

BIOMECANICA

Îndrumar de lucrari aplicative

autori:

dr.ing. Emil BUDESCU – Universitatea Tehnica “Gh. Asachi” Iasi
ing. Claudiu DANILA – analist FEA, S.C. Continental Automotive
România

CUPRINS

1. Lucrarea nr. 1 – Marimi antropometrice	3
2. Lucrarea nr. 2 – Alcatuirea si analiza structurala a unui Lant cinematic osteo-articular	11
3. Lucrarea nr. 3 – Partea I – Modelarea CAD a Sistemelor Biomecanice	14
4. Lucrarea nr. 3 – Partea II – Modelarea CAD a Sistemelor Biomecanice	26
5. Lucrarea nr. 4 – Partea I – Ansamble CAD cu aplicatii la Sistemele Biomecanice	44
6. Lucrarea nr. 4 – Partea II – Ansamble CAD cu aplicatii la Sistemele Biomecanice	51
7. Lucrarea nr. 4 – Partea III – Ansamble CAD cu aplicatii la Sistemele Biomecanice	60
8. Lucrarea nr. 5 – Modelarea CAE aplicabila Sistemelor Biomecanice	69
9. Lucrarea nr. 6 – Analiza functional-constructiva si structurala a protezelor de membre inferioare amputate	72
10. Lucrarea nr. 7 – Aspecte privind analiza cinematica si reabilitarea articulatiei gleznei	79
Bibliografie	83

Facultatea de Mecanica

Departamentul: Inginerie Mecanica, Mecatronica si Robotica

Disciplina: Biomecanica

LABORATORUL nr. 1 Marimi antropometrice

1. Consideratii generale

Antropologia este stiinta care se ocupa de studiul originii, dezvoltarii si comportamentului fizic, social si cultural al omului.

Antropometria, ca subdomeniu în cadrul antropologiei, are ca obiect de activitate studiul marimilor fizice ale corpului uman, pentru utilizarea acestora în clasificările si comparatiile antropologice, precum si tehnicile corespunzatoare de masurare.

Studiile antropometrice au multiple utilizari: pentru evidentierea evolutiei fizice în timp a omului, în medicina, în biomecanica, în sport, prin anumiti parametri de performanta, în industria vestimentara, în ergonomie, în robotica etc. Cu ajutorul antropometriei pot fi relevate diferentele dintre indivizi si dintre grupurile de indivizi, tinând cont de vârsta, sex, rasa, somatotip etc.

Masuratorile antropometrice pot fi de tip static si dinamic si ele pot fi efectuate în mod direct, pe cadavru sau pe individul viu, sau în mod indirect, ca de exemplu determinarea densitatii cu ajutorul tehnicii MRI.

Ca si biomecanica, antropometria utilizeaza plane, axe si pozitii relative de masurare, reprezentate în figurile 1, 2 si 3.

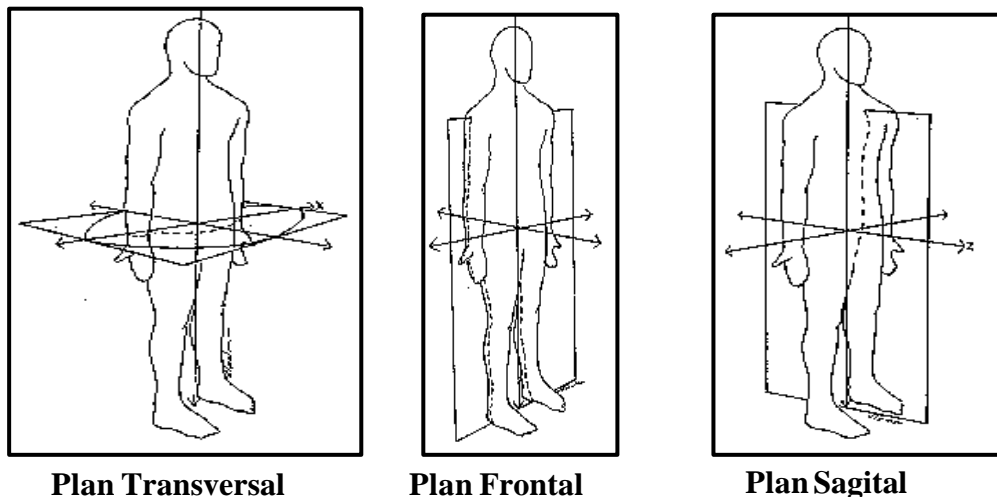


Fig. 1. Plane de referinta

În figura 3, pozitiiile relative ale punctelor sunt:

- A este *proximal* fata de B;

- B este *proximal* fata de C;
- A este *proximal* fata de C;
- C este *distal* fata de B;
- B este *distal* fata de A;
- C este *distal* fata de A.

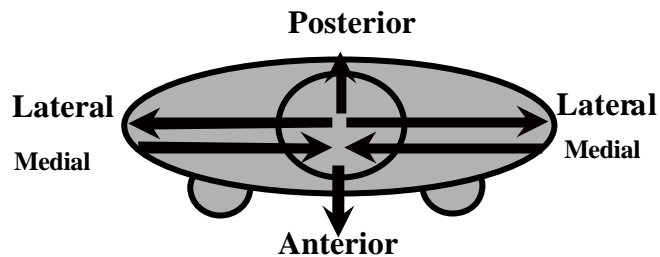


Fig. 2. Axe de referinta

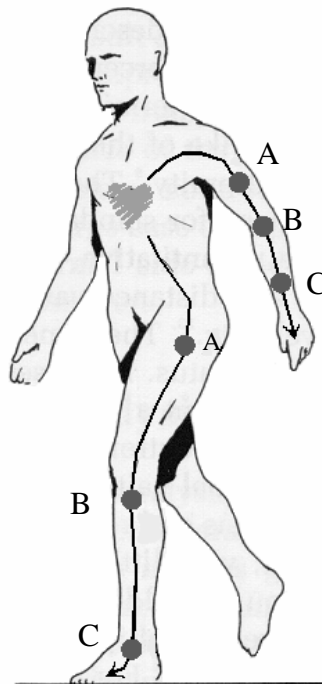


Fig. 3. Pozitii relative

Masuratorile antropometrice statice tin cont de o multitudine de factori, precum: vârsta, sexul, rasa, ocupatia, perioada istorica, procentajul din interiorul grupului specific de populatie etc.

Ca marimi antropometrice statice sunt :

- masuri: înaltime (statura, talie), lungimi, latimi, grosimi;
- distante între articulatiile segmentelor corpului;
- greutate (masa), volum, densitate (masa/volum) ;
- circumferinta;
- contur: raze de curbura;
- centru de greutate;
- dimensiuni îmbracat fata de dezbracat;

- dimensiuni în picioare fata de sezând.

În biomecanica, câteva dintre marimile antropometrice statice sunt mai importante, datorita multitudinii de aplicatii pe modele analizate în planele sagital si frontal: lungimile segmentelor corpului, pozitiile centrelor de masa segmentare, densitatea segmentara. Când se studiaza miscarile diferitelor segmente sau ale întregului corp uman si fata de planul transversal, atunci trebuie luate în considerare si celelalte marimi antropometrice statice corespunzatoare.

2. Asemanarea geometrica

Pornind de la asemanarea geometrica a doua cuburi, reprezentate în figura 4, pot fi scrise urmatoarele relatii:

$$\frac{l}{L} = k; \frac{a}{A} = \frac{l^2}{L^2} = k^2; \frac{v}{V} = \frac{l^3}{L^3} = k^3, \quad (1)$$

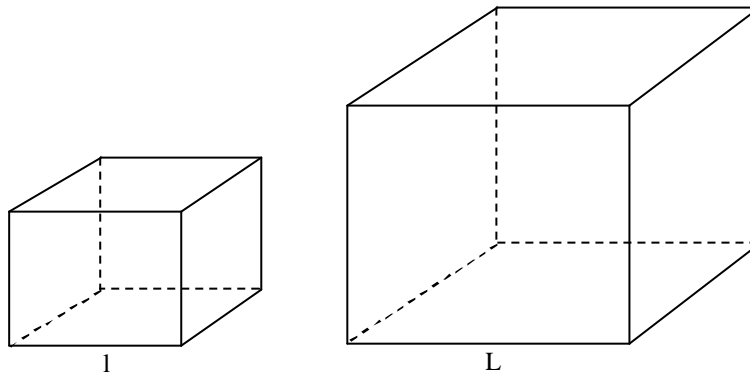


Fig. 4. Asemanarea geometrica a doua cuburi

unde: l si L sunt lungimile laturilor celor doua cuburi; a si A sunt ariile a doua fete oarecare ale celor doua cuburi; v si V sunt volumele celor doua cuburi.

Relatiile (1) ramân adevarate pentru oricare doua corpuri asemenea dar de marimi diferite, ca de exemplu cele reprezentate în figura 5.

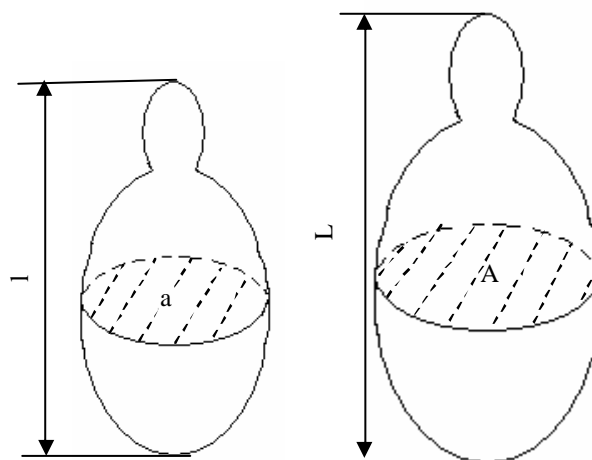


Fig. 5. Asemanarea geometrica a corpurilor oarecare

În acest caz, rapoartele corespunzătoare a doua segmente, arii sau volume omoloage rămân identice cu relațiile (1).

Asemanarea geometrică poate fi aplicată în biomecanică și pentru alte caracteristici, ca de exemplu:

- forța musculară – considerând această forță ca fiind produsul dintre aria secțiunii transversale musculare și tensiunea de tracțiune, respectiv

$$F_e = A \cdot s, \quad (2)$$

unde $s = 5 \div 8$ [daN/cm²], tensiunea de tracțiune exercitată în condiții normale de un mușchi la un individ adult, atunci raportul a doua astfel de forțe musculare, pentru mușchii omologi a doi indivizi, este :

$$\frac{F_{e1}}{F_{e2}} = \frac{A_1 \cdot s}{A_2 \cdot s} = \frac{A_1}{A_2} = k^2; \quad (3)$$

- masa segmentară sau a întregului corp – considerând masa ca fiind produsul dintre volumul segmentului sau corpului și densitatea acestuia, atunci raportul maselor a doua segmente omoloage sau a doi indivizi este:

$$\frac{m_1}{m_2} = \frac{V_1 \cdot ?}{V_2 \cdot ?} = \frac{V_1}{V_2} = k^3, \quad (4)$$

unde ? este densitatea segmentară sau a întregului corp.

Utilizând considerațiile de mai sus, forța musculară relativă a unui individ față de un altul este:

$$F_{e_{ir}} = \frac{F_{e1}}{m_1} = \frac{k^2 \cdot F_{e2}}{k^3 \cdot m_2} = \frac{1}{k} \cdot F_{e_{2r}}, \quad (5)$$

de unde rezultă că pe măsura ce individul are dimensiuni mai mari cu atât forța musculară relativă la masa sa are valori mai mici.

Pozițiile centrelor de masă se pot determina fie ca valori (absolute sau procentuale) din lungimile segmentelor, pe baza considerațiilor experimentale din literatura de specialitate, fie, pornind de la asemanarea geometrică și având ca reper măsurătorile directe efectuate pe un cadavru, ca produs dintre o mărime constantă (k) și distanța proximală sau distală a centrului de masă măsurată pe cadavru.

În figura 6 sunt prezentate poziții generale ale centrului de masă.

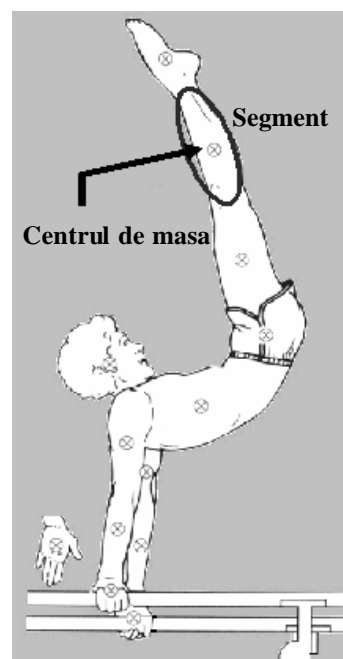


Fig. 6. Centre de masă

În tabelul 1 sunt date valorile absolute din lungimea segmentelor pentru calculul centrelor de masă.

Tab. 1. Poziția centrelor de masă

Segment	Centrul de masă /Lungime segment		Observatii (între ...)
	Proximal	Distal	
1	2	3	4

Mâna	0,506	0,494	încheietura mâinii si a II-a articulatie a degetului mijlociu
Antebrat	0,430	0,570	cot si stiloida ulnara
Brat	0,436	0,564	articulatia glenohumerala si cot
Antebrat si mâna	0,682	0,318	cot si stiloida ulnara
Membrul superior	0,530	0,470	articulatia glenohumerala si stiloida ulnara
Picior	0,500	0,500	maleola externa si capul celui de-al II-lea metatars
Gamba	0,433	0,567	condilul femural si maleola interna
Coapsa	0,433	0,567	marele trohanter si condilul femural
Picior si gamba	0,606	0,394	condilul femural si maleola interna
Membrul inferior	0,447	0,553	marele trohanter si maleola interna
Cap si gât	1,000	-	C7-T1 – prima coasta si canalul urechii
Umar	0,712	0,288	articulatia sternoclaviculara si axa glenohumerala
Torace	0,820	0,180	C7-T1 si T12-L1 si diafragma
Abdomen	0,440	0,560	T12-L1/L4-L5
Bazin (pelvis)	0,105	0,895	L4-L5 si marele trohanter
Torace si abdomen	0,630	0,370	C7-T1 si L4-L5
Abdomen si bazin	0,270	0,730	T12-L1 si marele trohanter
Trunchi	0,500	0,500	marele trohanter si articulatia glenohumerala
Trunchi, cap, gât	0,660	0,340	la fel ca la trunchi

Lungimile segmentelor corpului uman, având ca repere de masura fie centrele articulatiilor, fie capetele segmentare, se pot calcula functie de înaltimea întregului corp. În figura 7 este reprezentata o schema generala de calcul pentru unele marimi (lungimi) segmentare.

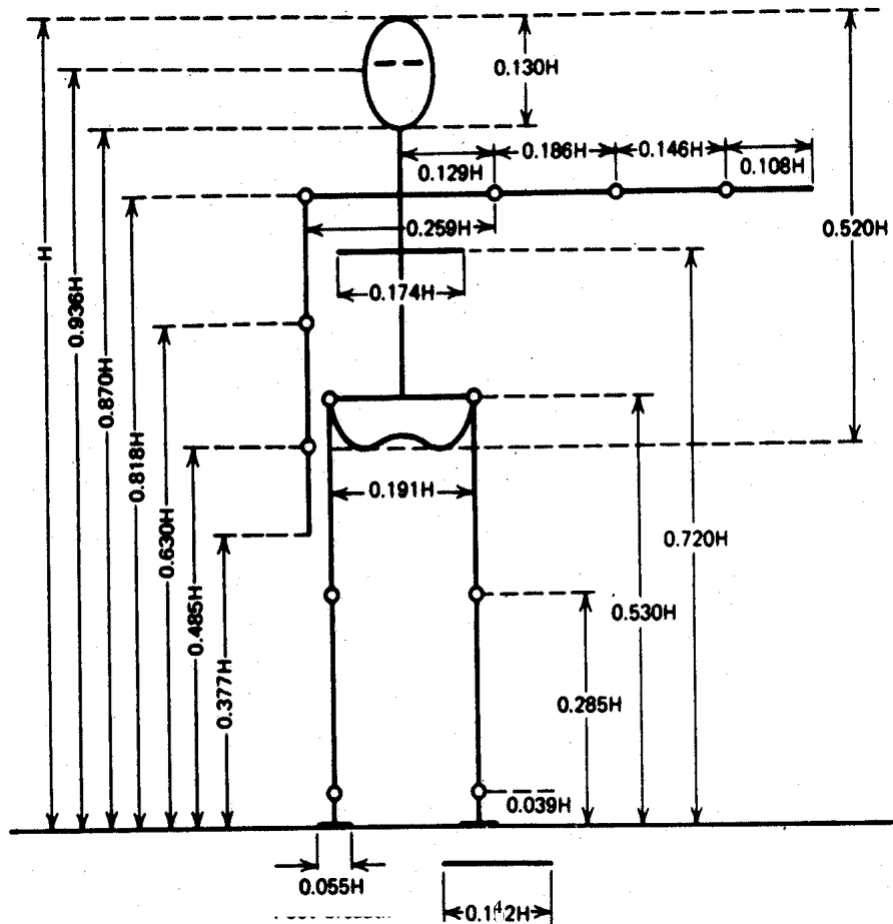


Fig. 7. Calculul unor marimi segmentare

La determinarea valorilor parametrilor antropometrici dinamici trebuie sa se tina cont de urmatoarele doua principii:

- *principiul estimarii* – conversia marimilor statice în marimi dinamice trebuie sa tina cont de observatiile experimentale: de exemplu, statura corpului în regim dinamic este de aproximativ 97 % din înaltimea staturii statice, iar lungimea bratului în regim dinamic poate atinge 120 % din lungimea statica a bratului);
- *principiul însumarii* – întregul corp participa la determinarea valorilor parametrilor antropometrici dinamici: de exemplu, la calculul lungimii bratului în regim dinamic se însumeaza lungimea bratului în regim static, miscarea umarului, rotatia partiala a trunchiului si spatelui si miscarea mâinii.

3. Algoritmul metodei multisegment

Pozitia centrului de masa al unui sistem multi-segment (ca, de exemplu, ansamblul membrului inferior) poate fi calculata si analitic, folosind fie *teorema compunerii centrelor de masa*, fie *metoda multi-segment de echilibru*.

Teorema compunerii centrelor de masa are urmatorul enunt: daca un corp sau un sistem de corpuri aflate într-o pozitie data poate fi descompus într-un numar determinat de portiuni simple sau subsisteme de mase cunoscute m_i ($i = 1 \dots n$) si cu pozitiile centrelor de masa respective determinate prin vectorii \vec{r}'_{Ci} , atunci pozitia centrului de masa al întregului corp sau sistem de corpuri este data de relatia:

$$\vec{r}'_C = \frac{\sum_{i=1}^n m_i \cdot \vec{r}'_{Ci}}{\sum_{i=1}^n m_i} . \quad (6)$$

În mod practic, pentru determinarea poziției centrului de masă multi-segment se folosește următorul Algoritm al Metodei multisegment:

- pasul 1: se determină proporția masei fiecărui segment din masa întregului sistem multisegment ($\rho_i = \frac{m_i}{\sum_{i=1}^n m_i}$);
- pasul 2: se multiplică (înmulțeste) fiecare proporție ρ_i cu coordonata x'_{Ci} a centrului de masă al aceluia segment;
- pasul 3: se multiplică fiecare proporție ρ_i cu coordonata y'_{Ci} a centrului de masă al aceluia segment;
- pasul 4: se adună toate produsele având coordonata x' ;
- pasul 5: se adună toate produsele având coordonata y' ;
- pasul 6; sumele formate cu pașii 4 și 5 sunt coordonatele x'_C și y'_C ale centrului de masă al sistemului dat.

Ilustrarea modului de calcul prezentat anterior este dată în tabelul 2.

Tab. 2. Calculul centrului de masă

Segmentul	Proportia din totalul masei ρ_i	Valoarea x'_{Ci} a centrului de masă	Produsul dintre ρ_i și x'_{Ci}	Valoarea y'_{Ci} a centrului de masă	Produsul dintre ρ_i și y'_{Ci}
Segment 1	ρ_1	x'_{C1}	$\rho_1 \cdot x'_{C1}$	y'_{C1}	$\rho_1 \cdot y'_{C1}$
Segment 2	ρ_2	x'_{C2}	$\rho_2 \cdot x'_{C2}$	y'_{C2}	$\rho_2 \cdot y'_{C2}$
Segment 3	ρ_3	x'_{C3}	$\rho_3 \cdot x'_{C3}$	y'_{C3}	$\rho_3 \cdot y'_{C3}$
.
.
.
Segment n	ρ_n	x'_{Cn}	$\rho_n \cdot x'_{Cn}$	y'_{Cn}	$\rho_n \cdot y'_{Cn}$
	$\sum \rho_i = 1,0$? = valoarea x'_C a centrului de masă		? = valoarea y'_C a centrului de masă

Metoda multi-segment de echilibru porneste de la observatia ca momentul greutatilor fiecărui segment în raport cu originea sistemului de axe ales este egal cu momentul greutatiei totale a sistemului multisegment în raport cu acelasi pol.

4. Aplicatie

Sa se determine pozitia centrului de masă al membrului inferior, aflat în pozitia reprezentata în figura 8, folosind algoritmul metodei multisegment. Calculul numeric se va realiza considerând $H =$ înaltimea studentului care efectueaza lucrarea.

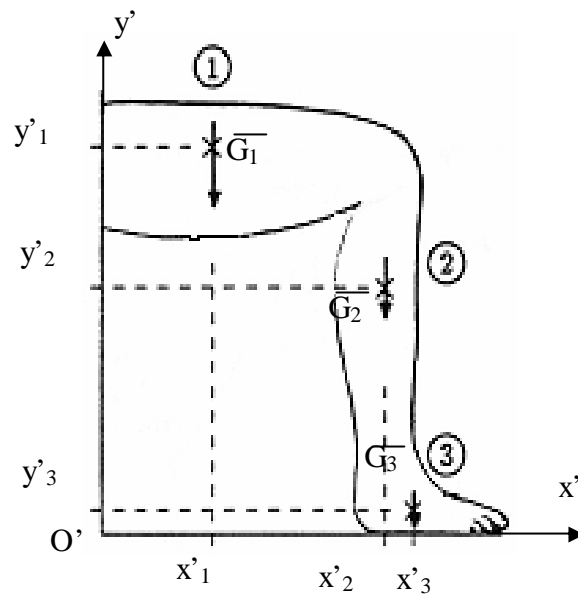


Fig. 8. Calculul coordonatelor centrului de masa

LABORATORUL nr. 2

Alcatuirea si analiza structurala a unui Lant cinematic osteo-articular

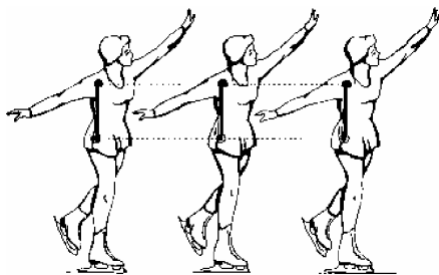
1. Consideratii generale

Definitii :

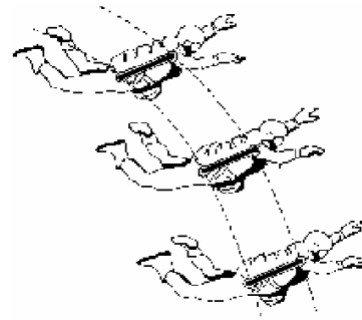
- articulatia reprezinta legatura directa si mobila dintre doua oase (elemente cinematice sau aflate în miscare);
- clasa unei articulatii reprezinta numarul de miscari relative eliminate celor doua elemente cinematice din articulatie;
- lantul cinematic osos se defineste ca însiruirea de elemente cinematice legate între ele prin articulatii;
- gradul de libertate al unui lant cinematic osos reprezinta numarul total de miscari independente pe care îl poate avea acel lant cinematic în conditiile restrictiilor date de articulatii.

Miscarile elementare ale unui corp sunt: rotatia în jurul unei axe si translatia sau alunecarea de-a lungul unei axe.

Corpul executa o miscare de *translatie* atunci când în tot timpul miscarii un segment de dreapta ce apartine corpului ramâne paralel cu el însusi (figura 1).



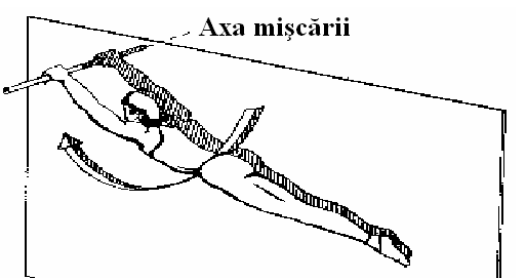
Translatie rectilinie



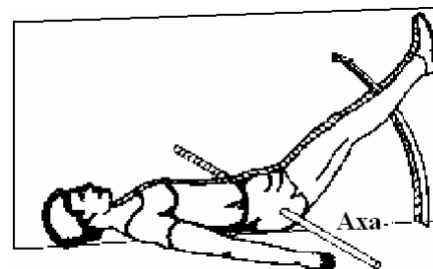
translatie curbilinie

Fig. 1. Miscarea de translatie

Corpul executa o miscare de *rotatie în jurul unui ax fix* atunci când în tot timpul miscarii doua puncte ale corpului ramân fixe în spatiu (figura 2).



Rotatie cu axa exterioara



rotatie cu axa interioara

Fig. 2. Miscarea de rotatie

2. Calculul gradului de libertate

Gradul de libertate se calculează funcție de mișcările (spatiale sau plane) ale lanțului cinematic osteo-articular, astfel:

- în cazul spațial: $L = 6 \cdot n - 5 \cdot a_5 - 4 \cdot a_4 - 3 \cdot a_3 - 2 \cdot a_2 - 1 \cdot a_1$,
unde : n – numărul total de elemente cinematice (oase sau segmente corporale);
 a_5 – numărul total de articulații de clasa 5 ;
 a_4 – numărul total de articulații de clasa 4 ;
 a_3 – numărul total de articulații de clasa 3 ;
 a_2 – numărul total de articulații de clasa 2 ;
 a_1 – numărul total de articulații de clasa 1 ;
- în cazul plan : $L = 3 \cdot n - 2 \cdot a_5 - 1 \cdot a_4$,
unde : n – numărul total de elemente cinematice (oase sau segmente corporale);
 a_5 – numărul total de articulații de clasa 5 ;
 a_4 – numărul total de articulații de clasa 4.

În cele ce urmează se prezintă următorul exemplu de calcul : să se determine gradul de libertate al unui membru inferior aflat în faza de balans al piciorului în timpul mersului (sprijinul este pe celălalt picior), luând în considerare drept elemente cinematice doar segmentele corporale coapsa, gamba și picior. Se vor considera articulațiile soldului (de clasa 3), genunchiului (de clasa 4) și gleznei (de clasa 4). Reprezentarea structurală este dată în figura 3.

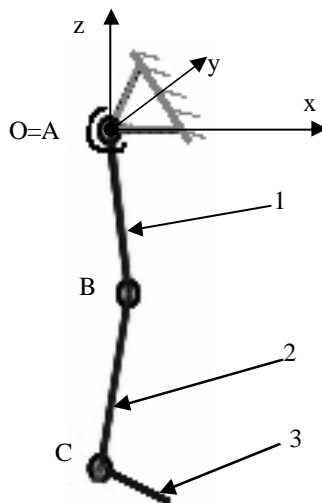


Fig. 3. Lanțul cinematic deschis al membrului inferior

Gradul de libertate se calculează, în acest caz, pentru lanțul cinematic spațial:

$$L = 6 \cdot n - 5 \cdot a_5 - 4 \cdot a_4 - 3 \cdot a_3 - 2 \cdot a_2 - 1 \cdot a_1,$$

unde: $n = 3$ (1, 2, 3);

$$a_5 = 0;$$

$$a_4 = 2 \text{ (B, C)};$$

$$a_3 = 1 \text{ (A)};$$

$$a_2 = 0;$$

$$a_1 = 0.$$

Rezultând valoarea: $L = 6 \cdot 3 - 5 \cdot 0 - 4 \cdot 2 - 3 \cdot 1 - 2 \cdot 0 - 1 \cdot 0 = 18 - 8 - 3 = 7$.

De aici putem concluziona că, în condițiile precizate, membrul inferior are un număr total de 7 mișcări independente.

3. Aplicatie

Sa se calculeze gradele de libertate ale membrului superior uman, în situatia unui lant cinematic deschis, pentru urmatoarele trei cazuri:

- considerarea tuturor articulatiilor si oaselor membrului superior;
- considerarea numai a articulatiilor umarului si cotului si a oaselor aferente, mâna fiind imobilizata de antebraț;
- considerarea numai a articulatiilor mâinii si a încheieturii mâinii, precum si a oaselor aferente mâinii.

Articulatiile si oasele membrului superior uman sunt prezentate în tabelele 1 si 2.

Tab. 1. Articuliatiile membrului superior uman

Articuliatiia		Numar de articulatii	Clasa articulatiilor
A	umarului	1	2
		3	3
B	cotului	2	5
C	radiocarpiana	1	2
		2	3
D	intercarpiana	8	3
		5	4
E	carpo-meta-carpiana	5	3
F	intermetacarpiana	4	2
G	meta-carpo-falangeana	5	3
H	interfalangeana	9	5
Total		45	-

Nr. crt.	Denumire os	Numar elemente
1	scapula (omoplătul)	1
2	clavicula	1
3	humerus	1
4	cubitus (ulna)	1
5	radius	1
6	scafoid	1
7	semilunar	1
8	piramidal	1
9	pisiform	1
10	trapez	1
11	trapezoid	1
12	osul mare (capitat)	1
13	osul cu cârlig	1
14	metacarpjene	5
15	falange proximale	4
16	falange mediale	5
17	falange distale	5
Total		32

Facultatea de Mecanica

Departamentul: Inginerie Mecanica, Mecatronica si Robotica

Disciplina: Biomecanica

LABORATORUL nr. 3

Partea I - Modelarea CAD a Sistemelor Biomecanice

Mediul de lucru al programului Mechanical Desktop Power Pack (MDT).

Realizarea unor aplicatii simple.

Sistemele CAD/CAM/CAE – consideratii generale

CAD= Computer Aided Design;

CAM=Computer Aided Manufacturing;

CAE=Computer Aided Engineering.

Contributia calculatorului in toate domeniile tehnico-stiintifice a dus la înlocuirea, într-o foarte mare masura, a calculelor manuale, a desenelor la planseta, a analizei unor fenomene sau corpuri, ele fiind cu succes substituite de aplicatii pe calculator ce îndeplinesc aceleasi functii- cu precizii, acuratete, detalii mult superioare decât daca ar fi fost executate clasic, cu ajutorul pixului si hârtiei- chiar mai mult, ajutând la descoperirea de fenomene nebanuite sau neglijate de abstractizarea intelectuala la nivel matematic, fizic sau chimic. Totusi, nu trebuie subestimata puterea de aprofundare a mintii umane care, în fond, ea a dus la crearea acestor accesorii ale muncii sale, neuitând totodata faptul ca omul este cel care da în final acceptul asupra adoptarii unei anumite forme sau tehnologii. Astfel, vastul domeniu CAD/CAM/CAE vine sa completeze si sa înlesneasca modelarea (CAD), producerea (CAM) si analiza (CAE) diverselor produse sau fenomene întâlnite de regula în domeniul ingineresc

CAD- modelarea asistata de calculator

- 1) Definitie: totalitatea aplicatiilor pe calculator ce au rolul de a reproduce corpuri din realitatea fizica (semifabricate, piese, dispozitive, organe de masini, unelte, instalatii etc.) prin reprezentarea lor grafica pe un display, folosite cu precadere în inginerie.

Varietatea corpurilor modelate de acest tip de programe, aproape ca nu cunoaste limite, astfel putându-se realiza cu o mare fidelitate chiar si corpuri cu forme neregulate, cum ar fi componente ale sistemului osos sau chiar muscular.

- 2) Exemple:- produse Autodesk (<http://www.autodesk.com/>): AutoCAD, Arhitectural Desktop, Mechanical Desktop, Inventor;
 - produse Dassault Systems & IBM: Catia (<http://www.catia.com/>), Solid Works (<http://www.solidworks.com/>);
 - produse UGS (<http://www.ugs.com/>): Solid Edge, Unigraphics;
 - produs SDRC (<http://www.sdrc.com/>): I-DEAS;
 - produse PTC (<http://www.ptc.com/>): Pro/Engineer, CADD5 5i, Medusa;
 - produs Cadkey (<http://www.cadkey.com/>): Cadkey;
 - etc.

3) Criterii de performanta:

- windows-friendly (interfata grafica asemanatoare cu a sistemului de operare Windows);
- usurinta în aprofundare (sa poata fi înteles usor si de o persoana cu putina experienta);
- configurabilitate si editare (utilizatorul sa își poata modifica interfata dupa dorinta si chiar sa creeze propriile rutine de comanda care sa completeze programul respectiv cu comenzi noi sau mai complexe);
- timpi de modelare-regenerare (regenerarea modelelor sa nu solicite prea mult procesorul sau placa video);
- cerinte hardware reduse (aplicatiile trebuie sa ruleze si pe calculatoare cu performante medii sau mici);
- posibilitate extinsa de export a corpurilor modelate (corpurile create sa poata fi convertite în formate recunoscute si de alte programe CAD; ex.: IGES, SAT, ACIS, STL etc.);
- standardizare cât mai ridicata (dimensiunile sa poata sa fie redade în standardele de baza: ISO, DIN, ANSI, GOST);
- automatizarea anumitor functii (ex.: cotare automata);
- posibilitate de lucru în colectiv la aceeasi modelare (prin conectarea calculatoarelor în retea sau la Internet;
- pret de cost cât mai scazut;
- etc.

4) Comparatii:

- în general, produsele mai scumpe sunt si cele mai performante; de ex.: Catia care costa aproximativ 26.000 \$ are inclus module de CAM ce pot fi conectate la masini cu comnda numerica, module de comportare a manechinelor umane la impact, module de animatie a ansamblelor, caracteristici care lipsesc de la Mechanical Desktop ce valoreaza 6.000 \$;
- sunt mai cautate programele ce contin module de Analiza cu Elemente Finite cum ar fi Mechanical Desktop fata de cele care nu sunt prevazute cu aceasta functie, de exemplu Solid Works sau Cadkey, deoarece modelatorul poate analiza pe loc piesa creata;
- pe piata de desfacere au avut de suferit aplicatiile ce nu au "evoluat" de la interfata de tip DOS, care solicita multe intrari de la tastatura, printre care CADD5 si sau chiar I-DEAS.

5) Tendinte:

- în ultima vreme se încearca o universalizare a programelor de CAD în sensul ca ele sa cuprinda si aplicatii din domenii conexe precum CAM (introducerea de module ce furnizeaza comenzi masinilor cu comanda numerica) sau CAE (aparitia de aplicatii în Elemente Finite pe lângă programul principal);
- se încearca cu mare succes introducerea de informatii geometrico-pozitionale de la scanner-e ce pot converti aceste date în format STL si apoi importate si folosite ca atare.

CAM- prelucrarea asistata de calculator

1) Definitie: totalitatea aplicatiilor pe calculator ce au rolul de a imita operatiile de baza utilizate în Constructia de Masini (frezare, alezare, burghiere etc.) si de a le transmite printr-o interfata speciala la masinile de prelucrare cu comanda numerica.

Aceasta este cea mai simpla modalitate de a genera suprafete pe semifabricate, având avantajul unei precizii si productivitati foarte ridicate chiar si la forme constructive complicate.

- 2) Exemple:- produs Mastercam: MasterCAM (<http://www.mastrecam.com/>);
- produse Delcam (<http://www.delcam.com/>): PowerMill, PowerShape;
 - produs Cimatron (<http://www.cimatron.com/>): Cimatron E;
 - produs Surfware (<http://www.surfware.com/>): SurfCAM;
 - produs Dptechnology (<http://www.dptechnology.com/>): Esprit;
 - etc.

Acest tip de aplicatii este foarte raspândit în tarile cu un grad ridicat de industrializare, care au trecut la automatizarea si robotizarea liniilor tehnologice, unde interventia omului este minima.

CAE- ingineria asistata de calculator

1) Definitie: totalitatea aplicatiilor pe calculator ce au rolul de a ilustra, simula si analiza fenomenele si efectele lor asupra anumitor corpuri, la interactiunea dintre ele.

În general, simularea efectului anumitor factori (fizici, termici, fluidici), se face prin metode numerice superioare si anume: Analiza cu Elemente Finite (cea mai des întâlnita), Analiza cu Diferente Finite si prin Analiza cu Elemente de Frontiera. Metodele de mai sus, au la baza studierea comportarii corpurilor împartite în elemente finite sau de frontiera, care sunt mult mai mici decât dimensiunile corpului în ansamblu.

Analiza cu Elemente Finite se aplica pentru comportari liniare sau neliniare ale solicitarilor care pot fi: mecanice, termice, fluidice, electrice, electrostatice, magnetice si acustice, solicitari ale caror efecte sunt dificil de estimat si de vizualizat prin alte mijloace. Corpurile astfel analizate, pot fi importate dintr'un program CAD sau create chiar în interfata grafica a programului (GUI).

La modul general, un program de Analiza cu Elemente Finite, se compune din preprocesor (modulul în care se creeaza sau importa modelul corpului si în care se definesc încarcarile, constrângerile, proprietatile de material si tipul analizei), solver (modulul matematic propriu-zis care efectueaza analiza definita în preprocesor) si postprocesor (partea programului în care se vizualizeaza rezultatele analizei sub forma de grafice sau contururi de culori ce înfatiseaza distributia de tensiuni, viteze sau deformatii rezultate în urma analizei).

2) Exemple:

- aplicatii cu Metoda Diferentelor Finite: produse EDS Technologies (<http://www.edstechnologies.com/>) - AFSolid;
- aplicatii cu Metoda Elementului de Frontiera: produse Integrated Engineering Software (<http://www.integratedsoft.com/>) - Elasto, Celsius, Faraday, Lorentz;
- aplicatii cu Metoda Elementului Finit: produse MSC Software (<http://www.mssoftware.com/>) - Nastran, Patran, Marc, Dytran, visualNastran 4D, Superforge, Construct;
- produs SDRC: FEMAP;

- produs Algor (<http://www.algor.com/>) - Algor;
- produse Ansys (<http://www.ansys.com/>) - Ansys, DesignSpace;
- produse SRAC (<http://www.cosmosm.com/>) - Cosmos/M, Cosmos/Works, Cosmos/Aqua, Cosmos EMS, Cosmos/DesignStar;
- produse H, K & S (www.abaqus.com) - Abaqus/Explicit, Abaqus/Aqua, Abaqus/Design, Abaqus/Standard;
- produs Adina R & D (<http://www.adina.com/>) - Adina;
- produse LSTC (<http://www.ls-dyna.com/>) - LS-Dyna, LS-Post, LS-Opt;
- etc.

3) Criterii de performanta:

- solver foarte precis (care sa furnizeze o convergenta cât mai buna a erorilor);
- posibilitatea analizei propriu-zise pe sisteme de calcul cu mai multe procesoare (în cazurile corpurilor cu foarte multe elemente finite; ex.: 100.000- 3.000.000 elemente finite);
- posibilitate de îmbunatatire si editare a mesh-ului (retelei de discretizare) în zone critice;
- windows-friendly;
- raport viteza de procesare-numar de elemnte finite, foarte ridicat;
- posibilitate de introducere a încarcarilor sub forma de ecuatii;
- optiuni de postprocesare eficiente (ex.: export de animatii în fisiere AVI);
- executie de optimizare a formei;
- etc.

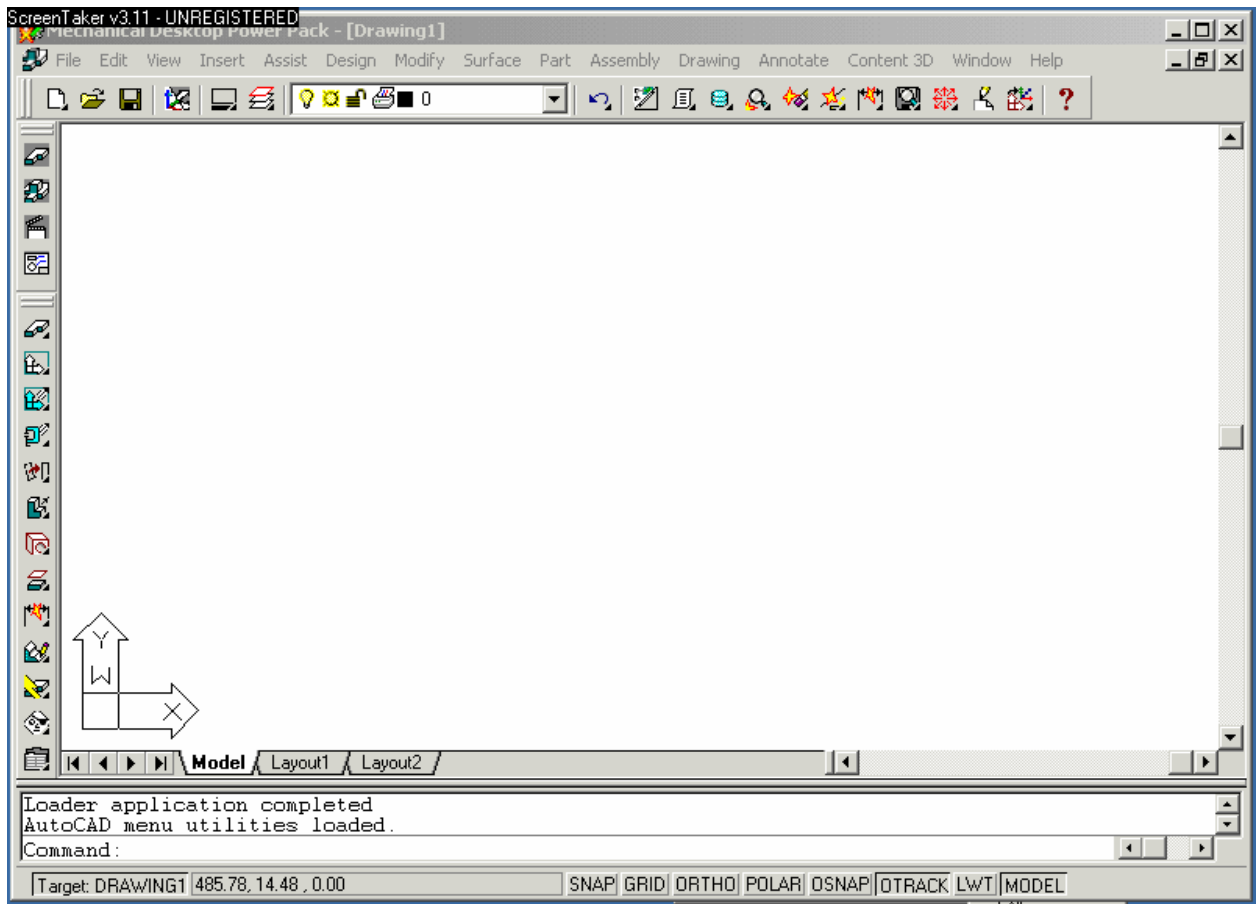
4) Comparatii:

- la fel, produsele scumpe sunt si cele mai performante, de exemplu Nastran care contine si elemente aero-elastice si modul de optimizare, costa 71.800 \$ fata de Algor ce costa doar 20.000 \$ si nu prezinta caracteristicile enumerate;
- visualNastran 4D efectueaza în plus fata de alte programe si analiza cinematica, având si posibilitati de animatie;
- Patran-ul este un soft foarte bine vândut de Mac Neal-Schwendler Corporation deoarece accepta importuri de solide si suprafete din toate marile programe de CAD (Pro/Engineer, Catia, Mechanical Desktop, CADD5i, Solid Works, I-DEAS etc.) fata de Cosmos/M ce importa numai formate IGES;

5) Tendinte:

- se încearca impunerea propriei interfete grafice, pentru a nu mai apela la importuri, creându-si astfel propriile lor interfete CAD;
- se realizeaza cu succes simulari pe materiale neomogene si anizotrope cum ar fi parti din ansamblul osteo-musculo-tisular;
- se introduc functii precum h-adaptivity ce are rolul de a micsora marimea elementului finit în zone cu concentratori de tensiune si chiar optiuni de autoîmbunatatire a mesh-ului în zonele cu schimbari bruste ale formei;
- etc.

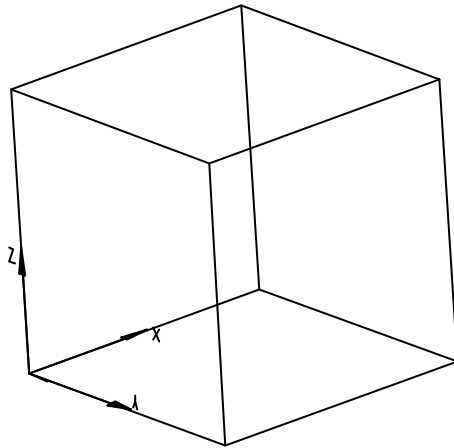
A. Fereastra principala de lucru a programului MDT cu utilizatorul (Fig. 1)



- Bara de meniu: contine meniuri derulante cu comenzi corespunzatoare numelui meniului principal (ex: "File" contine comenzile: New, New Part Files, Open, Close etc.)
- Butoanele: îndeplinesc aceleasi functii (comenzi ca si cele din bara de meniuri);
- Linia de comanda: reprezinta legatura utilizatorului cu programul. Prin intermediul acestei linii de comanda, utilizatorul comunica cu programul;
- Barele derulante (verticala si orizontala) ajuta la vizualizarea întregului spatiu de desenare prin pozitionarea cursorului pe ele si cu optiunea click-mouse activa se misca mouse-ul în stânga-dreapta pentru bara derulanta orizontala, respectiv sus-jos pentru bara derulanta verticala.
- Ecranul de lucru: reprezinta spatiul alb care are atasat un sistem de coordonate XOY în partea din stânga jos al ecranului.

B. Modul de vizualizare al desenului (modelului):

Spatiul este format din trei dimensiuni: x, y,z. Imaginati-va spatiul un cub (ca în figura).



În modul de vizualizare inițial se observă axele unui sistem de coordonate XOY (în partea stângă jos). Corespunzător cubului ce reprezintă spațiul planul de lucru inițial este planul XOY (ca și cum priviți un corp din partea superioară a cubului perpendicular pe planul XOY).

C. Comenzi uzuale folosite în MDT:

(Obs. Majoritatea comenzilor uzuale sunt identice cu cele din AutoCAD)

De fiecare dată când efectuați o comandă trebuie să urmăriți linia de comandă și să observați ce date inițiale cere programul pentru a executa comanda respectivă.

COMENZI DE DESENARE

- Trasarea unei linii: comanda "L" (nu contează dacă este scris cu majuscule sau nu): După ce introduceți o comandă, pentru ca aceasta să fie activată introduceți <Enter> sau <Space>. Ex:
 Command:L<Enter>
 LINE Specify first point: 0,0 <Enter>
 Specify next point or [Undo]:50,50<Enter>
 Specify next point or [Undo]:dacă nu mai trebuie să continuați trasarea apăsați <Enter> fără a introduce nici o valoare.
- Trasarea unui cerc: comanda "C"
 Command:C<Enter>
 CIRCLE Specify center point for circle or [3P/2P/Ttr (tan tan radius)]:0,0<Enter>
 Specify radius of circle or [Diameter]:50<Enter>
- Trasarea unui contur închis (polilinii): comanda "PL"
 Command:PL<Enter>
 Specify start point: (se specifică primul punct dat prin coordonatele x,y)<Enter>
 Specify next point or [Arc/Close/Halfwidth/Length/Undo/Width]: (aveți opțiunea de a trasa arce-A, să închideți polilinia-C, etc.)<Enter>
- Trasarea unui arc de cerc: comanda "A"
 Command:A<Enter>
 ARC Specify start point of arc or [CEnter]:(punctul dat în coordonatele x,y sau opțiunea "CE: pentru a defini centrul arcului)<Enter>
 Specify second point of arc or [CEnter/ENd]:(valoare)<Enter>
 Specify end point of arc:(valoare)<Enter>

COMENZI DE MODIFICARE (A DESENULUI)

- Stergerea unui obiect: comanda "E"
Select objects:(se selecteaza obiectul ce se sterge –se executa click-mouse pe obiectul respectiv- acesta devine trasat cu linie intrerupta)<Enter>
Select objects:(daca se vrea a se sterge si alt obiect se selecteaza, daca nu se apasa<Enter> fara selectie)<Enter>
- Comanda de vizualizare: ZOOM "Z"
Specify corner of window, enter a scale factor (nX or nXP), or
[All/Center/Dynamic/Extents/Previous/Scale/Window] <real time>:

Exemplificare: Realizarea unui cilindru si determinarea masei, volumului si momentelor de inertie geometrice

Command: c<Enter>

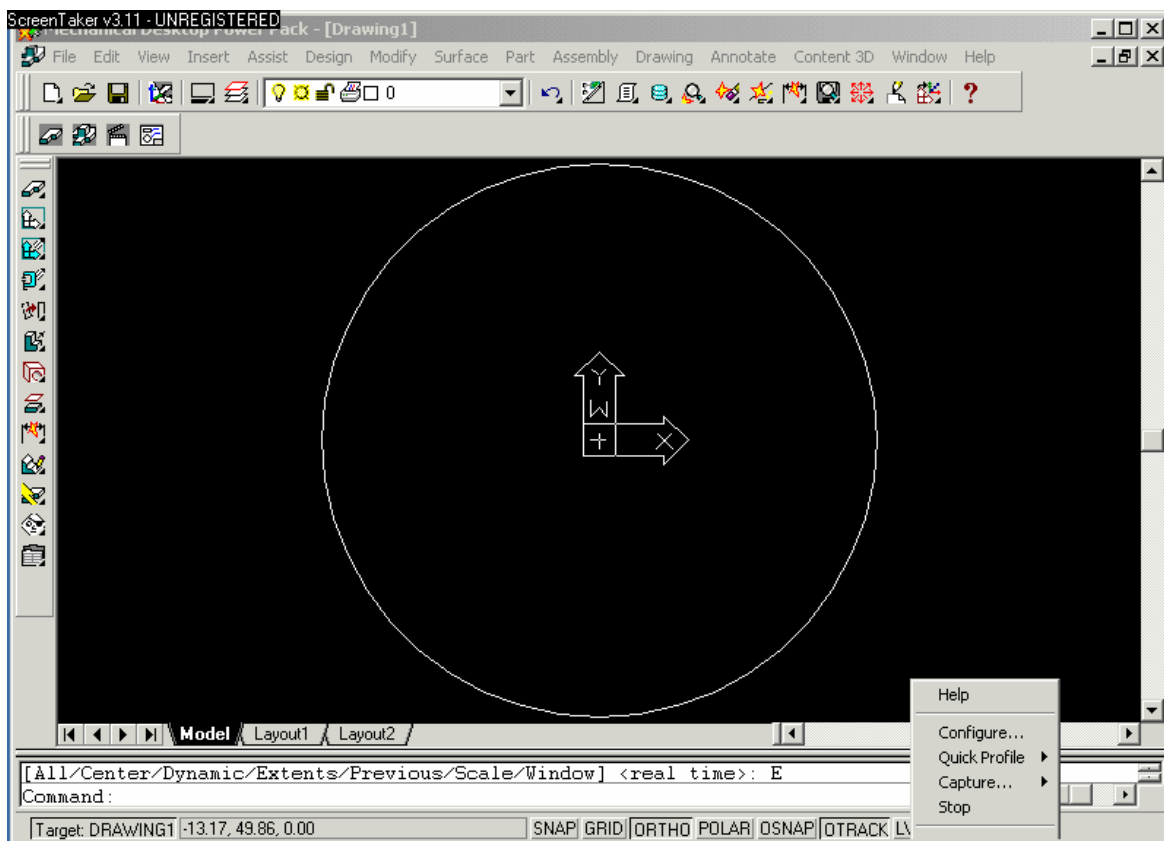
CIRCLE Specify center point for circle or [3P/2P/Ttr (tan tan radius)]:
0,0<Enter>

Specify radius of circle or [Diameter]: 50<Enter>

Command: z ZOOM<Enter>

Specify corner of window, enter a scale factor (nX or nXP), or
[All/Center/Dynamic/Extents/Previous/Scale/Window] <real time>: e<Enter>

- desenul va trebui sa arate ca în figura:



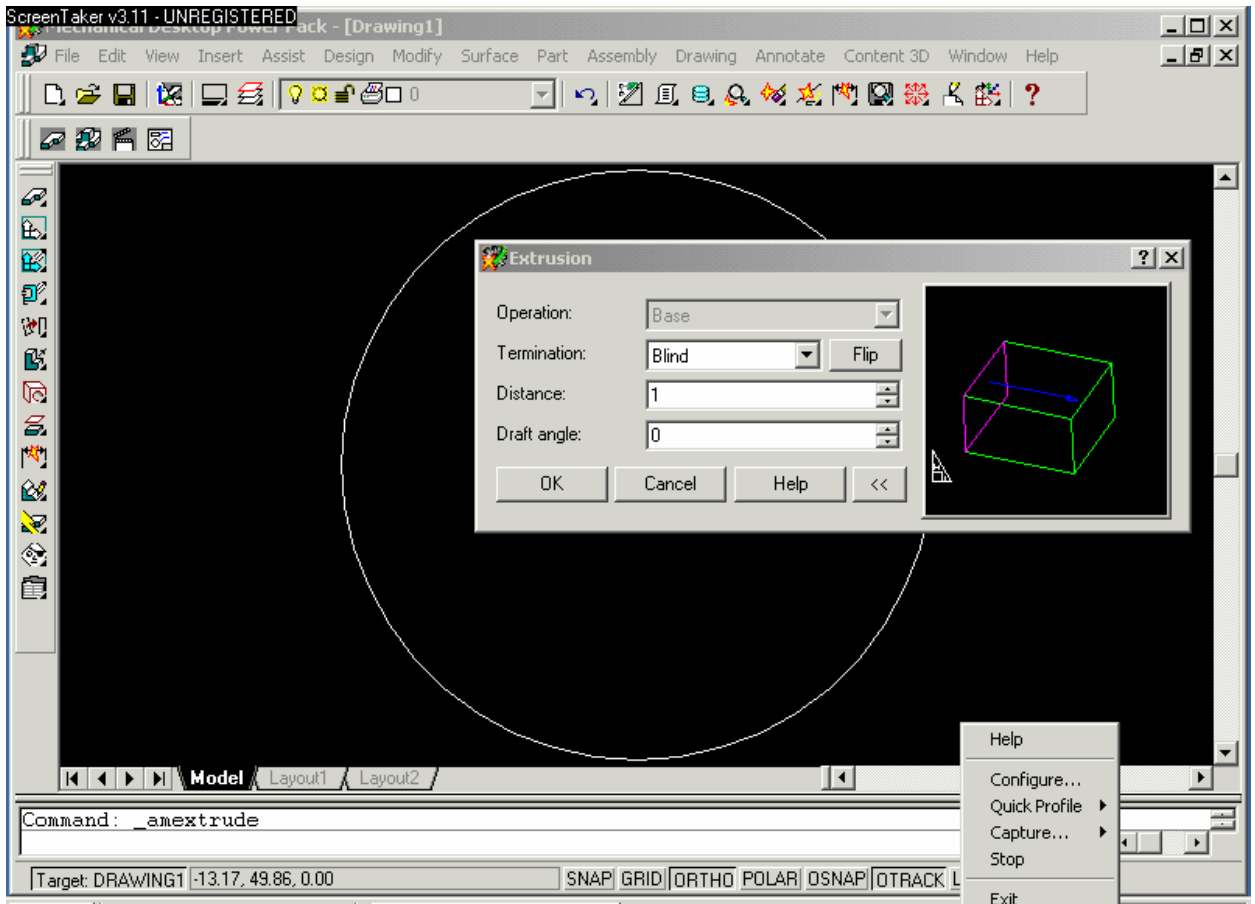
Din bara de meniuri se selecteaza comanda: Part/Sketch Solving/ Single Profile.
Calculatorul genereaza urmatoarele linii de comanda:

Command:
Command: mnu_1profile
Computing ...
Computing ...
Solved under constrained sketch requiring 1 dimensions or constraints.

Computing ...

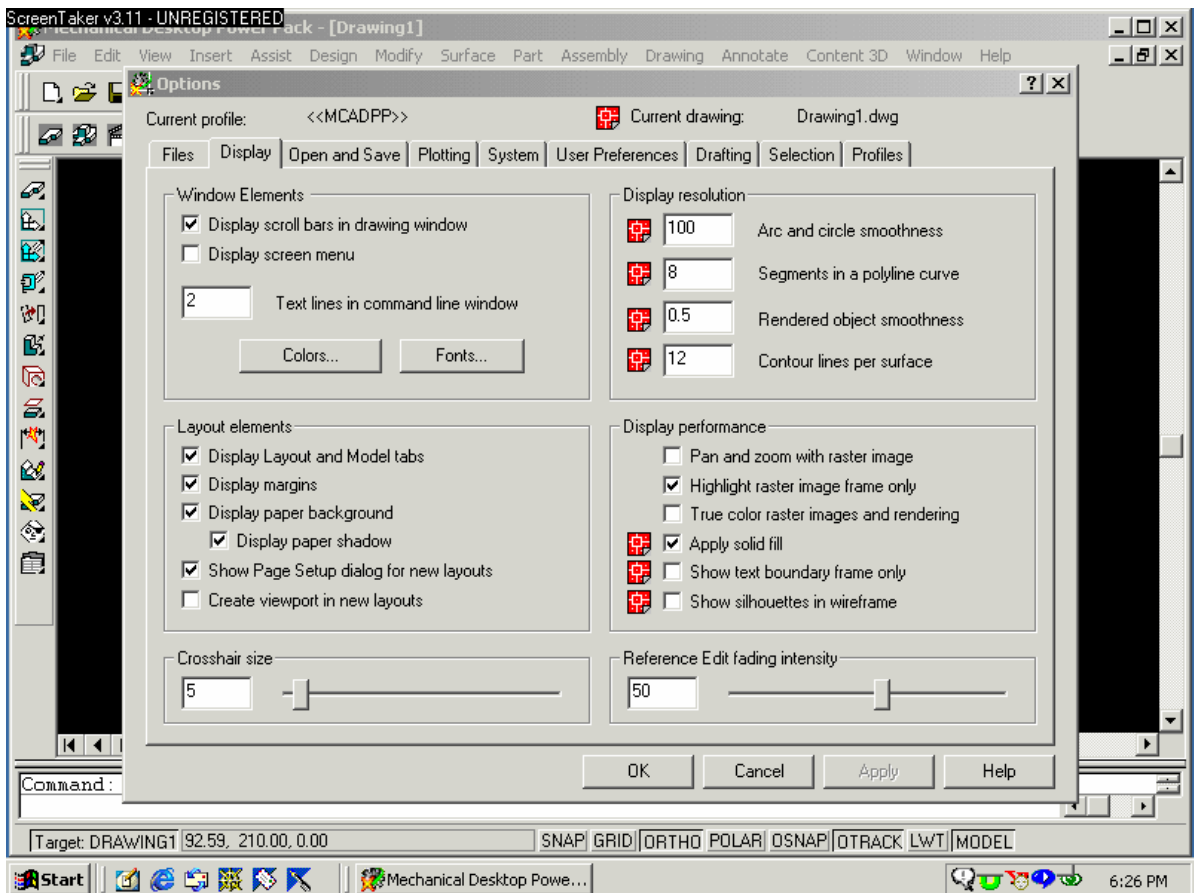
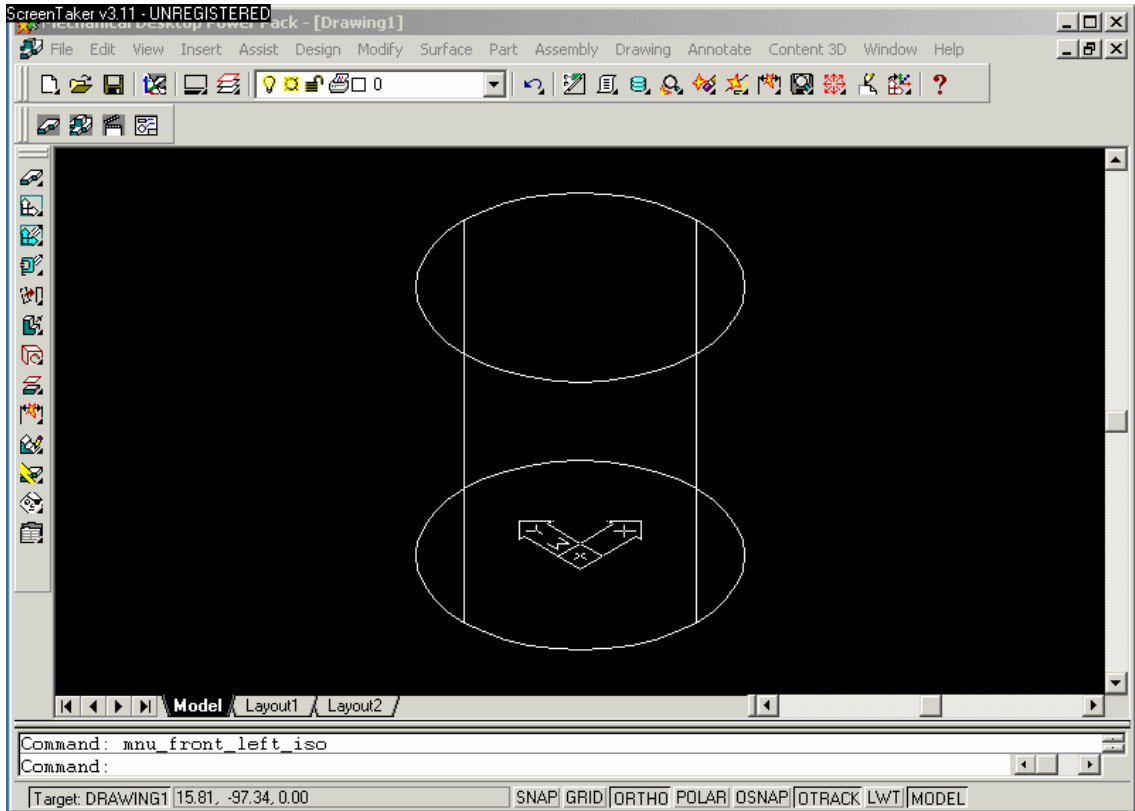
Command:

Din bara de meniuri se selecteaza comanda: Part/Sketched Features/ Extrude iar calculatorul genereaza o fereastra de dialog ca în figura:



Se seteaza variabilele: Termination: Blind; Distance: 100 (prin acesta variabila se stabileste înaltimea cilindrului); Draft angle: 0. Se apasa tasta <OK>.

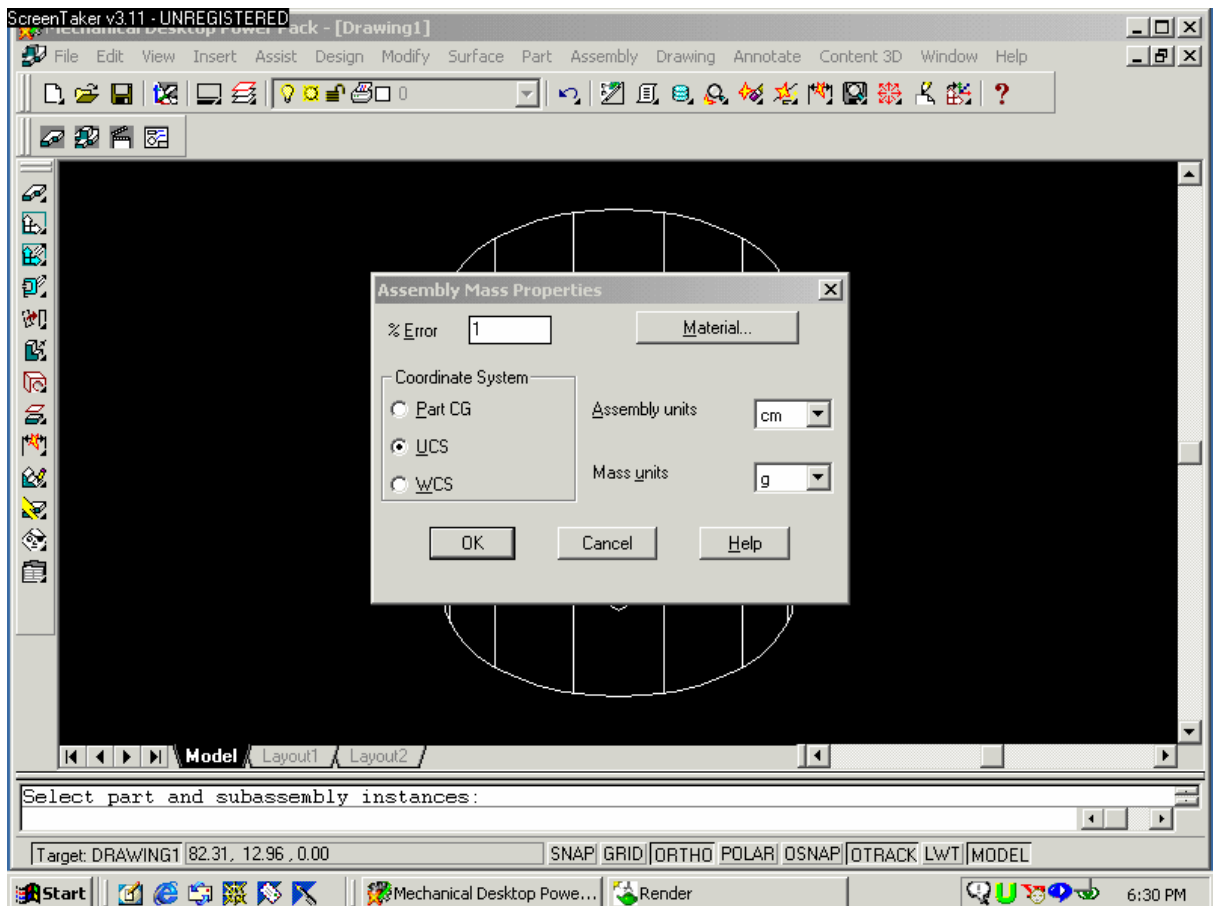
Din bara de meniuri se da comanda: View/3Dview/Front Left Isometric. Se optine urmatoarea imagine pe ecran. Observati ca cilidrul este reprezentat simplificat prin cercurile celor doua suprafete de capat si doua generatoare. Pentru o imagine mai elocventa a cilindrului se selcteaza optiunea Asist/Option iar calculatorul va genera o nou fereastra de dialog ca în figura. In meniul Display, submeniul Display resolution, Contor lines per surface se introduce valoarea 50. Se apasa <Apply> apoi <OK>.



Se observa ca asupra desenului nu s-a produs nici o modificare. Pentru a vizualiza modificarea se utilizeaza comanda: "RE" (regen- regenereaza desenul).

Pentru atasarea unui material cilindului si pentru determinarea masei, volumului si momentelor de inertie se recurge la urmatoarea comanda din bara de meniuri: Assambly/Analysis/Mass properties.

Se executa urmatoarele comenzi: <Enter>, se selecteaza cilindrul (click-mouse), <Enter>. Apare pe ecran urmatoarea caseta de dialog:

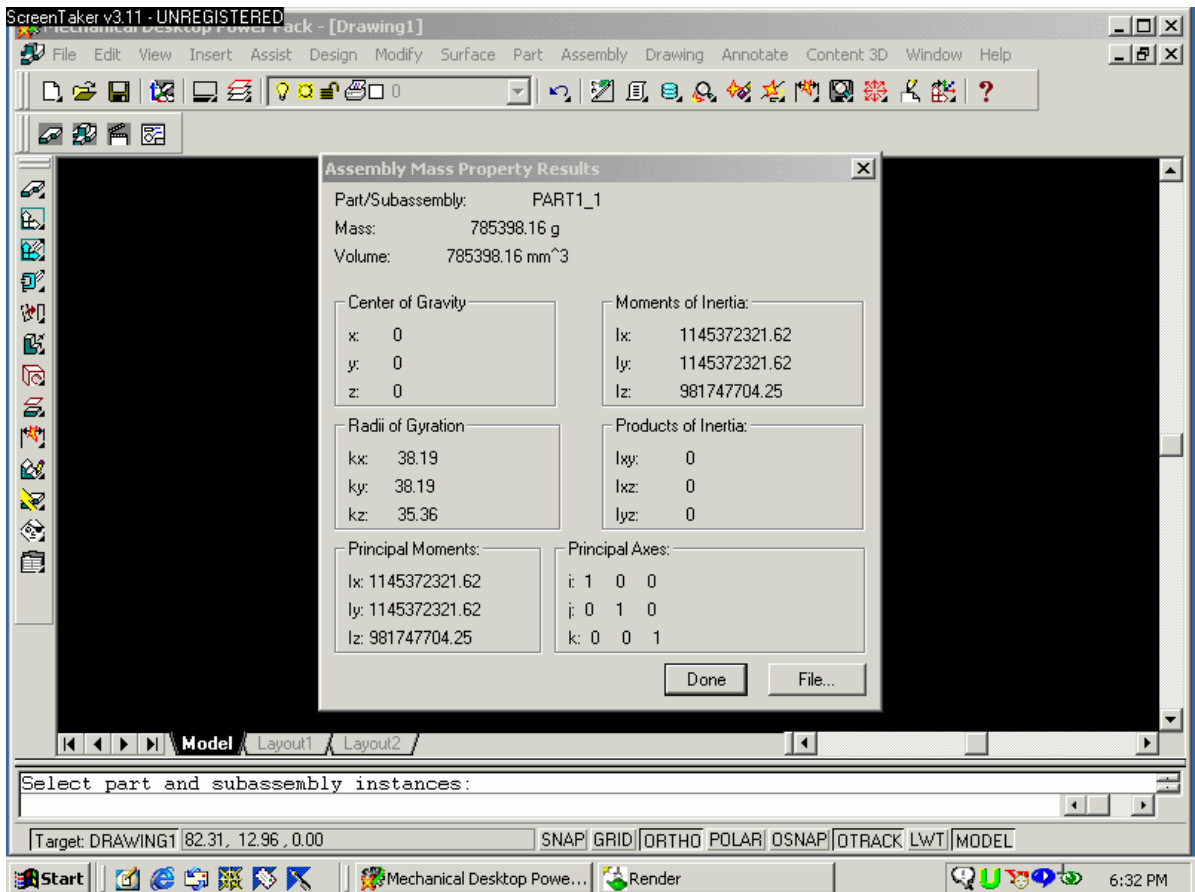
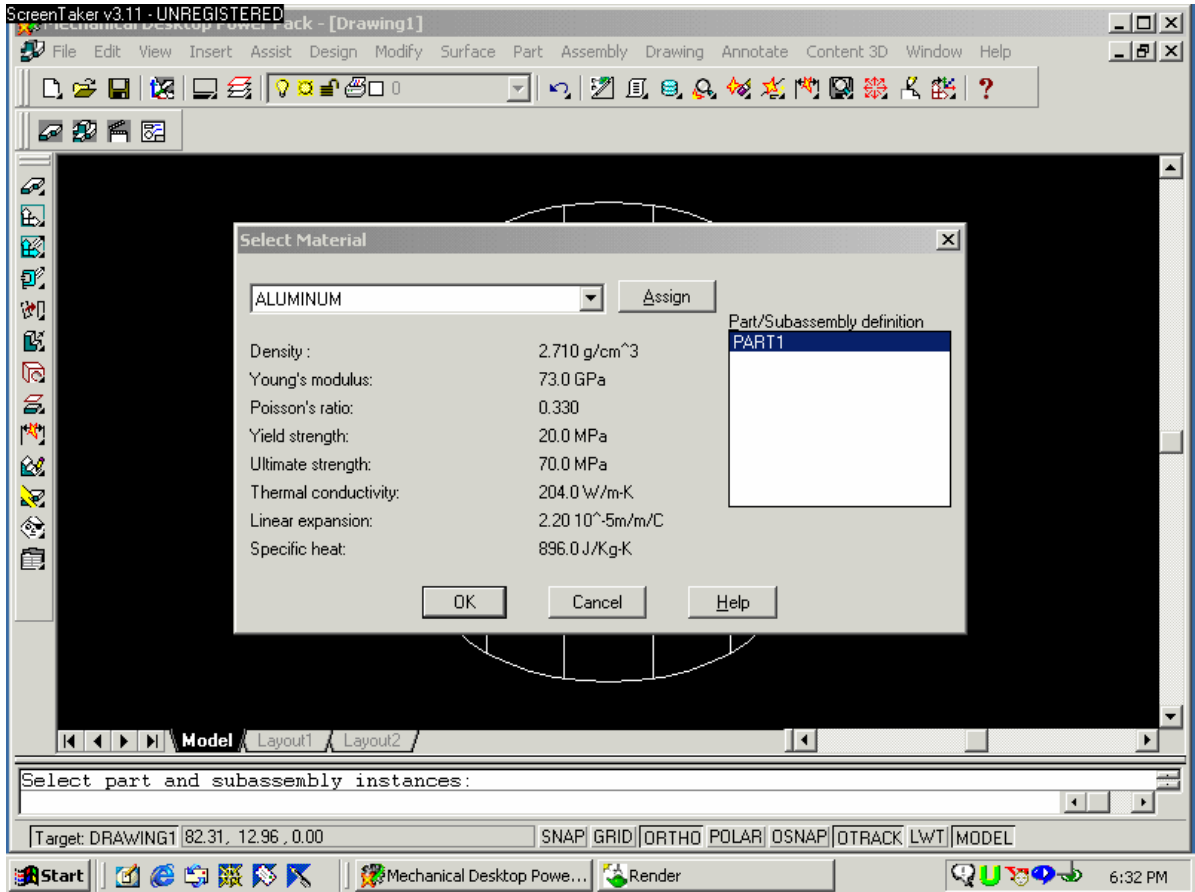


In aceasta fereastra de dialog se pot stabili:

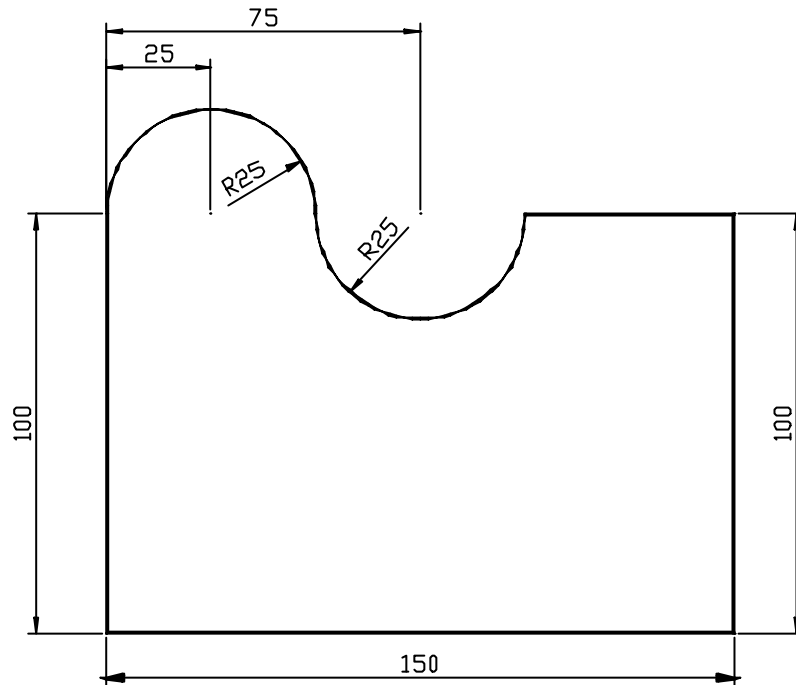
- eroarea maxima de calcul (în procente);
- reperul fata de care se calculeaza momentele de inertie (Part CG- fata de centrul de greutate al cilindului, UCS-fata de sistemul de coordonate afisat pe ecran, WCS-fata de sistemul de coordonate universal);
- unitatile de masura de referinta: cm/mm si g/Kg.

Se apasa butonul <Material> iar calculatorul va genera urmatoarea caseta de dialog. Se selecteaza din lista un material corespunzator pentru care, în aceeași fereastră sunt afisate caracteristicile fizico-mecanice si termice ale acestuia.

Se apasa <OK> pentru ambele ferestre de dialog calculatorul generând o alta fereastră de dialog ca în figura, în care se observa datele pentru care s-a executat modelul: masa, volumul, centrul de greutate, razele de giratie, momentele de inertie. Aceste date pot fi salvate într-un fisier tip ".mpr" ce poate fi vizualizat cu Notepad prin apasarea tastei <File...>. Programul va cere introducerea locatiei pentru fisierul respectiv.



Aplicatie: Executarea unui model tip corp de revolutie la care sa se calculeze masa, volumul, centrul de greutate, momentele de inertie, dupa desenul din figura de mai jos:



Facultatea de Mecanica

Departamentul: Inginerie Mecanica, Mecatronica si Robotica

Disciplina: Biomecanica

LABORATORUL nr. 3

Partea II - Modelarea CAD a Sistemelor Biomecanice

Crearea de part-uri simple in programul Mechanical Desktop Power Pack.

Realizarea unor ansamble elementare.

C. Definirea reperului triortogonal fundamental

- Pentru crearea unui solid, este imperios necesara definirea unui sistem de plane triortogonal care sa permita vizualizarea si lucrul cu usurinta. Astfel, precum se vede în fig. 1, un plan se creeaza cu succesiunea de comenzi Part\ Work Features\ Work Plane care ne duce în meniul Work Plane Feature de unde trebuie sa deselectam optiunea Create Sketch Plane, selectând în schimb World XY urmat de OK care ne creeaza planul XY. Se procedeaza similar pentru a crea celelalte plane: YZ, respectiv XZ.

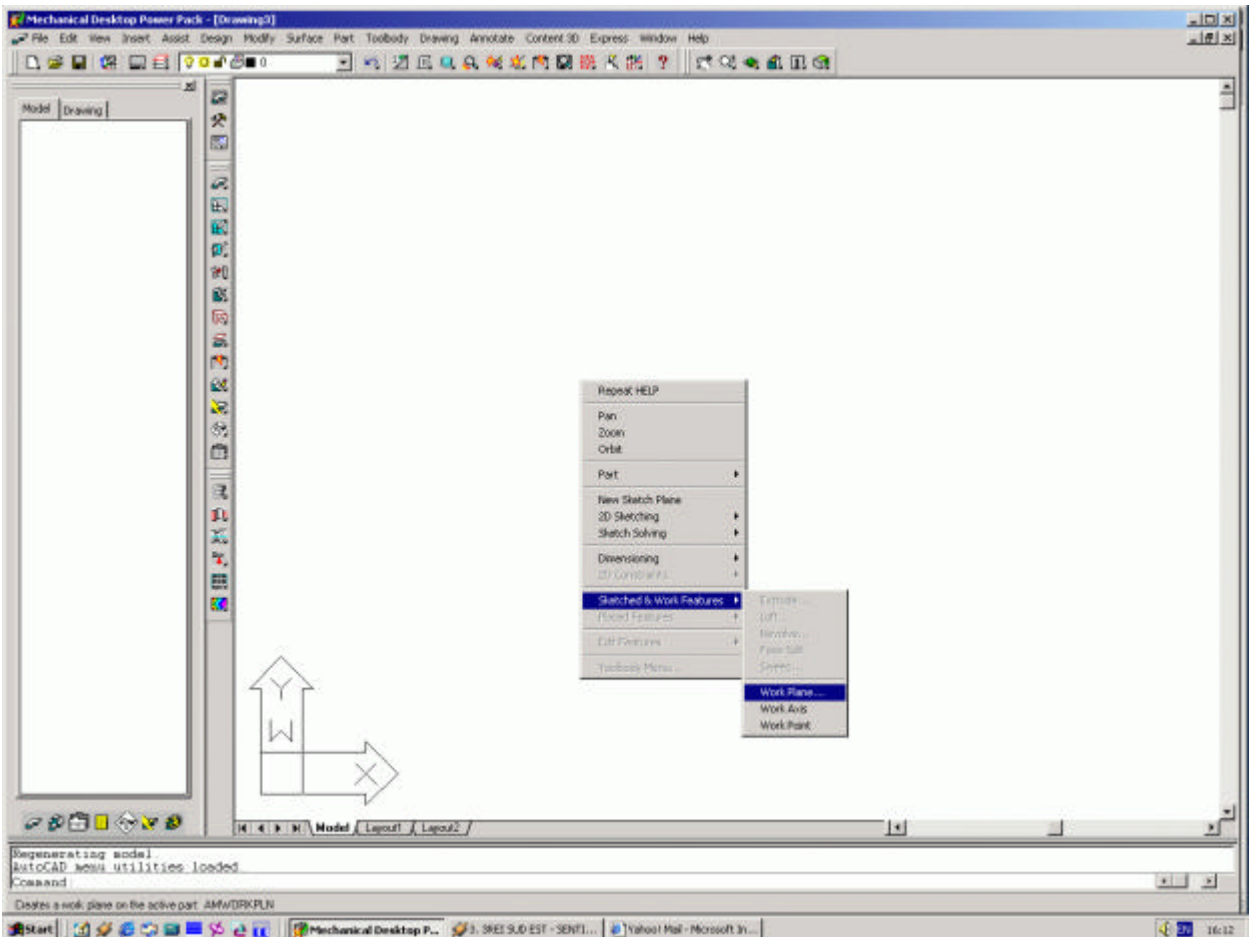


Fig. 1

- Pentru vizualizarea dinamica a reperului creat, folosim comenzile View/3 D Orbit, rotind desenul dupa dorinta (fig. 2).

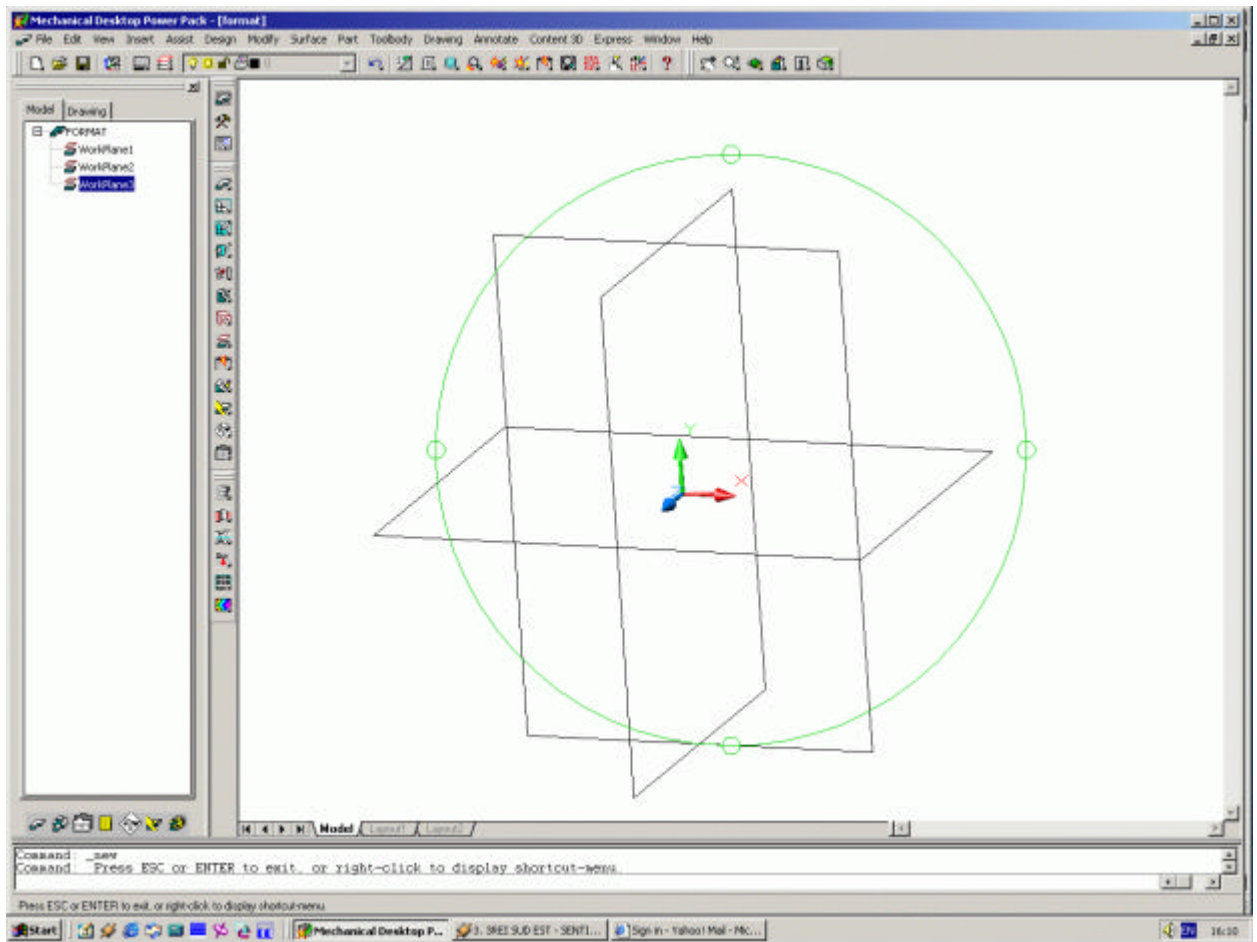


Fig. 2

*D. Generarea unui solid prin interpolarea unor sectiuni de forma regulata.
Comanda Loft*

- Pentru a reproduce cât mai fidel modelul tridimensional al unui os sau muschi, daca îi stim diverse sectiuni, putem construi portiuni solide care sa le uneasca, folosind comanda Loft.
- Vom folosi un exemplu al comenzii Loft pentru 3 plane supraetajate la o distanta cunoscuta. Construim ca mai sus un Work Plane paralel si la o distanta data, astfel: Part\ Work Features\ Work Plane si în meniul Work Plane Feature deselectam Create Sketch Plane, urmând ca în caseta 1st Modifier sa selectam Planar Parallel si în caseta 2nd Modifier selectam Offset si sa dam valoarea 50 apoi OK (fig. 3).

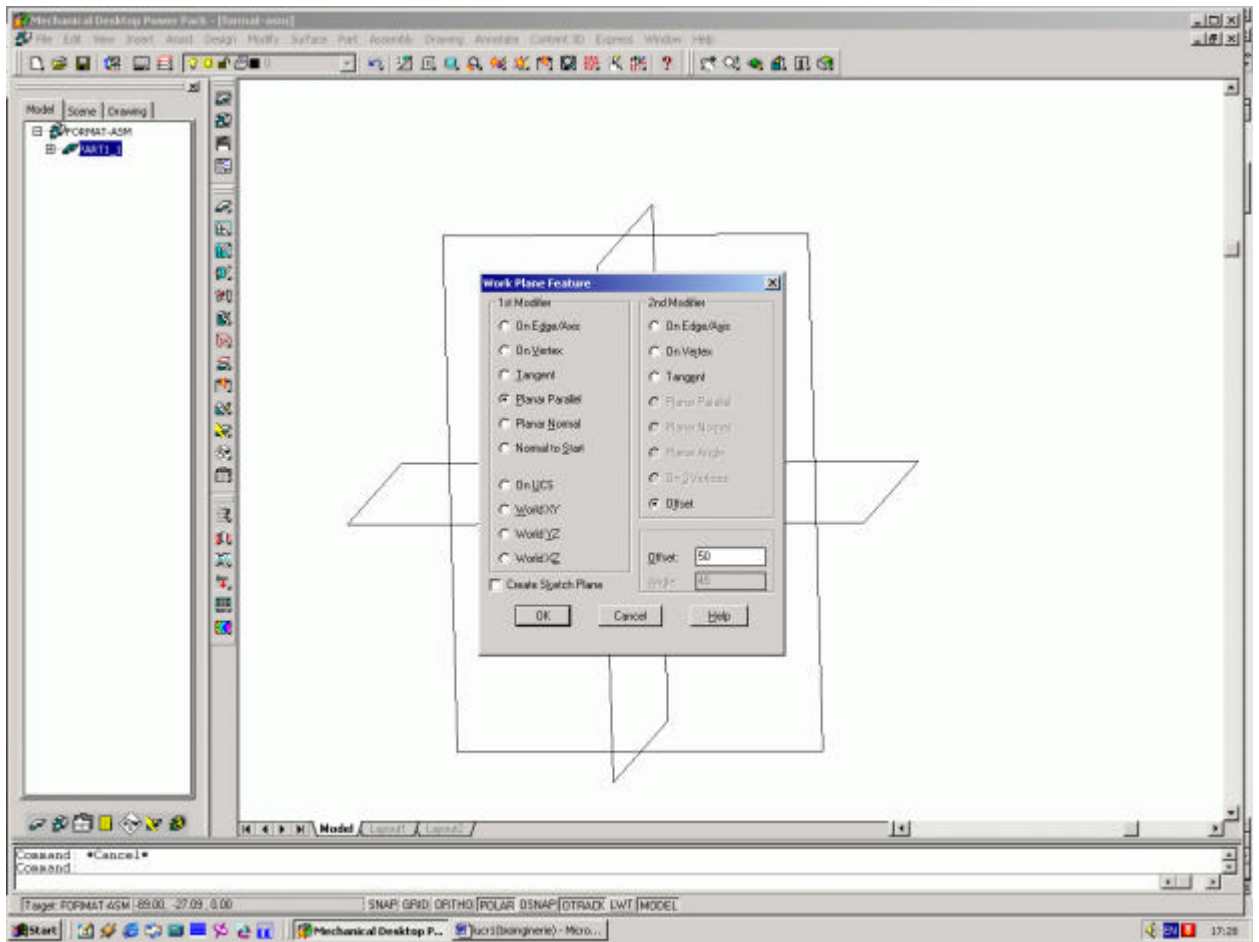


Fig. 3

- În continuare, MDT ne va cere sensul în care sa fie creat noul plan, acceptând cu Enter direcția propusă (fig. 4).

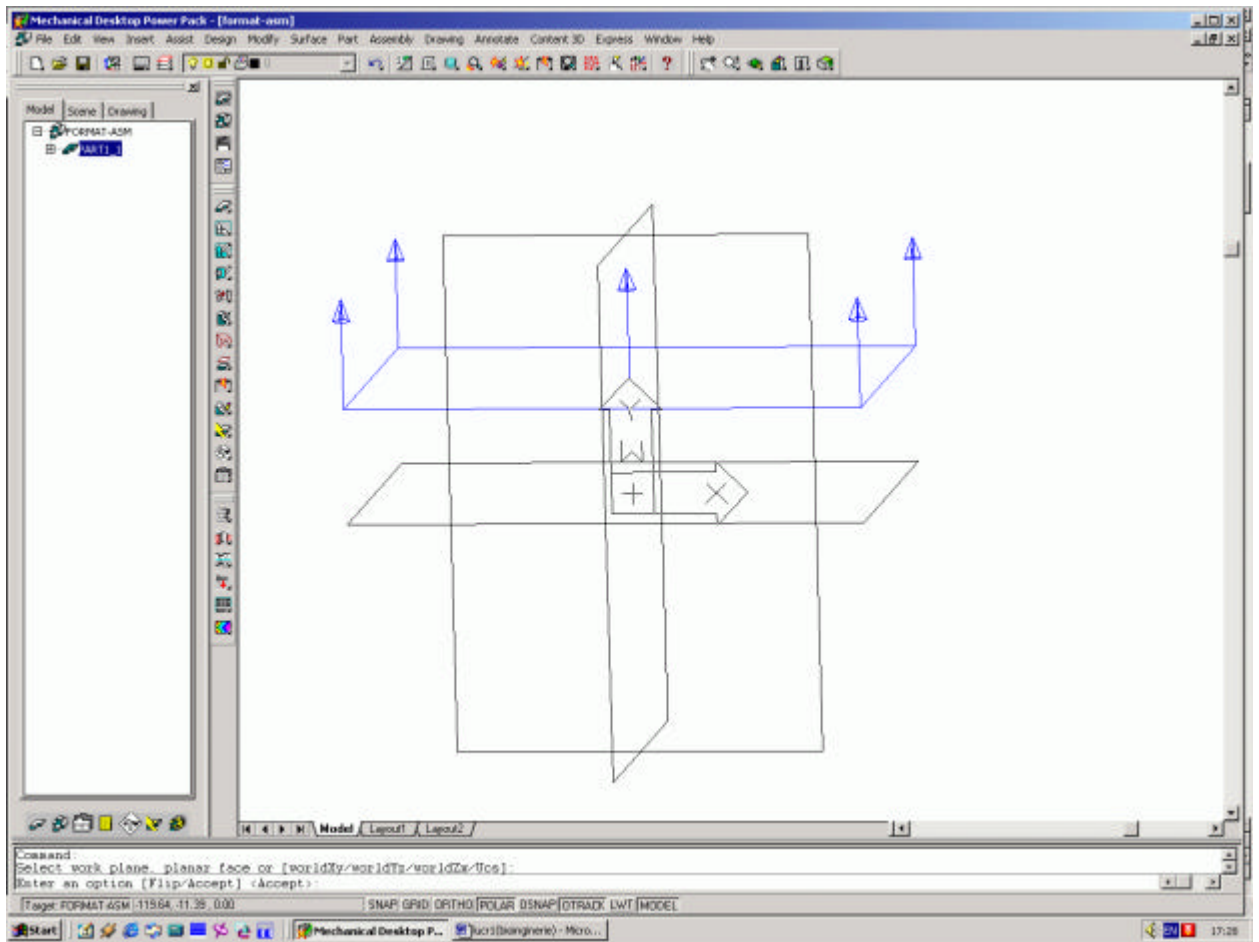


Fig. 4

- În mod asemănător procedam la crearea celorlalte 2 plane, urmând ca rezultatul sa fie asemănător cu cel din fig. 5, când ele apar și în Desktop Browser.

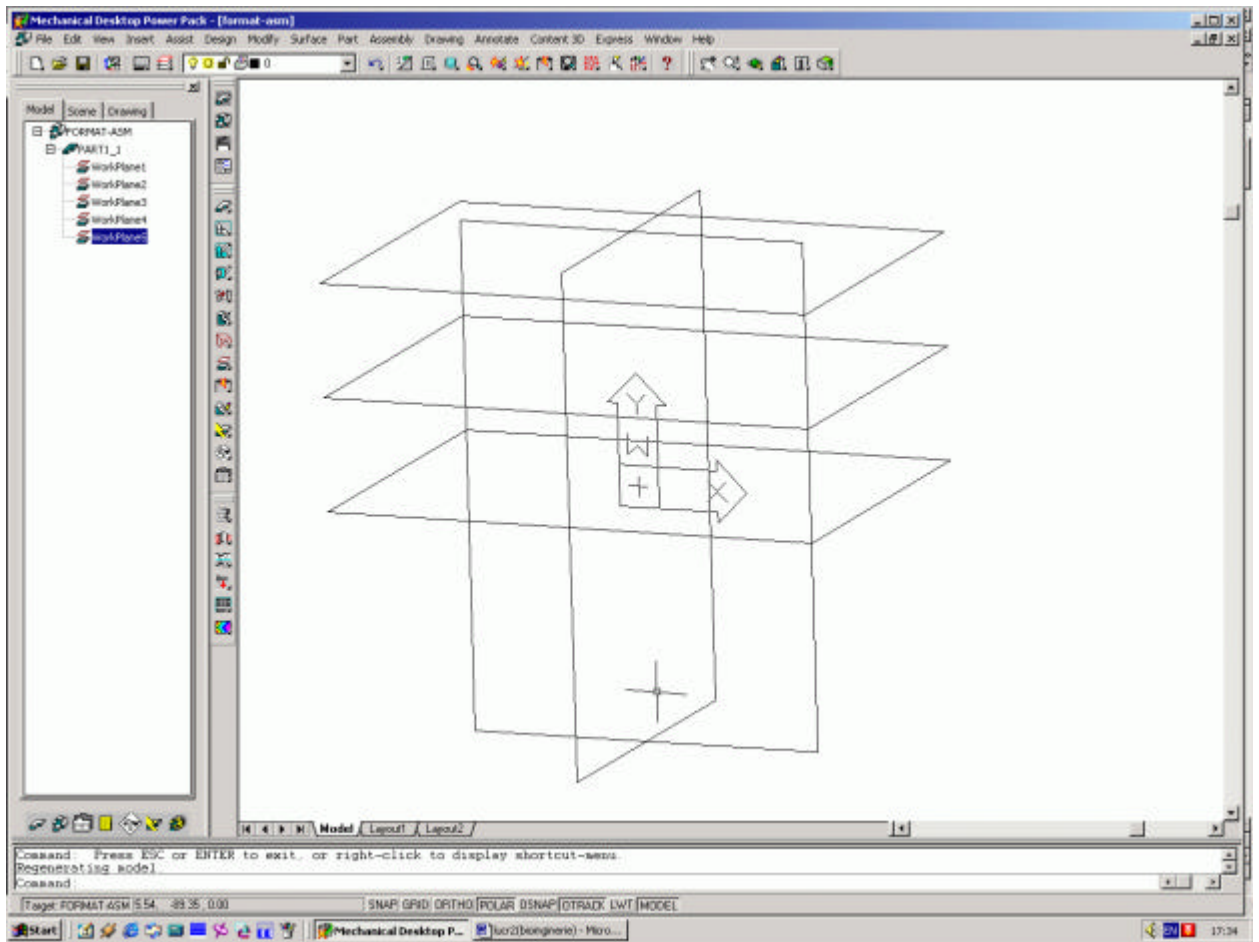


Fig. 5

În continuare, alegem unul din plane cu comanda New Sketch Plane, acceptând direcția axelor XYZ cu Enter (fig. 6) și îl facem plan curent cu comanda Plan\ Current.

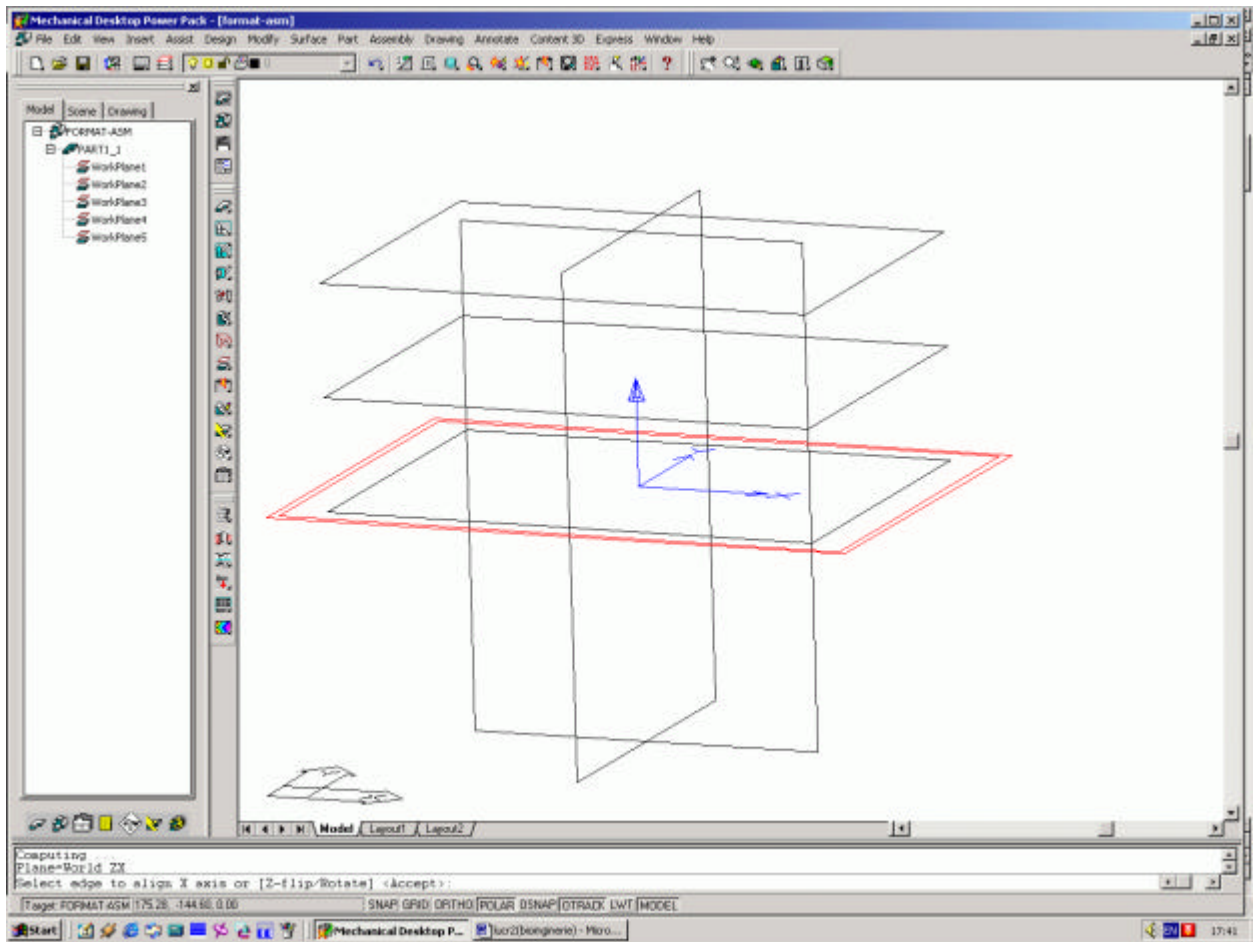


Fig. 6

- În planul ales, desenăm cu ajutorul comenzii Polyline un triunghi cu laturi oarecare, dimensiunile fiind mai puțin importante acum, după care îl profilăm cu Part\ Sketch Solving\ Single Profile (fig. 7).

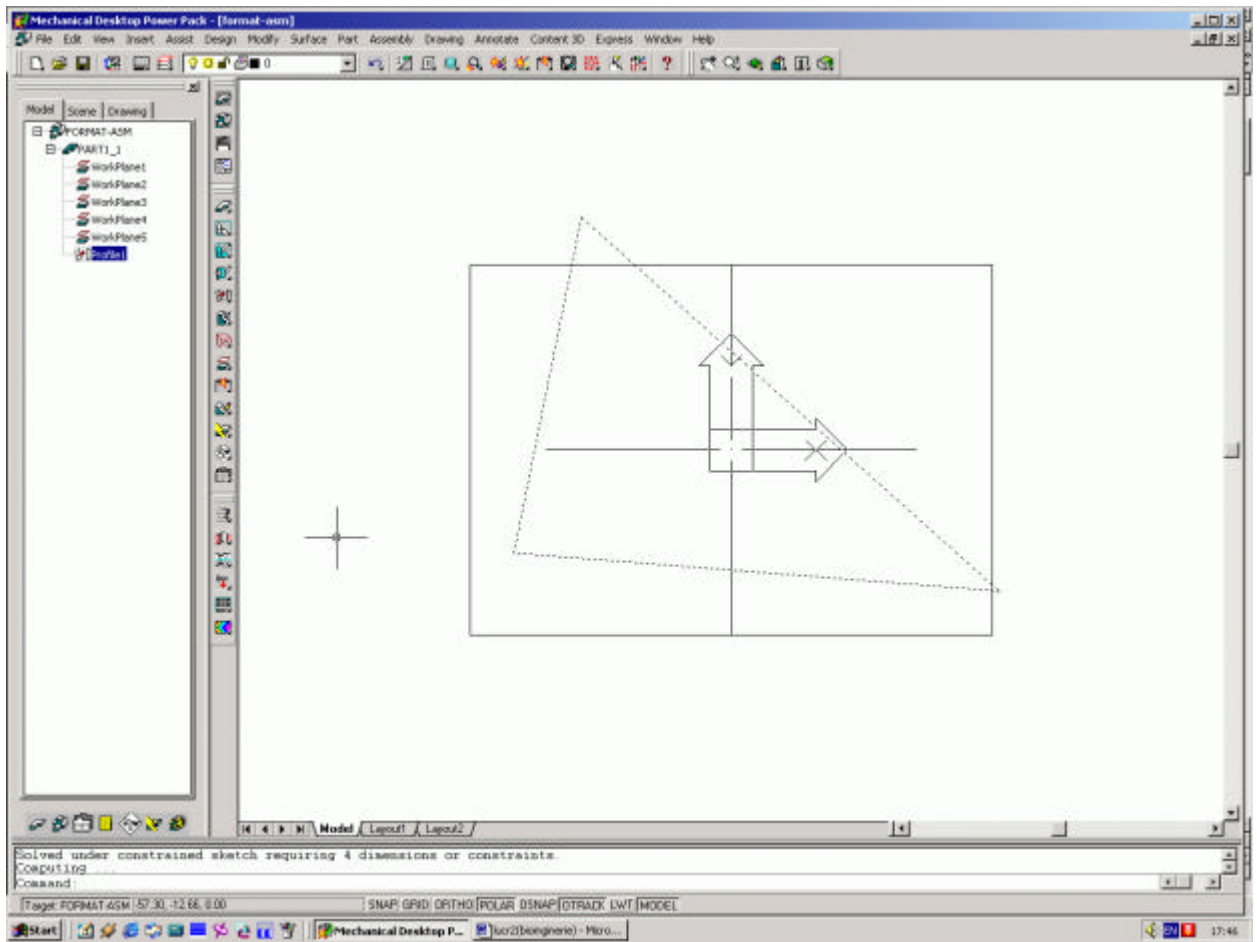


Fig. 7

- Iesim din plan cu 3 D Orbit si alegem planul de deasupra celui în care am facut triunghiul cu New Sketch Plane. Facem planul curent cu Plan\ Current si desenam în el un cerc de raza oarecare, de dimensiuni apropiate triunghiului anterior, dupa care îl profilam (fig. 8).

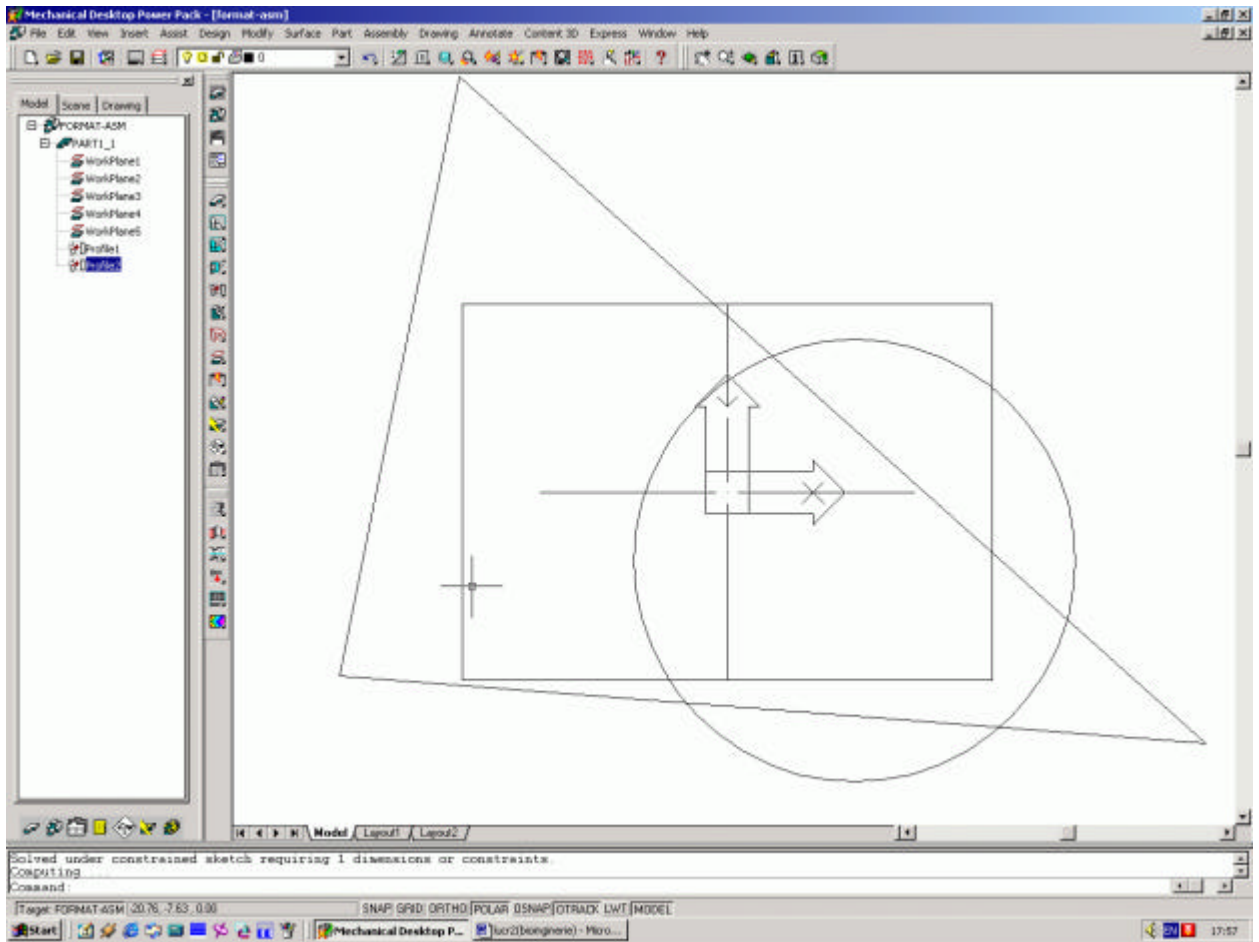


Fig. 8

- La fel iesim cu 3 D Orbit si din acest plan, facând cel de-al 3- lea plan New Sketch Plane, alegându'l plan curent si desenând pe el un dreptunghi oarecare, dupa care îl profilam (fig. 9).

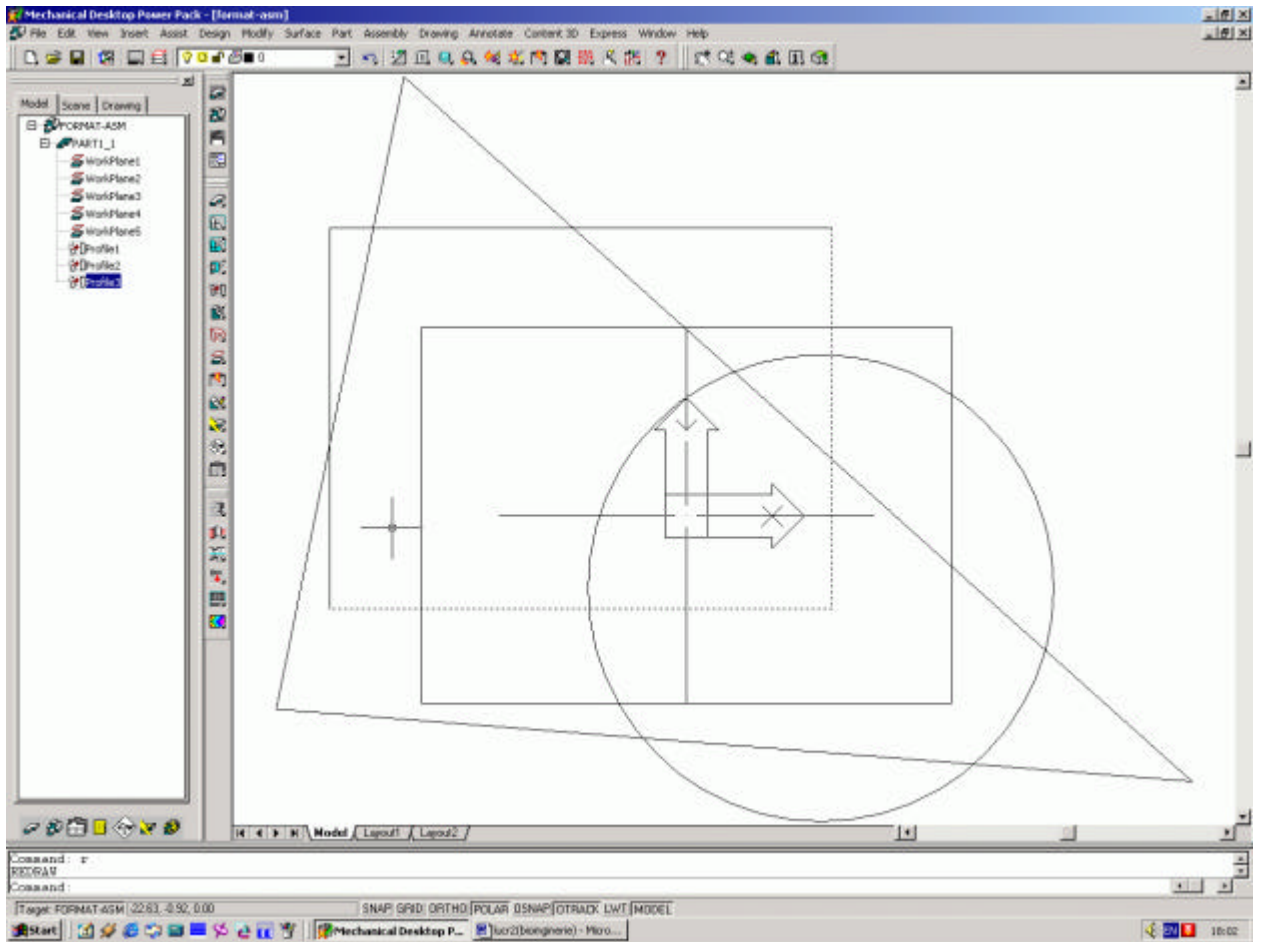


Fig. 9

- Folosind combinatia Pan-Zoom-Orbit ne putem ajusta perspectiva ca în fig. 10.

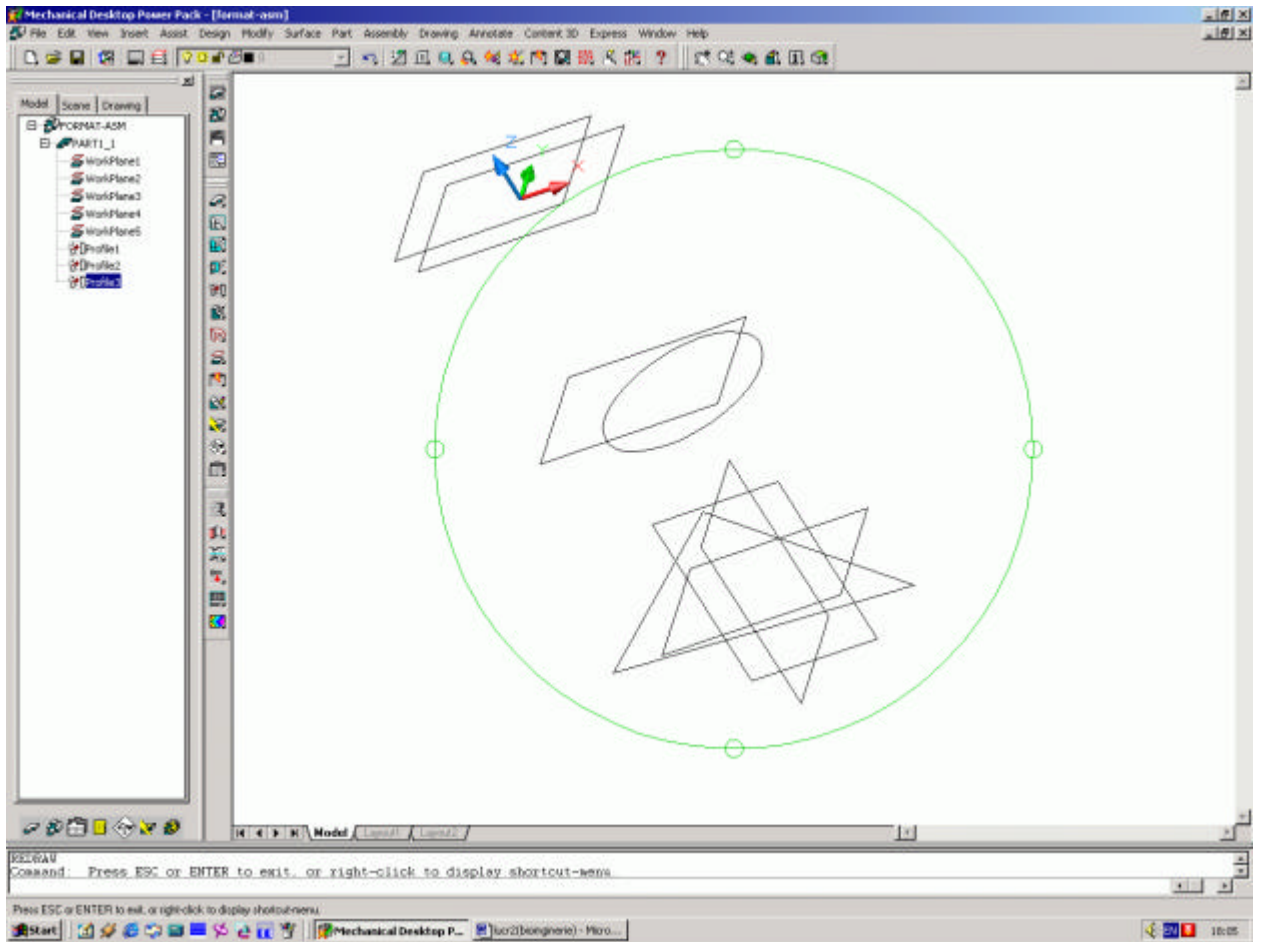


Fig. 10

- Comanda Loft poate fi accesata cu Part\ Sketched features\ Loft care ne va cere sectiunile prin care sa creeze solidul, moment în care selectam succesiv, de la cel mai de jos, la cel mai de sus, planele create anterior, ca în fig. 11.

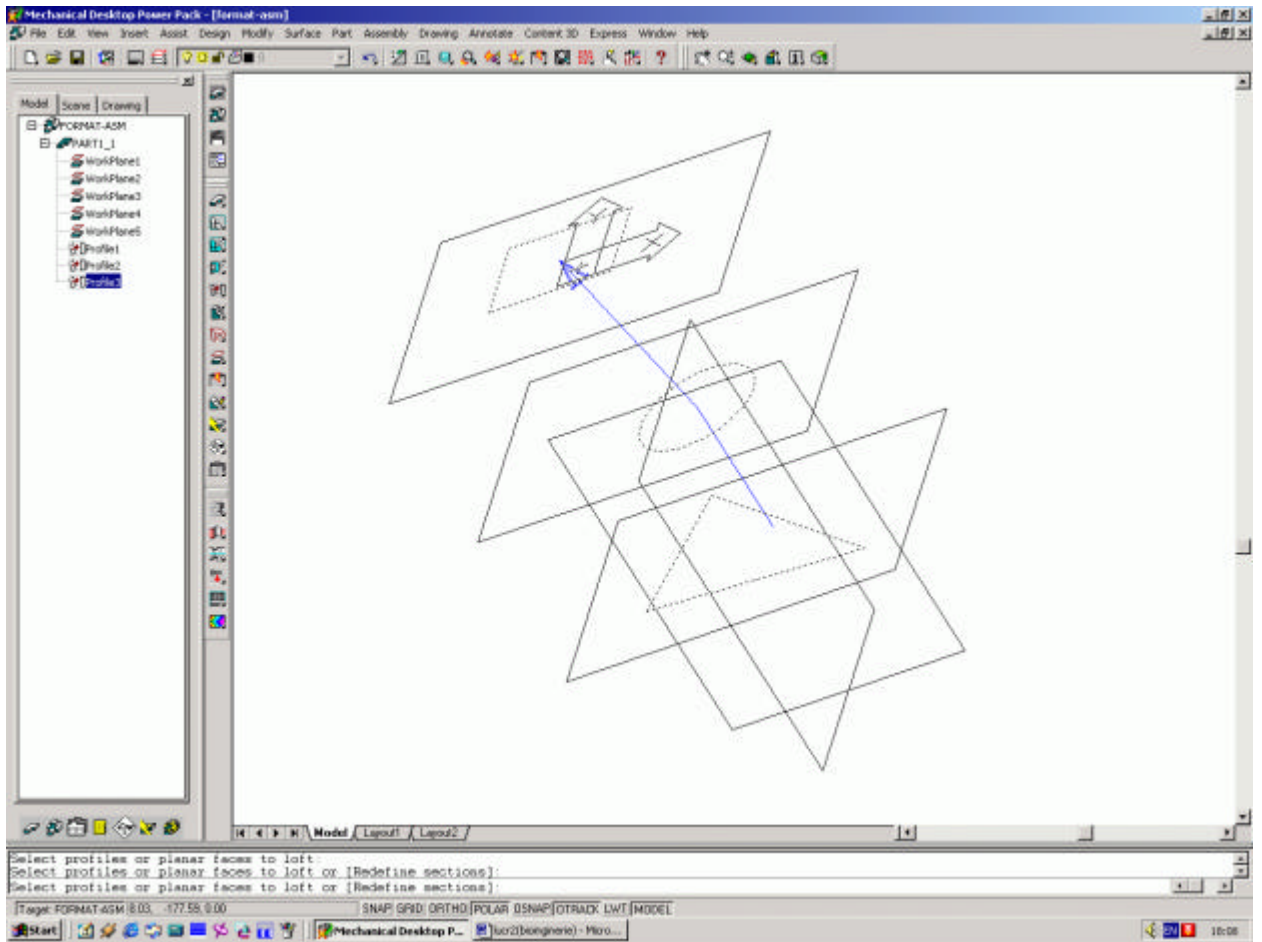


Fig. 11

- Astfel, intram în meniul Loft care dispune de mai multe opțiuni în privința posibilităților de interpolare și a unghiurilor lor; acceptând cu Enter, ar trebui să ajungem la un desen asemănător cu cel din fig. 12, după ce s'a schimbat culoarea part-ului din Desktop Browser\ Right Click\ Properties\ Color și s'a schimbat modul de renderizare activă View\ Shade\ Gouraud Shaded.

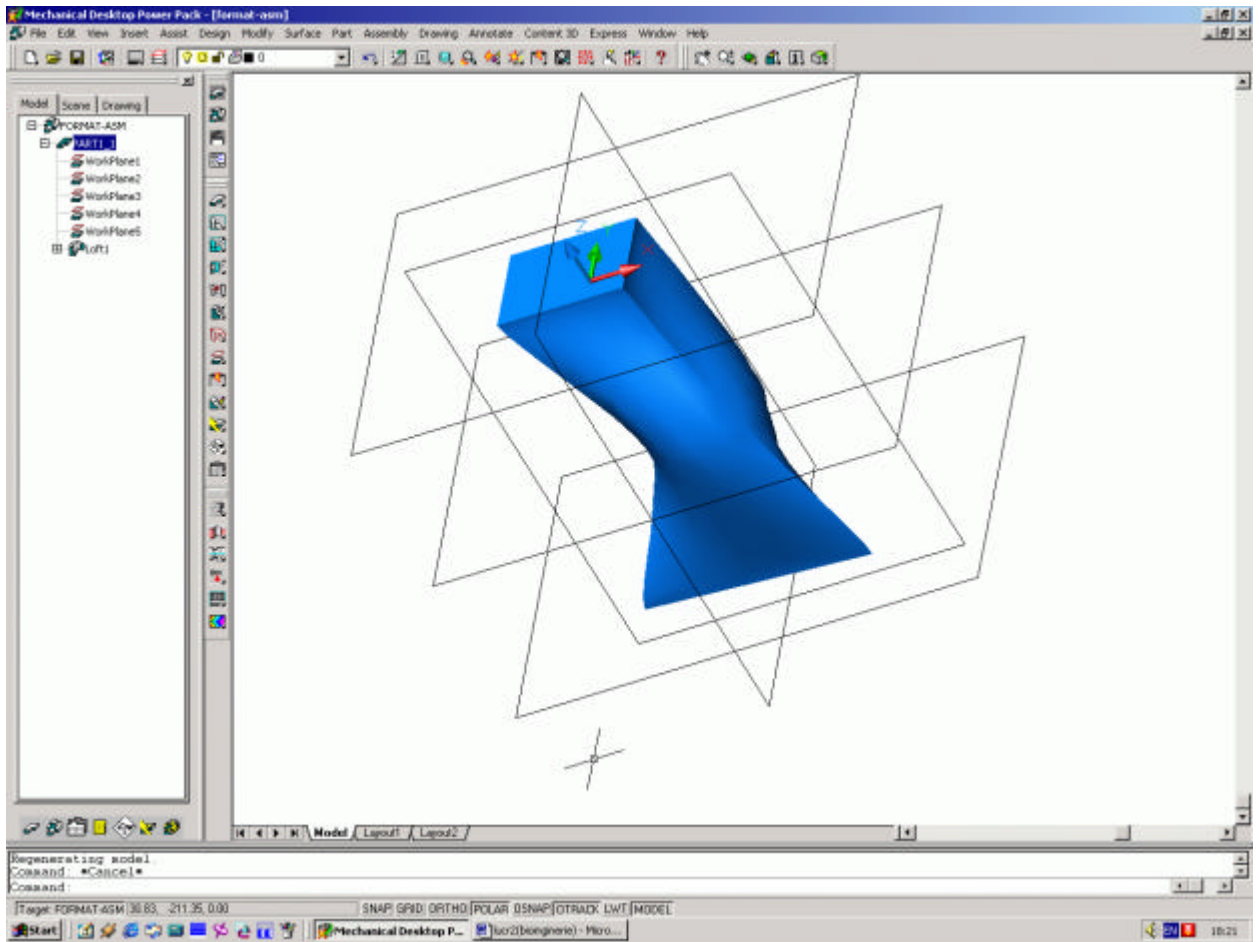


Fig. 12

E. Comanda Loft. Generarea unui solid prin interpolarea unor sectiuni neregulate

- în fig. 13 sunt prezentate sectiunile componente ale solidului, în fig.14 fiind prezentat modelul rezultat ce aminteste forma unei structuri musculare.

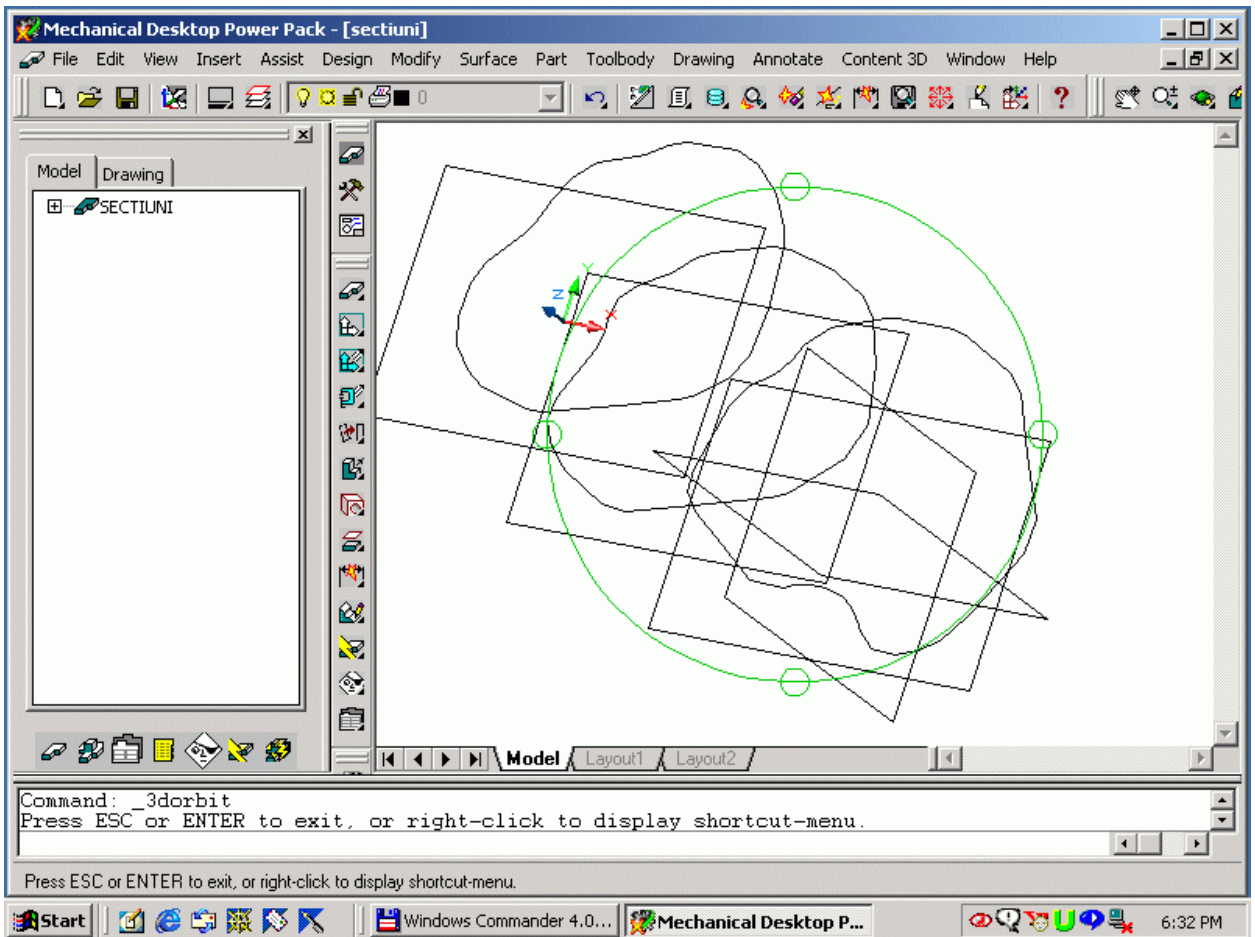


Fig. 13

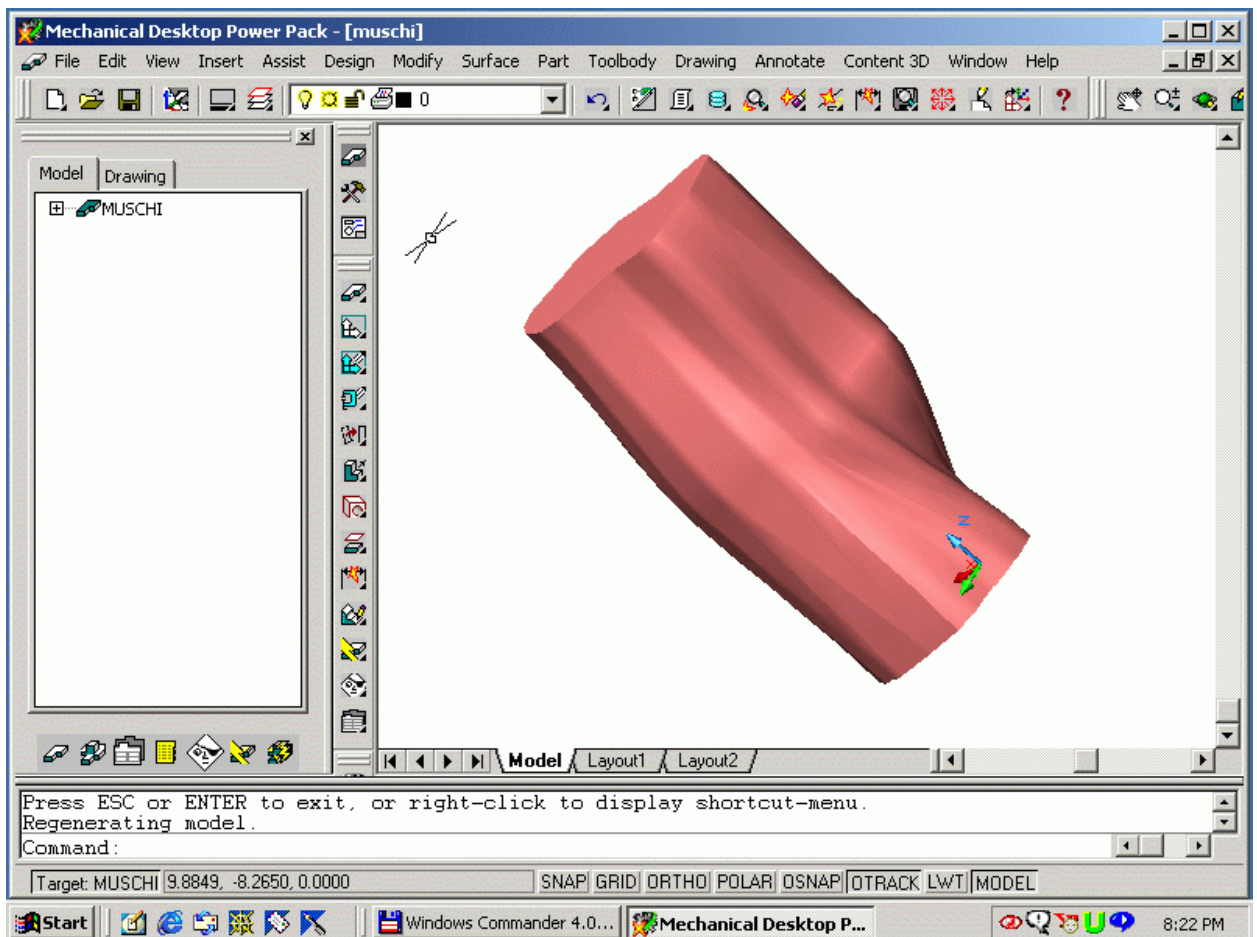


Fig. 14

F. Elemente de baza ale asamblarii

- Folosind corpul creat cu ajutorul comenzii Loft, prin interpolarea sectiunilor regulate triunghi-cerc-dreptunghi, îi vom atasa un surub creat anterior, cu specificatia ca într'un ansamblu, suprafetele ce vin în contact trebuie "sa se potriveasca", adica sa fie identice (ex.: triunghi-triunghi) sau sa aiba aceeasi orientare (cilindru de raza mica în cilindru de raza mare).
- În functie de felul suprafetelor ce vin în contact, meniul Assembly\ 3D Constraints are optiunile: Mate, Flush, Angle si Insert.
- În cazul nostru, am adus surubul cu Assembly\ Catalog\ Right Click în caseta Directories\ Add Directory, alegând directorul în care avem modelul surubului si selectându'l cu OK, ca în fig. 15.

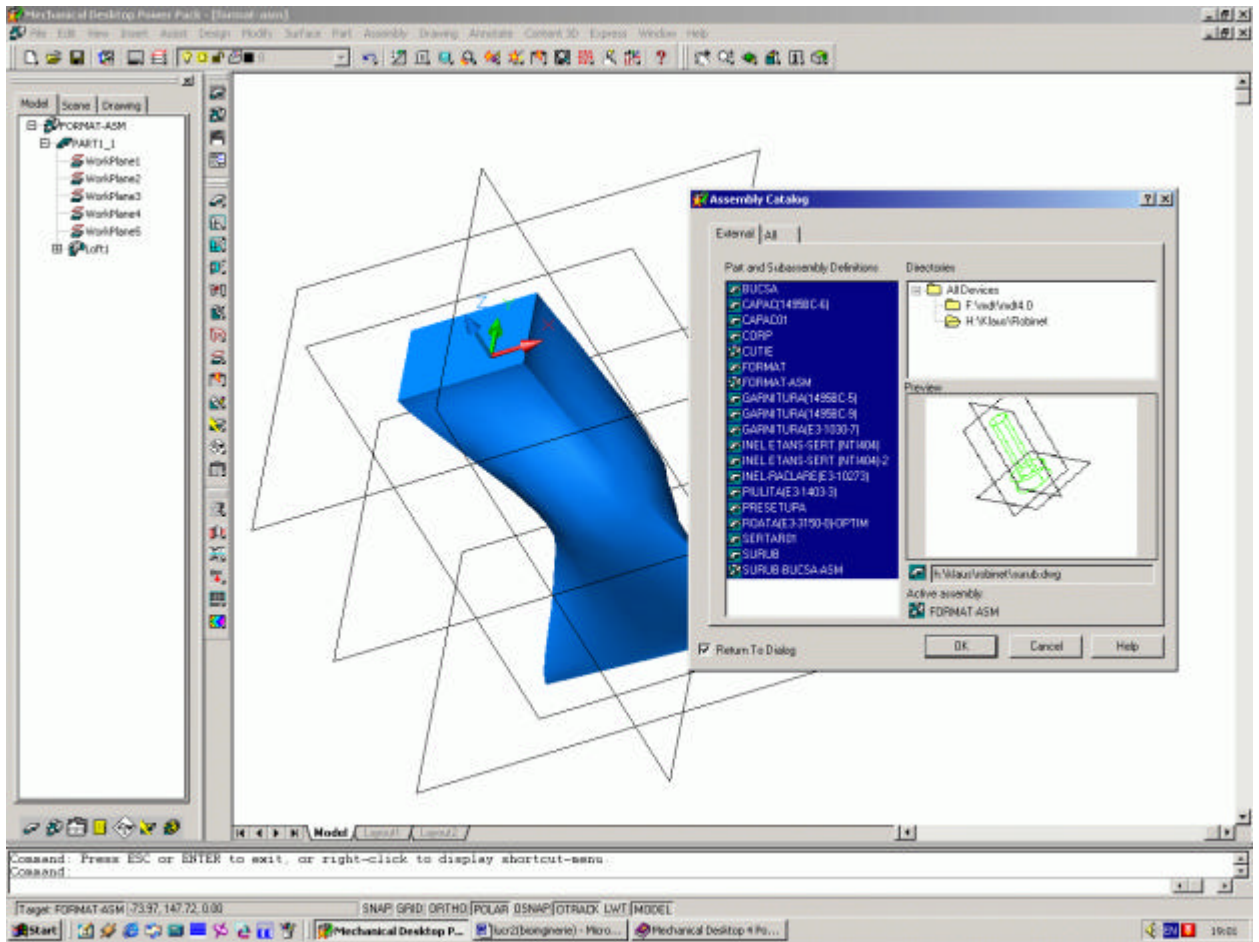


Fig. 15

- Dupa care îl introducem în desen, cele 2 corpuri aratând ca in fig. 16.

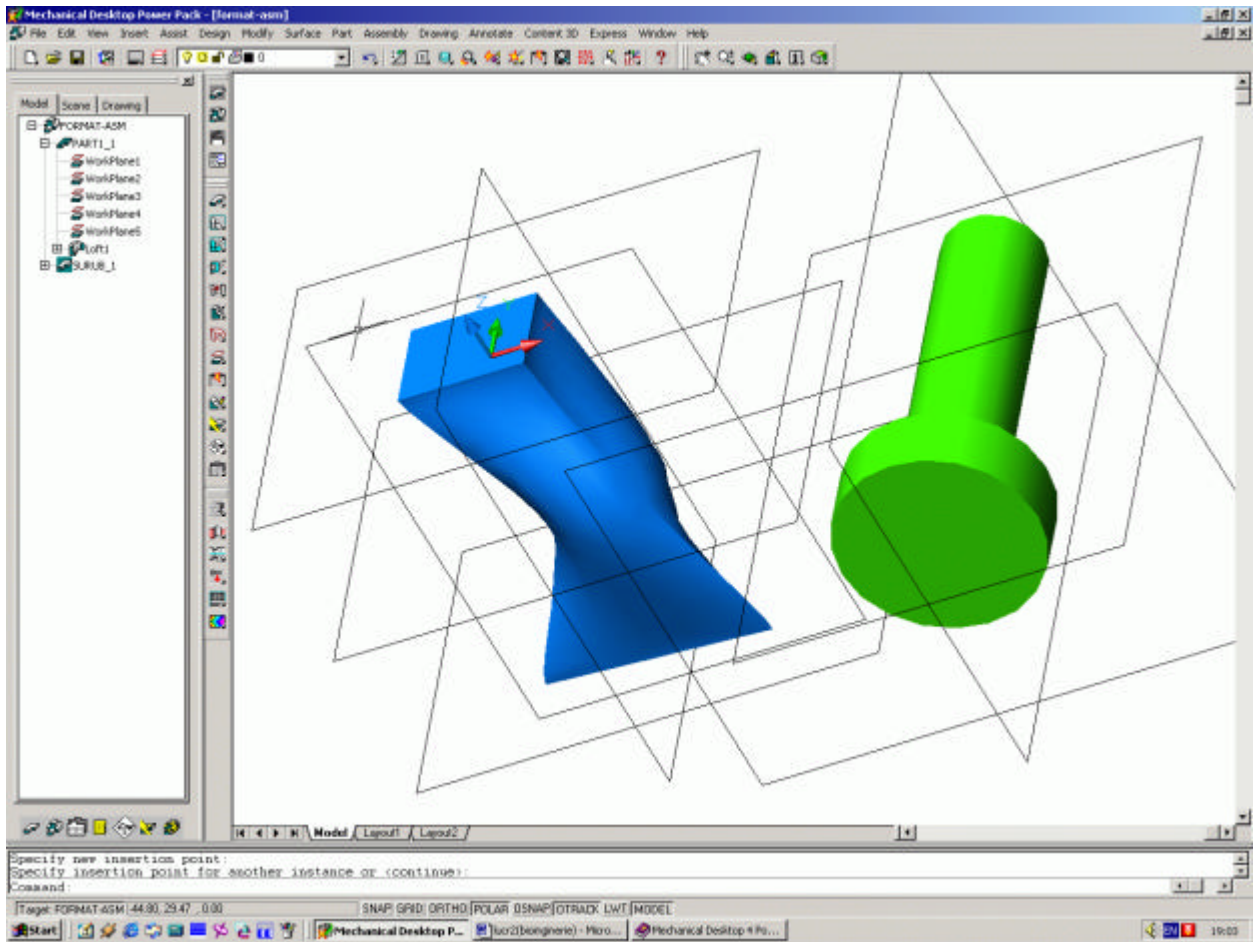


Fig. 16

- Asamblam corpurile cu Assembly\ 3D Constraints\ Mate alegând planele dorite, având grija ca ele sa prezinte sagetile de orientare una spre cealalta ca în fig. 17.

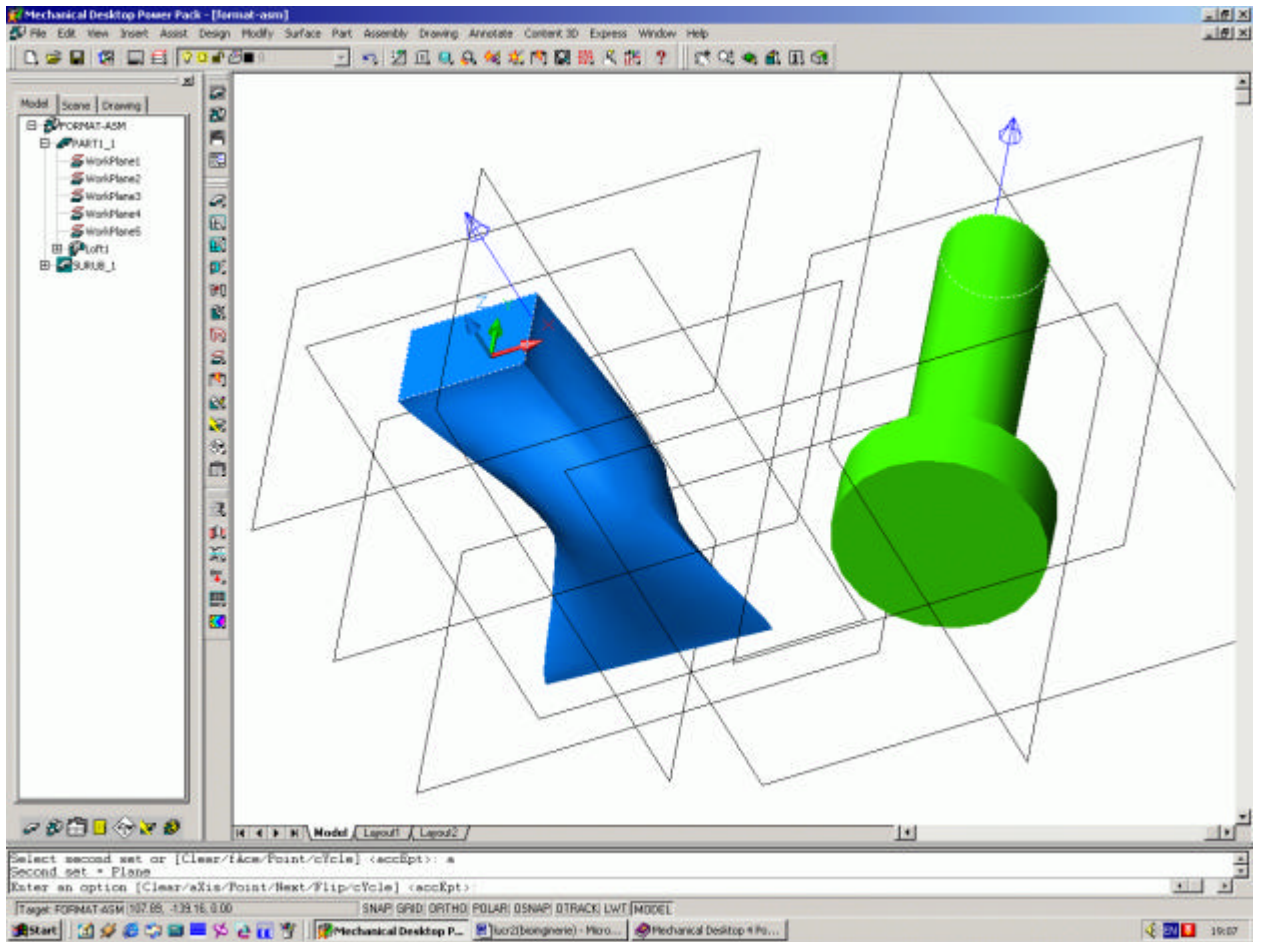


Fig. 17

- Acceptând Offset-ul de <0>, rezultatul final va fi asemanator cu cel din fig. 18.

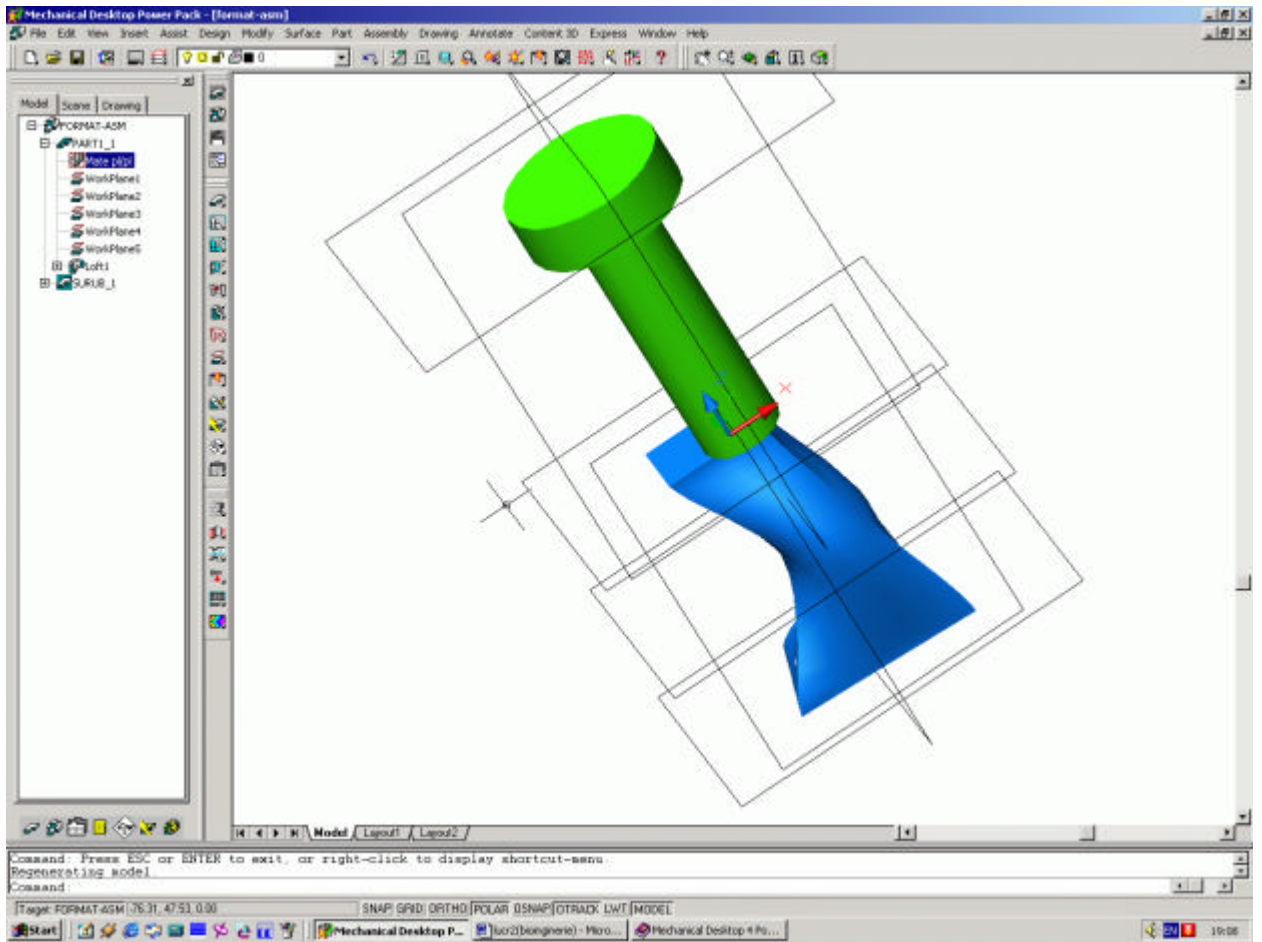


Fig. 18

G. *Optiuni stabilirea limitelor desenului, unitatilor de masura, standardelor*

- Pentru stabilirea limitelor desenului, folosim succesiunea Assist\ Format\ Drawing Limits, dând valori pentru coltul din stânga jos (Lower Left) si dreapta sus (Upper Right), de exemplu 0,0 si 297,420 pentru un format A3 .
- Stabilirea unitatilor de masura se face cu Assist\ Desktop Options\ Drawing Units, unde putem modifica tipurile unitatii de lungime si de unghi.
- Alegerea standardului dorit (ex.: ISO, ANSI, DIN, etc.) se face urmarind comenzile Assist/ Mechanical Options\ Part Settings\ Standard Settings.

Facultatea de Mecanica

Departamentul: Inginerie Mecanica, Mecatronica si Robotica

Disciplina: Biomecanica

LABORATORUL nr. 4

Partea I – Ansamble CAD cu aplicatii la Sistemele Biomecanice
Realizarea unui ansamblu. Elemente de editare a formei solidelor.

Realizarea part-urilor initiale

Scopul nostru este de a realiza un ansamblu ce contine un cilindru care are la cele doua capete, doua calote sferice, ca în figura de mai jos.

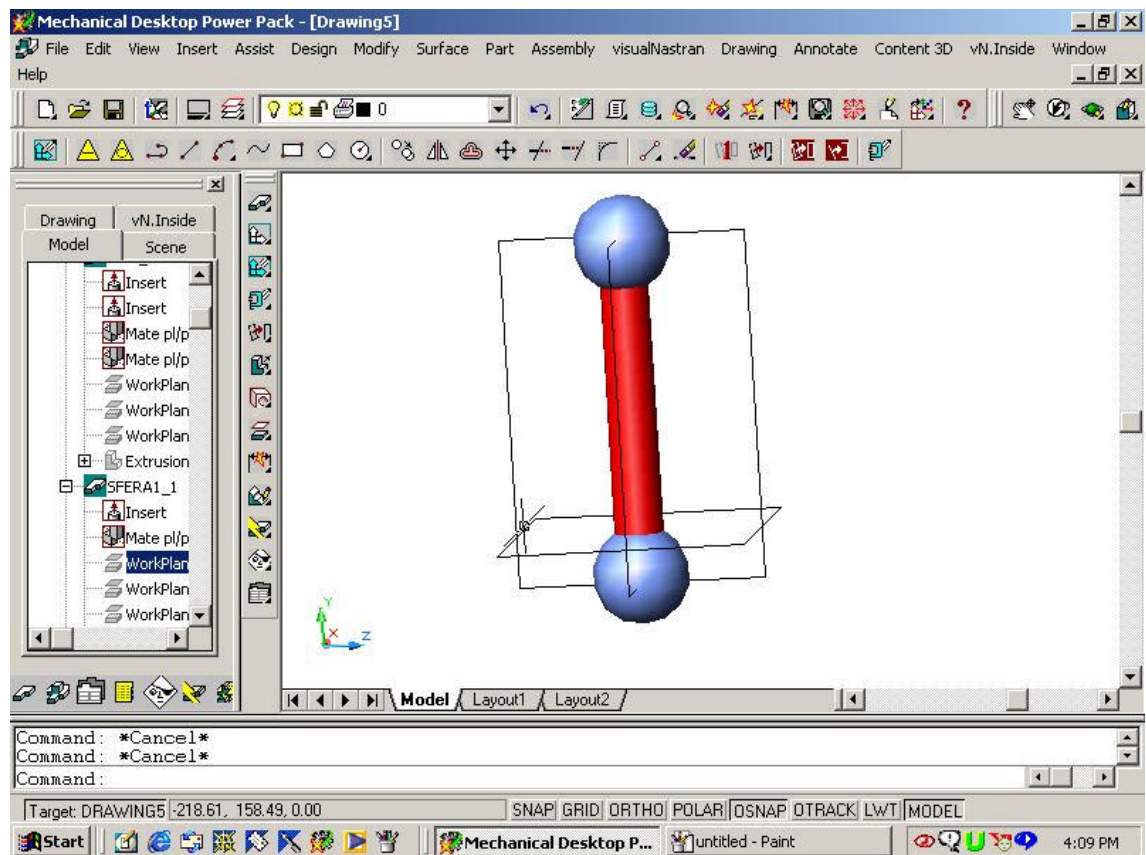


Fig. 1

Pentru a construi cilindrul, ne folosim de cunostintele acumulate în prima lucrare de laborator si efectuam un cilindru cu raza de 10 mm extrudat pe o distanta de 100 mm, ce va arata ca în fig. 2.

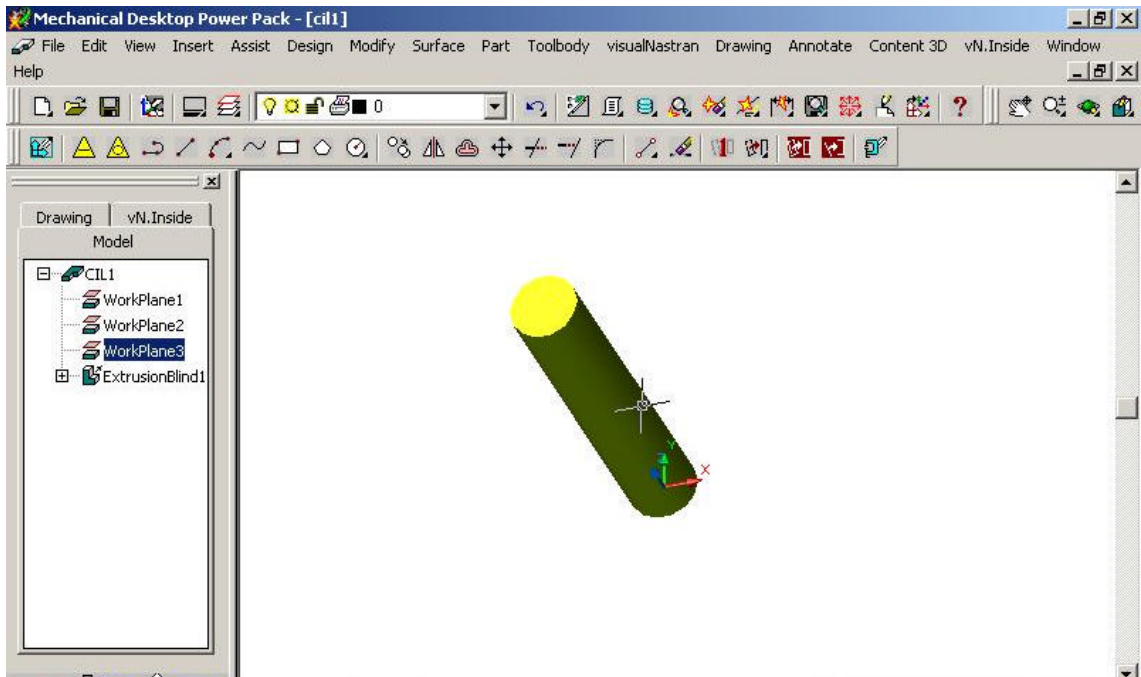


Fig. 2

Pentru a desena calota sferica Având reperul triortogonal definit anterior, selectam un plan pe care îl facem curent. În acel plan, desenam un cerc cu centrul în punctul de intersecție al planelor XY, YZ și XZ. Pentru a obține un semicerc caruia să îi imprimăm comanda Revolve în jurul diametrului, ducem o linie care să treacă prin centrul cercului, dar să fie mai mare decât diametrul, ca în fig. 3.

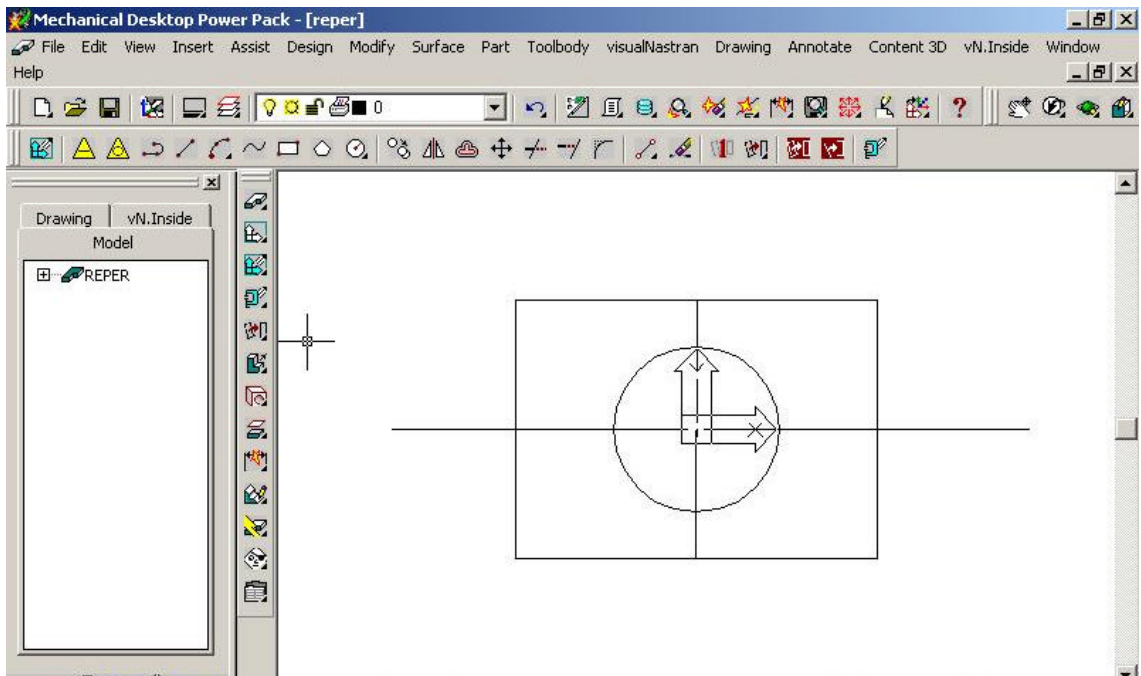


Fig. 3

- În continuare, ștergem semicercul inferior cu comanda Trim, comanda cu care ștergem și capetele excedentare ale dreptei ce materializează diametrul cercului, ca în fig. 4.

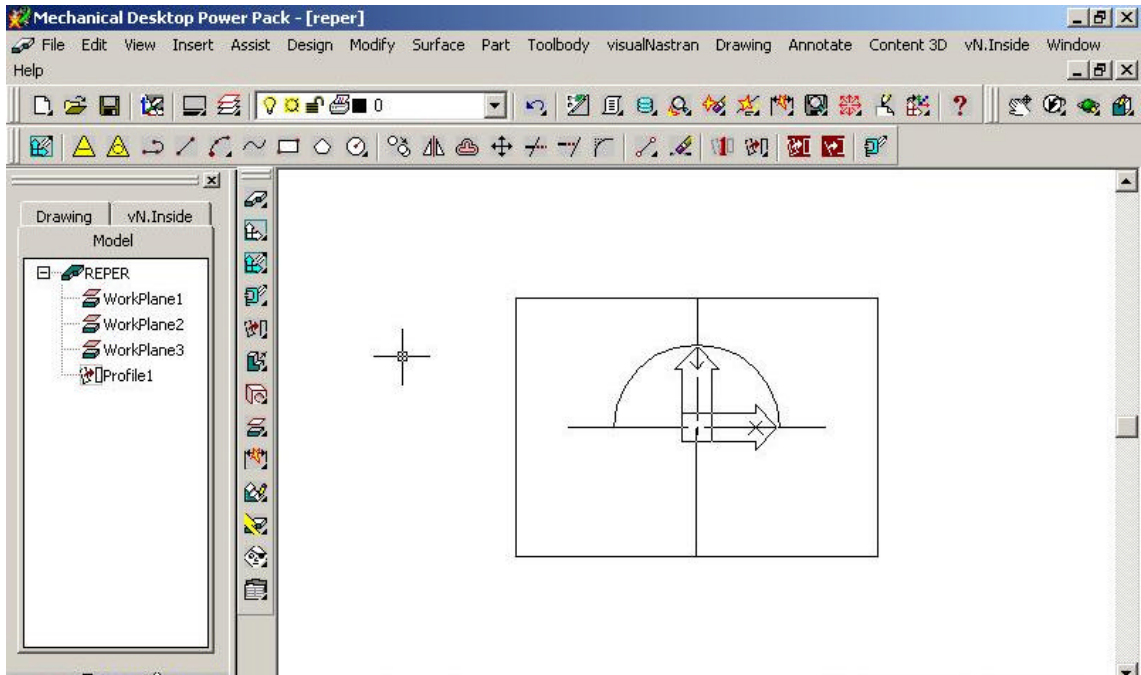


Fig. 4

- Pentru a putea “profila” secțiunea, cu comanda Pedit transformăm arcul de cerc într-o polylinie și o unim cu Join cu segmentul de dreapta ce materializează diametrul arcului.
- Cu comanda Sketch Solving\ Single Profile obținem profilul care, selectat cu click dreapta în Desktop Browser îi dăm comanda Revolve la 360 de grade în jurul diametrului, obținând o sferă ca în fig. 5.

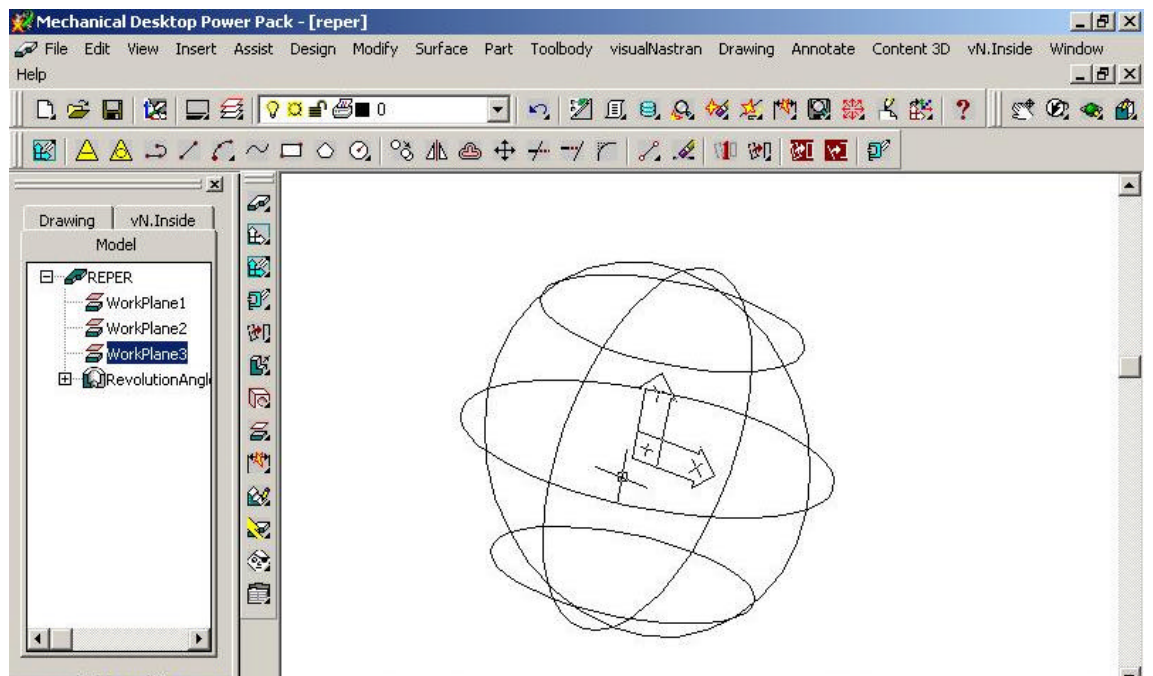


Fig. 5

- Pentru a obtine o calota sferica, taiem sfera cu un plan materializat de un dreptunghi ce se afla la distanta de 17.32 mm dedesubtul diametrului, precum este aratat în fig. 6.

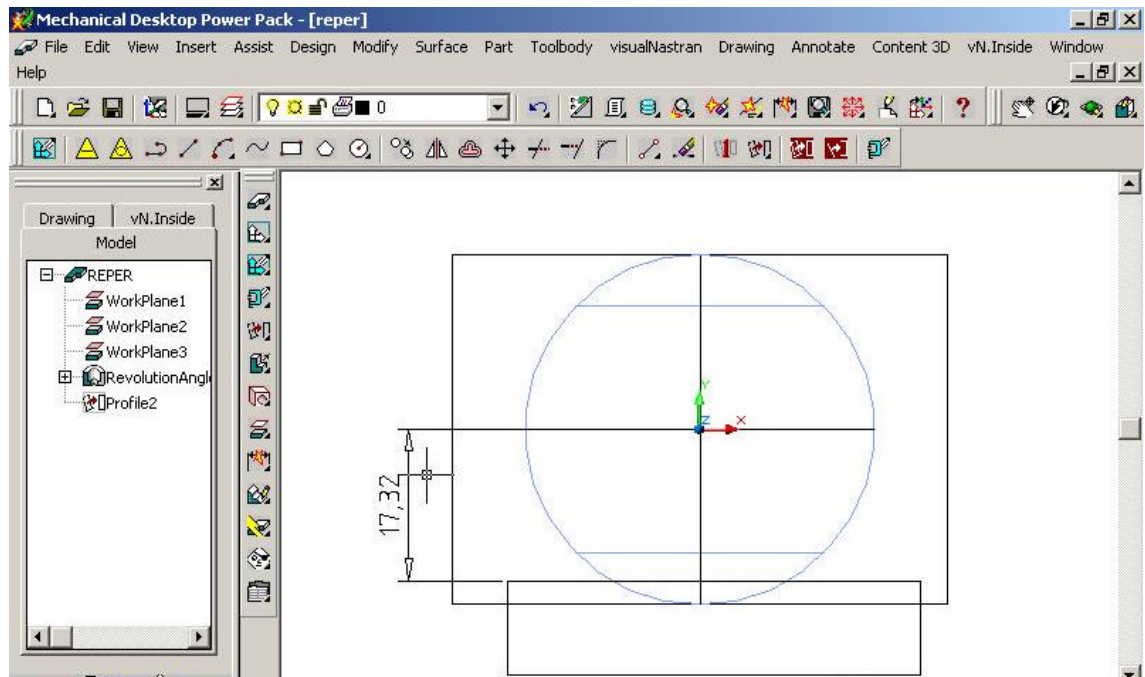


Fig. 6

- În final, calota sferica va avea forma din fig. 7.

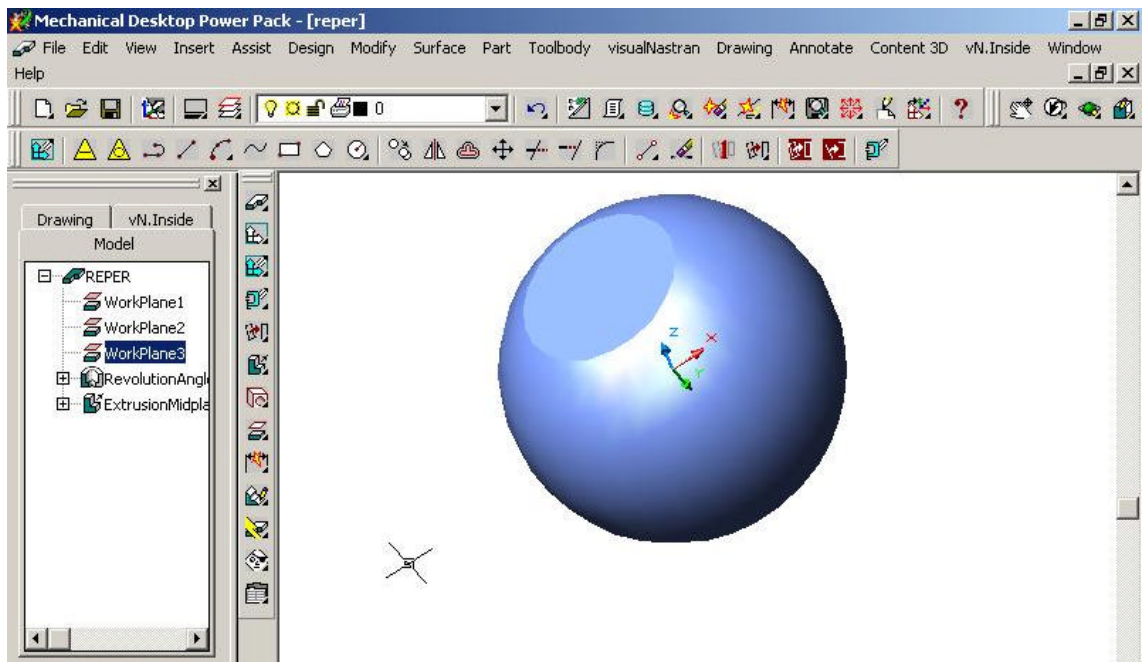


Fig. 7

B. Realizarea ansamblului propriu-zis

- Deschidem un nou fisier, având grija sa fie de tip Assembly.
- Ca în lucrarea nr. 2, introducem pe rând cilindrul și calota sferică de două ori, ca în fig. 8.

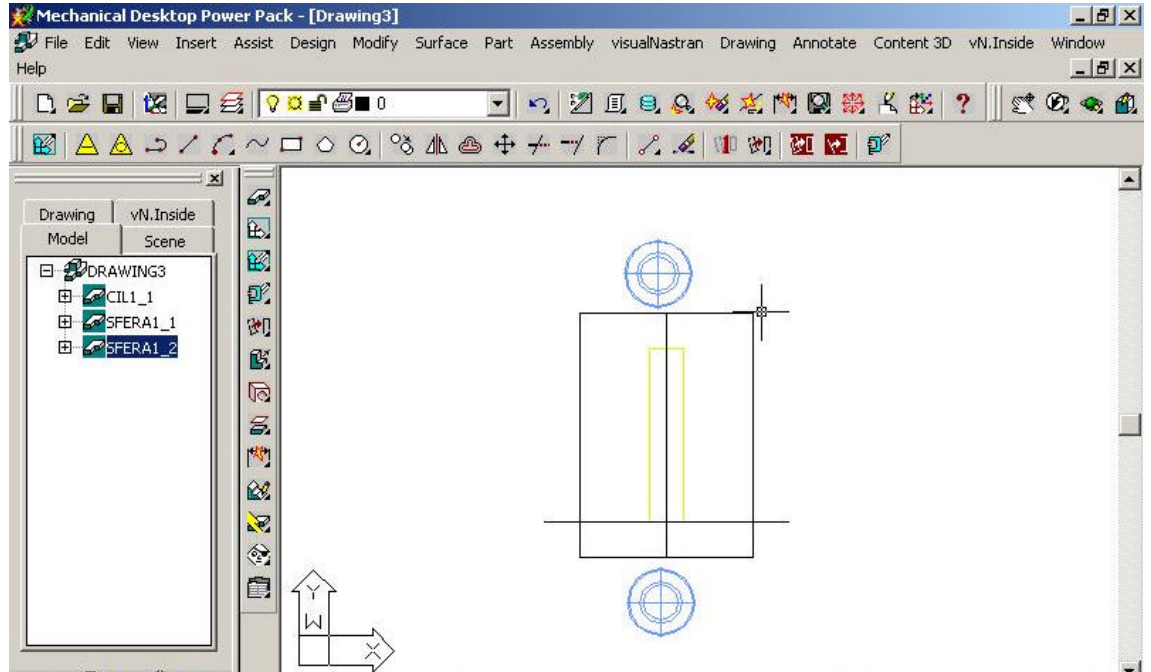


Fig. 8

- Folosind comanda Assembly\ 3D Constraints, suprapunem fețele drepte ale celor 2 calote sferice cu suprafețele extreme ale cilindrului, cu opțiunea Mate și ne asigurăm de concentricitatea lor cu opțiunea insert, în final, ansamblul având forma din fig. 9.

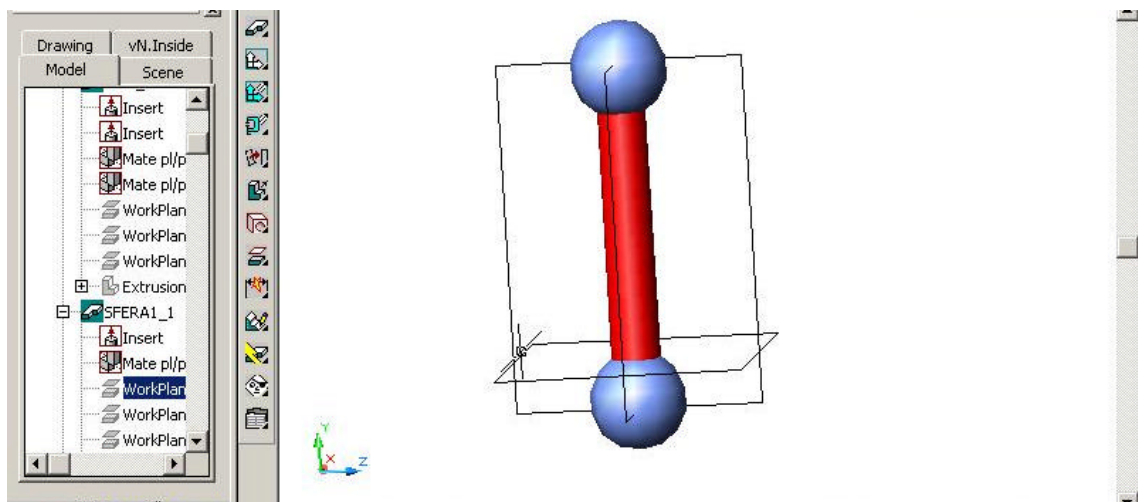


Fig. 9

C. Relizarea unei gauri transversal cu cilindrul si racordarea muchiei ei

- Deschidem cilindrul creat anterior, alegem un plan de schita astfel încât gaura sa fie creata transversal la cilindru. Facând planul curent, cu comanda Part\ Work Features\ Work Point, cream un punct pe care îl dimensionam ca în fig. 10.

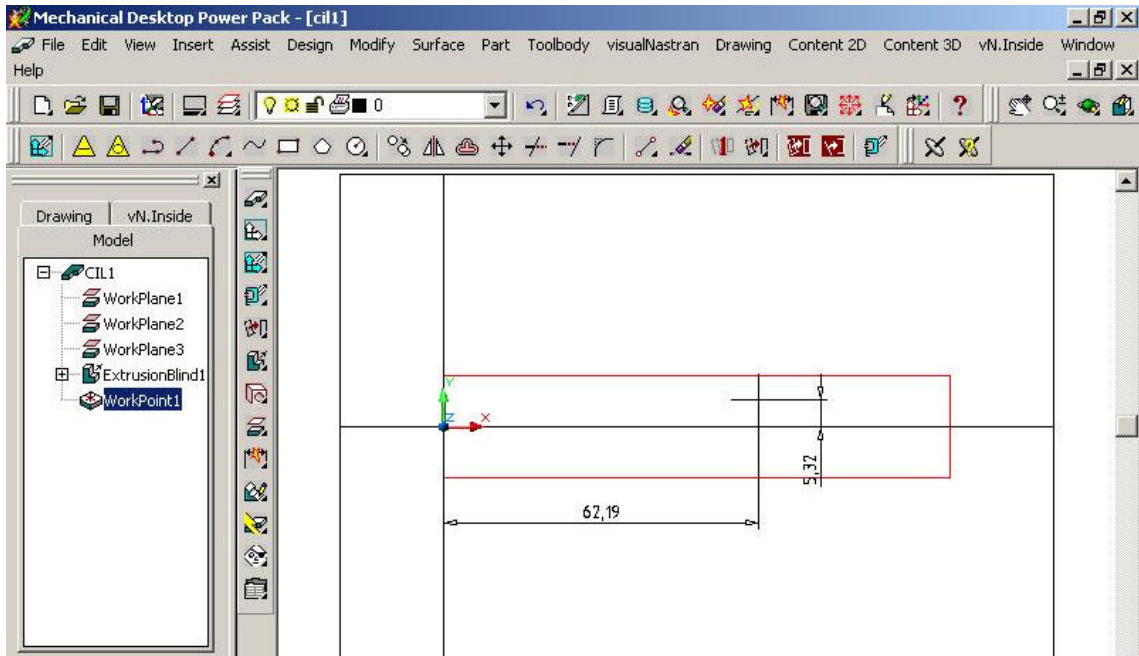


Fig. 10

- Pentru a poziționa punctul pe axa cilindrului, îl dimensionam fata de axa cu lungimea 0 si fata de una dintre baze cu distanta dorita, de exemplu 70.
- Dupa ce am creat punctul de lucru, cu comanda Part\ Placed Features\ Hole, alegând la Placement: On Hole si la Diameter: 5. Dupa acceptarea optiunilor, gaura ar trebui sa arate ca în fig. 11.

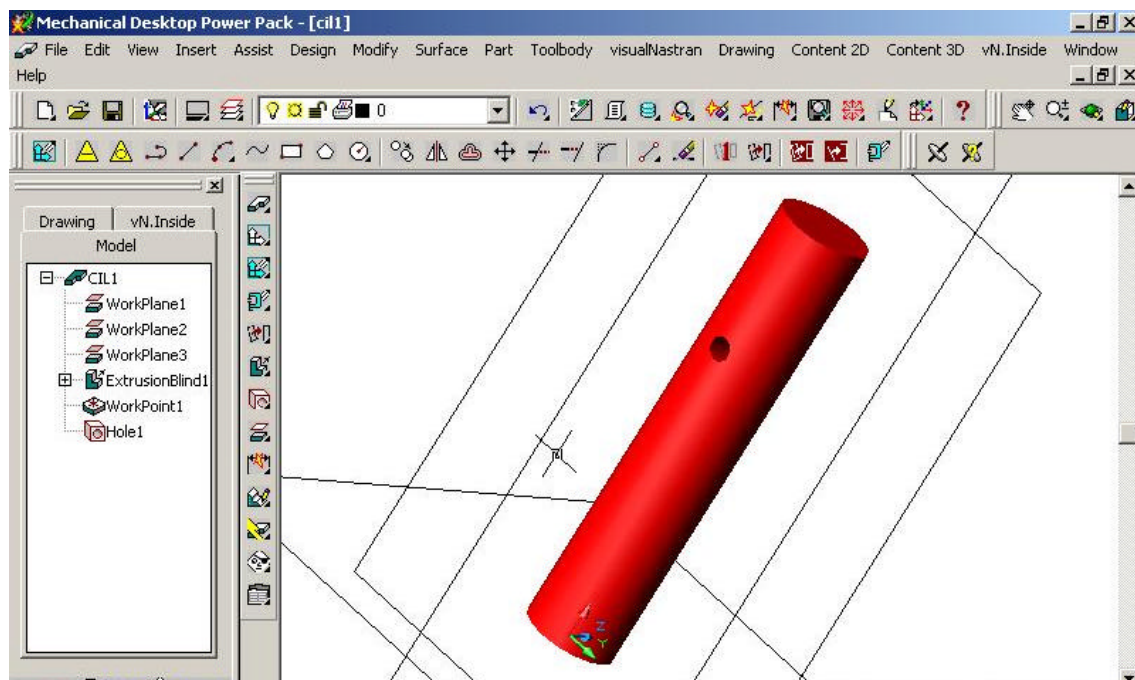


Fig. 11

- Pentru a rotunji muchia gaurii, cu comanda Part\ Placed Features\ Fillet, realizam o racordare cu raza de 1 mm, selectând muchia dorita, în final, aspectul gaurii fiind cel din fig. 12.

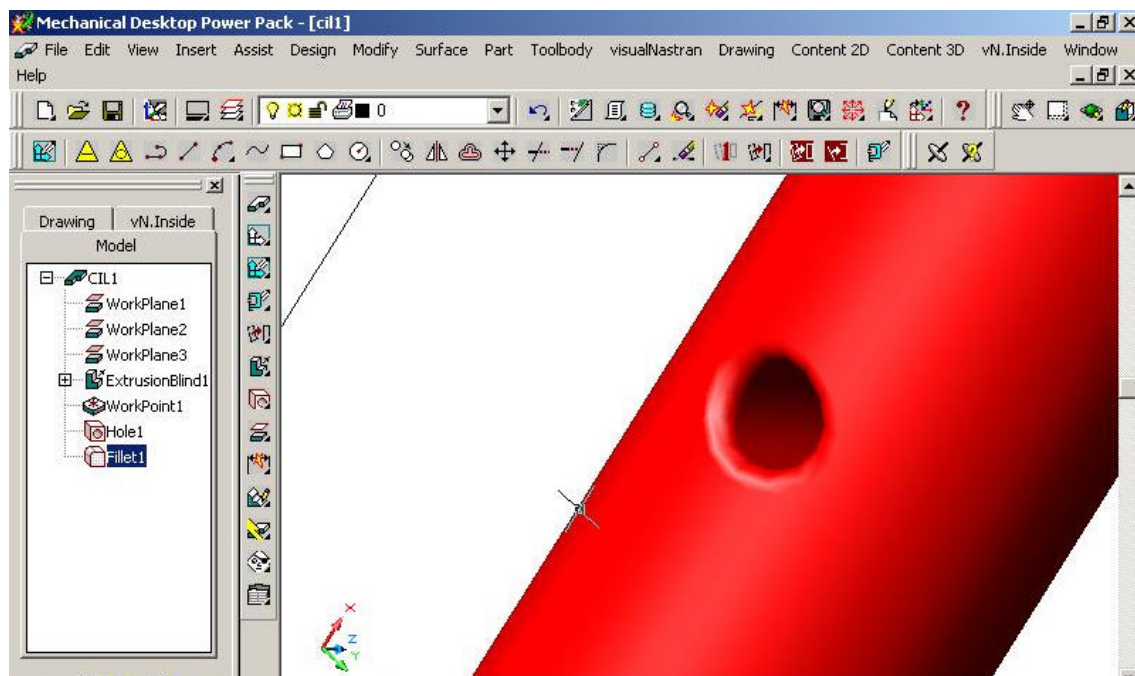


Fig. 12

Facultatea de Mecanica

Departamentul: Inginerie Mecanica, Mecatronica si Robotica

Disciplina: Biomecanica

LABORATORUL nr. 4

Partea II – Ansamble CAD cu aplicatii la Sistemele Biomecanice Modelarea unei fracturi osoase si a unei placute de osteosinteza.

Construirea cilindrului initial (aproximarea osului)

Alegând un New Part File, cream un cerc cu raza de 15 mm si îl extrudam pe înaltimea de 50 mm, rezultând un cilindru ca în fig. 1.

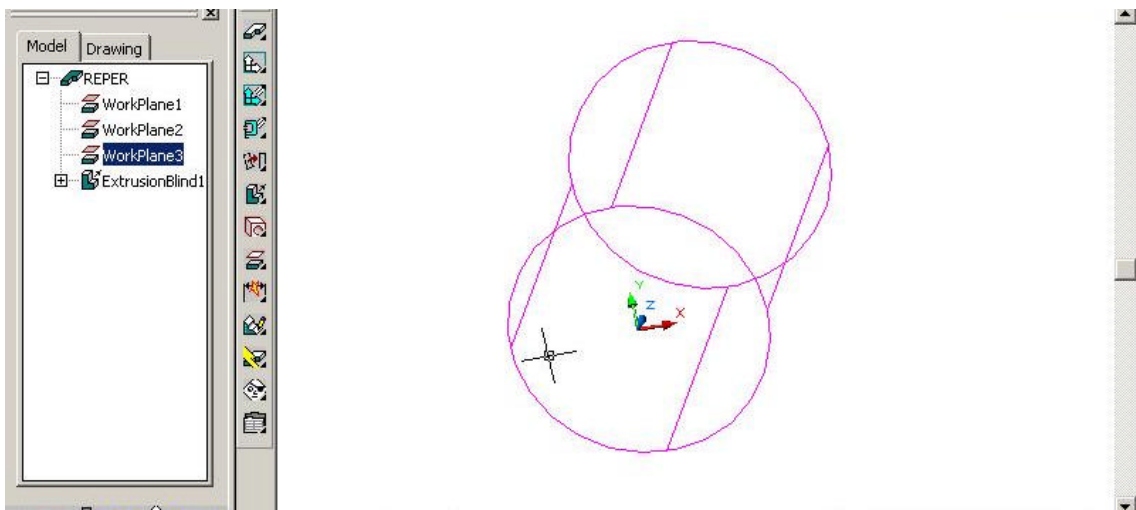


Fig. 1

Pentru a executa o gaura în tot cilindrul, cream un plan de lucru Plan Parallel si la un Offset de 50 mm fata de una din extremitatile cilindrului, având grija ca orientarea sagetilor planului de creat sa fie cea corecta.

Pe planul astfel creat, desenam un cerc în centrul cilindrului si îi dam diametrul de 10 mm. îl profilam si îl extrudam cu Cut\ Blind la o distanta de 50 mm, în final rezultând un cilindru gaurit ca în fig. 2.

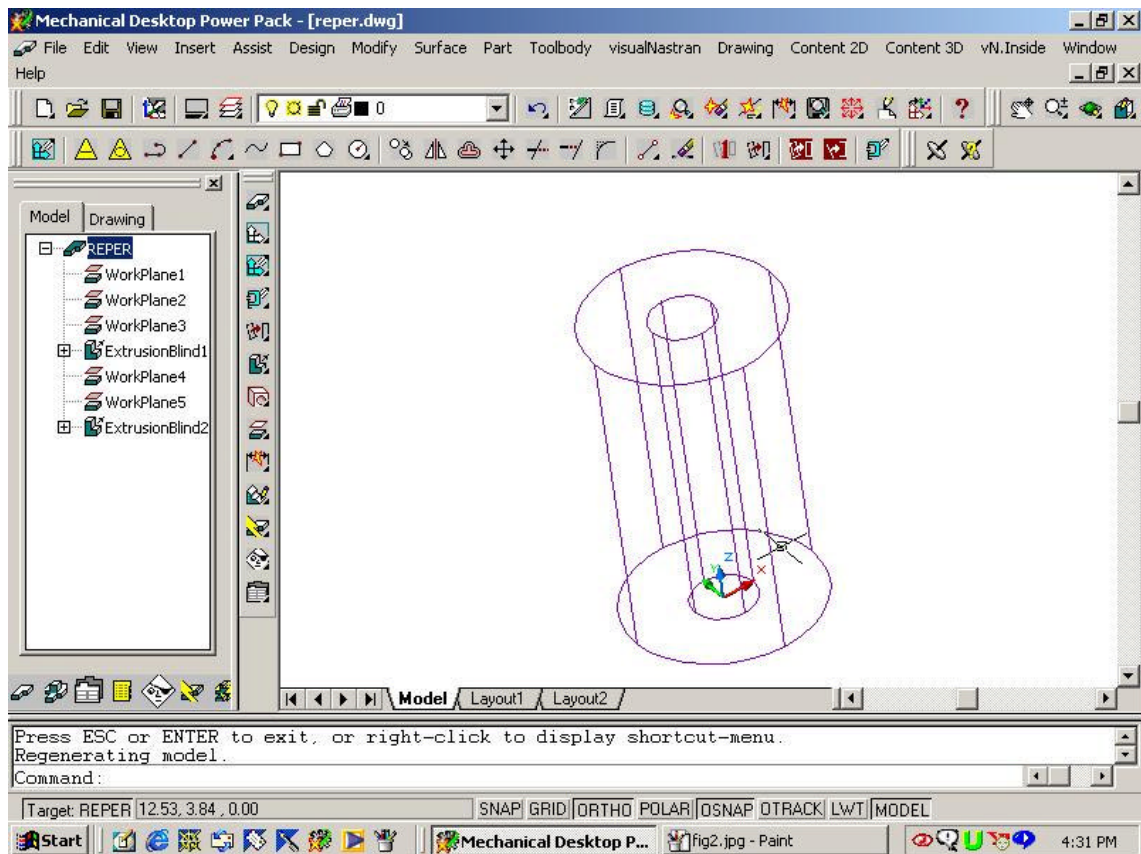


Fig. 2

Pentru a îi crea o gaură transversala, alegem un plan Parallel si Offset la 15 mm fata de un plan longitudinal în care este cuprinsa axa cilindrului. Planul va arata ca în fig. 3.

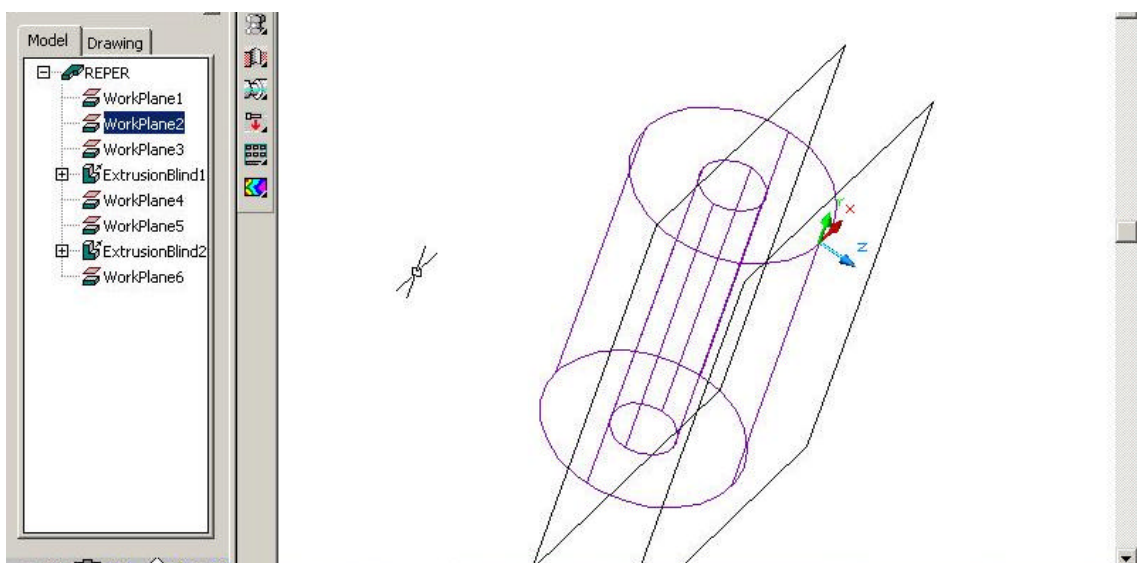


Fig. 3

Dupa ce facem acest plan curent, desenam pe el un cerc pe care îl vom cota ca în fig. 4.

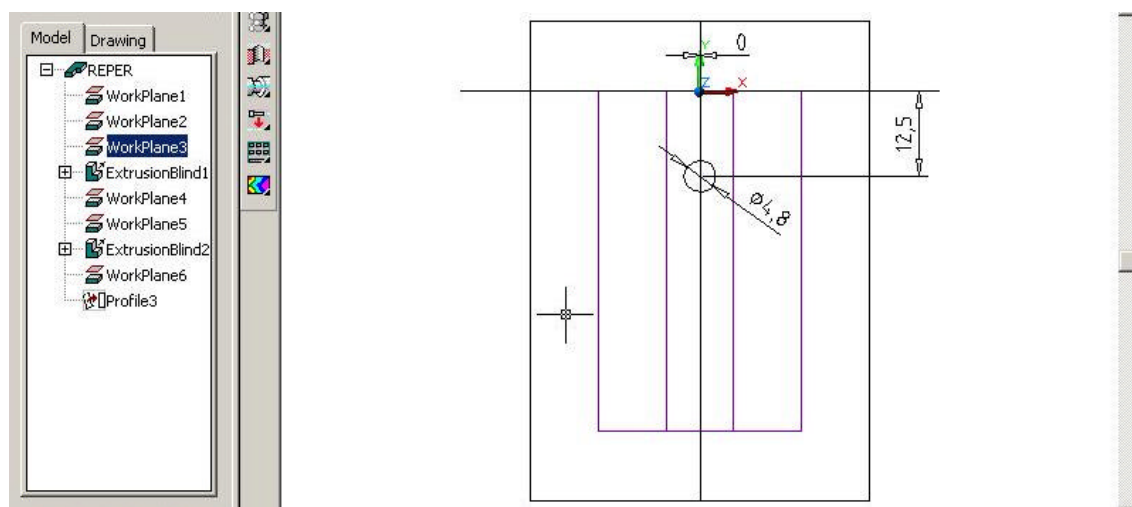


Fig. 4

Cercul astfel creat îl vom profila și extruda apoi cu Cut\ Blind, pe distanța de 35 mm, ca în fig. 5.

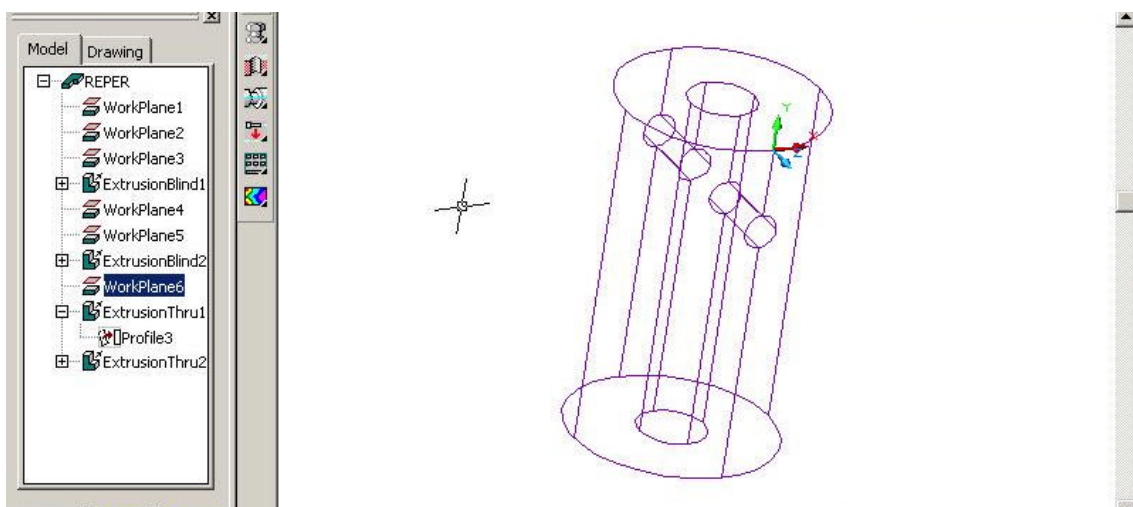


Fig. 5

Modelarea placutei de osteosinteza

Alegând un nou Part File, desenăm din 0,0, două cercuri concentrice ca în fig. 6.

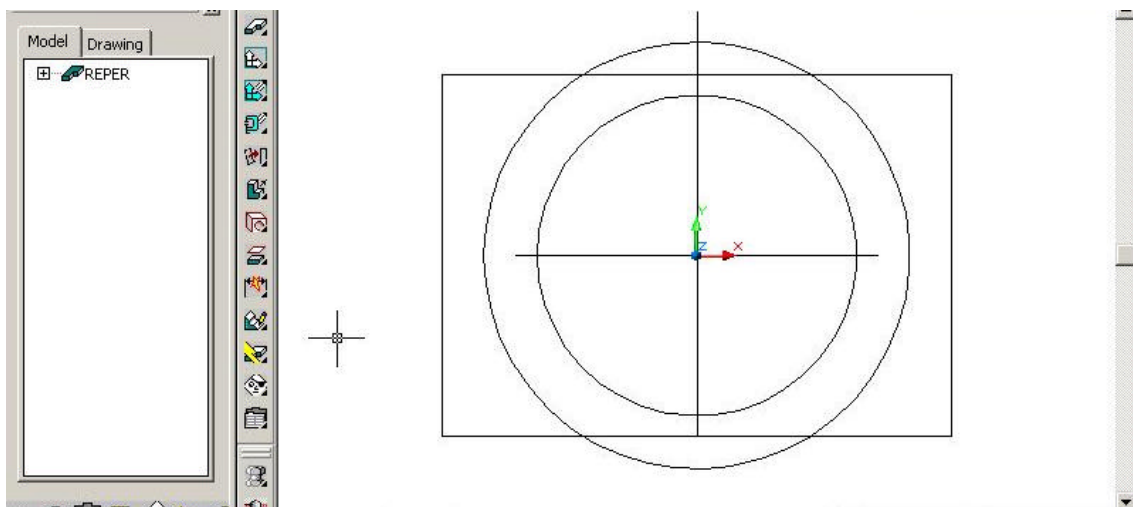


Fig. 6

Apoi, vom construi 2 linii care sa faca între ele 45 de grade, ca în fig. 7.

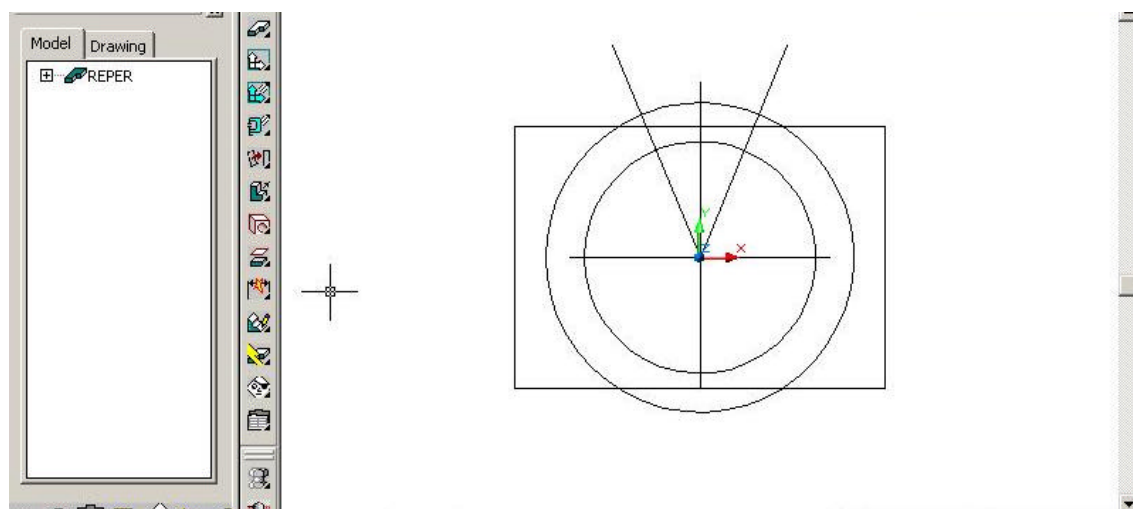


Fig. 7

Apoi, cu Trim vom reteza marginile excedentare folosind ca muchii taietoare liniile la 45 de grade. Profilul astfel obtinut îl vom uni cu Join într'o polylinie pe care o vom extruda cu Blind la o distanta de 55 mm, ca în fig. 8.

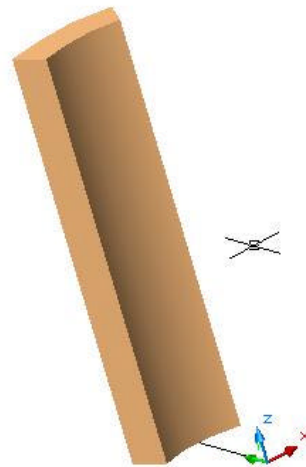
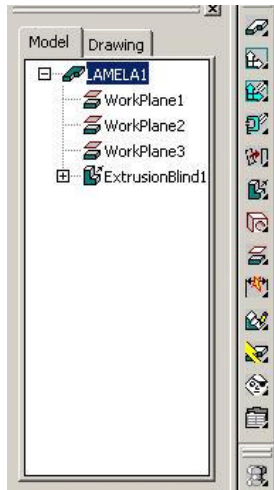


Fig. 8

Ne ducem pe un plan tangent la lamela sus-creata si desenam un cerc pe care îl cream ca în fig. 9.

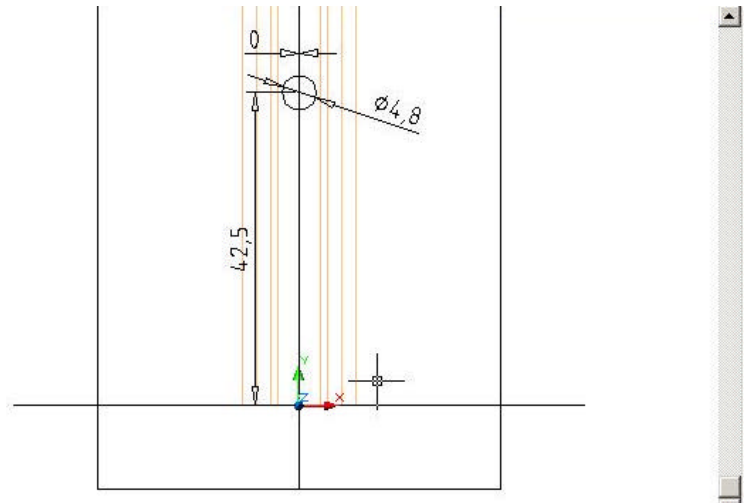
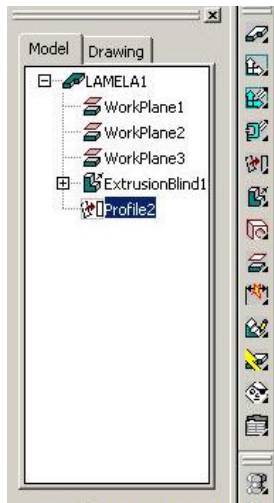


Fig. 9

Cercul astfel creat, îl profilam si apoi îl extrudam cu Cut\ Blind pe o distanta de 40 mm, ca în fig. 10.

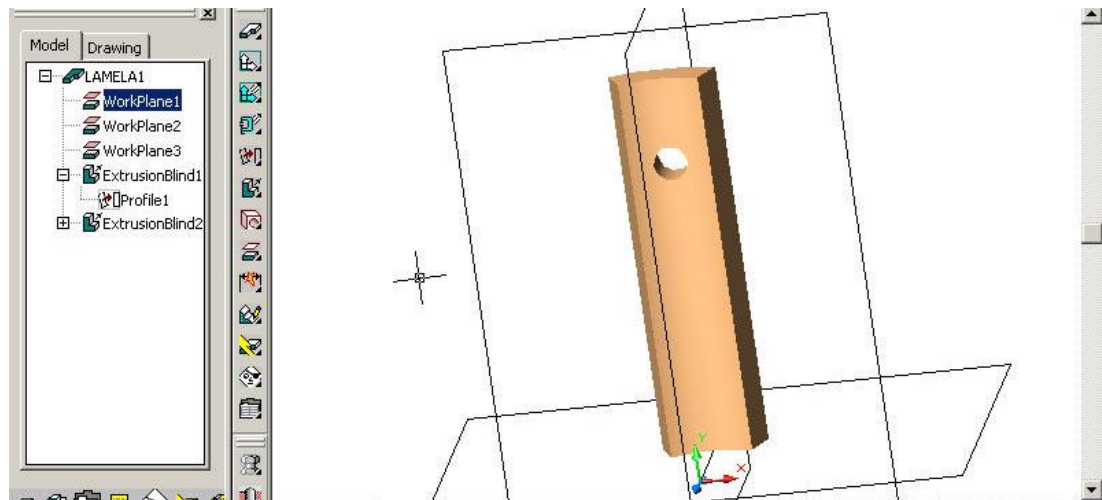


Fig. 10

Similar, cream un cerc la distanta de 12,5 mm fata de cealalta extremitate, îl profilam, îi dam Extrude\Cut tot pe distanta de 40 mm, în final, placuta având forma din fig. 11.

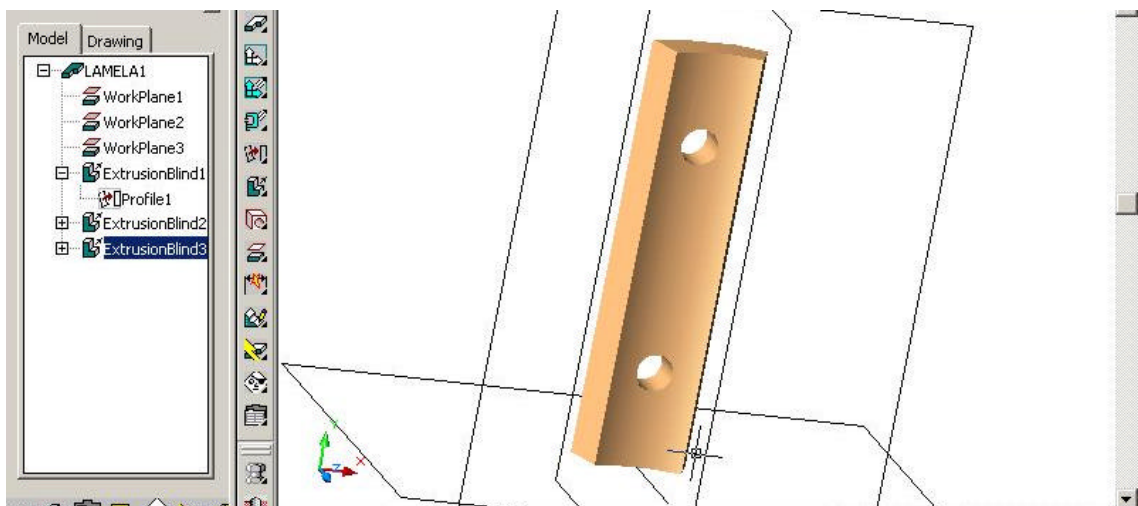


Fig. 11

C. Realizarea ansamblului propriu-zis

Într'un New Assembly File, aducem cilindrul de doua ori si placuta odata, cum s-a aratat în lucrările anterioare. Cu ajutorul 3D Constraints\Insert, aducem cei doi cilindri sa fie concentrice la un Offset de 5 mm unul fata de celalalt ei fiind asamblati ca în fig. 12.

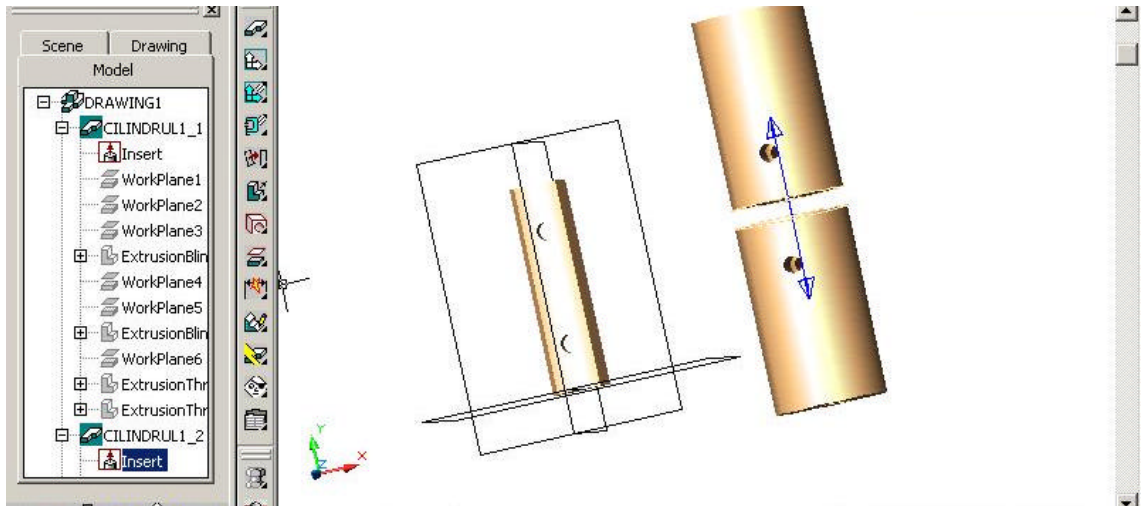


Fig. 12

Pentru a asambla si placuta, folosim 3D Constraints\ Insert pentru a face concentrice suprafetele: interioara a lamelei si exterioara a cilindrului ales, urmarind si ca gaurile transversale sa fie concentrice, ca în fig. 13.

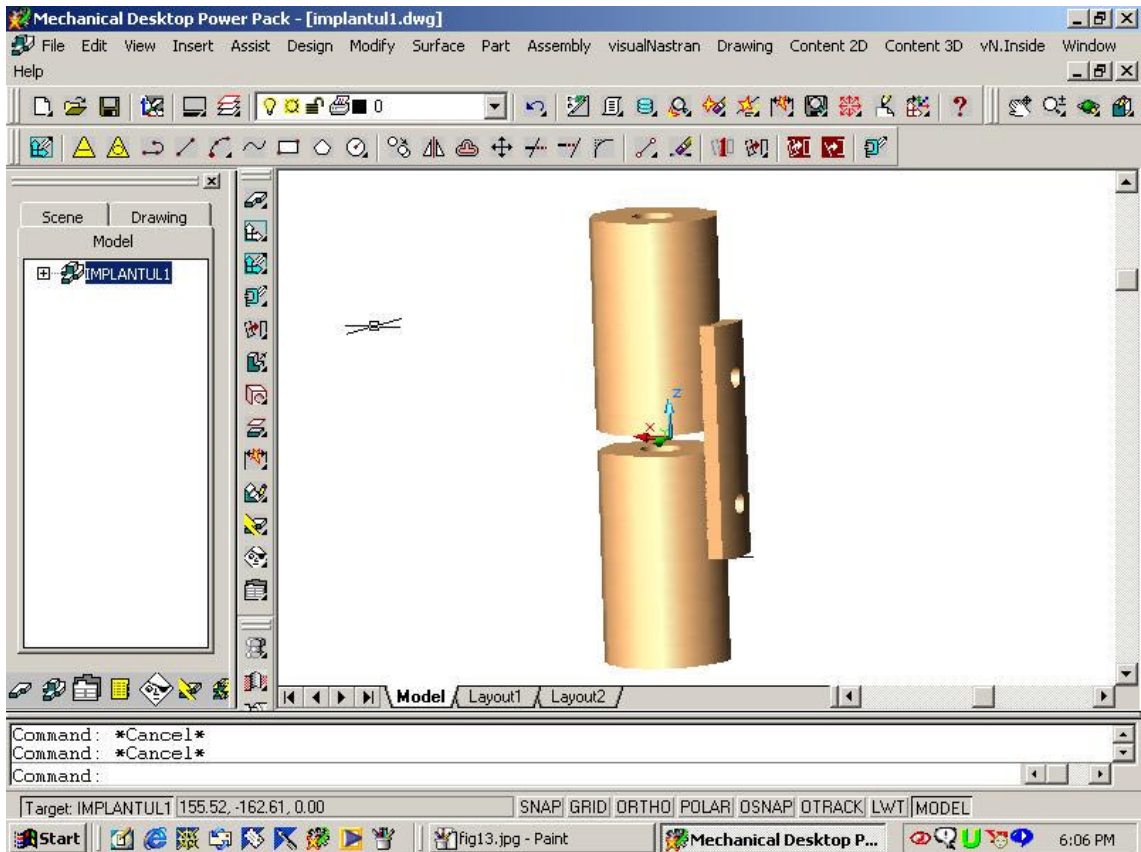


Fig. 13

Introducerea unor suruburi din biblioteca standardizata Power Pack

Din meniul Content 3D, alegem Fasteners\ Screws, respectiv un surub ANSI cu diametrul de 4,8 mm si lungimea de 32 mm pe care îl introducem într-una din cele doua gauri alegând optiunea cYlinder la tipul de insertie, ca în fig. 14.

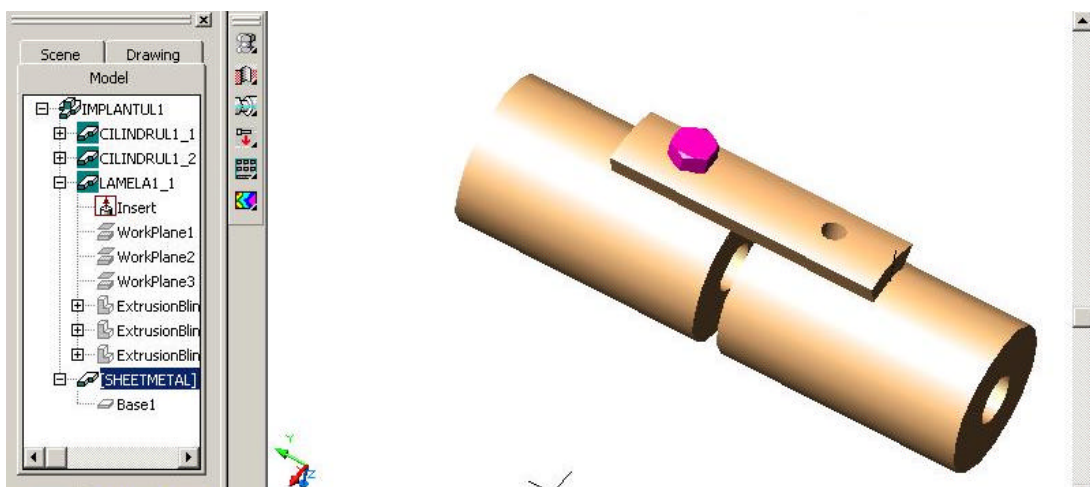


Fig. 14

În final, ansamblul implant placuta-cilindri ar trebui sa arate ca în fig. 15.

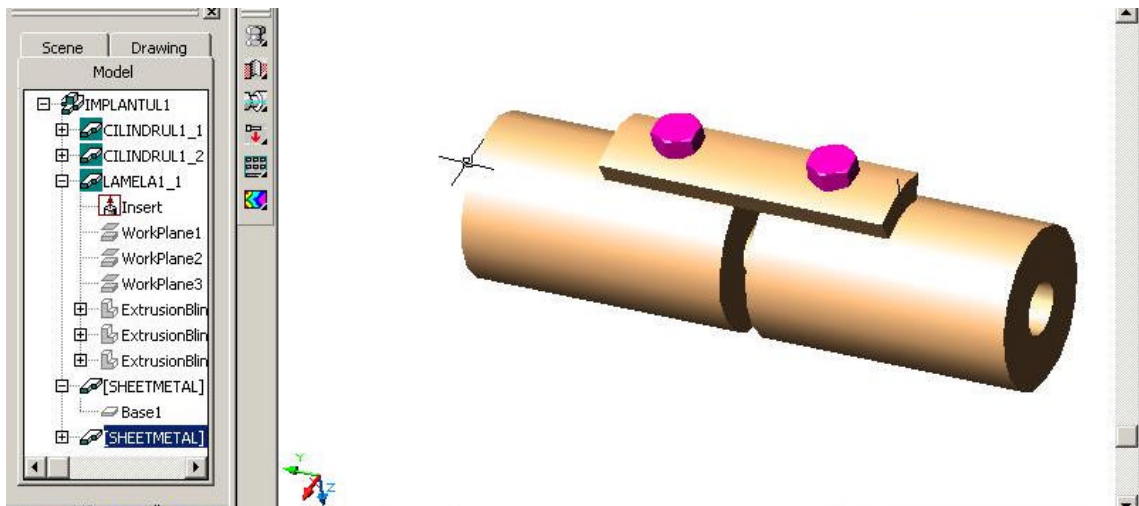


Fig. 15

Facultatea de Mecanica

Departamentul: Inginerie Mecanica, Mecatronica si Robotica

Disciplina: Biomecanica

LABORATORUL nr. 4

**Partea III – Ansamble CAD cu aplicatii la Sistemele Biomecanice
Alegerea unitatilor de masura si a materialelor pentru un ansamblu.**

Alegerea standardelor în care se realizeaza un ansamblu.

**Realizarea desenului tehnic al ansamblului prin proiectiile ortogonale si
obtinerea reprezentarii axonometrice.**

Alegerea unitatilor de masura si a materialelor componentelor ansamblului

Fiind realizat deja un ansamblu, ca cel din lucrarea precedenta, se selecteaza Assembly/Analysis/Mass Properties ..., ca în fig. 1.

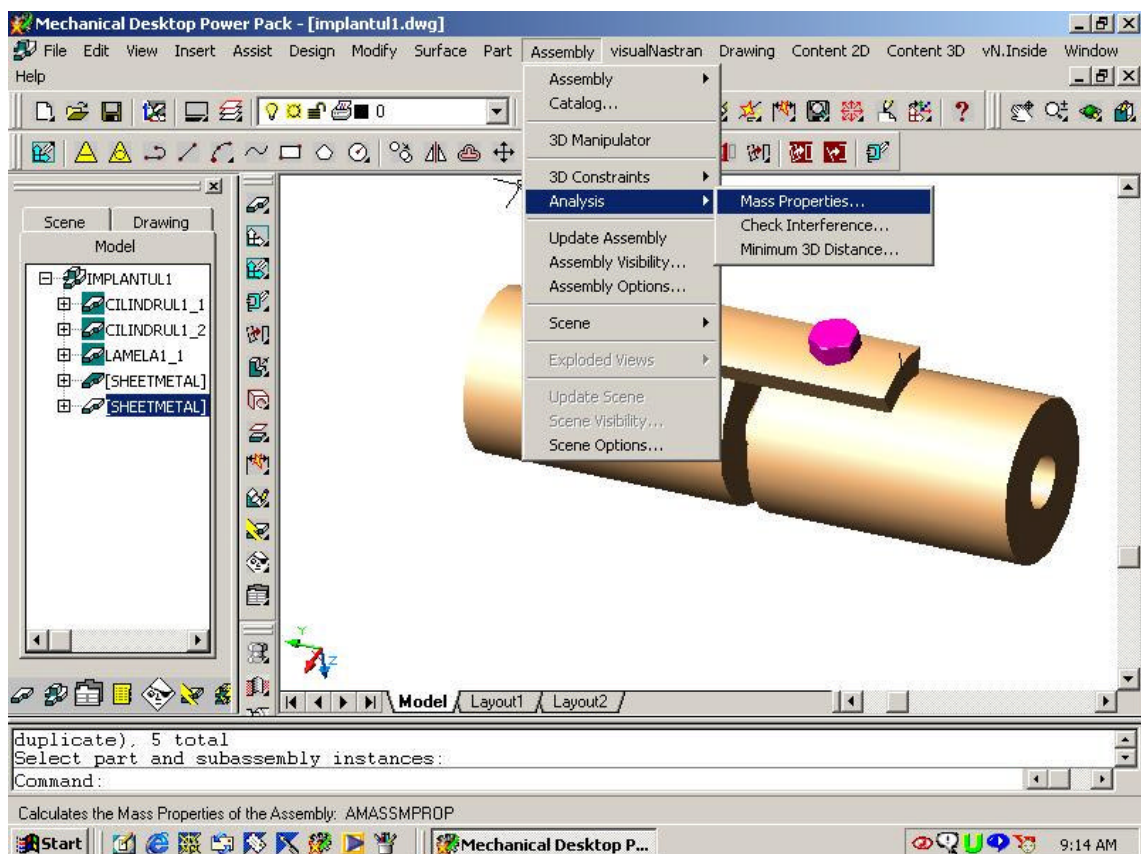


Fig. 1

Unitatile de masura se selecteaza imediat ca în fig. 2, alegând corespunzator unitatile de lungime si de masa pentru ansamblul realizat.

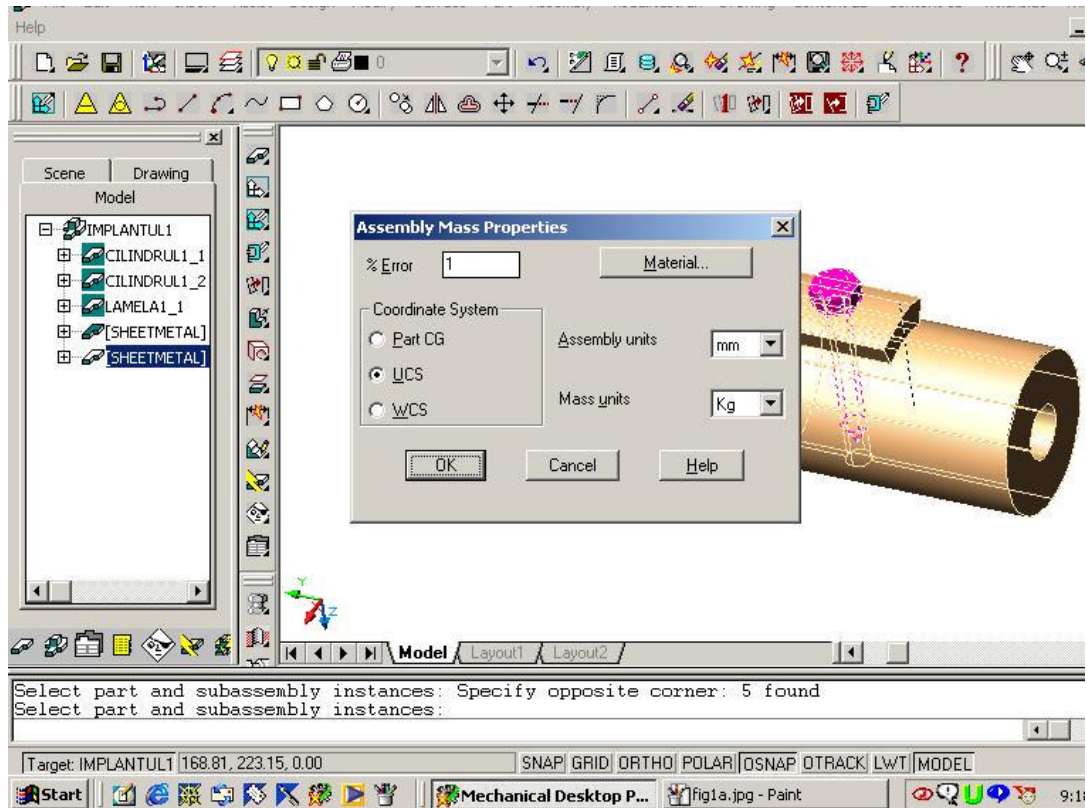


Fig. 2

Sistemul de axe de coordonate este deja selectat (part CG – în raport cu centrul de greutate al ansamblului; UCS – în raport cu originea sistemului triortogonal de plane definit anterior; WCS – în raport cu originea predefinita de program).

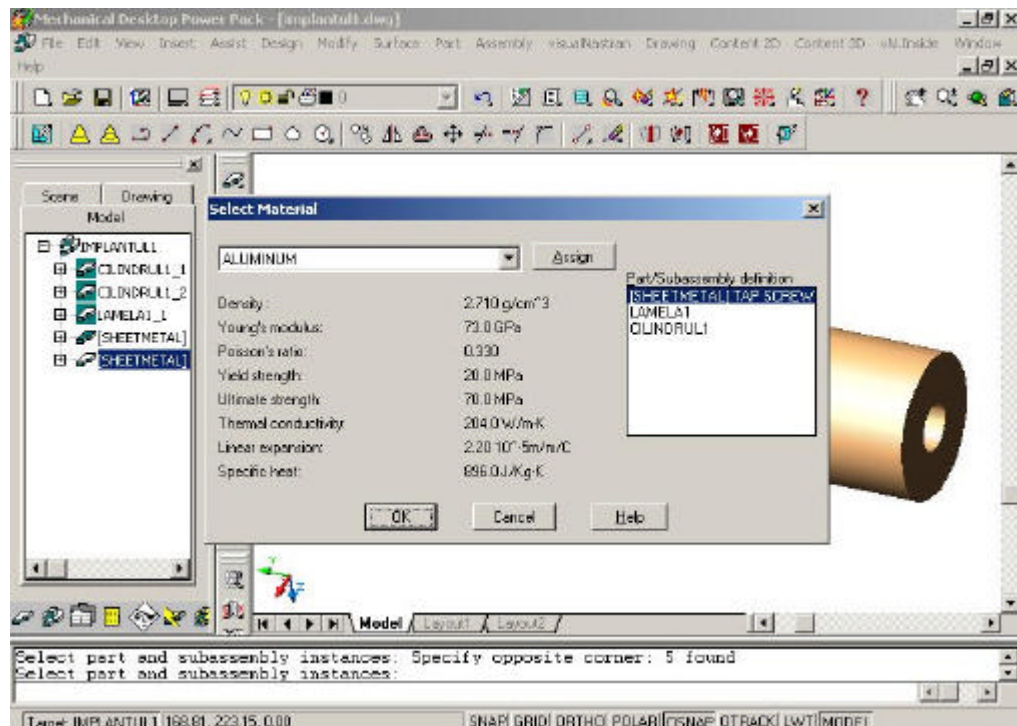


Fig. 3

Dupa ce se tasteaza Material ... se selecteaza pe rând fiecare corp al ansamblului din Part/Subassembly definition definindu-se materialul corespunzator bibliotecii de materiale, dupa fiecare alegere tastându-se Assign, ca în fig. 3.

Alegerea standardului în care se dorește a se lucra

Apelând comenzile Assist/Mechanical Options .../General se selecteaza standardul, ca în figurile 4 si 5.

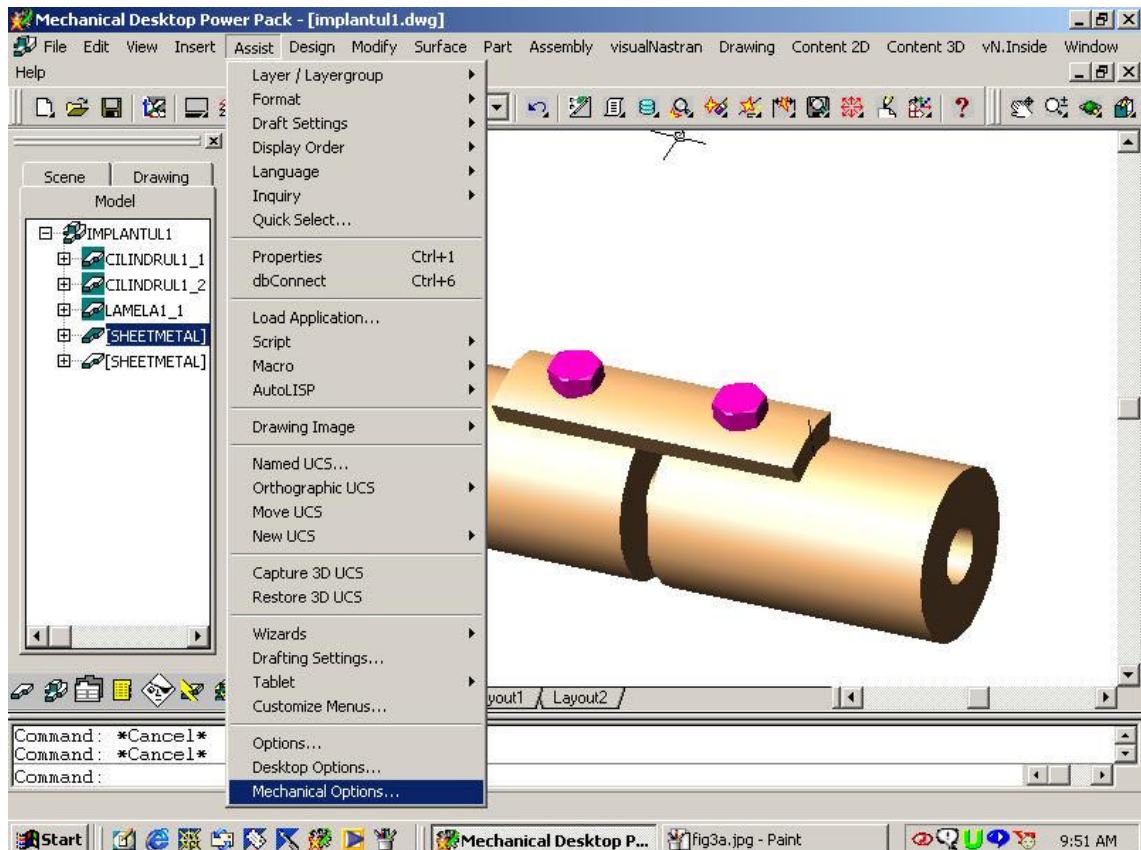


Fig. 4

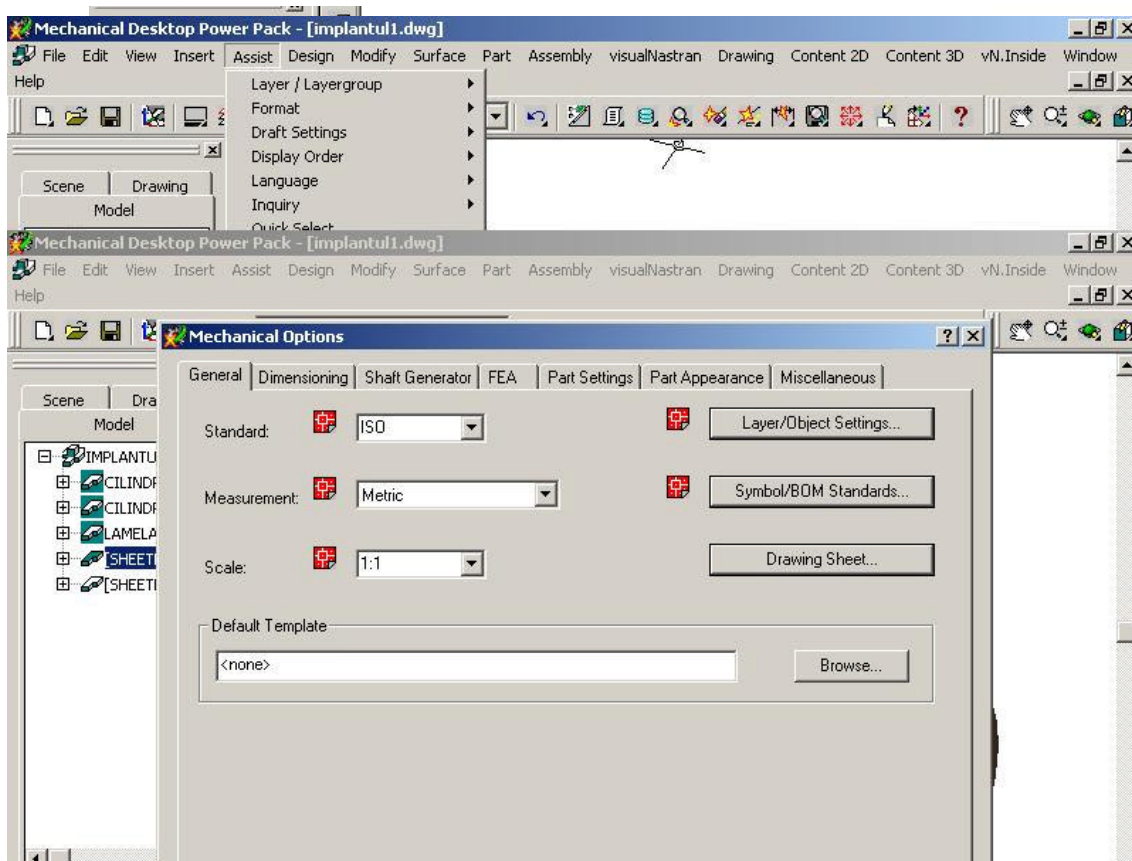


Fig. 5

C. Realizarea desenului tehnic al ansamblului

Se selecteaza Drawing/New Layout pentru crearea unui câmp de desen, ca în figura 6.

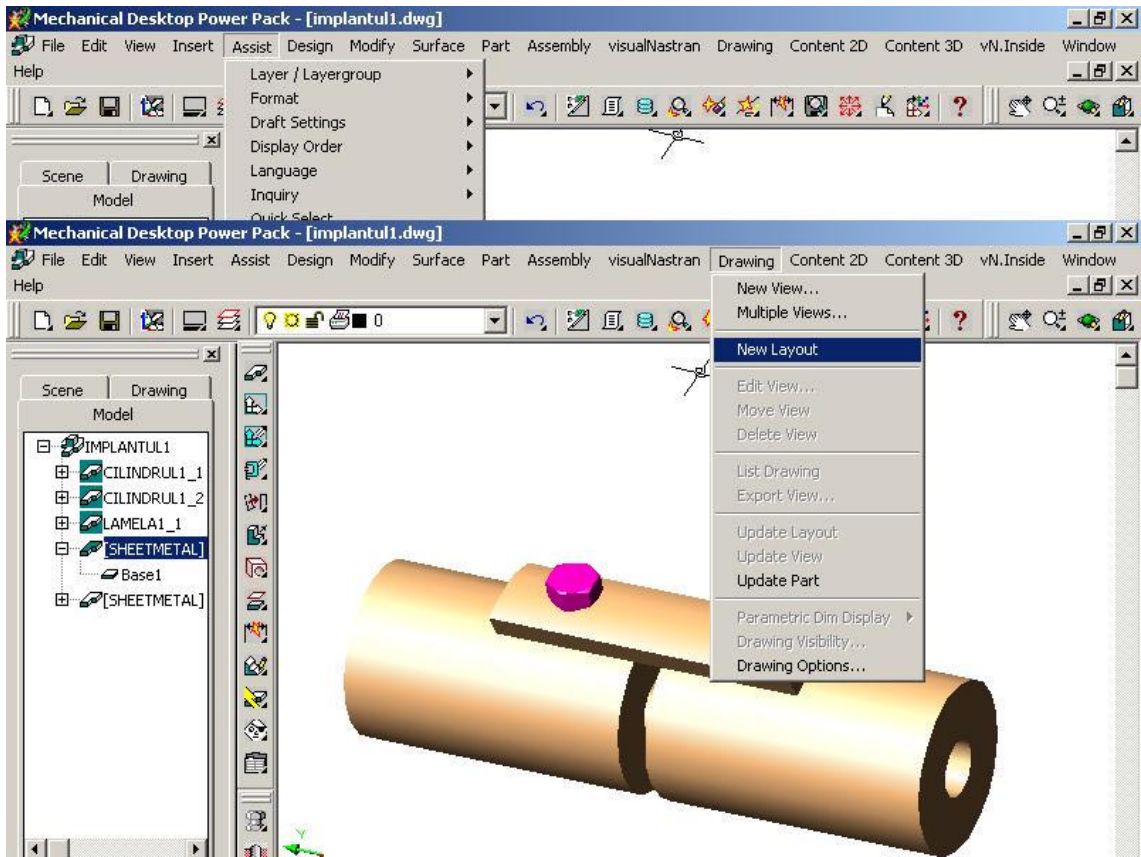


Fig. 6

Apoi cu Drawing/New View se selecteaza optiunile pentru vederi, scara, tipul de linii, ca în figurile 7 si 8.

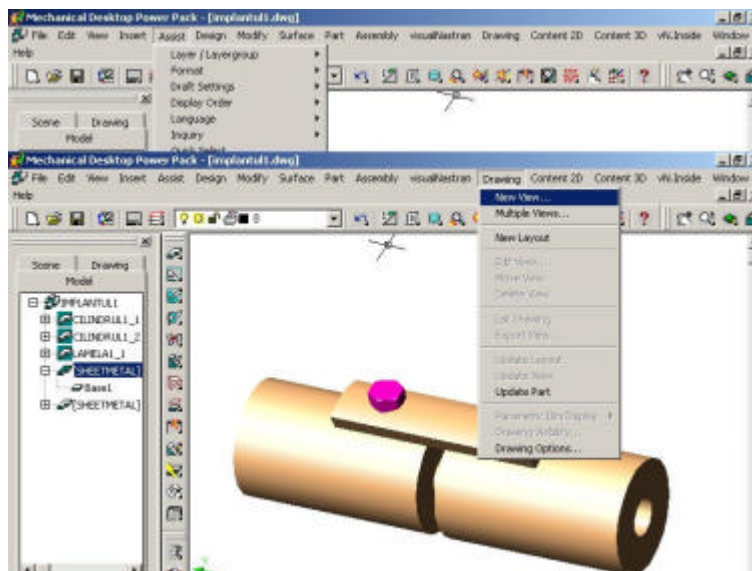


Fig. 7

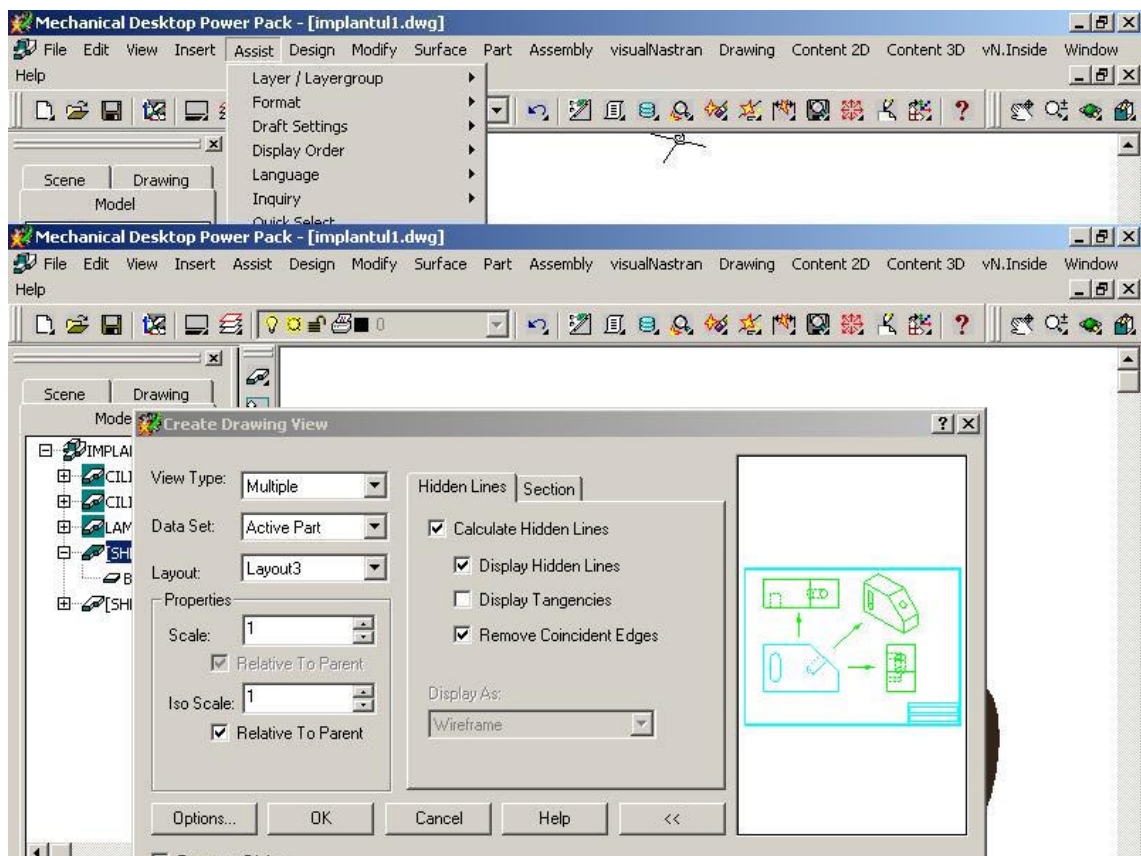


Fig. 8

Pentru hasuri se selecteaza din Options, tipul de hasura, pentru hasura curenta punându-se Hatch Pattern, ca în figurile 9 si 10.

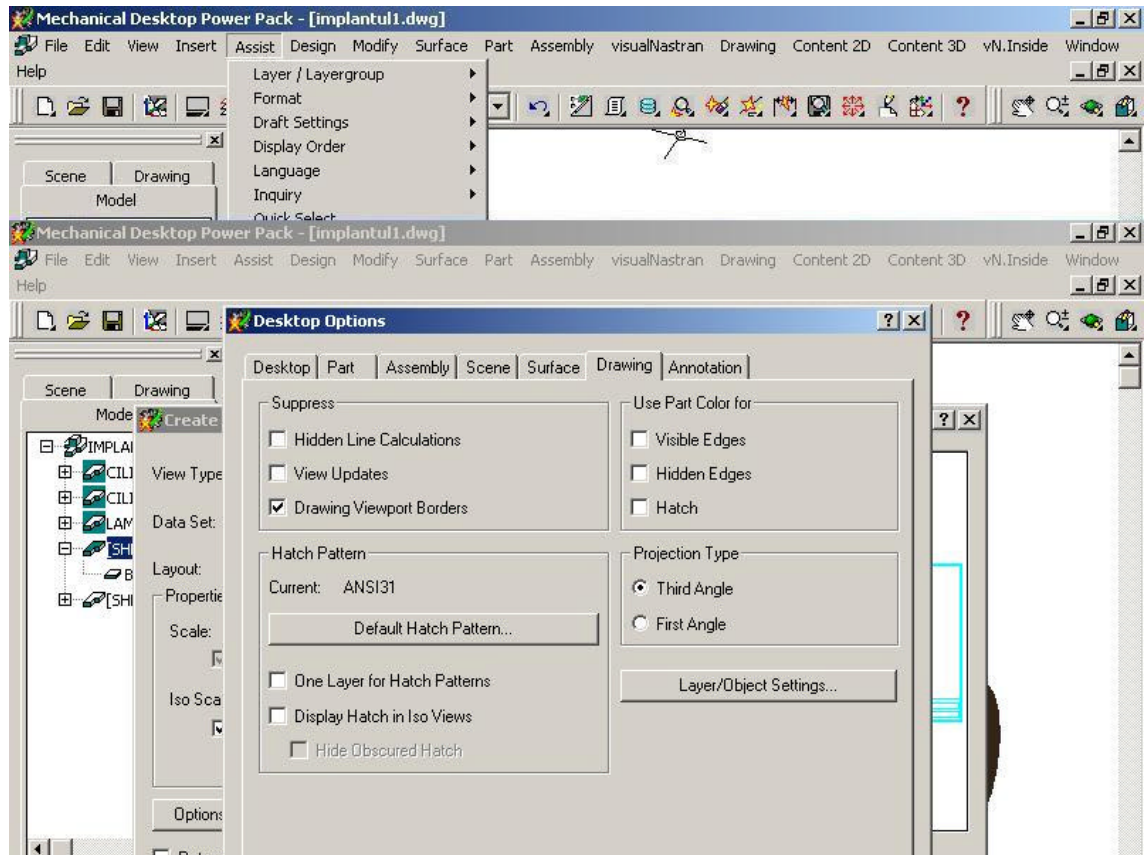


Fig. 9

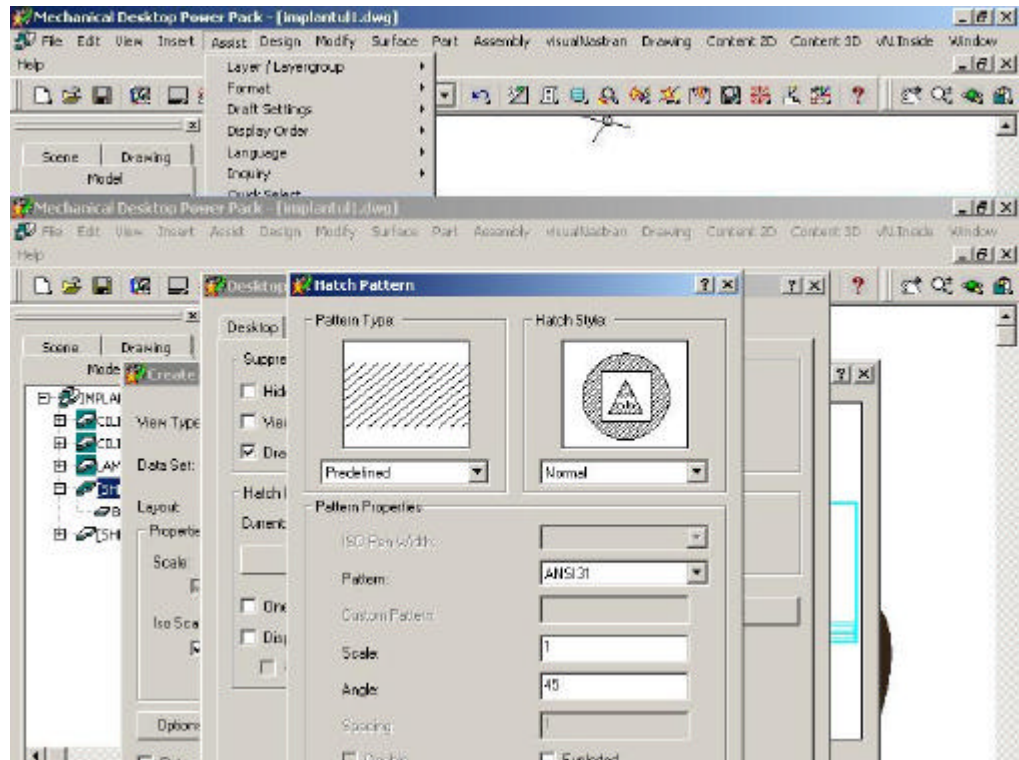


Fig. 10

Desenul prin proiectiile ortogonale rezulta ca în figura 11 iar vederea izometrica (axonometrica) ca în figura 12.

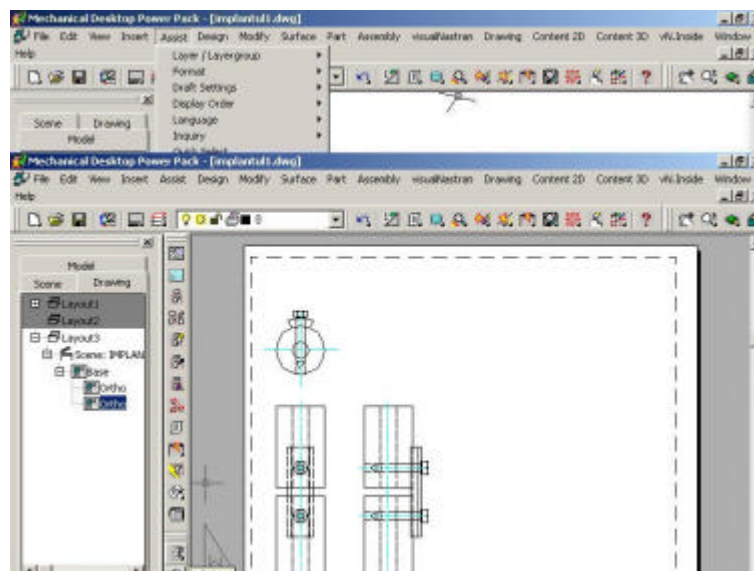


Fig. 11

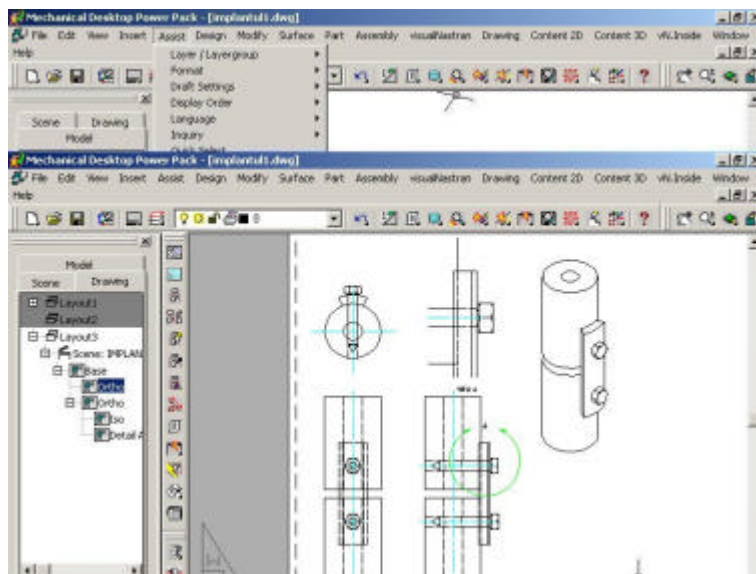


Fig. 12

Facultatea de Mecanica

Departamentul: Inginerie Mecanica, Mecatronica si Robotica

Disciplina: Biomecanica

LABORATORUL nr. 5

Modelarea CAE – aplicabila Sistemelor Biomecanice

Analiza starii de tensiune si a deformatiilor cu Metoda Elementelor Finite

Realizarea part-ului initial

Pentru analiza sus-mentionata, am folosit un cilindru prevazut cu un orificiu transversal, ca in fig.1.

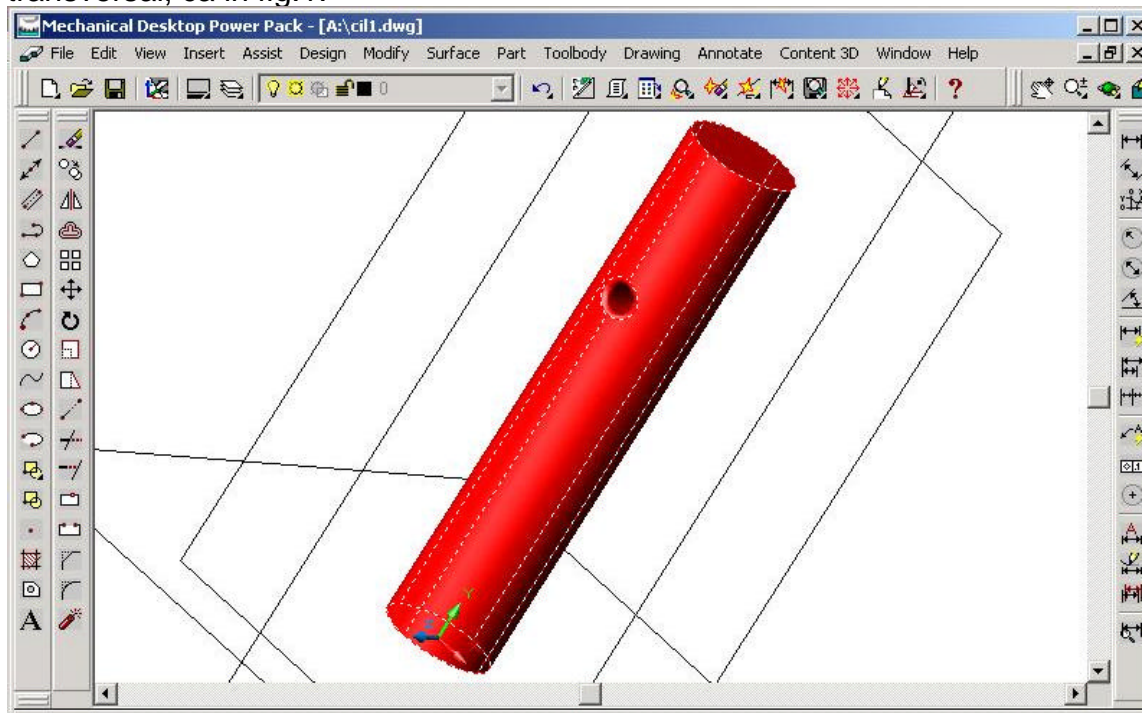


Fig. 1

Realizarea analizei propriu-zise

Din meniul Content 3D, se selecteaza Calculations, FEA intrand in meniul de Analiza cu Elemente Finite, ca in fig.2. Observam ca in meniul loads and Supports avem diferite tipuri de incarcari si reazeme. Incarcarile sunt concentrate sau distribuite, iar reazemele pot fi simple sau articulate.

Din meniul Material selectam metalul dorit sau definim noi un material prin specificarea densitatii (greutatea specifica), a Modulului de elasticitate, a Rezistentei la rupere si a coeficientului lui Poisson.

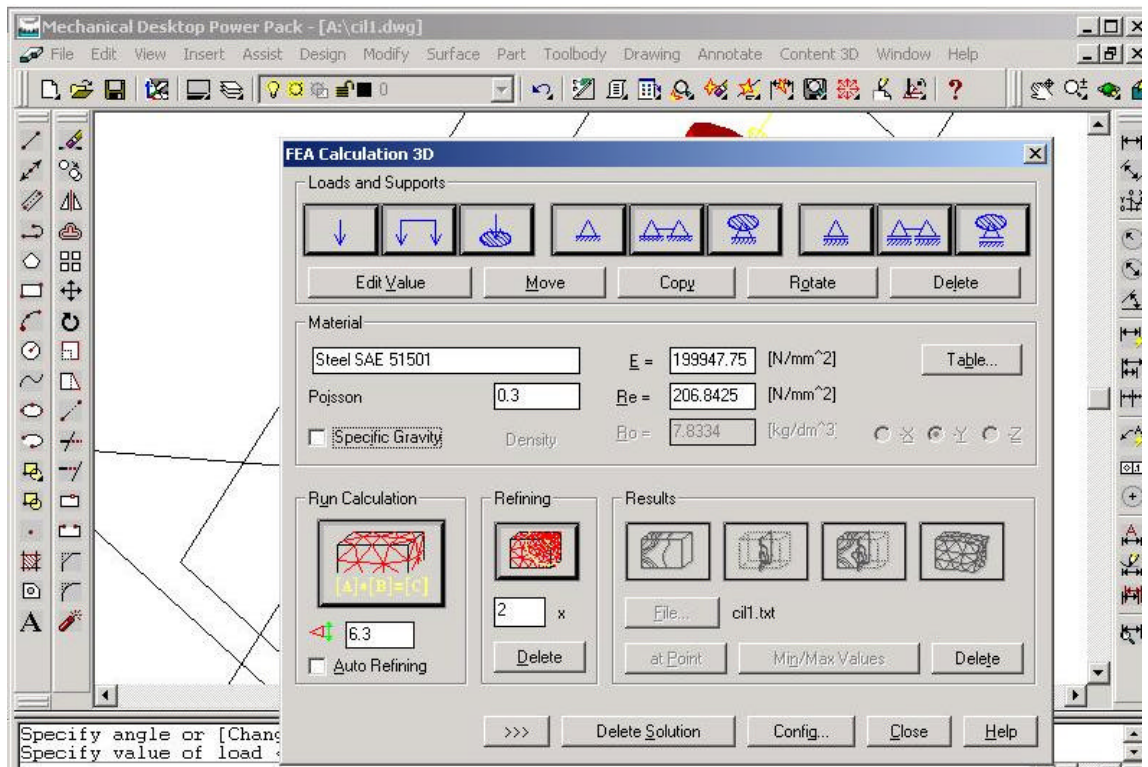


Fig. 2

Din Loads and Supports, alegem forta concentrata, specificandu-i raza pe care sa se intinda (zero, daca este forta concentrata), unghiul sub care sa fie aplicata, in ce plan sa aiba effect si magnitudinea fortei.

In mod asemanator procedam si la rezemarea cilindrului, alegand icon-ul cu 2 articulatii fixe, specificand fata opusa celei in care am definit incarcarea si definind aria de incastrare dorita.

La sfarsit, apasam Run Calculation, calculatorul incepand sa rezolve ecuatiile sistemului propus de noi. Dupa discretizare, cilindrul arata ca in fig.3. Am ales elemente de discretizare sensibil mai mari fata de cele propuse de program in default, pentru ca analiza sa se desfasoare mai rapid. La autorefining, putem efectua o noua discretizare fata de cea anterioara, calculatorul urmarind sa micsoreze elementele in zonele cu concentratori de tensiune.

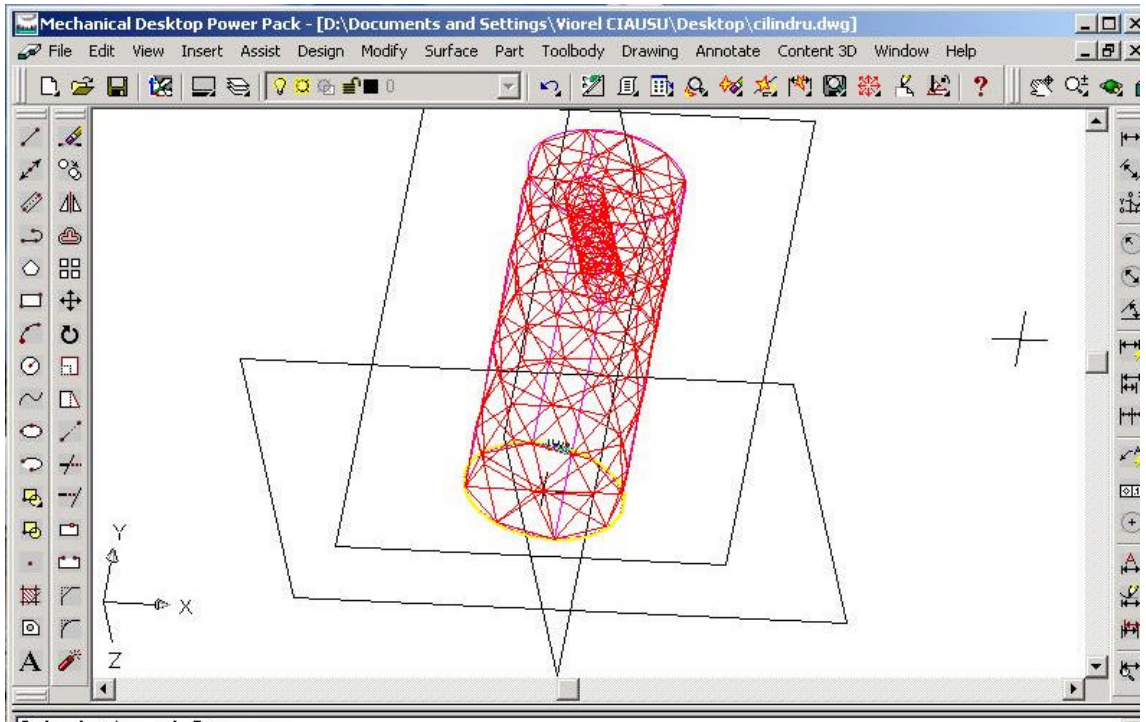


Fig. 3

La final, in afara de corpul initial, ni se prezinta corpul discretizat si starea de tensiune a corpului nostru.

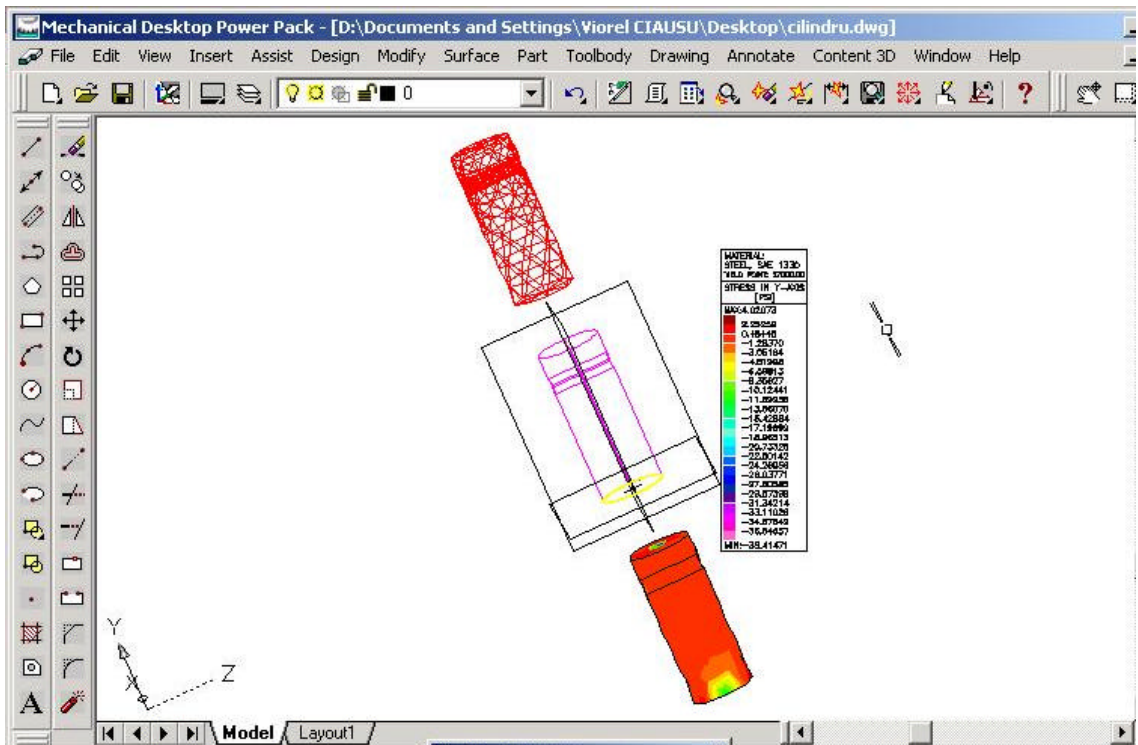


Fig. 4

Facultatea de Mecanica

Departamentul: Inginerie Mecanica, Mecatronica si Robotica

Disciplina: Biomecanica

LABORATORUL nr. 6 Analiza functional-constructiva si structurala a protezelor de membre inferioare amputate

5. Consideratii generale

Cuvântul *proteza* provine de la cuvintele grecesti *pro = în loc* si *tilhemi = a aseza*, indicând prin urmare un aparat care sa înlocuiasca lipsa unui organ în întregime sau numai a unui segment al corpului (proteza pentru membrul inferior, proteza pentru membrul superior, proteza oculara etc.).

Practica amputatiilor si a dezarticulatiilor reprezinta cea mai veche ramura a activitatii chirurgicale iar primele descrieri ale unor tehnici elementare de specialitate sunt evocate în scris de Hippocrate si Celsius.

Pierderea unui segment corporal, unilateral sau bilateral, precum si diferite leziuni ce afecteaza o functie fiziologica sau creeaza o atitudine vicioasa a aparatului locomotor, dau nastere unui traumatism psihic, cu reactii profunde asupra invalidului. Aceasta se datoreaza, în special, faptului ca individul realizeaza pierderea ireversibila la care se va adapta cu dificultate, rezultând o reactie care se manifesta, în majoritatea cazurilor, prin episoade de groaza, manifestându-se printr-o revolta emotionala, cu crize de plâns, agitatie si, uneori, cu faze melancolice, cu tristete si dezgust de viata.

Completarea unui membru amputat este unul din capitolele cele mai importante din domeniul protetic si este si parte de sine statatoare a biomecanicii si teraputicii, aceasta fiind o problema de cooperare între medicul chirurg si tehnicianul ortoped. Chirurgul trebuie sa cunoasca nivelul de amputatie ce permite o protezare corecta, precum si posibilitatile moderne de protezare si de reîncadrare în munca ale invalidului. Tehnicianul ortoped trebuie sa aiba cunostinte de anatomie, fiziologie si biomecanica.

Bontul rezultat în urma amputatiei trebuie sa îndeplineasca urmatoarele cerinte functionzale:

- sanatos, nedureros, solid;
- acoperit cu tegument suficient, de buna calitate;
- cu o cicatrice supla, bine plasata, de forma regulata;
- cu parti moi care acopera bine bontul;
- cu muschi tonici;
- fara proeminente osoase sau nevroame suparatoare.

Lungimea bontului trebuie sa fie potrivita astfel încât bratul de pârghie sa se sprijine bine în proteza si sa faciliteze dirijarea ei. De asemenea, mobilitatea bontului si a articulatiei supradiacente trebuie sa fie cât mai buna. Bontul protezabil trebuie sa fie puternic, bine vascularizat, cald si cu musculatura tonica.

Efectele amputatiei se fac resimtite însa nu numai la nivelul segmentului interesat, ci si asupra celorlalte segmente. Dupa amputatiile membrelor superioare se instaleaza astfel atitudini scoliotice sau chiar scolioze de compensare, care sunt cu atât mai grave, cu cât amputatia a fost practicata la o vârsta mai frageda si cu cât protezarea s-a facut mai târziu. Dupa amputatiile membrelor inferioare si în raport direct proportional cu înaltimea amputatiei, se instaleaza, disarticulatii lombare cu lombosciatalgii, coxartroze de partea amputata, precum si artroze sacroiliace, gonartroze, condromalacii patelare si picioare plate, prin supraîncarcare pe partea

opusa, într-un procentaj mult mai important decât la oamenii normali. Majoritatea amputațiilor se datorează traumatismelor generate de accidente și a unor boli infecțioase (peste 80 % din totalul amputațiilor).

Condițiile elementare pe care trebuie să le aibă o proteză sunt:

- să fie cât mai conforme cu bontul sau cu membrul afectat, astfel ca locomotia sau sprijinul să nu producă leziuni;
- să permită o circulație sanguină optimă, care să întretină starea de integritate a părților moi și, îndeosebi, a musculaturii bontului sau a membrului afectat;
- să fie funcțională pentru a permite reabilitarea invalidului și reîncadrarea lui în viața socială;
- să fie ușoară, estetică și nesocantă, pentru a evita instalarea complexelor de inferioritate;
- să aibă un cost cât mai accesibil pentru cei mai mulți dintre utilizatori.

2. Clasificarea protezelor de membre inferioare

Protezele de membre amputate, în particular pentru membrele inferioare, pot fi clasificate astfel:

- după funcționalitate pot fi: proteze estetice și proteze active (funcționale sau modulare):
 - *proteze estetice*, al cărui singur scop este de a reda forma cât mai bine membrului;
 - *proteze funcționale*, care urmăresc animarea protezei, folosind fie sursele de energie ale corpului, fie surse de energie externe, extracorporale; protezele funcționale se folosesc în special pentru protezarea membrelor superioare; sursele de energie ale corpului sunt variate: mișcarea bontului față de segmentul supradiacent (ca la protezele de antebraț cu leagan sau cu prono-supinație), mișcarea tunelurilor obținute prin cinematizările musculare, modificarea volumului muscular prin contractii izometrice etc.; sursele de energie extracorporale sunt, de asemenea, variate: energie electrică, gaze sub presiune, pompe hidraulice etc.;
- după nivelul amputației sau dezarticulației: proteze segmentare și proteze pentru dezarticulație:

- *proteze pentru dezarticulația interilioabdominală*: completarea întregului membru inferior constituie o problemă dificilă, trebuind realizate pe o parte suspendarea protezei cât și sprijinirea bontului, iar pe de altă parte dirijarea articulațiilor.

Acest tip de proteză, indiferent de tipul de construcție și de materialele folosite, inclusiv proteza modulară, se compune din următoarele părți principale: bazinul receptor; manșonul de coapsă (trichter) – tijă tubulară la proteza modulară; manșonul de gambă (tijă tubulară la proteza modulară); piciorul artificial; diferite sisteme necesare asamblării elementelor enumerate anterior.

Pentru protezele modulare se folosește pentru partea estetică un manșon de moltopren mulat pe tije tubulare, ce se ajustează după forma membrului restant.

Bazinul receptor reprezintă piesa de contact, de legătură și de sprijin a corpului pe întreg ansamblul protezei și se execută după mulaj individual. Bazinul receptor trebuie să depășească creasta iliaca,

urcându-se posterior până la spinoasa D12. În interior se completează cu material spongios pentru a compensa lipsa a bontului.

Mansonul de coapsă și subansamblul gamba-genunchi sunt piese semifabricate, ce se ajustează după măsură.

Picioarul este un semifabricat din lemn, combinat cu cauciuc microporos sau cu materiale plastice de diferite durități.

La asamblare se ține seama ca proteza să fie mai scurtă cu aproximativ 2 cm, iar proiecția centrului de greutate să treacă prin spatele articulației coxo-femorale și înaintea genunchiului.

Fixarea bazinului la corp se face prin curele cu cataramă sau sîret. În cazuri excepționale se mai completează cu o chingă peste umăr.

Mersul se execută prin avântul dat de bontul bazinului. Cu ajutorul bazinului receptor și prin mecanismele de cuplare este posibilă dirijarea și conducerea protezei. Pentru poziția sezând ambele articulații (sold, genunchi) trebuie deblocate. Mersul se face cu blocarea articulațiilor, mers ce influențează negativ infirmul. Pentru soluționarea problemei s-au găsit diverse cuplaje mecanice ce poziționează axele între ele, precum și între ele și centrul de greutate al sarcinii, permițând mersul cu ambele articulații libere, cu o stabilitate statică și dinamică bună.

- *proteze pentru dezarticulația de sold*: se folosesc proteze ce au aceleași părți componente ca și la proteza pentru dezarticulația interilioabdominală, cu diferența că bazinul receptor este mai mic;

- *proteze pentru coapsă* (proteza segmentară): proteza definitivă de coapsă se compune în principal din mansonul de coapsă, mansonul de gamba, picioarul artificial și sistemele articulare.

Bontul, normal ca lungime, beneficiază de o proteză de coapsă cu sprijin pe ischion și cu genunchi blocabil sau liber. Mersul cu această proteză în timpul fazei de sprijin este asemănător celui normal, cu excepția fazei bifazice a genunchiului. În faza de pendulare, pentru a trece proteza peste sol, se apelează fie la ridicarea pelvisului, fie la aruncarea protezei prin abducție.

Unele bonturi bine acoperite pot beneficia și de o proteză de coapsă cu vacuum, care prezintă avantajul unei aderențe mai mari la bont prin crearea unei depresiuni între capatul bontului și fundul mansonului. Astfel, proteza se fixează la bont fără alte mijloace de susținere, devenind o adevărată unitate funcțională.

Bontul scurt beneficiază de o proteză de coapsă cu sprijin pe ischion și cu chingă pelviană. Bontul este utilizat pentru a "arunca" proteza înainte astfel încât soldul să se flecteze cât mai mult, apoi, prin pendulare înapoi soldul se extinde puternic, făcând posibilă extensia genunchiului. Datorită pendularii înainte și înapoi, pasul cu membrul protezat este mai lung iar membrul este asimetric.

- *proteze pentru gamba* (proteza segmentară): este constituită, pentru bontul scurt, din mansonul de coapsă, mansonul de gamba, picioarul artificial și mecanismele articulare; sprijinul, în acest caz, se face pe tendonul rotulian sau tuberozitățile tibiale; bontul de gamba este cu atât mai bun pentru protezare cu cât este mai lung; nivelul optim de amputație pentru o bună protezare este la nivelul treimii medii.

În cazul unui bont lung proteza va conține mansonul de gamba și picioarul artificial și, opțional, mecanismele articulare.

Proteza de gamba se poate confecționa în diverse variante care sunt: proteza definitivă din piele pentru bontul tip A, proteza din piele pentru bontul scurt de gamba, proteza din piele pentru bontul tip B cu sprijin pe ischion, proteza din material plastic, proteza tibială "PTB", proteza tibială "PTS", proteza tibială "KBM".

- *proteze pentru amputații și dezarticulații la diverse nivele ale piciorului:* amputațiile la nivelul piciorului sunt diferite; de la cele mai mici pierderi se face simțita nevoia de substituție, aceasta realizându-se cel mai bine cu ajutorul ghetelor ortopedice; lipsa degetelor 2-5 este singura care nu necesită gheata ortopedică; lipsa halucelului necesită înlocuirea acestuia pentru a evita alunecarea înainte a labei. Proteza propriu-zisă, în aceste cazuri, constă dintr-o gheata interioară de piele, reprezentând segmentul care lipsește. Ea se introduce în gheata exterioară normală. În cazul bonturilor Chopart și Pirogov proteza înlocuiește antepiciorul și o parte din glezna și acționează ca o piesă de sprijin. În general, aceasta constă dintr-o piesă metalică cât mai asemănătoare bontului rămas și completată cu partea absentă. Se montează în afara liniei de susținere iar pentru un mers comod este bine să se termine la nivelul interliniei degetelor. Proteza va fi înglobată în încălțăminte ortopedică, ce va îmbrăca congruent bontul fără a prezenta zone de presiune asupra lui, pentru a preveni apariția ulcerărilor secundare.
- după timpul scurs de la amputație: proteze imediate, proteze provizorii și proteze definitive:
- *proteza imediată sau de spital:* se aplică la 2-3 zile de la operație dacă starea generală a pacientului e bună; se compune dintr-un manson de fese gipsate, prelungit distal cu un pilon; mansonul distal se schimbă pe măsura ce bontul își modifică volumul;
 - *proteza provizorie:* se aplică în a doua etapă de protezare; se caracterizează prin piciorul artificial și sistemul telescopic al pilonului care permite reglarea lungimii și rotației piciorului față de axa mediană; aceste proteze sunt necesare pentru: scăderea posibilității pierderii simțului ambulator, scăderea frecvenței și intensității "durerii membrului fantomă" și modelarea și maturarea mai rapidă a bontului; acomodarea cu proteza definitivă se face astfel mai repede și mai bine;
 - *proteza definitivă,* care trebuie să îndeplinească cerințele: să înlocuiască "anatomic" segmentul pierdut al membrului, să înlocuiască funcțional segmentul lipsă (un membru inferior artificial trebuie să permită ortostatismul, mersul și poziția sezândă), să nu facă zgomot pentru a nu atrage atenția celor din jur, să fie folosită fără efort de către amputat, să aibă o greutate mică, să fie rezistentă și durabilă, să aibă un cost accesibil, să fie estetică.

3. Aspecte funcțional-constructive ale protezelor de membre inferioare

Proteza de membru amputat (exoproteza), în particular pentru membrul inferior, se compune, la modul general, din următoarele componente:

- un manson pentru bont, care face legătura între bont și proteza propriu-zisă;
- unul sau mai multe mansoane ale protezei, reprezentând învelisul care joacă rolul tegumentului segmentului de membru amputat înlocuit;
- un schelet segmentar al protezei, care joacă rolul de susținere și formă;

- elemente articulare, folosite pentru obtinerea unui numar de miscari relative independente (grade de libertate) între segmentele protezei;
- uneori, din elemente care se pot compara cu muschii si nervii, fiindca se pot contracta si destinde, automat sau voluntar, de tipul: resorturi, chingi elastice, mecanisme actionate hidraulic, cu bioxid de carbon, cu biocurenti etc.

Pentru cazul unei proteze de gamba, reprezentata în figura 1, aceasta se compune din:

- piciorul artificial, cu articulatie la glezna sau cu tampon calcanean;
- mansonul de gamba, din material plastic;
- mansonul interior pentru bont.

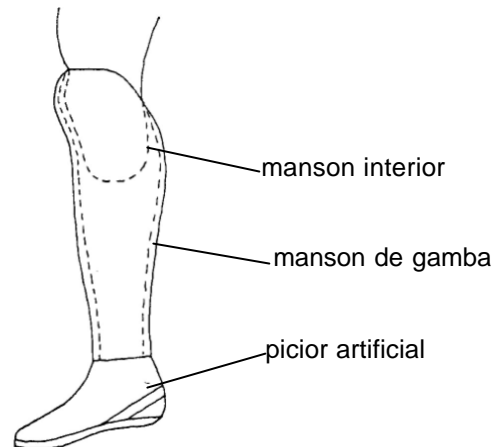


Fig. 1. Proteza de gamba

Funcție de legatura dintre picior si glezna, picioarele artificiale pot fi împartite în doua categorii: articulate si nearticulate.

Picioarele artificiale articulate sunt mai fragile si putin mai grele decât majoritatea celor nearticulate. Picioarele articulate pot avea una sau mai multe articulatii. Piciorul cu o singura axa de rotatie, deci o articulatie simpla de rotatie, permite mobilitatea gleznei, controlata de doua tampoane de cauciuc prin modificarea dimensiunilor acestora. În figura 2 este reprezentat un astfel de picior. Sunt, în mod obisnuit, folosite pentru a mentine genunchiul stabil.

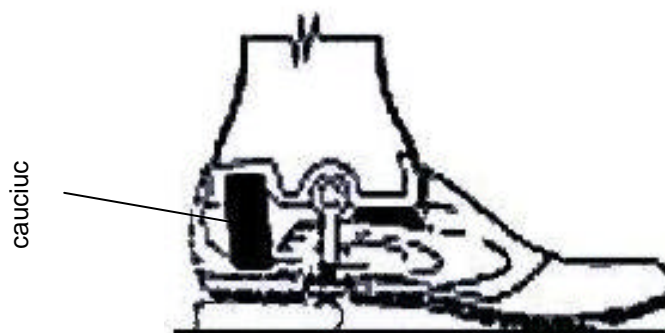


Fig. 2. Picior cu o singura axa de rotatie

Un picior multi-ax, deci cu mai multe miscari relative este, de obicei, recomandat persoanelor care trebuie sa mearga pe suprafete neregulate, deoarece permite miscarea în jurul a trei axe ale gleznei.

4. Aspecte structurale ale protezelor de membru amputat

Gradul de libertate al unei proteze se calculează funcție de mișcările (spatiale sau plane) ale lanțului cinematic articular al protezei, astfel:

- în cazul spatial: $L = 6 \cdot n - 5 \cdot a_5 - 4 \cdot a_4 - 3 \cdot a_3 - 2 \cdot a_2 - 1 \cdot a_1$,
unde: n – numărul total de elemente cinematice (în mișcare) ale protezei;
 a_5 – numărul total de articulații de clasa 5 ;
 a_4 – numărul total de articulații de clasa 4 ;
 a_3 – numărul total de articulații de clasa 3 ;
 a_2 – numărul total de articulații de clasa 2 ;
 a_1 – numărul total de articulații de clasa 1 ;
- în cazul plan : $L = 3 \cdot n - 2 \cdot a_5 - 1 \cdot a_4$,
unde: n – numărul total de elemente cinematice (în mișcare) ale protezei;
 a_5 – numărul total de articulații de clasa 5 ;
 a_4 – numărul total de articulații de clasa 4.

În cele ce urmează se prezintă următorul exemplu: să se determine gradul de libertate al unei proteze de coapsă amputată, reprezentată în figura 3, la care piciorul este nearticulat față de gleznă (piciorul are elemente de cauciuc), iar genunchiul protezei permite doar mișcările de flexie-extensie.

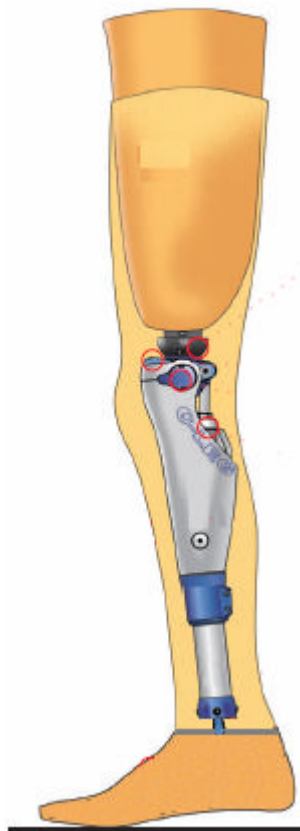


Fig. 3. Proteza de coapsă amputată

Datorită faptului că nu este permisă ansamblului gamba-picior decât mișcarea de flexie-extensie, lanțul cinematic are mișcare într-un singur plan, planul sagital, astfel încât gradul de libertate se calculează:

$$L = 3 \cdot n - 2 \cdot a_5 - 1 \cdot a_4,$$

unde: $n = 1$ (ansamblul gamba-picior),

$a_5 = 1$ (articulatia genunchiului),

$a_4 = 0$.

Dupa efectuarea calculului rezulta: $L = 1$.

5. Aplicatie

Sa se analizeze din punct de vedere functional-constructiv protezele puse la dispozitie în laborator, iar în cazul existentei unei proteze modulare sa se calculeze gradul de libertate permis de proteza si acest grad de libertate sa se compare cu gradul de libertate al segmentelor corporale înlocuite.

Facultatea de Mecanica

Departamentul: Inginerie Mecanica, Mecatronica si Robotica

Disciplina: Biomecanica

LABORATORUL nr. 7 Aspecte privind analiza cinematica si reabilitarea articulatiei gleznei

6. Consideratii generale

Mobilitatea unei articulatii a aparatului locomotor uman depinde de urmatorii factori:

- interni:
 - tipul articulatiei ; este un factor determinat de congruenta articulara, de valoarea ligamentelor si capsulei articulare;
 - modificari structurale articulare;
 - elasticitatea musculara (cicatricele musculare, depunerile calcare, fibrozarile, retracturile etc. scad elasticitatea musculara si deci mobilitatea);
 - elasticitatea structurilor conjunctive: tendoane, ligamente, capsula;
 - elasticitatea pielii;
 - capacitatea muschiului de a se contracta si relaxa pentru a permite o amplitudine maxima a miscarii;
 - excesul de grasime;
 - temperatura tisulara (cresterea temperaturii cu 1 – 2°C maresta semnificativ mobilitatea);
 - gradul de hidratare tisulara;
- externi:
 - vârsta subiectului;
 - sexul (femeile au o mai buna mobilitate – cauza endocrina);
 - temperatura mediului ambiant;
 - perioada zilei (dimineata mobilitatea este mai scazuta, cu maximum de mobilitate între orele 14,30 si 16);
 - stadiul vindecarii tisulare dupa diverse leziuni;
 - abilitatea individuala de a performa miscari (exercitii fizice);
 - restrictia sau lejeritatea hainelor.

Valorile normale ale amplitudinilor unghiulare articulare la nivelul membrului inferior sunt prezentate în tabelul 1.

Tab. 1. Unghiurile miscarilor articulare ale membrului inferior

Articulatia	Miscarea unghiulara	Limitele miscarii unghiulare [°]
Gleзна	Flexie plantara	0 – 50
	Flexie dorsala	0 – 15
	Inversie	0 – 35
	Eversie	0 – 20
Genunchi	Flexie	0 – 135
Sold	Flexie	0 – 120
	Extensie	0 – 30

	Abductie	0 – 40
	Adductie	0 – 35
	Rotatie interna	0 – 45
	Rotatie externa	0 – 45

În activitatile umane obisnuite nu este folosita întreaga gama a valorilor unghiulare articulare, astfel încât, din intervalele de valori unghiulare prezentate în tabelul 1 sunt utilizate doar acele valori aflate în imediata vecinătate a pozitiilor de repaus articular, denumit uneori “sector util de mobilitate”. Datorita acestui fapt, în kinetoterapie este folosit un coeficient functional de mobilitate ce exprima diferentiat importanta pentru functia articulara a diverselor sectoare de mobilitate. În tabelul 2 sunt prezentate valorile coeficientilor functionali pentru fiecare articulatie a membrului inferior, pe diversele sectoare de miscare.

Tab. 2. Valorile coeficientilor functionali

Articulatia	Miscarea	Sectorul de miscare [°]	Coeficientul functional
Glezna	Flexie plantara	0 – 20; 20 – 70	0,2; 0,2
	Flexie dorsala	0 – 20; 20 – 40	0,2; 0,5
Genunchi	Flexie	0–45; 45–90; 90–160	0,9; 0,7; 0,4
Sold	Flexie	0–45; 45–90; 90–150	0,6; 0,4; 0,1
	Abductie	0–15; 15–30; 30–60	0,6; 0,4; 0,1
	Rotatie externa	0 – 30; 30 – 80	0,3; 0,1
	Adductie, extensie, rotatie interna	Indiferent de sector	0,2

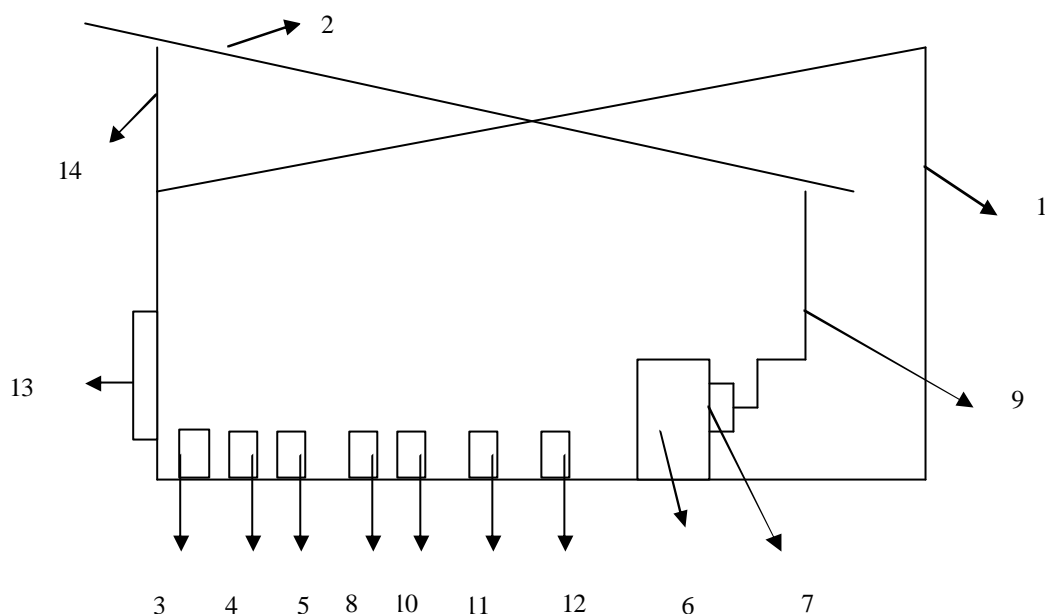
Traumatismele membrului inferior pot sa apara fie la nivelul oaselor (fracturi), fie la nivelul articulatiilor (contuzii, entorse si luxatii), fie la nivelul muschilor (tendinopatii, rupturi musculare) sau combinatii ale acestora.

Ruperea ligamentelor are ca efect imediat instabilitatea articulara, producându-se în acest mod o limitare sau blocare a mobilitatii segmentelor corespunzatoare. Refacerea mobilitatii, în faza de recuperare posttraumatica, necesita cunoasterea atât a valorilor unghiulare graduale ale recuperarii kinetoterapeutice, cât si a dependentei fortei din ligament functie de unghiurile mobilitatii astfel încât sa nu fie depasite limitele critice ale durerii. Vindecarea spontana a unei rupturi ligamentare se face prin cicatrice conjunctiva, mai bogata în tesut elastic. Marimea cicatricei depinde de gradul de imobilizare iar locul cicatricei constituie punctul de minima rezistenta pentru noi rupturi. Vindecarea rupturii ligamentare reparata chirurgical este mult mai buna decât vindecarea spontana, deoarece cicatricea prezinta o zona importanta de tesut regenerat, cu proprietatile biomecanice identice cu ale tesutului ligamentar dinainte de rupere.

Recuperarea medicala a unui pacient trebuie sa se realizeze, în primul rând, având în vedere sectoarele unghiulare utile ale miscarii articulare. Astfel, se determina, cu ajutorul goniometrului, amplitudinile miscarilor pasive, dupa care, valorile obtinute se înmultesc cu coeficientii functionali ai miscarii iar rezultatele obtinute se aduna. Se compara apoi scorul obtinut cu scorul de referinta 100, corespunzator unei refaceri articulare complete.

2. Sistem tehnic de recuperare articulara a gleznei

În figura 1 este reprezentata schema bloc a sistemului tehnic din laborator, iar în figura 2 este prezentata o imagine a acestui sistem tehnic.



1-carcasa, 2-platou de asezare a piciorului, 3-transformator electric, 4-punte redresoare, 5-schimbator de sens, 6-motor electric, 7-reductor melcat, 8-variator de turatie, 9-mecanism oscilant, 10-întrerupator, 11-lampa de control, 12-motor electric de 12 V, 13-mâner de transport, 14-pivot.

Fig. 1. Schema bloc a sistemului tehnic de recuperare



Fig. 2. Imagine a sistemului tehnic de recuperare articulara

Mecanismul oscilant folosit între motorul de acționare și platoul pe care se sprijină piciorul are posibilitatea unei reglări dimensionale, ceea ce conduce la posibilitatea obținerii unor unghiuri variabile ale flexiei plantare și dorsale pasive.

Frecvența rotației poate fi variată între 0 și 80 de rotații/minut, astfel încât să fie posibilă adaptarea pentru fiecare utilizator și exercițiu în parte.

Sistemul tehnic poate fi folosit și pentru exercițiile fizice de creștere a mobilității articulare a gleznei.

3. Aplicatie

Sa se masoare cu ajutorul unui goniometru amplitudinea unghiulara pasiva a flexiei plantare si dorsale data de articulatia gleznei, în cazul unui individ analizat, sa se calculeze, apoi, amplitudinea unghiulara reala, pe baza coeficientilor functionali, sa se utilizeze sistemul tehnic de rehabilitare articulara si sa se repete primele doua cerinte, comparându-se amplitudinile unghiulare reale.

Bibliografie

- Baci, Cl., *Aparatul locomotor*, Editura Medicala, Bucuresti, 2002.
- Budescu, E., Iacob, I., *Bazele biomecanicii în sport*, Editura Universitatii Alexandru Ioan Cuza, Iasi, 2005.
- Chao, E.Y.S., *Graphic-based musculoskeletal model for biomechanical analyses and animation*, Medical Engineering & Physics, 2003;25:201-212.
- Dimoftache, C., Herman, S., *Biofizica medicala*, Editura Cerma, Bucuresti, 1996.
- Doroftei, I., *Robotica*, vol 1, Editura Tehnica Stiintifica si Didactica "Cermi", Iasi, 2005.
- Hamilton, N., Luttgens, K., *Kinesiology. Scientific basis of human motion*, McGraw – Hill Companies Inc., New York, 2002.
- <http://www.musculographics.Com/simmdm.htm>.
- Popescu, M., Trandafir, T., *Artrologie si Biomecanica*, Editura Scaiul, Bucuresti, 1998.
- Oprisan C., Popovici, G.A., *Mecanisme*, Editura Tehnica-Info, Chisinau, 2001.