentru testul la oboseală. [14]

În ceea ce privește rezultatele studiului, deplasările au fost direct proporționale cu diametrul porilor de pe suprafețele implantului. Tensiunile echivalente maxime au apărut în regiunea gâturilor tuturor implanturilor. Implantul solid prezintă cel mai mic stres echivalent (211 MPa) comparativ cu cele ușoare (pentru cele cu pori mici- 234 MPa și pori mari 239 MPa). În plus, implanturile ușoare s-au confruntat cu solicitări mult mai mari sub aceeași încărcare, din cauza zonei transversale mai mici. În cele din urmă, toate implanturile s-au dovedit a avea succes după cinci milioane de cicluri de încărcare. Rezistența la oboseală pentru toate implanturile a fost stabilită ca fiind infinită [14].

2.2. Analiza elementelor finite a unor diferite tipuri de implanturi.

2.2.1. Materiale și metodele folosite

În studiul ales, realizat de Chethan și colegii săi, se dorește analiza femurului, luându-se în considerare diferite tipuri de implanturi, care sunt de tip: circular, oval, elipsă și trapezoidal. Femurul uman s-a modelat folosind Mimics. Pentru realizarea modelelor de implant s-a utilizat CATIA V-6. De asemenea, analiza structurală s-a efectuat folosind ANSYS R-19 pentru a evalua cel mai bun design al implantului. Pentru studiu au fost folosite scanările CT ale unui bărbat sănătos cu vârsta de 36 de ani, cu o greutate de 76 kg și lungimea femurului de 461 mm. Scannerul CT care a fost utilizat a fost cel de la Philips Brilliance pe 64 de canale pentru a se obține imagini CT DICOM cu grosimea secțiunilor de 0,625 mm [15]. Lungimea medie a femurului adult al populației asiatice este cuprinsă între 42 și 48 cm, deci valorile pacientului au fost în grafic [16].

Pentru acest studiu, tulpina, capul femural și cupa de sprijin sunt considerate a fi din cobalt-crom și cupa acetabulară din polietilenă moleculară. Este la fel ca ceramica pe implantul de șold din polietilenă. Cele patru tulpini diferite cu secțiuni transversale sunt prezentate în Fig.6.

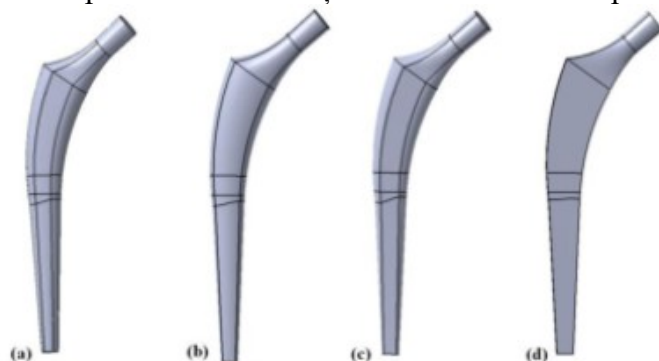


Fig.6. Diferite forme ale tije. (a) circulară, (b) elipsă, (c) ovală, (d) trapezoidală .[17]

Osul femural este considerat izotrop liniar [18], așadar materialele folosite în implanturile de șold din această lucrare au fost polietilena moleculară, aliajul CoCrMo, oțelul inoxidabil 316L și aliajul Ti₆Al₄V.

2.2.2. Condițiile la limită



Fig.7. (a) Condițiile la limită aplicate implantului, (b) Modelul discretizat al implantului complet cu femurul

Figura 7 prezintă implantul de șold cu condițiile la limită aplicate și modelul discretizat complet. După cum se observă în imagine, s-a utilizat implantul cu tija circulară pe care s-a aplicat o forță de 2300 N (roșu).

2.2.3. Rezultate și concluzii

Implantul circular a prezentat o deformare totală minimă de 0,16 mm, comparativ mai mică decât celelaltre modele. Forma circulară a arătat, de asemenea, tensiunile Von Mises de 218,78 MPa, care sunt mai mici decât la celelalte trei modele [17].

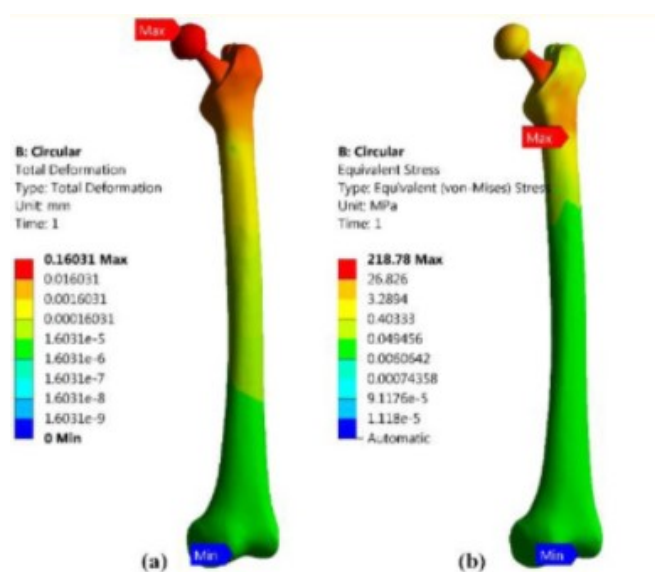


Fig.8. Implantul de formă circulară. (a) Deformarea totală. (b) Stresul echivalent (Von Mises) [17].

Figura 8 prezintă deormarea totală și tensiunile pe implantul de șold de formă circulară. Se observa punctele unde tensiunea este maximă, respective minima.

Modelul de stres a fost observant aproape la fel în toate cele patru model eluate în considerare pentru studiu. S-a constatat că deformarea totală maximă se află în partea superioară a capului femoral, iar tensiunile Von Mises au fost mai mult în centrul capului femoral. Tija trapezoidală și cea circulară au avut valori mai mici de tensiune comparative cu celelalte două. În ansamblu, implantul de formă circulară împreună cu osul femoral a avut cel mai mic stres și cea mai mică deformare, care se așteaptă să aibă o durată de viață mai lungă decât celelalte trei modele [17][18].

3.Concluzii

Această lucrare are la bază studii medicale și lucrări științifice care prezintă cauzele durerii articulației șoldului, morfologia anatomică a acestei articulații, dar și patologiile aferente. În fiecare an vârsta la care pacienții suferă intervenții chirurgicale artroplastice de șold scade, crescând astfel numărul de operații totale de artroplastie de șold din anumite cauze, cum ar fi stilul de viață nesănătos sau obezitate morbidă, chiar și activitățile fizice în exces. În majoritatea cazurilor pacienții au vârsta cuprinsă între 50 și 80 de ani, încă există, din păcate, și artroplastii realizate la adolescenți cu artrită juvenilă.

Artroplastia de șold este una dintre cele mai de succes intervenții chirurgicale. În urma acestei operații, pacientul își poate recăpăta mobilitatea șoldului, putând să-și reia activitățile zilnice. În cazul persoanelor supraponderale, medical poate recomanda pierderea în greutate, pentru a reduce din stresul asupra implantului și pentru a limita unele riscuri asociate operației. Prin urmare, în funcție de greutate pacientului, se poate optimiza proteza de șold, însă este necesară o scădere în greutate pentru a se evita riscurile.

În majoritatea cazurilor, pacienții scapă de durere, iar calitatea vieții este îmbunătățită considerabil. De asemenea, activitatea fizică excesivă și supraponderabilitatea grăbesc procesul de uzură și pot duce la deteriorarea implantului și apariția durerii.

4. Bibliografie

- [1] Murgatroyd Sarah E., Frampton Chris M.A., (2014) *The Effect of Body Mass Index on Outcome in Total Hip Arthroplasty: Early Analysis from the New Zealand Joint Registry*, Journal of Arthroplasty
- [2] Bryan D. Springer, Jonathan T. Carter, Alexander S. McLawhorn, Keith Scharf, Mitchell Roslin, Kara J. Kallies, John M. Morton and Shanu N. Kothari, (2016) *Obesity and the role of bariatric surgery in the surgical management of osteoarthritis of the hip and knee: A review of the literature, Surgery for Obesity and Related Diseases*
- [3] H. Derar, M. Shahinpoor, (2015) *Recent Patents and Designs on Hip Replacement Prostheses*, Department of Mechanical Engineering, University of Maine, Orono, ME, USA, The Open Biomedical Engineering Journal,
- [4] Li S, Abdel-Wahab A, Demirci E, Silberschmidt V. (2013) *Fracture process in cortical bone: X-FEM analysis of microstructured models*.
- [5] Bousnane T, Benbarek S, Sahli A, Serier B, Bahir Bouiadjra B. (2018) *Damage of the bone-cement interface in finite element analyses of cemented orthopaedic implants*
- [6] Oshkour A, Davoodi M, Abu Osman N, Yau Y, Tarlochan F, Wan Abas W. (2013) *Finite element analysis of circumferential crack behaviour in cement-femoral prosthesis interface*.
- [7] Colic K, Sedmak A, Grbovic A, Burzić M, Hloch S, Sedmak S. (2016) *Numerical simulation of fatigue crack growth in hip implants*.
- [8] S. Pramanik¹, A. K. Agarwal, and K. N. Rai, (2005). "Chronology of total hip joint replacement and materials development",
- [9] C.C. Harris, (2001) "Hip replacement prosthesis",
- [10] Hirokazu, (2001), *Indications for Total Hip Arthroplasty and Selection of Prosthesis*, IIDA
- [11] <https://drapostolescu.ro/protezare/protezare-sold/tipuri-de-proteze-de-sold/>
- [12] Ertem M. (2006), *Corrosion fatigue characteristics of total hip prosthesis in simulated body fluid*.
- [13] Harkess JW(2003),. *Hip arthroplasty*. In: Canale ST (ed) *Campbell's operative orthopaedics*.
- [14] Yunus, E Delikanli and Mehmet C Kayacan, (2019), *Design, manufacture, and fatigue analysis of lightweight hip implants*
- [15] Chethan K, Zuber M, Bhat S N, Shenoy S B.(2018) *Comparative study of femur bone having different boundary conditions and bone structure using finite element method*.
- [16] Pan N. (1924) Length of Long Bones and their Proportion to Body Height in Hindus. *J Anat*.
- [17] Chethan K. N., Shyamasunder Bhat N., Zuber M., and Satish Shenoy B. (2019) *Finite Element Analysis of Different Hip Implant Designs along with Femur under Static Loading Conditions*.
- [18] Reimeringer M, Nuno N, Desmarais-Trepanier C, Lavigne M, Vendittoli P A. (2013) *The influence of uncemented femoral stem length and design on its primary stability: a finite element analysis*.