



UNIVERSITATEA "DUNAREA DE JOS" DIN GALAȚI
Str. Domnească, nr. 47, 800008, Galați
Tel: 0236 413602/Fax: 0236 468041

Program CEEEX M1 nr. 62/2006

MODEL BIOMECANIC PENTRU EXECUȚIA, ÎNCERCAREA ȘI OPTIMIZAREA PROTEZEI DE ȘOLD – BIOMEC

REZUMAT PUBLICABIL FAZA 2

INSTITUȚIE FINANȚATOARE

Ministerul Educației, Cercetării și Tineretului.
Autoritatea Națională pentru Cercetare Științifică

AUTORITATEA CONTRACTANTĂ

Universitatea Politehnică din București.
Programul Materiale Noi, Micro și Nanotehnologii - MATNANTECH-CEEEX

PARTENERI IMPLICAȚI ÎN PROIECT

Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați – UDJ – CO – P1
Universitatea Tehnică „Gh. Asachi” Iași – UTI – P2
Universitatea din Bacău – UB – P3
Institutul Național de Cercetare pentru Sport București – INCS – P4

Director de proiect,

Prof. dr. ing. Cătălin FETECĂU

Colectiv de lucru,

Conf. dr. ing. Felicia STAN
Prof. dr. ing. Ovidiu CIOCAN
Prof. dr. ing. Valentin ZICHIL
Dr. ing. Dan BOBOC

Decembrie 2007

Rezumat

Proiect „Model biomecanic pentru execuția, încercarea și optimizarea protezei de șold – BIOMECH

1. Descrierea constructiv funcțională a protezei de șold

În domeniul protezelor de șold, la nivel mondial, se disting trei priorități de cercetare: tehnici chirurgicale (artroplastie), biomateriale pentru protezare, și tehnologii de realizare a protezelor. Societatea Internațională de Osteoporoză arată că anual în CE pentru tratamentul în spitale al osteoporozei sunt cheltuite circa 3,5 miliarde Euro, 500000 zile-paturi în spital sunt ocupate datorită acestei afecțiuni.

Pentru un pacient cu fractură de col femural în SUA se cheltuiesc 20-24000 de dolari [1]. Statisticile arată că anual în SUA se realizează peste 170 000 artroplastii totale de șold și în jur de 100 000 hemiarthroplastii. Din numărul anual de artroplastii totale, aproximativ 20% sunt artroplastii de revizie. 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.



Fig. 1.1. Pacienta de 64 ani



Fig. 1.2. Pacienta de 65 ani

Osteosinteza fragmentelor colului femural, fiind minimal traumatizantă, se bucură de succes cu condiția ca intervenția chirurgicală să se realizeze în primele 24 ore - 5 zile de la accident [1].



Fig. 1.3. Pacienta de 75 ani



Fig. 1.4. Pacientă de 54 ani

Fiecare oră care trece influențează defavorabil perfuzia capului femural, necrozarea crește pe măsură ce intervenția se amână. Jons and Stevens [3] menționează că decesele la 6 luni au fost de 9,6% pentru bolnavii supuși intervențiilor chirurgicale și 60,8% - pentru cei

neoperați. În SUA și Suedia mortalitatea la bolnavi cu fracturi de col femural constituie respectiv 20 și 12 - 20% cazuri (fig. 1.1 –fig. 1.2).

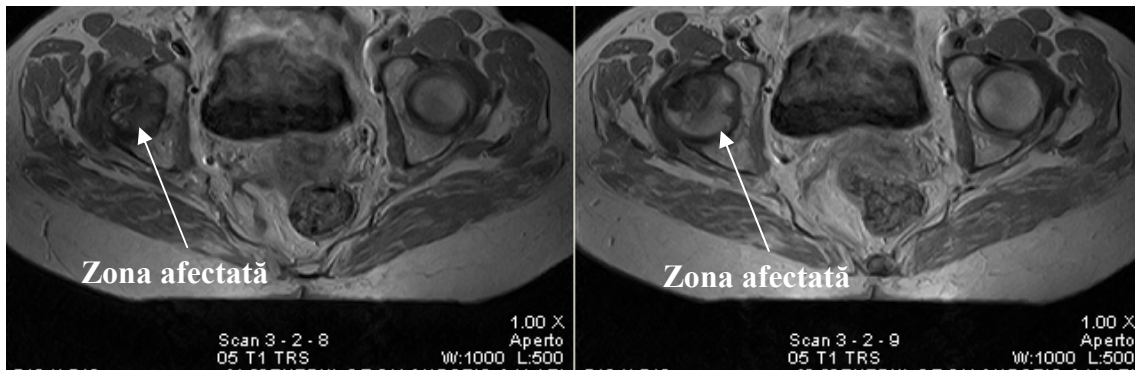


Fig. 1.5. Scanari transversale in planele 1.18 cu mediu de contrast gadolinium

Utilizarea unor sisteme de fixare mecanică a colului fracturat pot constitui alternative pentru artroplastia totală de șold în unele cazuri (fig. 1.3 –fig. 1.4).

Prima descriere macroscopică a capului femural artrozic a făcut-o Jean CRUVEILHIER în lucrarea de anatomie patologică: “Anatomie pathologique du corps humain” (Paris 1828 – 1842).

Privită lateral o piesă a capului femural artrozic se observă prezența unei suprafețe anteroposterioare uzate, rectilinie ce alunecă spre conturul inferior și care desenează o boltă mai mare ca cea a unui cap normal. Colul femural apare, dispărut sub colierul osteofitar încât aparent capul naște din masivul trohanterian (fig. 1.5).

Artroplastia de șold este o alternativă de tratament la un bolnav vârstnic, o metoda de salvare a vieții, o modalitate elegantă de rezolvare a fracturii de col femural. În literatura de specialitate există o diversitate de opinii privind indicațiile și contraindicațiile artroplastiei, selectarea metodelor optime de artroprotezare și aprecierea rezultatelor obținute (1.6-1.7).

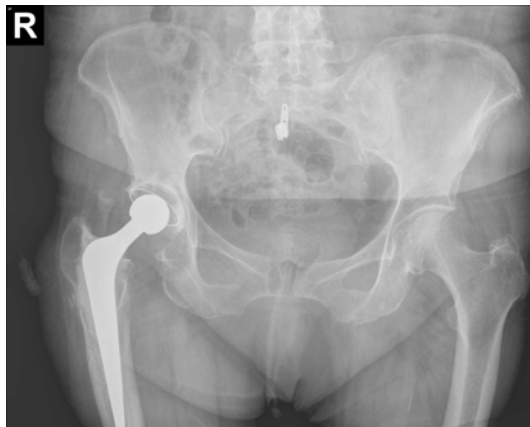


Fig. 1.6. Pacientă de 73 ani



Fig. 1.7. Pacientă de 76 ani

Proteza totală de șold este o articulație mecanică care trebuie să facă față la multiplele cerințe biomecanice pe o cât mai lungă perioadă de timp și care trebuie să realizeze următoarele deziderate [2]:

- biocompatibilitate;
- posibilitate de personalizare în funcție de particularitățile morfo-funcționale ale cazului în speță;

- rezistență adecvată pentru a suporta solicitările repetate ale greutății corpului pe toată durata funcționării, fără fracturi de oboseală ale componentelor ei;
- rezistență mare la uzură;
- frecare redusă între suprafețele articulare;
- fixare solidă și durabilă la nivelul osului;
- tehnologie de fabricație simplă și ieftină.

Funcționarea protezei atât pe simulator, cât și “in vivo” duce la apariția unor așchii metalice în cantitate relativ mică. Uzura “in vivo” este mai redusă decât cea obținută în laborator.

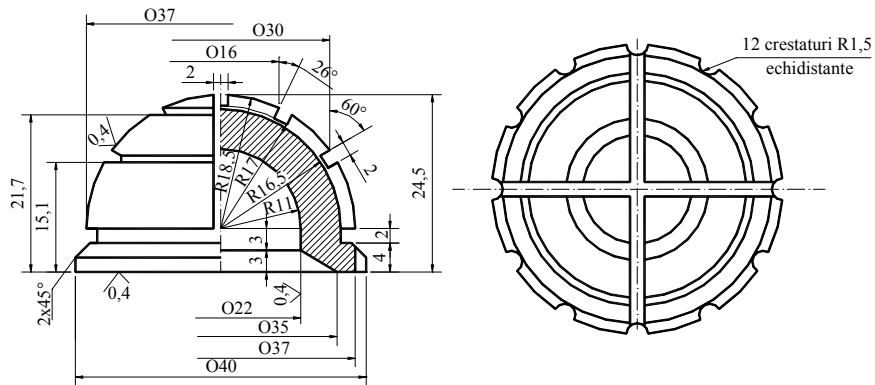


Fig. 1.8. Cupa cotiloida din UHMWPE

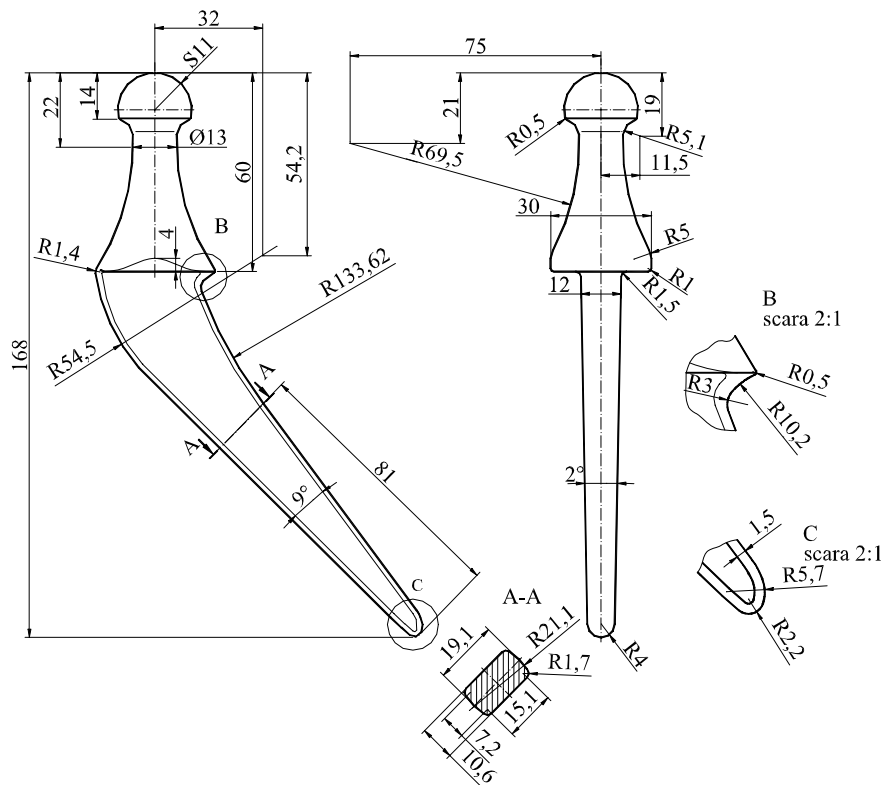


Fig. 1.9. Tija metalica

Această uzură are însă consecințe atât mecanice, cât și biologice. Este important să se determine și să fie urmărită atât uzura cupei acetabulare (fig. 1.8) cât și uzura capului femural metalic (fig. 1.9).

Capul femural al acestui prototip a fost făcut dintr-o bilă de oțel inoxidabil, cu diametrul de 40 mm, pentru a se asigura posibilitatea realizării ajustajului necesar montării rulmentului cu role conice. Metoda pentru stabilirea uzurii, a fost metoda gravimetrică, care a ținut seama și de absorbția lubrifiantului (ser fiziologic). Testarea pe simulator s-a efectuat pe durata a 3 milioane de cicluri de solicitare. După primele 500.000 de cicluri de funcționare s-a observat oxidarea capului femural, manifestată prin schimbarea culorii acestuia. De asemenea s-a schimbat și culoarea suprafeței interioare a cupei acetabulare.

Depunerile de oxizi au fost îndepărtate în mare parte prin spălare. Fenomenul notabil observat, a fost șlefuirea suprafeței de contact dintre cupa acetabulară și capul femural. Având ca efect direct modificări în greutate ale cupei acetabulare, pe durata testului.

Din nefericire, soluția constructivă adoptată de cercetătorii de la Imperial College, nu a putut preveni consecințele solicitării mecanice la oboseală. Aceasta a condus la ruperea fusului piciorului protezei, după 23 milioane de cicluri de funcționare pe simulator [3].

Alte încercări în vederea modificării soluției constructive a protezelor totale de șold, au luat în considerare schimbarea fundamentală a tipului de mișcare în interiorul protezei coxo-femorale. Dacă toate soluțiile tehnice actuale, se bazează pe mișcarea naturală de pivotare a capului femural în calota acetabulară, Katsutashi Bekki și Kiyoshi Shinjo [4] propun o variantă constructivă cu „tren de bile”. Acesta constă într-o construcție duală a articulației (fig. 1.10)

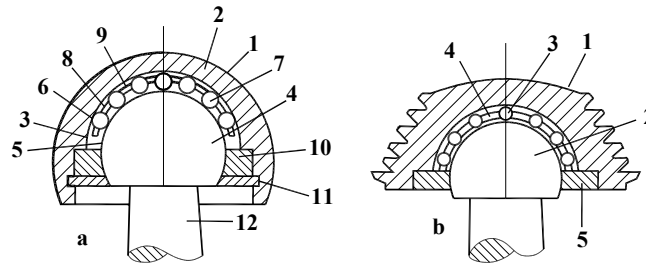


Fig. 1.10. Schema protezei de șold cu tren de bile [11]

Capul protezei este constituit dintr-o bilă interioară (4) și calota exterioară (2) între care se află un tren de bile (7), montate într-o colivie (8). Prin soluția adoptată, mișcarea în articulație are loc preponderent prin rostogolire. Suprafața interioară a calotei (3), devine inelul exterior al unui rulment, inelul interior fiind suprafața exterioară (5) a bilei centrale. Colivia cu trenul de bile, este reținută în spațiul de lucru prin intermediul piuliței (10), asigurată împotriva desfacerii prin șaiba de blocare (11). Articulația devine funcțională, prin asamblarea cozii femurale. Mișcarea în articulație presupune câte două contacte punctiforme de rostogolire a bilelor pe calea de rulare exterioară și interioară și este un contact cvasiliniar între bile și locașul lor din colivie. Autorii propun soluții constructive pentru proptirea directă a capului protezei în cavitatea coxala (fig. 17a) sau prin filetare în aceasta (fig 17b).

În versiunea autorilor, sfera centrală și bilele de rulare pot fi realizate din aliaje CoCrMo, oțel inoxidabil sau materiale ceramice, iar calota exterioară se poate fabrica din aliaje de titan sau CrMo. Colivia și inelele de fixare se pot confecționa din rășini biocompatibile (polietilenă de înaltă densitate sau polimetilmetacrilat). Materialele ceramice indicate de autori includ alumina, zirconiu, azotați de siliciu, carbura de siliciu și compuși SiAlON.

2. Modelarea și simularea procesului de injectare a cupei cotiloide folosind metoda elementului finit

2.1. Metoda elementului finit

Metoda elementului finit constă în discretizarea unei structuri într-o serie de elemente finite, unidimensionale, bidimensionale sau tridimensionale, determinarea stării de tensiuni în

fiecare element finit în funcție de deplasările nodurilor elementului respectiv, determinarea deplasărilor nodurilor rețelei de elemente finite în care s-a discretizat structura.

Pentru aplicarea metodei elementului finit se fac următoarele ipoteze: elementele sunt conectate numai în noduri; toate forțele de legatură dintre elemente și toate forțele exterioare sunt concentrate în noduri; deplasările și deformările în orice punct al unui element finit se exprimă în mod unic în funcție de deplasările nodurilor; eforturile unitare în interiorul unui element se exprimă prin intermediul deformațiilor în funcție de deplasările nodurilor.

2.2. Simularea procesului de injectare a cupei cotiloide folosind Moldflow

Modelarea și simularea injectării reperelor cu programul dedicat Moldflow Plastic Insight oferă posibilitatea analizei curgerii materialului plastic în cavitățile matriței și optimizarea constructivă a acesteia dar și a procesului de fabricație. De asemenea, se dă posibilitatea evaluării duratei unui ciclu, determinării mărimii forței de închidere a matriței, alegerii preliminare a tipului și parametrilor de lucru a mașinii de injectare.

Modelarea numerică a procesului de injectare presupune soluționarea unei probleme mecanice și a unei probleme termice. În cadrul programului Moldflow, pentru descrierea comportamentului frontului de topitură se folosește un model bazat pe teoria lichidelor newtoniene în sistem neizoterm, și anume modelul Hele-Shaw.

Comportarea în curgere a unui fluid newtonian depinde de vâscozitate. Vâscozitatea topiturilor de polimeri este influențată de temperatura, masa moleculară, presiunea și parametrii sollicitării, viteza de forfecare.

În cadrul programului Moldflow, pentru vâscozitate se folosește modelul Cross-WLF definit de relația [7]:

$$\eta = \frac{\eta_0}{1 + \left(\frac{\eta_0 \dot{\gamma}}{\tau^*} \right)^{1-n}} \quad (2.1)$$

unde

$$\eta_0 = D_1 \exp \left[\frac{-A_1 + (T - T^*)}{A_2 + (T - T^*)} \right] \quad (2.2)$$

în care: $T^* = D_2 + D_3 \cdot P$; η – vâscozitatea, (Pa·s); $\dot{\gamma}$ – rata vâscozității, (s^{-1}); T – temperatură, (K); P – presiunea, (Pa); A_1, A_2 – coeficienți termici; τ – tipul de relaxare a materialului; D_1, D_2, D_3, n – coeficienți specifici fiecărui material.

De asemenea, ecuația modificată Tait este folosită pentru a descrie caracteristicile PVT ale materialului (variația densității cu presiunea și temperatura, compresibilitatea și coeficientul de expansiune termică), așa încât să se poată face o simulare de mare acuratețe pentru curgerea topiturii de polimer în timpul fazei de închidere.

Ecuația modelului Tait are forma

$$V(P, T) = V(0, T) \left[1 - C \cdot \ln \left(1 + \frac{P}{B(T)} \right) \right] + V_t(P, T) \quad (2.3)$$

Dacă

$$T > T_t, V_0(T) = b_{1m} + b_{2m}(T - B_5) \quad (2.4)$$

atunci

$$B(T) = b_{3m} \exp(-b_{4m}T), V_t(P, T) = 0. \quad (2.5)$$

Dacă

$$T < T_t, V_0(T) = b_{1s} + b_{2s}(T - B_5) \quad (2.6)$$

atunci

$$B(T) = b_{3s} \exp(-b_{4s}T), V_t(P,T) = b_7 \exp(b_8T - b_9p) \quad (2.7)$$

in care T_t este temperatura de tranziție, $b_1 - b_9$ sunt coeficienții modelului PVT, și $C=0.08494$ constanta universală.

Se prezintă în continuare modelarea și simularea injectării unor cupe cotiloide într-o matriță cu două cuiburi.

Fiecare cupă a fost discretizată folosind 5158 elemente de tip “fusion” triunghiulare, respectiv 2581 noduri (fig. 2.1, 2.2). În Moldflow există trei modalități de discretizare: discretizare în planul median cu elemente triunghiulare, discretizare pe suprafața “fusion” cu elemente triunghiulare, și discretizare 3D.

Rezultatele simulării sunt prezentate în figurile 2.3 – 2.6.

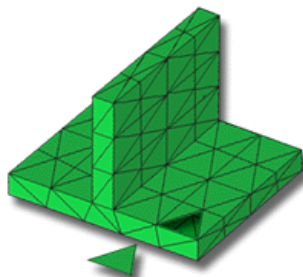


Fig. 2.1. Discretizare pe suprafață

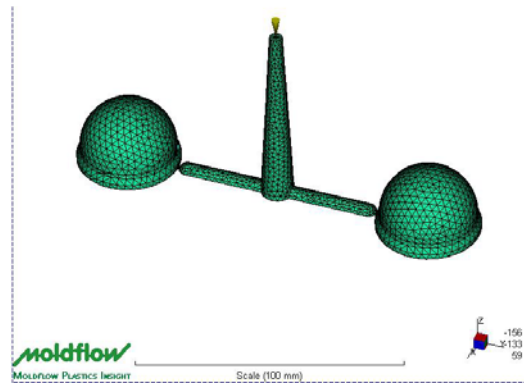


Fig. 2.2. Rețeaua de discretizare

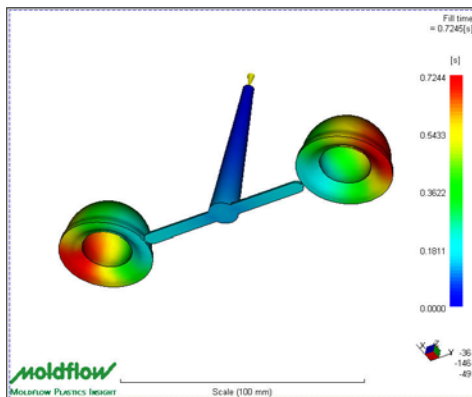


Fig. 2.3. Timpul de umplere

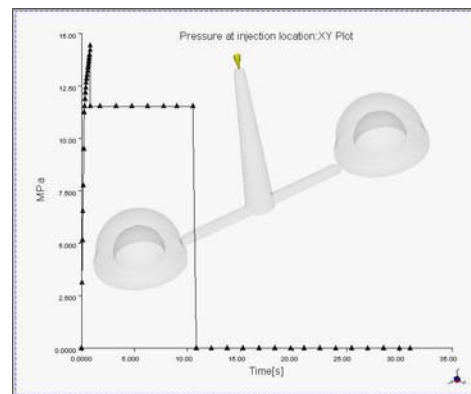


Fig. 2.4. Presiunea în punctul de injecție

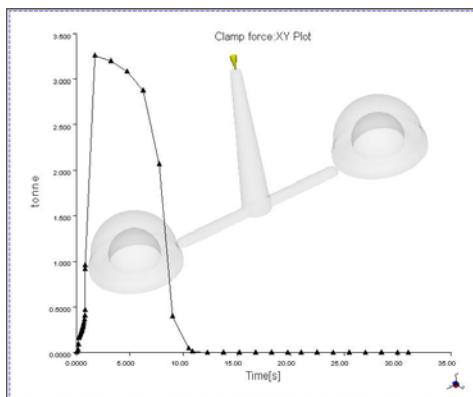


Fig. 2.5. Forța de închidere a matriței

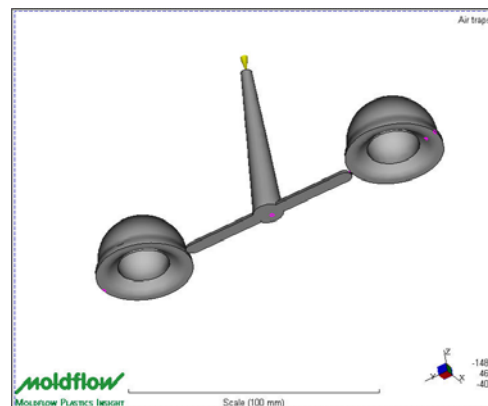


Fig. 2.6. Poziția golurilor de aer

Analizând simulările prezentate în figurile 2.8 și 2.9 se poate observa că temperatura topiturii de material este simetrică pentru ambele cuiburi iar presiunea în punctul de injecție are o variație care va conduce la umplerea completă a cuiburilor deci se poate concluziona că forma și dimensiunile canalelor de alimentare au fost bine alese și dimensionate după simulări repetate. Forța de închidere a matriței (fig. 2.5) poate fi asigurată de mașina de injecție ARBURG Golden Edition 320 achiziționată în cadrul proiectului aflat în derulare.



Fig. 2.7. Poziția liniilor de sudură

Golurile de aer (fig 2.6) sunt în număr foarte mic și ce este mai important este faptul că sunt poziționate într-o singură zonă unde poate fi practicat un cacal pentru dezaerare.

Liniile de sudare (fig. 2.7) sunt prezente doar în zona de intersecție a culeei cu canalele de alimentare nefiind pusă astfel în pericol rezistența mecanică a reperelor în timpul solicitărilor.

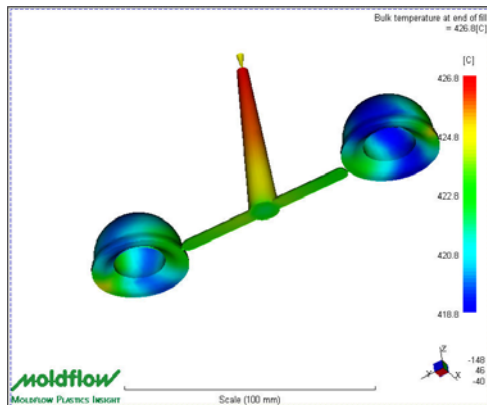


Fig. 2.8. Temperatura la sfârșitul umplerii

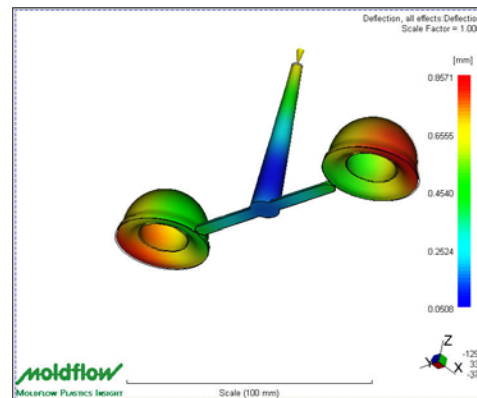


Fig. 2.9. Deformațiile totale

Tensiunile reziduale după cele două direcții principale de curgere au valori comparabile variind în limita admisă de 3.3%.

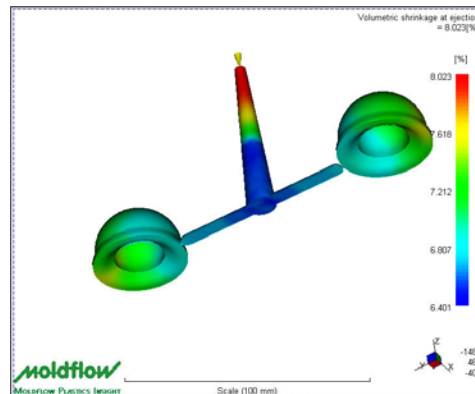


Fig. 2.10. Con tracția volumetrică la eliminarea reperelor din matriță

Contrația volumetrică și deformațiile cupelor cotiloide postinjecție (fig.2.10) sunt relativ mari ceea ce impune o dimensionare atentă a elementelor active ale cuiburilor.

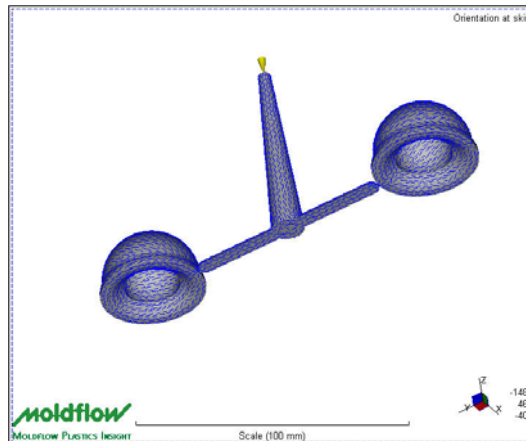


Fig. 2.11. Orientarea liniilor de curgere la suprafața piesei

Orientarea liniilor de curgere la suprafața și în interiorul cupei injectate s-a realizat în direcția de curgere, ceea ce confirmă calitatea bună a reperului supus analizei

Simularea numerică a procesului de injecție permite predicția cu mare acuratețe a parametrilor de proces. Pe baza rezultatelor obținute prin simularea numerică a procesului de injecție, se poate stabili valoarea optimă a parametrilor procesului de injecție. De asemenea, se pot stabili parametrii pentru proiectarea matritei.

3. Model virtual pentru studiul procesului de generare a microaschiilor din UHMWPE

3.1. Model matematic care reproduce procesul fizic de generare a microaschiilor din UHMWPE bazându-se pe fenomenul de desfacere a legăturilor inter și intramoleculare

Se prezintă un model teoretic al uzurii bazat pe lucrul mecanic de frecare efectiv pentru polietilena de înaltă densitate, în cazul alunecării multidirecționale lubrifiată. Modelul presupune apariția unei orientări moleculare preferențiale pe direcția principală de alunecare, și ruperea sau disocierea moleculelor orientate pe direcție perpendiculară asociată cu alunecarea secundară.

Un salt major în înțelegerea mecanismelor de uzură ale UHMWPE îl reprezintă descoperirea importanței mișcării multi-direcționale în procesul de generare a particulelor de uzură [11, 12]. Mișcarea liniară, fie unidirecțională fie alternativă, produce în UHMWPE o rată a uzurii extrem de mică, care este de obicei de 2-3 ori mai mică decât media ratei de uzură observată clinic [11, 12]. Pe de altă parte, ratele uzurii produse în simulatoare ale mișcării multidirecționale din articulația de șold s-au potrivit complet cu media ratelor uzurii determinate clinic [1-3]. Unii cercetători au sugerat că dependența de mișcare a uzurii UHMWPE este atribuită structurii moleculare unice a UHMWPE ale cărei molecule se orientează preferențial pe direcția de alunecare [11, 13].

În figura 3.1 se prezintă schematic contactul dintre suprafața netedă deformabilă a UHMWPE și o suprafață netedă rigidă sub acțiunea unei sarcini normale P . Mișcarea relativă dintre aceste două suprafețe este considerată în așa fel încât la orice moment dat vectorul vitezei v se rotește cu o viteză unghiulară ω în planul $x-y$. Notând cu θ unghiul dintre vectorul vitezei v și axa x la momentul t , cu α unghiul maxim al poziției superioare extreme a vectorului vitezei, și cu $-\alpha$ poziția inferioară extremă a vectorului vitezei, atunci vectorul vitezei

se rotește de la 0° la α și apoi își schimbă sensul spre $-\alpha$, schimbând apoi din nou sensul spre 0° pentru a completa un ciclu de mișcare.

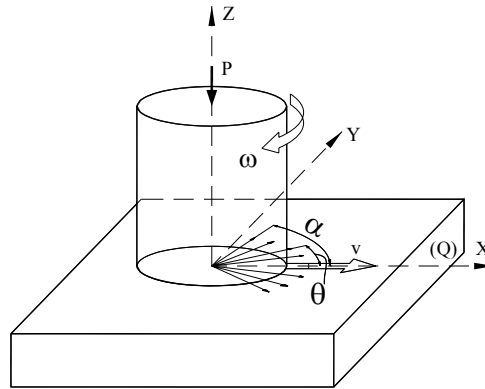


Fig. 3.1. Contactul dintre două suprafețe solide sub acțiunea unei sarcini normale P

Întrucât vectorul vitează își schimbă direcția în mod constant, forța tangențială Q își va schimba de asemenea direcția. Pentru simplificare, presupunând că sarcina normală este constantă, atunci lucrul de frecare total eliberat pe ciclu este dat de următoarea ecuație:

$$\Delta W = \int_0^t (Q \cdot v) \cdot dt = 4 \cdot \int_0^\alpha \left(\mu \cdot P \cdot v \cdot \frac{1}{\omega} \right) \cdot d\theta = \frac{4 \cdot \mu \cdot P \cdot v \cdot \alpha}{\omega} \quad (3.1)$$

unde μ este coeficientul de frecare; Q – sarcină tangențială (N); P – sarcină normală (N); ω – viteză unghiulară (rad/s); α – unghiul maxim de rupere transversală (rad); v – vectorul de viteză lineară (m/s).

Lucrul de frecare total eliberat în direcția y este dat de

$$\Delta W_y = \int_0^t (Q \cdot \sin \theta) \cdot (v \cdot \sin \theta) \cdot dt = 4 \cdot \int_0^\alpha \left(\mu \cdot P \cdot v \cdot \sin^2 \theta \right) \cdot \left(\frac{1}{\omega} \right) \cdot d\theta = \frac{2 \cdot \mu \cdot P \cdot v}{\omega} \cdot \left(\alpha - \frac{\sin 2\alpha}{2} \right) \quad (3.2)$$

Lucrul de frecare total eliberat în direcția x este

$$\Delta W_x = \Delta W - \Delta W_y = \frac{2 \cdot \mu \cdot P \cdot v}{\omega} \cdot \left(\alpha + \frac{\sin 2\alpha}{2} \right) \quad (3.3)$$

unde ΔW – lucru de frecare total pe ciclu (Nm); ΔW_x – lucru de frecare total în direcția principală de alunecare pe ciclu (Nm); ΔW_y – lucru de frecare total în direcția secundară de alunecare pe ciclu (Nm); μ – coeficient de frecare

Se considera interacțiunea dintre un vector tensiune q și o fibrilă de UHMWPE orientată de lungime l și diametru d (Fig. 3.2); pentru ca fibrila să devină o particulă de uzura ea trebuie se separată de vecinii ei prin rupere la tracțiune în planul x - z , și prin rupere de forfecare în planul x - y .

Energia sau lucrul necesar pentru a separa această fibrilă de fibrilele învecinate este dată de

$$\delta w = 2 \cdot (dl \cdot X_c \cdot \gamma_c) \quad (3.4)$$

unde X_c este densitatea de legături C-C (numărul de legături pe unitatea de suprafață) și γ_c este energia de legătură a C-C.

Astfel, lucrul necesar pentru a se produce o unitate de volum de particule de uzura este dat de

$$\frac{\delta w}{\delta V} = \frac{2 \cdot dl \cdot X_c \cdot \gamma_c}{ld^2} = \frac{2 \cdot X_c \cdot \gamma_c}{d} \quad (3.5)$$

unde volumul fibrilului $\delta V = ld^2$, X_c – densitatea legăturilor transversale; γ_c – energia de legătură C-C (Joule) q – forța tangențială aplicată unei fibrile (N); l – lungimea fibrilei (mm); d – media lățimii în secțiune transversală a fibrilelor UHMWPE (mm).

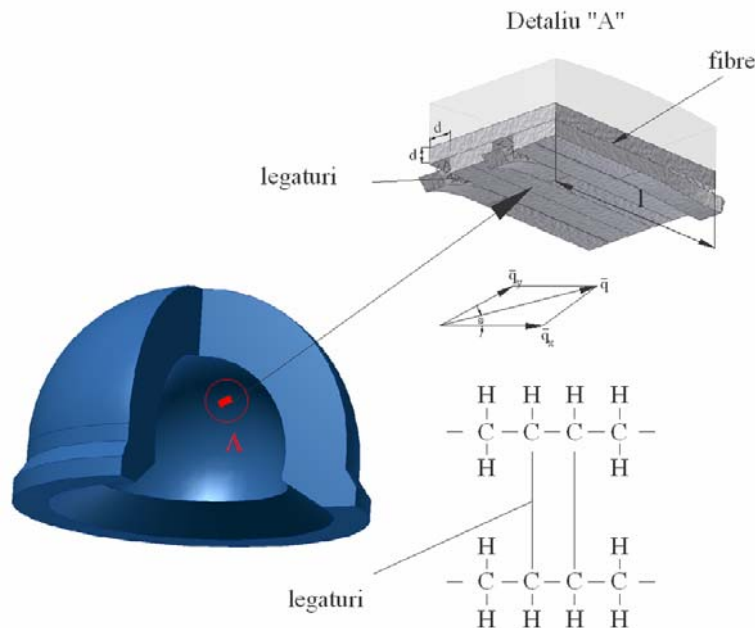


Fig. 3.2. Model pentru ruperea inter-fibrilare a unei suprafețe orientate din UHMWPE

Să presupunem că ΔW_x contribuie la alungirea fibrilelor, în timp ce ΔW_y contribuie la ruperea fibrilelor. Deoarece alungirea moleculară duce la întărire, ruperea în direcția alungirii este puțin probabilă. Prin urmare, ΔW_x poate fi considerată “ineficientă” în ceea ce privește uzura. În direcția transversală, pe de altă parte, rezistența la rupere scade pe măsură ce moleculele se alungesc. De aceea ΔW_y poate fi considerată “eficientă” în producerea uzurii.

Volumul total al reziduurilor de uzură produse pe ciclu de mișcare este dat ca “lucrul efectiv” împărțit la lucrul specific necesar pentru producerea unei unități volumice de reziduu, adică

$$\begin{aligned} \Delta V &= k' \cdot \frac{\Delta W_y}{(\delta w)/(\delta V)} = k' \cdot \frac{2 \cdot \mu \cdot P \cdot v \cdot d}{\omega \cdot X_c \cdot \gamma_c} \cdot \left(\alpha - \frac{\sin 2\alpha}{2} \right) \\ &= k' \cdot \frac{2 \cdot \mu \cdot P \cdot v \cdot d}{X_c \cdot \gamma_c} \cdot \left(\frac{\alpha}{\omega} \right) \cdot \left(1 - \frac{\sin 2\alpha}{2 \cdot \alpha} \right) \end{aligned} \quad (3.6)$$

unde: k' este o constantă de proportionalitate; ΔV – pierderea în volum pe ciclu (mm^3/ciclu); k - factorul de uzură (mm^3/Nm); L –distanța de alunecare pe ciclu (m)

Întrucât $t = 4\alpha/\omega$, unde t este timpul necesar pentru completarea unui ciclu de mișcare, atunci ecuația (3.6) poate fi rescrisă ca

$$\Delta V = k' \cdot \frac{\mu \cdot P \cdot d \cdot (v \cdot t)}{2 \cdot X_c \cdot \gamma_c} \times \left(1 - \frac{\sin 2\alpha}{2 \cdot \alpha} \right) \quad (3.7)$$

Întrucât media distanței liniare de alunecare efectuată pe fiecare ciclu de mișcare $L = v \cdot t$, atunci ecuația (3.7) devine

$$\Delta V = k' \cdot \frac{\mu \cdot P \cdot dL}{2 \cdot X_c \cdot \gamma_c} \cdot \left(1 - \frac{\sin 2\alpha}{2\alpha} \right) \quad (3.8)$$

Factorul k de uzură este definit ca pierderea de volum pe unitate de distanță de alunecare pe unitate de sarcină, adică $k = \Delta V / (PL)$, și poate fi exprimat printr-o relație de forma

$$k = k' \cdot \frac{\mu \cdot d}{2 \cdot X_c \cdot \gamma_c} \cdot \left(1 - \frac{\sin 2\alpha}{2 \cdot \alpha}\right) \quad (3.9)$$

Ecuția (3.9) reprezintă rata uzurii pe unitatea de distanță de alunecare pe unitatea de sarcină ca o funcție de proprietățile materialului ($X_c \gamma_c$), condițiile de lubrifiere μ , gradul de mișcare perpendiculară $(1 - \sin 2\alpha / 2\alpha)$ și de grosimea secțiunii transversale a fibrilelor d .

Pentru unghiul maxim al “ruperii transversale”, $\alpha = \pi/2 = 90^\circ$, factorul de uzură k atinge valoarea maximă

$$k_{\max} = k_{\pi/2} = k' \cdot \frac{\mu \cdot d}{2 \cdot X_c \cdot \gamma_c} \quad (3.10)$$

Astfel, ecuația (9) poate fi rescrisă în forma

$$k_\alpha = k_{\pi/2} \cdot \left(1 - \frac{\sin 2\alpha}{2 \cdot \alpha}\right) \quad (3.11)$$

În concluzie, conform celor prezentate, se poate spune că acest model permite exprimarea factorului de uzură k în funcție de coeficientul de frecare μ , densitatea legăturilor transversale X_c , și maximul unghiului de rupere transversală α prin următoarea relație:

$$k = k' \cdot \frac{d(\mu - \mu_0)}{2 \cdot \gamma_c} \times \left(\frac{1}{X_c} - \frac{1}{X_0}\right) \times \left(1 - \frac{\sin 2\alpha}{2 \cdot \alpha}\right) \quad (3.11.2)$$

unde k' este constantă, d este diametrul fibrililor, m_0 este coeficientul critic de frecare pentru inițierea ruperii suprafeței, iar X_0 este densitatea critică a legăturilor transversale pentru blocarea rupturii suprafeței.

3.2. Modelarea și simularea numerică a microfisurilor folosind metoda elementului finit continuu/discontinuu și elemente coezive. Metoda Galerkin discontinua

Metoda Galerkin discontinuă reprezintă o clasă specială a metodelor elementului finit care folosește funcții complet discontinue pentru reprezentarea funcțiilor de forma și a funcțiilor test. Această metodă este foarte eficientă atunci când se aplică pentru rezolvarea sistemelor de ecuații diferențiale parabolice sau hiperbolice care modelează fenomenele fizice cu discontinuități [13, 14, 15]. Metoda dG a fost propusă pentru prima dată în 1973 de către Reed și Hill pentru probleme de transport (neutron transport problems), fiind utilizată în exclusivitate pentru problemele de difuzie și fluide.

Fie Ω o mulțime deschisă, conexă și mărginită, a cărei frontieră $\Gamma = \partial\Omega$ este netedă pe porțiuni. Frontiera Γ este juxtapunerea a două curbe Γ_D porțiunea frontierei $\partial\Omega$ pe care se definesc condițiile de margine esențiale și Γ_N porțiunea frontierei $\partial\Omega$ pe care se definesc condițiile de tip Neumann (neesențiale).

Ecuțiile diferențiale ce guvernează o problemă și condițiile de margine pot fi puse sub o formă restrânsă, și anume

$$-\nabla \cdot \sigma = b \text{ în } \Omega \quad (3.12)$$

$$u = g_D \text{ pe } \Gamma_D, \quad \sigma \cdot \mathbf{n} = g_N \text{ pe } \Gamma_N \quad (3.13)$$

în care g_D și g_N reprezintă vectorul deplasărilor prescrise (condiții de margine esențiale) și respective vectorul tensiunilor prescrise (condiții de margine neesențiale); b - vectorul componentelor forțelor masice; u - vectorul deplasărilor; n - normala la conturul Γ .

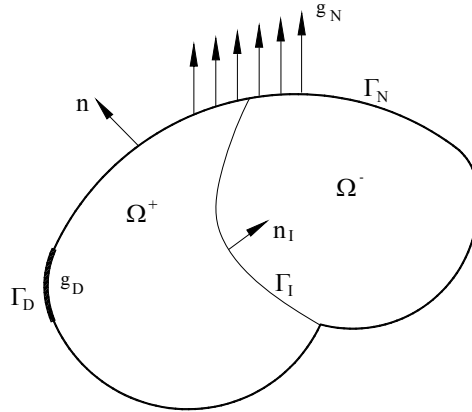


Fig. 3.3. Domeniul de definiție

Se definește mulțimea tuturor muchiilor e

$$\varepsilon = \varepsilon_I \cup \varepsilon_D \cup \varepsilon_N \quad (3.14)$$

în care:

ε_I reprezintă mulțimea tuturor muchiilor interioare lui Ω_h , Se consideră conturul Γ_I ca fiind format din toate contururile interioare (muchii elementelor finite) care sunt situate în interiorul domeniului $\Omega_h = \{T\}$.

$$\varepsilon_I = \{b \subset \partial T \setminus \partial \Omega : T \in \mathfrak{T}_h\}, \quad (3.15)$$

ε_D mulțimea muchiilor situate pe frontiera Γ_D ,

$$\varepsilon_D = \{b \subset \partial T \cap \Gamma_D : T \in \mathfrak{T}_h\}, \quad (3.16)$$

ε_N mulțimea muchiilor situate pe frontiera Γ_N ,

$$\varepsilon_N = \{b \subset \partial T \cap \Gamma_N : T \in \mathfrak{T}_h\}. \quad (3.17)$$

Fiecare muchie b aparține la doua elemente T^+ respectiv T^- . Pentru fiecare muchie se consideră normala \mathbf{n} , ca fiind orientată spre T^- . Indicele (+) definește cantitățile calculate în elementul T^+ , în timp ce indicele (-) se referă la cantitățile calculate în elementul (-).

Se definește operatorul “salt” [],

$$[u] = \begin{cases} u^+ & b \in \varepsilon_D \cup \varepsilon_N \\ u^+ - u^- & b \in \varepsilon_I \end{cases} \quad (3.18)$$

în care

$$a^\pm = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} a(x \mp \varepsilon \mathbf{n}) \quad (3.19)$$

iar \mathbf{n} este normala exterioră la e pentru $b \in \varepsilon_D \cup \varepsilon_N$.

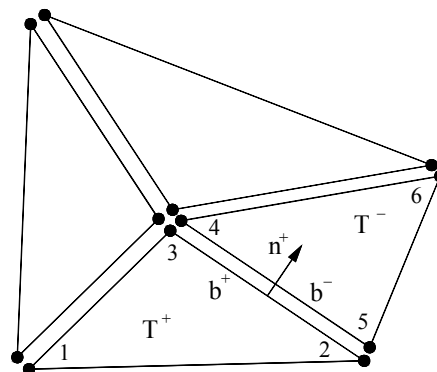


Fig. 3.4. Elemente discontinue

Se definește operatorul medie $\langle \cdot \rangle$,

$$\langle u \rangle = \begin{cases} u^+ & b \in \varepsilon_D \cup \varepsilon_N \\ \frac{1}{2}(u^+ + u^-) & b \in \varepsilon_I \end{cases} \quad (3.20)$$

Pentru $b \in \varepsilon_I$, media vectorului $\boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{n}$ este

$$\langle \boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{n} \rangle = \frac{1}{2}(\boldsymbol{\sigma}^+ + \boldsymbol{\sigma}^-) \cdot \mathbf{n} \quad (3.21)$$

cu $\boldsymbol{\sigma}^\pm = \boldsymbol{\sigma}|_{e^\pm}$ și vectorul \mathbf{n} definit unic pe muchia b .

Expresia generală a formei slabe poate fi formulată astfel: Gasește $u \in U = H^1(\Omega_h)$ astfel încât pentru toate elementele $T \in \mathfrak{T}_h$ să avem [16, 14]

$$B(v, u) = L(v), \quad \forall v \in V \quad (3.22)$$

în care $B(v, u)$ este o formă biliniară

$$\begin{aligned} B(v, u) = & \int_{\Omega} \nabla v_h : \boldsymbol{\sigma}(u) \, d\Omega - \int_{\Gamma_I} [v] \langle \boldsymbol{\sigma}(u) \cdot \mathbf{n} \rangle \, d\Gamma + \alpha \int_{\Gamma_I} \langle \boldsymbol{\sigma}(v) \cdot \mathbf{n} \rangle [u] \, d\Gamma - \\ & - \int_{\Gamma_D} v \boldsymbol{\sigma}(u) \cdot \mathbf{n} \, d\Gamma + \alpha \int_{\Gamma_D} \boldsymbol{\sigma}(v) \cdot \mathbf{n} u \, d\Gamma \end{aligned} \quad (3.23)$$

și $L(u)$ este o formă liniară definită de relația

$$L(v) = \int_{\Omega} v b \, d\Omega + \int_{\Gamma_N} v g_N \, d\Gamma + \alpha \int_{\Gamma_D} \boldsymbol{\sigma}(v) \cdot \mathbf{n} g_D \, d\Gamma \quad (3.24)$$

În ecuațiile de mai sus $\alpha \in R$ reprezintă un parametru care definește diferitele tipuri de metode. Dacă $\alpha = -1$, ecuația (3.22) definește metoda dG simetrică [16]; dacă $\alpha = 1$ ecuația (3.22) conduce la metoda dG nesimetrică [14].

Forma stabilizată a ecuației (3.22) poate fi formulată astfel: Gasește $u \in U = H^1(\Omega_h)$ astfel încât pentru toate elementele $T \in \mathfrak{T}_h$ să avem

$$B^s(v, u) = L^s(v), \quad \forall v \in V \quad (3.25)$$

în care

$$B^s(w, u) = B(w, u) + \int_{\Gamma_I} \tau_I [v] [u] \, d\Gamma + \int_{\Gamma_D} \tau_D w u \, d\Gamma \quad (3.26)$$

și

$$L^s(v) = L(v) + \int_{\Gamma_D} \tau_D v g_D \, d\Gamma \quad (3.27)$$

În ecuația (3.25) s-a introdus un termen de stabilizare, pentru muchiile interioare [21], τ_I reprezentând parametrul de stabilizare pentru muchiile interioare. Deoarece condițiile de contur Dirichlet sunt impuse în forma slabă, în ecuațiile (3.26) și (3.27) s-au adăugat termeni de stabilizare, τ_D fiind parametrul de stabilizare pentru muchiile de tip Dirichlet.

3.3. Model coeziv bilinear

Modelul coeziv bilinear [17, 18] este prezentat schematizat în Fig. 4. Pentru a formula legea coezivă, se definește deplasarea efectivă de deschidere δ

$$\delta = \sqrt{\delta_n^2 + \beta^2 \delta_t^2} \quad (3.28)$$

în care δ_n și δ_t reprezintă deplasările de deschidere în direcție normală respectiv tangențială (Fig. 5), iar β este un parametru care reglează raportul dintre deplasarea normală și tangențială ($0 \leq \beta \leq 1$). Forma scalară a relației tensiune-deplasare poate fi experimentată astfel

$$T = \begin{cases} \frac{f_t}{\delta_0} \delta & \delta \leq \delta_0 \\ f_t \frac{\delta - \delta_c}{\delta_0 - \delta_c} & \delta_0 < \delta < \delta_c \\ 0 & \delta \geq \delta_c \end{cases} \quad (3.29)$$

Se presupune că tensiunea la interfață crește liniar către valoarea maximă f_t ce corespunde unei deschideri δ_0 . Pentru orice deschidere mai mare decât δ_0 tensiunea descrește și este egală cu zero pentru δ_c . În cadrul acestui model orice descărcare are loc ireversibil.

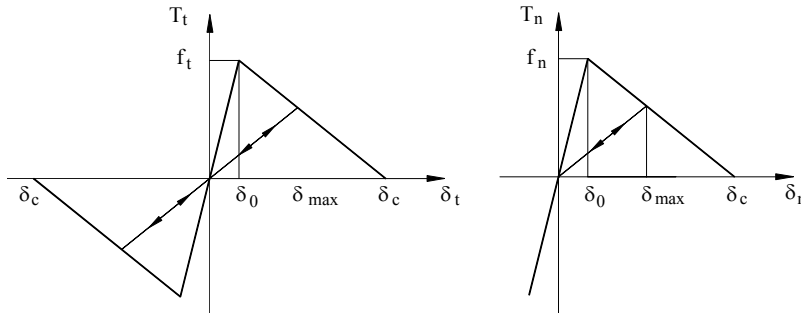


Fig. 3.5. Model bilinear

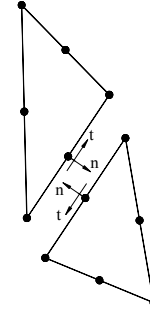


Fig. 3.6. Forțe pe interfață

Descărcarea urmărește aceeași pantă pentru zona $0 \leq \delta \leq \delta_0$ “hardening” și apoi continuă în lungul pantei “softening”. În zona $\delta_0 \leq \delta < \delta_c$, descărcarea se realizează după o traiectorie liniară care diferă de traiectoria inițială, din poziția curentă către origine. Relația tensiune-deplasare are forma

$$T = \frac{f_t}{\delta_{\max}} \frac{\delta_{\max} - \delta_c}{\delta_0 - \delta_c} \text{ pentru } \delta_0 < \delta_{\max} < \delta_c \text{ și } \delta < \delta_{\max} \quad (3.30)$$

Inițierea unei fisuri coezive are loc atunci când tensiunea principală maximă în punctele de integrare depășește tensiunea coezivă f_t , iar separarea completă are loc atunci când $\delta \geq \delta_c$.

3.4. Model constitutiv pentru modelarea comportamentului polietilenei de înaltă densitate (UHMW-PE)

Pentru predicția deformațiilor mari în cazul UHMWPE se poate folosi un model hibrid (HM) format prin cuplarea în serie a unui model elastic Hooke (E) cu un model viscoplastic obținut prin cuplarea în paralel a unui Zener $Z=H||M$ cu un modelul Newton (P) (dash-pot). Modelul Zener se obține prin cuplarea în paralel a unui model elastic Hooke (A) cu un model Maxwell (B).

Gradientul deformației se descompune într-o componentă elastică și o componentă viscoplastică, și anume [19]

$$\mathbf{F} = \mathbf{F}^e \mathbf{F}^p \quad (3.31)$$

Tensiunea Cauchy pentru o stare de deformare este dată de relația

$$\mathbf{T} = \frac{1}{J^e} (2\mu \mathbf{E}^e + \lambda \text{tr}[\mathbf{E}^e] \mathbf{1}) \quad (3.32)$$

în care: $\mathbf{E}^e = \ln[\mathbf{V}^e]$ - tensorul deformațiilor logaritmice, cu \mathbf{V}^e - tensorul alungire la stangă care se poate obține prin descompunerea polară a tensorului gradientului deformației \mathbf{F}^e ;

$J^e = \det[\mathbf{F}^e]$ - variația relativă a volumului; $\mu = E/(2(1+\nu))$, $\lambda = E\nu/((1+\nu)(1-2\nu))$ - constantele lui Lamé.

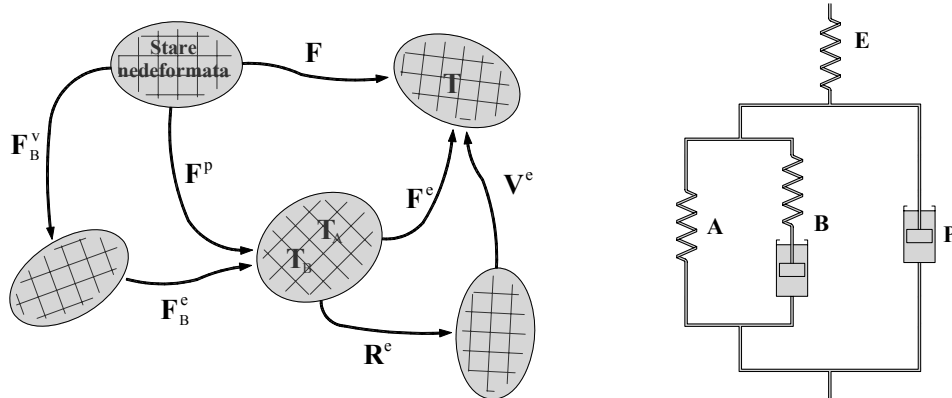


Fig. 3.7. Reprezentarea modelului hibrid pentru UHMWPE

Algoritm pentru modelul HM prezentat in figura 3.7

1 Variabilele la momentul de timp t :

$$\mathbf{F}(t), \mathbf{F}^p(t), \mathbf{F}_B^v(t), s_B(t)$$

2 Deformațiile aplicate la momentul $t+\Delta t$

$$\mathbf{F}(t + \Delta t)$$

3 Pentru orice \hat{t} între t și $t+\Delta t$:

$$\mathbf{F}(\hat{t}) = \mathbf{F}(t) + \frac{\hat{t} - t}{\Delta t} [\mathbf{F}(t + \Delta t) - \mathbf{F}(t)]$$

4 Toate variabilele de stare sunt colectate in vectorul ξ :

$$\xi \equiv [\mathbf{F}^p; \mathbf{F}^v; s_B] = [\mathbf{F}_{ij}^p; \mathbf{F}_{kl}^v; s_B], \quad i, j = 1, 2, 3; \quad k, l = 1, 2, 3$$

5 Variabilele de stare:

$$\dot{\mathbf{F}}^p = \mathbf{L}^p \mathbf{F}^{p-1} = \dot{\gamma}_0 \cdot \left(\frac{\tau_p}{\tau_p^{base} \cdot [1 + p_p / \hat{p}]} \right)^{mp} \left[\mathbf{R}^{eT} \frac{\text{dev}[\mathbf{T}_p]}{\tau_c} \mathbf{R}^e \right] \mathbf{F}^{p-1} \quad \text{a}$$

$$\dot{\mathbf{F}}_B^v = \mathbf{L}^v \mathbf{F}_B^{v-1} = \dot{\gamma}_0 \cdot \left(\frac{\tau_B}{\tau_B^{base} \cdot [1 + p_B / \hat{p}]} \right)^{mp} \left[\mathbf{F}_B^{e-1} \frac{\text{dev}[\mathbf{T}_B]}{\tau_c} \mathbf{F}_B^e \right] \mathbf{F}_B^{v-1} \quad \text{b}$$

$$\dot{s}_B = -\alpha_B \cdot (s_B - s_{Bf}) \cdot \dot{\gamma}_0 \cdot \left[\frac{\tau_p}{\tau_p^{base} (1 + p_p / \hat{p})} \right]^{m_p} \quad \text{c}$$

Aceste ecuații se pot scrie in forma vectoriala

$$\dot{\xi}_i = f(\xi_1, \xi_2, \dots, \xi_N, t), \quad N = 19 \text{ - numarul variabilelor modelului} \quad \text{d}$$

6 Ecuațiile diferentiale (e) se pot rezolva folosind metode standard. Pentru metode explicite, in care incrementul de timp este intodeauna mic, ecuațiile pot fi rezolvate folosind metoda Euler forward:

$$\xi_i(t + \Delta t) = \xi_i(t) + \Delta t \cdot \dot{\xi}_i(t) \quad \text{e}$$

4. Proiectarea, optimizarea și realizarea matriței pentru injectarea reperului „cupă cotiloidă” folosind sisteme Cad-Cam-Fem

Cupa cotiloidă (fig. 1.8) va fi injectată dintr-un polimer de înaltă performanță, biocompatibil, din familia PEEK, figura 4.1.

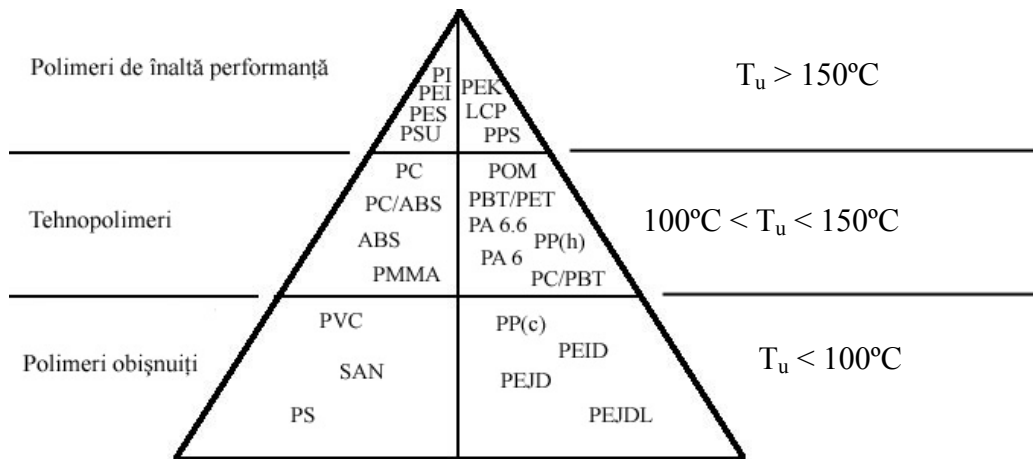


Fig. 4.1. Clasificarea materialelor termoplastice

Notă: T_u - temperatura maximă de utilizare; c - copolimer; h - homopolimer.

4.1. Date despre material

Condiții recomandate de injectare: Temperatura suprafeței matriței - $205 [^\circ\text{C}]$; Temperatura materialului topit - $420 [^\circ\text{C}]$.

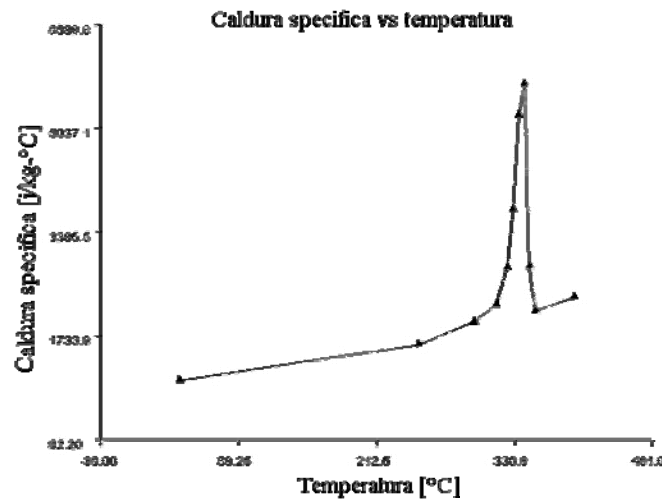


Fig. 4.2. Variația căldurii cu temperatura pentru PEEK OPTIMA LT3

Intervalul temperaturilor recomandate matriței: Min - $160 [^\circ\text{C}]$; Max - $250 [^\circ\text{C}]$.

Intervalul temperaturilor recomandate materialului topit: Min $350 [^\circ\text{C}]$; Max $450 [^\circ\text{C}]$.

Temperatura maximă absolută a materialului topit - $490 [^\circ\text{C}]$.

Temperatura piesei la eliminarea din matriță - $299 [^\circ\text{C}]$.

Tensiunea maximă de forfecare - $0.5 [\text{MPa}]$.

Viteza maximă de forfecare - $10000 [1/\text{s}]$.

Proprietăți mecanice: Modul de elasticitate (E) - $3500 [\text{MPa}]$; Coeficientul Poissons - 0.4 ; Modulul de forfecare - $1300 [\text{MPa}]$.

4.2. Alegerea mașinii de injectare

La alegerea mașinii de injectare, în prima fază, se are în vedere ca volumul maxim de injectare al mașinii să fie de cel puțin (10÷15) ori mai mare decât volumul reperului care se dorește a fi obținut (V). Dacă, parcurgând etapele următoare de proiectare, calculele efectuate conduc la valori neacoperitoare pentru caracteristici ca de exemplu: forța de închidere, presiunea de injectare, dimensiunile maxime și minime ale matrițelor care se pot monta pe platourile de prindere ale mașinii etc., se alege o altă mașină de injectare, cu caracteristici superioare.

Pentru exemplul analizat

$$V_{\min} > 13 \cdot V [cm^3], \text{ sau după înlocuire } V_{\min} > 13 \cdot 23,19, \text{ adică } V_{\min} > 301,47 cm^3.$$

Se alege mașina de injectat Arburg 320C care are caracteristicile tehnice :

- diametrul melc-piston standard – 50mm;
- volumul maxim de injectare – 430 cm³;
- presiunea de injectare maximă – 175,5MPa;
- Forța de închidere – 1300kN;
- Viteza de injectare – 40mm/s;
- Capacitatea de plastifiere – 80kg/h;
- Dimensiunile de gabarit ale platourilor de prindere – 600/600mm ;
- Distanța dintre platourile de prindere, max/min – 360/140mm ;
- Diametrul inelului de centrare al platoului fix/mobil – 140/140mm ;
- Cursa platoului de prindere mobil – 350mm ;
- Dimensiunea maximă a matriței (orizontal/vertical) – 360/360mm ;
- Puterea instalată -37kW.

Pentru centrarea și ghidarea plăcilor matriței de injectat se folosesc știfturi cilindrice și coloane de ghidare. Soluția constructivă aleasă este prezentată în figura 4.4.

4.3. Schița matriței. Descriere și funcționare

În figura 4.4 este prezentată matrița de injectat reperul „cupă cotiloidă”, care cuprinde majoritatea elementelor componente întâlnite la construcția matrițelor de injectat. Este o matriță complexă, cu 6 cuiburi, cu sistem de injectare cu canale de distribuție și cu sistem de răcire.

Matrița are două plane de separație, (I-I) și (II-II). După injectare, matrița se deschide în planul de separație (I-I). În timpul acestei faze, datorită contracției pe miezul (6), produsul este extras din locașul de formare (2).

Concomitent, elementul de reținere (18) extrage culeea din duza (24). Desprinderea produsului de pe miezul (6) are loc în timpul deschiderii matriței în planului de separație (II-II) și este efectuată de placa extractoare (5), în urma tamponării tijei centrale (14) în opritorul mașinei de injectat.

Legătura între tija centrală (14) și placa extractoare (5) se face prin intermediul plăcilor (10) și (11) și a tijelor intermediare (15). Miezul (6) este fixat între plăcile (19) și (7). Deschiderea matriței în planul de separație (II-II) poate fi reglată prin modificarea poziției șurubului tampon de la opritorul mașinei de injectat.

Bibliografie

- [1] Botez, P., 2003, *Artroplastia protetică de șold* - Iași: Editura Bit, p.261
 [2] Antonescu, D., Buga, M., Constantinescu, I., Iliescu, N., 1986, *Metode de calcul și tehnici experimentale de analiza tensiunilor în biomecanică*. Editura Tehnică, București.

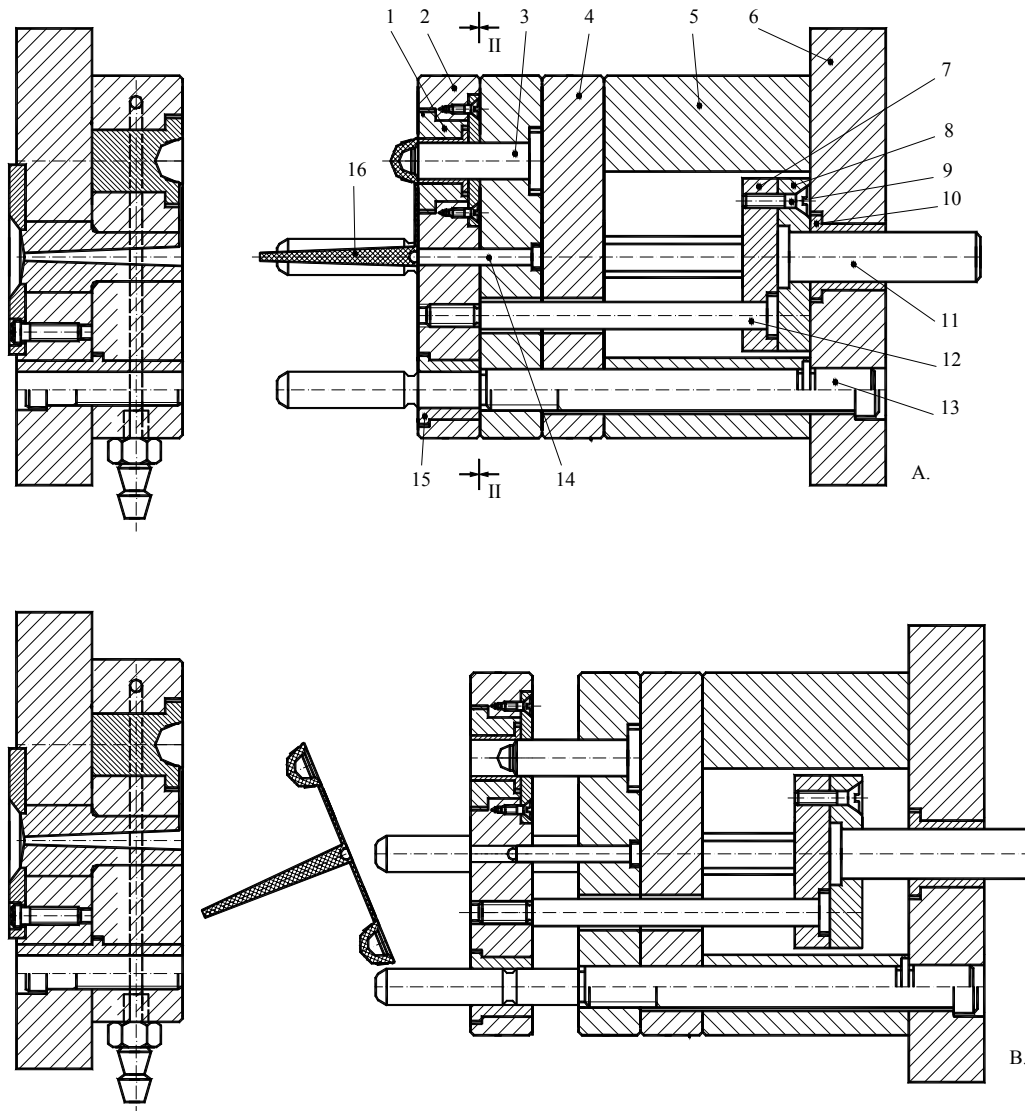


Fig. 4.3. Sistem de aruncare cu placă dezbrăcătoare:

- a, b - poziții de aruncare; 1 - bușă de ghidare 2 - placă dezbrăcătoare; 3 - poanson;
 4 - placă intermediară; 5 - placă; 6 - placă mobilă; 7 - placă fixare tije eliminatoare;
 8 - placă fixare tijă aruncătoare; 9 - șurub; 10 - bușă; 11 - tijă aruncătoare; 12 - tijă intermediară; 13 -
 coloană de ghidare; 14 - element de reținere; 15 - bușă de ghidare; 16 - piese.

- [3] Căpitanu, L. 2004, *Durabilitatea Endoprotezelor Ortopedice*, Editura Bren, București.
 [4] Kempf, J., ș.a., 1976, *L'eclouage selon Ender. Etude Biomécanique et résultats à propos de 120 cas*. Rev. chir. orthop., 62,6.
 [5] Bray, T.,J., 1997, *Femoral neck fracture fixation: clinical decision making*. Clin. Orthop. - Vol.339. p.20.
 [6] Saikko, V., Ahlroos, T. 1999, *Type of motion and lubricant in wear simulation of polyethylene acetabular cup*, Proc. Instn. Mech. Engrs. Part H: J. Eng. Med. 213, p. 301-310.
 [7] Turng, L., S., Peic, M., 2002, *Computer aided process and design optimization for injection moulding*. J. Eng. Manuf. 216, pp. 1523-1532.
 [8] Beaumont, J. P., Nagel, R. and Sherman, R., 2002 - *Successful Injection Molding, Process, Design, and Simulation*, Hanser.
 [9] Abbott, R., Combs, R., Kazmer, D., Magnant, G., Winebaum, S., 2003, *Elimination of Process Constraints in Plastics Injection Molding*. International Polymer Processing, 13(3): p. 249-255.
 [10] Injection Molding Industries, 2003, Orion, MI, USA.

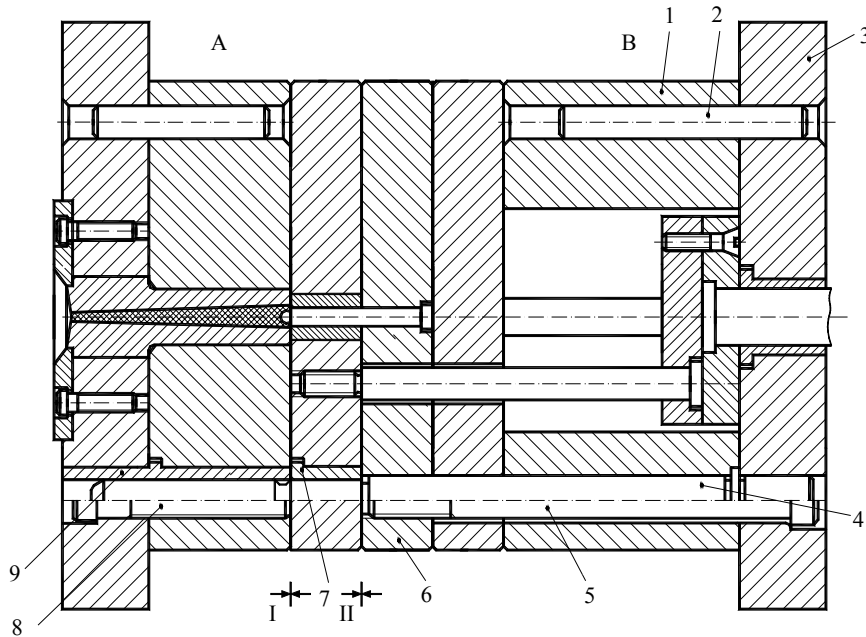


Fig. 4.4. Soluție constructivă de centrare:

1 - știft de centrare; 2 - bucă de ghidare; 3 - placă de formare; 4 - placă de formare;
5 - coloană de ghidare; 6 - șurub de prindere; A - partea fixă a matriței; B - partea mobilă a matriței.

- [11] A. Wang, C. Stark, J.H. Dumbleton, Mechanistic and morphological origins of ultra-high molecular weight polyethylene wear debris in total joint replacement prostheses, Proc. Instn. Mech. Engrs. Part H: J. Eng. Med. 210 (1996) 141-155.
- [12] A. Wang, A. Essner, V.K. Polineni, C. Stark, J.H. Dumbleton, Lubrication and wear of ultra-high molecular weight polyethylene in total joint replacements, Tribol. Int. 31 (1-3) (1998) 17-33.
- [13] G. Engel, et all. (2002) Continuous/discontinuous finite element approximations of fourth-order elliptical problems in structural and continuum mechanics with applications to thin beams and plates, and strain gradient elasticity, Comput. Methods Appl. Mech. Eng., vol. 19, pp. 3669-3759.
- [14] B Cockburn, GE Karniadakis, and Shu, C-W. (2000) Discontinuous Galerkin Method Theory, Computation and Applications, Lecture Notes in Computational science and Engineering, Springer-Verlag.
- [15] OC Zienkiewicz, et all. (2003) On discontinuous Galerkin methods, International Journal for Numerical Methods in Engineering, vol. 58, pp.1119-1148.
- [16] Baumann, C.E., Oden, T.J. (1999) A discontinuous hp finite element method for convection-diffusion problems, Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, vol. 175, pp. 311-341.
- [17] A Needleman, (1990) An analysis of decohesion along an imperfect interface, Int. J. Fract., vol. 42, pp. 21-40.
- [18] M Ortiz., A Pandolfi, (1999) Finite-deformation irreversible cohesive elements for three-dimensional crack-propagation analysis, Int. J. Numer. Meth. Eng., vol. 44 (9), 1267-1282.
- [19] J.S. Bergtöm, A.E. Bowden, C.M. Rimnac, S.M. Kurtz, Development and Implementation of an Advanced User Material Model for UHMWPE, 9th International LS-DYNA Users Conference.
- [20] J.S. Bergstrom, M.C. Boyce, „Constitutive modeling of the time-dependent and cyclic loading of elastomers and application to soft biological tissues”, Vol. 33, pp 523-530, 2001.

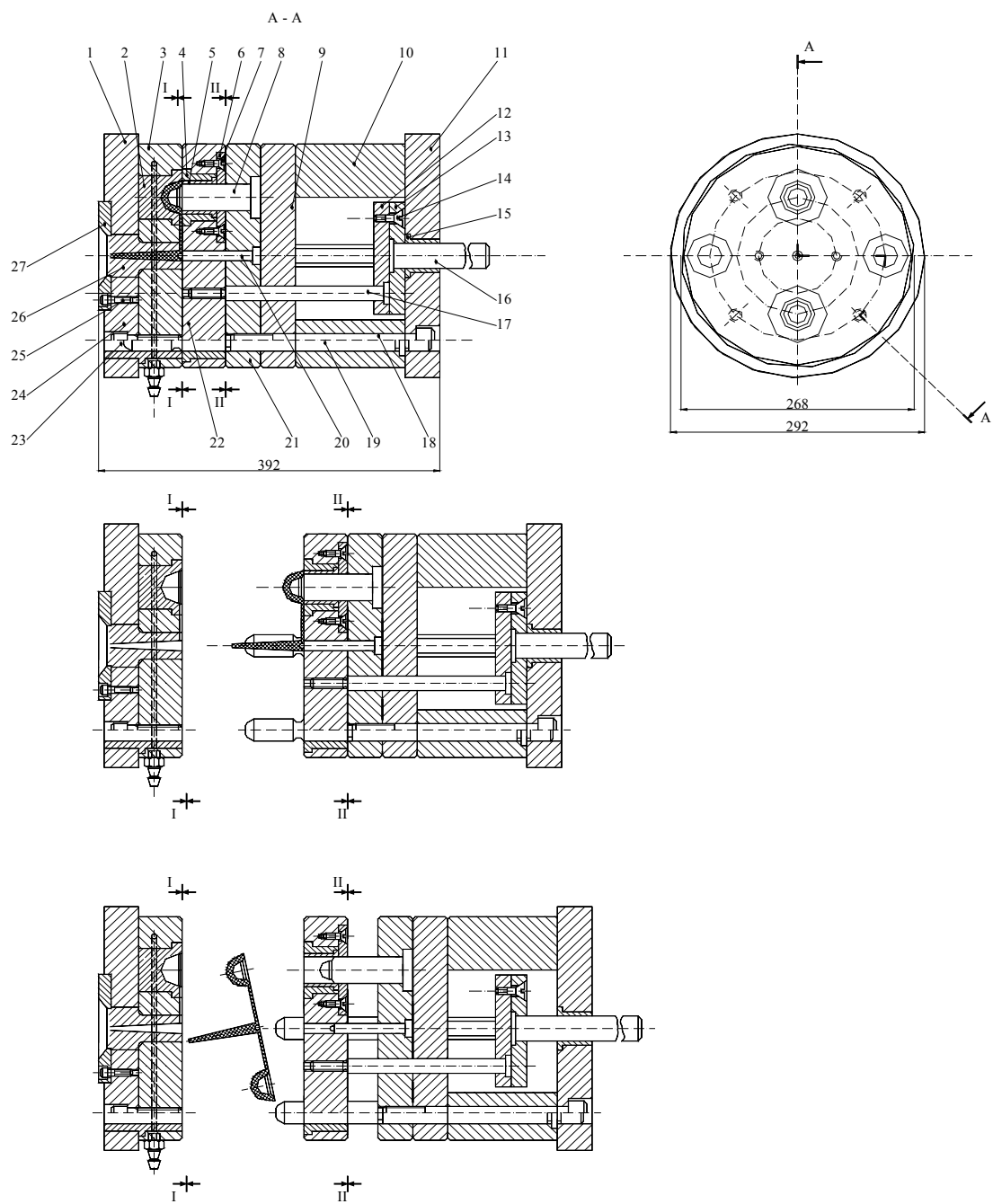


Fig. 4.5. Matriță de injectat cupa cotiloidă

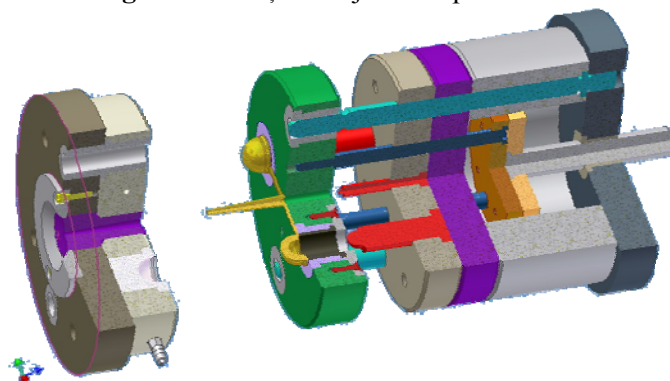


Fig. 4.6. Matriță de injectat cupa cotiloidă - vedere tridimensională