

CONTRIBUȚII PRIVIND DETERMINAREA DURABILITĂȚII PROTEZELOR DE ȘOLD

CONTRIBUTIONS REGARDING DETERMINATION OF DURABILITY OF TOTAL HIP PROSTHESIS

asist. ing. Sasu Anca-Ruxandra

asist. ing. Ursache Robert-Ionuț

Universitatea Tehnică de Construcții București

sasuanca@yahoo.com

La momentul actual proteza totală de șold este un dispozitiv cu eșec programat, eșecul datorându-se în primul rând uzării implanturilor și osteolizei, care duc la desprinderea protezei de os. Pierderea stabilității unei proteze totale de șold este un proces dinamic în timp, revizia chirurgicală constituind punctul final al evoluției acestui proces. Conceptul pierderii stabilității protezei totale de șold se referă la toți factorii care influențează durabilitatea protezelor și studiază cauzele eșecului acestui dispozitiv medical.

Implanturile de șold metal pe metal (MOM) din noua generație au dovedit o performanță ridicată, din punct de vedere clinic, pe termen scurt și mediu, cu uzură mică și o bună durată de funcționare.

Cuvinte cheie: proteza totală de șold, durabilitate, stabilitate, MOM

Currently total hip prosthesis is a device programmed to fail, mainly because of the the wear and osteolysis, leading to detachment of the prosthesis from the bone. The loss of stability of a total hip prosthesis is a dynamic process in time, revision surgery being the final point of the evolution process. This concept covers all factors influencing the sustainability of prostheses and studies the causes of failure of the medical device.

The new generation of metal-on-metal hip implants (MOM) proved a high performance in terms of clinical trials, on short and medium term, with low wear and good durability.

Keywords: total hip prosthesis, durability, stability, MOM.

1. INTRODUCERE

Artroplastia cu proteză de șold este considerată cel mai utilizat procedeu de reconstrucție a șoldului adult, reprezentând o soluție de calitate pentru o serie de afecțiuni ale articulației coxofemorale.

În anul 1938 Philip Wiles a implantat prima proteză totală de șold, formată dintr-o cupă de oțel fixată cu un pivot peste capul femural și o emisferă de oțel fixată cu șuruburi în acetabul. Creatorul protezei totale de șold moderne, Sir John Charnley, a reușit în 1960 să sintetizeze rezultatele cercetărilor în domeniul lubrifierii articulare, cu utilizarea cimentului acrilic în fixarea componentelor protetice și folosirea cuplei de frecare metal/polietilenă. Conceptul s-a materializat în proteza cu cap de oțel inoxidabil cu diametru de 22,25 mm și o cupă din

CONTRIBUȚII PRIVIND DETERMINAREA DURABILITĂȚII PROTEZELOR DE ȘOLD

polietilenă de înaltă densitate (UHMWPE) cu pereți groși, constituind și în ziua de azi standardul evaluării performanțelor altor proteze. Protezele moderne actuale, fixate cu ciment sau necimentate, monobloc sau modulare, cu cuplă de frecare metalică sau ceramică, se bazează pe munca lui Charnley. Procentul de supraviețuire al unei proteze este de 95% după 10 ani de solicitare, iar după datele Registrului suedez de proteze, timpul de funcționare al unei proteze atinge în medie 15 ani.

Pentru a putea reda mișcarea naturală a șoldului, **proteza totală de șold** este alcătuită din trei elemente (figura 1):

- un element articular (capul protezei), determină centrul de rotație, axele și controlează mișcarea articulară. Are rol important în transmiterea forțelor, lubrifierea și uzura protezei;
- un element structural (partea centrală a protezei) care poziționează elementul articular față de osul de care se ancorează. Acest element se substituie anatomiei intra-articulare;
- un element de fixare (tija intramedulară) prin care se atașează la structura osoasă. Acest element se substituie anatomiei intramedulare a canalului femoral [1]

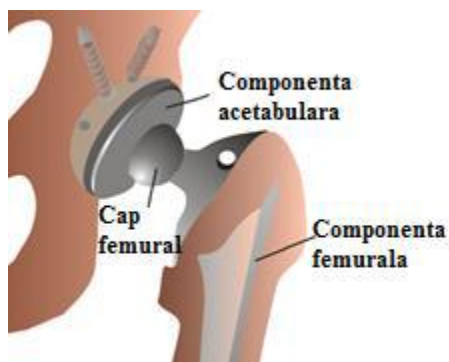


Figura 1. Componentele protezei de șold [1]

2. MATERIALE ȘI METODE

Actualmente în domeniul cercetării există două mari direcții de cercetare:

Prima direcție se referă la cercetări și studii privind materialul din care sunt fabricate protezele totale de șold, care trebuie să corespundă condițiilor de biocompatibilitate, să fie rezistente din punct de vedere mecanic, să prezinte o bună rezistență la coroziune și uzare și să nu genereze debite de particule de uzură. În prezent, cele mai utilizate materiale sunt:

- pentru confecționarea cupei acetabulare – polietilena cu foarte mare greutate moleculară
- pentru părțile metalice ale protezei – aliajele pe bază de titan (Ti-6Al-4V) sau Co-Cr

CONTRIBUȚII PRIVIND DETERMINAREA DURABILITĂȚII PROTEZELOR DE ȘOLD

Cea de-a doua direcție este cea legată de soluțiile constructive. La ora actuală au apărut protezele modulate, cu partea femurală dedicată și personalizată în funcție de pacient. De asemenea, noile soluții constructive înocuesc mișcarea de alunecare cu cea de rostogolire, obiectivul fiind creșterea fiabilității și durabilității.

Prin prezenta lucrare ne propunem găsirea unei metodologii de calcul privind durabilitatea protezelor astfel încât să se poată prognoza durata minimă de funcționare încă din momentul implantului.

Pornind de la proteza totală de șold cu bile în rulare autodirijată, propusă în România [2], prezenta lucrare prezintă următoarea metodologie de calcul.

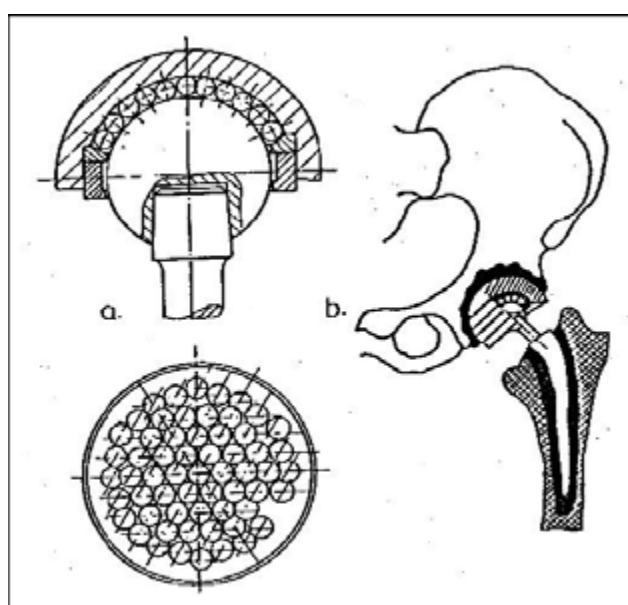


Fig. 2. Schema articulației cu bile în rulare autodirijată (a) și unul din modurile de fixare în coccis (b)

[2]

Plecând de la faptul că mișcarea de rostogolire prezintă întotdeauna o frecare mult mai redusă comparativ cu frecarea de alunecare s-a conceput o articulație cu mișcare de pivotare pe un "pat de bile" cu „spațiu de compensare” plasat între calota acetabulară și capul femural. Spațiul de compensare este ocupat succesiv prin mișcarea liberă autodirijată a bilelor.

Caracteristicile protezei:

- Tipul: MOM-THP (Metal-On-Metal Total hip prosthesis – proteză totală de șold metal pe metal) cu 88 bile în rulare autodirijată
- Caracteristici geometrice: diametrul fiecărei bile: 2,5 mm; diametrul sferă : 35 mm.
- Materiale utilizate pentru componente: capul femural – Stellite 21; cupa acetabulară – Ti6-Al-4V; bile – aliaj CoCrMo.

CONTRIBUȚII PRIVIND DETERMINAREA DURABILITĂȚII PROTEZELOR DE ȘOLD

Cunoașterea repartizării sarcinii exterioare este necesară pentru a determina forța maximă care revine unui corp de rulare în scopul dimensionării sau verificării corpului de rulare. Forța F se repartizează în mod inegal. [3]

Forțele sunt arătate în fig 3. – variabile

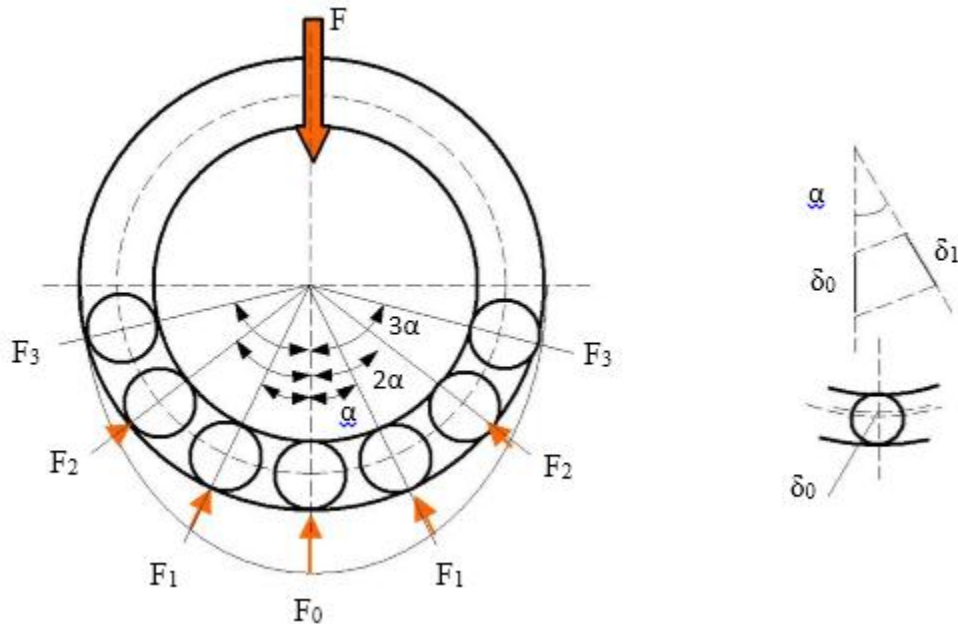


Fig. 3. [3]

Se cunoaște că la rulmenți cu mai multe rânduri de bile

$$F_{\max} \approx 2,6 \frac{F}{z} \quad (1)$$

unde z – numărul de bile, F – forța de compresiune = 3000 N

Rezultă:

$$F_{\max} \approx 2,6 \frac{3000}{88} \approx 89 \text{ N}$$

Pentru evidențierea tensiunilor și deformațiilor apărute în cupa acetabulară a fost construit un model numeric simplificat pornind de la următoarele ipoteze:

- Bilele și capul femural sunt rigide
- Cupa acetabulară este liniar elastică
- Forța de compresiune și momentul de rotație trebuie să fie constante pe durata perioadei de solicitare
- Forțele de compresiune care acționează la suprafața de contact bila cu bilă sunt mai mici decât forțele de compresiune dintre bile și capul femural, respectiv bile și cupa acetabulară.

În figura 3 este prezentat modul de repartizare a forțelor, în urma aplicării unei solicitări normale, la o oscilație cu un unghi α față de axa verticală.

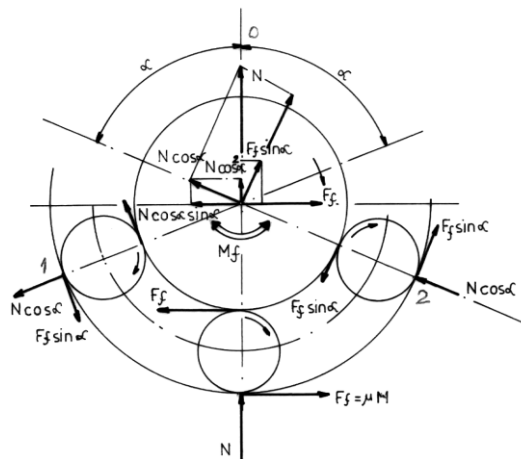


Fig. 3. Sistemul forțelor care acționează asupra capului femural al unei proteze cu bile, în plan transversal [4]

Valorile forței și momentului de frecare scad comparativ cu articulația clasică.

După calcularea încărcării pe fiecare bilă, s-a realizat o analiză locală pentru stabilirea parametrilor de contact Hertzian conform următoarei metodologii [5]:

- presiunea maximă :

$$p_0 = \sqrt[3]{\frac{6PE^{*2}}{\pi^3 R^2}} \quad (2)$$

- raza ariei de contact:

$$a = \sqrt[3]{\frac{3PR}{4E^*}} = 0,18 \text{ mm} \quad (3)$$

$$A_r = \sum_{i=1}^{88} a_i \quad (4)$$

- deplasarea relativă (apropierea) între corpurile în contact

$$\delta = \sqrt[3]{\frac{9P^2}{16RE^{*2}}} \quad (5)$$

unde : $\frac{1}{E^*} = \frac{1-\nu_1^2}{E_1} + \frac{1-\nu_2^2}{E_2} \rightarrow E^* = 2.3 \cdot 10^5 \text{ N/mm}^2$

coeficientul lui Poisson $\nu = 0,3$

CONTRIBUȚII PRIVIND DETERMINAREA DURABILITĂȚII PROTEZELOR DE ȘOLD

modulul lui Young $E = 2,1 \cdot 10^5 \text{ N/mm}^2$

P – sarcina de compresiune aplicată și

R – raza de curbura relativă dată de $\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \rightarrow R = 18,75 \text{ mm}$

Introducând aceste valori în ecuațiile (3), (4) se obține:

$$a = \sqrt[3]{\frac{3 \cdot 89 \cdot 18,75}{4 \cdot 2,3 \cdot 10^5}} = 0,18 \text{ mm}$$

$$A_r = \sum_{i=1}^{88} a_i = 15,84 \text{ mm}$$

3. DETERMINAREA DURABILITĂȚII

Durabilitatea se apreciază pe baza capacității dinamice de încărcare, adică pe baza capacității rulmentului de a suporta sarcini exterioare în timpul rotirii sale, fără să apară pe unul din inele semne de oboseală. Prin durabilitatea se înțelege timpul exprimat în [rot] sau în [ore de funcționare la turație constantă], până la care nu apar pe rulment semne de oboseală (pitting).

Se cunosc:

- din standard: sarcina statică admisibilă radială (pentru rulment radial cu bile pe 2 randuri, la care diametrul bilei = 2,5mm) - $C_0 = 6 \text{ KN}$, $C = 7,2 \text{ KN}$

Durabilitatea se calculează cu formula [3]:

$$L = \frac{60nh}{10^6} \text{ [milion rotații]} \quad (6)$$

$$C \text{ necesar} = F \cdot \sqrt[3]{L} \quad (7)$$

Unde:

- $n < 10$ rotații/minut
- h = număr ore – s-a considerat o funcționare de 8 ore/zi timp de 20 ani = 58.400 ore de funcționare
- p – exponent = 3 (pentru bile)

introducând aceste valori în ecuația (7) se obține

Rezultând

$$C \text{ necesar} = 0,089 \cdot \sqrt[3]{\frac{60 \cdot 10 \cdot 58400}{10^6}} = 0,28 \text{ KN}$$

4. CONCLUZII

În concluzie, în baza rezultatelor obținute în această lucrare, se poate observa că spre deosebire de timpul de funcționare estimat de Registrul suedez pentru o proteză de șold, soluția adoptată este viabilă, aceasta rezistând în medie 20 de ani.

Testele s-au efectuat pe aparatele de laborator pentru testarea uzării materialelor artroplastiei artificiale de șold.

În același timp lucrarea necesită cercetări ulterioare pentru o mai bună determinare a complexității mecanismului de lubrifiere în proteza totală de șold cu bile în mișcare autodirijată, în vederea obținerii unei durabilități pe termen lung pentru pacienții mai tineri și mai activi.

Bibliografie:

- [1] **Bădiță L.** *Contribuții privind îmbunătățirea caracteristicilor tribologice ale protezelor de șold, prin nanodepuneri de materiale biocompatibile*, rezumat teză de doctorat, pp. 6, Academia Română Institutul de Mecanica Solidelor, București 2012
- [2] **Căpitanu L., Florescu V.** *Biotribologia protezelor de șold*, pp. 166, BREN, București 2002
- [3] **Tudor A., Petre I.** *Organe de mașini, note de curs*, pp. 35-36, pp. 42-43, Târgoviște, 2004
- [4] **Byett J.H.** *The dry sliding wear of filled Polyamide 66 and Polycarbonate against Steel Mst. Thesis*, Univ. Of Cape Town, 1991
- [5] <http://www.omtr.pub.ro/didactic/tribosisteme/cap4.pdf> - pp. 34,