

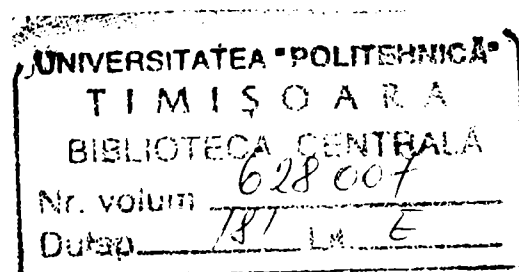
UNIVERSITATEA „POLITEHNICA” TIMIȘOARA
FACULTATEA DE MECANICĂ

CONTRIBUȚII LA STUDIUL BIOMECANICII
SCHELETULUI OSOS AL FEȚEI UMANE

- Teză de doctorat -

Lect. ing. Dan M. STANCIU

BIBLIOTECA CENTRALĂ
UNIVERSITATEA „POLITEHNICA”
TIMIȘOARA



Conducător științific:

Prof. dr. ing. Doina Drăgulescu

2000

Cuprins

Introducere	1
1. Stadiul actual cunoscut al biomecanicii scheletului osos al feței umane	6
1.1 Metode de măsurare a geometriei feței și scheletului facial	7
1.1.1 Radiografierea	8
1.1.2 Tomografia	9
1.2 Metode de măsurare, analiză și prelucrare a tensiunilor mecanice din elementele osoase ale feței	10
1.3 Metode de sinteză	13
2. Biomecanica sistemului osos uman	15
2.1 Sistemul osos	19
2.2 Alcătuirea scheletului capului	21
2.2.1 Articulații	23
2.2.2 Proprietăți mecanice ale sistemului osos	24
2.3 Mandibula	25
2.4 Biomecanica spongioasei osoase	33
3. Geometria și proporțiile corpului uman.	37
3.1 Secțiunea de aur	37
3.2 Șirul lui Fibonacci	40
3.3 Corelații între secțiunea de aur și șirul lui Fibonacci	42
4. Biomecanica fizionomiei umane	51
4.1 Geometria feței umane	51
5. Mecanica mandibulei	68
5.1 Poziții statice ale mandibulei	68
5.2 Forțe musculare	70
5.3 Forțe ocluzale	76

5.4 Comportarea mecanică a mandibulei	80
5.4.1 Statica mandibulei	83
5.4.2 Cinematica mandibulei	89
5.4.3 Dinamica mandibulei	98
5.4.4 Modelarea mecanică a mandibulei	105
5.5 Aspecte grafoanalitice legate de mușchii masticatori	111
5.6 Analiza forțelor maxilare cu metoda elementelor finite	113
5.7 Concluzii	140
5.7.1 Patologie - concluzii	140
5.7.2 Biomecanică - concluzii	142
6. Rolul imagisticii în biomecanica scheletului facial	143
6.1 Modelări pentru studii biomecanice	143
6.2 Modelarea cu sisteme L	150
6.2.1 Fractali.	151
6.2.2 Sisteme Lindenmayer	153
6.3 Prelucrări de imagini	160
7. Contribuții originale	174
7.1 Obiective și direcții ulterioare de cercetare	178
Anexa 1	180
Bibliografie	200

Introducere

Biomecanica este o știință multidisciplinară relativ nouă. Apariția sa a fost determinată de o necesitate reală, dat fiind faptul că, de mai multă vreme, progresul cercetării medicale nu mai poate fi concepută fără aportul științelor exacte [73].

Orice parte a unui organism viu, în general, și a organismului uman, în special, este la fel de importantă pentru biomecanică. Totuși, studierea scheletului osos al feței umane induce un interes aparte, datorită singurei sale piese în mișcare - mandibula, și fiindcă articulația temporo-mandibulară este considerată a fi cea mai complexă articulație din întregul organism uman.

Prezenta teză își propune să aducă un aport la elucidarea unor probleme legate de mecanica mandibulei, a articulației temporo-mandibulare și a altor aspecte conexe.

Teza este structurată în 7 capitole, conținând în principal:

Capitolul 1, intitulat *Stadiul actual cunoscut al biomecanicii scheletului osos al feței umane*, face o trecere în revistă a :

- metodelor de obținere și de măsurare a elementelor geometriei feței și scheletului facial (fotografii, radiografii, tomografii);
- metodelor de măsurare, analiză și prelucrare a tensiunilor mecanice din elementele osoase ale

feței (tensometrie, achiziție de date, prelucrări de semnale, filtrări, analiză Fourier, analiză cu metoda elementelor finite);

- metodelor de sinteză, cu pondere pe imagistică și reprezentări grafice a rezultatelor obținute.

Capitolul 2, *Biomecanica sistemului osos uman*, tratează:

- informații anatomice și fiziologice despre sistemul osos uman, din care face parte și scheletul osos al feței;
- analiza spongioasei osoase, care intră în componența mandibulei;
- modelarea geometrică a mandibulei, aproximată cu o bară curbă, cu calcularea elementelor geometrice ale acestei structuri, a momentelor de inerție și a centrului de greutate, în vederea analizei mecanice ulterioare.

Problemele analizate în capitolul 3, *Geometria și proporțiile corpului uman*, sunt:

- câteva considerații asupra „raportului de aur” $\varphi = 1,618\dots$, care stă la baza tuturor proporțiilor din constituția geometrică a organismului uman;
- șirul lui Fibonacci sau legea creșterilor organice, care guvernează dezvoltarea organismelor vii, fie ele plante sau animale.

Capitolul 4, *Biomecanica fizionomiei umane*, conține:

- o continuare a considerațiilor geometrice din capitolul precedent, aplicate însă strict la domeniul feței;
- trecerea în revistă a concepției medicale asupra geometriei faciale;

-
- posibilități de refacere virtuală a fizionomiei, cu aplicații în chirurgia maxilo-facială, cu prezentarea a două programe proprii: unul pentru modificare de fizionomie (detaliat în anexa 1) și a altul, de proporționare a fizionomiei, după criteriile dezvoltate în capitolul 3.

Capitolul 5, *Mecanica mandibulei*, este destinat analizei unicei părți mobile a scheletului feței, mandibula, și conține:

- date anatomice despre: pozițiile statice ale mandibulei, forțele dezvoltate de mușchii masticatori, forțele care apar în timpul ocluziei;
- studiul comportării mandibulei din punct de vedere static, cinematic și dinamic;
- calcularea reacțiunilor în articulațiile temporo-mandibulare, pe baza elementelor pregătitoare stabilite în capitolul 2;
- metodele medicinei și aparatura biomedicală de modelare a mandibulei;
- analiza grafo-analitică a acțiunilor mușchilor masticatori;
- un studiu complex asupra mandibulei, folosind metoda elementelor finite, care include: analiza tensiunilor care apar în toate zonele osului mandibular, în articulația temporo-mandibulară și în zona dinților;
- o sinteză a problemelor generate de funcționarea anormală a mandibulei.

Capitolul 6, *Rolul imagisticii în biomecanica scheletului facial*, tratează următoarele probleme:

- modelări 3D ale craniului și mandibulei, în vederea analizei biomecanice;

- modelări bazate pe tehnica fractalilor;
- algoritmi de modelare bazați pe sisteme Lindenmayer;
- teoria și tehnica prelucrărilor de imagini cu calculatorul, inclusiv cu programe proprii.

Capitolul 7, *Contribuții personale*, sintetizează elementele originale aduse de teză în soluționarea problemelor biomecanicii scheletului osos al feței umane.

În prezenta lucrare s-au folosit programe proprii pentru calculator, programe gratuite obținute prin intermediul Internet-ului și programe licențiate. Pentru aceasta, se aduc mulțumiri firmelor care au permis acest lucru:

- firmei Datagroup S.R.L. Timișoara, pentru permiterea accesului autorului la calculatoarele lor și a folosirii limbajelor de programare Borland / Inprise Delphi și C++, cu care au fost create, compilate și rulate majoritatea programelor de calculator concepute pentru această lucrare
- firmei PAD-Expert S.R.L. Timișoara, pentru permiterea accesului autorului la calculatoarele lor și a folosirii pachetului de programe Microsoft Office 2000, cu care a fost redactată lucrarea.
- firmei Xara Ltd. (Anglia) pentru programul de grafică CorelXara 2.0, cu care au fost realizate imaginile vectoriale din lucrare
- curentului Linux pentru programul de grafică GIMP 1.1.15, cu care au fost realizate și prelucrate imaginile bitmap din lucrare, pentru versiunile gratuite sau cu utilizare limitată a programelor lor, distribuite prin Internet sau prin intermediul revistelor de specialitate

- firmei Enterprise Software Products, Inc., Exton, PA, USA, pentru versiunea gratuită a programului de analiză cu elemente finite FEMAP 7.0, distribuit prin Internet

Autorul își exprimă gratitudinea față de toți cei care au contribuit prin observații și sugestii la realizarea acestei teze.

Capitolul 1

Stadiul actual cunoscut al biomecanicii scheletului osos al feței umane

Scheletul osos al feței umane este suportul pe care - spre exterior - este structurată fizionomia, probabil cea mai evidentă componentă a aspectului estetic al omului. În interior, același schelet osos găzduiește cel mai important organ uman, creierul, cărui îi asigură protecție prin structura sa de rezistență.

Singura parte mobilă din ansamblul scheletului osos al capului este mandibula. Aceasta este legată de restul scheletului capului prin intermediul articulației temporo-mandibulare, care este cea mai complexă articulație din întreg organismul uman.

Studierea mecanicii mandibulei este importantă deoarece:

- Are un rol major în procesele de:
 - nutriție (vital pentru organism) și
 - vorbire (fonație), definitoriu pentru specia umană și specific ei;
- Malfuncția mandibulei favorizează sau chiar generează stări patologice grave (capitolul 5.7.1).

Problemele legate de stadiul actual al biomecanicii scheletului osos al feței umane se pot împărți în trei categorii, după cum urmează:

1.1 Metode de măsurare a geometriei feței și scheletului facial

Date geometrice despre scheletul feței se pot obține fie prin măsurători directe asupra feței (puncte antropometrice, unghiul facial, etc.), fie prin metode indirecte, mai complicate dar mai precise, cum ar fi:

- fotografierea, urmată de scanarea fotografiei și efectuarea de măsurători asupra imaginii computerizate; metoda este aplicabilă în special când se studiază aspecte legate de reprezentări bidimensionale (distanța dintre axele oculare, distanța dintre limita părului și baza nasului, etc.);
- radiografierea, urmată de scanarea radiografiei, prelucrarea și analiza computerizată a imaginii obținute
- prelucrarea și analizarea succesiunii imaginilor obținute cu ajutorul computerului tomograf;
- imagistică prin diferite tehnici, ca: analiză cu ultrasunete, rezonanță magnetică cu utilizarea radioizotopilor, analize bazate pe efectul Hall; imagistica medicală se referă la obținerea de informații geometrice, fiziologice sau patologice pe baza interpretării imaginii unei anumite porțiuni a corpului.

În funcție de baza materială existentă, primele două metode sunt cele mai abordabile; metoda tomografică, deși mult mai precisă decât alternativele ei, nu este încă suficient exploatată din cauza costurilor deosebit de ridicate.

Radiografia captează o imagine în care efectul de spațialitate este nul, ceea ce nu este definitiv pentru o informație corectă (figura 1.1). De exemplu, nu se poate deduce dacă condilul mandibulei este în fața sau în spatele osului occipital sau în același plan cu el; dacă se analizează o radiografie ortopanică, deși contururile imaginilor

obținute sunt clar definite, fiind în tonuri de gri, informația furnizată are acuratețe scăzută.

Tomograful oferă o imagine color și poate preleva doar o anumită secțiune plană, aflată la un anumit nivel de adâncime în corp; se poate astfel obține, spre exemplu, o imagine a unei secțiuni prin plămân, fără a se vedea și partea de schelet osos care îl înconjoară. De asemenea, se poate reconstrui imaginea 3D a unui organ explorat, prin asamblarea după o tehnică specifică a imaginilor 2D obținute prin tomografiere. În prezent, există și tomografe spirale, care realizează și reconstruirea imaginii tridimensionale [57].

1.1.1 Radiografierea

Elementul de bază al aparatului Roentgen este un tub catodic vidat, conținând un anod și un catod, între care se aplică o diferență de potențial de 25-150 kV. Electronii emiși de catodul încălzit și accelerați de diferența de potențial, bombardează suprafața anodului, care este placat cu un strat de metal greu (tungsten, aliaj tungsten și reniu, aliaj molibden-grafit) și emite radiații X. Corpul uman este interpus între fasciculul de raze X și o placă fotosensibilă. Datorită consistenței și naturii lor diferite, țesuturile corpului absorb diferit radiația, motiv pentru care placa fotosensibilă este și ea impresionată corespunzător. Ca atare, proiecția unei zone „radio-transparente” (cu grad de absorbție mic) va apărea luminoasă pe imagine, în timp ce țesuturile cu absorbție mare apar în tonuri închise. Placa fotosensibilă este apoi dezvoltată prin metode fotografice și este preluată în calculator cu ajutorul unui scanner. Scanner-ele sunt aparate de conversie analog-digitală; un fascicul luminos baleiază imaginea (fotografia, radiografia, etc.) și - în funcție de valoarea de culoare și de luminozitate citită în fiecare punct (pixel) - returnează câte o valoare numerică.

Cu ajutorul calculatorului și cu programele dedicate prelucrării de imagini, se pot face corecții asupra imaginii, constând în îmbunătățirea contrastului și luminozității, eliminarea „zgomotelor”, accentuarea contururilor, respectiv se pot determina dimensiuni geometrice (distanțe, unghiuri) ale țesuturilor analizate.

1.1.2 Tomografia

Tomografia realizează înregistrarea unor imagini prin secțiuni plane; în plus, pe baza mai multor secțiuni obținute printr-un organ, permite construirea pe baza lor a imaginii tridimensionale a organului respectiv.

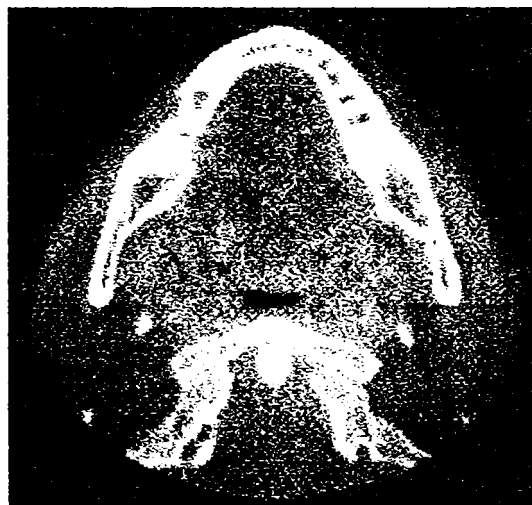


Fig. 1.1 - Imagine tomografică a unei secțiuni prin craniu, cu evidențierea mandibulei

Acuratețea acestei imaginii tridimensionale depinde de corectitudinea prelevării imaginilor aferente secțiunilor plane; acestea trebuie să fie în număr cât mai mare și să se succedă după un algoritm de continuitate cu diferență constantă între pozițiile succesive ale aparatului (uzual $2,4^\circ$ din cele 140° posibile).

Corpul pacientului este plasat într-un cilindru cu câteva sute de captatoare plasate echidistant pe circumferință, care furnizează simultan imaginile plane care stau la baza generării ulterioare a modelului tridimensional. Radiația emisă este tot de tipul celei obținute prin iradiere cu raze X, iar detectoarele sunt bazate pe cristale de scintilație, care transformă radiația X în semnale luminoase. Pe baza acestor semnale, cu ajutorul calculatoarelor, se pot face orice prelucrări de imagini, analize și măsurători.



Fig. 1.2 - Aspect al utilizării tomografului

1.2 Metode de măsurare, analiză și prelucrare a tensiunilor mecanice din elementele osoase ale feței

Datorită mișcării mandibulei sub acțiunea mușchilor inserați în diferite puncte, asupra sa se manifestă un sistem de tensiuni variabile în funcție de natura acțiunii mecanice efectuate. Disfuncțiile mandibulei pot avea repercusiuni grave asupra stării generale de sănătate a organismului, motiv

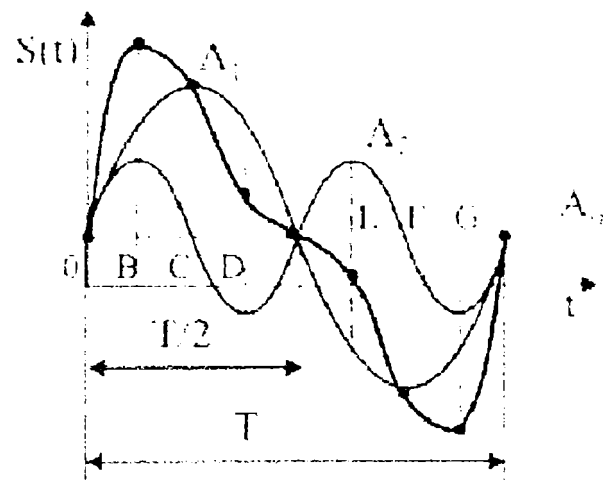
pentru care studierea acestui sistem de tensiuni mecanice mandibulare prezintă un interes deosebit.

O metodă de măsurare frecvent utilizată a tensiunilor mecanice apărute în diversele zone de interes de pe mandibulă este cea tensometrică. Timbrele tensometrice [55], [24] aplicate pe dinți generează un semnal electric proporțional cu tensiunea mecanică aplicată. Semnalul analogic înregistrat este convertit de un convertor analog-digital (semnalele digitale sunt de regulă mai stabile la perturbații) prin diferite tehnici de eșantionare și, eventual, amplificat.

Convertirea este urmată de o filtrare a semnalului, care se poate realiza prin diferite tehnici, foarte frecventă fiind metoda transformatei Fourier [119], [87], [98].

Semnalul periodic este descompus matematic într-o sumă de sinusoidă cu frecvențe întregi, cu amplitudini și faze diferite. Prin analiza Fourier se face o trecere din domeniul *timp* în domeniul *frecvență* și invers. Semnalul înregistrat apare ca o funcție continuă de timp, $S = S(t)$, (unde S este semnalul înregistrat, oricare ar fi acesta), fiindcă așa se realizează înregistrarea. Aplicând transformata Fourier, se obține variația amplitudinii semnalului în funcție de frecvență, adică $A = A(f)$, un grafic eșantionat, discontinuu, ca în figura 1.3.

O altă metodă consacrată de analiză a tensiunilor mecanice este metoda *elementelor finite*. Principiul acesteia este *discretizarea structurii* corpului de studiat, care constă în împărțirea suprafeței acestuia în elemente triunghiulare (forma elementară de suprafață) sau dreptunghiulare, în ale căror vârfuri, numite *noduri*, se calculează eforturile. Un exemplu de mandibulă simulată pe calculator, respectiv discretizarea structurii acesteia, este prezentat în figurile 1.4 și 1.5 :



a.

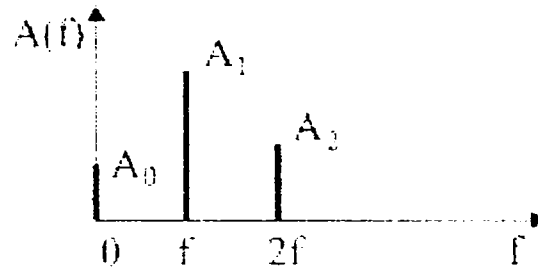


Fig. 1.3 - Aplicarea transformatei Fourier la analiza unui semnal

O metodă modernă este și *analiza fotoelastică*. Metoda se bazează pe proprietatea unor materiale transparente de a genera culori sub acțiunea luminii polarizate. Practic, se realizează un model al structurii biologice de studiat, confecționat dintr-o rășină birefrigentă, căruia i se aplică încărcări mecanice simulate și care se interpune între sursa de lumină și filtrele de polarizare a luminii, respectiv aparatul de fotografiat (sau alt înregistrator). Rezultatul este o gamă de zone colorate diferit, în funcție de mărimea solicitării mecanice.



Fig. 1.4 - Imagine de mandibulă construită prin tehnici de grafică 3D

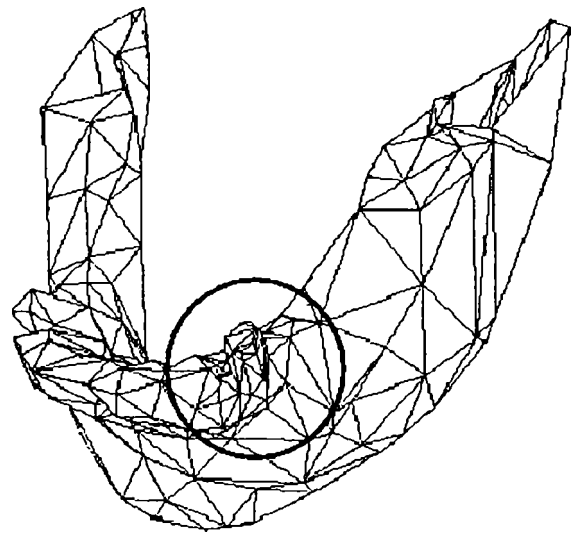


Fig. 1.5 - Discretizarea structurii modelului mandibulei (cu indicarea zonei caninului)

1.3 Metode de sinteză

Tehnicile de sinteză la care se referă teza, constau în special, dintr-un ansamblu de metode de grafică computerizată pentru prelucrarea și prezentarea imaginilor. În general, decât o serie nesfârșită de valori numerice, fie chiar și prezentate sub formă de liste, este mult mai directă și intuitivă reprezentarea acestor valori sub formă grafică. În particular, uneori se poate face o analiză calitativă pe bază grafică, prin estimarea vizuală a unor imagini, cu condiția ca acestea să fie sugestive; acest atribut al imaginilor se realizează prin prelucrarea acestora cu ajutorul calculatorului, folosind programe profesionale sau programe proprii.

Referitor la reprezentarea grafică a unor serii de valori, în afara programelor specializate strict pe această direcție (de exemplu *Harvard Graphics*), chiar și programele pachetului *Microsoft Office* (procesorul de texte *Word* sau

programul de calcul tabelar Excel) pot realiza acest deziderat în mod profesional. Evident că și în acest domeniu programele proprii pot rezolva problema chiar mai elastic, fiindcă acestea sunt concepute nu ca instrumente generale, ci direct legate de aplicația concretă care se analizează la un moment dat.

Capitolul 2

Biomecanica sistemului osos uman

Este important să se facă o scurtă trecere în revistă a unor informații generale despre sistemul osos uman, acestea servind analizei ulterioare. S-au realizat cercetări [36], folosind metoda elementelor finite, asupra spongioasei osoase a mandibulei; acestea nu ar fi putut fi realizate fără o bună cunoaștere a structurii intime a osului mandibular.

Corpul omenesc este alcătuit din *celule*, care iau naștere prin diviziuni succesive din celula ou. Celulele se grupează îndeplinind diferitele funcții vitale.

Țesutul este o asociere de celule cu aceeași formă și structură care îndeplinesc în organism aceeași funcție.

Între celulele unui țesut se găsește o *substanță intercelulară*; când aceasta este în cantitate mică se numește *substanță-ciment*, iar când este în cantitate mare poartă numele de *substanță - fundamentală*.

După formă, structură și proprietățile fiziologice ale celulelor, țesuturile pot fi de patru feluri [81]:

- epitelial
- conjunctiv
- muscular
- nervos.

Se detaliază exclusiv aspectele legate de scheletul osos al capului, menționând doar celelalte aspecte anatomice provenite din clasificări.

Țesutul epitelial se caracterizează prin faptul că celulele sale sunt strâns legate și formează membrane ce acoperă corpul la suprafață sau căptușesc cavități interne.

Țesutul muscular este format din fibre musculare, care răspund la excitației externe prin contracții. Țesutul muscular poate fi *neted* (în organele interne) sau *striat* (în mușchii motorii). În cazul particular al inimii, apare un țesut muscular striat, cu particularități specifice.

Țesutul nervos este format din celule numite neuroni.

Țesutul conjunctiv leagă între ele diferitele țesuturi și organe. Deși este foarte răspândit în organism, el nu vine niciodată în contact cu mediul exterior.

Din punct de vedere structural țesutul conjunctiv are în componență celule, fibre și substanță fundamentală. Fibrele pot fi: fibre colagene, fibre de reticulină și fibre elastice, fiecare formate din proteine specifice (colagen, reticulină, elastină).

Substanța fundamentală poate fi fluidă (sânge), consistentă (cartilaje) sau dură (os).

Țesutul conjunctiv îndeplinește funcții multiple: leagă diferitele părți ale organelor (țesutul conjunctiv lax), asigură rezistența organismului (țesuturile cartilaginose și osos), are rol de depozitare a substanțelor hrănitoare de rezervă (țesutul adipos), joacă rol în apărarea organismului prin eliberarea de anticorpi (țesutul special din măduva oaselor, splina etc.).

După consistența substanței fundamentale țesuturile conjunctive se clasifică în trei grupe: țesuturi conjunctive moi, țesutul semidur (cartilaginose) și țesutul dur (osos).

a) Țesuturi conjunctive moi:

1. *Țesutul conjunctiv lax* este forma cea mai răspândită. Celulele sale sunt fixe și mobile. Cele mobile sunt, de exemplu, leucocitele din sânge.

2. *Țesutul reticulat* se găsește în măduva roșie din oase, splină, ganglioni limfatici.
3. *Țesutul adipos* are cea mai mare parte din spațiul celular ocupat de o picătură de grăsime. De aceea are rol de protecție împotriva pierderii de căldură, apoi rol mecanic, ca material elastic rezistent la presiune și rolul unui rezervor de grăsime. Se găsește sub tegument și în jurul organelor.
4. *Țesutul fibros* este format predominant din fibre colagene și elastice, conține celule și puțină substanță fundamentală. Este foarte rezistent și ia parte la formarea tendoanelor și fasciilor care învelesc mușchii, acoperă diferite organe interne (rinichii), a membranei (*duramater*) care învește sistemul nervos central.
5. *Țesutul elastic*, care se găsește în pereții arterelor.

b) Țesutul semidur (cartilaginos) este un țesut rezistent și elastic. Substanța sa fundamentală, *condrina*, este un amestec de substanțe organice impregnate cu săruri de Ca și Na.

c) Țesutul dur osos este un țesut conjunctiv destinat susținerii și rezistenței. Spre deosebire de cartilaj (țesutul semidur), țesutul osos este vascularizat.

Celulele osoase (denumite când sunt tinere *osteoblaste*, iar când sunt adulte *osteocite*) sunt adăpostite în cavități săpate în substanța fundamentală, a cărei structură este sub forma unor *lame osoase*. Aceste cavități se numesc *osteoplaste* și comunică între ele prin *canalicule*, prin care circulă lichid interstițial, care asigură hrănirea osului.

După modul de dispunere a lamelor osoase, țesutul osos poate fi *compact* sau *spongios*. Corpul unui os lung și învelișul extern al oaselor groase și scurte sunt alcătuite din os compact, care este format din lame paralele și spiralate, conferind o rezistență mecanică deosebită (cum se vede în figura 2.1).

628.007/141E

Universitatea Tehnică

Țesutul osos spongios are un aspect buretos, este format din lame osoase care se întretaie și formează cavități, umplute cu măduvă roșie.

Interiorul oaselor groase și scurte, precum și interiorul capetelor oaselor sunt alcătuite din țesut osos spongios.

Componentele organismului uman sunt:

- *Organele* sunt grupări de celule și țesuturi care îndeplinesc o funcție comună.
- *Aparatele* sunt grupări de organe, cu structură diferită dar cu funcții comune (de exemplu, aparatul digestiv este format din cavitatea bucală, faringe, esofag, stomac, ficat, intestine).
- *Sistemele* sunt asocieri de organe cu aceeași structură, respectiv compuse din același țesut (sistemul osos, sistemul muscular, sistemul nervos).

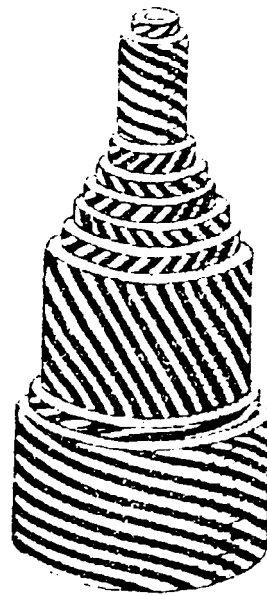


Fig. 2.1 - Structura unui os compact

2.1 Sistemul osos

Oasele sunt părți solide și dure, care se articulează între ele și formează sistemul osos (sau scheletul).

Organismul uman realizează mișcarea cu ajutorul a două sisteme: sistemul osos și sistemul muscular, coordonate de sistemul nervos. Mușchii nu se contractă și nu pun în mișcare oasele decât dacă primesc ordine de la sistemul nervos central, care primește informații de la organele de simț.

După formă, oasele pot fi clasificate în: *lungi*, *late* și *scurte*, după raportul dintre cele trei dimensiuni: lungime, lățime și grosime [81].

Oasele *lungi* formează scheletul extremităților și la ele predomină lungimea. Corpul unui os lung se numește diafiză și este aproape cilindric. Cele două extremități, care sunt mai voluminoase, se numesc *epifize*. Oasele lungi, ca de altfel și celelalte oase, prezintă suprafețe de articulare cu oasele vecine acoperite cu neregularități, pe care se înserează mușchii.

Oasele *late* au două dimensiuni - lățimea și înălțimea - mai mare decât grosimea; ele se găsesc la craniu, bazin, etc.

Oasele *scurte* au cele trei dimensiuni aproape egale; se găsesc în regiuni unde este necesară o mai mare soliditate (vertebre, oasele carpiene, tarsiene, etc.).

În general oasele sunt alcătuite pe un principiu inteligent și optimal: *materie puțină și rezistență maximă*. Pe o secțiune longitudinală făcută printr-un os lung se observă la periferia diafizei *periostul*, o membrană conjunctivă vascularizată cu rol în creșterea a osului în grosime și în refacerea țesutului osos la nivelul unei fracturi. Dedesubt se găsește os compact, iar spre interior, la nivelul diafizei, se găsește un canal central. În interiorul epifizelor, în locul canalului central apar lame osoase care se încrucișează formând osul spongios [81]. Aceste lame formează structuri

adaptate pentru rezistență la tracțiune și presiune, fiind orientate pe direcția solicitărilor mecanice (figura 2.2).

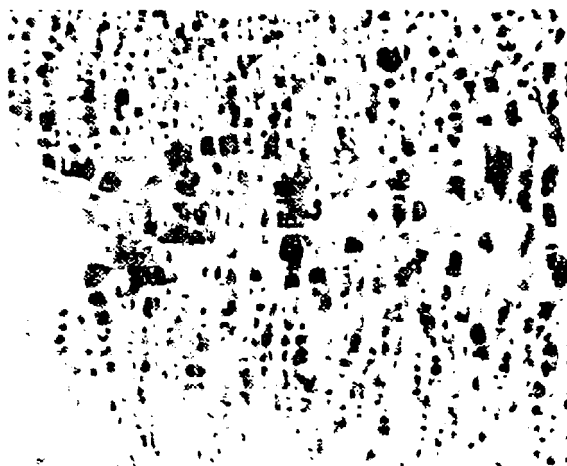


Fig. 2.2 - Arhitectura spongioasei osoase

Oasele late și cele scurte au la periferie un manșon de țesut compact ce acoperă osul spongios. Nu au canal central.

În spațiile dintre lamele osului spongios există măduvă roșie. În canalul central se găsește măduvă roșie numai la făt. La adult se găsește măduvă galbenă. Numai unele oase ale adultului mai conțin măduvă roșie (vertebrele, sternul, coastele și cele de la baza craniului). La bătrâni devine cenușie, prin transformarea ei în țesut conjunctiv fibros. Dezvoltarea oaselor are loc prin procesul de osificare (osteogeneză).

După originea lor oasele se pot clasifica în oase de membrană și oase de cartilaj [81]. Oasele de membrană trec în dezvoltarea lor prin două faze: faza de membrană conjunctivă și faza de os. Osificarea de membrană se produce astfel: într-o membrană conjunctivă tânără, fibrele colagene dintr-un anumit centru de osificare se înmulțesc și se adun formând fascicule. Celulele osoase tinere (*osteoblastele*) îmbracă aceste fascicule și secretă oseina care le înglobează, iar prin mineralizarea ei se formează o lamelă osoasă. Osificarea avansează de la centru către periferie. Prin osificare de

membrană iau naștere oasele bolții cutiei craniene, mandibula, clavicula, etc.

Procese de osificare încetinesc progresiv dar nu se opresc niciodată. Sub acțiunea unor factori mecanici și inflamatori, ele se pot intensifica, așa cum se întâmplă în cazul reparării oaselor de la nivelul unei fracturi. Dezvoltarea și creșterea oaselor este strâns legată de secreția hormonului hipofizar de creștere, de hormonii tiroidieni, de unele enzime cu rol în calcifierea oaselor, de vitaminele A, C, D, etc.

2.2 Alcătuirea scheletului capului

Oasele, în număr de 223, legate între ele prin articulații, alcătuiesc scheletul corpului uman [81]. Ele se grupează în: scheletul capului, scheletul trunchiului și scheletul membrelor. Cea mai mare parte sunt perechi, cele neperechi fiind așezate în planul de simetrie bilateral a corpului. Starea bipedă a omului și utilizarea cu preponderență a membrelor superioare în activități specifice umane și a celor inferioare în mers au adus unele particularități importante scheletului omenesc.

Scheletul capului este alcătuit din 22 oase dintre care 8 formează craniul *cerebral* (neurocraniul), care conține encefalul, iar celelalte 14 alcătuiesc craniul *visceral* sau al feței (viscerocraniul).

Craniul cerebral, cu o capacitate medie de $1400 \div 1500 \text{ cm}^3$, are formă ovoidală cu partea posterioară mai voluminoasă și prezintă o bază și o boltă. Dintre oasele care-l alcătuiesc, 4 sunt mediane și neperechi: *frontal*, *etmoid*, *sfenoid* și *occipital*, iar alte 4 sunt perechi și așezate lateral: oasele *temporale* și *parietale*.

- *Osul frontal* are o porțiune verticală care formează fruntea și una orizontală, care include plafonul orbitei

și arcadele orbitale. Cavitățile din grosimea osului este sinusul frontal.

- *Osul etmoid* conține *cornetele nazale*, care sunt cavități umplute cu aer.
- *Osul sfenoid*, în a cărui cavitate (numită „șaua turcească”) se află *hipofiza*.
- *Osul occipital*, amplasat la ceafă, face legătura cu prima vertebră cervicală, numit *atlas*.
- *Oasele temporale* (tâmpla) găzduiesc conductul auditiv extern și cavitățile urechii interne și urechii medii.
- *Oasele parietale* formează bolta craniană.

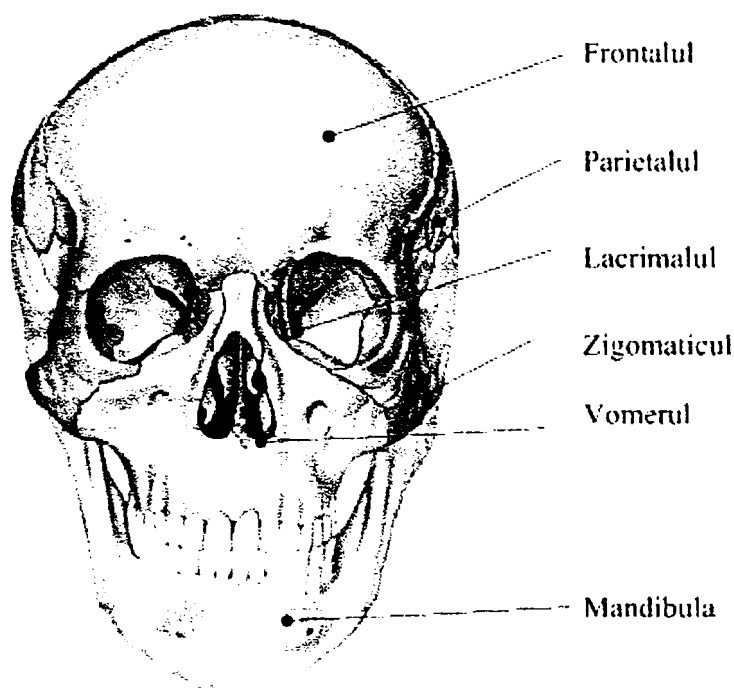


Fig. 2.3 - Principalele oase ale craniului

Craniul visceral (figura 2.3) are 14 oase, dintre care 6 sunt perechi iar două neperechi (și anume vomerul și mandibula).

- *Osul vomer* pornește din etmoid și participă la formarea septului nazal.

- *Mandibula* este singurul os mobil al craniului și are forma unei potcoave. Ea este articulată cu oasele temporale prin *condili*. În partea superioară a corpului mandibulei se află alveolele dentare [107].

Cele 12 oase grupate în perechi sunt:

- *Oasele maxilare* sunt oase pneumatice care formează maxila (prin sudare).
- *Oasele palatine* formează *palatul dur*, care separă cavitatea bucală de cavitățile nazale
- *Oasele nazale* constituie partea osoasă a nasului.
- *Oasele lacrimale* se află în unghiul intern superior al orbitelor oculare.
- *Oasele zigomatice* sau „umerii obrazilor” se leagă de oasele temporale.

În afara craniului se mai află un os, *hioidul*, plasat în mușchii gâtului; de el se fixează o parte din mușchii limbii.

2.2.1 Articulații

Oasele sunt legate între ele prin articulații. Acestea pot fi *mobile* sau *imobile*, după gradul de mobilitate posibil între oasele respectivei articulații.

Articulațiile *imobile* sunt de obicei sub formă de *suturi*, ca de exemplu la oasele parietale ale cutiei craniene, unde se evidențiază suturi dințate. La naștere, nu există încă sutură între oasele parietale, ci o zonă membranoasă (*fontanela*), care permite dezvoltarea dimensională a craniului; ulterior, se osifică și această zonă.

Articulațiile *mobile* pot avea un grad de mobilitate mai mic sau mai mare; cele cu mobilitate mică (numite *amfiartroze*) se întâlnesc la vertebre. Dacă există nepotriviri de formă între capetele oaselor dintr-o articulație, acestea sunt

completate și corectate de către formațiuni fibrocartilaginoase numite *meniscuri* (cazul articulației genunchiului [95]). Articulațiile cu mobilitate mare (numite *atrozii*) au în general mișcări de rotație și de alunecare. O forțare ușoară a unei astfel de articulații poate produce o *entorsă*, (entorsele sunt întinderi de ligamente), iar o solicitare mai mare poate genera o *luxație*, când osul iese din articulație.

2.2.2 Proprietăți mecanice ale sistemului osos

Țesutul osos are o compoziție chimică de tipul: apă 20-25%, reziduu uscat 75-80%. Din reziduu uscat, 40% este substanță organică (proteina numit *oseină*), restul de 60% reprezentându-l substanțele anorganice (săruri minerale, în special fosfați de calciu). Din păcate, în locul calciului pot fi asimilate substanțe înrudite, cum ar fi stronțitul. Stronțitul radioactiv din atmosferă, prezent ca factor poluant, este adus pe sol de către ploii, este preluat de plante și se transmite astfel organismului animalelor. Organismul uman este locul în care ajunge ulterior, iar stronțitul este înglobat în masa osoasă [81].

Fiind compus din puțină apă și multe substanțe minerale, țesutul osos este dur și servește ca aparat de susținere. Tot fiindcă este rezistent, țesutul osos protejează zonele cele mai importante ale corpului: cutia toracică (care conține și inima și plămânii) și cutia craniană (care găzduiește creierul).

Ca „depozit de săruri minerale”, țesutul osos menține echilibrul de calciu și fosfor din organism.

Forma și materialul osos al craniului sunt astfel constituite (figura 2.4) încât să confere rezistență mecanică și elasticitate deosebită; astfel, dacă se lasă să cadă liber de la înălțimea de 1 - 2 metri, pe o suprafață betonată, craniul uman va sări ca o minge și nu e va sparge decât în condiții anormale, adică dacă ar poseda deja amorse de ruptură. Craniul rezistă la mari presiuni pe axa boltă-bază, fără a se rupe ci doar micșorându-și eventual înălțimea cu 7-8% [81].

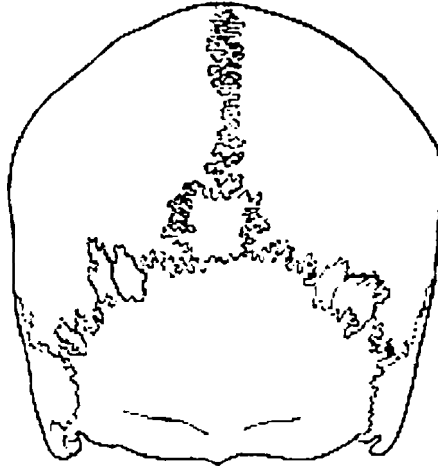


Fig. 2.4 - Structura de rezistență a craniului

Rezistența la compresiune a craniului este de 30 de ori mai mare decât a cărămizii [81] și de 2,5 ori mai mare decât a granitului; ca valori ale rezistenței și modulului de elasticitate, poate fi comparat doar cu betonul armat, dintre materialele tehnice, și asta datorită arhitecturii sale, a structurii interne și a compoziției chimice.

2.3 Mandibula

În figurile 2.5 - 2.9 este prezentată mandibula, în 5 vederi care reprezintă (succesiv):

- vedere latero-frontală a mandibulei normale,

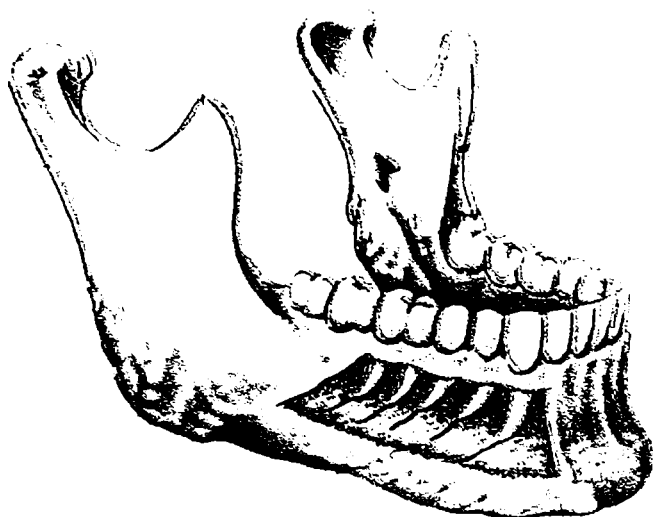


Fig. 2.5 - Vedere latero-frontală a mandibulei normale



Fig. 2.6 - vedere latero-frontală a mandibulei edentate

respectiv edentate, adică aparținând unui bătrân fără dinți (și unde se poate observa și o atrofiere a masei osoase [107]);

- vedere de sus a mandibulei;

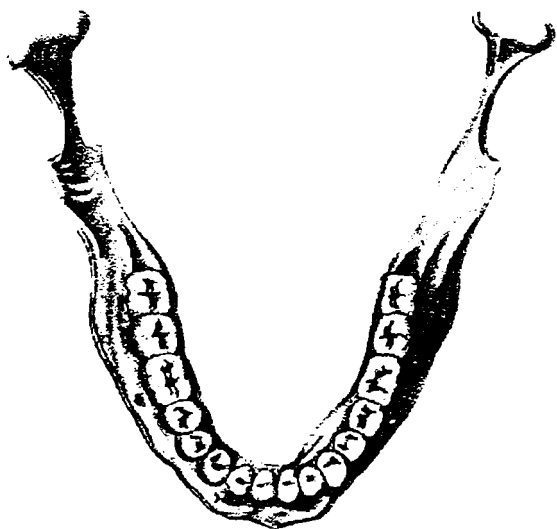


Fig. 2.7 - Vedere de sus a mandibulei

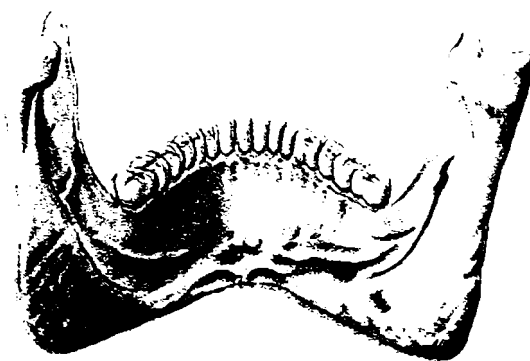


Fig. 2.8 - Vedere din spate a mandibulei

- vedere din spate;
- vedere din profil a craniului, în ideea observării prinderii mandibulei în ansamblul scheletului capului.

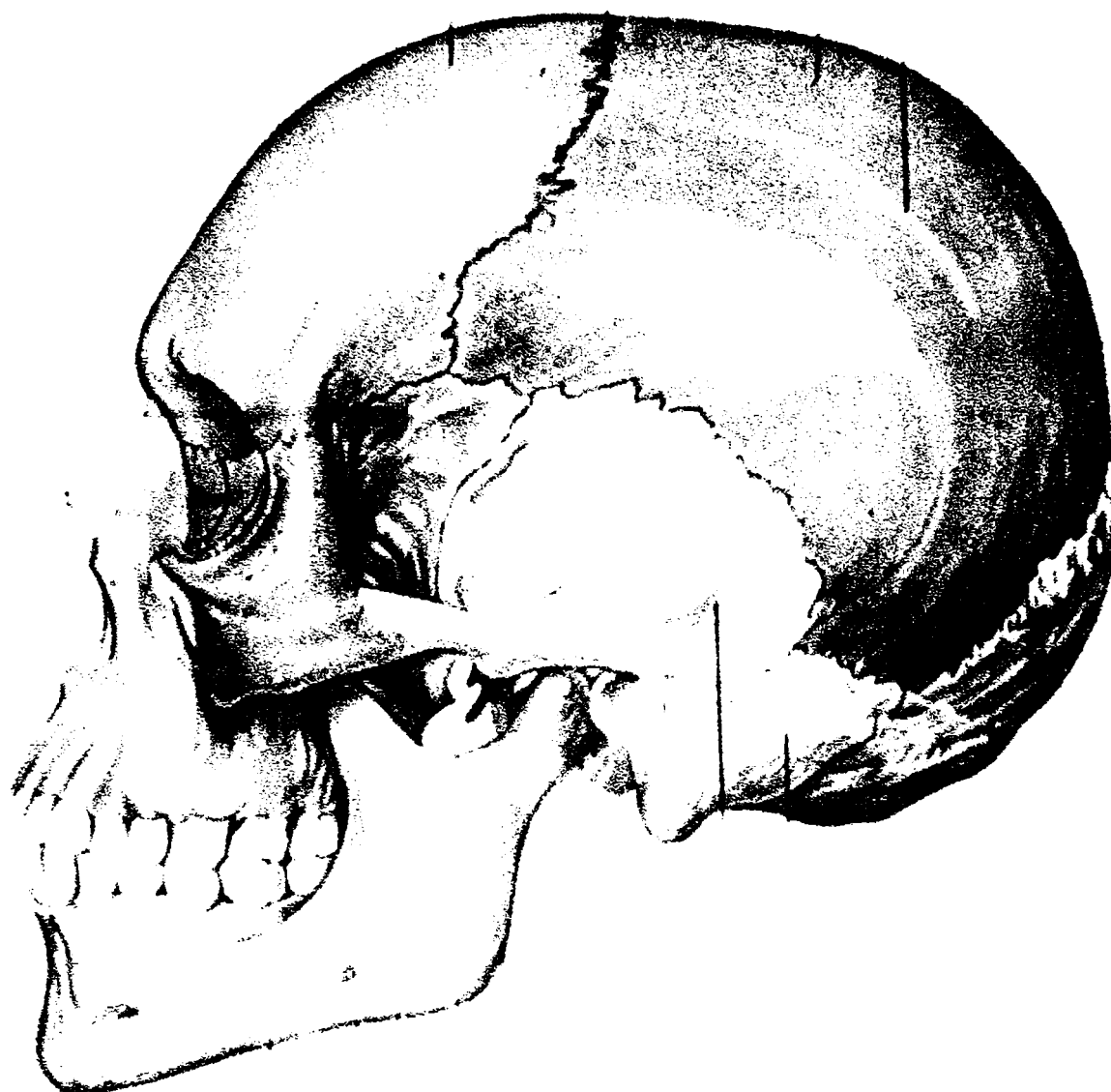


Fig. 2.9 - Vedere din profil a craniului uman

Mandibula este un os nepereche, constituie singură maxilarul inferior și se compune dintr-un corp și două ramuri, care formează cu corpul un unghi de circa 120° .

Pentru abordările ulterioare, mandibula se modelează simplificat ca o bară curbă (figura 2.10).

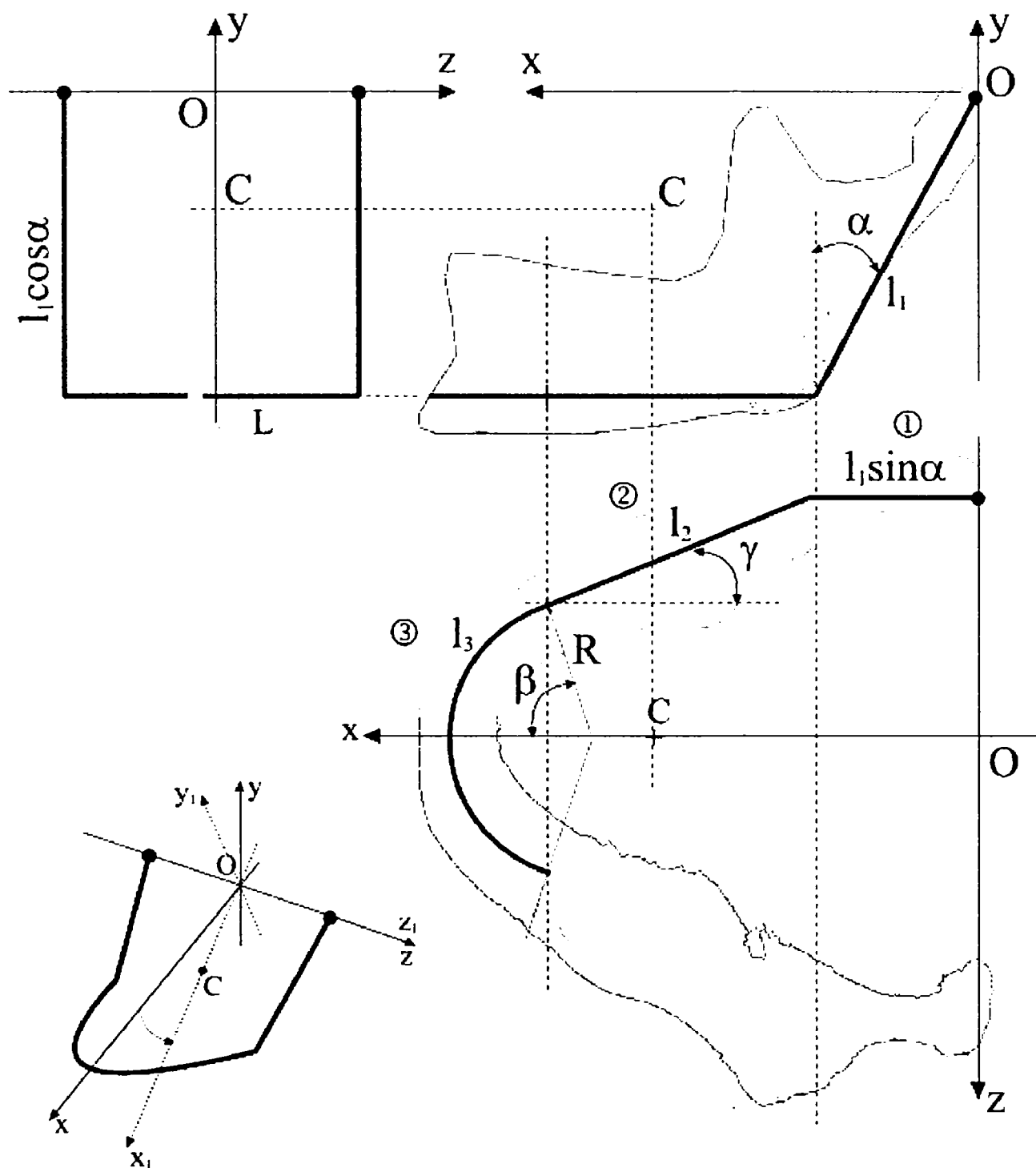


Fig. 2.10 - Modelarea mandibulei ca bară curbă

Elementele legate de calculul distribuției de masă pentru mandibulă au fost stabilite prin programe realizate în MathCAD. Astfel, programul care calculează poziția centrului

de greutate al modelului propus pentru mandibulă este prezentat mai jos:

Program MathCAD pentru calculul centrului de greutate al modelului simplificat al mandibulei

Mărimi cunoscute (date de intrare pt. program):

$$\text{grade} := \frac{\pi \cdot \text{rad}}{180}$$

$$\alpha := 28\text{grade} \quad \beta := 66\text{grade} \quad \gamma := 25\text{grade}$$

$$l_1 := 0.066 \quad l_2 := 0.057 \quad R := 0.0265$$

Toate lungimile sunt în metri (SI)

Mărimi calculate:

$$l_1 = 0.066 \quad x_1 := \frac{l_1 \cdot \sin(\alpha)}{2} \quad x_1 = 0.015$$

$$l_2 \cdot \cos(\gamma) = 0.052 \quad x_2 := 2x_1 + l_2 \cdot \frac{\cos(\gamma)}{2} \quad x_2 = 0.057$$

$$l_3 := R \cdot \beta \quad l_3 = 0.031$$

$$x_{3a} := R \cdot \frac{\sin\left(\frac{\beta}{2}\right) \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right)}{\frac{\beta}{2}} \quad x_{3a} = 0.021$$

$$x_3 := x_{3a} - R \cdot \sin(\gamma) + 2x_2 + 2x_1 \quad x_3 = 0.154$$

$$z_c := 0$$

$$x_c := \frac{\left(\sum_3 l_i \cdot x_i\right)}{\sum_3 l_i} \quad x_c = 0.058$$

$$y_1 := \frac{-l_1 \cdot \cos(\alpha)}{2} \quad y_1 = -0.029 \quad y_2 := -0.058 \quad y_3 := -0.058$$

$$y_c := \frac{\left(\sum_3 l_i \cdot y_i\right)}{\sum_3 l_i} \quad y_c = -0.046$$

Sinteza rezultatelor:

$$A := \begin{pmatrix} l_1 & x_1 & y_1 & x_c \\ l_2 & x_2 & y_2 & y_c \\ l_3 & x_3 & y_3 & z_c \end{pmatrix} \quad A = \begin{pmatrix} 0.066 & 0.015 & -0.029 & 0.058 \\ 0.057 & 0.057 & -0.058 & -0.046 \\ 0.031 & 0.154 & -0.058 & 0 \end{pmatrix}$$

Coordonatele centrului de greutate sunt, $C(x, y, z)$:

$$C := \begin{pmatrix} x_c & y_c & z_c \end{pmatrix} \quad C = \begin{pmatrix} 0.058 & -0.046 & 0 \end{pmatrix}$$

Avantajul realizării unui program de acest tip pentru calculul centrului de greutate constă în faptul că se pot înlocui oricând valorile de intrare cu datele altui subiect, obținându-se instantaneu rezultatele aferente acestuia. În cercetare lucrându-se cu multe cazuri, acest mod de lucru este benefic.

Datele de intrare ale programului sunt:

- unghiurile α , β , γ
- lungimile l_1 , l_2 , R .

În funcție de aceste mărimi se calculează toate celelalte elemente geometrice necesare stabilirii centrului de greutate al structurii simplificate propuse.

Calculând astfel centrul de greutate, folosind în program metodele clasice ale mecanicii, s-au obținut coordonatele acestui punct ca fiind: $C(0,058, -0,046, 0)$.

Pentru comparație, s-a construit apoi același model cu programe de grafică 3D și s-a determinat centrul de greutate și pe cale grafică; rezultatul obținut pentru coordonatele acestui punct sunt:

$C(0,052, -0,041, 0)$, deci foarte apropiate de cele calculate riguros.

Pentru calculul momentelor de inerție centrifugale și axiale ale modelului din figura 2.10 s-a folosit o metodă mai puțin uzuală, utilizând MathCAD și elemente finite:

$$\begin{array}{ccc}
 X := & \begin{pmatrix} 0 \\ 6 \\ 12 \\ 19 \\ 25 \\ 31 \\ 41 \\ 51 \\ 62 \\ 72 \\ 82 \\ 92 \\ 98 \\ 98 \\ 92 \\ 82 \\ 72 \\ 62 \\ 51 \\ 41 \\ 31 \\ 25 \\ 19 \\ 12 \\ 6 \\ 0 \end{pmatrix} \text{ mm} & Y := & \begin{pmatrix} 0 \\ -12 \\ -23 \\ -35 \\ -46 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -58 \\ -46 \\ -35 \\ -23 \\ -12 \\ 0 \end{pmatrix} \text{ mm} & Z := & \begin{pmatrix} 50 \\ 50 \\ 50 \\ 50 \\ 50 \\ 50 \\ 45 \\ 40 \\ 35 \\ 30 \\ 25 \\ 17 \\ 6 \\ -6 \\ -17 \\ -25 \\ -30 \\ -35 \\ -40 \\ -45 \\ -50 \\ -50 \\ -50 \\ -50 \\ -50 \\ -50 \end{pmatrix} \text{ mm}
 \end{array}$$

$$n := 25 \qquad m_1 := 0.004 \cdot \text{kg} \qquad i := 0..n$$

$$f(x, i) := X_i \qquad f(y, i) := Y_i \qquad f(z, i) := Z_i$$

$$\sum_{i=0}^n X_i = 1.182\text{m} \qquad \sum_{i=0}^n Y_i = -1.16\text{m} \qquad \sum_{i=0}^n Z_i = 0\text{m}$$

$$J_{xz} := m_1 \cdot \left(\sum_{i=0}^n X_i Z_i \right) \qquad J_{yz} := m_1 \cdot \left(\sum_{i=0}^n Y_i Z_i \right) \qquad J_{xy} := m_1 \cdot \left(\sum_{i=0}^n X_i Y_i \right)$$

$$J_z := m_1 \cdot \left[\sum_{i=0}^n [(X_i)^2 + (Y_i)^2] \right]$$

$$J_{xz} = 0 \text{ kg m}^2 \qquad J_{yz} = 0 \text{ kg m}^2 \qquad J_{xy} = -2.628 \times 10^{-4} \text{ kg m}^2 \qquad J_z = 5.692 \times 10^{-4} \text{ kg m}^2$$

Modelul de calcul al mandibulei, reprezentat ca bara din figura 2.10, poate fi creat cu orice program de grafică, dar și cu programe de elemente finite. S-a ales această din urmă modalitate, întrucât din punct de vedere grafic nu sunt deosebiri majore față de prima metodă, în schimb apare marele avantaj că modelul poate fi discretizat, adică divizat în subunități infinitezimale, ale căror coordonate se cunosc cu precizie (figura 2.11). În acest caz, dacă oricum erau cunoscute datele geometrice ale modelului la nivel de amănunt, acestea au fost exportate în programul MathCAD sub forma a trei matrice, conținând coordonatele spațiale x, y și z ale unor puncte alese echidistant pe modelul de mandibulă (în număr de 25 în calculul de mai sus, considerat suficient relativ la dimensiunile modelului).

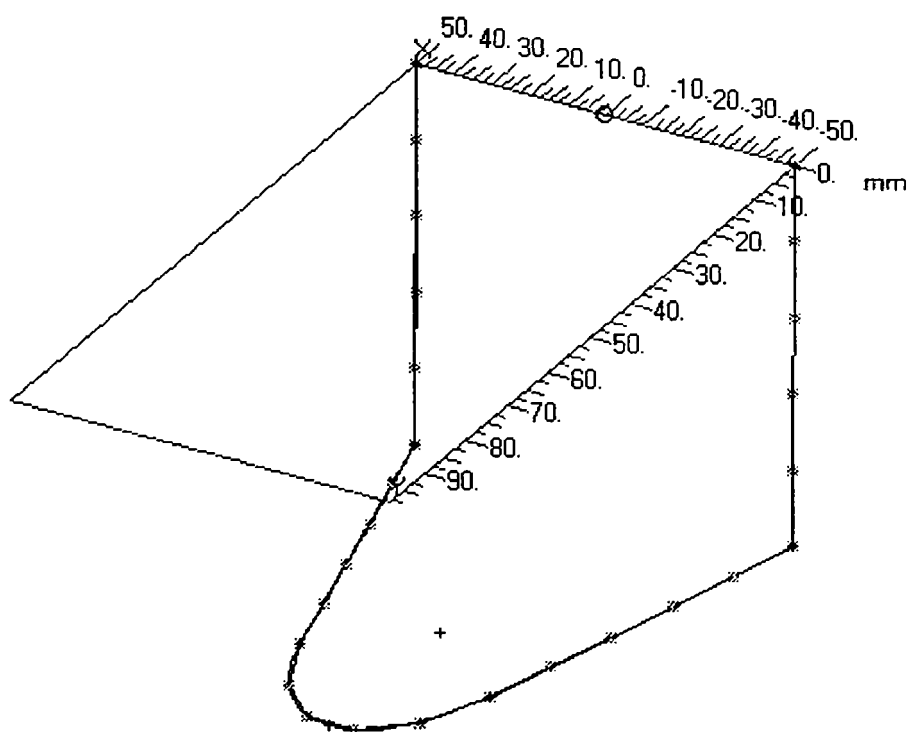


Fig. 2.11 - Vedere 3D a modelului din figura 2.10 discretizat

S-au putut astfel aplica direct formulele de definiție ale momentelor de inerție centrifugale.

2.4 Biomecanica spongioasei osoase

Arhitectura sistemului osos este una de maximă rezistență. Există stâlpi de rezistență (travee), dispuși în planul de acțiune al forței, tocmai pentru a opune rezistență maximă.

Pe de altă parte, se remarcă directa corelație între os și mușchiul (mușchii) inserat pe el; unui mușchi puternic îi va corespunde un os mai masiv și mai rezistent. Chiar mai mult, țesutul osos este în veșnică schimbare, în sensul că dacă - de la un anumit moment - încep să se dezvolte forțe musculare mai mari sau pe alte direcții, forma, dimensiunea și orientarea traveelor osoase se va adapta corespunzător.

Substanța spongioasă (figura 2.2) prezintă o dispoziție a lamelor osoase caracteristică pentru condițiile de solicitare la care este supusă mandibula (și oasele, în general).

Macroscopic, se evidențiază o stimulare pe direcția în care se manifestă forțele din substanța spongioasă. Liniile izostatice corespunzătoare forțelor din interiorul osului au aceeași direcție cu lamele osoase ce delimitează cavitățile spongioasei. În acest fel, substanța spongioasă receptează forțele de tracțiune și de compresie în planul lamei. Adaptarea, remanierea spongioasei osoase se face în permanență, prin modificări ale dimensiunii și orientării cavităților spongioasei, ca un răspuns la acțiunile biomecanice.

Remanierea se realizează prin conjugarea celor două attribute tisulare ale osteoclastelor și osteoblastelor [1], [25]. Aceasta înseamnă că se produc fenomene succesive de resorbție osoasă, sub acțiunea osteoclastelor, care distrug substanța creând lacune și care alternează sau sunt concomitente cu elaborarea unor noi lamele de către osteoblaste, într-o încrucișare în unghi drept a fibrelor colagene din două lame învecinate.

Se înaintează următorul model după care s-ar face remanierea spongioasei osoase. Se produc două tipuri de modificări: de dimensiune și de orientare.

Descompunerea forțelor în planul lamei osoase determină apariția unei componente în planul osos și a unei componente perpendiculare. Componenta coplanară produce alungirea traveii și îngroșarea ei, proporțional cu mărimea forței aplicate. Componenta perpendiculară modifică orientarea traveii.

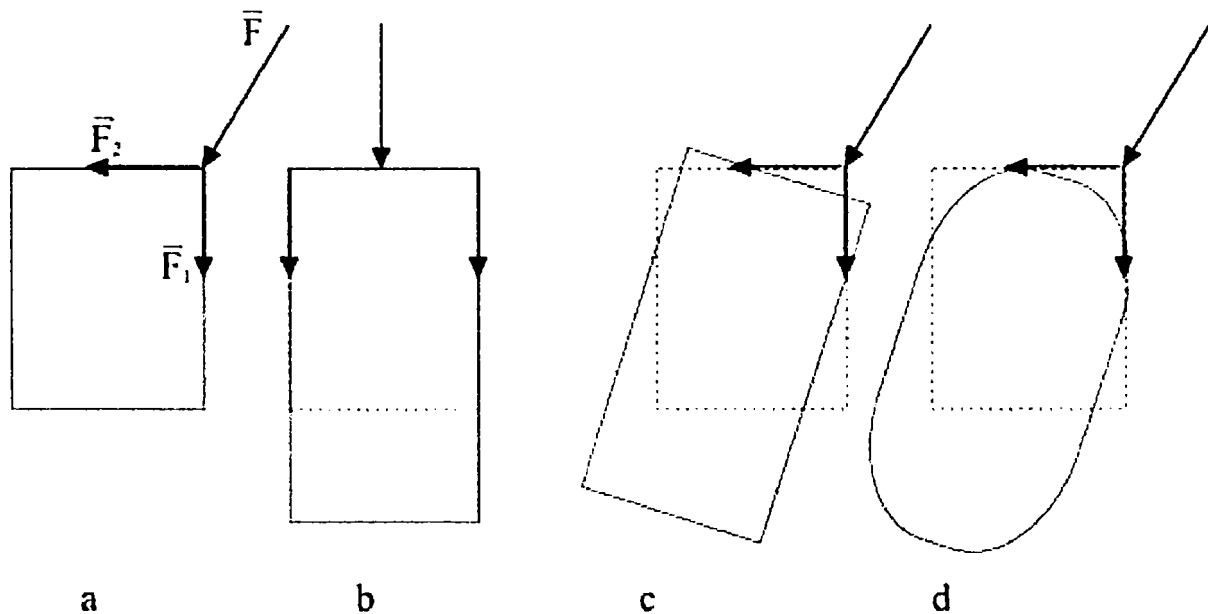


Fig. 2.10 - Model pentru studierea deformațiilor unei cavități a spongioasei osoase

Considerând că un element al spongioasei osoase are o formă aproximativ dreptunghiulară (figura 2.10a), asupra ei va acționa o forță \vec{F} , care se va descompune în componentele \vec{F}_1 și \vec{F}_2 .

Sub acțiunea forței \vec{F}_1 , se va produce distorsiunea de dimensiune, respectiv alungirea elementului (figura 2.10b). Sub acțiunea forței \vec{F}_2 , se va produce distorsiunea de orientare, respectiv rotirea elementului (figura 2.10c). În realitate, forma cavității din spongioasă va arăta ca în figura 2.10d.

S-a verificat ipoteza teoretică din figura 2.10c printr-o simulare cu metoda elementului finit [36], creându-se modelul din figura 2.11. S-a obținut confirmarea ilustrată de figura 2.12.

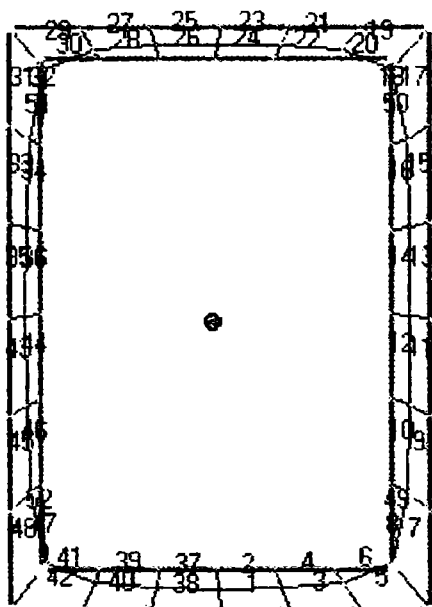


Fig. 2.11 - Modelul cavității spongioase și discretizarea structurii pentru analiza cu elemente finite

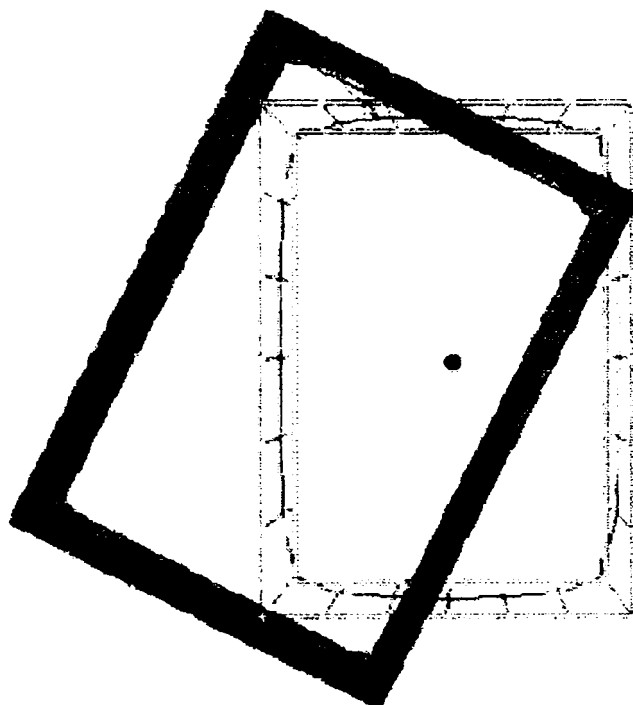


Fig. 2.12 - Distribuția tensiunilor mecanice în peretele cavității spongioase, determinată cu metoda elementelor finite

Cazuri particulare: după cum este orientarea forțelor locale, se poate produce și numai o alungire a cavității, respectiv doar o rotire a acesteia; în general însă, se întâmplă situația din figura 2.10d.

Forma și orientarea cavității se face sub acțiunea forțelor locale și cavitatea se aliniază acestora.

Din punct de vedere antropologic, dacă se secționează mandibula unui schelet, oricât de vechi, se poate stabili cu certitudine cum a funcționat aparatul maxilar al individului, cât de puternică îi era mușcătura, dacă și de pe ce parte îi

lipseau dinți, etc., tocmai după amprenta lăsată de aceste acțiuni asupra structurii intime a osului mandibular. Forma și orientarea cavităților indică exact liniile de forță ale acțiunii mușchilor aferenți.

Pe de altă parte, inactivitatea musculară locală (permanentă sau temporară) ar trebui să lase neschimbată structura osoasă internă, forma și dimensiunea spongioasei osoase; nu se întâmplă însă așa, fiindcă dacă în alte zone ale osului în cauză acționează forțe, ele vor determina modificări „pozitive”, de creștere (în sensul celor din figura 2.10) în detrimentul zonelor fără activitate musculară, care se vor atrofia, se vor resorbi, micșorându-se. Această situație se produce frecvent în cazul mandibulelor edentate, la bătrânii care și-au pierdut dentiția și a căror mandibulă se atrofiază, micșorându-și vizibil dimensiunile, prin lipsa sau reducerea actului de masticatie. Această distorsiune de formă a mandibulei edentate produce efecte și asupra fizionomiei, fiindcă buzele se vor subția, se vor retrage înspre interior (mulându-se pe geometria osoasă) și se vor rida, se vor încreți tocmai pentru a putea urmări noua formă a osului. Din nou se verifică faptul că pentru oase mai mici sunt necesari mușchi mai mici și deci țesut moale al feței mai mic (care se va restrânge, producând ridarea locală).

Capitolul 3

Geometria și proporțiile corpului uman.

Corpul uman este o culme a perfecțiunii, nu doar din punct de vedere anatomic, ci și geometric. Toți marii creatori de artă (pictori, sculptori, graficieni, etc.) au sesizat și ilustrat, într-o formă sau alta, cât de perfect geometric este corpul uman, indiferent de diversitatea sa de forme. Considerat de mulți filosofi drept întruchiparea perfecțiunii creației, în geometria corpului uman se regăsește din abundență magicul număr φ , numărul de aur.

Această observație se susține făcând o scurtă și elementară incursiune prin câteva principii de bază ale geometriei, aritmeticii și algebrei.

3.1 Secțiunea de aur

Fie un segment AB (figura 3.1), în interiorul căruia se ia un punct C , astfel plasat încât:

$$AC^2 = AB \cdot CB$$

sau

$$AC = \sqrt{AB \cdot CB}$$

(3.1)



Fig. 3.1 - Împărțirea unui segment în raportul proporției de aur

Segmentul mai mare, AC, se notează cu M , iar cel mic, CB, cu m .

Cu aceste notații simplificatoare, formula mediei geometrice se scrie astfel:

$$M = \sqrt{m(M+m)}$$

sau:

$$\frac{M+m}{M} = \frac{M}{m}$$
(3.2)

Raportul M/m , supraunitar, se notează cu φ , este egal cu 1,618033988... și este denumit *numărul de aur*.

$$\varphi = \frac{\sqrt{5}+1}{2} = 1,618033988...$$
(3.3)

Inversul acestui număr, obținut din raportul m/M , are niște proprietăți extrem de interesante.

$$\frac{1}{\varphi} = \frac{2}{\sqrt{5}+1} = \frac{\sqrt{5}-1}{2} = \varphi - 1 = 0,618033988...$$
(3.4)

Prima ciudățenie se observă la prima vedere: cele două numere, φ și $1/\varphi$, au partea întreagă diferită, dar aceeași parte zecimală transcendentă.

Dacă se ridică la pătrat numărul φ , se obține altă surpriză:

$$\varphi^2 = 2 + \frac{1}{\varphi} = \varphi + 1 = 2,618033988...$$
(3.5)

ba chiar se poate deduce o relație recurentă (3.6), relativă la un șir care poate fi format și asupra căruia se va reveni.

$$\begin{aligned}\varphi^1 &= \varphi^0 + \varphi^{-1} \\ \varphi^2 &= \varphi^1 + \varphi^0 \\ \varphi^3 &= \varphi^2 + \varphi^1 \\ \varphi^4 &= \varphi^3 + \varphi^2 \\ &\dots \\ \varphi^n &= \varphi^{n-1} + \varphi^{n-2}\end{aligned}\tag{3.6}$$

Acest șir ciudat este binecunoscut în matematică sub denumirea de *șirul lui Fibonacci*.

După aceste ciudățenii aritmetice și algebrice, iată și o curiozitate geometrică legată de numărul φ . Se construiește un dreptunghi (figura 3.2) cu laturile aflate în raportul φ .

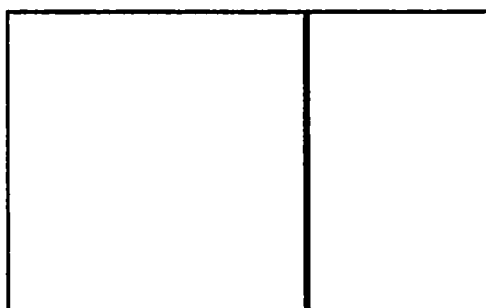


Fig. 3.2 - Dreptunghi cu raportul laturilor egal cu φ

În interiorul dreptunghiului, se delimitează un pătrat cu latura egală cu lățimea dreptunghiului.

Dreptunghiul rămas are laturile tot în raport egal cu 1,618...

În zona rămasă liberă, se construiește un alt pătrat, din nou cu latura egală cu latura mică a noului dreptunghi de referință, și se continuă această succesiune de operații până se mai poate desluși ceva (figura 3.3). Se obține o serie de dreptunghiuri cu laturile în raportul secțiunii de aur!

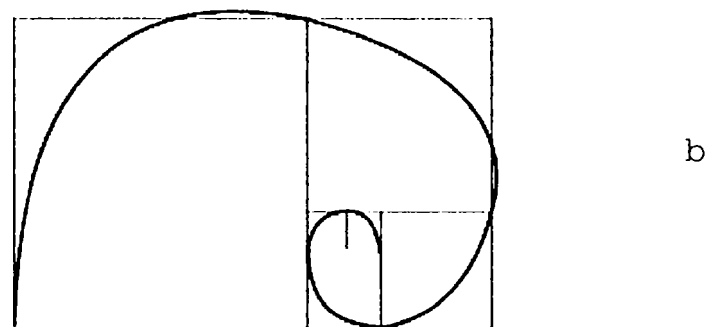
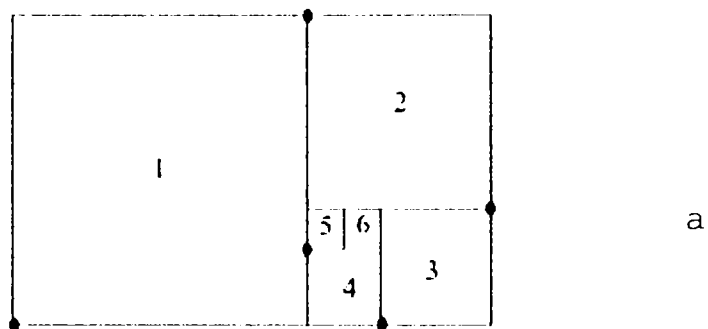


Fig. 3.3 - Dreptunghiuri imbricate și spirala logaritmică generată de acestea

Mai mult, dacă prin colțurile diagonal opuse ale pătratelor (puncte accentuate în figura 3.3a) se trasează o curbă, aceasta va fi o *spirală logaritmică* (figura 3.3b). De remarcat că această curbă nu este tangentă la laturile pătratelor.

În natură, semințele florii soarelui sunt amplasate după spirale logaritmice; cochiliile multor specii de melci, cozile cometelor, nebuloasele cosmice, au forme provenind din spirala logaritmică. În corpul uman, reprezentările de acest tip sunt foarte numeroase.

3.2 Șirul lui Fibonacci

Leonardo filius Bonacii Pisanus (Leonardo din Pisa, fiul lui Bonacio), rămas în istorie prin forma contractată a numelui, *Fibonacci*, a fost un matematician amator de la sfârșitul secolului al XII-lea.

Șirul lui Fibonacci (sau șirul F) începe cu numerele 0 și 1 (cu largi semnificații în istoria aritmologiei, dar și în prezent, cele două elemente constituind baza sistemului de numerație binar, atât de important în domeniul tehnicii de calcul).

Șirul se formează adunând 2 numere consecutive, care îl generează pe al treilea. Prima dată se adună bazele, 0 cu 1, care dau 1, apoi $1+1=2$, în același mod $2+1=3$, $3+2=5$, etc. Șirul devine:

0, 1, 1, 2, 3, 5, 8, 13, 21, 34, 55, 89, 144, 233, ...

și reprezintă un șir recurent.

Formula de recurență a acestui șir este:

$$a_n = a_{n-1} + a_{n-2} \quad (3.7)$$

care reprezintă o relație recurentă de același tip cu cea promovată de numărul de aur φ .

Pentru o aparent banală înșiruire de numere, surprizele aritmetice pe care le oferă șirul lui Fibonacci sunt spectaculoase:

- suma primilor n termeni ai șirului este mai mică cu 1 decât termenul următor următorului
- pătratul fiecărui termen al șirului diferă de produsul termenilor vecini cu +1 sau -1, alternativ
- dezvoltarea șirului sub zero, în zona negativă, prezintă inedita calitate de a avea termeni identici în valoare absolută cu cei din zona pozitivă; acești termeni nu sunt negativi, cum s-ar pronostica imediat, ci alternativ negativi și pozitivi!
- în natură, în cazul plantelor, pe tulpină apar frunze sau ramuri amplasate după o spirală logaritmică, fiecare frunză, socotită de la baza tulpinii, pe spirală și pe aceeași generatoare va fi a n -a, n fiind un număr din seria fibonacciană. Semințele florii soarelui satisfac

aceeași lege a lui Fibonacci. De aceea, i s-a dat și denumirea de *legea creșterilor organice*, biologia demonstrând că orice formă vie repetă stadiile evolutive precedente ale speciei, cu eventuale modificări. Exemplele ar putea continua.

După Pitagora [23] și Platon [83], armonia universului este dată de aritmetică (număr) și geometrie (formă). Cele de mai sus argumentează aceste teorii. De subliniat că - în cultura antică - cele două numere „cheie”, 0 și 1, simbolizează neantul, respectiv unitatea cosmică.

Se demonstrează cu ușurință că nu doar un șir fibonaccian având ca bază numerele 0 și 1 beneficiază de aceste proprietăți mirifice, ci orice șir fibonaccian, indiferent de cele două numere „de pornire”, are în final aceleași proprietăți speciale. Aceasta reprezintă generalizarea șirului lui Fibonacci, operațiile cu șiruri fibonacciene producând tot șiruri fibonacciene.

3.3 Corelații între secțiunea de aur și șirul lui Fibonacci

S-au prezentat două entități aparent fără legătură, secțiunea de aur și șirul lui Fibonacci.

Șirul lui Fibonacci (sau legea creșterilor organice) este o lege aritmetică, iar secțiunea de aur este o lege geometrică. Șirul lui Fibonacci este un șir aritmetic infinit de numere raționale, iar φ este un număr irațional, transcendent, cu semnificație strict geometrică.

Între cele două entități există următoarele legături:

- dacă $a_0, a_1, a_2, \dots, a_n$ sunt elemente ale șirului lui Fibonacci, se poate demonstra cu ușurință relația:

$\varphi^n = a_n \cdot \varphi + a_{n-1}$, adică puterea de orice grad a numărului transcendent φ poate fi exprimată printr-un binom de

gradul I, coeficienții acestuia fiind doi termeni consecutivi ai șirului (care, în plus, sunt și numere întregi)

- $\varphi^{2n} + \varphi^{-2n} = a_{2n-1} + a_{2n+1}$, adică suma a două puteri simetrice de rang par a lui φ este egală cu suma termenilor vecini din șirului F
- $\varphi^{2n+1} - \varphi^{-2n-1} = a_{2n} + a_{2n+2}$, adică diferența a două puteri simetrice de rang impar ale lui φ este egală cu suma termenilor vecini din șirului F ai puterii pozitive
- se calculează pe două coloane, alternativ, rapoartele dintre fiecare termen al șirului F și cel precedent, după modelul următor:

1/1 = 1,000000	2/1 = 2,000000
3/2 = 1,500000	5/3 = 1,666666
8/5 = 1,600000	13/8 = 1,625000
21/13 = 1,615384	34/21 = 1,619047
55/34 = 1,617647	89/55 = 1,618055

și se observă că limita către care tinde fiecare coloană este tocmai numărul de aur.

Specialiștii [53], [86], [19] spun că nu se cunoaște o formă matematică mai ciudată decât numărul φ și șirul F, cât și relația interdisciplinară dintre ele. De aceea, legea aritmetică a creșterilor organice (șirul F) și legea geometrică a secțiunii de aur sunt denumite și *legi naturale ale proporțiilor*.

Ținând seama de domeniile sale largi de utilizare, a fost realizat un program care generează șiruri fibonacciene pentru orice două numere de pornire, n_1 și n_2 (figura 2.4).

Programul a fost scris în limbajul FoxPro 2.6 Professional for DOS [32], ales tocmai pentru puterea acestuia

și codul scurt generat, precum și pentru abilitatea de a lucra cu structuri de date.

De remarcat că numărul ϕ se apropie de valoarea sa exactă încă de pe la termenul al 5-lea al șirului. Programul calculează oricâți termeni se dorește, dar în exemplul prezentat a fost limitat la primii 24 de termeni, din considerente de spațiu.

```

*.*****
*:          Program: FIBONACCI.PRG
*.*****

CLOSE ALL
CLEAR
SET TALK OFF
SET DECIMALS TO 10      && Stabilire precizie calcul
DIMENSION A(200)
f1=(SQRT(5)-1)/2      && Numărul Fi=1,618...
f2=1/f1                && Inversul numărului Fi
n1=0                    && Primii 2 termeni ai dezvoltării
n2=1                    &&   în șir Fibonacci
a(1)=n1
a(2)=n2
FOR i=1 TO 24           && Numărul de termeni calculați ai șirului
  a(i+2)=a(i)+a(i+1)   && legea de formare a șirului
NEXT
FOR i=1 TO 24
  ?a(i),a(i+1)/a(i)    && Afișare rezultate
NEXT
SET DECIMALS TO
SET TALK ON

      0
      1          1.0000000000
      1          2.0000000000
      2          1.5000000000
      3          1.6666666667
      5          1.6000000000
      8          1.6250000000
     13          1.6153846154
     21          1.6190476190
     34          1.6176470588
     55          1.6181818182
     89          1.6179775281
    144          1.6180555556
    233          1.6180257511
    377          1.6180371353
    610          1.6180327869
    987          1.6180344478
   1597          1.6180338134
   2584          1.6180340557
   4181          1.6180339632
   6765          1.6180339985
  10946          1.6180339850
  17711          1.6180339902
  28657          1.6180339882

```

Fig. 3.4 - Program în FoxPro pentru generarea de șiruri fibonacciene

```

F(N) := | 1 if N = 1
        | 1 if N = 2
        | F(N - 1) + F(N - 2) otherwise
k := 1..13
F(k) =


|   |
|---|
| 1 |
| 1 |
| 2 |
| 3 |
| 5 |
| 8 |


```

Fig. 3.5 - Program în MathCAD pentru generarea de șiruri fibonacciene

```

F(n) := | g ← 1 if n ≤ 1
        | otherwise
        | h ← 1
        | g ← 1
        | for k ∈ 2..n
        | | tmp ← h + g
        | | h ← g
        | | g ← tmp
        | g
F(12) = 233

```

Fig. 3.6 - Program în MathCAD pentru generarea de șiruri fibonacciene

S-au realizat și două programe în limbajul specific programului MathCAD, prezentate în figurile 3.5 și 3.6. Programul din figura 3.5 generează șirul lui Fibonacci sub forma unui vector, din care afișează K valori consecutive ale șirului, aflate într-un interval dorit. Programul din figura 3.6 doar calculează șirul și afișează la cerere al N-lea element.

Unul dintre marii inițiați ai lumii antice, Pitagora (580 sau 570 - 500 î.e.n.) ținea la mare preț numerele, considerându-le esența lumii [23], [53]; dintre acestea, numărul 10 era considerat de marele filosof și matematician cel mai important. Cu toate acestea, analiștii contemporani [53] apreciază că această opinie este doar formal corectă, deoarece adevăratul număr al lui Pitagora ar fi fost 5, legat de figura geometrică a pentagonului stelat, numit și *pentagrama sacră*. Acest poligon (figura 3.7), care era și o siglă secretă a pitagoricienilor, are proprietatea că laturile

se taie între ele după un raport egal cu numărul de aur (1,618...).

Pentagrama era considerată (probabil prin influențe din Egiptul antic) „simbol al armoniei vie și al sănătății” (după Lucian din Samosata [53], [19], 120-180 e.n.). Numărul 5 reprezintă într-adevăr jumătatea Decadei (a numărului 10) și imaginea sa concentrată, dar este și suma dintre primul număr par 2, (Doimea) și primul număr impar, 3, (Treimea). Meritul lui 5 este și acela de a fi primul, înaintea lui 10, fiindcă

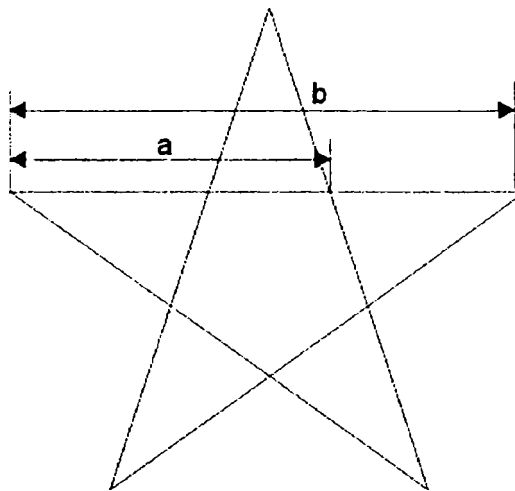


Fig. 3.7 - Pentagon stelat

altfel și decagonul se bucură de prezența numărului de aur, dar - geometric - este derivat tot din pentagramă.

Platon, [83] reia în „Timeus” tema perfecțiunii și unicității pentagramei. Ideea a fost perpetuată de gnosticii alexandrini și de renașcentiști.

Romanul Vitruviu (Marcus Vitruvius Pollio, sec. I î.e.n.) teoretizează aplicarea în arhitectură a proporțiilor bazate pe numărul de aur, provenit de altfel din proporțiile umane [109].

Euclid a făcut public un mod simplu de împărțire geometrică a unui segment „în medie și extremă rație”, adică în raportul dat de numărul de aur [53], [52].

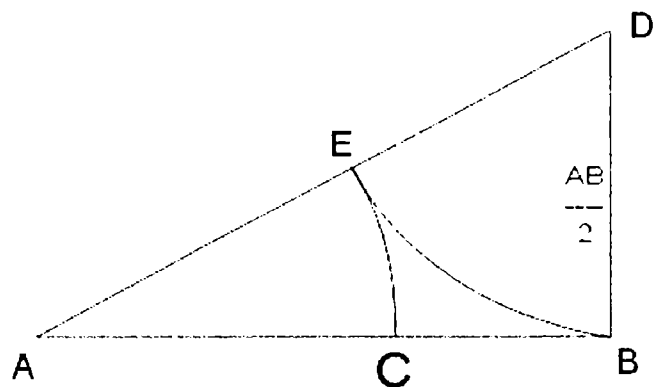


Fig. 3.8 - Metodă geometrică de împărțire a unui segment în medie și extremă rație, propusă de Euclid

Segmentul AB (figura 3.8) trebuie împărțit conform raportului 1,618. Se ridică în B o perpendiculară BD, de lungime egală cu jumătatea segmentului dat (AB). Din D se duce un arc de cerc cu raza $BD=AB/2$, care taie AD în E. Din A, cu raza AE, se duce un alt doilea arc, care taie AB în C. Acesta (C) este tocmai punctul căutat.

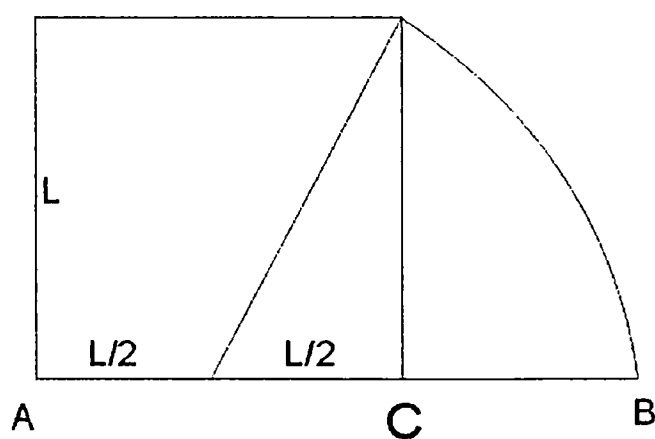


Fig. 3.9 - Metodă geometrică de împărțire a unui segment în raportul dat de numărul de aur

O altă construcție geometrică se face astfel (figura 3.9): se construiește un pătrat de latură L ; din mijlocul laturii AC se trasează un arc de cerc, care taie prelungirea laturii în B . Punctul C este secțiunea de aur pentru segmentul AB .

În anul 1509, călugărul Fra Luca Pacioli di Borgo din Bologna, Italia, a publicat tratatul (referitor la numărul de aur) *De Divina Proportione*, ilustrată de Leonardo da Vinci.

Kepler menționează [86], [53], [19] secțiunea de aur sau divina proporție ca pe una dintre cele două bijuterii ale geometriei (cealaltă fiind teorema lui Pitagora).

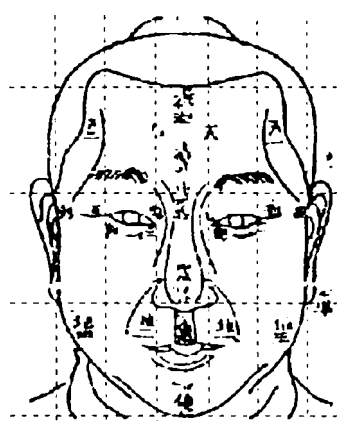


Fig. 3.10 - Grilă pentru proporțiile feței - China antică

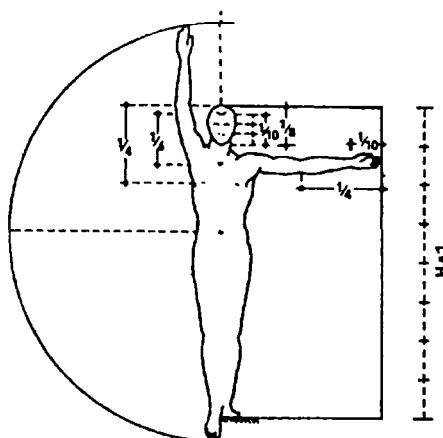


Fig. 3.11 - Inscriptibilitatea corpului uman în pătrat și cerc - Imperiul Roman - Vitruviu

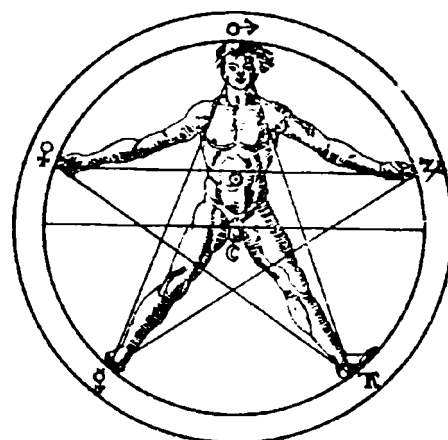


Fig. 3.12 - Schema corpului uman înscris în pentagrama sacră - Agrippa von Nettesheim - Evul Mediu

Știința proporțiilor, adică punerea în proporție a corpului uman, respectiv găsirea algoritmilor matematici după care să se facă o reprezentare corectă a acestuia în opera de artă, are o istorie foarte încărcată. Foarte general, se poate face o primă departajare în două mari curente: unul lua ca bază de calcul înălțimea totală a corpului, celelalte măsuri fiind calculate ca fracțiuni din aceasta; al doilea curent lua ca măsură un *modul* (lungimea palmei sau a tălpii, de exemplu)

și calcula toate celelalte dimensiuni în funcție de această unitate de bază.

În istorie, s-a dus o luptă continuă între artiști referitor la adevărata lege a proporțiilor ideale pentru reprezentarea corpului uman, existând o varietate de teorii, calcule și formule în acest sens (figurile 3.10, 3.11, 3.12, 3.14). Acestei eterne dispute i s-a pus capăt în 1854.

Cel mai recent autor și totodată ultimul care s-a ocupat de studiul acestei proporții de aur, considerată ideală, germanul Adolf Zeising (1810-1876), nu a fost nici artist, nici antropolog, nici anatomist, nici arhitect, ci doar un pasionat cu o cultură multilaterală. El a demonstrat, fără putință de tăgadă, în lucrarea sa din 1854, *Noua teorie a proporțiilor corpului omenesc, extrasă dintr-o lege morfologică, rămasă până acum necunoscută și care predomină în natură și în artă*, [19], [53], [86], [52] că numărul de aur guvernează întreaga geometrie a corpului uman, de la degetele de la picioare și până la cap, independent de sex, rasă, zonă climatică, indiferent de mutațiile date de vârstă, fiind o lege universală.

Zeising aplică legile statisticii matematice asupra măsurătorilor antropometrice provenite de la sute de subiecți de vârste, sex și rase diferite, calculând valori medii ponderate ale datelor de intrare. S-a stabilit că ombilicul împarte corpul după secțiunea de aur, cele două părți (creștet - ombilic și ombilic - talpă) se divid din nou în același raport, și așa mai departe, până la cele mai mici particule, proporția rămânând valabilă indiferent de mutațiile datorate vârstei (figura 3.13).

Marea descoperire a lui Zeising a venit din păcate prea târziu. Artiștii plastici tocmai începeau să folosească formele abstracte, care nu mai aveau nevoie de rigori, o asemenea lege fiind chiar contrară noilor orientări artistice și estetice...

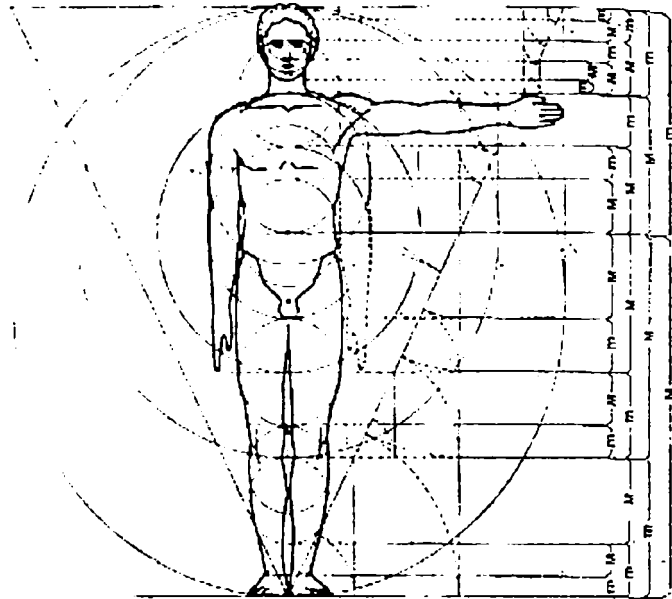


Fig. 3.13 - Schema proporțiilor corpului uman pe baza secțiunii de aur, după Zeising

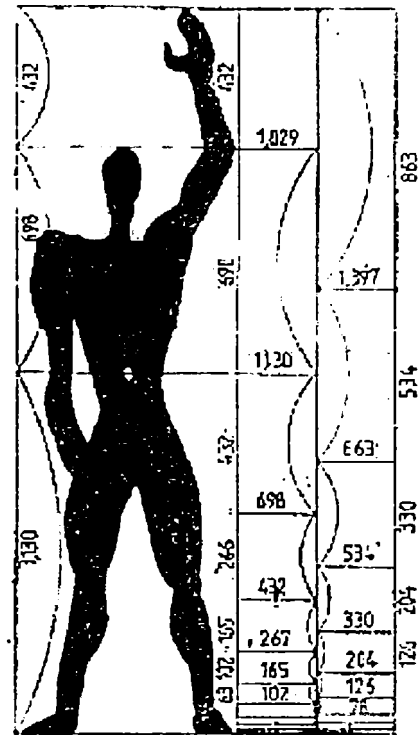


Fig. 3.14 - „Modulorul” lui Le Corbusier, bazat tot pe secțiunea de aur

Capitolul 4

Biomecanica fizionomiei umane

4.1 Geometria feței umane

Fața umană are volum și formă volumetrică diferită de la un individ la altul, la fel și reprezentarea sa plană (fotografii sau radiografiile), care comportă contururi și proporții diferite, expresivitate și mimici deosebite. Încă din vremuri imemorabile s-au comis încercări de găsire a unor canoane geometrice sau estetice pentru generalizarea problemei. În prezent însă, este de neconceput în medicină (și în special în ortodonție sau chirurgie maxilo-facială) să nu se facă niște măsurători antropometrice ale feței înainte de a întreprinde orice altă acțiune medicală. Astfel, anatomia contemporană afirmă [32], [81], [20] următoarele lucruri:

- *figura* umană este zona capului dintre bărbie și sfârșitul frunții (începutul părului). Este împărțită în 3 etaje (figura 4.1):
 - *etajul superior (frontal)*
 - *etajul mijlociu (nazal)*
 - *etajul inferior (bucal)*

Aceste etaje sunt considerate aproximativ egale la tipul ideal.

- *fața* este zona capului dintre bărbie și sprâncene și conține doar etajele mijlociu și superior din diviziunea de mai sus (considerate tot egale)

- *linia bipupilară* (pe care o vom numi în continuare mai popular: *axa ochilor*) împarte capul în două părți aproape egale la omul ideal.

Anatomia modernă stabilește, de asemenea câteva sute de denumiri de etimologie greacă și latină pentru punctele importante ale feței, pentru liniile și pentru planurile feței. Relevante pentru studiul geometriei feței sunt cele 4

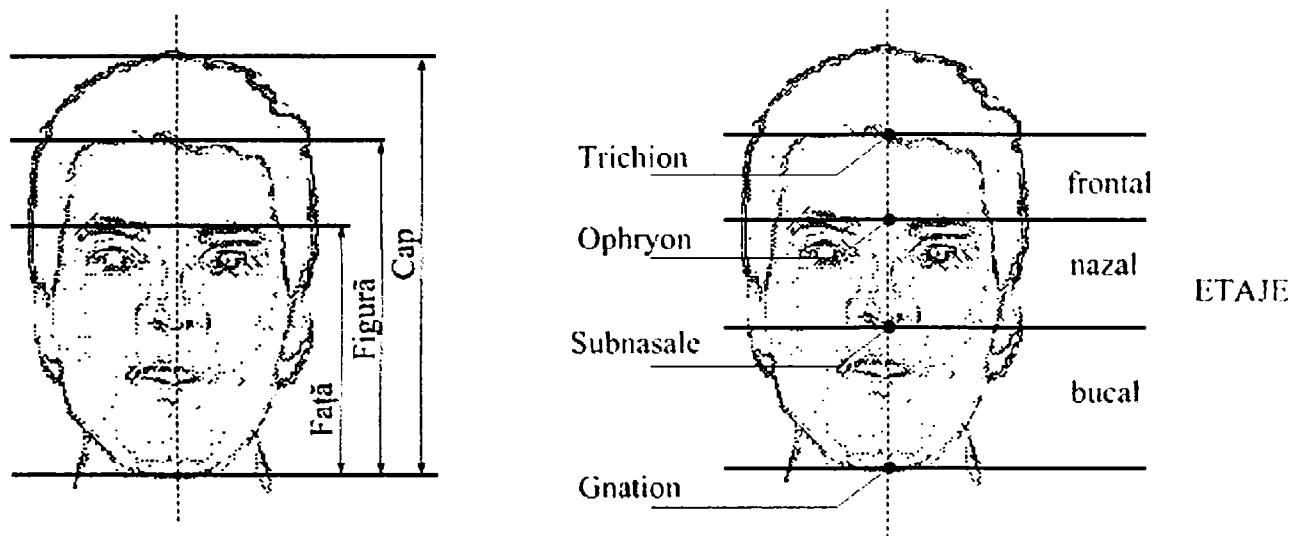


Fig. 4.1 - Zone și puncte antropometrice importante ale feței

puncte antropometrice esențiale, marcate în figura 4.1, și anume:

- *Gnathion* - punctul inferior median al mandibulei.
- *Subnasale* - punctul inferior al nasului.
- *Ophryon* - intersecția tangentei la sprâncene cu axa verticală a feței.
- *Trichion* - punctul superior al frunții, de unde începe părul capilar.

Importante mai sunt și punctele antropometrice:

- *nasion* - corespunzător rădăcinii nasului
- *zygion* - punctele externe ale arcadei zigomatice

Interesul tezei este concentrat în special asupra etajului inferior, bucal, numit și *etaj de influență protetică* tocmai din cauză că dimensiunea sa verticală (și implicit întreaga fizionomie) este influențată de prezența (sau absența) dinților sau a unei proteze dentare.

În funcție de egalitatea sau inegalitatea acestor etaje ale figurii, medicina face o clasificare pe tipuri constituționale (figura 4.2).

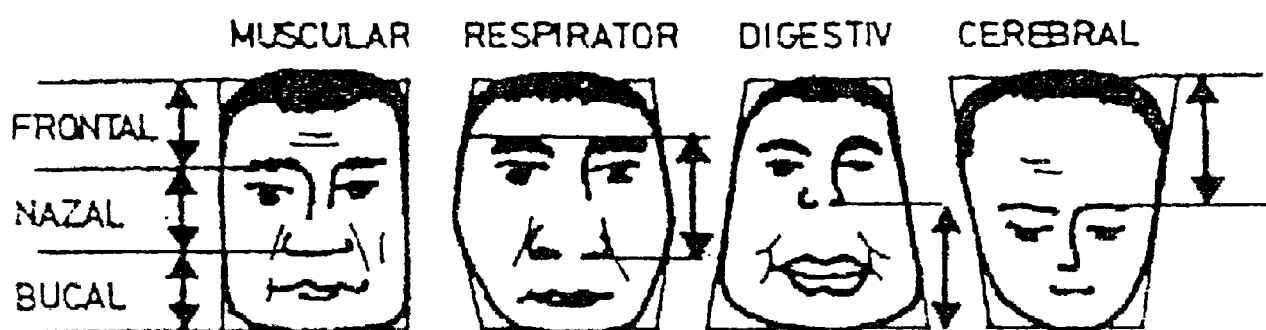


Fig. 4.2 - Tipuri constituționale de fețe

Se observă că este accentuat (prin liniile de cotare) etajul predominant, cel care induce și tipul personalității prezumate.

Desigur, aceste tipuri morfologice *pure* se întâlnesc mai rar ca atare, de obicei apare o combinație de trăsături, dar mai apropiată totuși de unul dintre tipuri, ceea ce permite o primă (dar nedefinitivă) apreciere.

Din punct de vedere estetic, egalitatea, sau simetria, raportate la corpul uman sau oriunde altundeva (în artă, arhitectură), nu trebuie să însemne neapărat un avantaj, dimpotrivă, adesea o imperfecțiune sporește senzația de *frumos*.

Corpul uman nu este total simetric, având și organe unice (inimă, ficat), chiar și dispuse asimetric (spre deosebire de nas) și organe perechi, care nici ele nu reprezintă întotdeauna perfecțiunea sau simetria. Cazul particular al

feței umane nu se abate de la această realitate: asimetria cranio-facială este aproape o regulă în cazul omului; discutabilă este doar granița dintre normal și patologic.

Preocupările medicinei (dar și ale artei și ingineriei) de a „standardiza” astfel de lucruri sunt notabile: deja în anul 1882 a avut loc la Frankfurt (Germania) „Congresul

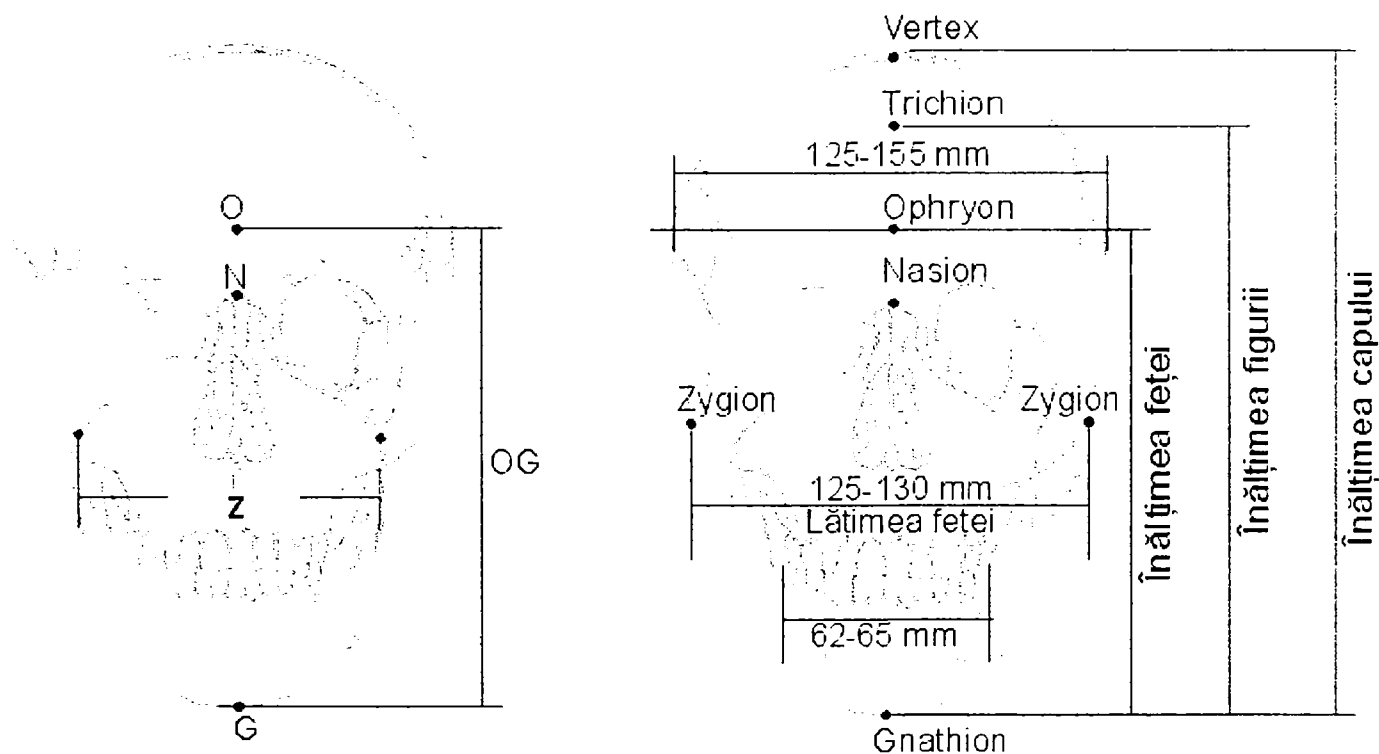


Fig. 4.3 - Elemente geometrice pentru definirea unor indici faciali

antropologilor germani din Frankfurt-pe-Main”, iar în 1906, „Convenția internațională pentru unificarea măsurătorilor craniometrice și cefalometrice” din Monaco, care au stabilit - respectiv confirmat - *planul orizontal Frankfurt* și *linia Frankfurt* (fig. 4.4) ca elemente de referință ale studiului capului uman. Ambele trec prin fosele nazale și orificiul exterior al urechii, mai exact, prin punctele antropomorfe *Orbitale* și *Porion*.

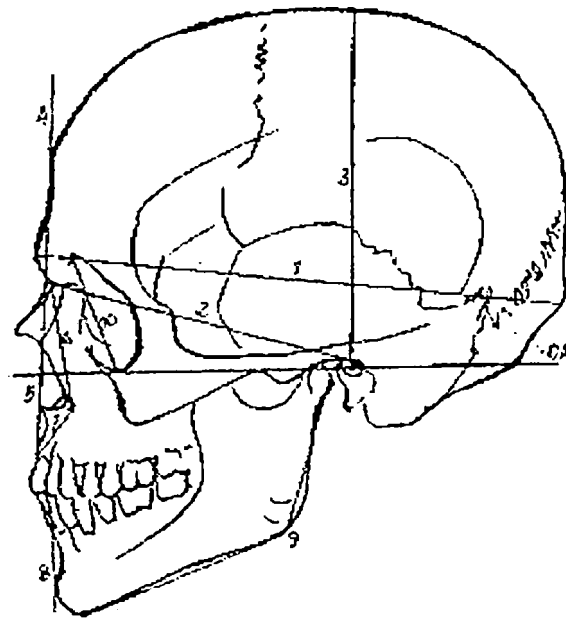


Fig. 4.3 - Elemente geometrice pentru definirea unor indici faciali

În fig. 4.3 și 4.4, se prezintă elementele geometrice de definire pentru anumiți *indici faciali*, introduși tocmai în scopul clasificărilor tipurilor umane pe baze matematice. Principalii indici faciali sunt:

- indicele Korkhaus, egal cu jumătatea distanței Z, Zygion - Zygion: $I_k = Z/2$
- indicele facial total, egal cu jumătatea distanței OG dintre Ophryon și Gnathion, înmulțită cu 100: $I_{ft} = (OG/2) \cdot 100$
- Unii autori [63], [97], [105], [74] recomandă clasificarea tipurilor faciale după raportul dintre OG și distanța Zygion - Zygion:

$$I = \frac{OG}{Z} \cdot 100$$

Cel mai utilizat rămâne însă *indicele facial total*, a cărui valoare medie este cuprinsă între 97 și 104, interval în care se încadrează figura centrală din desenul 4.5.

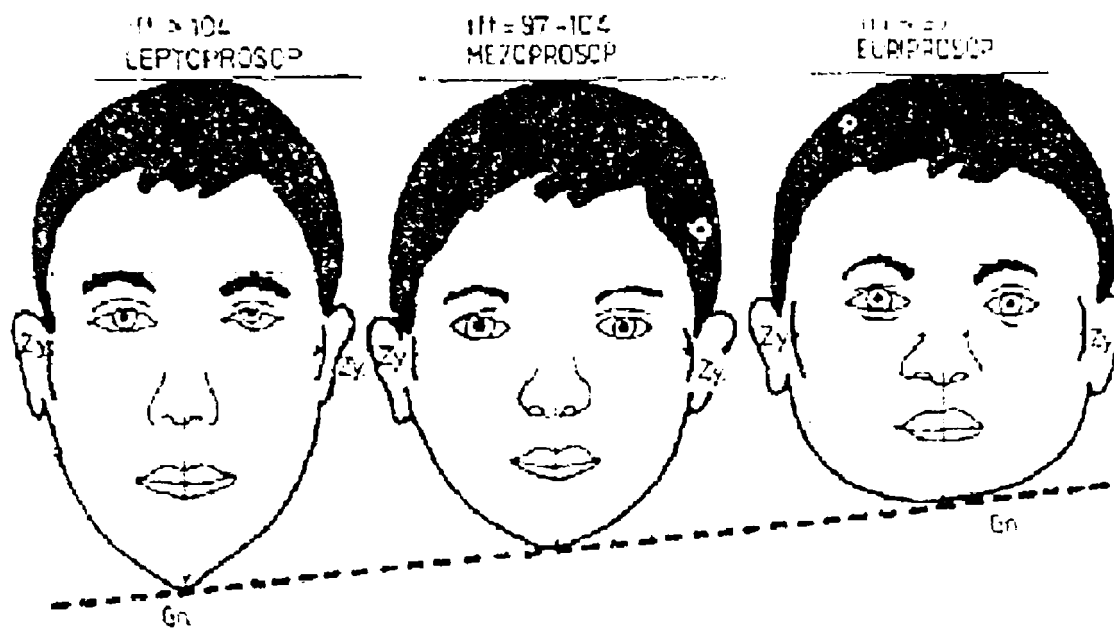


Fig. 4.5 - Tipuri de fizionomii funcție de indicele facial total

Primul tip din figură corespunde unui indice facial mai mare decât 104, iar ultimul tip are indicele inferior valorii de 97.

Fizionomia se află într-o clară dependență de geometria scheletului osos al feței.

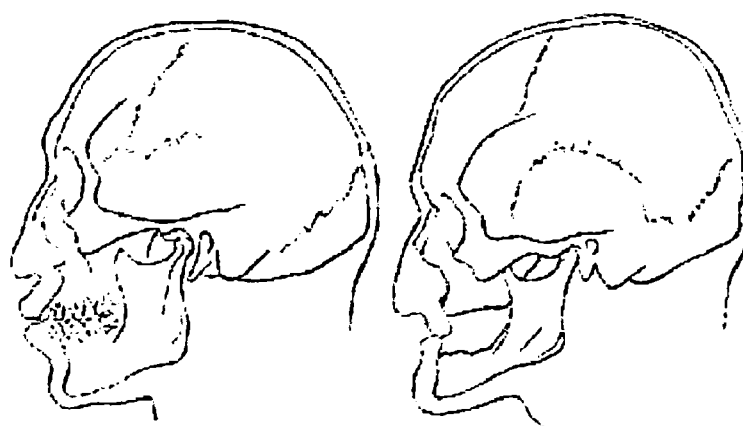


Fig. 4.6 - Modificarea fizionomiei datorită prezenței sau absenței dentiției

Chiar și numai figura 4.6 este suficientă pentru a argumenta această afirmație; în imagine se prezintă un același subiect în două ipostaze: în perioada vieții în care avea încă dinți, respectiv în perioada când mandibula era edentată. Se remarcă, odată cu atrofierea (resorbția) țesutului osos maxilar, datorat absenței dinților, și modificări evidente ale fizionomiei, prin mularea țesuturilor moi ale feței pe noua geometrie osoasă. În special se deformează zonele limitrofe dinților, respectiv gura, unde buzele se retrag și alterează fizionomia anterioară a subiectului. Mai mult, această modificare atrage după sine și zonele învecinate, astfel încât se deformează și bărbia și nasul, ambele suferind tot o resorbție, o curbare care urmărește fidel forma scheletului osos. Datorită curbării nasului, chiar și frunte resimte o ușoară modificare, deci fenomenul se transmite, tot mai atenuat, întregii geometrii a feței.

În fig. 4.7, imaginea notată cu 1 reprezintă o fotografie oarecare, aleasă pentru exemplificare. Imaginile 2 și 3 arată ce influență pot avea doar forma și dimensiunile mandibulei asupra fizionomiei.

O mandibulă mai lată indică aproape întotdeauna că există și o musculatură maxilară mai puternică, deci implicit o față mai lată și o bărbie mai pronunțată.

S-a încercat, încă din anul 1945, reconstituirea de fețe umane pornind de la craniile existente, chiar dacă acestea datau de sute de ani [107], [85], [20]. În esență, observațiile științifice se bazează pe faptul că țesuturile moi ale feței se mulează pe scheletul osos, acesta suferind modificări în timp datorită tensiunilor mecanice care îl solicită. De aceea, o mandibulă edentată, care deci nu mai funcționează decât parțial, va suferi o atrofiere și sincron cu aceasta, țesuturile feței, în special musculatura, se vor adapta prin mulare acestor modificări geometrice, rezultând o schimbare de fizionomie.

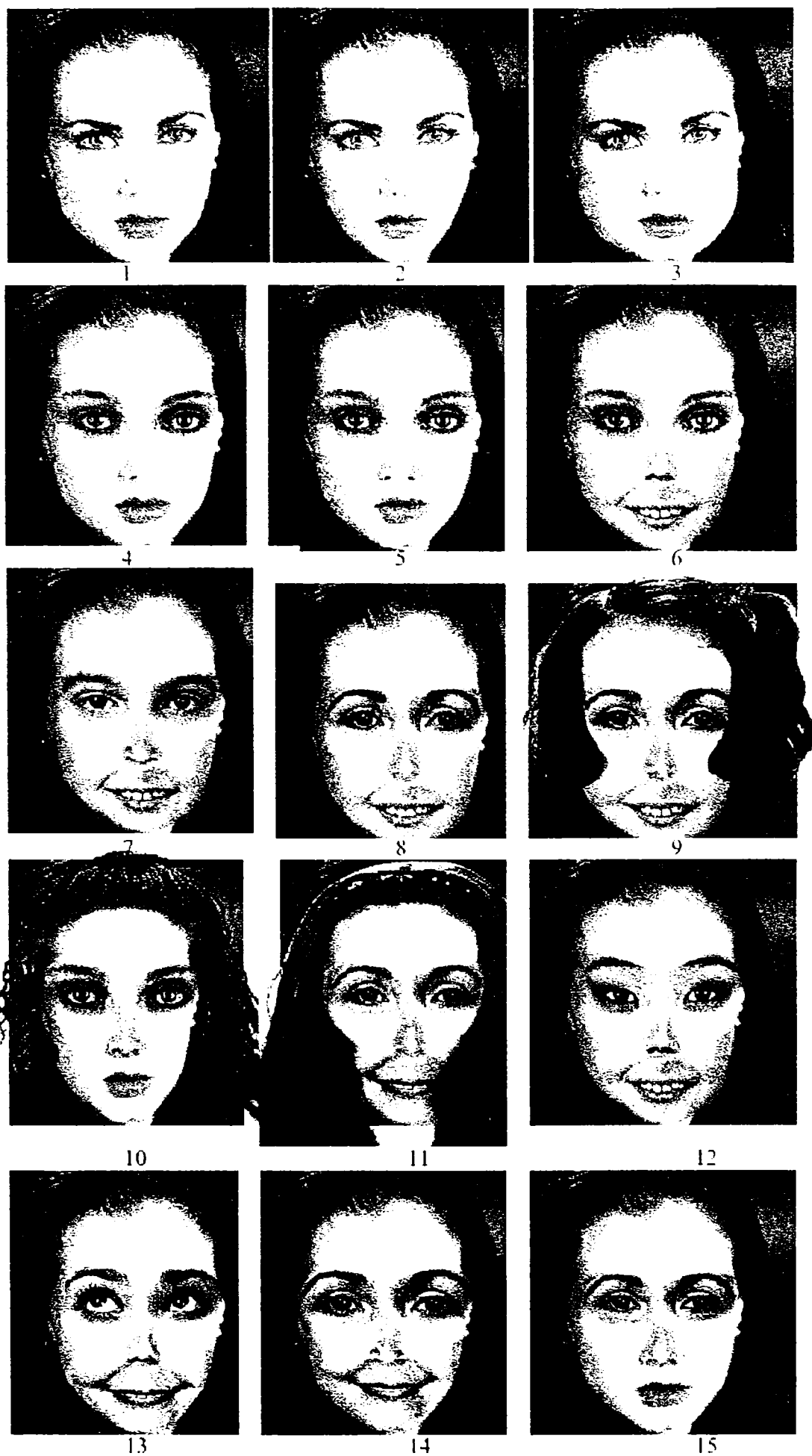


Fig. 4.7 - Imagini obținute prin substituții de elemente faciale

Bazat pe aceste considerații, în figura 4.7, imaginile 4-15, se prezintă, ca o direcție separată de cercetare, rezultatele unui program pentru calculator care urmărește să creeze variante aspectuale ale fizionomiei, utile în special în chirurgia estetică, dar și în realizarea de portrete-robot pentru activitatea polițienească. Programul conține biblioteci de ochi, nasuri, guri, forme faciale, etc., cu ajutorul cărora pot fi „asamblate” fizionomii posibile (figura 4.8). Toate imaginile reprezintă aceeași persoană oarecare, asupra fizionomiei căreia s-au aplicat substituții de componente faciale.

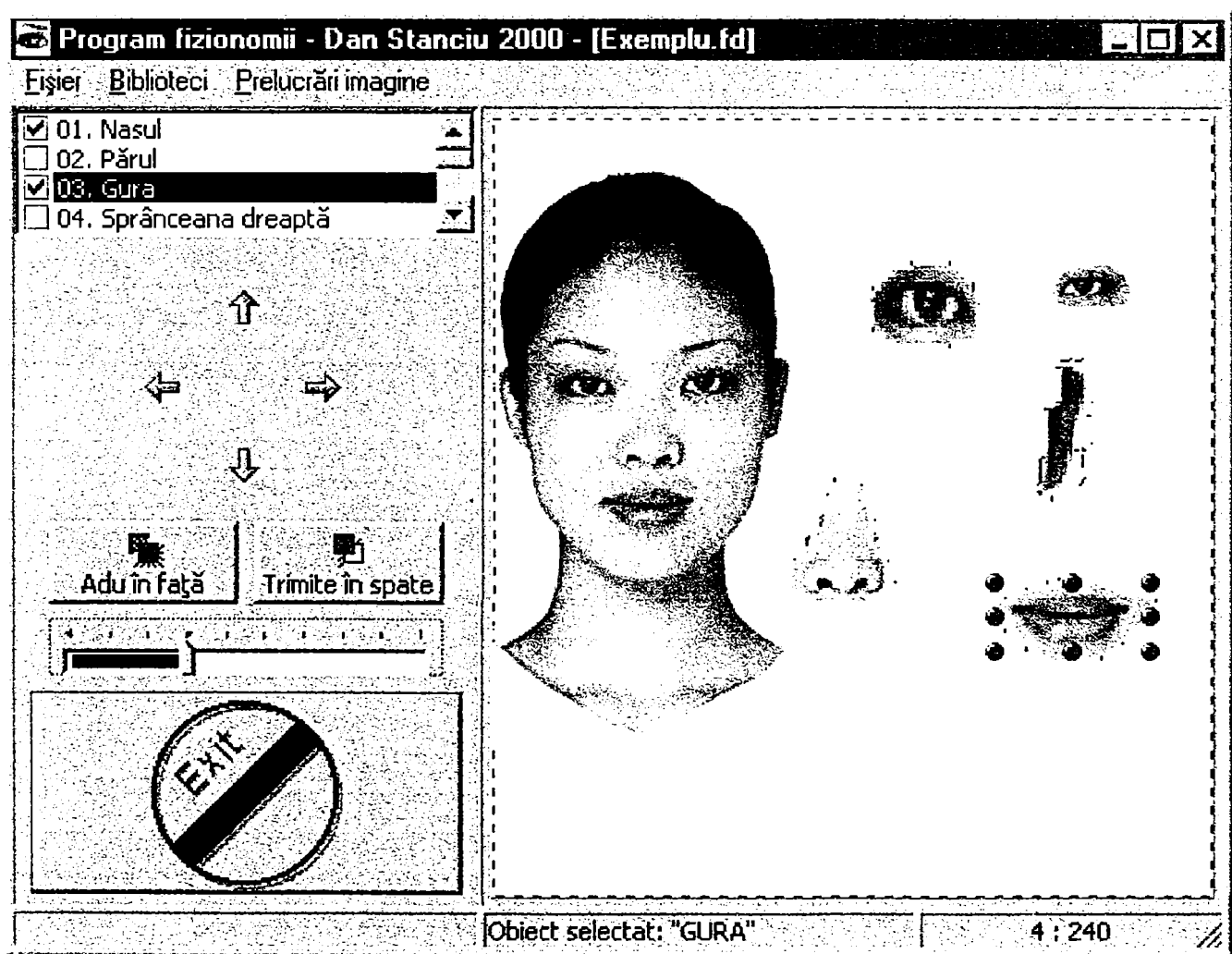


Fig. 4.8 - Program pentru crearea și modificare fizionomiilor

Listingul acestui program este prezentat în anexa 1.

Programul pornește de la un model inițial gol, fără nici un element facial. Această formă poate fi scalată, respectiv modelată până la obținerea tipului de față dorit (ovală, prelungă, lată, etc.).

Primul meniu, *Fișier*, conține elementele obișnuite ale oricărui program, adică funcția de încărcare de pe disc a unui fișier salvat anterior, funcția de salvare a lucrării, funcția de tipărire la imprimantă a rezultatului final.

Meniul *Bibliotecă* conține o bază de date (care poate fi îmbogățită nelimitat) structurată pe tipuri de elemente faciale: tipuri de ochi, de nasuri, de guri, de păr, de bărbă. Dacă se dorește crearea gurii modelului, de exemplu, se deschide biblioteca aferentă, care va afișa în dreapta ecranului toate tipurile existente la un moment dat în baza de date. Prin simpla tragere cu mouse-ul a elementului în zona modelului feței, acesta va fi aplicat fizionomiei. Prin deplasări succesive pe imagine, se stabilește exact poziția dorită pentru acest element facial. De asemenea, el poate fi scalat până la obținerea dimensiunii reale și a proporției sale în ansamblul feței.

După finalizarea construcției fizionomiei, se apelează meniul *Prelucrări imagine*, care conține funcții de ajustare a contrastului și luminozității imaginii, precum și efecte speciale (negativare, accentuare contururi, difuzie, înlocuirea unei nuanțe cu alta pe o porțiune a imaginii, etc.).

Un alt program, care poate fi folosit separat sau corelat cu programul din figura 4.8, se referă la punerea în proporție a feței umane.

Programul generează o grilă simplificată pentru construcția unei fizionomii umane corecte, bazată pe proporția „de aur” a

numărului 1,618... (figura 4.9). Toate rapoartele între liniile grilei respectă proporția 1,618...

Singurul element de intrare al programului este înălțimea totală a feței. Pornind de la acest element, se calculează și se generează pe ecran grila care indică pozițiile ideale în care ar trebui să fie amplasate elementele faciale. Grila indică:

- zona de la creștetul capului și până la limita superioară a frunții, care este zona acoperită de păr;
- limitele frunții;
- axa sprâncenelor;
- axa ochilor, cu indicarea centrului ocular și a extremităților pe orizontală;
- poziția vârfului nasului și lățimea sa pe orizontala acestui punct;
- axa de contact a buzelor și extremitățile gurii.

Prin suprapunerea grilei peste o fotografie scanată (cu scalarea corespunzătoare), se pot analiza eventualele disproporții ale fizionomiei subiectului. Prin modificarea poziției sau dimensiunilor elementului facial respectiv cu ajutorul programului, pot fi anticipate pe monitor efectele unei intervenții de chirurgie estetică.

Două exemplificări concrete ale aplicării acestei grile sunt prezentate în figura 4.10, aplicate pe fotografii alese arbitrar, ale unor necunoscuți.

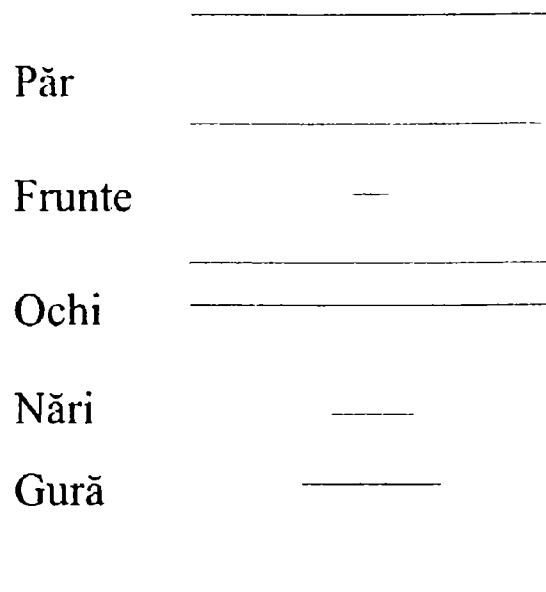


Fig. 4.9 - Grilă de punere în proporție a feței, bazată pe proporția de aur

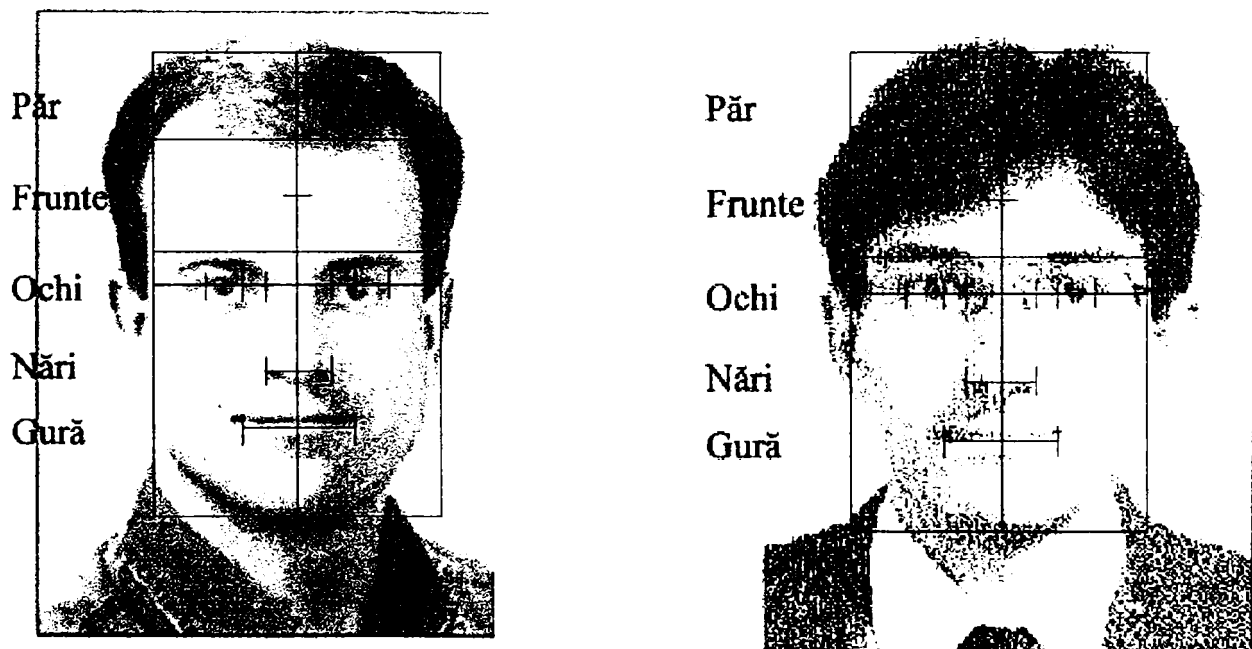


Fig. 4.10 - Aplicarea grilei din figura 4.9 asupra a doi subiecți

Programul de punere în proporție a feței umane este:

```

unit FaceDivider_Unit;

interface

uses

  Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms, Dialogs,
  ExtCtrls, jpeg;

type
  TWindow = class(TForm)
    PaintBox: TPaintBox;
    Image: TImage;
    procedure FormCreate(Sender: TObject);
    procedure PaintBoxPaint(Sender: TObject);
    procedure FormKeyPress(Sender: TObject; var Key: Char);
    procedure PaintBoxMouseDown(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
      Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
    procedure PaintBoxMouseMove(Sender: TObject; Shift: TShiftState; X,
      Y: Integer);
    procedure PaintBoxMouseUp(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
      Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
    procedure FormResize(Sender: TObject);
  private
  public
  end;

var
  Window: TWindow;
  L: Integer;

const
  CmPerInch = 2.54;

implementation

uses LengthSelectUnit;

{$R *.DFM}

var
  Phi: Double;
  cx,cy,ox,oy: Integer;

procedure TWindow.FormCreate(Sender: TObject);
begin
  Phi:=(Sqrt(5)+1)/2;
  DecimalSeparator:='.';
  cx:=0;
  cy:=0;
end;

```

```

procedure TWindow.PaintBoxPaint(Sender: TObject);
var
  W: Integer;
procedure LineH(x, y: Integer; Segment: Boolean);
begin
  with PaintBox.Canvas
  do begin
    MoveTo(x, y);
    LineTo(W-x, y);
    if Segment
    then begin
      Pixels[x, y-1]:=Pen.Color;
      Pixels[x, y+1]:=Pen.Color;
      Pixels[W-x-1, y-1]:=Pen.Color;
      Pixels[W-x-1, y+1]:=Pen.Color;
    end;
  end;
end;
procedure LineV(x, y: Integer; Segment: Boolean);
begin
  with PaintBox.Canvas
  do begin
    MoveTo(x, y);
    LineTo(x, L-y);
    if Segment
    then begin
      Pixels[x-1, y]:=Pen.Color;
      Pixels[x+1, y]:=Pen.Color;
      Pixels[x-1, L-y-1]:=Pen.Color;
      Pixels[x+1, L-y-1]:=Pen.Color;
    end;
  end;
end;
begin
  // Desenează rapoartele...
  with PaintBox.Canvas
  do begin
    if WindowLength.CheckBox.Checked
    then Draw(cx,cy, Image.Picture.Graphic);
    W:=ClientRect.Right;
    Brush.Style:=bsClear;
    Rectangle(PaintBox.ClientRect);
    LineH(0, L shr 1, False);
    LineV(W shr 1, 0, False);

    LineH(0, Round(L/2/Phi*(Phi-1)), False);

    LineH(Round(W/2/Phi),
          Round(L/2+L/2/Phi),
          True);
    LineH(Round(W/2/Phi+W/2*sqr((Phi-1)/Phi)),

```

```

        Round(L/2+L/2/Phi/Phi),
        True);

    LineH(W shr 1-W shr 5,
        Round(L/2*(Phi-1)/Phi+L/2/Phi/Phi*(Phi-1)),
        False);
    LineH(0,
        Round(L/2*(Phi-1)/Phi+L/2/Phi/Phi*(Phi-1)+L/2/Phi/Phi/Phi),
        False);

    LineV(Round(W/2/Phi),
        L shr 1-L shr 5,
        False);
    LineV(Round(W/2/Phi/Phi),
        L shr 1-L shr 6,
        False);
    LineV(Round(W/2/Phi+W/2*sqr((Phi-1)/Phi)),
        L shr 1-L shr 6,
        False);

    LineV(W-Round(W/2/Phi),
        L shr 1-L shr 5,
        False);
    LineV(W-Round(W/2/Phi/Phi),
        L shr 1-L shr 6,
        False);
    LineV(W-Round(W/2/Phi+W/2*sqr((Phi-1)/Phi)),
        L shr 1-L shr 6,
        False);
end;
end;

procedure TWindow.FormKeyPress(Sender: TObject; var Key: Char);
begin
    if Key = #27
    then Close;
end;

var
    Moving: Boolean;
    vx,vy: Integer;

procedure TWindow.PaintBoxMouseDown(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
    Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
begin
    ox:=X-vx;
    oy:=Y-vy;
    Moving:=True;
end;

procedure TWindow.PaintBoxMouseMove(Sender: TObject; Shift: TShiftState; X,

```

```

Y: Integer);
begin
  if Moving
  then begin
    cx:=X-ox;
    cy:=Y-oy;
    PaintBox.Repaint;
  end;
end;

procedure TWindow.PaintBoxMouseUp(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
  Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
begin
  Moving:=False;
  vx:=cx;
  vy:=cy;
end;

procedure TWindow.FormResize(Sender: TObject);
begin
  with Window
  do begin
    ClientWidth:=Round(ClientHeight/Phi);
    L:=ClientHeight;
    WindowLength.UpDownL.Position:=
      Round(L*CmPerInch/Screen.PixelsPerInch);
    WindowLength.EditL.Text:=
      FloatToStrF(L*CmPerInch/Screen.PixelsPerInch, ffFixed, 5, 3);
    WindowLength.Left:=Window.Left+Window.Width+8;
  end;
end;

end.

// Procedura de scalare a imaginii după grila generată sau a grilei după fotografie

unit LengthSelectUnit;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms, Dialogs,
  StdCtrls, ExtCtrls, ComCtrls, Buttons;

type
  TWindowLength = class(TForm)
    Panel: TPanel;
    LabelLength: TLabel;
    EditL: TEdit;
    UpDownL: TUpDown;
    Label1: TLabel;
  end;

```

```

BitBtn1: TBitBtn;
CheckBox: TCheckBox;
procedure FormCreate(Sender: TObject);
procedure BitBtn1Click(Sender: TObject);
procedure FormKeyPress(Sender: TObject; var Key: Char);
private
public
end;

var
WindowLength: TWindowLength;

implementation

uses FaceDivider_Unit;

{$R *.DFM}

procedure TWindowLength.FormCreate(Sender: TObject);
begin
UpDownL.Max:=Round(Screen.Height*CmPerInch/Screen.PixelsPerInch);
end;

procedure TWindowLength.BitBtn1Click(Sender: TObject);
var
Err: Integer;
ValueL: Double;
begin
Val(EditL.Text, ValueL, Err);
if Err = 0
then with Window
do begin
L:=Round(ValueL*Screen.PixelsPerInch/CmPerInch);
ClientHeight:=L;
PaintBox.Repaint;
end
else if EditL.Text > ''
then ShowMessage('Valoare incorecta.');
```

```
end;
```

```
procedure TWindowLength.FormKeyPress(Sender: TObject; var Key: Char);
```

```
begin
```

```
if Key = #27
```

```
then Window.Close;
```

```
end;
```

```
end.
```

Capitolul 5

Mecanica mandibulei

5.1 Poziții statice ale mandibulei

Mandibula poate lua 4 poziții de bază:

- relația de postură
- relația centrică
- relația de intercuspidare maximă
- relația de ocluzie centrică

1. *Relația de postură mandibulară.* Mandibula se află în stare de echilibru, asigurată prin contracararea forțelor gravitaționale de către mușchii ridicători. Aceasta este poziția de repaos, din care pornesc toate celelalte mișcări posibile ale mandibulei. Este o poziție involuntară, specifică unui om relaxat, care respiră liniștit. Pe lângă elasticitatea mușchilor ridicători, menținerea mandibulei în echilibru se face și prin vidul oral. Vidul oral se obține în felul următor: prin închiderea completă a gurii, se realizează contactul complet al dinților (mușcătura), concomitent cu lipirea limbii de cerul gurii, urmată imediat de relaxarea musculară, când mandibula coboară, iar limba nu mai este lipită de palatul dur; această coborâre generează un vid oral de 3 - 18 mm Hg, care contribuie și el la starea de echilibru mandibular. Între vârfurile dinților incisivi

se evidențiază o distanță de 2 - 4 mm, numită *spațiu interocluzal* (sau *spațiu minim de vorbire*).

2. *Relația centrică* este acea poziție a mandibulei în care aceasta execută o mișcare de rotație pură (închidere - deschidere). Tot o rotație pură apare și în articulația temporo-mandibulară, unde condilii mandibulari se rotesc în cavitățile glenoide, asemeni unei articulații cilindrice uzuale. Relația centrică este uneori considerată [4], [17], [50] doar ca poziționarea centrică a condilului în cavitatea glenoidă. Gradul de deschidere a gurii, deci poziția verticală a mandibulei, nu este atât de importantă, totul este ca articulația să fie centrată. Din multitudinea de poziții ale mandibulei în care condilii sunt centrați și rotația este pură, doar una ar fi relație centrică clasică, anume aceea în care poziția verticală a mandibulei este firească, nedeformând cu nimic aspectul normal al expresiei faciale [20], [62]. Pentru centrarea articulației, mandibula ar trebui să fie ușor retractată (împinsă în spate, mișcare numită *retruzie*). În acest sens, o relație centrică ar putea fi impusă pacientului, printr-o apăsare pe bărbie (punctul *gnathion*) înspre spate cu o forță de aproximativ 25 N. În multitudinea de opinii relative la relația centrică, asupra unui singur aspect există concordanță de opinii în literatură [20], [21] și anume că determinarea precisă a relației centrice este o întreprindere dificilă, care diferă foarte mult de la subiect la subiect.
3. *Relația de intercuspidare maximă*. La un maxilar normal, când gura este complet închisă și dinții strânși, dinții din față - *incisivii* - nu se ating pe vârfurile lor, ci incisivii inferiori se sprijină pe suprafața interioară a incisivilor superiori. Aceasta este semnificația relației de intercuspidare maximă.

4. *Relația de ocluzie.* În mod obișnuit, termenul de ocluzie are sensul de: obstrucție, închidere sau astupare a unui orificiu, în scopul împiedicării accesului prin acesta a unor materiale. În limbaj stomatologic, ocluzia definește mușcătura, starea în care subiectul are în contact dinții maxilei și cei ai mandibulei (contactul maxilarului superior cu cel inferior, prin intermediul danturii). Există mai multe teorii și ipoteze despre dinamica suprafețelor ocluzale; una dintre cele mai viabile și mai apropiată mecanicii stabilește că atunci când există contact dentar, acesta se realizează în cel puțin 3 puncte, unul frontal și două laterale, modelul acceptat corespunzând mișcării plan-paralele.

Există o senzitivitate a dinților, astfel încât este perceput un corp de grosime minimă de 8-20 μm . Din punct de vedere al forțelor care se exercită asupra suprafețelor de contact dintre dinți, în procesul de masticăție sunt uzuale valorile de 100-150 N, față de un maxim suportabil (pragul dureros) de aproximativ 1600 N.

Se apreciază că în momentul deglutiției, al înghițirii bolului alimentar, se obține o relație centrică dar și intercuspidare maximă; se obține astfel un fel de „calare” a mandibulei pe maxilar, o stabilitate și rigidizare maximă, în timp ce mușchii limbii împing bolul alimentar către esofag [99], [21], [28], [49], [71], [80].

5.2 Forțe musculare

Asupra mandibulei acționează forțe active, care sunt generate de anumiți mușchi și realizează mișcarea sa, precum

și forțe pasive (forțe rezistente, reacțiuni), care sunt date de greutatea proprie a mandibulei și de mușchii antagoniști.

Forțele active care realizează ridicarea mandibulei și închiderea gurii sunt generate de către următorii mușchi (figura 5.1) ridicători (masticatori):

- Mușchii temporali, care trag mandibula în sus și

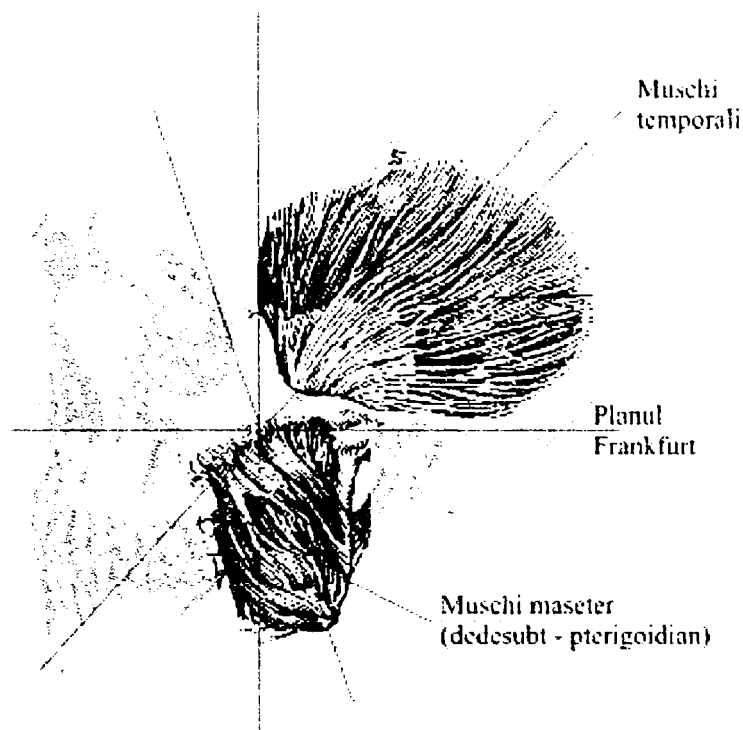


Fig. 5.1 - Principalii mușchi masticatori

înapoi (ridicare și retropulsie) sub un unghi de 60° față de planul orizontal Frankfurt, reușind să dezvolte maximum 700 N. În realitate, forța este mult mai mică decât valoarea maximă teoretică. Caracteristica dominantă a temporalilor este viteza de reacție. Dacă o forță mare este dezvoltată într-un timp foarte scurt, fenomenul este considerat ciocnire; percuția produsă în cadrul intervenției acestui mușchi este egală cu diferența impulsurilor și astfel, masa mușchiului

Mărimea forțelor ocluzale poate fi calculată cu ajutorul legii lui Weber [20], [21], care afirmă că forța dezvoltată de un mușchi este proporțională cu suprafața secțiunii sale transversale. Fiecare cm^2 de secțiune transversală a mușchiului uman poate dezvolta forțe de maximum 100 N. Valorile forțelor aferente celor 3 tipuri de mușchi, care au fost enunțate mai sus, verifică foarte bine această lege.

În procesul masticației, forțele au valori normale de 300-800 N, iar valorile maxime sunt de circa 3900 N la molari și 1500 N la incisivi.

La solicitări continue și de lungă durată, cu forțe ce își păstrează direcția relativ constantă, se remarcă o resorbție osoasă a osului alveolar.

Există și o teorie privind procesele electrice ce însoțesc fenomenele mecanice, afirmând că osul are proprietăți piezoelectrice; are loc o schimbare de sarcini electrice, în funcție de presiunea aplicată osului alveolar, care fixează sau eliberează un ion de calciu, variind și potențialul electric atât al osului cât și al mușchilor [58], [20].

Astfel, în [60] s-au sintetizat rezultatele unor cercetări privind valorile tensiunilor electrice apărute în mușchii masticatori în timpul contactului dentar maxim, stabilite prin măsurători electromiografice (tabelul 5.1):

Mușchiul	Valori ale diferenței de potențial măsurată electromiografic în mușchi [μV]
Temporal	77 - 89
Maseter	72 - 95

Tabelul 5.1 - Tensiuni electrice în mușchii masticatori

Mărimea forțelor de ocluzie diferă foarte mult de la un individ la altul, pentru acest fapt existând explicații mai

mult sau mai puțin științifice: diferențele de rasă, de climă, de formă a craniului, etc. [50], [30], [69].

Există astfel teorii [90], [64], [114], [56], [60] conform cărora influența cea mai importantă asupra mărimii solicitării ocluzale o are atât *aria secțiunii* transversale a mușchiului care acționează la un moment dat, cât și *distanța* de la condilul mandibular (centrul de rotație al mandibulei) la direcția pe care acționează forța mușchiului maseter (fig. 5.3). Se produce astfel un torsor format din forța dezvoltată de maseter și momentul acestei forțe în raport cu centrul de rotație al mandibulei.

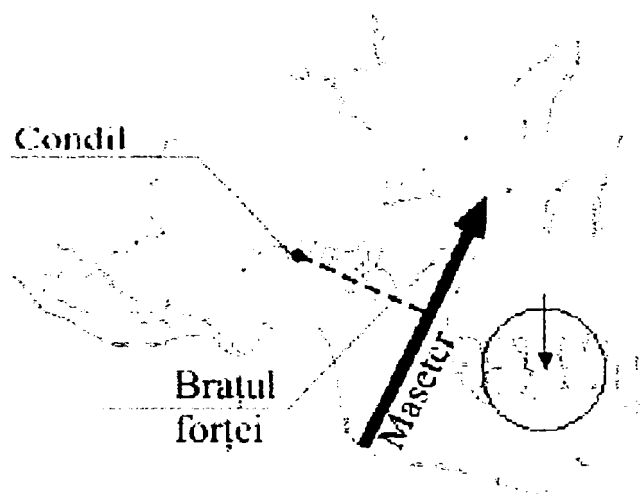


Fig. 5.3 - Direcția și brațul forței dezvoltate de maseter

Studiul s-a făcut pentru primul molar, estimându-se că acesta preia solicitarea maximă, produsă de forța mușchiului maseter.

Măsurările s-au făcut prin metoda rezonanței magnetice, prin cefalograme și radiografii obișnuite. S-au studiat 11 subiecți umani sănătoși; câteva dintre rezultatele obținute sunt prezentate în tabelul 5.2.

Cazul nr.	Aria secțiunii transversale [cm ²]		Brațul forței [mm]		Forța pe molar [N]
	Maseter	Pterigoid	Maseter	Pterigoid	
1	7,89	4,86	29,0	17,6	390
2	7,39	3,91	34,8	32,7	197
3	5,81	3,25	36,5	24,0	154
4	5,58	3,81	39,1	24,8	171
5	4,91	2,92	32,7	24,0	158
6	5,44	3,09	44,2	26,0	218
7	4,81	2,01	35,7	23,0	138
8	3,57	2,29	33,3	21,6	119
9	4,68	2,50	32,5	22,7	139
10	5,93	2,57	30,3	22,1	138
11	6,70	3,38	44,1	15,1	260
MEDIA	5,70	3,14	35,7	23,1	189

Tabelul 5.2 - Date experimentale privind corelația dintre aria secțiunii transversale a mușchilor și forțele ocluzale

Reprezentările grafice ale acestor rezultate experimentale sunt ilustrate în diagramele din figura 5.4.

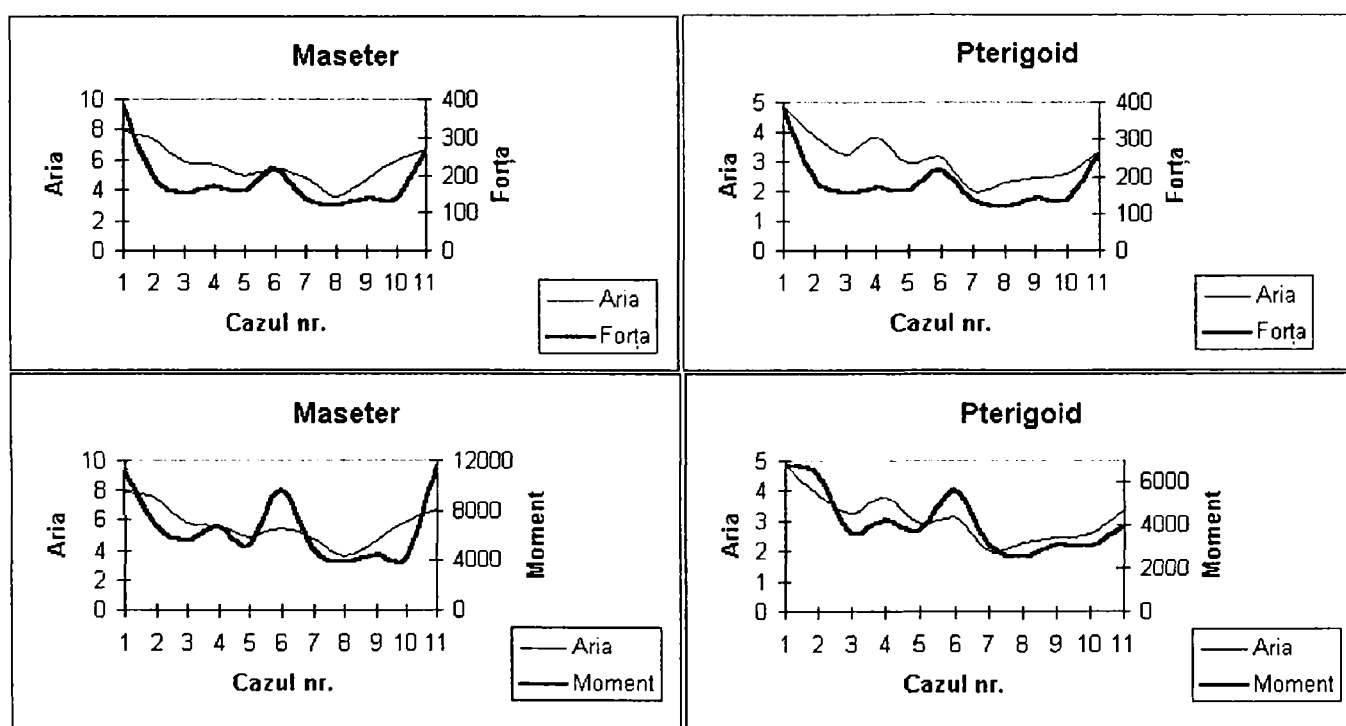


Fig. 5.4 - Variația ariei secțiunii transversale a mușchilor, forței și momentului pentru cazurile din tabelul 5.2

5.3 Forțe ocluzale

Forțele ocluzale iau naștere la contactul dintre suprafețele dinților în timpul mușcăturii. Dacă mușcătura este aproximativ centrică, forțele care apar sunt în limite normale și nepericuloase; cu cât este mai mare asimetria ocluziei, cu atât mai mare va fi una dintre componentele în care se descompune forța și va apărea o tendință de dislocare a dintelui. Chiar dacă forța acționează paralel cu axa dintelui, dar excentric, situația este tot periculoasă, întrucât se creează un cuplu de forțe, cu tendința de a răsturna dintele respectiv. Momentul de rostogolire produs crește atât cu forța aplicată, cât și cu lungimea dintelui solicitat. [100]

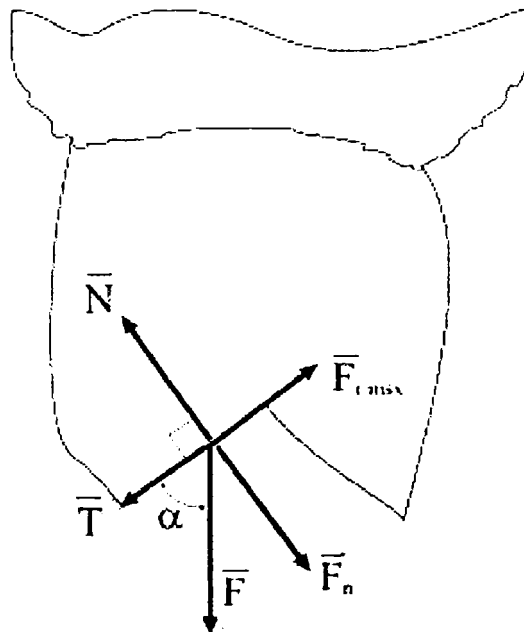


Fig. 5.5 - Forțele ocluzale

În figura 5.5 se observă forța ocluzală \vec{F} , care se descompune pe panta dintelui într-o forță tangențială \vec{T} și una normală \vec{N} .

$$\vec{F} = \vec{T} + \vec{F}_n \quad (5.1)$$

Unghiul cu care forța \vec{F} acționează asupra pantei dintelui este α . O valoare uzuală a forței \vec{F} este 100 N, iar a unghiului α , de 60° . Componenta \vec{T} a forței \vec{F} are tendința de a continua mișcarea ascendentă pe planul înclinat al suprafeței locale a dintelui; se opune acestei tendințe forța de frecare, a cărei valoare maximă este $F_{r,\max} = \mu N$, unde μ este coeficientul de frecare, care, la contactul smalț - smalț, are o valoare uzuală de 0,2, apropiată coeficientului de frecare a metalului prelucrat prin șlefuire.

Din condițiile de echilibru, rezultă cele două forțe de legătură corespunzătoare:

$$\begin{aligned} \vec{T} + \vec{F}_r &= 0 \\ \vec{N} + \vec{F}_n &= 0 \end{aligned} \tag{5.2}$$

cu modulele

$$\begin{aligned} F_n &= F \sin \alpha = 100 \cdot 0.866 = 86.6 \text{ N} \\ F_{r,\max} &= \mu N = 0.2 \cdot 86.6 = 17.32 \text{ N} \\ T &= F \cos \alpha = 100 \cdot 0.5 = 50 \text{ N} \end{aligned} \tag{5.3}$$

Perechi de materiale dentare	μ
Acrilic - acrilic	0,21 - 0,37
Acrilic - porțelan	0,32 - 0,34
Aliaj de aur - acrilic	0,60 - 0,80
Aliaj de aur - amalgam	0,15 - 0,25
Aliaj de aur - porțelan	0,22 - 0,25
Amalgam - aliaj de aur	0,10 - 0,35
Amalgam - amalgam	0,19 - 0,35
Amalgam - porțelan	0,06 - 0,15
Os - metal	0,42 - 0,50
Smalț - porțelan	0,10 - 0,12
Smalț - smalț	0,20 - 0,60

Tabelul 5.3 - Coeficienți de frecare

În exemplul prezentat, forța de frecare maximă are valoarea 17,32 N pentru un coeficient de frecare de 0,2

(tabelul 5.3); dacă acest coeficient este de 0,4, forța de frecare maximă va avea valoarea de 34,6 N, respectiv de 69,2 N în cazul unei frecări cu $\mu = 0,8$. Prin creșterea ei, forța de frecare maximă tinde să anuleze efectul lui \vec{T} , forță cu care este „atacat” dintele, dar în realitate acest lucru nu este niciodată posibil. De aceea, la contactul dinților, se caută o direcție ideală de atac, care ar fi cea paralelă cu axa dintelui, când unghiul $\alpha = 90^\circ$ și forța \vec{T} nu mai apare.

La fel de importante sunt și momentele determinate de forțe; ele conduc la o tendință de răsturnare a dintelui, respectiv de înclinare a sa, presând dintele învecinat, sau - și mai grav - în cazul lipsei acestuia, înclinând dintele supus momentului de răsturnare până la dislocare. În cazuri de acest fel, ortodonția recomandă aparate corectoare ale tendinței de înclinare a dintelui sub acțiunea momentelor de rostogolire.

În [100] se prezintă rezultatele unor studii privind dependența mărimii deplasării dinților în funcție de lungimea rădăcinii acestora (figura 5.6).

	Lungimea rădăcinii dintelui [mm]										
	10	10,5	11	11,5	12	12,5	13	13,5	14	14,5	15
Deplasare dinte [mm]	1,74	1,57	1,42	1,3	1,19	1,09	1	0,92	0,85	0,79	0,73

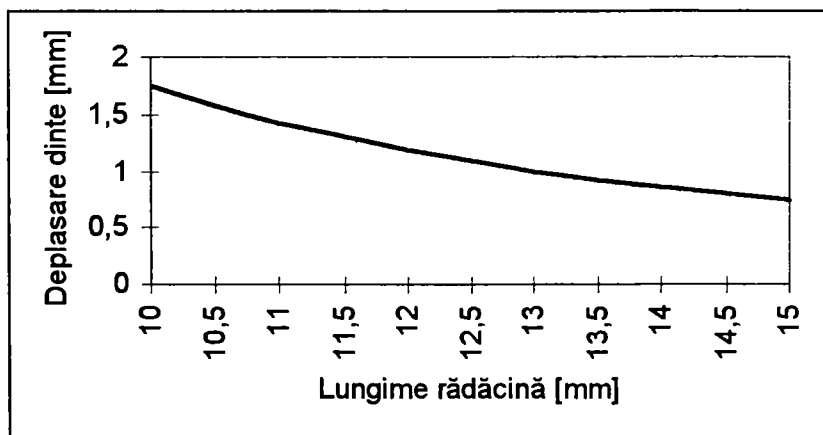


Fig. 5.6 - Dependența deplasării dinților funcție de lungimea rădăcinii

În figura 5.7 se pot vedea 3 situații concrete de ocluzii:

- a) în primul caz (figura 5.7a) este vorba despre molari sau premolari la care se produce contact unic, ceea ce creează o anumită repartiție a forțelor, defavorizantă pentru muchiile aflate în contact, care sunt solicitate periculos;
- b) în cazul contactului pe ambele vârfuri (figura 5.7b), situația este echilibrată din punct de vedere al repartiției solicitărilor pe suprafața dinților aflați în contact și reprezintă situația ideală;
- c) cel mai interesant este cazul al treilea, cel al incisivilor, care - la omul sănătos - calcă după cum arată figura 5.7c, cu incisivii inferiori în contact cu suprafața interioară a incisivilor superiori, creând solicitări deosebit de mari; paradoxală este rezistența sporită a incisivilor, dată fiind structura lor osoasă aparent deficitară. Se observă că momentul de răsturnare al incisivilor maxilari (superiori) este mai mare decât cel aferent incisivilor mandibulari (inferiori). Disproporția crește cu atât mai mult cu cât este mai mare înclinarea incisivilor superiori, datorită creșterii brațului forței. În cazul când ocluzia este inversă, adică incisivii superiori calcă în interiorul celor inferiori, avem de a face cu anomalia numită *prognatism*.

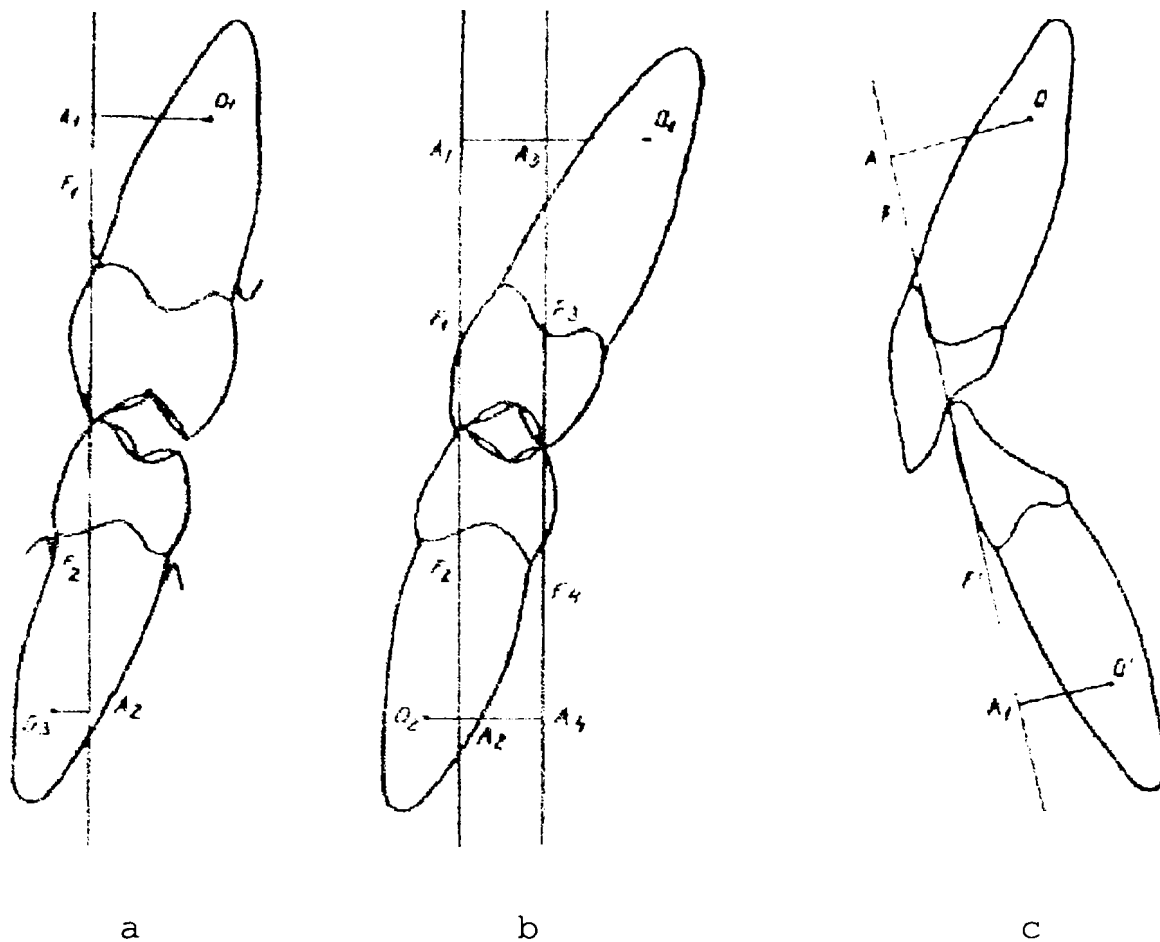


Fig. 5.7 - Tipuri de ocluzie

5.4 Comportarea mecanică a mandibulei

Mandibula funcționează ca o parte a unui sistem cu reglare automată; mișcările ei nu sunt haotice, ci sunt coordonate de către sistemul nervos central, care analizează atât pozițiile succesive ale mandibulei, cât și solicitările mecanice care apar în fiecare moment. În funcție de acestea, sistemul nervos ia decizii, pe care le transmite mușchilor, aceștia executând comenzile (figura 5.8).

Centrii coordonatori din creier sunt informați asupra poziției mandibulei de către senzorii locali, a căror pondere covârșitoare este legată de suprafețele dinților.

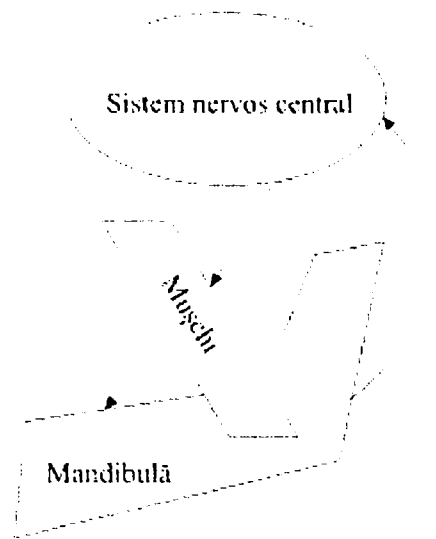


Fig. 5.8 - Mandibula ca parte a unui sistem de reglare automată

De exemplu, la noul născut, absența dentiției face ca mișcările mandibulare să pară mai degrabă mișcări de tatonare. Ulterior, odată cu apariția dinților, mișcările mandibulare devin foarte precise, datorită contactului dentar. Dacă contactul dentar lipsește, mișcările mandibulei sunt coordonate doar pe baza informațiilor primite de la receptorii musculari și cei din articulația temporo-mandibulară, care însă dovedesc o precizie scăzută. Așa se explică mișcările de tatonare ale nou-născutului, cât și cele ale persoanelor edentate, la care mișcările mandibulare sunt dezordonate, arbitrare. La fel se explică dificultatea cu care medicul poate face restaurarea protetică, care se bazează pe stabilirea cât mai exactă a pozițiilor fundamentale ale mandibulei.

Excluzând excepțiile (sugar, bătrân, persoane edentate în general), se creează în timpul vieții niște tipare ale mișcărilor mandibulei care sunt memorate, chiar și în funcție de tipul de aliment mestecat. Astfel datorită memorării acestor automatisme, rolul creierului devine foarte redus în luarea deciziilor, procesul de masticatie desfășurându-se

aproape reflex, automat, cu mișcări precise și identice, perfect reproductibile. Dacă apare un obstacol ca factor de perturbație în procesul masticator, acesta duce la întreruperea instantanee a schemei de reflexe și intră imediat în acțiune cortexul, pentru a lua o decizie adecvată și a da o nouă comandă motoare.

În acționarea mandibulei sunt implicate mai multe grupe de mușchi; astfel, la mișcarea de ridicare a mandibulei (închiderea gurii), rolul esențial îl are mușchiul maseter, ajutat de mușchii temporali și pterigoidieni. Mușchi antagoniști sunt fasciculul posterior al temporalului, care fixează articulația temporo-mandibulară, iar frânarea mișcării se realizează prin mușchiul milohiodian și digastric. Acești mușchi acționează într-o armonie și precizie extremă, coordonați cerebral, respectiv conduși de reflexele memorate.

În procesul de deglutiție (înghițire a bolului alimentar) acționează mușchii ridicători ai mandibulei, secondăți de mușchii limbii, obținându-se astfel o rigidizare sporită; tocmai pentru realizarea acestei stabilități, în plus intervin discret și mușchii gâtului, care stabilizează zona cefalică.

Cu toată această rigidizare a cefei, există studii [118], [37] care demonstrează apariția unei vibrații discrete a capului la sfârșitul mișcării de ridicare a mandibulei. În timpul mestecării mâncării, capul se mișcă ușor, ritmic și vertical, în ritmul dictat de mișcările mandibulei. În medie, aceste deplasări ale capului au o cursă de 6,5% din valoarea cursei pe care o parcurge mandibula; desigur mișcările mandibulei variază în jurul acestei valori medii, dar oscilațiile capului vor urmări și ele strict proporțional acest algoritm. Capul se mișcă în direcție opusă mandibulei, în sensul că dacă mandibula se deschide (deci se deplasează în jos), capul se va mișca în sus, iar când mandibula se deplasează în sus, capul are tendința coborârii. Aceste constatări subliniază ideea de *echilibru* în organismul uman.

Articulația temporo-mandibulară este considerată a fi cea mai complexă articulație din tot organismul uman. [20], [21], [81].

5.4.1 Statica mandibulei

O teorie mecanică referitoare la mandibulă o asimilează pe aceasta cu o *pârghie*, asupra sa acționând o forță activă \vec{F} și o forță rezistentă \vec{R} .

Cele două forțe se află într-un plan normal pe axa de rotație a rigidului, fără a intersecta această axă. În funcție de pozițiile relative ale punctelor:

- articulația O ,
- punctul de aplicație A al forței motoare \vec{F} ,
- punctul de aplicație B al forței rezistente \vec{R} ,

pârghiile pot fi de gradul 1, 2 sau 3, după cum ilustrează figura 5.9.

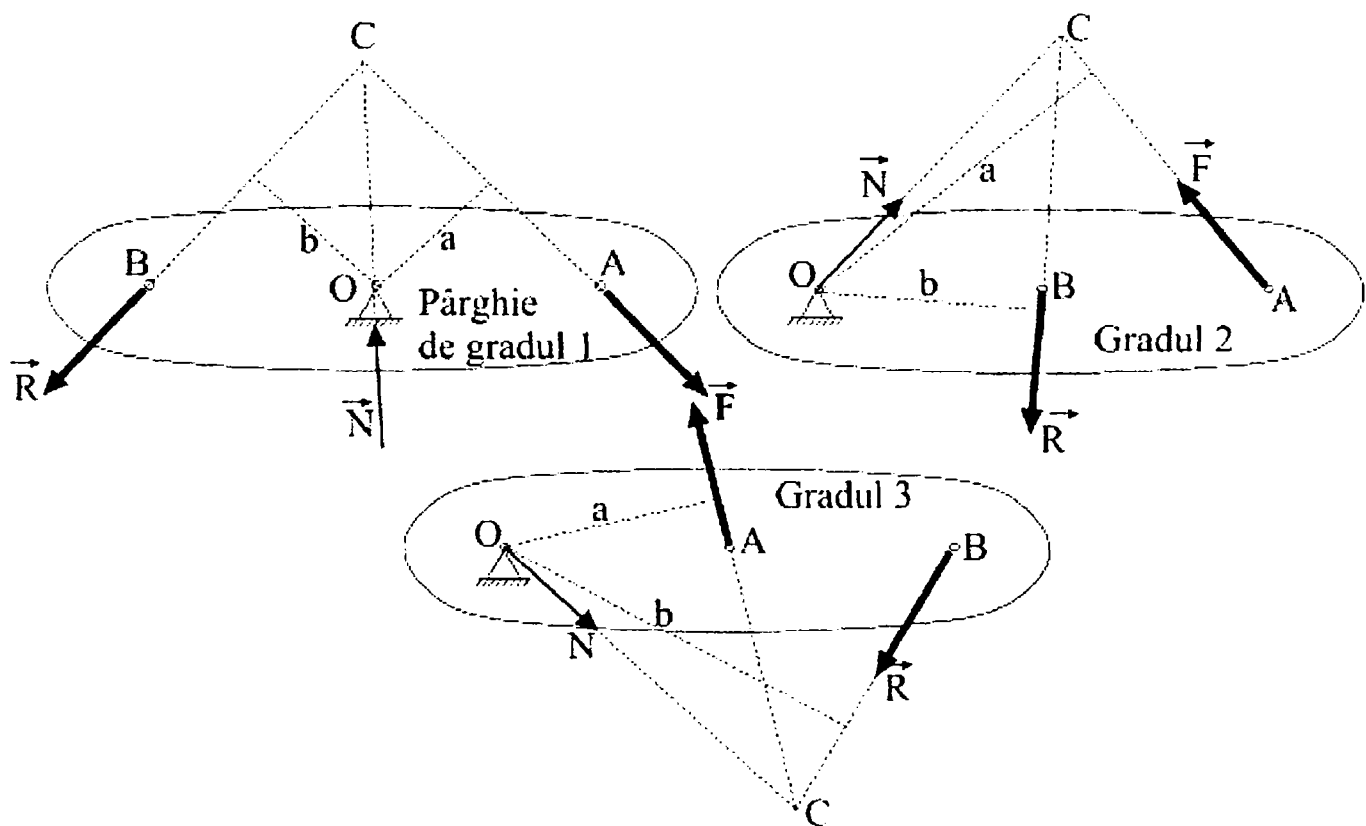


Fig. 5.9 - Tipuri de pârghii

1. La pârghia de gradul 1, articulația O este plasată între punctele de aplicație A și B, ale forței motoare, respectiv rezistente. S-a notat cu a brațul forței motoare și cu b brațul forței rezistente. Din ecuația de momente în raport cu punctul O, se obține, pentru cazul ideal:

$$\begin{aligned}\sum M_o &= 0 \\ -F \cdot a + R \cdot b &= 0 \\ F &= R \frac{b}{a}\end{aligned}\tag{5.4}$$

În funcție de raportul b/a , se pot întâlni următoarele trei situații:

- a) $a = b$ (deci și $F = R$), pârghie cu brațe egale
 - b) $a > b$ ($F < R$), cazul cel mai folosit, întrucât pârghia este un instrument mecanic de simplitate maximă care economisește forța motoare, în sensul că se poate mișca o sarcină R mare cu un efort F mai mic.
 - c) $a < b$ ($F > R$), caz total nepractic, fiindcă ar însemna să se depună un efort mare pentru a acționa contra unei rezistențe mici. În concluzie, pârghia de gradul 1 este utilă doar în anumite condiții.
2. La pârghia de gradul 2, forța rezistentă este aplicată între forța motoare și articulație (exemple: roaba, cheia pentru șuruburi și piulițe). Aici întotdeauna $a > b$, deci $F < R$, situație utilă, de economisire a forței motoare. Pârghia de gradul 2 este utilă în orice situație.
3. La pârghia de gradul 3, forța motoare este aplicată între forța rezistentă și articulație, situație întâlnită la pensetă, de exemplu. La aceste pârghii, întotdeauna $a < b$, deci $F > R$, deci pârghiile de gradul 3 nu economisesc forța motoare.

În cazul real, trebuie să se țină seamă și de forțele de frecare. Fie r raza axului articulației, μ coeficientul de

frecare din articulație și α unghiul dintre direcțiile forțelor F și R . Reacțiunea R_e din articulație este:

$$R_e = \sqrt{F^2 + R^2 + 2FR \cos \alpha} \quad (5.5)$$

iar momentul de frecare din articulație

$$M_f = \mu r R_e = \mu r \sqrt{F^2 + R^2 + 2FR \cos \alpha} \quad (5.6)$$

Ecuatia de echilibru static în articulație este:

$$\begin{aligned} \sum M_o &= 0 \\ -aF + bR + M_f &= 0 \end{aligned} \quad (5.7)$$

După înlocuiri și grupări de termeni, se obține următoarea formă pentru expresia forței motoare:

$$F = R \frac{(ab + \mu^2 r^2 \cos \alpha) \pm \mu r \sqrt{a^2 + b^2 + 2ab \cos \alpha - \mu^2 r^2 \sin^2 \alpha}}{a^2 - \mu^2 r^2} \quad (5.8)$$

Semnul plus dinaintea radicalului corespunde tendinței de mișcare impuse de forța motoare (care ia valoarea maximă), pe când semnul minus reprezintă valoarea minimă a forței motoare și ar corespunde tendinței de mișcare pe care ar vrea să o imprime forța rezistentă.

Dacă se neglijează frecarea ($\mu = 0$), se obține cazul ideal (5.4). În situația reală, cu frecare, pentru obținerea raportului de amplificare ideal (b/a), trebuie aplicată o forță motoare \vec{F} ceva mai mare decât cea din cazul ideal. Raportul de amplificare k real este:

$$k = \frac{1 + \frac{\mu r}{b}}{1 - \frac{\mu r}{a}} \cdot \frac{b}{a} \quad (5.9)$$

Se observă că valoarea sa se apropie de cea ideală (b/a), dacă atât r cât și μ sunt foarte mici. Aceasta înseamnă articulații cu frecări cât mai reduse și cu axe cât mai subțiri (dar aceasta impune materiale cât mai dure).

În cazul mandibulei, organismul s-a adaptat cerințelor, raza articulației (a condilului mandibular) fiind mică, situată în intervalul 3 - 6 mm. Din punct de vedere al reducerii frecării, condilul mandibular este acoperit cu un strat subțire de cartilaj; aceasta este în contact cu discul articular, format din fibrocartilaj cu grosime maximă de 2 - 4 mm și având formă aproximativ eliptică, adaptat tocmai pentru frecare minimală. Discul articular este mobil și însoțește condilul în mișcările mandibulei [68], [77].

În mod uzual, mandibula se comportă ca o pârghie de gradul 3, deci grupul muscular care generează mișcările trebuie să depună un efort mai mare decât rezistența bolului alimentar (figura 5.10).

Articulația temporo-mandibulară este punctul fix al pârghiei, forța motoare este dată de rezultanta acțiunii mușchilor maseter, pterigoidian și temporal, iar la nivelul dinților se manifestă forța rezistentă. La o închidere normală, relaxată a gurii, contactul dentar se face la nivelul incisivilor, astfel obținându-se pârghia de gradul 3, după cum arată figura 5.9. În această situație, forțele asupra incisivilor sunt destul de mici.

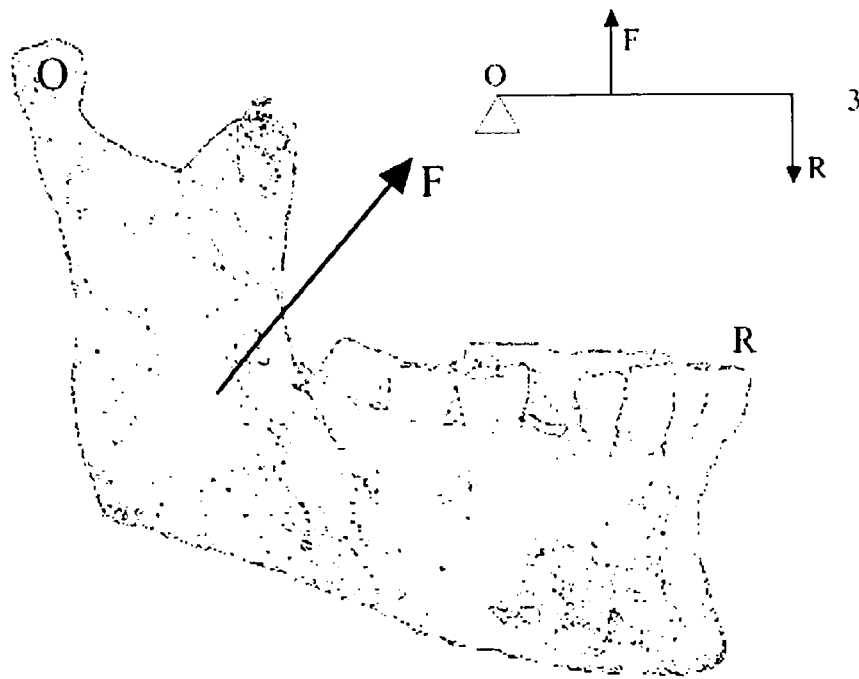


Fig. 5.10 - Mandibula ca pârghie de gradul 3

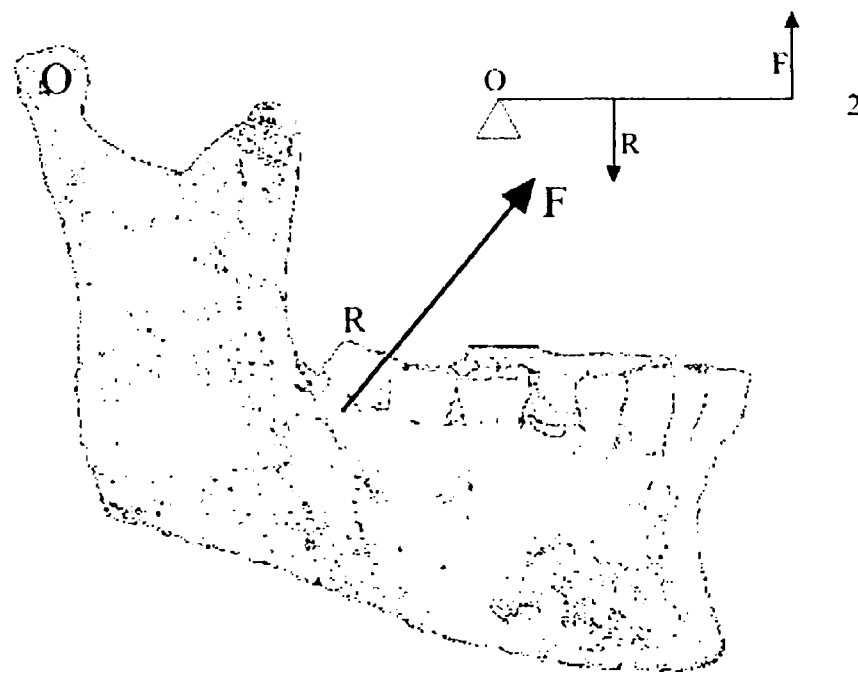


Fig. 5.11 - Mandibula ca pârghie de gradul 2

Dacă însă apare accidental un contact prematur între dinții laterali (premolari sau mai ales molari) sau dacă

subiectul mușcă voit (cazul uzual al masticației) întâi cu acești dinți, punctul de aplicație al forței rezistente se va muta pe ei, fapt care creează o pârghie de gradul 2 (figura 5.11). Această pârghie are o amplificare sporită, după cum s-a demonstrat, putând fi deci și mai traumatizantă [79]. În plus, de obicei contactul dentar de acest tip este dezechilibrat [69], [70], ceea ce amplifică efectele negative care pot apare dacă forțele F sunt suficient de mari.

Dacă însă contactul molar este destul de ferm, iar localizarea sa este într-o zonă de genul celei din figura 5.12, pârghia se transformă de această dată într-o pârghie de gradul 1.

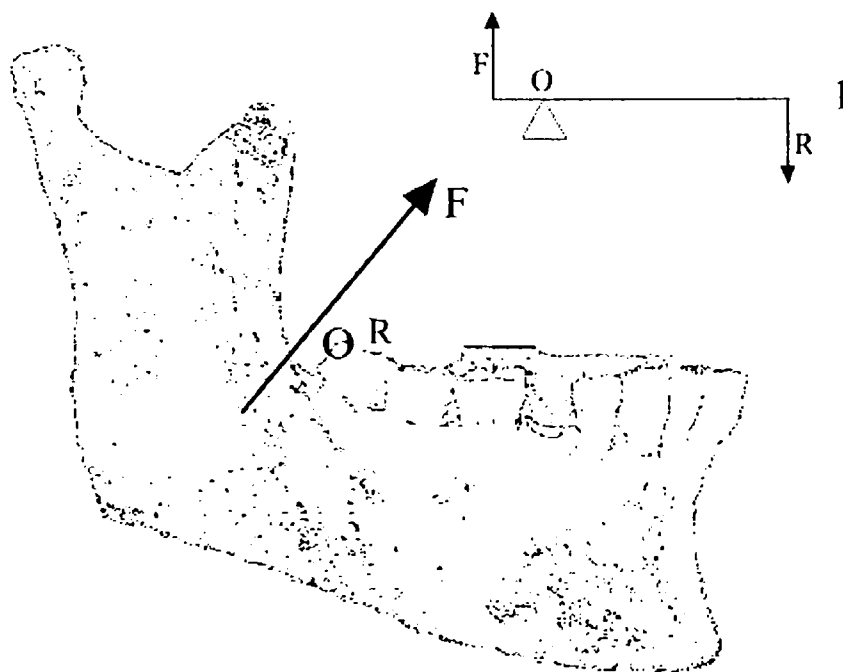


Fig. 5.12 - Mandibula ca pârghie de gradul 1

Forțele care apar într-o astfel de situație pot fi deosebit de mari, provocând solicitări importante nu numai dintelui de contact, ci chiar și articulației temporo-mandibulare și mușchilor implicați.

Un efort semnificativ apare chiar și asupra incisivilor, a căror înclinație joacă un rol determinant [59]. Acest fapt

generează o reacție de autoapărare a organismului, care - mai ales în perioada de creștere - adaptează subiectiv înclinația incisivilor la proprietarul danturii, respectiv la maniera de masticăție specifică acestuia.

5.4.2 Cinematica mandibulei

Mișcările mandibulei sunt extrem de variate, datorită complexității maxime a articulației temporo-mandibulare. De aceea, s-au făcut diverse clasificări ale acestor mișcări, după diferite criterii. Astfel, se remarcă:

- mișcări simetrice pure fără contact interdental (simple coborâri și ridicări ale mandibulei), numite și mișcări fundamentale;
- mișcări cu contact interdental cu alimente;
- mișcări cu contact interdental fără alimente.

După direcție, se evidențiază:

- mișcări de ridicare și coborâre a mandibulei;
- mișcări laterale;
- mișcări de propulsie și de retropulsie.

Și acestea pot fi - evident - cu sau fără contact dentar, sau cu contact dentar (cu sau fără alimente).

Oricât de complicată ar fi mișcarea mandibulei, ea poate fi considerată ca o suprapunere de rotații și translații [111], [102], [93] dintre care esențiale sunt:

Rotația în jurul articulațiilor temporo-mandibulare. Aceasta (numită în literatura medicală și „mișcare de balama”) se realizează în jurul unei axe imaginare numită ax *bicondilian*, care trece prin cei doi condili ai mandibulei. Se apreciază că rotația se produce în mod ideal pe o deschidere unghiulară de maximum 12° și prezintă toate proprietățile distribuției de viteze și accelerații pentru mișcarea de rotație cu axă fixă. În această plajă, viteza unghiulară ω se

apreciază a fi constantă. Mișcarea de rotație a mandibulei se produce natural și este ușor de pus în evidență, pacientul putând să o execute cu ușurință la cererea medicului, afirmație care nu se poate face și în cazul mișcării de translație [117], [122], [116].

Mișcarea de translație se referă la *propulsie* și *retropulsie*, deci la deplasarea mandibulei înainte și înapoi, în plan orizontal. Nu este simplu de realizat o translație perfectă, în care să nu apară și o componentă de rotație sau o abatere de la planeitatea mișcării.

Propulsia maximă este de 2 - 2,5 cm. Este precedată de o ușoară coborâre a mandibulei (figura 5.13)

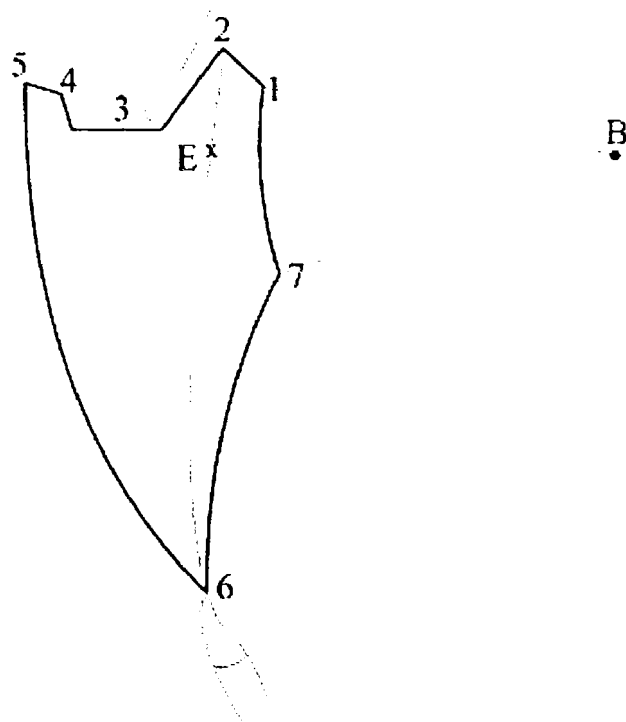


Fig. 5.13 - Mandibulokinesiogramă în planul sagital

Deplasările punctului interincisiv mandibular în plan frontal, sagital sau transversal sunt înregistrate prin *mandibulokinesiografie* (figura 5.13). Una dintre cele mai simple metode de înregistrare [106] se face cu ajutorul unui dispozitiv numit arc pantografic (figura 5.14).

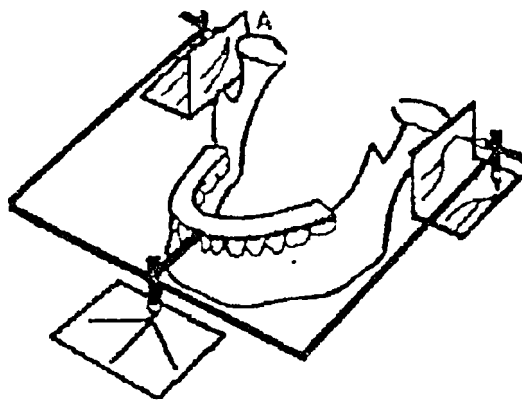


Fig. 5.14 - Arc pantografic extraoral

În plan vertical lateral (*plan sagital*), această schemă de mișcare a punctului interincisiv mandibular are aproximativ forma unui triunghi cu vârful în jos, diagrama completă se prezintă însă ca în figura 5.13.

Punctul 1 reprezintă poziția de relație centrică. Punctul 2 semnifică relația de intercuspidare maximă (cu „dinții strânși”). Deoarece în 85-90% din cazuri relația centrică nu coincide cu intercuspidarea maximă, punctul 1 este inferior (în plan vertical) punctului 2, care este poziția de *maximă* apropiere a maxilarelor. În celelalte 10-15% din cazuri, punctele 1 și 2 coincid și segmentul 1-2 nu mai există. Diferența dintre punctele 1 și 2 este foarte mică, de numai 0,2 - 2 mm. Între aceste puncte are loc o mișcare în sus și înspre înapoi, prin glisare pe incisivi. Pentru a propulsa mandibula, aceasta coboară puțin, apoi avansează pe palierul orizontal 3 spre poziția extremă 5, cu o ușoară ridicare neliniară prin punctul 4. Pentru a ajunge din această poziție de propulsie maximă cu contact dentar (5) în punctul 6, care semnifică gura deschisă la maximum, se parcurge traseul curbiliniu 5-6. Porțiunea 6-7 este foarte ușor curbată, motiv pentru care majoritatea autorilor o consideră chiar translație rectilinie [120], [123], [27], [33].

Ciclul se încheie pe curba 7-1, care reprezintă o mișcare de rotație pură (în jurul axului articulației, B) și corespunde unei deschideri unghiulare de 12°, respectiv unei deschideri a

gurii între 19 și 27 mm (măsurăți între vârfulurile incisivilor opuși).

Suprafața mărginită de conturul din figură reprezintă locul geometric al tuturor pozițiilor posibile în care se poate afla punctul interincisiv mandibular, deci traiectoria acestui punct. De interes este calea normală, relaxată, de deplasare verticală a mandibulei, reprezentată prin traseul 6-2; pe acesta se află și punctul E, care semnifică relația de postură, deci poziția de echilibru a mandibulei în repaos. Deschiderea maximă posibilă este de 40-45 mm (între incisivi), însă se consideră că o deschidere de peste 35 mm este în afara mișcărilor normale [21].

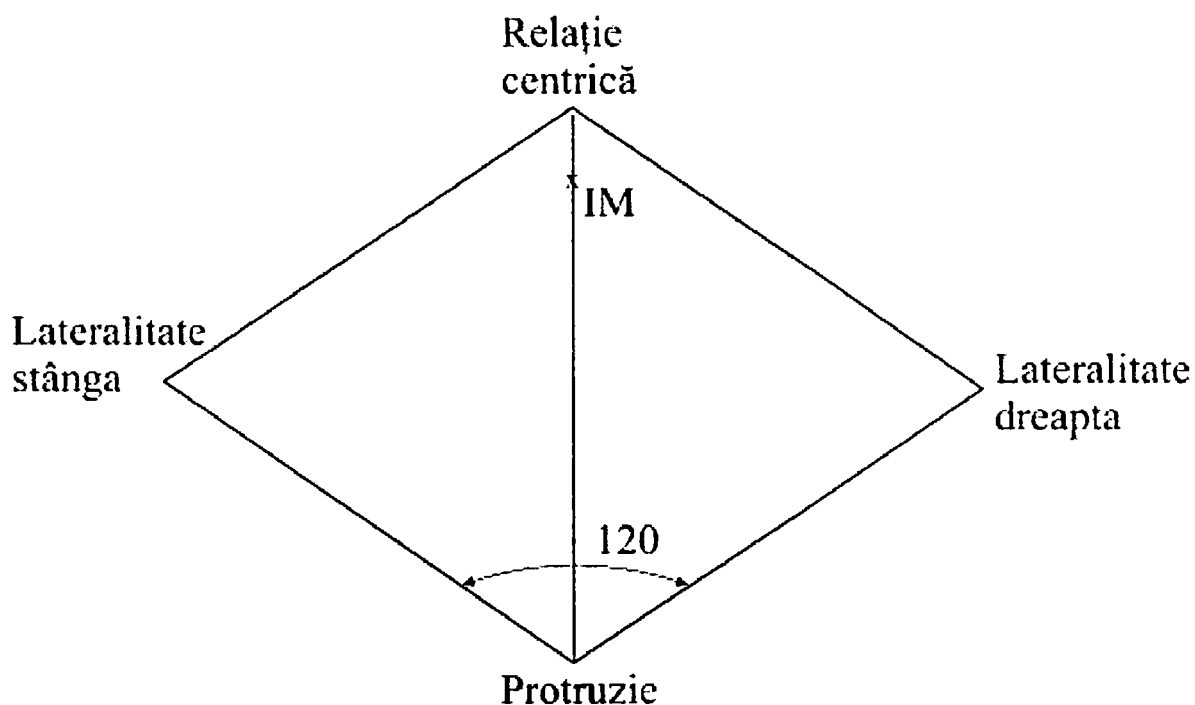


Fig. 5.15 - Mandibulokinesiogramă în plan orizontal
(transversal)

În plan orizontal, mandibula execută mișcări laterale (*lateropulsie* sau *mișcări de diducție*). Locul geometric al tuturor pozițiilor posibile ale punctului interincisiv mandibular este aproximativ un romb. Acesta este chiar și traseul parcurs de acest punct al mandibulei dacă se pornește

din poziția de intercuspidare maximă, se retrage mandibula în poziția de protruzie totală și se fac apoi mișcări dreapta - stânga între aceste extreme, după cum s-a sugerat în figura 5.15. Aceste mișcări sunt deci asimetrice și alternative.

La introducerea bolului alimentar în gură, primele mișcări masticatorii tind să acopere suprafața rombică maximă; pe măsură ce alimentele sunt sfărâmate, mișcările scad în amplitudine, astfel încât aria acoperită devine tot mai mică. Desigur, dacă din considerente patologice, posibilitatea de deplasare a mandibulei într-una din direcțiile laterale este limitată, se va strica și simetria patrulaterului de mișcare, care nu va mai fi romb.

Diagrama mișcărilor limită, reprezentată în planurile spațiului 3D, este prezentată în figura 5.16.

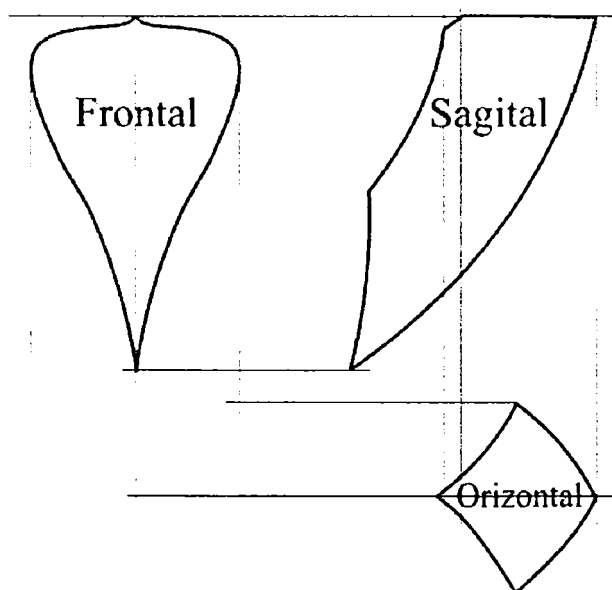


Fig. 5.16 - Mandibulokinesiogramă în planurile spațiului 3D

Procesul de masticăție are mai multe faze:

- *incizia* (mușcarea propriu-zisă din aliment), la care participă nu doar mușchii masticatori, ci și alți mușchi ai capului și ai gâtului. De cele mai multe ori, mișcarea de incizie este unică.

- *masticația* propriu-zisă, care este o sfărâmare mecanică a bolului alimentar, cu dinții și cu limba, concomitent cu o fază chimică, de înmuiere a mâncării cu ajutorul salivei. Faza de incizie poate să lipsească din procesul de masticatie, în funcție de tipul alimentului ingerat.

În timpul masticatiei, mandibula coboară în medie cu 50% din deschiderea maxim posibilă, valoare care scade treptat, pe măsura sfărâmării alimentului; durata unui ciclu de masticatie variază între 0,5 și 1 s (figura 5.17).

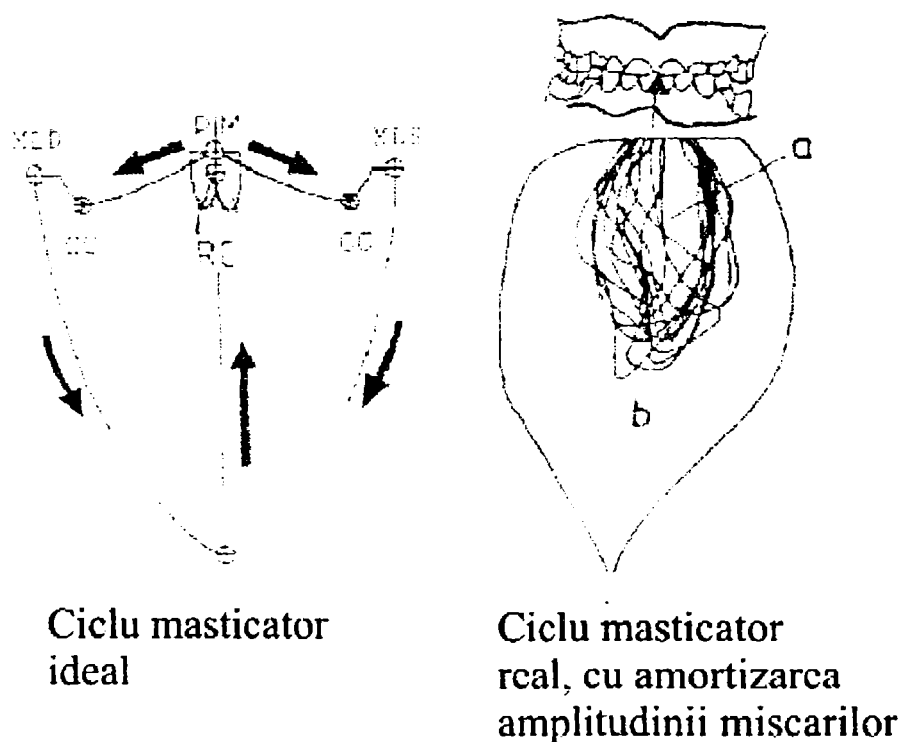


Fig. 5.17 - Cicluri de masticatie

Viteza de deplasare a mandibulei este mai mare la coborârea ei decât la ridicare, având valori medii cuprinse în intervalul 0,064 - 0,135 m/s. Edentația, respectiv protezarea nu modifică semnificativ aceste valori.

O mandibulokinesiogramă cu evidențierea vitezei este prezentată în figura 5.18.

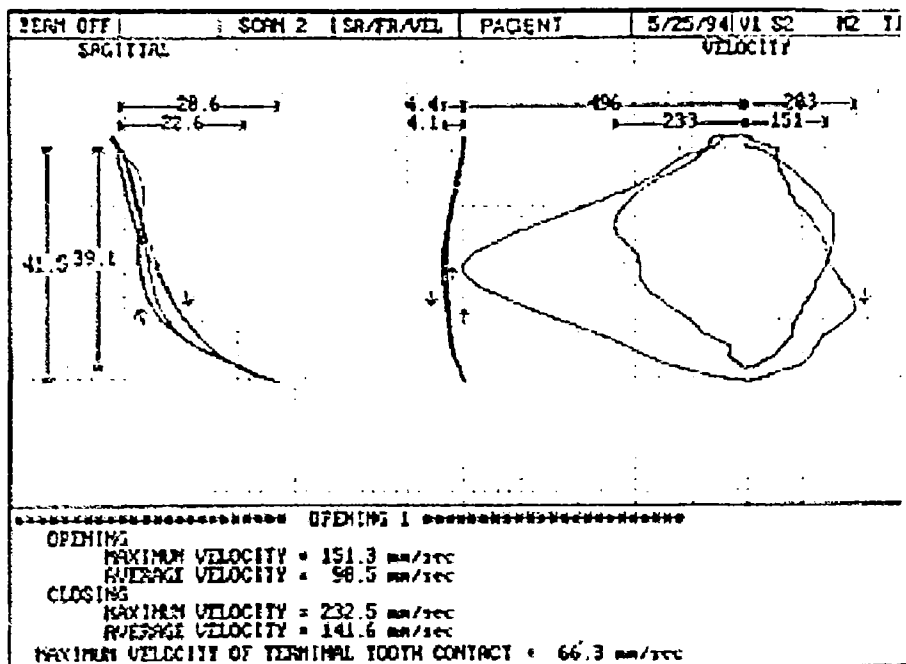


Fig. 5.18 - Mandibulokinesiogramă cu evidențierea vitezei

În procesul de masticatie, mișcările mandibulei sunt influențate major de prezența sau absența dinților. Dinții sunt fixați elastic în suportul lor parodontal; din acest motiv, ei suferă ușoare deplasări, atât în plan vertical cât și orizontal, în cursul actului de masticatie. Aceasta este și o explicație suplimentară a rezistenței deosebite a dinților, fiindcă elasticitatea lor amortizează șocul masticator.

Elasticitatea se manifestă doar între anumite limite, care - prin măsurători cu aparate electronice cu traductori mecanici de detectare a mobilității dentare - au fost stabilite ca începând de la o solicitare de 1 N și cu o medie de 3 - 6 N, în funcție de subiect. La solicitări de peste 15 N, nu se mai înregistrează nici un fel de deplasări dentare.

De asemenea, se constată o mobilitate sporită a dinților în suportul lor:

- mai mare dimineața decât seara;
- mai mare la copii decât la adulți;
- mai mare la femei decât la bărbați.

-

Aceste deplasări datorate elasticității au valori de circa 28 μm pe verticală și 100 μm lateral. Revenirea la normal se realizează după circa 90 s.

Dinții se află în contact aproximativ 17,5 minute pe zi, iar durata de contact la masticatie este de 0,3 s, la deglutiție ajungând până la 1 s.

S-a menționat conlucrarea mușchilor gâtului și capului la actul masticator, mai precis la prima sa fază, cea de incizie. Mai mult, la acest act participă și buzele, limba, glandele salivare, obrații, palatul dur, unele doar cu rol de senzor. Astfel, buzele detectează consistența alimentului și a salivei, limba repartizează bolul alimentar dintr-o parte în alta, îl modelează, are și rol de curățire a dinților și arcadelor dentare, de senzor gustativ sau al rugozității mecanice. S-a constatat că după mestecarea mai îndelungată a unor alimente cu duritate mecanică sporită, se realizează o autocurățare a dinților, scad depunerile de tartru, se obține o întărire a gingiilor. Peste toate acestea, actul masticatiei are un efect calmant asupra sistemului nervos central.

Mandibula are o cinematică proprie și în timpul vorbirii (*fonației*), nu doar la masticatie; aceste mișcări însă sunt departe de complexitatea celor ale procesului masticator. În cazul fonației, se semnalează practic doar mișcări de coborâre și de ridicare, și anume cu amplitudini reduse față de masticatie.

Fonația are două faze:

- faza *subglotică*, în care plămâni expulzează aerul prin laringe, producând vibrația coardelor vocale;
- faza *supraglotică*, când sunetul laringian intră în cavitatea bucală, unde vălul palatin, limba, buzele îl transformă în vorbire articulată. Mandibula coboară în special la pronunțarea vocalelor, în timp ce limba are rolul predominant în articularea consoanelor.

Din punct de vedere al păstrării integrității articulației temporo-mandibulare, deplasările descrise au un rol esențial. Astfel, la deschiderea gurii, condilul glisează pe discul articular și se deplasează înainte (translație), simultan cu coborârea mandibulei și deplasarea corpului acesteia înspre spate (rotație) (figura 5.19). Dacă deschiderea gurii devine exagerată (peste 35 mm între incisivi), este posibilă alunecarea condilului de pe tuberculul auricular și deci părăsirea locașului normal al condilului; instinctiv, mușchiul maseter se contractă puternic și trage în sus mandibula, într-o poziție extrem de dureroasă dar - din nefericire - stabilă, din care autorevenirea este practic imposibilă. Medicul va trebui să intervină, parcurgând traseul invers: tragerea în jos a mandibulei, urmată rapid de împingerea ei în spate, condilul ajungând în locașul său firesc.

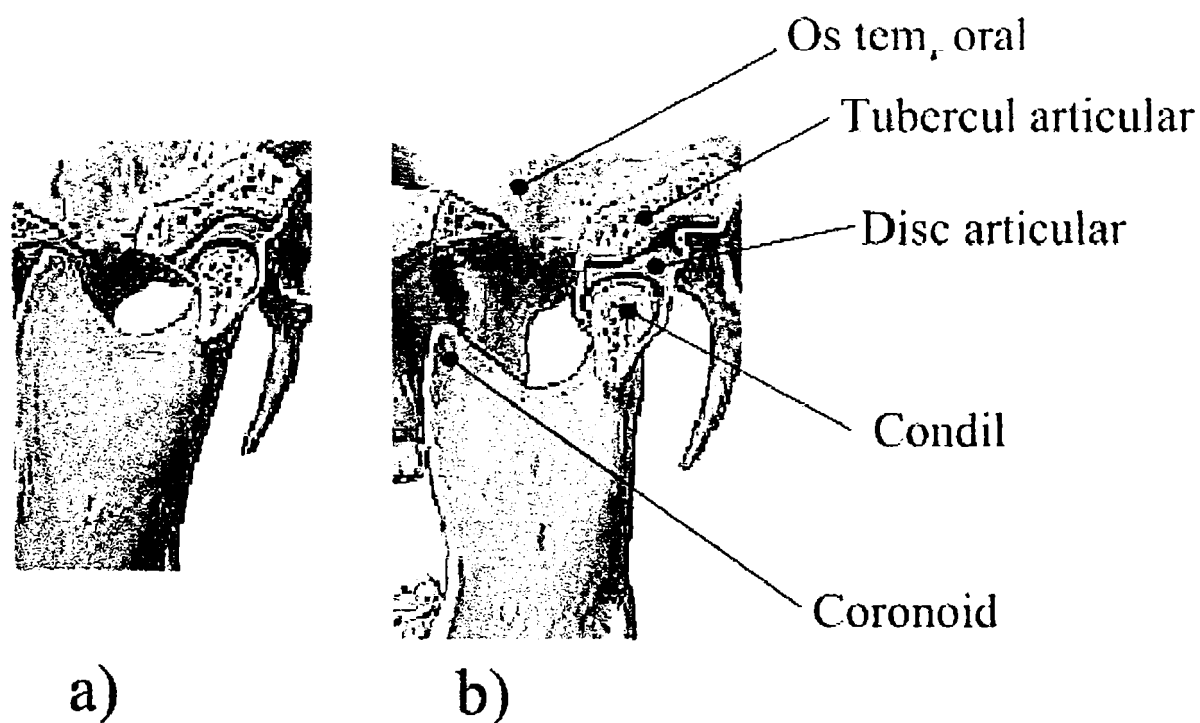


Fig. 5.19 - Articulația temporo-mandibulară în poziție de ocluzie dentară (a), respectiv cu gura deschisă (b)

5.4.3 Dinamica mandibulei

În modul cel mai simplu, mandibula poate fi studiată ca un rigid cu axă fixă, neglijându-se celelalte mișcări ale sale, ce apar în realitate datorită configurației articulațiilor.

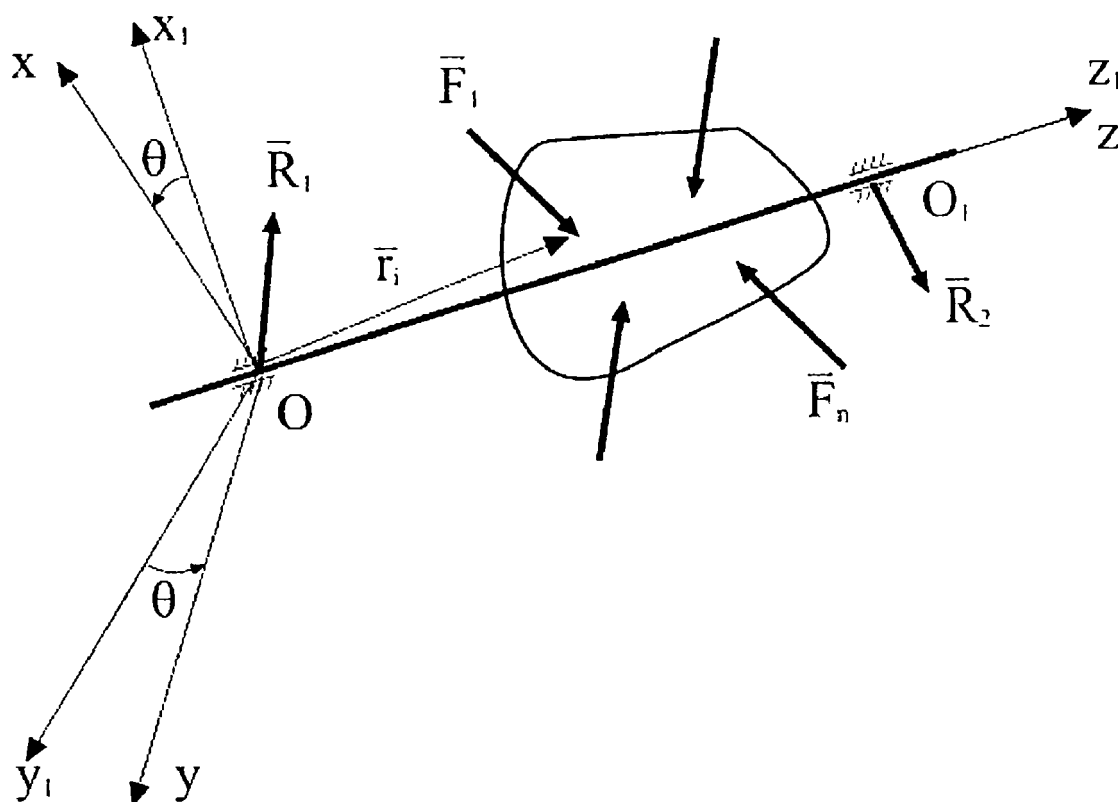


Fig. 5.20 - Rigid cu axă fixă

Se consideră un sistem de referință atașat mandibulei, $xOyz$ (figura 5.20), cu axa Oz fixă și suprapusă peste Oz_1 (care, anatomic, este axul bicondilian), iar axele Ox și Oy rotindu-se solidar cu rigidul, într-un plan perpendicular pe Oz .

Se consideră cunoscute la momentul inițial t_0 :

- o poziție inițială dată de un unghi θ_0
- o viteză unghiulară inițială ω_0

Mișcarea se realizează sub acțiunea unui sistem de forțe aplicate corpului, având torsorul în raport cu punctul O (\bar{R}, \bar{M}_0), cu elementele cunoscute:

$$\bar{R} = R_x \vec{i} + R_y \vec{j} + R_z \vec{k} = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i \quad (5.10)$$

$$\bar{M}_0 = \sum_{i=1}^n \vec{r}_i \times \vec{F}_i$$

În cazul general, se urmărește studierea:

- mișcării rigidului, adică a legii de variație a unghiului θ în funcție de timp: $\theta = \theta(t)$
- reacțiunilor din articulațiile O și O_1 (care, anatomic, sunt articulațiile temporo-mandibulare),

utilizând teoremele generale ale dinamicii.

Aplicând teorema momentului cinetic în raport cu punctul de origine O , se obține [38], [40], [88], [104], [112], [113]:

$$\dot{\bar{K}}_0 = \bar{M}_0 = \sum \vec{r}_i \times \vec{F}_i = \sum \bar{M}_{0i} \quad (5.11)$$

în care $\sum \bar{M}_{0i}$ este momentul rezultat al tuturor forțelor exterioare și de legătură în raport cu punctul O . Proiectând relația pe axa Oz , pe care se află rigidul, se obține:

$$\dot{K}_{0z} = \sum M_{0z} \quad (5.12)$$

Proiecția momentului cinetic pe axa de rotație este

$$K_z = J_z \omega_z = J_z \dot{\theta} \quad (5.13)$$

unde J_z este momentul de inerție al rigidului în raport cu această axa, $J_z = \int_V (x^2 + y^2) dm$.

Prin derivarea expresiei (5.13), proiecția teoremei momentului cinetic pe axa de rotație conduce la:

$$\dot{K}_{O_z} = \sum M_{O_z} = J_z \dot{\omega} = J_z \ddot{\theta} = J_z \varepsilon \quad (5.14)$$

ecuație diferențială de ordinul doi în θ .

Proiectarea ecuației (5.11) pe axa de rotație și rezolvarea sa conduce la determinarea legii de mișcare $\theta=f(t)$. Problema principală în această ecuație este determinarea momentului de inerție J_z , care se calculează cu dificultate din cauza structurii neomogene și a secțiunii variabile a osului mandibular. Pentru studiul legii de mișcare în intervalul unghiular relativ redus în care mișcarea de rotație își păstrează caracterul ($\theta \leq 12^\circ$), se pot utiliza ipoteze de calcul simplificatoare, în sensul considerării unei densități medii constante a materialului osos, respectiv folosirii în calcule a unei geometrii simplificate, cu secțiuni medii constante ale osului mandibular. Pe baza modelului din figura 2.10, s-au calculat momentele de inerție în capitolul 2.

Reacțiunile din cele două articulații sunt R_1 și R_2 . Expresiile lor analitice în raport cu sistemul de referință atașat sunt:

$$\begin{aligned} \vec{R}_1 &= R_{x1} \vec{i} + R_{y1} \vec{j} + R_{z1} \vec{k} \\ \vec{R}_2 &= R_{x2} \vec{i} + R_{y2} \vec{j} + R_{z2} \vec{k} \end{aligned} \quad (5.15)$$

Momentele celor două reacțiuni \vec{R}_1 și \vec{R}_2 în raport cu punctul de legătură O sunt:

$$\vec{M}_O(\vec{R}_1) = 0$$

$$\vec{M}_O(\vec{R}_2) = \overline{OO_1} \times \vec{R}_2 = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ 0 & 0 & l \\ R_{x_2} & R_{y_2} & R_{z_2} \end{vmatrix} = -lR_{y_2}\vec{i} + lR_{x_2}\vec{j} \quad (\text{unde } \overline{OO_1} = l) \quad (5.16)$$

Dacă C este centrul de masă al mandibulei considerată corp rigid, atunci vectorul său de poziție este:

$$\overline{OC} = \vec{r}_c = x_c\vec{i} + y_c\vec{j} + z_c\vec{k} \quad (5.17)$$

iar accelerația punctului, satisfăcând distribuția de accelerații în mișcarea de rotație cu axă fixă:

$$\vec{a}_c = \vec{\varepsilon} \times \vec{r}_c + \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}_c) \quad (5.18)$$

Rezultă că:

$$\vec{a}_c = -(\omega^2 x_c + \varepsilon y_c)\vec{i} - (\omega^2 y_c - \varepsilon x_c)\vec{j} \quad (5.19)$$

Cu aceste precizări, teoremele impulsului și momentului cinetic sunt:

$$\begin{aligned} \dot{\vec{H}} &= m \cdot \vec{a}_c = \vec{R} + \vec{R}_1 + \vec{R}_2 \\ \dot{\vec{K}}_O &= \vec{M}_O + \overline{OO_1} \times \vec{R}_2 \end{aligned} \quad (5.20)$$

unde:

$$\dot{\vec{K}}_O = (J_{yz}\omega^2 - J_{xz}\varepsilon)\vec{i} - (J_{xz}\omega^2 + J_{yz}\varepsilon)\vec{j} + J_z\varepsilon\vec{k} \quad (5.21)$$

Prin proiectarea relațiilor (5.21) pe axele de sistemului de referință, se obțin relațiile 5.22:

$$\begin{aligned}
R_x + R_{x_1} + R_{x_2} + m\omega^2 x_c + m\epsilon y_c &= 0 \\
R_y + R_{y_1} + R_{y_2} + m\omega^2 y_c - m\epsilon x_c &= 0 \\
R_z + R_{z_1} + R_{z_2} &= 0 \\
M_{Ox} - IR_{y_2} + J_{xz}\epsilon - J_{yz}\omega^2 &= 0 \\
M_{Oy} + IR_{x_2} + J_{yz}\epsilon + J_{xz}\omega^2 &= 0 \\
M_{Oz} - J_z\epsilon &= 0
\end{aligned}
\tag{5.22}$$

care sunt suficiente pentru a descrie matematic problema. Ultima ecuație, după cum s-a văzut, servește la determinarea legii de mișcare, iar celelalte 5 pentru calculul proiecțiilor reacțiunilor.

Sistemul de ecuații diferențiale (5.22), se poate rezolva pentru cazul mandibulei umane, (într-una dintre variantele posibile) făcând aproximările de formă din figura 5.21, detaliate în figura 2.10.

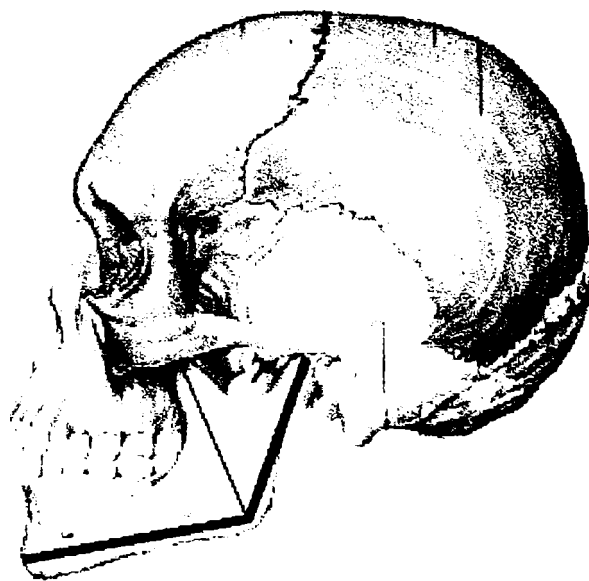


Fig. 5.21 - Aproximări de formă pentru mandibulă

Din multitudinea de cazuri studiate [2], [28], [29], [82] se pot stabili anumite valori medii pentru geometria mandibulei adultului uman. Notațiile variabilelor corespund

figurii 2.10, iar coloana valorilor „ideale” se referă la valorile obținute din calcul, conform proporției ideale a raportului „de aur”, 1,618...

Variabila	Valoare medie (experimentală)	Valoare ideală (calculată)	U/M
$h=l_1\cos\alpha$	58	57,7	mm
L	99	100	mm
R	26,5	27	mm
l_1	66	66	mm
l_2	57	59	mm
α	28	27	°
β	66	66	°
γ	25	24,4	°

Rezolvarea sistemului de ecuații diferențiale (5.22) s-a efectuat cu ajutorul unui program de calcul realizat în MathCAD, impunând o lege de mișcare:

$$\theta = \frac{10}{2}t^2 \quad [\text{rad}] \quad (5.23)$$

pentru care

$$\begin{aligned} \omega &= 10t \quad [\text{rad/s}] \\ \varepsilon &= 10 \quad [\text{rad/s}^2] \end{aligned} \quad (5.24)$$

valabilă pentru mișcarea de deschidere a gurii în timp de 1 s.

Rezolvarea sistemului de ecuații diferențiale (5.22):

$t := 1$

$\omega := 10 \cdot t$

$\varepsilon := 10$

$x_c := 0.058$

$y_c := -0.046$

$z_c := 0$

$m := 0.1$

$L := 0.1$

$R_x := 55$

$R_y := 600$

$R_z := 0$

$J_{xz} := 0$

$J_{yz} := 0$

$J_z := 5.692 \cdot 10^{-4}$

$J_{xy} := -2.628 \cdot 10^{-4}$

$R_{z1} := 0$

$R_{z2} := 0$

Valori de pornire pentru calcul:

$R_{x1} := 1$

$R_{x2} := 1$

$R_{y1} := 1$

$R_{y2} := 1$

$M_{ox} := 1$

$M_{oy} := 1$

$M_{oz} := 1$

Given

$$R_x + R_{x1} + R_{x2} + m \cdot \omega^2 \cdot x_c + m \cdot \varepsilon \cdot y_c = 0$$

$$R_y + R_{y1} + R_{y2} + m \cdot \omega \cdot y_c - m \cdot \varepsilon \cdot x_c = 0$$

$$R_z + R_{z1} + R_{z2} = 0$$

$$M_{ox} - L \cdot R_{y2} + J_{xz} \cdot \varepsilon - J_{yz} \cdot \omega^2 = 0$$

$$M_{oy} - L \cdot R_{x2} + J_{yz} \cdot \varepsilon + J_{xz} \cdot \omega^2 = 0$$

$$M_{oz} - J_z \cdot \varepsilon = 0$$

Se obțin soluțiile:

$$\text{Find}(R_{x1}, R_{y1}, R_{x2}, R_{y2}, M_{ox}, M_{oy}, M_{oz}) = \begin{pmatrix} -55.534 \\ 0 \\ 0 \\ -599.896 \\ -59.99 \\ 0 \\ 5.692 \times 10^{-3} \end{pmatrix}$$

(Toate unitățile de măsură sunt în SI.)

Un alt model de calcul din literatură, simplificat, pe care s-au făcut studii și cu metoda elementelor finite, este cel propus în [67] și reprezentat în figura 5.22. S-a presupus o secțiune omogenă și de grosime constantă, de 10 mm.

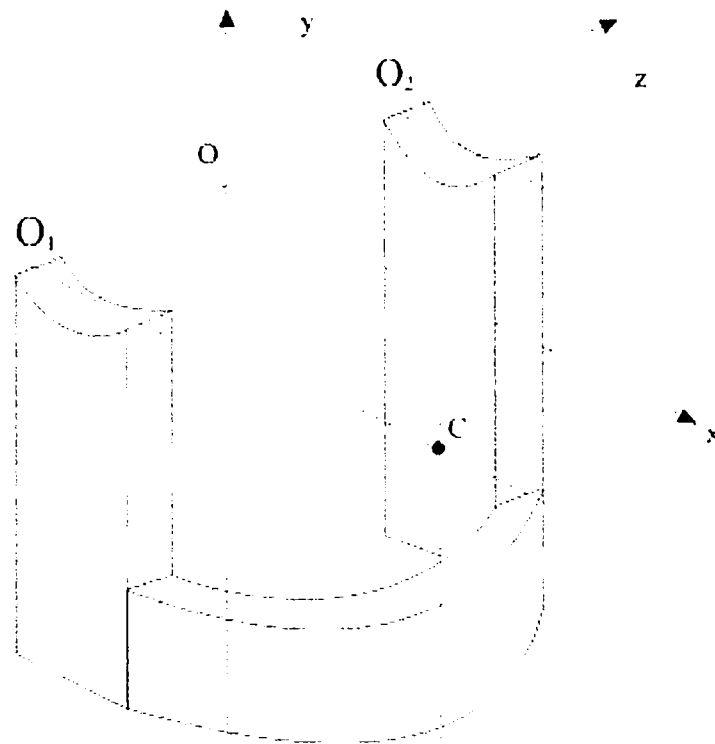


Fig. 5.22 - Model simplificat de mandibulă

Dată fiind simplitatea sa, se consideră că un astfel de model ar fi potrivit pentru analiza cu metodele clasice ale mecanicii, precum cel din figura 2.10, nicidecum cu metoda elementelor finite, care are abilitatea de a lucra cu modele complexe.

Teza propune și analizează un model mult mai realist, în capitolul 5.9.

5.4.4 Modelarea mecanică a mandibulei

În studierea cinematicii mandibulei se folosesc diferite simulatoare [49], [106]. Cel mai simplu din clasa acestora este cel obținut prin prelevarea unui mulaj (negativ) cu un material plastic cu întărire rapidă, în care se toarnă apoi

pozitivul din ghips. Se realizează întotdeauna două modele, maxilar și mandibular, care se montează într-un **articulator**. Se pot constata astfel anomaliile de proporționalitate, modul de contact al dinților, simetria și uniformitatea contactului, înclinarea pantelor incisivilor, etc.

Cel mai simplu articulator, numit **ocluzor** (figura 5.23), este un simulator mecanic care poate descrie doar mișcările de deschidere-închidere și contactul dentar.

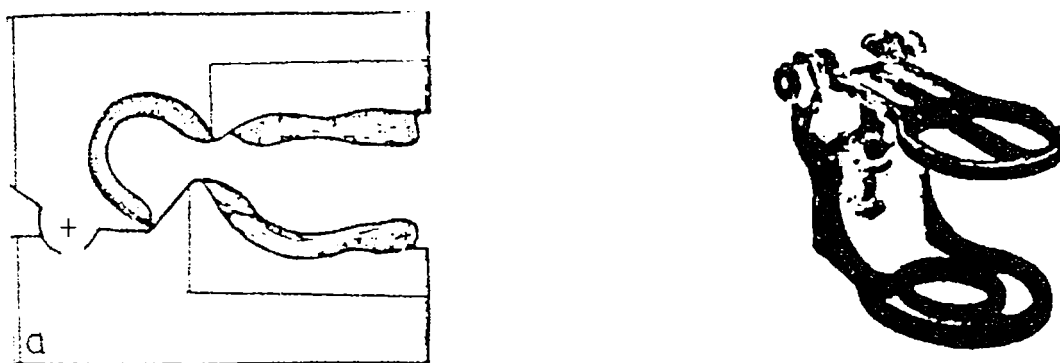


Fig. 5.23 - Tipuri de ocluzoare

Arcurile faciale cinematice servesc la determinarea exactă a axului de rotație a mandibulei, respectiv a poziției condililor mandibulei. Constructiv, se compun dintr-un cadru de aluminiu în formă de U.

Una dintre metodele folosite este de a fixa aceste arcuri

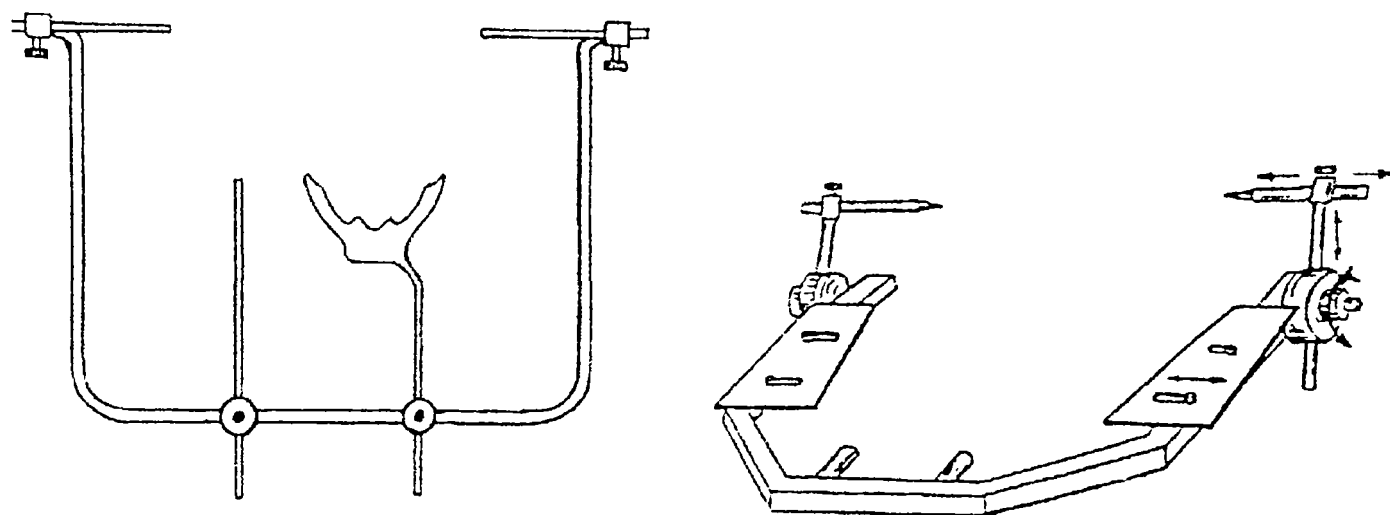


Fig. 5.24 - Arcuri faciale simple

în locul estimat a fi centru de rotație; arcurile sunt prevăzute cu câte un creion, în contact cu câte un ecran de hârtie. Pacientul execută mișcări mandibulare de rotație pură, care - dacă punctul tatonat este corect - vor înscrie pe hârtie un punct, iar în caz contrar, un arc de cerc. Prin tatonări repetate, se stabilește exact axul de rotație a mandibulei, după care se reglează articulatorul pe baza acestor măsurători.

Figura 5.24 arată două tipuri de arcuri faciale simple, iar figura 5.25, un arc facial anatomic.

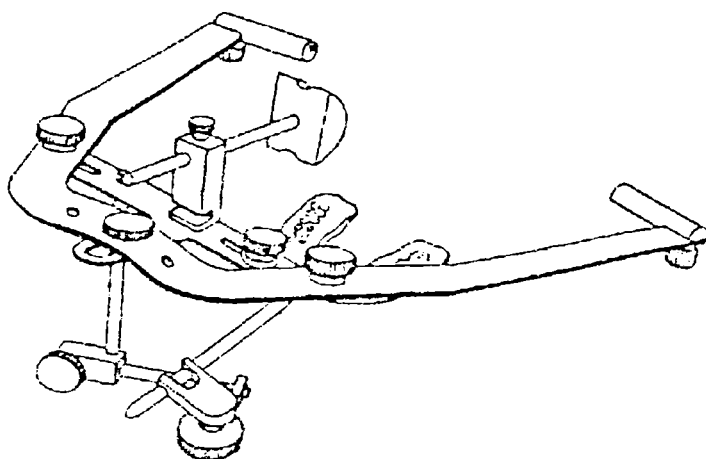


Fig. 5.25 - Arc facial anatomic

Figura 5.26 arată un arc facial, respectiv fixarea sa pe fața pacientului.

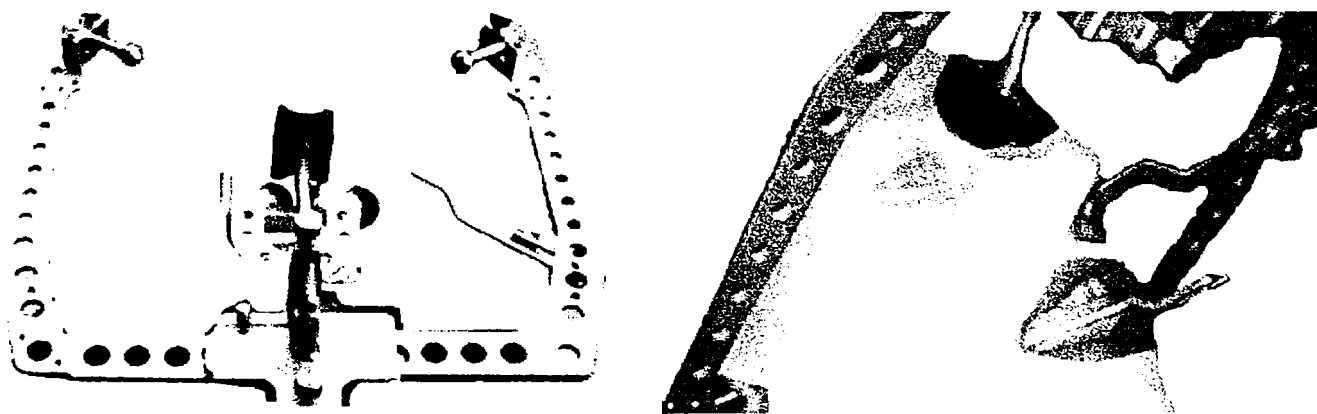


Fig. 5.26 - Arc facial anatomic și montarea sa

Fixarea se face prin intermediul a două *olive auriculare*, plasate la nivelul conductului auditiv extern; un *stopper nazal* permite stabilizarea arcului pe pacient, iar prin reglarea lungimii tijei acestuia se dispune articulatorul în planul orizontal Frankfurt.

Există astăzi simulatoare:

- mecanice
- electromecanice
 - simple
 - computerizate.

În cazul articuloarelor electromecanice computerizate, articulația este acționată de un motor electric, comandat de calculator; tot calculatorul este cel care, după ce a înregistrat toate mișcările reale ale pacientului, le va reproduce asupra simulatorului, pe care îl va comanda în funcție de ceea ce a memorat.

Fenomenele care se petrec la nivelul mușchilor implicați în mișcările mandibulei sunt înregistrate cu un aparat numit electromiograf, care se bazează pe electricitatea produsă în timpul contracțiilor și care pot fi evidențiate pe osciloscop.

Următoarea treaptă evolutivă a simuloarelor - în raport cu ocluzoarele - o reprezintă *articuloarele medii*, care, pe lângă mișcările de deschidere - închidere, pot executa și mișcări de propulsie și de lateralitate.

Peste acestea se situează *articuloarele parțial programabile*, care permit să se personalizeze anumite particularități anatomice, prin posibilitatea reglării unor lungimi și unghiuri.

Articuloarele total programabile (figura 5.27) permit obținerea de rezultate experimentale mult mai exacte, datorită celor 3 grade de libertate pe care le pot realiza, și a simulării traiectoriei condiliene; practic, acest articulator

se poate mișca descriind integral locul geometric al mișcărilor mandibulare posibile (paragraful 5.4.2).

Programarea acestei ultime clase de articuloare se face pe baza măsurătorilor intraorale (cele mai ieftine), a înregistrărilor grafice extraorale (menționate deja) sau - cel mai exact - pe baza unor înregistrări electronice sau computerizate. Din păcate, din considerente economice, această ultimă metodă este încă mult prea puțin folosită la noi.

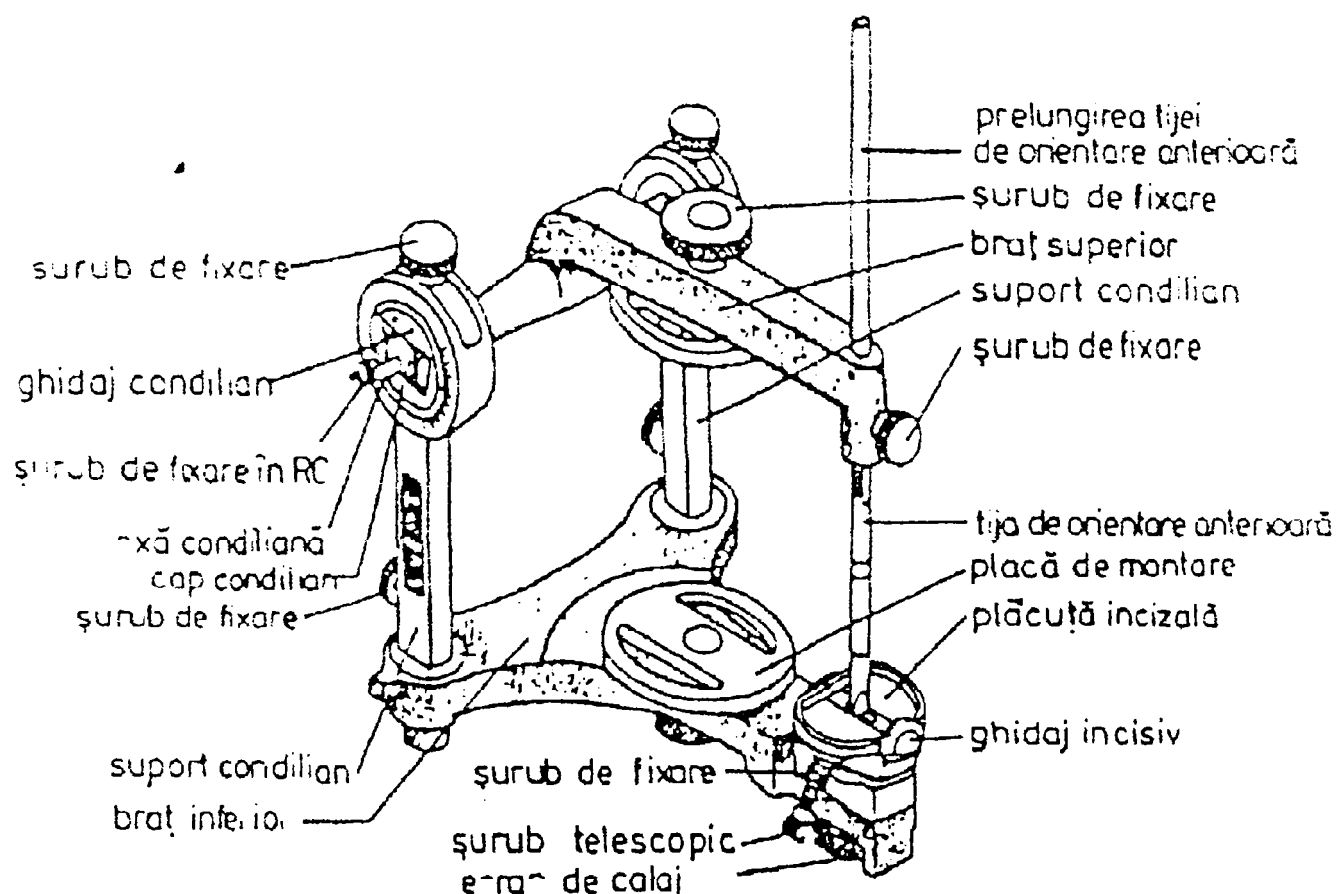


Fig. 5.27 - Articulator programabil (tip Hanau)

Rezultatele înregistrărilor grafice obținute cu ajutorul simulatoarelor nu servesc numai la analiza mișcărilor mandibulei, ci și ca date pentru reglarea unghiurilor la articuloarele programabile.

Mandibulokinesiografele computerizate nu mai obțin traiectoriile punctului studiat prin inscripționare grafică directă, ci se fixează intraoral (cu adeziv biologic) o

pastilă feromagnetică pe un punct etalon al mandibulei, iar extraoral, un grup de senzori captează tridimensional variațiile de câmp magnetic generate prin mișcarea mandibulei. Semnalele sunt prelucrate de calculator cu software specializat, rezultatele fiind prezentate utilizatorului ca în figura 5.28 [7], [96].

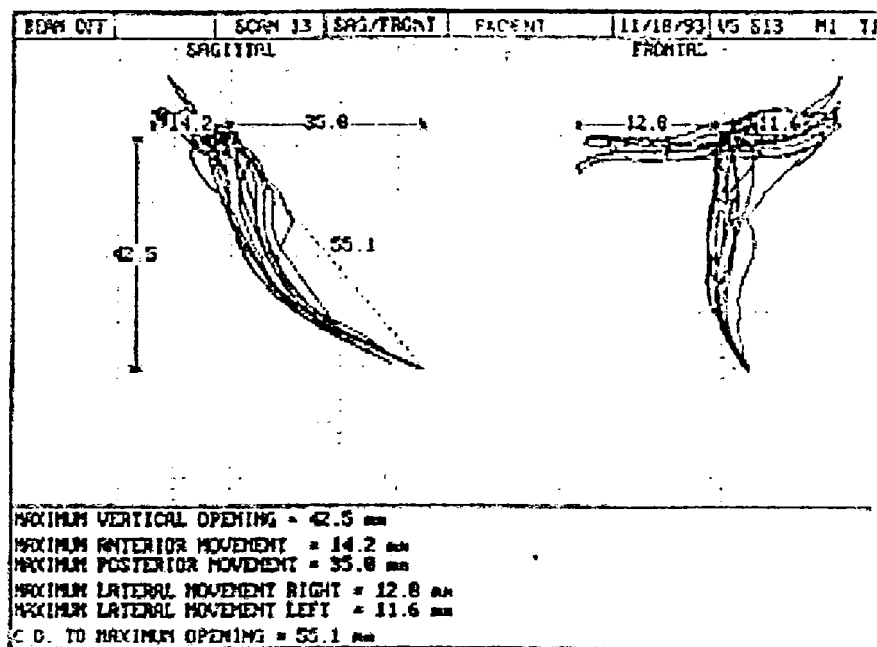


Fig. 5.28 - Înregistrarea mișcărilor limită ale unui punct etalon al mandibulei cu ajutorul mandibulokinesiografului

Erorile acestei metode sunt de maximum 1,02% la măsurarea translației punctului etalon și de 0,71% pentru rotația din poziția de contact ocluzal către deschiderea maximă a gurii.

5.5 Aspecte grafoanalitice legate de mușchii masticatori

O forță musculară este - la un moment dat - reprezentată printr-un singur vector, cu direcție fixă, considerându-se că mușchiul acționează ca un întreg, cu toate că diversele fibre ale mușchiului au orientări și poziții diferite [31].

Mușchii mandibulei generează forțe ocluzale într-o plajă largă de direcții; o ușoară schimbare a direcțiilor poate provoca efecte serioase asupra mărimii forțelor de ocluzie (ca în mecanica haosului și în teoria fractalilor).

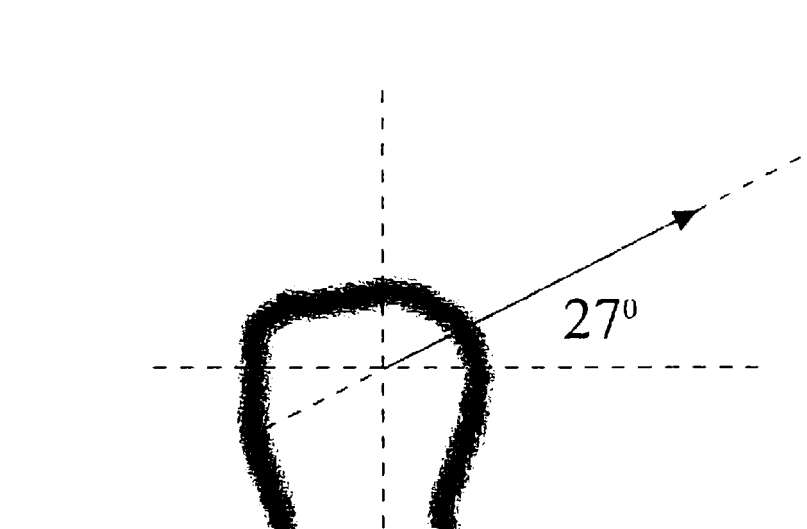


Fig. 5.29 - Orientarea forței maxime din articulația temporomandibulară

Dacă se duc tangentele la conturul condilului mandibular în fiecare punct, distanța de la centrul de rotație al mandibulei la tangentă va avea, la un moment dat, o valoare minimă; acest lucru se întâmplă la un unghi de aproximativ 27° față de planul orizontal Frankfurt (figura 5.29). Aceasta este direcția maximului forțelor care acționează în articulația temporo-mandibulară, în planul sagital [21], [64], [107], [114], [121].

Domeniul în care pot acționa mușchii maseteri, pterigoidieni și temporali, este redată în figura 5.30 [20], [21].

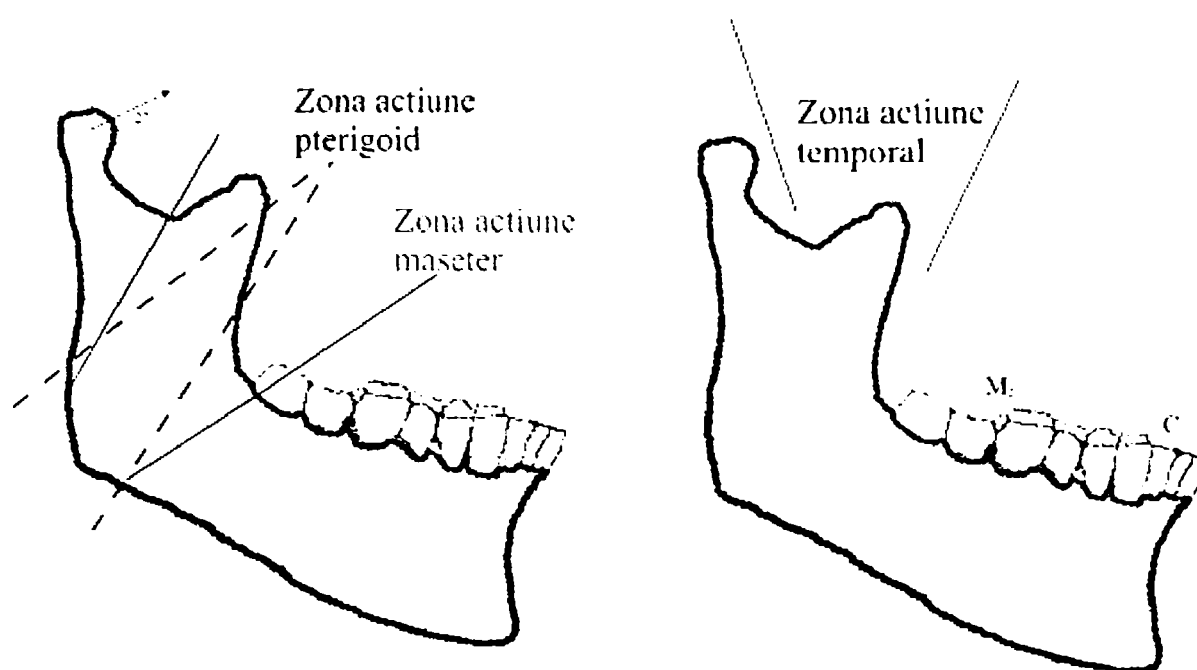


Fig. 5.30 - Zonele de acțiune ale principalilor mușchi masticatori

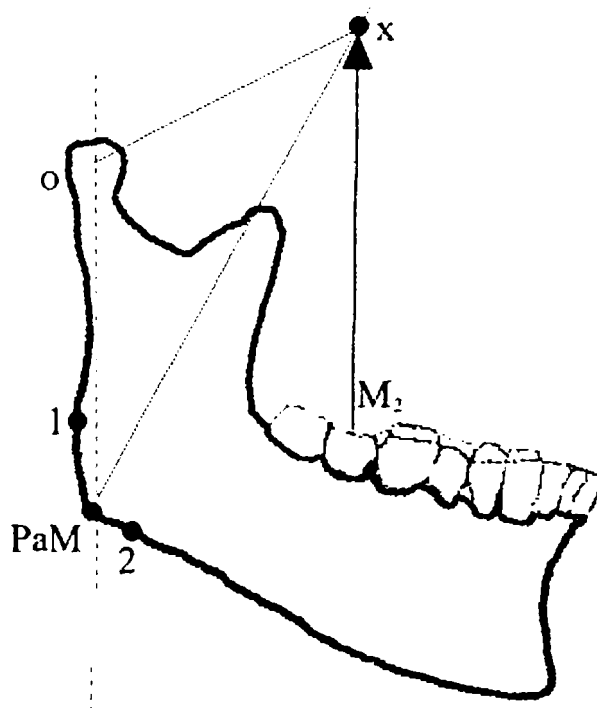


Fig. 5.31 - Determinarea grafică a forței de ocluzie pe al doilea molar

În figura 5.31 se prezintă construcția geometrică pentru determinarea forței de ocluzie, în cazul molarului al doilea și ținând cont doar de influența celui mai puternic mușchi, maseterul.

Se cunoaște că punctul de aplicație al forței maseterului este în unghiul extern al mandibulei (notat cu PaM, situat între limitele 1 și 2); din acest punct se trasează forța dezvoltată de maseter, care este cunoscută atât ca modul, cât și ca direcție, obținându-se punctul X. Se duc dreptele OX (din centrul condilului) și M_2X (de la molarul al doilea). OX va avea direcția forței din articulație și mărimea sa, iar segmentul M_2X măsoară mărimea forței de ocluzie pe molarul al doilea. Se remarcă direcția verticală a acestei drepte, dovada unei ocluzii corecte. Dacă se alege o scară de reprezentare a forței, adecvată pentru încadrarea în întregul desenului, K_s fiind acest factor de scară, pentru aflarea valorilor modulelor forțelor, se multiplică segmentele rezultate cu factorul de scară K_s .

De remarcat că forța din articulația temporo-mandibulară este mai mică decât cea care acționează asupra dintelui; se va reveni mai pe larg asupra acestei constatări (paragraful 5.6).

5.6 Analiza forțelor maxilare cu metoda elementelor finite

Metoda elementelor finite [65], [51], [26], [48], [84] se pretează la analiză computerizată, atât statică, cât și dinamică. Componentele de bază cu care operează metoda sunt matricea de rigiditate, care se obține din asamblarea matricelor fiecărui element și matricea de structură. După formarea acestora, analiza statică se referă la rezolvarea ecuațiilor de echilibru, pentru a obține deplasările din noduri, din care se calculează forțele și distribuția tensiunilor.

Pentru analiza dinamică, interesează valorile proprii și vectorii proprii, atât în vibrația liberă cât și forțată, precum și o analiză spectrală.

Ecuatiile de echilibru pentru un sistem structural liniar, pot fi exprimate în formă matriceală [47]:

$$\mathbf{M}\mathbf{a} + \mathbf{C}\mathbf{v} + \mathbf{K}\mathbf{u} = \mathbf{R} , \quad (5.35)$$

unde \mathbf{M} este matricea de inerție, \mathbf{C} este matricea de amortizare, iar \mathbf{K} este matricea de rigiditate totală a sistemului.

Vectorii \mathbf{a} , \mathbf{v} , \mathbf{u} , și \mathbf{R} reprezintă respectiv: accelerațiile, vitezele, deplasările și încărcările nodale:

$$\mathbf{a} = \dot{\mathbf{v}} = \ddot{\mathbf{u}} \quad (5.36)$$

Matricea de rigiditate \mathbf{K} , pătratică și simetrică, și matricea de inerție \mathbf{M} , diagonală, sunt asamblate din matricele elementelor individuale, la care se adaugă masele concentrate în punctele nodale.

Amortizarea se presupune a fi proporțională și este specificată sub forma unui factor global de amortizare a sistemului modal.

Pentru fiecare punct nodal, sunt suficiente 6 condiții limită, 3 coordonate și 3 temperaturi nodale (opțional), dar sunt necesare mai puține, în funcție de specificul cazului concret studiat.

Analiza statică necesită aflarea deplasărilor din ecuațiile de echilibru, în forma matriceală:

$$\mathbf{K} \mathbf{u} = \mathbf{R} \quad (5.37)$$

Metoda elementelor finite este un procedeu de rezolvare computerizată, aproximativă, a multor probleme ingineresti; se aplică în special în situații care implică viteze, deplasări, tensiuni mecanice, deformări, temperaturi, presiuni. De regulă, aceste situații sunt descrise de ecuații diferențiale, extrem de laborios de rezolvat. De aceea, se lucrează de obicei cu modele simplificate (uneori extrem de simplificate), dar care conduc la o soluție exactă. În practică, s-a constatat că - de cele mai multe ori - în locul unei soluții exacte, obținută pe baza unui model simplificat, este de preferat soluția aproximativă a problemei reale. Tocmai acest lucru este caracteristica de bază a metodei elementelor finite. Din aceste motive, nu s-a insistat prea mult asupra rezolvărilor bazate pe metodele clasice ale mecanicii, preferându-se analiza detaliată cu ajutorul metodei elementelor finite.

Principiul de bază al metodei elementelor finite este asemănător teoriei fractalilor, în sensul că se tratează întregul pe baza părților sale componente, contându-se pe similitudinea întregului cu partea. În acest sens, se divizează obiectul studiat în părți mai mici, numite *elemente finite*, legate între ele prin puncte numite *noduri*. Operațiunea se numește *discretizarea* structurii. Relativ la aceste elemente și noduri, ar fi valabile aceleași ecuații diferențiale din paragraful 5.4.3, deosebirea este că metoda elementelor finite aproximează mărimile necunoscute cu funcții continue pe elementul finit, funcții liniare, rezultând un sistem de N ecuații liniare (zeci sau chiar sute), dar care nu reprezintă o problema pentru un calculator.

În fiecare nod pot exista funcții necunoscute, care se numesc *grade de libertate*. Numărul acestora, înmulțit cu numărul de noduri al structurii, dă numărul de ecuații al sistemului care definește problema.

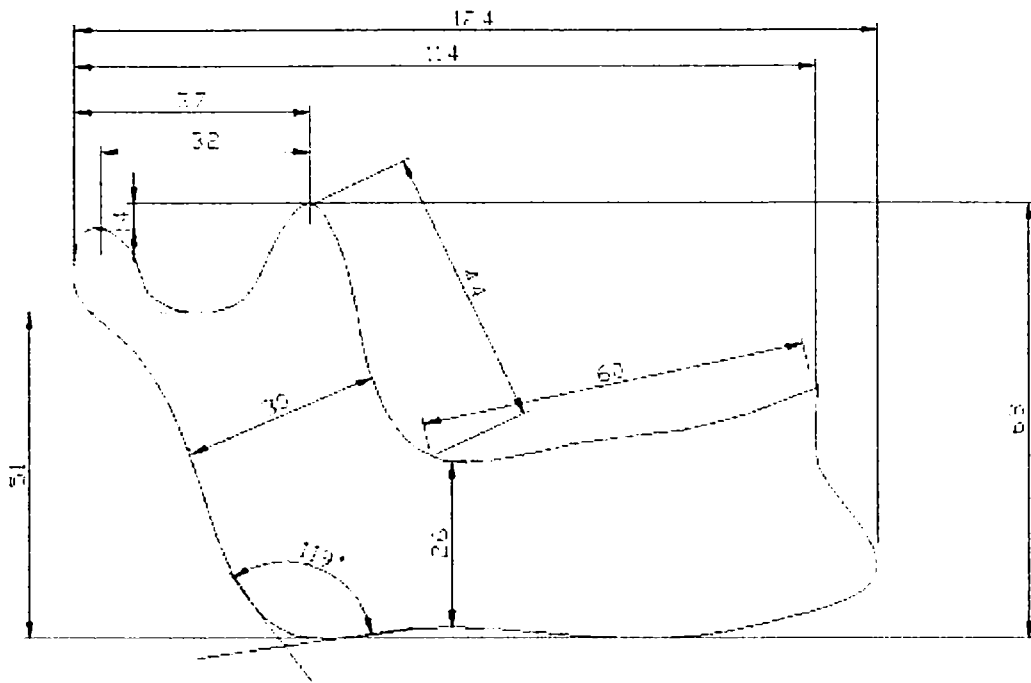


Fig. 5.32 - Definirea geometriei mandibulei

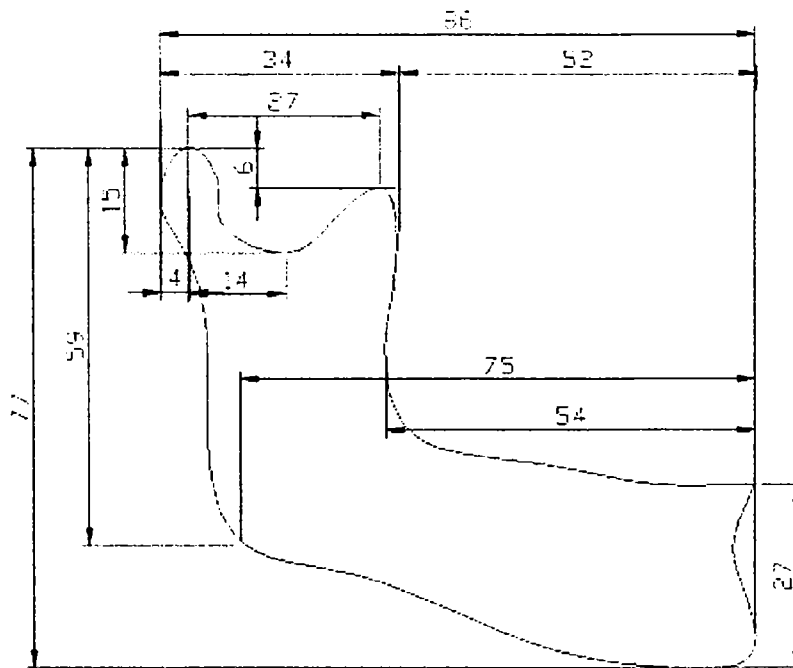


Fig. 5.33 - Alte cote definatorii pentru geometria mandibulei

Înainte de a începe orice analiză cu elemente finite, trebuie stabilită cât mai riguros geometria corpului care urmează a fi analizat. De aceea, în figurile 5.32 și 5.33 s-au realizat reprezentări ale mandibulei cotate conform normelor.

Spre deosebire de metodele clasice ale mecanicii, unde se folosesc modele simplificate, la această metodă se poate construi și analiza un model mult mai apropiat de realitate, acesta fiind scopul și meritul principal al metodei.

S-a arătat că ocluzia nu se realizează pe întreaga suprafață a dinților aflați în contact [11-16]. În figura 5.34 se prezintă suprafața unui molar de pe mandibulă, care trebuie să suporte efortul maxim posibil, în cazul - întâlnit în realitate - în care ocluzia se face doar pe suprafața acestui dinte (împreună, desigur, cu dintele-pereche de pe maxilarul superior). Se poate prelucra imaginea cu programe specializate de grafică [89]; prelucrarea efectivă a imaginii radiografice din figura 5.34a s-a realizat însă cu un program propriu (paragraful 6.5), obținându-se celelalte două imagini, care restrâng zona reală de contact prin scheletizare (figura 5.34 b), respectiv arată doar punctele de contact (figura 5.34 c).

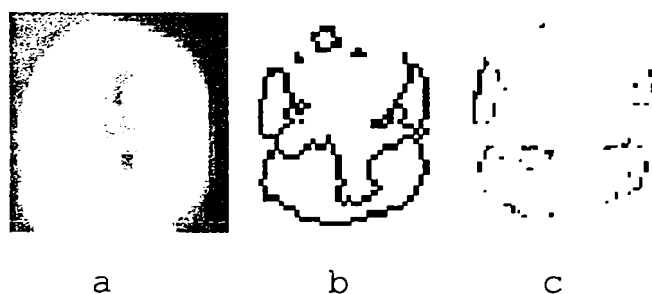


Fig. 5.34 - Zone de contact interdental

Se inițiază analiza cu o situație idealizată, aproximând cei doi molari aflați în contact cu două prisme dreptunghiulare (figura 5.35), având suprafața de contact de 1,05 x 0,9 mm.

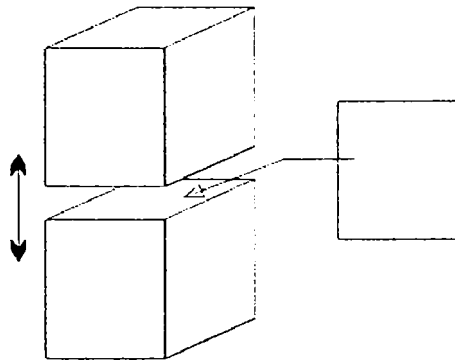


Fig. 5.35 - Reprezentare schematică a contactului între doi molari

Aplicarea metodei elementelor finite presupune stabilirea a trei condiții inițiale:

- *geometria* suprafeței de contact;
- caracteristicile fizice al *materialului dentar*;
- *discretizarea* structurii suprafeței de contact.

În orice program de calcul cu elemente finite, se poate crea geometria formei de studiat fie direct cu programul respectiv, prin introducerea (tastarea) coordonatelor punctelor de interes, fie prin importarea imaginii construite cu un program de grafică vectorială, ca AutoCAD sau CorelDraw [94].

După vectorizare, suprafețele reale de contact din figura 5.34 se vor prezenta ca în figura 5.36.

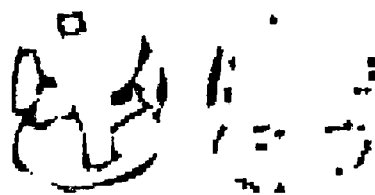


Fig. 5.36 - Suprafețele reale de contact interdentar, după vectorizare

Revenind la situația contactului pe suprafața dreptunghiulară din figura 5.35 , structura discretizată a acestei suprafețe se prezintă ca în figura 5.37, unde sunt numerotate nodurile și elementele.

Se remarcă faptul că s-a ales o împărțire a suprafeței în 64 elemente finite, totalizând 81 de noduri. Evident, acuratețea rezultatelor obținute prin metoda elementelor finite crește cu numărul de elemente discrete în care se divide suprafața; având în vedere însă suprafața extrem de mică a dintelui, este mai mult decât mulțumitoare discretizarea folosită în acest caz [101].

După aplicarea unei presiuni constante de calcul de 150 N/m^2 , care se înscrie în intervalul de solicitări normale în procesul de masticăție, cu programul de element finit FEMAP 7.0 [41-47], s-a generat situația din figura 5.38, în care distribuția solicitărilor pe suprafața dintelui se prezintă într-o formă intuitivă, evidențiată prin trasee colorate (respectiv tonuri de gri).

	73	74	75	76	77	78	79	80	81	
57	58	59	60	61	62	63	64			
64	65	66	67	68	69	70	71		72	
49	50	51	52	53	54	55	56			
55	56	57	58	59	60	61	62		63	
41	42	43	44	45	46	47	48			
46	47	48	49	50	51	52	53		54	
33	34	35	36	37	38	39	40			
37	38	39	40	41	42	43	44		45	
25	26	27	28	29	30	31	32			
28	29	30	31	32	33	34	35		36	
17	18	19	20	21	22	23	24			
19	20	21	22	23	24	25	26		27	
9	10	11	12	13	14	15	16			
10	11	12	13	14	15	16	17		18	
1	2	3	4	5	6	7	8			
1	2	3	4	5	6	7	8		9	

Fig. 5.37 - Structura discretizată a suprafeței de contact interdentar din figura 5.35

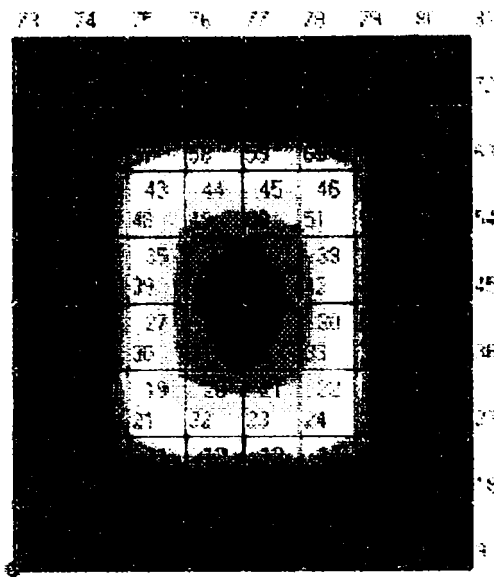


Fig. 5.38 - Distribuția solicitărilor pe suprafața dintelui idealizat din figura 5.35

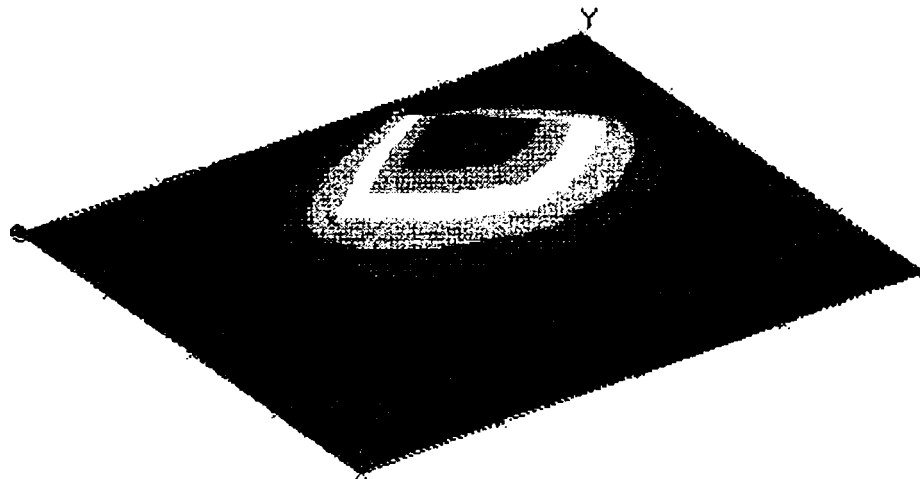


Fig. 5.39 - Vedere 3D a distribuției solicitărilor pe suprafața dintelui idealizat din figura 5.35

În figura 5.39, se vizualizează tridimensional distribuția solicitărilor apărute pe suprafața de ocluzie, respectiv deformările virtuale pe care le-ar suferi suprafața analizată, dacă - ipotetic - ar fi compusă dint-un material perfect deformabil. Deformări ale suprafeței nu apar însă, cunoscut fiind faptul că smalțul dinților, cel care învelește dentina, numit și *enamelum* sau email, este cel mai dur

material din componența organismului uman [92], ca rezistență, acesta situându-se între beton și oțel [81].

Ca structură geometrică, smalțul este un țesut acelular, format dintr-un sistem de prisme dispuse radial și răsucite elicoidal, fapt ce îi conferă o rezistență sporită [81], [92].

În această analiză și în următoarele, s-a considerat pentru smalț:

- grosimea de 1 mm (din plaja cunoscută de 0,5 - 2 mm);
- modulul lui Young, $E = 8,41 \cdot 10^{10} \text{ N/m}^2$;
- densitatea, $\rho = 2970 \text{ kg/m}^3$.

Valorile densităților substanțelor componente ale dinților și ale principalelor materiale folosite în stomatologie sunt date în tabelul 5.4 [78], [3], [10]. Acestea trebuie cunoscute pentru aplicarea analizei cu elemente finite asupra unor structuri dentare reale, alcătuite din materiale compozite [22], [108].

Material	ρ [kg/m ³]
Amalgam	11600
Ciment stomatologic	1910 - 2590
Aliaj cobalt - crom	8100- 8800
Rășini acrilice	1190
Aur	16440- 17360
Aliaje de aur	12300 - 18200
Gips	1900 - 2000
Mercur	13550
Monomeri pentru coroane și punți	937 - 1072
Aliaje nichel - crom	7900 - 8000
Porțelan feldspatic	2400
Metale pure	
Crom	7190
Cupru	8960
Aur	19300
Nichel	8900
Paladiu	12020
Platină	21450
Argint	10490

Titan	4510
Zinc	7130
Rășini compozite pentru restaurare	1610 - 2380
Componentele dintelui	
Os compact	1300
Cementum	2030
Dentină (permanentă / deciduă)	2140 / 2180
Email (permanent / deciduu)	2970 / 2950

Tabelul 5.4 - Densitățile materialelor dentare

Pentru dintele idealizat din figura 5.35 s-a întocmit și graficul variației solicitărilor pe fiecare element al structurii, în planul X-Y (al suprafeței orizontale a dintelui), prezentat în figura 5.40, în care se vede care elemente ale suprafeței sunt mai solicitate (respectiv elementele 28-29, 36-37), precum și valoarea solicitării (exprimată în N/m^2). Această diagramă reprezintă doar un alt mod de prezentare a rezultatelor din figurile 5.38 și 5.39.

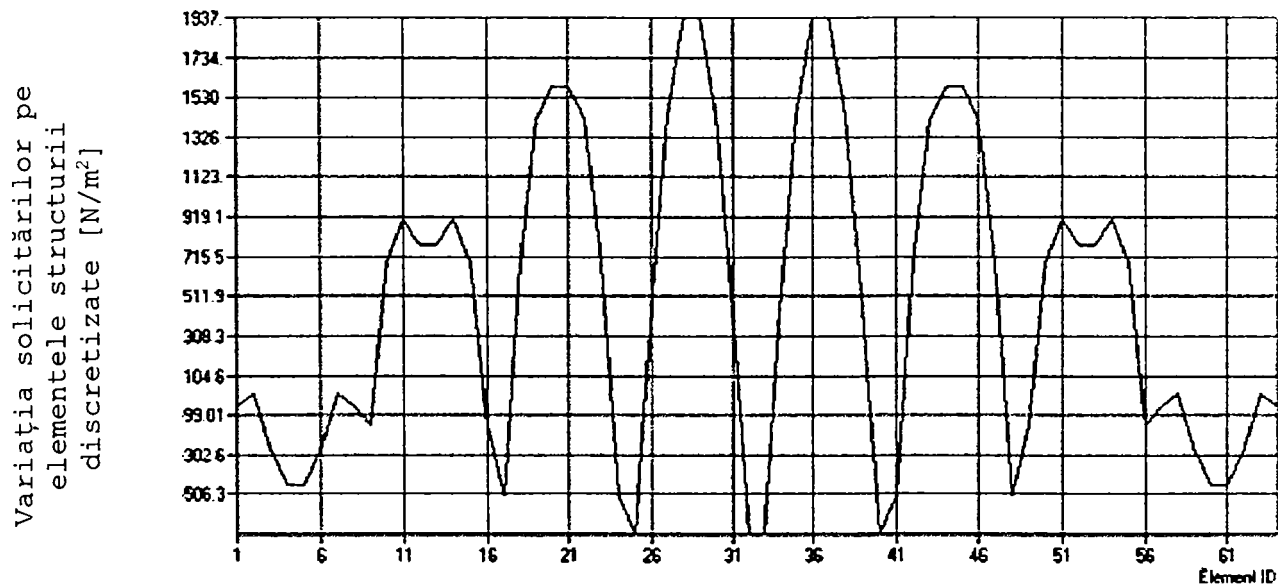


Fig. 5.40 - Diagramă în planul X-Y a solicitărilor pe elementele structurii discretizate

S-a considerat că - în cazul acestei analize - reprezentările grafice sunt mult mai intuitive, mai

concludente și mai rapid accesibile, astfel încât se va renunța la tabele cu date numerice pentru situațiile de calcul, care vor fi analizate doar grafic.

Se poate remarca, chiar și pe acest model simplificat, cât de dramatic se schimbă situația eforturilor specifice, în cazul, real, în care ocluzia devine critică și se realizează pe o suprafață extrem de mică, punctiformă (zona elementelor 86-87). Solicitarea poate ajunge la valori distructive, distribuția ei, în mărimi relative, fiind reprezentată în figurile 5.41 și 5.42. În figura 5.41 sunt evidențiate și numerele nodurilor, respectiv ale elementelor structurii discretizate.

S-au folosit diverse tehnici de discretizare a structurilor [51], [26], urmărindu-se acuratețea maximă a rezultatelor, de la caz la caz. În figura 5.42, se poate observa reprezentarea în plan a variației solicitării pe elementele structurii discretizate.

Analiza unui dinte real, fotografiat și prelucrat pe calculator, pe suprafața căruia, considerată plană, s-a aplicat o încărcare uniformă de 150 N/m^2 , este prezentată în figura 5.43 (dimensiunile sunt în m, iar tensiunile în N/m^2). Se remarcă o solicitare maximă (în condițiile de solicitare prezumate, care pot fi modificate în funcție de cazurile studiate) în zona centrală a dintelui. Dar această zonă centrală a molarilor nu este întotdeauna cea mai solicitată în realitate; în situațiile traumatice, extremitățile au cel mai mult de suferit.

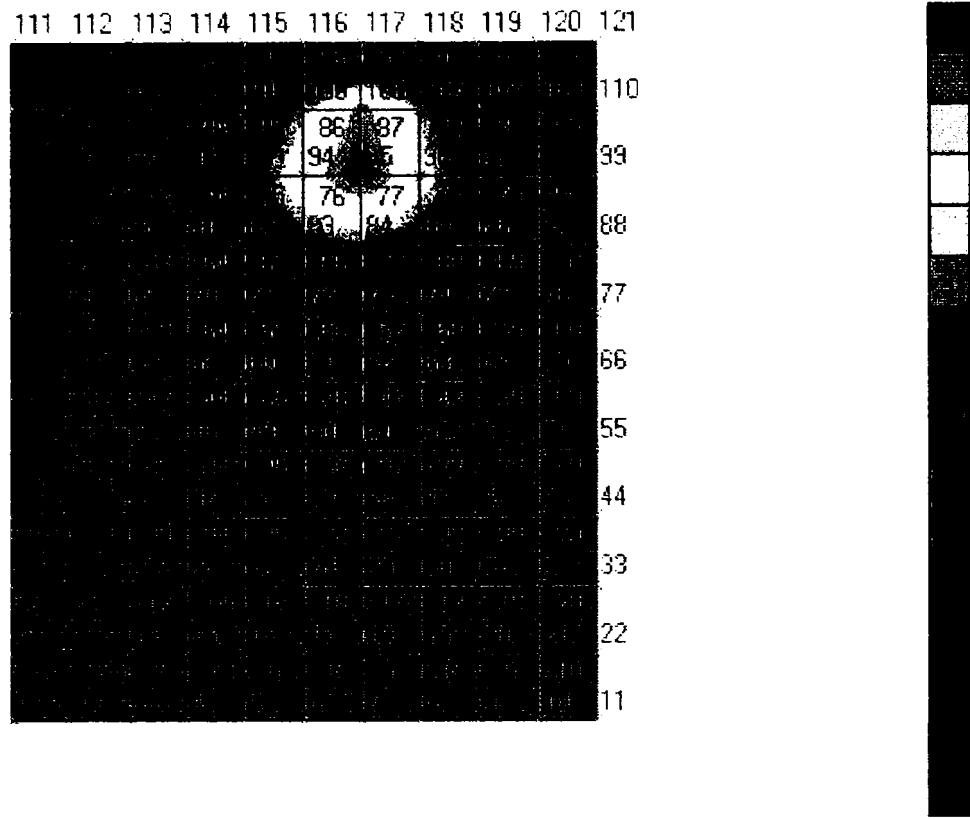


Fig. 5.41 - Distribuția tensiunilor la solicitare cvasipunctiformă

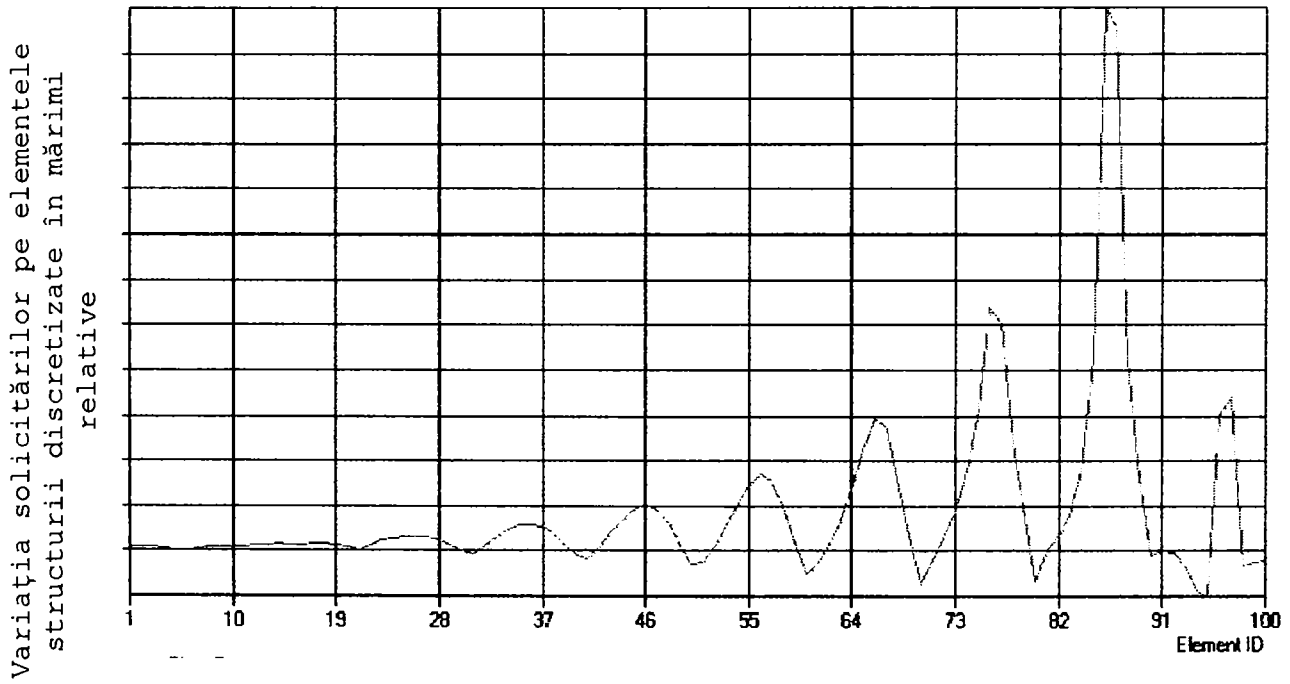


Fig. 5.42 - Diagrama X-Y a variației solicitării pe elementele structurii discretizate din figura 5.41

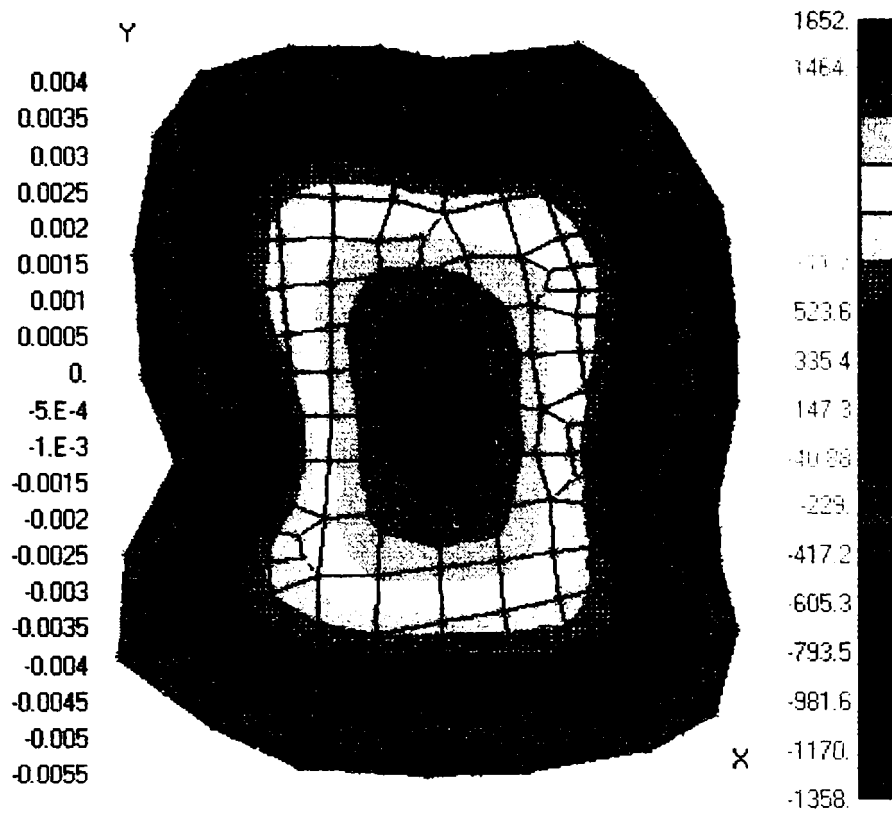


Fig. 5.43 - Analiza unui dinte cu contur real dar cu suprafața de contact considerată plană

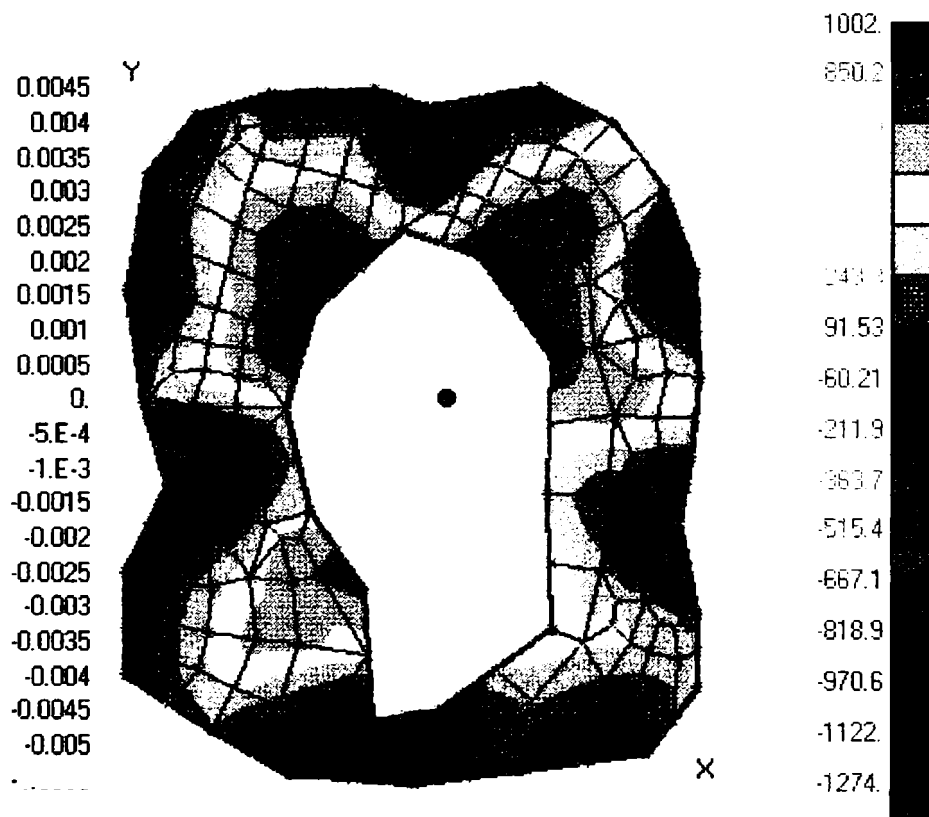


Fig. 5.43 - Analiza unui dinte cu contur real și în contact real

De aceea, în experimentul din figura 5.44, s-a modelat situația contactului pe o suprafață de contur, excluzând zona centrală a molarului.

Se remarcă un efort maxim în zonele din figură, limitrofe zonei centrale, la aceeași presiune asupra molarului de 150 N/m^2 .

S-a studiat și aici un caz de solicitare extremă, când ocluzia s-ar realiza doar pe o suprafață foarte mică a conturului real studiat; rezultatele sunt evidențiate în figura 5.44. Punctul critic este marcat printr-o săgeată.

În figura 5.45 este reprezentată variația X-Y a eforturilor pe fiecare element al structurii discretizate.

S-au făcut zeci de experimente, cu încărcări diferite, dar distribuția tensiunilor pe emailul dentar este tot cea prezentată.

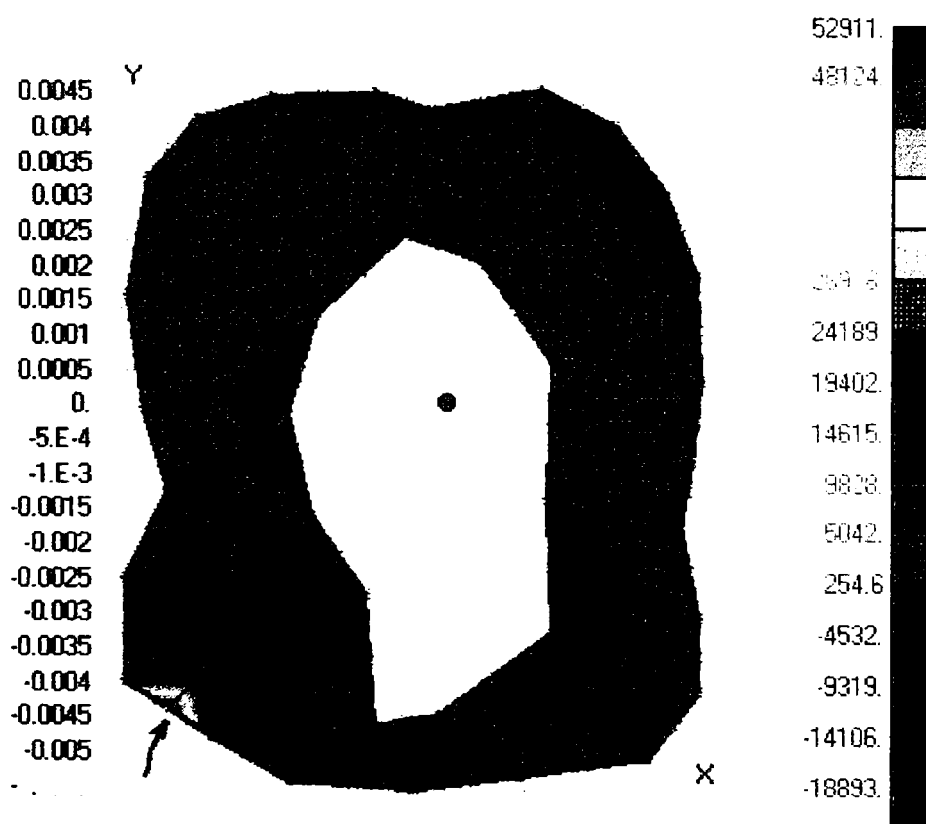


Fig. 5.44 - Solicitare extremă, cu ocluzie pe o suprafață foarte mică

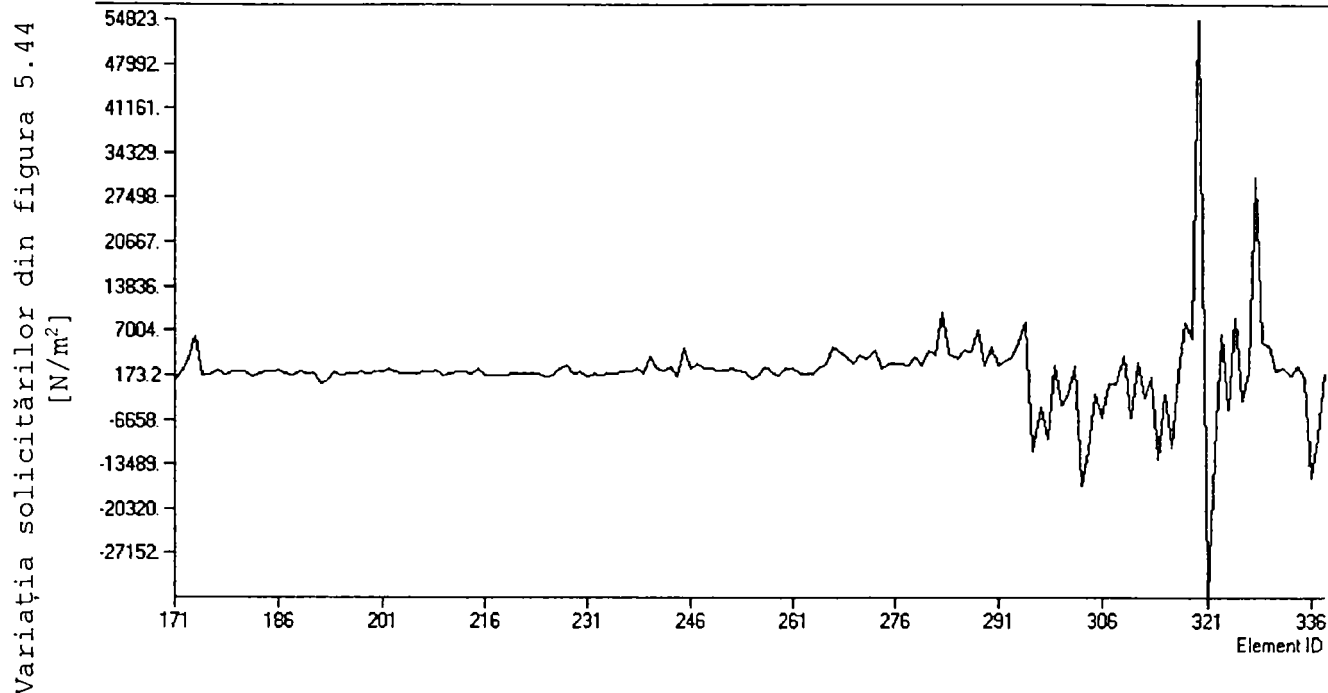


Fig. 5.45 - Diagrama X-Y aferentă figurii 5.44

Aceste analize, realizate asupra dinților aflați în contact, sunt deosebit de importante; la fel de importante sunt însă și solicitările la care este supus osul mandibular, care vor fi analizate în cele ce urmează.

În figura 5.1 s-au prezentat principalii mușchi care pot produce acțiuni mecanice semnificative asupra mandibulei; aceștia sunt maseterul (lucrând în tandem cu pterigoidul medial, fapt pentru care s-a și luat în calcul valoarea forțelor lor cumulate) și temporalul. În figură nu apare pterigoidul medial, care este aproximativ paralel cu maseterul, dar inserția sa se află pe partea interioară a mandibulei. Înainte de a aplica metoda elementelor finite, trebuie stabilită cât mai riguros geometria modelului și forțele care acționează asupra sa. De aceea, se reamintește că mărimile forțelor mușchilor menționați (deși diferă mult de la autor la autor), au următoarele valori:

- maseterul poate dezvolta până la 900 N,
- pterigoidul 400 N,
- temporalul 700 N.

Uzual însă, se înregistrează valori de, respectiv, 370 N, 150 N, 260 N.

Ca geometrie, maseterul (și pterigoidul) este înclinat cu 60-70° față de planul orizontal Frankfurt, iar temporalul cu 120-130°.

Urmând regulile de bază ale modelării, simulării și proiectării asistate de calculator [91], [110], [103], [115], [5], [39], [54], [72], s-a realizat un model tridimensional al mandibulei dentate, în vederea studierii și analizării solicitărilor mecanice, care este prezentat în figura 5.46.

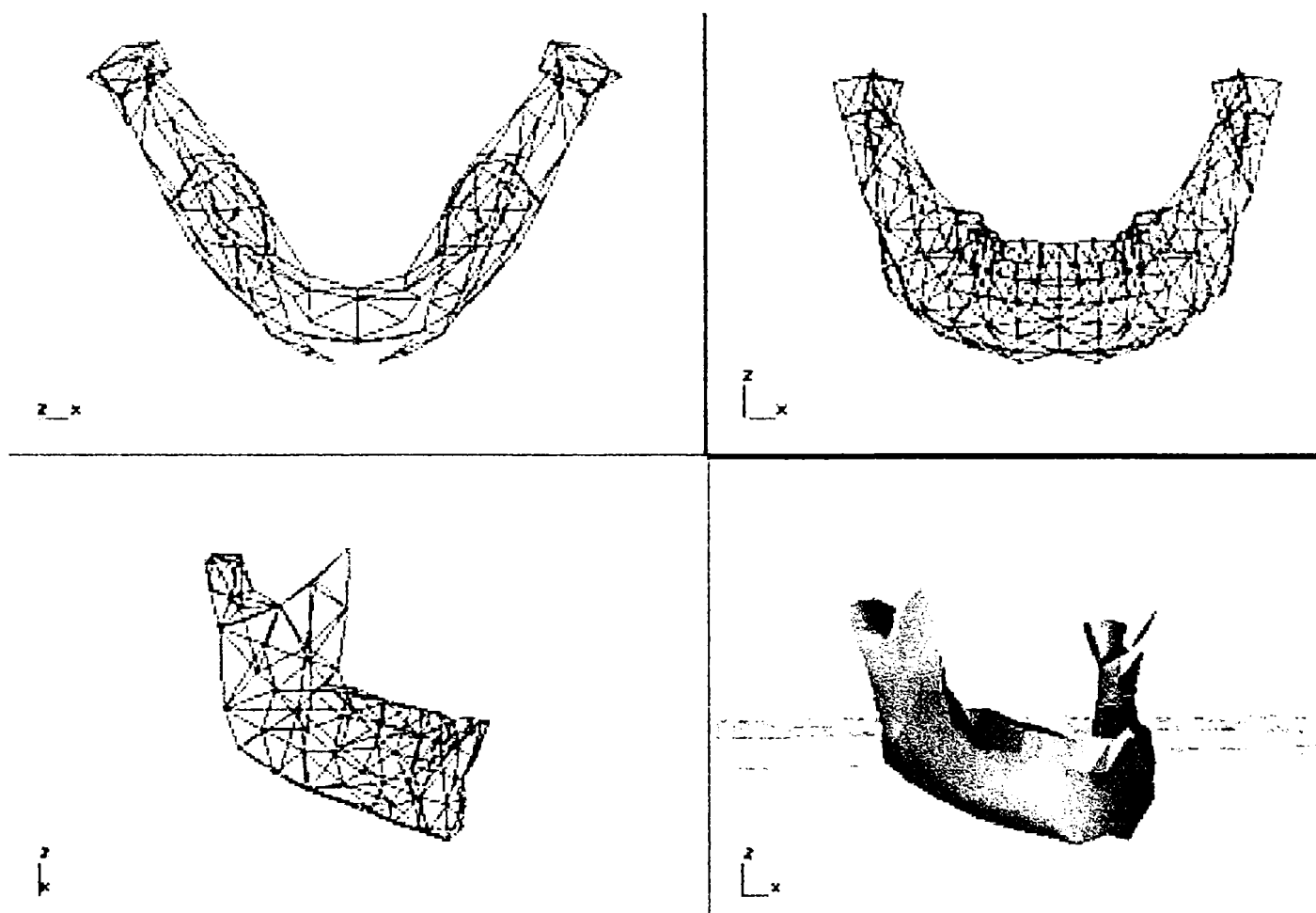


Fig. 5.46 - Model 3D al mandibulei dentate, creat în vederea analizei cu metoda elementelor finite

Structura discretizată a mandibulei, văzută în planul sagital, este cea din figura 5.47. Studiile următoarele s-au făcut pe această structură.

De regulă, numărul elementelor finite create prin discretizarea structurii de analizat, se alege în funcție de dimensiunile globale ale obiectului de studiu; în cazul mandibulei, s-a considerat suficientă densitatea discretizării din figura 5.47.

Pentru claritate, în figura 5.47 s-au marcat doar numerele elementelor structurii (la care se fac referiri), omițând nodurile. Dimensiunile sunt în metri.

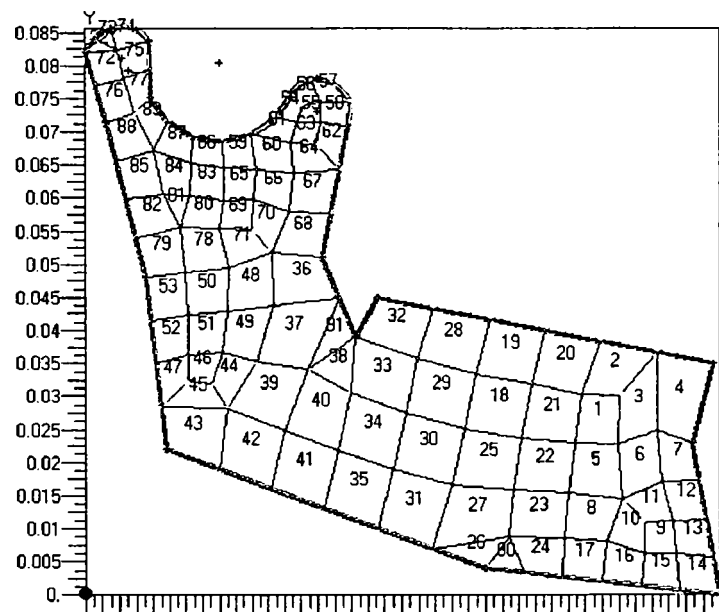


Fig. 5.47 - Structura discretizată a mandibulei, văzută în planul sagital

S-a considerat că osul mandibular are o structură omogenă, pentru care sunt valabile următoarele caracteristici fizice:

- modulul lui Young: $1,5 \cdot 10^{10}$ N/m²
- coeficientul lui Poisson: 0,3
- densitatea materialului osos: 1300 kg/m³

S-a arătat că maseterul este cel mai puternic mușchi care acționează asupra mandibulei, în sensul că dezvoltă cea mai mare forță și face cel mai mare travaliu, de unul singur; împreună și cu mușchiul pterigoid, afirmația devine și mai adevărată. De aceea, într-un prim caz studiat, s-a considerat că asupra mandibulei acționează doar acești doi mușchi, ignorând temporalul (despre care se știe că dezvoltă o forță mai mică) [34], [35].

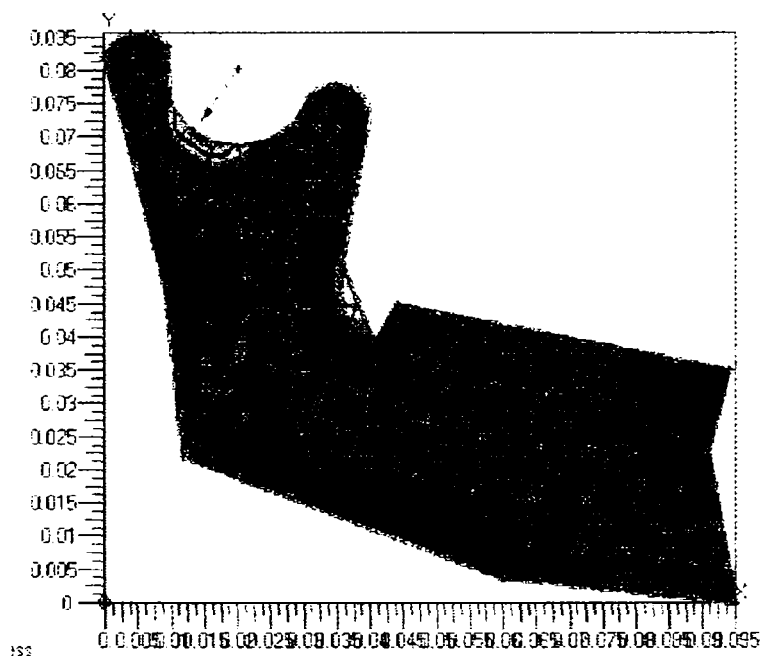


Fig. 5.48 - Distribuția eforturilor în mandibulă sub acțiunea maseterului și pterigoidului

S-au luat în calcul valorile normale dezvoltate în procesul de masticatie și nu cele extreme, fiindcă harta repartizării solicitărilor asupra osului mandibular este aceeași (figura 5.48).

S-a marcat cu săgeată zona de solicitare maximă, care se află pe șaua dintre condilul mandibular și procesul coronoid, (explicabil prin faptul că secțiunea osului este foarte redusă în acea zonă, chiar minimă pe ansamblul mandibulei).

O a doua zonă critică, cu valori foarte apropiate de prima, este și cea din unghiul intern al mandibulei, imediat după ultimul molar, (elementele 31 și 32), lucru firesc având

în vedere forma specifică a unui concentrator de tensiuni pe care o prezintă această zonă.

Pentru mai multă elocvență, s-a realizat și imaginea din figura 5.49, în care este sugerată o ipotetică deformare a mandibulei (deformare virtuală, care nu se întâmplă în realitate, dar care ar deveni reală dacă osul ar fi atât de elastic).

Se observă că sub acțiunea maseterului (conjugat cu pterigoidul), al cărui punct (în realitate arie) de inserție este pe cotul mandibulei și acționează prin tragere în sus sub un unghi de 60-70°, cu o forță cumulată medie de 500 N, se produc tensiuni maxime în punctele indicate prin săgeți. Aceste zone corespund pe mandibula reală tocmai zonelor cu grosime minimă a peretelui osos.

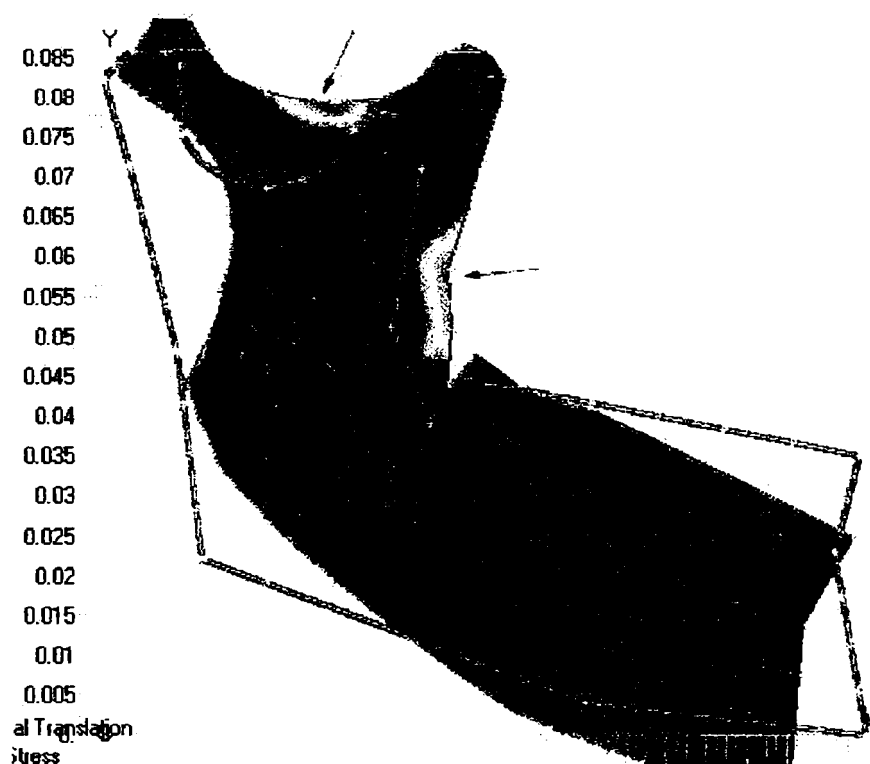


Fig. 5.49 - Deformare ipotetică a mandibulei, la solicitările din figura 5.48

În special însă este de remarcat că o tensiune aproape la

fel de mare apare pe suprafața dinților, în special pe al doilea molar (pe care s-a presupus că se realizează ocluzia - fapt uzual, de altfel).

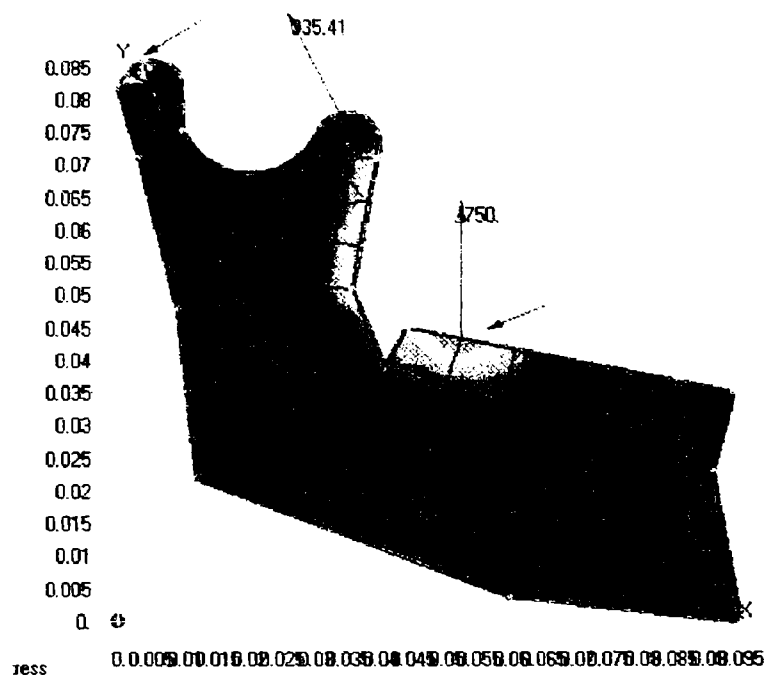


Fig. 5.50 - Distribuția eforturilor în mandibulă sub acțiunea maseterului, pterigoidului și temporalului

În următorul caz de studiu, figurat în imaginea 5.50, s-a ținut cont și de acțiunea mușchiului temporal. Aceasta este situația cea mai apropiată de realitate, fiindcă efectiv doar acțiunea acestor mușchi (maseter, pterigoid și temporal) contează ca pondere.

Evident că se poate ține seamă de absolut toți mușchii care au o cât de mică contribuție în zona maxilarului; pe un model precum cel creat nu ar fi nici o problemă să se aplice și vectorii forțelor dezvoltate de acești mușchi „secundari” (realizarea modeleului fiind partea într-adevăr dificilă și delicată), dar s-a dovedit a fi prea puțin concludent. De altfel, s-au și realizat aceste experimentări, dar - rezultatele neschimbând cu nimic concluziile obținute - s-a renunțat la includerea lor în teză.

Se poate observa că - în acest caz real - tensiunea maximă se exercită asupra dinților (primul sau al doilea molar, depinde de modul de realizare a ocluziei, acestea fiind cazurile frecvente).

O solicitare foarte mare preia și articulația temporo-mandibulară, (axa de rotație a mandibulei), dar nu chiar atât de mare precum cea de pe suprafața dinților aflați în contact.

În plus, articulația temporo-mandibulară este foarte elastică, mult mai elastică decât sistemul creat de molarii în contact. Suprafața dinților este însă mult mai sensibilă și reacționează instantaneu la senzația de durere (de suprasarcină), relaxând mandibula. Este un gest reflex, de autoapărare a organismului, fiindcă s-a arătat că toate aceste acțiuni au o coordonare cerebrală și deci apare un *feedback* firesc.

Ca o concluzie parțială, articulația temporo-mandibulară nu va fi niciodată solicitată periculos în timpul masticăției, fiindcă dinții în ocluzie acționează ca un filtru limitator. O situație în care articulația temporo-mandibulară are de suferit este nu în cazul închiderii gurii (și a mușcăturii) ci în cazul deschiderii exagerate a gurii, când condiliile mandibulare pot ieși din cavitatea glenoidă, locul lor natural. Dislocată din articulație, mandibula este blocată în noua poziție (anormală și extrem de dureroasă) de către contracția bruscă a mușchiului maseter și nu mai poate fi adusă la loc decât prin intervenție medicală; aceasta constă în inversarea fazelor „accidentului”, adică tragerea mandibulei în jos și împingerea ei înapoi în articulație, în poziția normală.

Pentru precizarea solicitărilor din articulația temporo-mandibulară, s-a discretizat zona condilului mandibular, studiindu-se comportarea acestuia. Una dintre concluzii rezultă din figura 5.51.

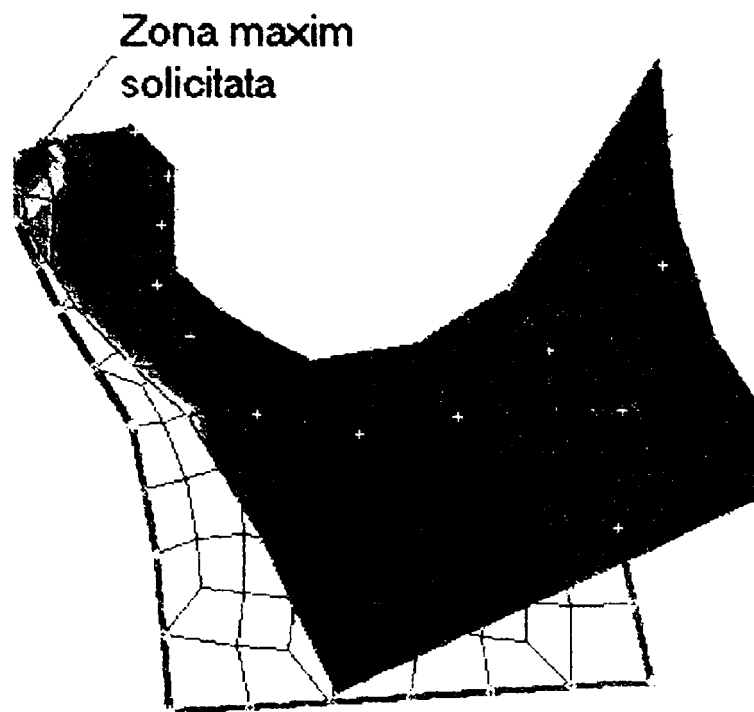


Fig. 5.51 - Solicitări în articulația temporo-mandibulară

Este important de remarcat că - în afara punctului de maximă solicitare, care era previzibil, fiind plasat imediat lângă articulație (axa de rotație) și reprezentând zona de contact a condilului cu discul articular al cavității glenoide - solicitarea se transmite în jos, de-a lungul ramurii mandibulei, exact pe zona de maximă rezistență a structurii osoase. Geometria acestei porțiuni evidențiază ce structură de rezistență optimă a fost creată aici. În geometria acestui model local nu s-a mai tratat riguros forma *procesului coronoid* (care nu este în realitate atât de ascuțit cum se vede în figură), tocmai din cauza minimei importanțe pe care o are în acest aspect al analizei; se vede și în figura 5.51 că solicitările din această zonă nu sunt semnificative.

Din punct de vedere biomecanic, acest fapt semnifică tocmai adaptarea la condițiile de mediu a organismului în general și a osului în particular, care a luat forma necesară ripostei optime la solicitările la care este supus.

O altă modelare interesantă s-a făcut în vederea lămuririi unor fenomene din structura internă a osului

mandibular (a se vedea 2.4 și 6.3, unde s-au detaliat și alte aspecte ale acestui subiect). S-a analizat o secțiune plană prin mandibulă, poziționată imediat sub suprafața de implant a dinților (figura 5.52). S-a realizat modelul geometric, real, destinat analizei cu elemente finite și i s-au aplicat forțele corespunzătoare acțiunii mușchilor maseter + pterigoid, respectiv reacțiunile pe molarii în contact, situație în care se dezvoltă forțe semnificative.

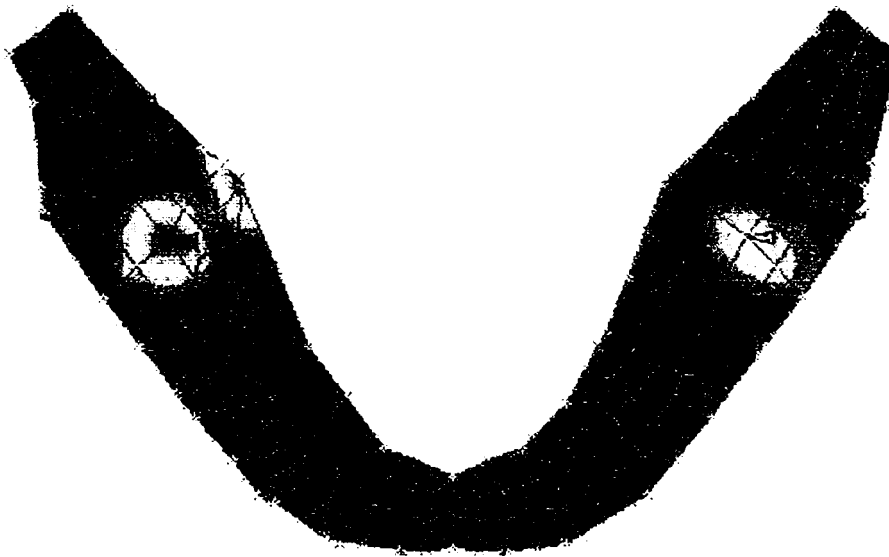


Fig. 5.52 - Solicitățile unei secțiuni prin mandibulă, sub suprafața de implant a dinților

Se pot trage următoarele concluzii:

- zonele cele mai solicitate din secțiunea prin os se află în regiunea molarilor pe care se realizează contactul dentar;
- aceste zone sunt orientate pe direcția de acțiune a mușchilor masticatori;
- geometria acestei zone maxim solicitate este adaptată efortului pe care trebuie să îl suporte, fiind cea mai dezvoltată din secțiunea studiată;

- solicitarea din partea stângă a mandibulei nu este identică cu cea din dreapta, datorită asimetriei generale a organismului uman.

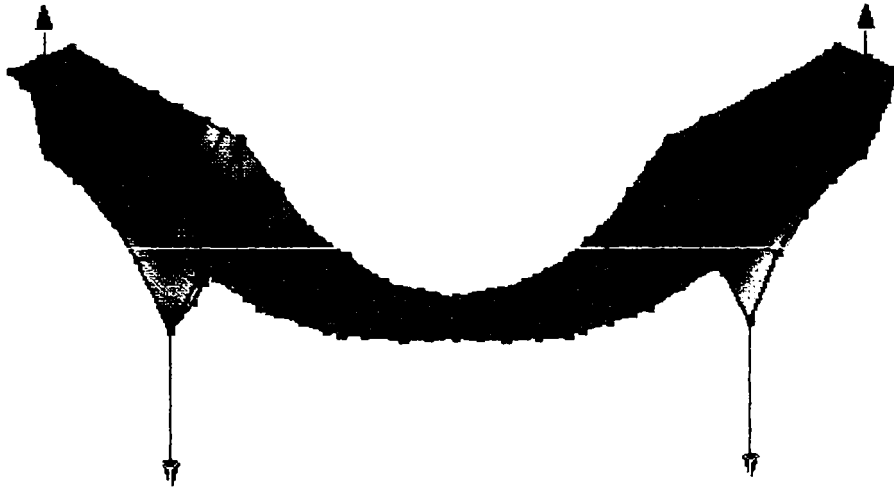


Fig. 5.53 - Deformare virtuală a secțiunii mandibulare din figura 5.52

Pentru o mai mare claritate, s-au realizat și diagramele de deformare virtuală (figura 5.53) a secțiunii mandibulare, precum și variația tensiunilor pe fiecare element al structurii discretizate (figura 5.54).

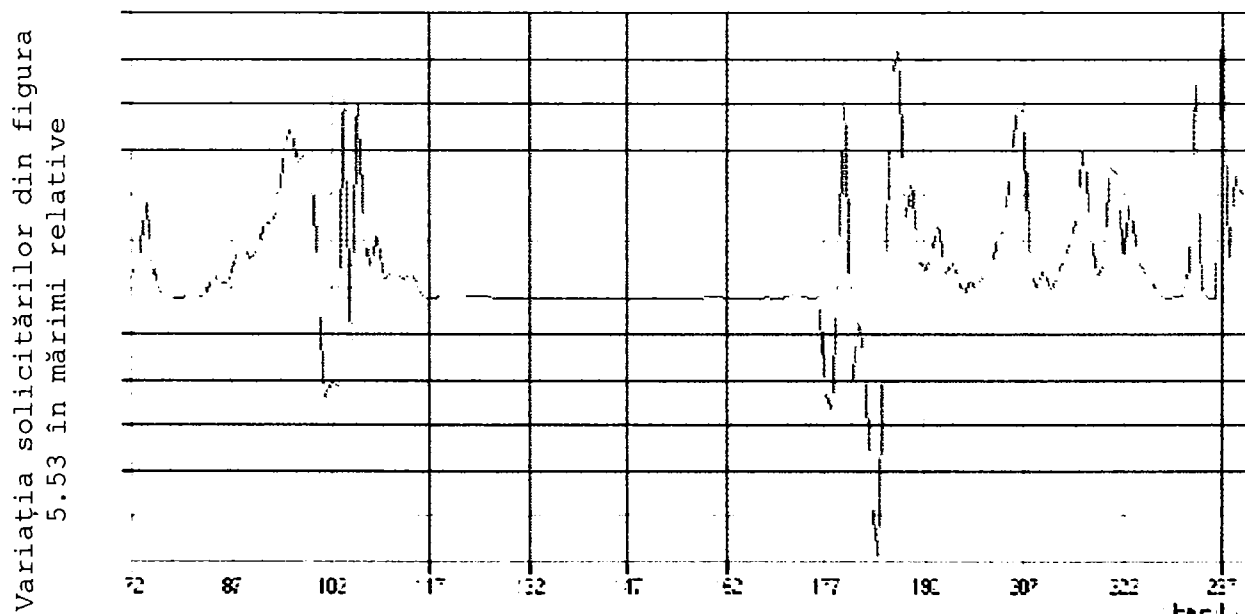


Fig. 5.54 - Variația tensiunilor pe fiecare element finit al figurii 5.53

Studiul a fost extins la cazul mandibulei supusă la ciocniri; în speță, s-a simulat situația primirii unei lovituri laterale pe peretele corpului mandibulei, în apropierea bărbiei. Această situație, alături de cea a deschiderii exagerate a gurii, poate de asemenea să producă dislocarea mandibulei din fosa glenoidă. Rezultatul simulării acestei ciocniri este ilustrat în figura 5.55.

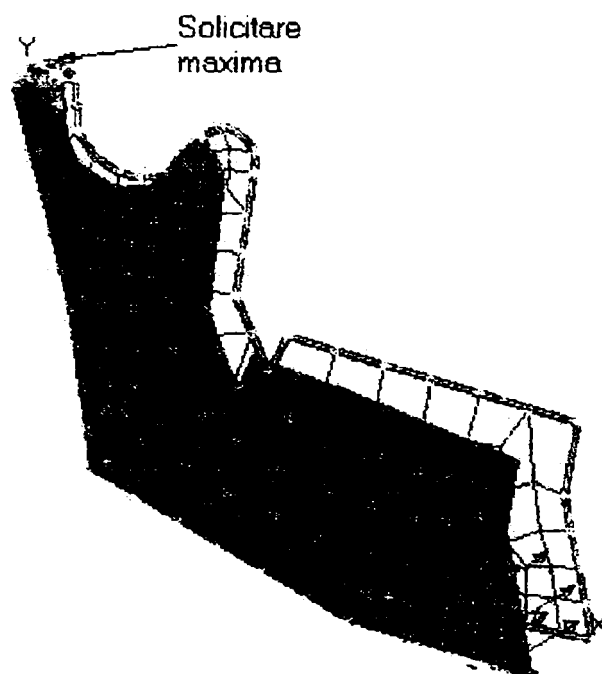


Fig. 5.55 - Solicitățile mandibulei supusă unei ciocniri laterale

Se observă că solicitarea maximă se dezvoltă în articulația temporo-mandibulară și este însoțită și de o deplasare laterală a mandibulei, sub acțiunea șocului aplicat. Mai grav este faptul, care se întâmplă și în realitate, anume că și condilul mandibular este dislocat din locașul său. În cazul aplicării șocului în modul analizat, se întâlnește una dintre situațiile în care dinții sunt mai puțin solicitați decât articulația temporo-mandibulară.

S-a arătat (figurile 5.38 ÷ 5.45) ce solicitări apar pe suprafețele dinților, în plan orizontal. Este foarte important de stabilit și cum variază tensiunile în interiorul dinților, într-o secțiune verticală (în plan sagital) printr-un dinte supus forțelor de ocluzie.

Pentru ca simularea să fie foarte aproape de realitate, s-a definit structura dintelui ca material compozit, respectiv s-au delimitat elementele finite formate din dentină (corpul dintelui) de cele superficiale, dure, din email (figura 5.56a).

În figura 5.56b este prezentat cazul dintelui protejat de stratul de email, iar în figura 5.56c dinte este considerat ca fiind compus exclusiv din dentină, fără stratul superficial de smalt. Diferențele de distribuție a tensiunilor în masa dintelui sunt vizibile, în sensul pătrunderii mai în adâncime în cazul dintelui „neprotejat” și unei mai mari extinderi a suprafețelor cu solicitări semnificative.

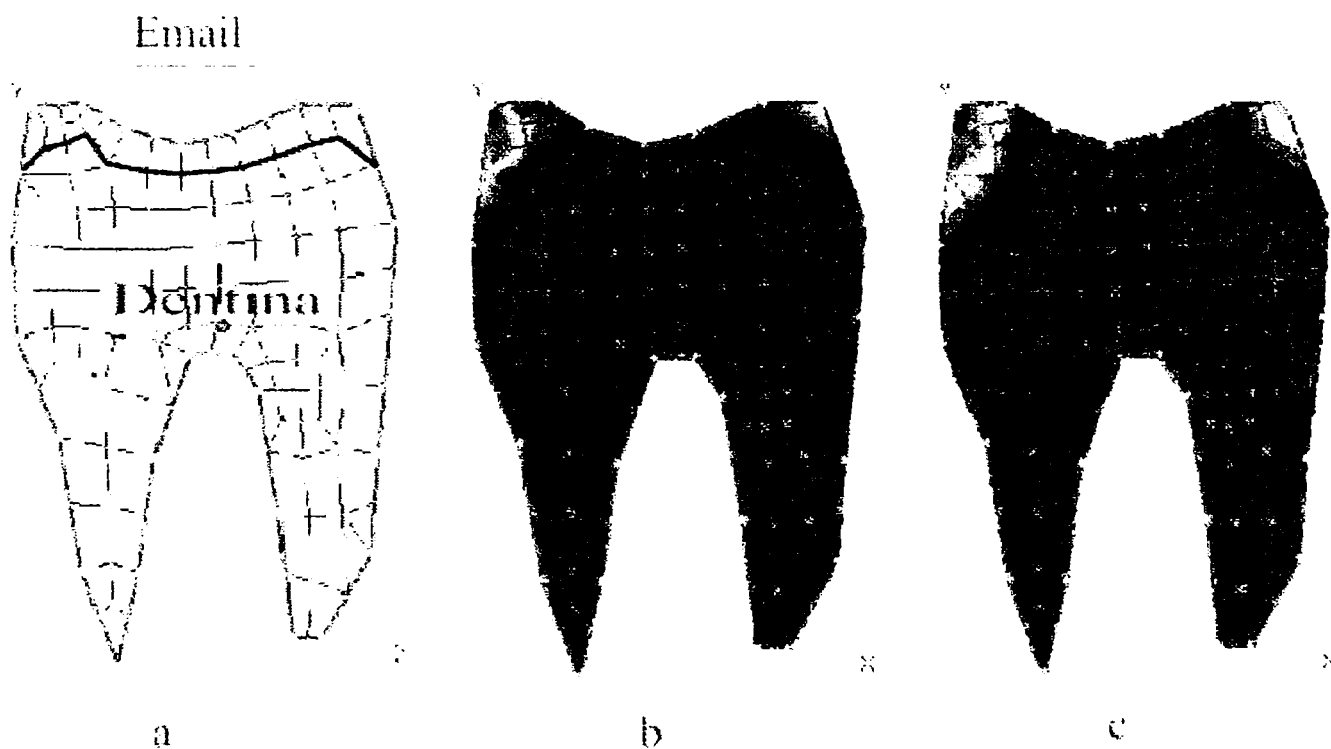


Fig. 5.56 - Diagrame de eforturi în dinți din material compozit

Aceste observații se datorează faptului că imaginile b) și c) au fost reprezentate în mărimi relative, deci maximul de efort apare tot în aceeași regiune, iar variațiile respectă tot același cod al culorilor. Pe măsură ce scad solicitările; în valoare absolută însă, există diferențe mari și de valoare, nu numai de distribuție.

Dacă se înlocuiește stratul de email cu unul din aur - cazul unui dinte „îmbrăcat” - situația solicitărilor se schimbă vizibil, în sensul creșterii rezistenței, conform figurii 5.57.

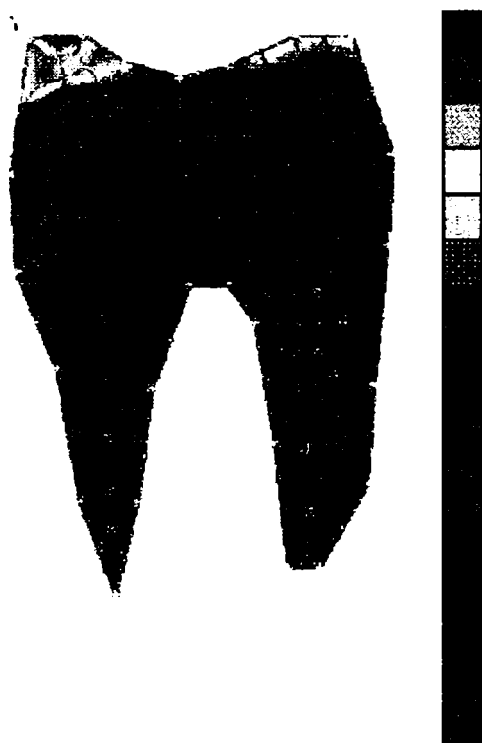


Fig. 5.57 - Diagrame de eforturi într-un dinte îmbrăcat în aur, în mărimi relative

5.7 Concluzii

5.7.1 Patologie - concluzii

Articulația temporo-mandibulară este cea mai complexă articulație din întreg organismul uman, ca funcționare și construcție; tot atât de complexă este și patologia ei. O listă de simptome [66], [118], [75], [61] posibil datorate (și) disfuncțiilor articulației temporo-mandibulare este prezentată în cele ce urmează. De remarcat că majoritatea simptomelor par a nu avea nici o legătură cu mandibula, și totuși - în complexitatea organismului uman - aceste lucruri sunt reale.

Ochi

- sensibilitate la lumină
- durere pulsatorie în fundul ochilor
- ochi cu aspect însângerat

Gură

- disconfort în timpul masticației
- disconfort în poziție relaxată
- durere la deschiderea gurii
- zgomot (pocnitură) în articulație la deschiderea gurii
- posibilitate de deschidere limitată a gurii
- articulația sare sau deviază într-o parte la deschiderea gurii
- articulația tinde să se blocheze în poziție deschisă când subiectul cascade sau mănâncă
- dinții nu au o ocluzie bună, par a nu se potrivi în timpul mușcăturii
- scrâșniri din dinți inconștiente, în special în timpul somnului sau în stări de oboseală accentuată

Cap

- durere radiantă dinspre frunte înspre zona sprâncenelor
- dureri similare celor date de problemele sinusurilor
- dureri de tâmples
- părul sau pielea capului dau senzații dureroase la atingere
- durere radiantă spre spatele capului
- dureri de cap gen migrenă

Urechi

- scădere a capacității auditive
- dureri de urechi, dar fără a fi constatată vreo infecție
- mâncărimi și înfundări dese ale urechii, fără a fi constatată vreo infecție
- amețeli sau vertijuri, țiuuit în urechi

Gât

- dureri de gât, fără a fi constatată vreo infecție
- dureri și oboseală a mușchilor gâtului
- dureri și amorțiri ale degetelor și brațelor
- dureri frecvente ale umărului și gâtului
- gât frecvent anchilozat

Funcții motorii

- vorbire greoaie
- stări de greață și vomă frecvente
- simț al echilibrului precar
- oboseală crescută în timpul activităților în care nu se remarcă de obicei acest lucru
- manifestări similare maladiei Parkinson

Multe dintre aceste simptome sunt tratate fiind luate ca atare, fără a se stabili cauza reală și corectă.

5.7.2 Biomecanică - concluzii

Solicitările de amplitudine maximă pe care le suferă scheletul osos al feței umane se concentrează asupra părții sale mobile - mandibula.

În ansamblul mandibulei, în majoritatea cazurilor cei mai solicitați mecanic sunt dinții, în special molarii, urmați îndeaproape de articulația temporo-mandibulară.

Osul mandibular, datorită structurii sale spongioase, formei și dimensiunilor, este - de obicei - solicitat nepericulos și nedureros.

Oricum, solicitările apar mai degrabă pe ramurile mandibulei decât pe corpul său.

Capitolul 6

Rolul imagisticii în biomecanica scheletului facial

6.1 Modelări pentru studii biomecanice

În vederea simulărilor și analizei mecanice și matematice din cadrul tezei, s-a realizat un model tridimensional al craniului uman, prin aproximare cu elemente plane, în ideea folosirii acestuia atât pentru analiza mecanică prin metoda elementelor finite, cât și pentru analiza geometriei scheletului capului cu metode proprii imagisticii [115], [29], [2].

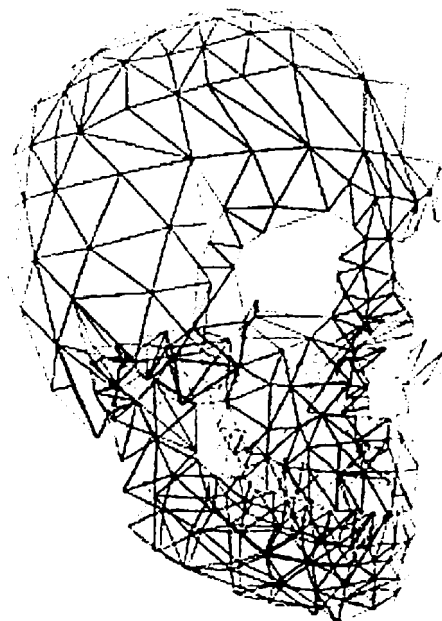


Fig. 6.1 – Model cranian computerizat

Modelul realizat este prezentat în figura 6.1 și este constituit din elemente triunghiulare. Zona mandibulei a fost construită cu elemente mai mici, în scopul obținerii ulterioare a unei precizii de calcul sporite. Restul scheletului capului nu are componente în mișcare și de aceea creează mai puține probleme; având și o geometrie mai puțin complicată, a fost construit utilizând elemente mai mari, dar care conferă o acuratețe satisfăcătoare.

Prin *renderizare*, se obține aspectul realist din figura 6.2, potrivit pentru studiul imagistic, în timp ce pentru analiza mecanică rămâne mai utilă imaginea din figura 6.1, care are o structură discretizată și se pretează la analiza cu elemente finite.



Fig. 6.2 - Varianta *renderizată* a imaginii 6.1

Pe baza acestor imagini construite, s-au putut realiza, cu programe specializate, secțiuni asemănătoare celor obținute prin tomografie, cu deosebirea (în avantajul cercetării) că acestor secțiuni li se pot calcula: aria, perimetrul, centrul de greutate, momentele de inerție, etc.

Importate în orice program de grafică, aceste imagini ale secțiunilor pot fi manipulate în sensul suprapunerii, mixării, deformării, scalării, etc., în vederea:

- creării unui întreg din părțile componente;
- studierii unei secțiuni sau unui grup de secțiuni.

Din modelele realizate s-a extras doar mandibula, asupra căreia s-au aplicat secționări cu pas constant (care poate fi oricât de fin), paralel cu planul xOy , rezultatul fiind prezentat în figura 6.3.

S-au realizat și proiecțiile mandibulei tridimensionale pe planurile elementare xOy , xOz , yOz .

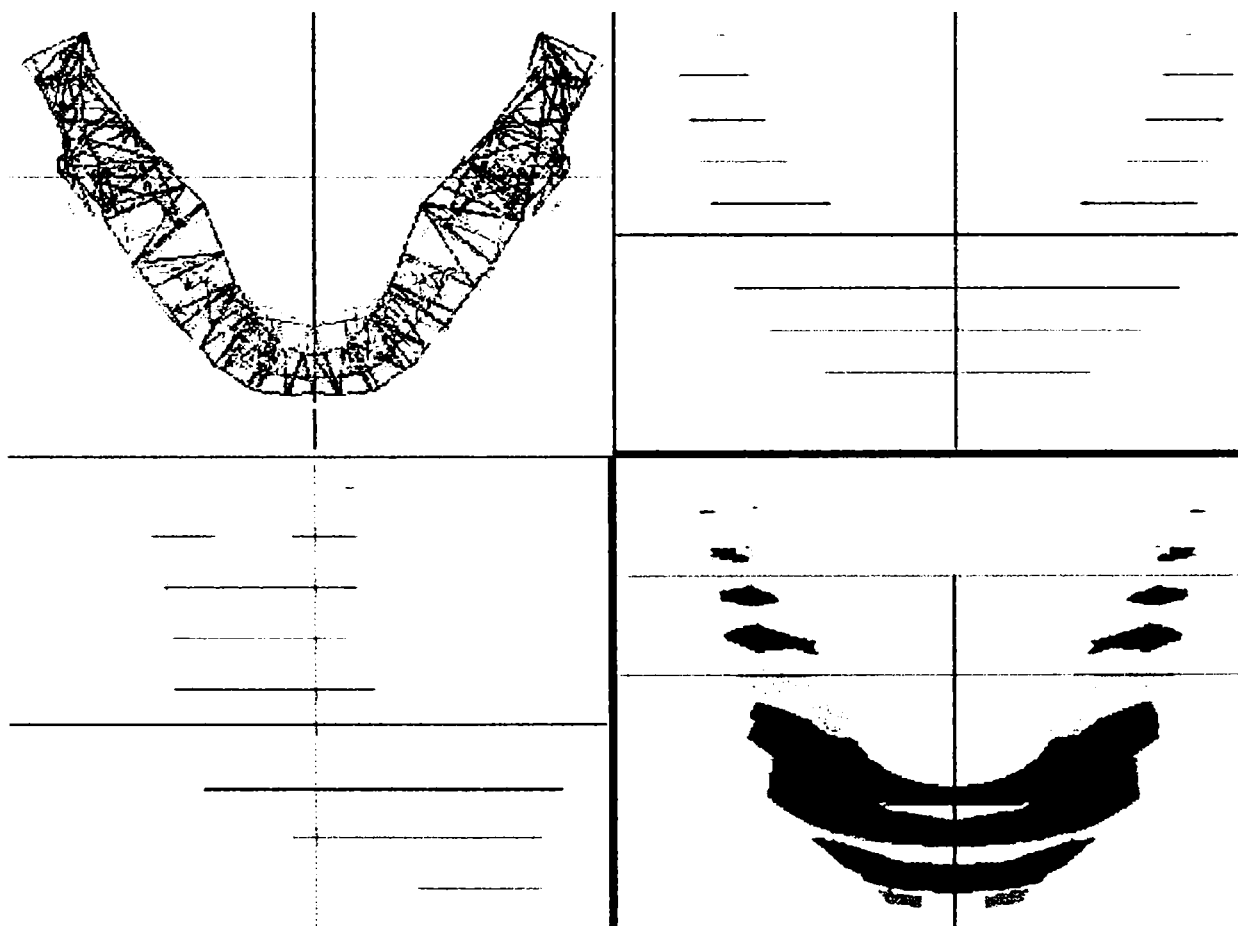


Fig. 6.3 - Secțiuni prin mandibulă

O reprezentare în care s-au substituit suprafețele secțiunilor doar prin contururile acestora, este reprodusă în figura 6.4

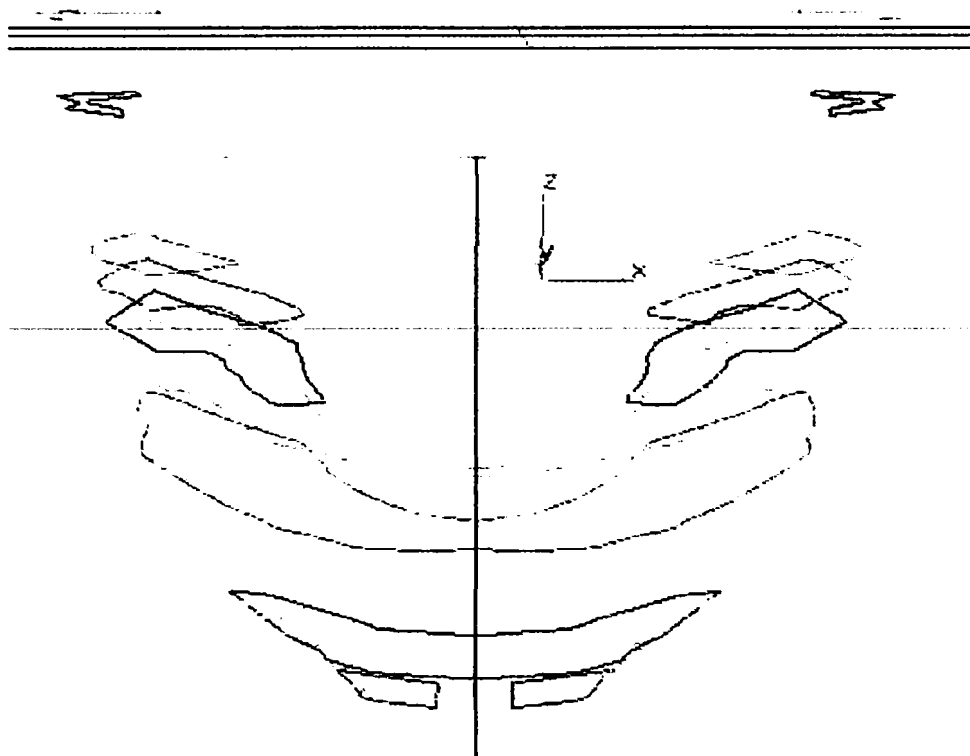


Fig. 6.4 - Secțiuni prin mandibulă - contururi

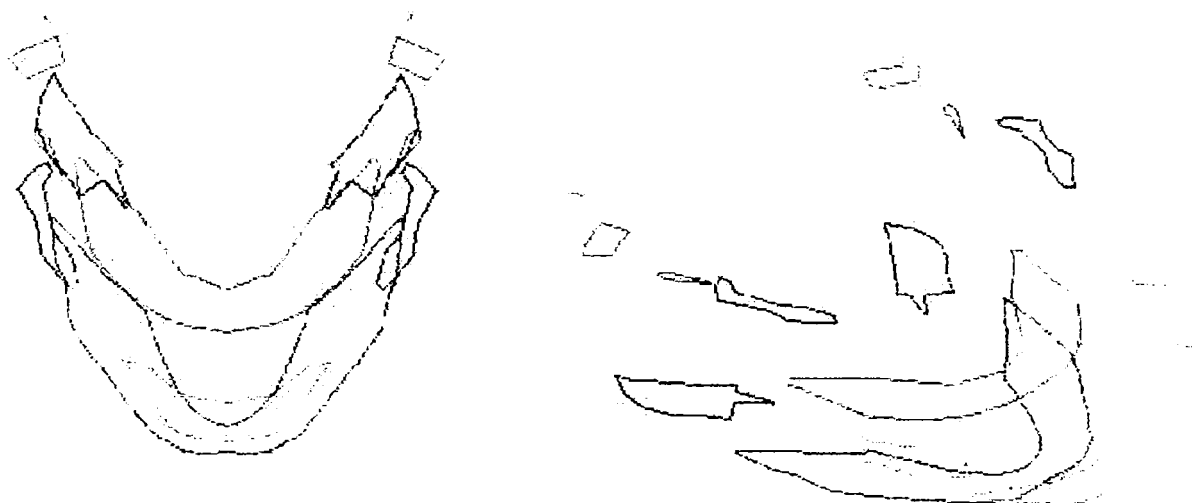


Fig. 6.5 - Imagine „explodată” a secțiunilor prin mandibulă

Pentru claritate, s-au translatat secțiunile din figura 6.4, rezultând așa-numitele desene „explodate” din figura 6.5, în două vederi, prima fiind în plan, deci utilizabilă pentru

observarea exactă a geometriei și calculul dimensiunilor și ariilor.

O analiză similară s-a făcut prin secționarea cu pas constant cu un plan paralel cu planul xOz . Suprafețele rezultante sunt ilustrate în figura 6.6.

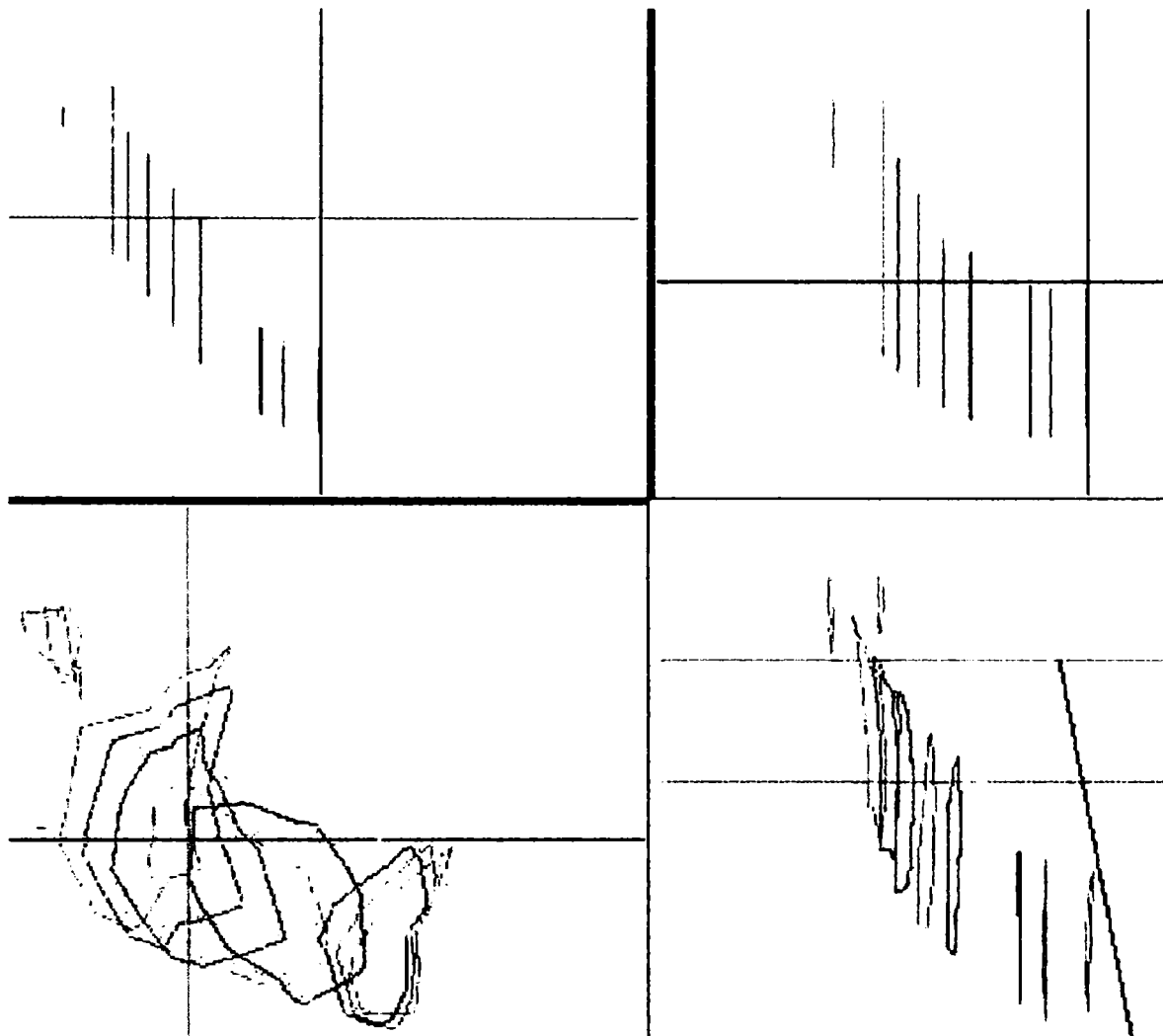


Fig. 6.6 - Secțiuni în planul yOz prin mandibulă

La nivelul întregului craniu, modelul care a fost creat (și din care s-a extras mandibula) se prezintă ca în figura 6.7. Imaginea este de asemenea compusă din cele 3 proiecții, iar secvența spațială renderizată este poziționată în dreapta jos.

Secțiunile prin modelul spațial din figura 6.7 se pot vedea în figura 6.8, urmate de o imagine mai detaliată și mai explicită a conturilor secțiunilor, conținută de figurile 6.9 și 6.10.

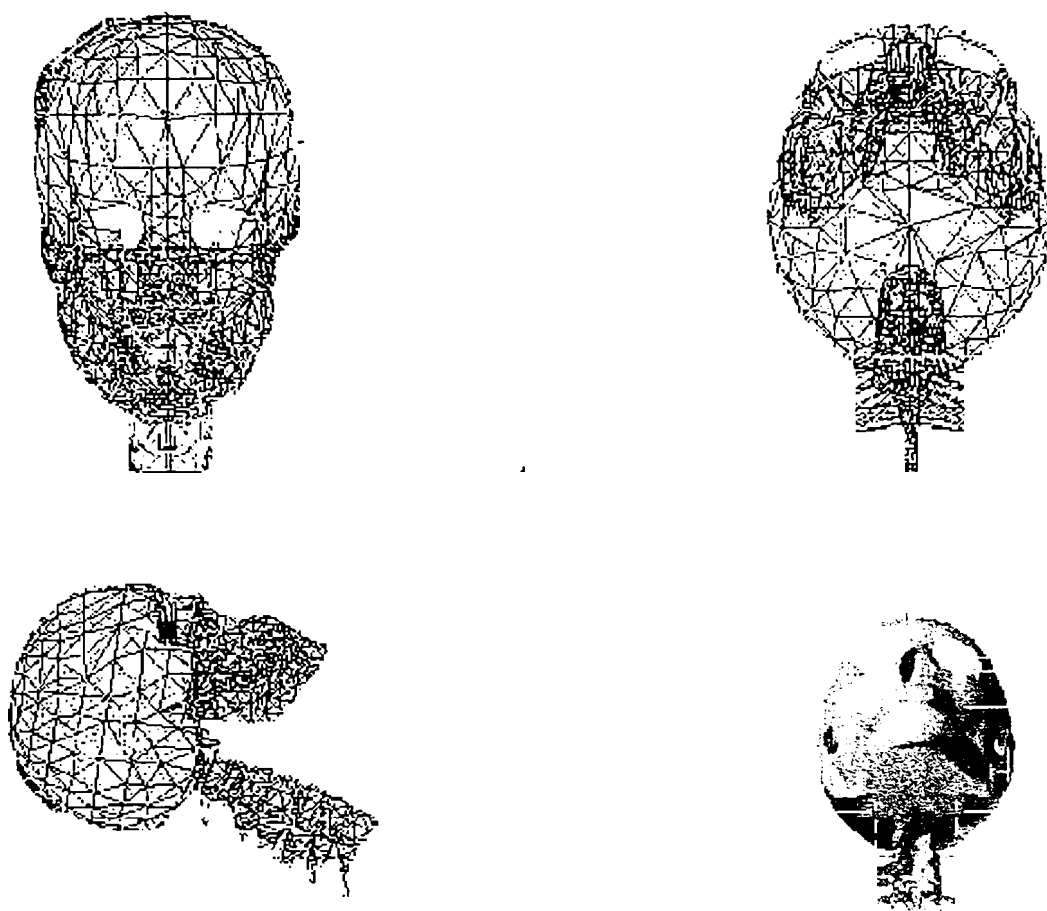


Fig. 6.7 - Vederile 3D ale modelului din figura 6.1

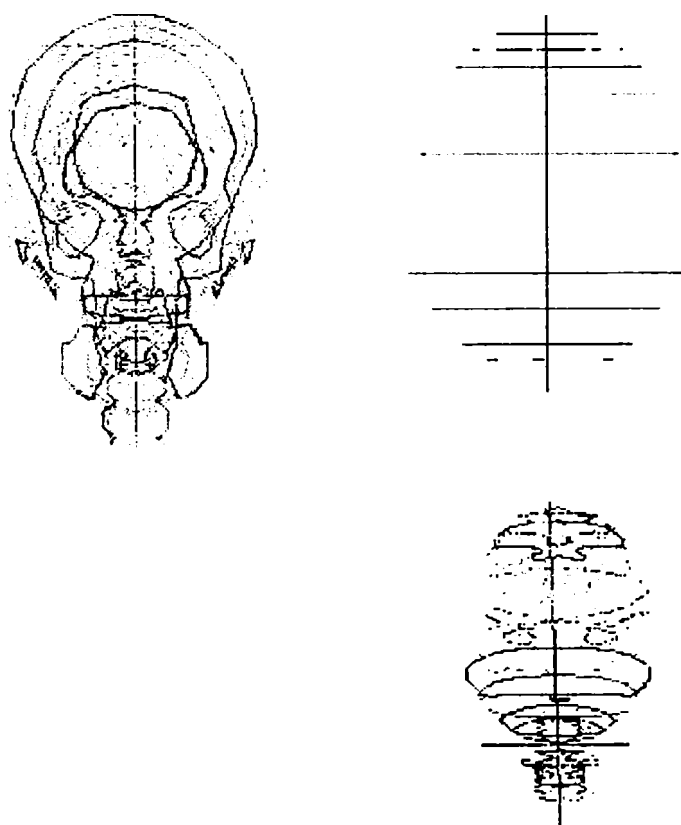


Fig. 6.8 - Secțiuni aferente figurii 6.7

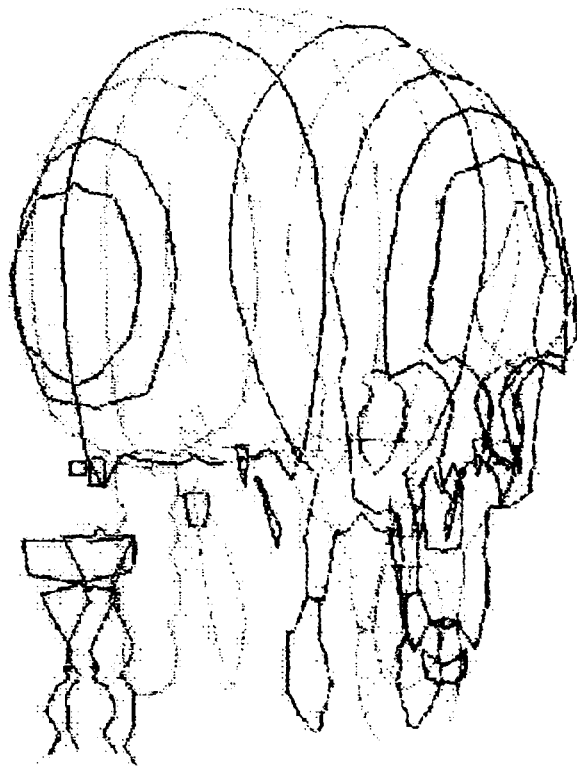


Fig. 6.9 - Detalieri ale figurii 6.8

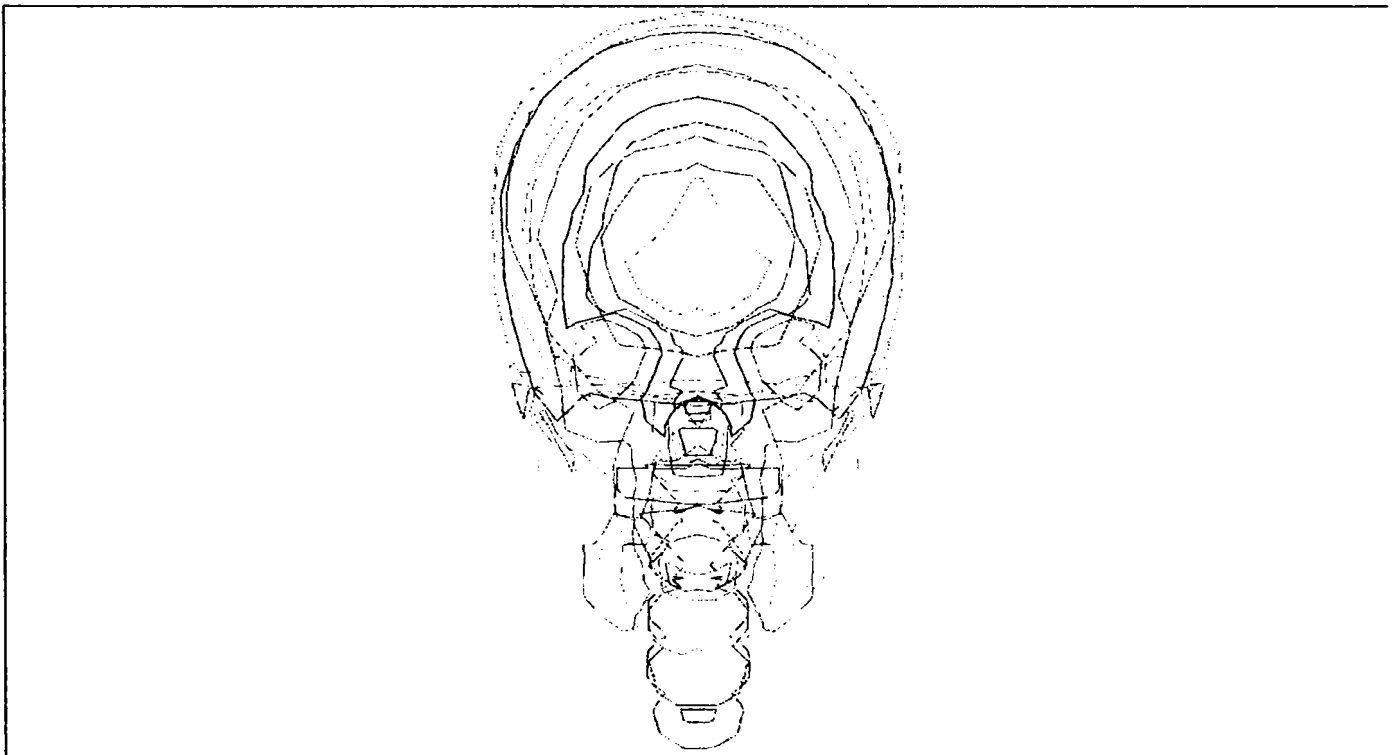


Fig. 6.10 - Detalieri ale figurii 6.8

Fiecare dintre straturile obținute prin secționare poate fi studiat și măsurat în parte, după cum arată figura 6.11.

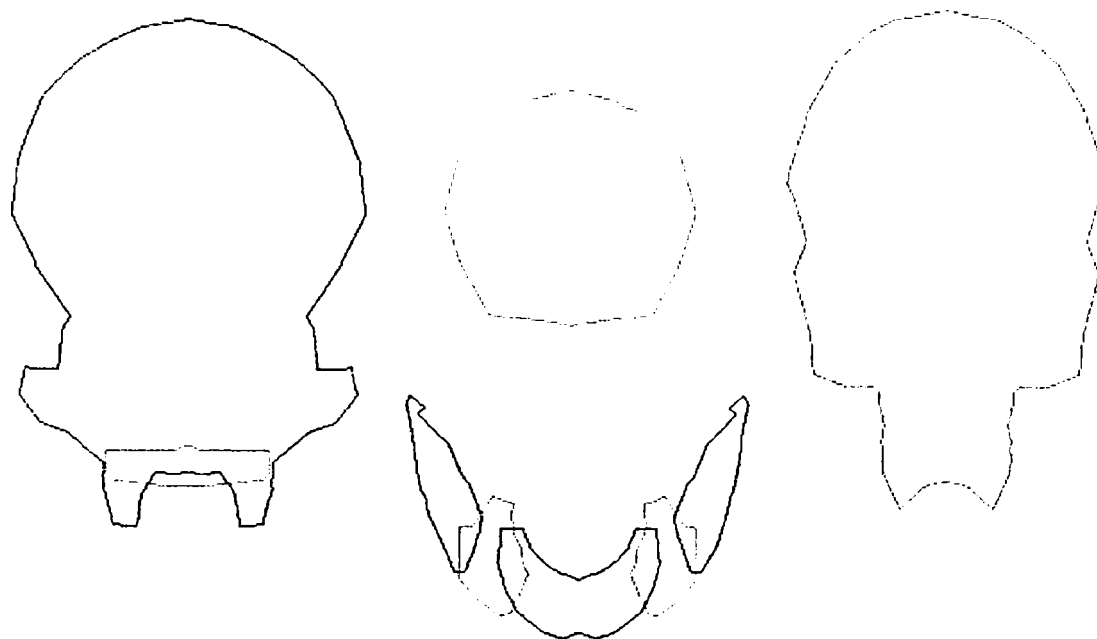


Fig. 6.11 - Secțiuni extrase din figura 6.8

6.2 Modelarea cu sisteme L

O cale mult mai simplă și de dată mai recentă pentru imagistica 3D, care evită laborioasele calcule matriceale, este folosirea sistemelor Lindenmayer și a limbajului de programare aferent, care este minimal și la îndemâna oricui [9], [8].

Sistemele Lindenmayer (sistemele L) sunt bazate pe teoria fractalilor.

6.2.1 Fractali.

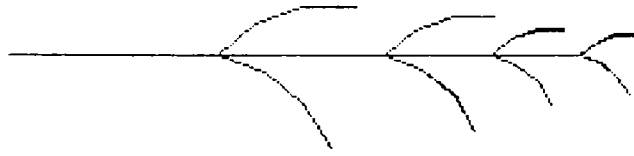


Fig. 6.12 - Exemplu de fractal simplu

Fractalii reprezintă procese sau imagini care exprimă autosimilaritatea. Se pornește de la o imagine de bază, care se autoreproduce (eventual la altă scară), noua „ramură” generată fiind întrutotul identică cu imaginea de bază, până în cele mai fine detalii, deosebirea fiind (eventual) doar de dimensiune. Procesul este repetitiv. Un exemplu de maximă simplitate este ilustrat în figura 6.12., un altul - mai complex - fiind „triunghiul lui Sierpinski” (figura 6.13).

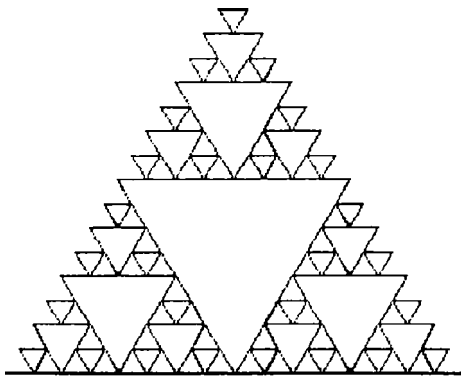


Fig. 6.13 - Triunghiul lui Sierpinski

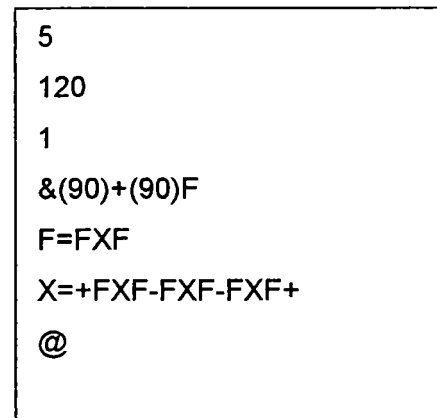


Fig. 6.14 - Algoritmul care generează triunghiul lui Sierpinski

Algoritmul care generează desenul din figura 6.13 (triunghiul lui Sierpinski) este (figura 6.14) de o simplitate

maximă și cu execuție instantanee, care nu poate fi atinsă de nici un alt algoritm (din programe gen MathCAD), respectiv nu ar putea fi realizat cu nici un program de grafică existent, fără o muncă de cel puțin câteva minute (și mai degrabă până la zeci de minute).

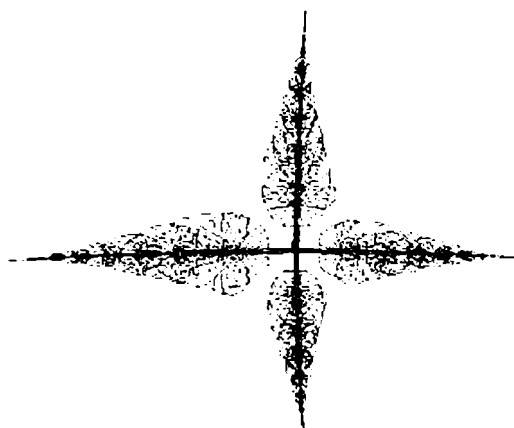


Fig. 6.15 - Plantă generată cu ajutorul fractalilor

Cu ajutorul tehnicii fractalilor, se pot genera sau modela imagini de mare naturaleză, plante (figura 6.15), munți (figurile 6.16 și 6.17, înainte și după procesul de *renderizare*).



Fig. 6.16 - Modelarea unui teren montan cu ajutorul fractalilor

Aspectul acesta *natural* provine și din faptul că teoria fractalilor s-a născut din legile naturii, dovezi practice în acest sens fiind frunzele (feriga, în special, este un exemplu des citat), bățile inimii, etc., iar din sfera matematicii, șirul lui Fibonacci (legea creșterilor organice, paragraful

3.2) se dovedește a fi un caz particular de fractal, respectiv permite o exprimare „fractalică”.

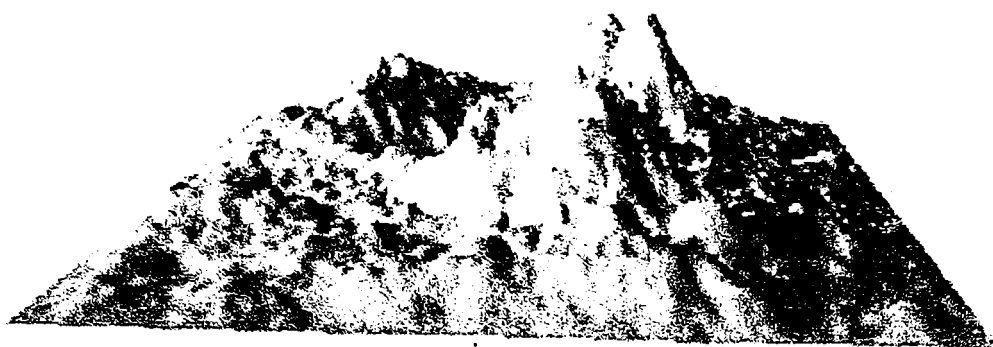


Fig. 6.17 - Suprafața din figura 6.16, după renderizare

S-a inventat sistemul de comprimare a imaginilor pe baza fractalilor (*fractal image compression*), metodă [9] care se bazează pe exprimarea imaginii ca un sistem iterativ. Imaginea este afișată rapid, iar mărirea (*zooming*) redă cele mai fine amănunte, în timp mai scurt decât alte metode.

6.2.2 Sisteme Lindenmayer

Sistemele L, concepute de Aristid Lindenmayer în 1968, reprezintă o gramatică formală, un set de reguli și instrucțiuni pentru calculator, care modelează procesul de creștere conform teoriei fractalilor. Regulile sunt simple, astfel că limbajul poate fi accesibil și folosit și de oameni fără studii de informatică. Structura unui sistem L este următoarea:

1. variabile
2. constante
3. reguli (sintaxa)

S-a făcut referire (paragraful 3.2) la legea creșterilor organice, ilustrată de șirul lui Fibonacci; acum se poate explica și algoritmul informatic prin care se generează acest șir, din optica secolului XX:

- variabile: A, B
- constante: (nu există)
- reguli:
 - $A \rightarrow B$
 - $B \rightarrow AB$

Secvența de etape pe care o generează sistemul L, bazat pe algoritmul anterior, este:

- etapa 0: A
- etapa 1: B
- etapa 2: AB
- etapa 3: BAB
- etapa 4: ABBAB
- etapa 5: BABABBAB
- etapa 6: ABBABBABABBAB
- etapa 7: BABABBABABBABBABABBAB

Dacă se socotește lungimea fiecărui dintre șirurile obținute, va rezulta un șir al acestor lungimi:

1 1 2 3 5 8 13 21 34 ...

adică tocmai șirul lui Fibonacci.

Regulile de programare sunt la fel de simple:

Desenare:

- F Desenează o unitate întreagă
- Z Desenează o jumătate de unitate

Deplasare:

- f Deplasează o unitate întreagă
- z Deplasează o jumătate de unitate

Orientare:

+ Rotire stânga
- Rotire dreapta
& Rotire în jos
^ Rotire în sus
< Rostogolire stânga
> Rostogolire dreapta
| Rotire 180 grade
% Rostogolire 180 grade
\$ Rostogolire până la orizontală
~ Rostogolire / Rotire
t Rotire în jos

Structură:

[Memorează locația curentă
] Revenire la locația curentă
{ Începutul unui poligon
} Sfârșitul unui poligon

Increment / Decrement:

" Crește lungimea cu 1.1
' Descrește lungimea cu 0.9
; Crește unghiul cu 1.1
: Descrește unghiul cu 0.9
? Crește lungimea cu 1.4
! Descrește lungimea cu 0.7

Adiționale:

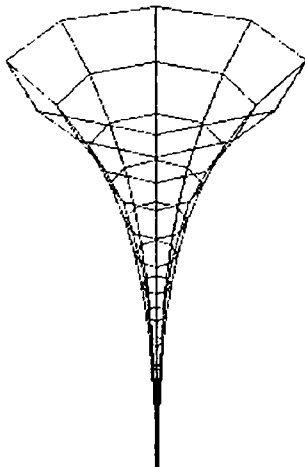
c Schimbă culoarea
c(x)Setează culoarea la ... x
@ Sfârșit de fișier (obligatoriu)
Comentarii

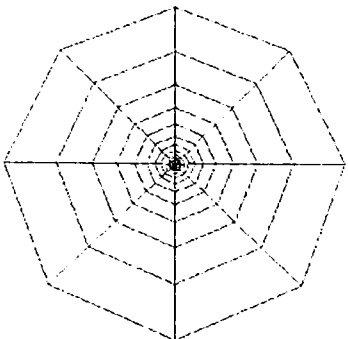
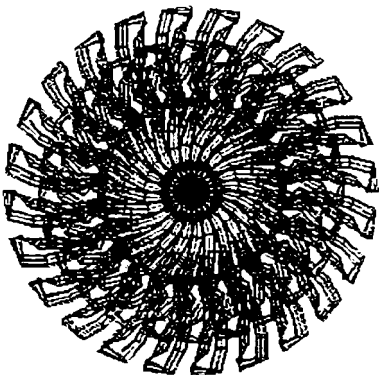
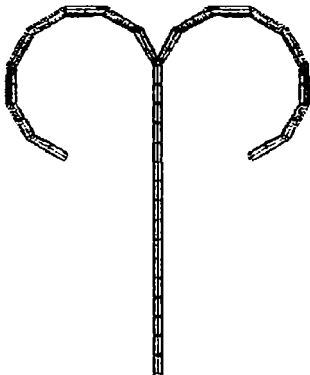
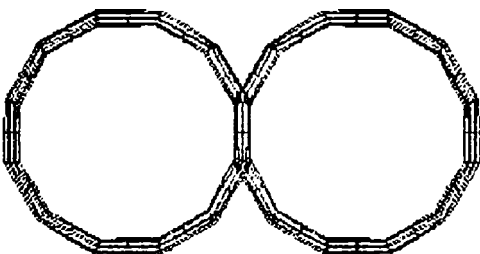
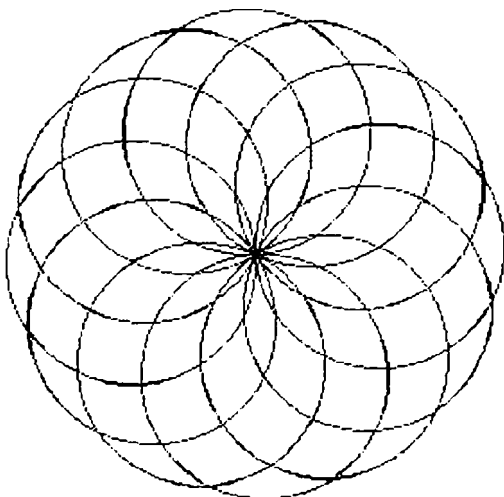
Mai concret, pentru aplicații practice, un program scris în sistemul L trebuie obligatoriu să conțină următoarele linii de cod:

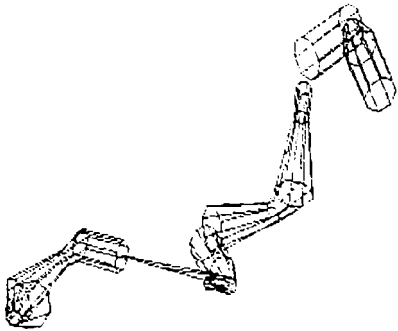
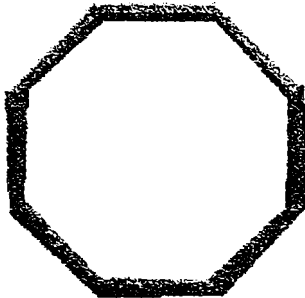
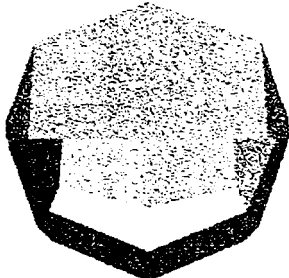
- linia 1: numărul de repetări (recursii)
- linia 2: unghiul implicit pentru comenzile de orientare
- linia 3: grosimea liniei folosită în desen
- linia 4: axioma (șirul de pornire)
- linia 5: prima regulă
-
- linia N+4 : a N-a regulă
- @ - sfârșitul programului

În figurile 6.18 - 6.27 se prezintă ecuații ale unor sisteme Lindermayer și imaginile lor grafice.

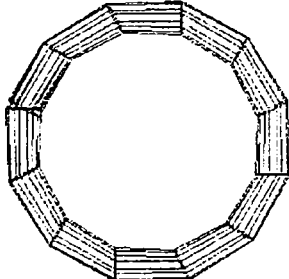
Se remarcă simplitatea (aparentă) a codului de limbaj care generează imaginea, și - mai ales - lungimea sa deosebit de redusă. Cu nici un alt limbaj de programare nu se pot realiza imagini de această complexitate (sau chiar și mai simple) cu un cod-program atât de scurt.

Fig.		
6.18		<p>Programul în limbaj formal, care generează sistemul Lindenmayer, este:</p> <pre> 13 30 50 +(60)A A=c(1)BFFA?F @ </pre>

<p>6.19</p>		<p>19 30 50 +(60)A A=c(1)BFFA?F @</p>
<p>6.20</p>		<p>3 15 50 &(90)A A=X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X+X X=X+X+X+X+X+X+X+X+X+X X=[F+F+F+F[---X- Y]++++F+++++++F-F-F-F] Y=[F+++F+F[--- Y]++++F+++++++F-F-F-F] @</p>
<p>6.21</p>		<p>8 30 50 +(90)[A] %[A] A={FFA^FF} @</p>
<p>6.22</p>		<p>8 30 50 +(90)[A] %[A] A={^FFA^FF} @</p>
<p>6.23</p>		<p>8 7.5 2 +(90)[A]&(30)[A]&(30)[A] &(30)[A]&(30)[A]&(30)[A] &(30)[A]&(30)[A]&(30)[A] &(30)[A]&(30)[A]&(30)[A] A=AF^F^F^A @</p>

6.24		<p>Program care generează lanțuri cinematice, de genul echipamentelor robotizate:</p> <pre> 4 53 56 A A=A>(90)B:F(120.00) B=&C^Z^c(8)[;{}]-}++ C=z&D^ZF(120.00) D=>FZ++(60)^(Z<.fz(100.00)}F^ @ </pre>
6.25		<p>Crearea unui element octogonal spațial:</p> <pre> 2 45 20 F-F-F-F-F-F-F-F @ </pre>
6.26		<p>Crearea unei sfere approximate prin suprafețe pătrate:</p> <pre> 2 45 2000 F-F-F-F-F-F-F-F @ </pre>

Figurile 6.18 - 6.26 - Exemple de fractali și algoritmi Lindenmayer

6.27 a		<pre> 10 30 50 +(90)A A=^{FA^F} @ </pre>
-----------	-------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------

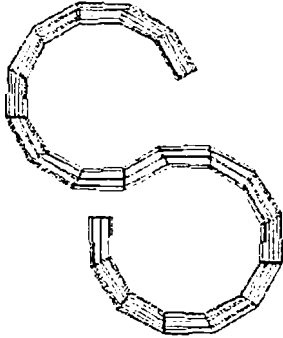
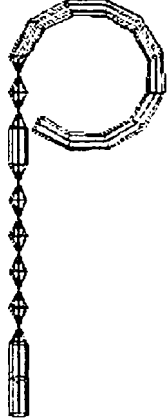
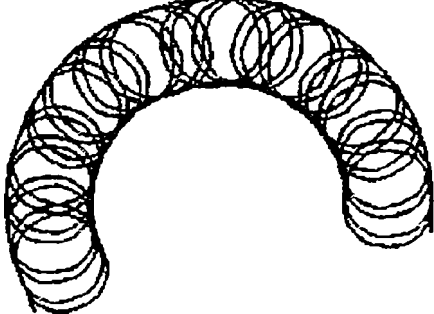
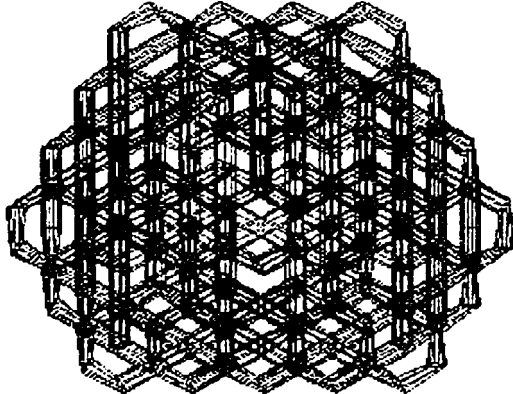
b		10 30 50 +(90)A A=&{FA^F} @
c		10 30 50 +(90)A A=%{FA^F} @
d		10 30 50 +(90)A A={FAtAF} @
e		8 300 50 +(90)A A={FA&AF} @
<p>Fig. 6.27 - Efectul variației minime a algoritmului asupra fractalului</p>		

Figura 6.27 demonstrează că fractalii se realizează teoriei haosului, în sensul că o minimă variație a mărimilor de intrare produce rezultate imprevizibile la ieșire. În cele 5

cazuri ilustrate în figura 6.27, fiecărei ecuații i s-a aplicat o modificare minoră, în schimb corpurile generate de acestea sunt foarte diferite, dând impresia că nu au nici o legătură între ele.

Toate aceste construcții pe bază de fractali și sisteme Lindenmayer (exemplele ar putea continua la nesfârșit), pot fi utile (și s-au și demonstrat utilitatea la unele din imaginile din teză) în imagistica biomecanică.

6.3 Prelucrări de imagini

Desenele realizate cu ajutorul calculatorului se pot clasifica în două mari categorii:

- imagini *bitmap*
- imagini *vectoriale*.

1. Desenele *bitmap* (sau *raster*) sunt compuse din *pixeli*. Fiecare pixel este definit prin poziția sa (coordonatele sale) și prin culoarea care îl umple (atributele de culoare). Pixelul este elementul fundamental și indivizibil al desenului. Dacă se desenează o linie, aceasta va fi formată dintr-o succesiune de pixeli; când se mărește mult desenul, pixelii devin vizibili și aspectul liniei este inestetic, conform figurii 6.28. Totuși desenele *bitmap* sunt folosite fiindcă:

- se realizează ușor
- sunt cea mai bună soluție pentru obținerea de degradeuri și umbre în fotografii sau picturi computerizate
- scanner-ele și camerele foto digitale generează doar fișiere tip *bitmap*

Programele *Adobe Photoshop* sau *GIMP*, de exemplu, generează astfel de imagini de tip *bitmap*.

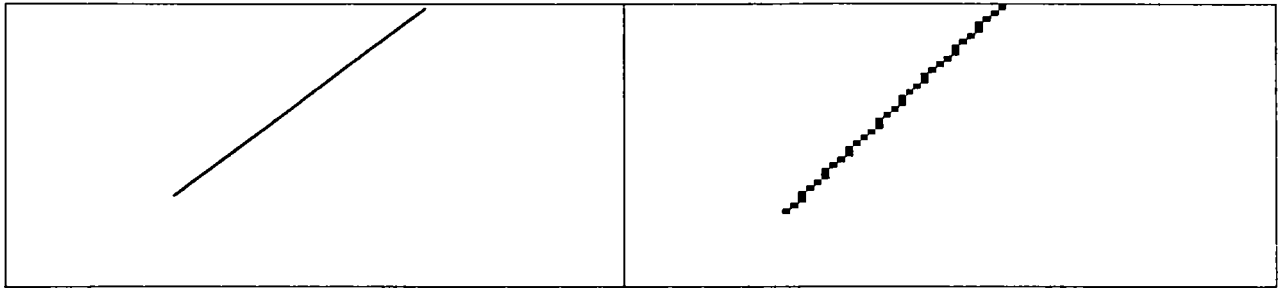


Fig. 6.28 - Imagine *bitmap* normală, respectiv mărită

2. Desenele vectoriale sunt compuse nu din puncte (pixeli) ci din linii și curbe definite de obiecte matematice numite vectori. Acești vectori descriu matematic traseul unei curbe, în funcție de caracteristicile ei geometrice. Un cerc nu este definit din puncte succesive, ca la *bitmap*, (figura 6.29a) ci este generat pe baza ecuației matematice a cercului, deci prin aplicarea unei formule de calcul (figura 6.29b). Desenele vectoriale nu pierd absolut nimic din calitate și rezoluție prin mărire (figura 6.29c). Programe ca *Adobe Illustrator*, *Macromedia Freehand*, *CorelDraw!* sau *Corel Xara* lucrează în mod vectorial.

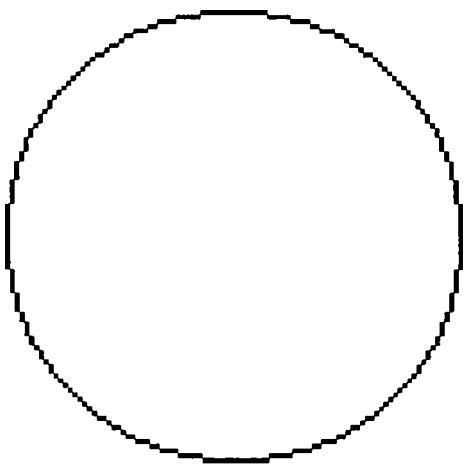


Fig. 6.29a - Cerc
bitmap

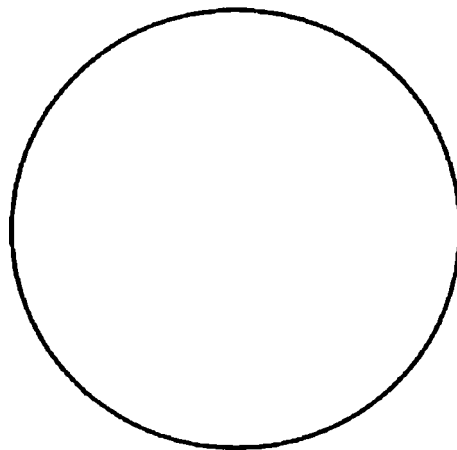


Fig. 6.29b - Cerc
vectorial

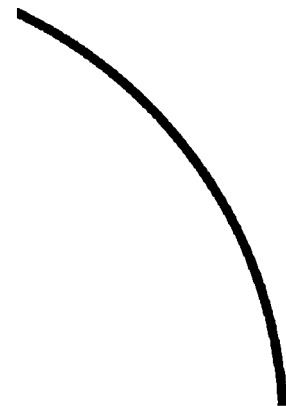


Fig. 6.29c -
Imagine
vectorială mărită

Ambele categorii principale de imagini sunt utile, primele (*bitmap*) fiindcă sub această formă se achiziționează cu scanner-ul sau cu camera digitală, iar cele vectoriale, deoarece sunt portate cu ușurință între programele destinate desenului tehnic plan sau tridimensional și programele de analiză mecanică (element finit, analiză modală, etc.).

După achiziționarea unei imagini cu ajutorul scanner-ului, imaginea *bitmap* obținută trebuie - de regulă - prelucrată, în vederea folosirii ulterioare; principalele operații la care trebuie supusă imaginea, precum și motivația acțiunii, sunt evidențiate în schema tabelară 6.1.

Operația	Explicații
Rotire imagine (cu unghiuri mari și fixe - 90, 180, 270 - sau unghiuri mici pentru ajustări)	De cele mai multe ori, din scanare nu se obține un paralelism perfect al marginilor imaginii cu cele ale contextului unde trebuie amplasată și va fi necesară o ușoară corecție, prin rotiri cu unghiuri mici
Translație imagine	Poziționarea exactă în pagină
Decupare imagine (<i>crop</i>)	Păstrarea doar a zonei utile din imagine, eliminând zonele nedorite
Scalare imagine	Ajustarea exactă a dimensiunilor dorite ale imaginii
Tipul imaginii (color sau alb-negru) și rezoluția sa	Dacă tipăritura nu se face color, este preferabilă convertirea imaginii în tonuri de gri, reducând astfel mărimea totală a fișierului rezultat. La fel, rezoluția imaginii (în <i>dpi</i> , adică dots per inch), poate fi redusă în limitele unei calități bune, ducând și ea la scăderea mărimii fișierului
Corecții de culoare	Pot fi ajustate tonurile culorilor, adâncimea de culoare, intensitatea și gradul de saturație al acestora
Corecții de luminozitate și contrast	Inclusiv negativarea imaginii
Efecte speciale	Opțional, în funcție de destinația imaginii, se pot aplica efecte de umbrire, de modificare locală a tonurilor, de deformare, etc.

Tabelul 6.1 - Prelucrări uzuale necesitate de imaginile *bitmap*

Toate aceste modificări asigură imaginii un aspect optim, de la caz la caz, în funcție de contextul în care se plasează imaginea, și sunt absolut necesare unei lucrări de calitate.

Bazat pe aceste necesități elementare de corecție, teza propune un program original de prelucrări de imagini bitmap, realizat în limbajul Delphi.

Parte din interfața programului se prezintă în figura 6.30.

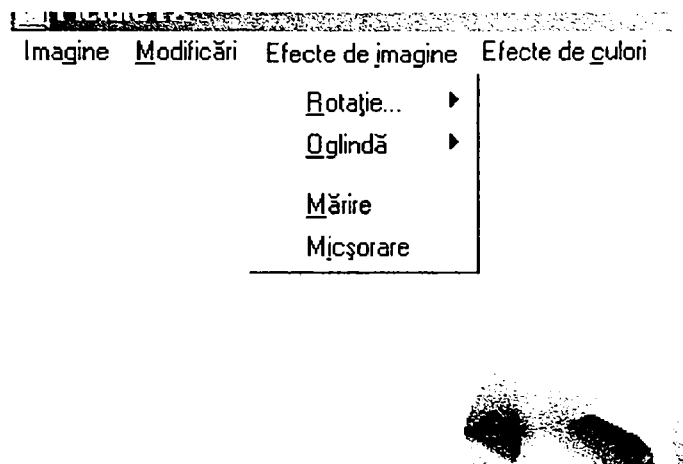


Fig. 6.30 - Interfața programului de prelucrări de imagini

Primele 4 tipuri de transformări (primele 4 linii ale tabelului 6.1) se referă la modificări de formă ale imaginii, restul reprezentând transformări de fond.

Algoritmii care stau la baza transformărilor din tabelul 6.1 sunt unii mai simpli, alții mai complecși [98]. De exemplu, una dintre cele mai simple transformări este negativarea unei imagini; dacă AC este atributul de culoare al unui pixel din imagine, $255 - AC$ va fi negativul acestui pixel, știut fiind că una dintre paletele coloristice elementare (modelul RGB) se compune din 256 de tonuri, numerotate de la 0 la 255.

Transformarea se aplică global tuturor pixelilor imaginii, respectiv numai unei zone selectate, dacă se dorește doar

negativarea unei porțiuni a acesteia. Imaginea fiind dreptunghiulară, este asimilabilă unei matrice cu dimensiunile de $M \times N$ pixeli. Algoritmii se înglobează într-un ciclu care baleiază matricea element cu element, aplicându-i fiecăruia legea de transformare.

Teza prezintă ca o contribuție originală, inspirată de algoritmul simplu al negativării, un algoritm generalizat, care poate crea un număr practic nelimitat de filtre de acest tip, care pot fi aplicate imaginilor. Se pornește de la citirea atributelor de culoare ale unui pixel; fie acesta AC. Modificarea atributului AC se poate face cu un program generalizat, scris în pseudocod, adică doar pentru evidențierea algoritmilor, care se prezintă astfel:

```
READ AC           # citește atributul de culoare al pixelului
IF AC > 0 AND AC < 100
    DO algoritm1
IF AC > 101 AND AC < 200
    DO algoritm2
IF AC > 201 AND AC < 255
    DO algoritm3
.....
.....
END IF

Algoritm1
    X = 255 - AC           # negativare, exemplu prezentat deja
Algoritm2
    X = log(AC) + AC2 + AC/10   # exemplu de lege
Algoritm3
    X = e-AC + sqr(AC)         # alt exemplu de lege
.....
```

Algoritmul poate lua orice formă matematică imaginabilă, cu punerea condiției ca rezultatul să fie în plaja admisibilă de la 0 la 255. Se pot folosi și funcții aleatoare, gen RANDOMIZE, care vor genera funcții imprevizibile. Desigur, utilizatorul va discerne care funcții produc rezultate

remarcabile, deci care merită păstrate. Aspectul imaginii va fi modificat în cele mai nebanuite feluri.

Acest exemplu s-a referit la modificarea, după diverse legi, a culorilor pixelilor; același lucru se poate face și pentru deplasările pixelilor, cărora li se pot impune anumite legi. Vor rezulta imagini deformată controlat sau aleator, dar majoritatea cu aspect spectaculos.

O altă contribuție originală este programul de prelucrări de imagini, din care s-au redat în cele ce urmează doar câțiva algoritmi originali:

Algoritmi pentru prelucrarea imaginilor

Variabila "T" reprezintă poziția cursorului în butonul tip potențiomtru (track-bar), cu valori între 0 și 255 din subsolul ferestrei programului.

**** Funcția de luminozitate**

```
function Lum(C: Integer): Integer;
begin
  if (C*T) shr 7 > 255
  then Lum:=255
  else Lum:=(C*T) shr 7; //împărțire la 128 = 256/2
end;
```

**** Funcția de contrast (varianta I)**

```
function Contr(C: Integer): Integer;
begin
  if C > 127
  then if (C+T-127 <= 255) and (C+T-127 >= 0)
  then Contr:=C+T-127
  else if C+T-127 > 255
  then Contr:=255
  else Contr:=0
  else if (C-T+127 <= 255) and (C-T+127 >= 0)
  then Contr:=C-T+127
  else if C-T+127 > 255
  then Contr:=255
  else Contr:=0;
end; //contrastul se realizează în funcție de un singur canal (R, G sau B)
```

**** Rutina de contrast (varianta a II-a)**

```
for x:=0 to Width-1
do if ReadLine^[3*x]*ReadLine^[3*x+1]*ReadLine^[3*x+2] shr 12 < 127
  then for k:=0 to 2
    do if (ReadLine^[3*x+k]*(255-T)) shr 7 > 255
      then ReadLine^[3*x+k]:=255
```

```

else ReadLine^[3*x+k]:=(ReadLine[3*x+k]*(255-T)) shr 7
else for k:=0 to 2
do if (ReadLine^[3*x+k]*T) shr 7 > 255
then ReadLine^[3*x+k]:=255
else ReadLine^[3*x+k]:=(ReadLine^[3*x+k]*T) shr 7;
// contrastul se realizează în funcție de culoarea pixel-ului (se ține cont de
toate canalele R,G și B)

```

**** Funcție logaritmică**

```

function Logarithmic(C: Integer): Integer;
var
R: Integer;
begin
if T > 0
then R:=Trunc(C*Ln(1+T/255*Exp(1)))
else R:=0;
if R > 255
then Logarithmic:=255
else Logarithmic:=R;
end;

```

**** Funcție de zgomot**

```

function Noise(C: Integer): Integer;
begin
if Random(256) < T
then Noise:=255 //se schimbă culoarea pixel-ului în alb, aleator
else Noise:=C; //sau culoarea rămâne neschimbată
end;

```

**** Funcție sinusoidală**

```

function Sine(C: Integer): Integer;
var
R: Integer;
S: Real;
begin
S:=sin(sqrt(sqr(x/3-51)+sqr(y-51)));
R:=Trunc(C/10*(T/127*S+9));
if R > 255
then Sine:=255
else Sine:=R;
end;

```

**** Funcție de colorare**

```

function Colorizer(C: Integer): Integer;
begin
if x mod 3 = Window.ItemColorize.Tag //Pad-ul din meniul "Efecte de culori"
are o proprietate - "Tag"
then if C+T-127 <= 255 // în funcție de care se selectează
canalul modificat de potențiomtru (R,G,B)
then if C+T-127 >= 0
then Colorizer:=C+T-127

```



```

        else Colorizer:=0
      else Colorizer:=255
    else Colorizer:=C;
  end;

** Funcția de negativare
function Negativ(C: Integer): Integer;
begin
  C:=255-C;
end;

for y:=0 to Height-1
  do begin
    ReadLine:=ScanLine[y];
    for x:=0 to Width-1
      do begin
        MedianValue:=(ReadLine^[3*x]+ReadLine^[3*x+1]+ReadLine[3*x+2])
div 3;

        ReadLine^[3*x]:=MedianValue;
        ReadLine^[3*x+1]:=MedianValue;
        ReadLine^[3*x+2]:=MedianValue;
      end;
    end;

** Rutina de "tonuri de gri" („greyscale")
for y:=0 to Height-1
  do begin
    ReadLine:=ScanLine[y];
    for x:=0 to Width-1
      do begin
        MedianValue:=(ReadLine^[3*x]+ReadLine^[3*x+1]+ReadLine[3*x+2])
div 3;

        ReadLine^[3*x]:=MedianValue;
        ReadLine^[3*x+1]:=MedianValue;
        ReadLine^[3*x+2]:=MedianValue;
      end;
    end;

// fiecare canal se completează cu media aritmetică a tuturor canalelor pixel-ului respectiv (R,G și B)

** Procedura de oglindă („mirror") - pe orizontală
procedure TWindow.ItemSubHorizontalClick(Sender: TObject);
var
  ReadLine: PByteArray;
  W: Integer;
  procedure SwapCh(Ch1,Ch2: Word); //interschimbă valorile a două canale
  var aux: Byte;
  begin
    aux:=ReadLine^[Ch1];
    ReadLine^[Ch1]:=ReadLine^[Ch2];

```

```

-
  ReadLine^[Ch2]:=aux;
end;
begin
  with Image.Picture.Bitmap
  do begin
    W:=Width-1;
    for y:=0 to Height-1
    do begin
      ReadLine:=ScanLine[y];
      for x:=0 to W shr 1
      do begin
        SwapCh(3*x,3*(W-x));
        SwapCh(3*x+1,3*(W-x)+1);
        SwapCh(3*x+2,3*(W-x)+2);
        // se interschimbă coloana 1 cu coloana n, coloana 2 cu coloana n-
1 etc.
      end;
    end;
  end;
end;

```

**** Procedura de oglindă - pe verticală**

```

procedure TWindow.ItemSubVerticalClick(Sender: TObject);
var
  P,Q,aux: PByteArray;
  H: Integer;
begin
  with Image.Picture.Bitmap
  do begin
    GetMem(aux, 3*Width);
    H:=Height-1;
    for y:=0 to H shr 1
    do begin
      P:=ScanLine[y];
      Q:=ScanLine[H-y];
      Move(P^, aux^, 3*Width);
      Move(Q^, P^, 3*Width);
      Move(aux^, Q^, 3*Width);
    end;
    FreeMem(aux, 3*Width);
  end;
  // se schimbă rândul 1 cu rândul n, rândul 2 cu rândul n-1 etc.
end;

```

**** Procedura de mărire**

```

procedure TWindow.ItemZoomInClick(Sender: TObject);
var
  ReadLine,PreReadLine,aux: PByteArray;
  k: 0..2;
begin
  with ImageAux.Picture.Bitmap

```

```

-
do begin
    Height:=Image.Picture.Bitmap.Height shl 1;
    Width:=Image.Picture.Bitmap.Width shl 1;
    end; // creează o imagine nouă cu dimensiuni duble celei inițiale
// și fiecare pixel din imaginea inițială va apărea de două ori succesiv în
// imaginea nouă pe o linie
// și similar, de două ori succesiv pe linia următoare
with Image.Picture.Bitmap
do for y:=0 to Height-1
do begin
    ReadLine:=ScanLine[y];
    PreReadLine:=ImageAux.Picture.Bitmap.ScanLine[y shl 1];
    for x:=0 to Width-1
do for k:=0 to 2
do begin
    PreReadLine^[6*x+k]:=ReadLine^[3*x+k];
    PreReadLine^[6*x+3+k]:=ReadLine^[3*x+k];
end;
aux:=PreReadLine;
PreReadLine:=ImageAux.Picture.Bitmap.ScanLine[y shl 1+1];
Move(aux^, PreReadLine^, 6*Width);
end;
end;

```

**** Procedura de micșorare**

```

procedure TWindow.ItemZoomOutClick(Sender: TObject);
var
    LineHi,LineLo,ReadLine: PByteArray;
    ColIndex: Integer;
begin
with ImageAux.Picture.Bitmap
do begin
    Height:=Image.Picture.Bitmap.Height shr 1;
    Width:=Image.Picture.Bitmap.Width shr 1;
    end; // se creează o imagine nouă cu dimensiuni pe jumătate a celei
// inițiale
// se face media aritmetică a patru pixeli dispuși sub forma unui pătrat și se va
// trece o dată în imaginea nouă
with Image.Picture.Bitmap
do for y:=0 to (Height-1) shr 1
do begin
    LineHi:=ScanLine[y shl 1];
    LineLo:=ScanLine[y shl 1+1];
    ReadLine:=ImageAux.Picture.Bitmap.ScanLine[y];
    for x:=0 to (3*Width-1) shr 1
do begin
    ColIndex:=x shl 1-x mod 3;
    ReadLine^[x]:=(LineHi^[ColIndex]+LineHi^[ColIndex+3]+
    LineLo^[ColIndex]+LineLo^[ColIndex+3]) shr 2;
end;
end;
end;

```

end;

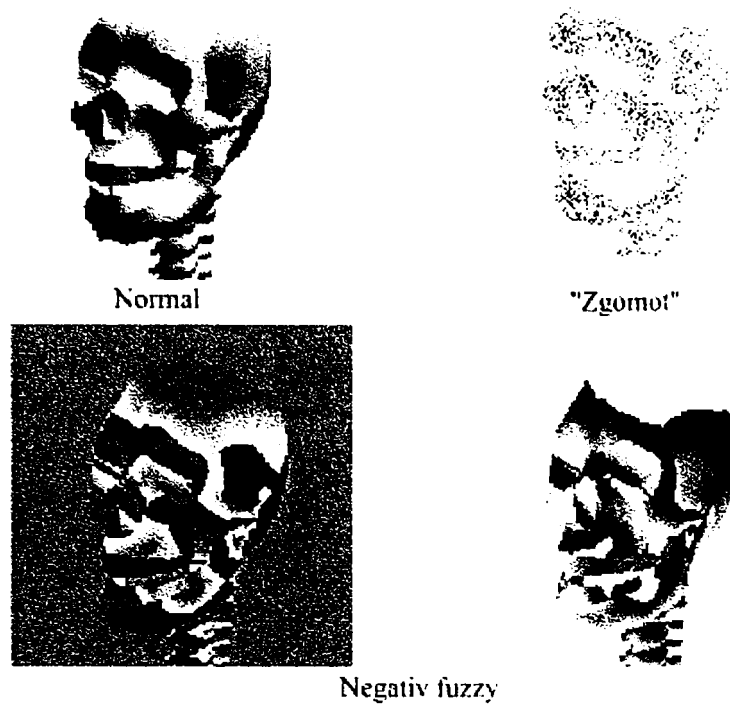


Fig. 6.31 – Exemple ale aplicării unor filtre ale programului

**** Funcția de negativ de nivel**

```
function Neg(C: Byte): Byte;  
begin  
  if T > C  
    then Neg:=T-C  
    else Neg:=255-C+T;  
// Negativarea se execută în funcție de "T" = poziția cursorului în TrackBar  
end;
```

**** Funcție care generează umbre și surse de lumină**

(Principiu de funcționare: dacă un canal (R,G,B) al unui pixel depășește un prag dat de poziția cursorului în TrackBar, atunci acel canal va deveni 0 sau 255, în funcție de care e mai aproape valoarea sa)

```
function Shadow(C: Byte): Byte;  
begin  
  if C > 255-T  
    then Shadow:=255  
  else if C < T  
    then Shadow:=0  
    else Shadow:=C;  
end;
```

**** Procedura de detectare a limitelor (contururilor) unui obiect**

(Principiu de funcționare: se compară culoarea unui pixel cu cea a celui care îl urmează pe orizontală și pe verticală și dacă diferența de culoare trece peste un prag dat de poziția TrackBar-ului, se accentuează culoarea respectivului pixel)

```

procedure TWindow.ItemDetectBoundsClick(Sender: TObject);
var
  PHi,PLo, QHi,QLo: PByteArray;
  k: Byte;
  AddValue: Byte;
begin
with Image.Picture.Bitmap
  do for y:=1 to Height-1
    do begin
      PHi:=ImageAux.Picture.Bitmap.ScanLine[y-1];
      PLo:=ImageAux.Picture.Bitmap.ScanLine[y];
// se citesc două rânduri de pixeli
      QHi:=ScanLine[y-1];
      QLo:=ScanLine[y];
      for x:=0 to Width-1
        do begin
// Orizontal
          if x > 0
            then begin
              AddValue:=0;
              for k:=0 to 2
                do AddValue:=Abs(PHi^[3*x+k]-PHi^[3*(x-1)+k]);
                  AddValue:=(AddValue div 3);
// modulul diferenței valorilor celor doi pixeli se calculează ca fiind media
aritmetică a canalelor R,G, B ale pixel-ului
                  for k:=0 to 5
                    do begin
                      if QHi^[3*x+k-3]+AddValue > 255
                        then QHi^[3*x+k-3]:=255
                      else QHi^[3*x+k-3]:=QHi^[3*x+k-3]+AddValue;
// această valoare (modulul diferenței) se adaugă la cei doi pixeli așezați unul
după altul, accentuând culoarea acestora spre alb (255,255,255)
                    end;
                  end;
// Vertical
                  AddValue:=0;
                  for k:=0 to 2
                    do AddValue:=Abs(PHi^[3*x+k]-PLo^[3*x+k]);
                      AddValue:=(AddValue div 3);
// se calculează similar modulul diferenței a doi pixeli așezați unul sub altul
                    for k:=0 to 2
                      do begin
                        if QHi^[3*x+k]+AddValue > 255
                          then QHi^[3*x+k]:=255
                        else QHi^[3*x+k]:=QHi^[3*x+k]+AddValue;
                          if QLo^[3*x+k]+AddValue > 255
                            then QLo^[3*x+k]:=255
                          else QLo^[3*x+k]:=QLo^[3*x+k]+AddValue;
// se adaugă valoarea calculată la ambii pixeli
                        end;
                    end;
                end;
            end;
        end;
    end;
end;

```

```

        end;
    end;
end;

** Procedura de reliefare a conturului
// Similară procedurii anterioare, dar în acest caz, valoarea adăugată poate fi
și negativă, deci culoarea unui pixel poate fi mărită, dar și micșorată.
procedure TWindow.ItemEmbossBoundsClick(Sender: TObject);

    ** Procedură de incrementare a valorii unui pixel, ținând cont de faptul că
această valoare trebuie să se încadreze în intervalul 0...255
    procedure IncValue(aVal: Integer; var nVal: Byte);
    begin
        if nVal+aVal > 255
        then nVal:=255
        else if nVal+aVal < 0
        then nVal:=0
        else nVal:=nVal+aVal;
    end;
var
    PHi,PLo, QHi,QLo: PByteArray;
    k: Byte;
    AddValue: Integer;
begin
    with Image.Picture.Bitmap
    do for y:=1 to Height-1
        do begin
            PHi:=ImageAux.Picture.Bitmap.ScanLine[y-1];
            PLo:=ImageAux.Picture.Bitmap.ScanLine[y];
            // se citesc două rânduri de pixeli
            QHi:=ScanLine[y-1];
            QLo:=ScanLine[y];
            for x:=0 to Width-1
            do begin
                // Orizontal
                if x > 0
                then begin
                    AddValue:=0;
                    for k:=0 to 2
                    do AddValue:=PHi^[3*(x-1)+k]-PHi^[3*x+k];
                    AddValue:=AddValue div 3;
                    // Valoarea de adăugat nu mai e reprezentată de modulul diferenței a două culori
                    // de pixeli, ci de valoarea efectivă a acestei diferențe de numere din intervalul
                    // 0...255, diferență care poate fi și negativă.
                    for k:=0 to 5
                    do IncValue(AddValue, QHi^[3*x+k-3]);
                // Această valoare se adaugă la doi pixeli așezați succesiv unul după altul
                end;
            // Vertical
                AddValue:=0;
                for k:=0 to 2

```

```

do AddValue:=PHI^[3*x+k]-PLo^[3*x+k];
AddValue:=AddValue div 3;
for k:=0 to 2
do begin
    IncValue(AddValue, QHi^[3*x+k]);
    IncValue(AddValue, QLo^[3*x+k]);
// ...și la doi pixeli așezați unul sub altul.
end;
end;
end;
end;

```

Domeniile de aplicare ale unui astfel de program sunt foarte largi; în absolut orice domeniu care folosește imagini (fotografiate, scanate, obținute din Internet) este necesară o minimă prelucrare a acestora, în vederea îmbunătățirii impactului vizual. Pentru introducerea unei imagini într-o lucrare, este necesară măcar scalarea acesteia, în scopul încadrării în spațiul tipografic disponibil, dacă nu și rotirea ei sau modificarea contrastului și a luminozității.

Capitolul 7

Contribuții originale

Contribuțiile originale au fost sistematizate în funcție de capitolele tezei și vor fi prezentate în această cronologie.

Capitolul 1 - *Stadiul actual cunoscut al biomecanicii scheletului osos al feței umane.*

Acest capitol este introductiv și nu prezintă elemente originale.

Capitolul 2 - *Biomecanica sistemului osos uman.*

Elementele originale conținute în acest capitol sunt:

- Crearea unui model simplificat al mandibulei umane
- Metodă de calculare a momentelor de inerție centrifugale și axiale pentru acest model. S-a realizat modelarea geometrică cu ajutorului programului de elemente finite Femap 7.0, care a generat și coordonatele 3D ale tuturor nodurilor și elementelor structurii discretizate. Aceste coordonate au fost importate în MathCAD, sub forma a trei matrice și s-au aplicat direct formulele de definiție ale momentelor de inerție, ca sume. Metoda este aplicabilă pentru calcularea momentelor de inerție a oricărui model geometric

- O completare și argumentare științifică a teoriei - existente în medicină - remanierii spongioasei osoase, care suferă în permanență modificări de dimensiune și de orientare. S-a creat un model geometric al cavității osului spongios al scheletului osos al capului și s-a analizat cu metoda elementelor finite, care a confirmat ipoteza emisă. Metoda este aplicabilă oricărui os din componența sistemelor vii, dacă în componența acestuia există și substanță osoasă de natură spongioasă.

Capitolul 3 - Geometria și proporțiile corpului uman.

În acest capitol s-au prezentat următoarele elemente originale:

- Program pentru generarea unui număr finit de termeni ai șirului lui Fibonacci cu orice bază de pornire și calcularea numărului de aur ϕ din elementele acestui șir, realizat în limbajul de programare FoxPro.
- Program pentru generarea de șiruri fibonacciene, pornind de la două numere aleatoare, realizat în MathCAD.
- Program pentru aflarea unui termen de orice rang dintr-un șir fibonacciian, realizat în MathCAD.

Toate aceste programe pot avea aplicabilitate la punerea în proporție a elementelor anatomice ale corpului uman în general și ale scheletului osos al feței, în particular; de asemenea, pot fi aplicabile în sistemul de învățământ, în studiul matematicii.

Capitolul 4 - Biomecanica fizionomiei umane.

Acest capitol prezintă următoarele elemente originale:

- Un program complex, realizat în limbajul de programare Delphi (Borland / Inprise), care permite

crearea de fizionomii umane din organele sale componente, respectiv modificări asupra fizioniilor prin substituirea / corectarea formei și dimensiunilor elementelor faciale. Aplicabilitatea programului se referă la chirurgia estetică și maxilo-facială, precum și pentru realizarea de portrete-robot. Programul poate fi completat continuu de către utilizator, prin posibilitățile sale de a permite adăugări de noi elemente faciale în baza de date inițială.

- Program de punere în proporție a feței umane, prin generarea unei grile de proporționare, bazată pe considerente legate de raportul de aur, prezentat în capitolul 3. Programul aplică grila peste fotografia pacientului și indică ce corecții de proporționalitate a fizionomiei ar fi necesare. Este aplicabil în chirurgia maxilo-facială, precum și în domeniul artelor.

Capitolul 5 - Mecanica mandibulei.

În acest capitol s-au dezvoltat următoarele elemente originale:

- Analiza mecanică a mandibulei, asimilată cu un rigid cu axă fixă de rotație.
- Determinarea punctelor de contact interdental prin prelucrare grafică a radiografiilor dentare, cu aplicabilitate în stomatologie.
- Analiza solicitărilor mecanice la suprafața de contact a dinților în ocluzie, aplicând metoda elementelor finite. Oferă informații utile medicilor stomatologi.
- Realizarea grafică a unui model geometric realist de mandibulă tridimensională, utilizabil pentru orice studii geometrice sau de rezistența materialelor.

- Analiza solicitărilor mecanice la care este supusă mandibula, folosind metoda elementelor finite și modelul geometric realizat. S-au stabilit tensiunile în masa osoasă a mandibulei, în articulațiile temporo-mandibulare și dinți, determinate de acțiunea principalilor mușchi masticatori. Este aplicabil în stomatologie și gnatologie.
- S-au stabilit zonele de risc pentru mandibulă, inclusiv în cazul simulării unei ciocniri. Oferă informații utile medicilor stomatologi și ortopezi.
- S-au analizat solicitările care apar în masa dinților, care au fost modelați realist, atât geometric cât și ținând cont de materialele diferite care intră în componența lor. S-a simulat și cazul dinților îmbrăcați în aliaje metalice, folosind metoda elementelor finite. Acest tip de analiză poate fi util în cercetările din domeniul materialelor folosite în stomatologie.

Capitolul 6 - Imagistica în biomecanică.

Acest capitol conține următoarele elemente originale:

- Realizarea grafică a unui model de craniu uman, utilizabil pentru orice studii geometrice sau de rezistența materialelor
- Realizarea grafică a tuturor secțiunilor, în orice plan, prin craniul uman. Este folositor mai multor domenii ale medicinei.
- Realizarea unor structuri spațiale elementare, care pot fi folosite în modelarea elementelor scheletice, utilizând sisteme Lindenmayer și limbajul de programare aferent acestora. Reprezintă o direcție de cercetare nouă, care ar putea completa sau chiar înlocui metodele existente de modelare geometrică a unor structuri biologice reale.

- Conceperea unor algoritmi pentru prelucrarea imaginilor. Reprezintă o îmbogățire a tehnicilor imagisticii și prelucrării de imagini cu ajutorul calculatorului.
- Program pentru prelucrări de imagini, realizat în limbajul Delphi. Programul permite:
 - modificarea contrastului și luminozității imaginii studiate;
 - scalare;
 - rotire;
 - transpunere „în oglindă”;
 - funcție de colorare, respectiv de tonuri de gri;
 - negativarea imaginii;
 - funcție de detectare a contururilor;
 - funcție de reliefare a contururilor;
 - funcție de generare de umbre în funcție de direcția sursei de iluminat.

Este aplicabil în orice domeniu în care se lucrează cu imagini și este necesară, fiindcă este necesară măcar o minimă prelucrare a acestora.

7.1 Obiective și direcții ulterioare de cercetare

Complexitatea ridicată a scheletului facial și cea maximă a articulației temporo-mandibulare, determină necesitatea continuării și aprofundării direcțiilor dezvoltate în teză. În acest sens, obiectivele propuse sunt:

- crearea unor modele geometrice și mai performante, prin modelare grafică, respectiv prin perfecționarea modelării bazate pe sistemele Lindenmayer;

- modelări biomecanice la nivel de amănunt (de exemplu, doar porțiunea cartilaginoasă a articulației temporo-mandibulare sau fiecare tip de dinte în parte), însoțite de studierea detaliată a componentelor respective;
- analize de solicitări mecanice, cu metoda elementelor finite, pe volume foarte mici, la nivel de amănunt, în zone considerate de maxim interes;
- realizarea de programe de complexitate sporită pentru modelare și prelucrare de imagini biomecanice;
- realizarea de programe de complexitate sporită destinate chirurgiei plastice și maxilo-faciale;
- o colaborare și mai strânsă cu medicina în general, în încercarea de soluționare a unor probleme concrete cu care se confruntă în practică, altele decât cele dezvoltate în teză.

Anexa 1

Program de creare și modificare a fizionomiilor

```
unit FaceDesigner;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms,
  Dialogs, ExtCtrls, Buttons, ComCtrls, StdCtrls, Menus, oxMenus,
  oxBtns, IniFiles, ExtDlgs, CheckLst;

const
  FacePartsCount = 12;
  VerNo = '3.2';

type
  TWindow = class(TForm)
    StatusBar: TStatusBar;
    ButtonsPanel: TPanel;
    UpArrowBtn: TSpeedButton;
    LeftArrowBtn: TSpeedButton;
    RightArrowBtn: TSpeedButton;
    DownArrowBtn: TSpeedButton;
    FacePanel: TPanel;
    Board: TImage;
    oxPopupMenuBoard: ToxPopupMenu;
    ItemPopupBringToFront: TMenuItem;
    ItemPopupSendToBack: TMenuItem;
    ImageBack: TImage;
    SBtnBringToFront: TSpeedButton;
    SBtnSendToBack: TSpeedButton;
    ExitQBtn: ToxButton;
    oxMenu: ToxMenu;
    File1: TMenuItem;
    Exit1: TMenuItem;
    N2: TMenuItem;
    SaveAs1: TMenuItem;
    Save1: TMenuItem;
    Open1: TMenuItem;
    New1: TMenuItem;
    OpenDlg: TOpenDialog;
    SaveDlg: TSaveDialog;
    SavePic: TSavePictureDialog;
    ShapeBack: TShape;
    N1: TMenuItem;
    Export1: TMenuItem;
    CheckListBox: TCheckListBox;
    TrackBarMoveStep: TTrackBar;
```

```

-
Bibliotecl: TMenuItem;
Prelucrrimaginel: TMenuItem;
procedure ExitQBtnClick(Sender: TObject);
procedure BoardMouseMove(Sender: TObject; Shift: TShiftState; X,
  Y: Integer);
procedure BoardMouseDown(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
  Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
procedure FormCreate(Sender: TObject);
procedure FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);
procedure UpArrowBtnClick(Sender: TObject);
procedure RightArrowBtnClick(Sender: TObject);
procedure DownArrowBtnClick(Sender: TObject);
procedure LeftArrowBtnClick(Sender: TObject);
procedure BoardDblClick(Sender: TObject);
procedure FormKeyDown(Sender: TObject; var Key: Word;
  Shift: TShiftState);
procedure BoardMouseUp(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
  Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
procedure ItemPopupBringToFrontClick(Sender: TObject);
procedure ItemPopupSendToBackClick(Sender: TObject);
procedure FacePanelResize(Sender: TObject);
procedure New1Click(Sender: TObject);
procedure Save1Click(Sender: TObject);
procedure Open1Click(Sender: TObject);
procedure SaveAs1Click(Sender: TObject);
procedure Export1Click(Sender: TObject);
procedure CheckListBoxClickCheck(Sender: TObject);
procedure CheckListBoxClick(Sender: TObject);
procedure TrackBarMoveStepChange(Sender: TObject);
private
  procedure RepaintParts;
  procedure SelMouseDown(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
    Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
  procedure SelMouseUp(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
    Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
  procedure SelMouseMove(Sender: TObject; Shift: TShiftState; X,
    Y: Integer);
  procedure UpdateCheckListBox;
public
end;

TFacePartsEnum = 1..FacePartsCount;
TFacePart = object
  Caption,
  LowCaption: TCaption;
  Pos: TPoint;
  Width,
  Height: Integer;
  Visible: Boolean;
  FileDir: TFileName;
  FileName: TFileName;

```

```

-
ImagePart: TBitmap;
Level: Byte;
procedure MovePart(dx,dy: Integer);
procedure Render;
end;

const
  FacePart: array[TFacePartsEnum] of TFacePart = (
{Face}      (Caption: 'FAȚA';
             LowCaption: 'Fața';
             FileDir: 'Face'),
{Hair}      (Caption: 'PĂRUL';
             LowCaption: 'Părul';
             FileDir: 'Hair'),
{Mouth}     (Caption: 'GURA';
             LowCaption: 'Gura';
             FileDir: 'Mouth'),
{Nose}      (Caption: 'NASUL';
             LowCaption: 'Nasul';
             FileDir: 'Nose'),
{Moustache} (Caption: 'MUSTAȚA';
             LowCaption: 'Mustața';
             FileDir: 'Moustache'),
{Left eye}  (Caption: 'OCHIUL STÂNG';
             LowCaption: 'Ochiul stâng';
             FileDir: 'Eye\LeftEye'),
{Right eye} (Caption: 'OCHIUL DREPT';
             LowCaption: 'Ochiul drept';
             FileDir: 'Eye\RightEye'),
{Left eyelid} (Caption: 'SPRÂNCEANA STÂNGĂ';
             LowCaption: 'Sprânceana stângă';
             FileDir: 'Eyelid\LeftEyeLid'),
{Right eyelid} (Caption: 'SPRÂNCEANA DREAPTĂ';
             LowCaption: 'Sprânceana dreaptă';
             FileDir: 'Eyelid\RightEyeLid'),
{Beard}     (Caption: 'BARBA';
             LowCaption: 'Barba';
             FileDir: 'Beard'),
{Left ear}  (Caption: 'URECHEA STÂNGĂ';
             LowCaption: 'Urechea stângă';
             FileDir: 'Ear\LeftEar'),
{Right ear} (Caption: 'URECHEA DREAPTĂ';
             LowCaption: 'Urechea dreaptă';
             FileDir: 'Ear\RightEar'));

var
  Window: TWindow;

  Path: string;
  Sel,sSel: TFacePartsEnum;
  Selection: string;

```



```

-
SmthSel: Boolean;

implementation

uses FaceDesignerBrowser;

{$R *.DFM}

const
    MoveStep : Byte = 1;
    InitSection = 'Initialization';

var
    ox,oy,
    x,y: Integer;

    SelRect: array[-1..+1,-1..+1] of TImage;
    i,j: -1..+1;

    FileSaved,
    CancelExecute,
    Modified: Boolean;
    SavedName,
    OldSavedName: TFileName;

// funcție de verificare a salvării imaginii
function TestSaved: Boolean;
var
    CancelSelect: Boolean;
begin
    if Modified
    then begin
        CancelSelect:=False;
        if not FileSaved
        then case MessageDlg('Imaginea nu a fost salvată. Salvați acum?',
            mtWarning, mbYesNoCancel, 0)
            of mrYes: Window.SaveClick(NIL);
            mrCancel: CancelSelect:=True;
            end;
        end
    else CancelSelect:=False;
    TestSaved:=not CancelSelect;
end;

// Ieșirea din program
procedure TWindow.ExitQBtnClick(Sender: TObject);
begin
    if TestSaved
    then if not CancelExecute
        then Close;
end;

```

```

// Rutina de afișare a ghidajelor de selecție
procedure SelectImage(Part: TFacePart);
var
  k: Integer;
begin
  for i:=-1 to 1
    do for j:=-1 to 1
      do if not((i=0) and (j=0))
        then with SelRect[i,j]
          do begin
            Left:=Part.Pos.x+Part.Width shr 1+(Part.Width shr 1)*i-3*i;
            Top:=Part.Pos.y+Part.Height shr 1+(Part.Height shr 1)*j-3*j;
            if not Visible
              then Show;
          end;
        SmthSel:=True;
// Activează butoanele ce se referă la obiectul selectat
with Window
do begin
  StatusBar.Panels[1].Text:='Obiect selectat: ''+Part.Caption+''';
  for k:=0 to ComponentCount-1
    do if Components[k].Tag = 1
      then if not (Components[k] as TControl).Enabled
        then (Components[k] as TControl).Enabled:=True;
  ItemPopupBringToFront.Enabled:=True;
  ItemPopupSendToBack.Enabled:=True;
  CheckListBox.ItemIndex:=FacePart[Sel].Level-1;
end;
end;
// Rutina de ascundere a ghidajelor de selecție
procedure DeselectImage;
var
  k: Integer;
begin
  for i:=-1 to 1
    do for j:=-1 to 1
      do if not((i=0) and (j=0))
        then with SelRect[i,j]
          do if Visible
            then Hide;
        SmthSel:=False;
// Dezactivează butoanele ce se referă la obiectul selectat
with Window
do begin
  StatusBar.Panels[1].Text:='Nimic nu este selectat';
  for k:=0 to ComponentCount-1
    do if Components[k].Tag = 1
      then if (Components[k] as TControl).Enabled
        then (Components[k] as TControl).Enabled:=False;
  ItemPopupBringToFront.Enabled:=False;

```

```

        ItemPopupSendToBack.Enabled:=False;
        CheckListBox.ItemIndex:=-1;
    end;
end;

// Rutina de desenare a unei parți ale feței pe ecran
procedure TFacePart.Render;
begin
    with Window.Board.Canvas
        do StretchDraw(Rect(Pos.X,Pos.Y, Pos.X+Width,Pos.Y+Height), ImagePart);
end;

// Rutina de desenare a tuturor părților componente ale feței pe ecran
procedure TWindow.RepaintParts;
var
    auxSel: TFacePartsEnum;
    LevelSel: Byte;
begin
    Board.Canvas.FillRect(Window.Board.ClientRect);
    for LevelSel:=FacePartsCount downto 1
        do for auxSel:=1 to FacePartsCount
            do with FacePart[auxSel]
                do if Visible and (Level = LevelSel)
                    then Render;
end;

var
    AuxBitmap: TBitmap;
    sox,soy: Integer;
procedure TWindow.SelMouseDown;
begin
    AuxBitmap:=TBitmap.Create;
    with FacePart[Sel]
        do AuxBitmap.LoadFromFile(FileDir+FileName);
    if Button = mbLeft
        then begin
            sox:=X;
            soy:=Y;
        end;
end;

procedure TWindow.SelMouseMove;
begin
// Rutina de redimensionare a părții selectate
    if ssLeft in Shift
        then with FacePart[Sel]
            do try
                if not Modified
                    then Modified:=True;
                if Sender = SelRect[1,1]
                    then begin

```

```

        Width:=Width+X-sox;
        Height:=Height+Y-soy;
    end;
if Sender = SelRect[0,1]
    then Height:=Height+Y-soy;
if Sender = SelRect[1,0]
    then Width:=Width+X-sox;
if Sender = SelRect[-1,-1]
    then begin
        Pos.X:=Pos.X+X-sox;
        Pos.Y:=Pos.Y+Y-soy;
        Width:=Width-X+sox;
        Height:=Height-Y+soy;
    end;
if Sender = SelRect[0,-1]
    then begin
        Pos.Y:=Pos.Y+Y-soy;
        Height:=Height-Y+soy;
    end;
if Sender = SelRect[-1,0]
    then begin
        Pos.X:=Pos.X+X-sox;
        Width:=Width-X+sox;
    end;
if Sender = SelRect[+1,-1]
    then begin
        Pos.Y:=Pos.Y+Y-soy;
        Width:=Width+X-sox;
        Height:=Height-Y+soy;
    end;
if Sender = SelRect[-1,+1]
    then begin
        Pos.X:=Pos.X+X-sox;
        Width:=Width-X+sox;
        Height:=Height+Y-soy;
    end;
ImagePart.Width:=Width;
ImagePart.Height:=Height;
ImagePart.Canvas.StretchDraw(ImagePart.Canvas.ClipRect,
                               AuxBitmap);

RepaintParts;
SelectImage(FacePart[Sel]);
except on EOutOfResources
    do ;
end;

end;

procedure TWindow.SelMouseUp;
begin
    AuxBitmap.Free;
end;

```

```

function Lead(No: Integer): string;
begin
  if No < 10
  then Lead:='0'+IntToStr(No)
  else Lead:=IntToStr(No);
end;

// Afişarea părşilor feţei în listă
procedure TWindow.UpdateCheckListBox;
begin
  with CheckListBox
  do begin
    Items.Clear;
    for sSel:=1 to FacePartsCount
    do Items.Add(Lead(FacePart[sSel].Level)+'.'+' '+FacePart[sSel].LowCaption);
    for sSel:=1 to FacePartsCount
    do Checked[FacePart[sSel].Level-1]:=FacePart[sSel].Visible;
  end;
end;

// La intrarea în program... :
procedure TWindow.FormCreate(Sender: TObject);
var
  Bitmap: TBitmap;
begin
  Path:=ExtractFilePath(Application.ExeName);
  SaveDlg.InitialDir:=Path+'Images';
  OpenDlg.InitialDir:=Path+'Images';
  SavePic.InitialDir:=Path+'Images';
  SavedName:='';
  Modified:=False;
  CancelExecute:=False;
// Incărcarea imaginilor de ghidaj de selecţie
  for i:=-1 to 1
  do for j:=-1 to 1
  do if not ((i=0) and (j=0))
  then begin
    SelRect[i,j]:=TImage.Create(Self);
    with SelRect[i,j]
    do begin
      if Visible
      then Hide;
      case i of
        -1: case j of
          -1: Cursor:=crSizeNWSE;
          0: Cursor:=crSizeWE;
          +1: Cursor:=crSizeNESW;
        end;
        0: Cursor:=crSizeNS;
        +1: case j of

```

```

        -1: Cursor:=crSizeNESW;
        0: Cursor:=crSizeWE;
        +1: Cursor:=crSizeNWSE;
    end;
end;
Parent:=FacePanel;
Picture.Bitmap.LoadFromFile(Path+'SelActive.bmp');
Transparent:=True;
AutoSize:=True;
OnMouseDown:=SelMouseDown;
OnMouseMove:=SelMouseMove;
OnMouseUp:=SelMouseUp;
end;
end;

// Incărcarea imaginilor părților componente ale feței
SmthSel:=False;
for Sel:=1 to FacePartsCount
do with FacePart[Sel]
do begin
    Visible:=True;
    Level:=FacePartsCount-Sel+1;
    FileDir:=Path+'Data\'+FileDir+'\';
    {}    FileName:='0.bmp';

    ImagePart:=TBitmap.Create;
    ImagePart.LoadFromFile(FileDir+FileName);
    ImagePart.TransparentColor:=clWhite;
    ImagePart.Transparent:=True;
    Height:=ImagePart.Height;
    Width:=ImagePart.Width;
end;
UpdateCheckListBox;
// Desenarea părților feței pe ecran
RepaintParts;
end;

// Rutina de eliberare a memoriei alocate pt. imagini
procedure TWindow.FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);
begin
    for i:=-1 to 1
    do for j:=-1 to 1
    do if not((i=0) and (j=0))
    then SelRect[i,j].Free;
    for Sel:=1 to FacePartsCount
    do with FacePart[Sel]
    do ImagePart.Free;
end;

// Rutina de mutare a unei părți ale feței
procedure TFacePart.MovePart;

```

```

begin
  if not ((dx = 0) and (dy = 0))
  then with Window.Board.Canvas
    do begin
      if not Modified
      then Modified:=True;
      Pos.X:=Pos.X+dx;
      Pos.Y:=Pos.Y+dy;
      Window.RepaintParts;
      SelectImage(FacePart[Sel]);
    end;
end;

// Rutine de mutare fină a părților feței
procedure TWindow.UpArrowBtnClick(Sender: TObject);
begin
  if SmthSel
  then FacePart[Sel].MovePart(0, -MoveStep);
end;

procedure TWindow.RightArrowBtnClick(Sender: TObject);
begin
  if SmthSel
  then FacePart[Sel].MovePart(+MoveStep, 0);
end;

procedure TWindow.DownArrowBtnClick(Sender: TObject);
begin
  if SmthSel
  then FacePart[Sel].MovePart(0, +MoveStep);
end;

procedure TWindow.LeftArrowBtnClick(Sender: TObject);
begin
  if SmthSel
  then FacePart[Sel].MovePart(-MoveStep, 0);
end;

// Afisarea ferestrei de selecție a imaginii din bibliotecă
procedure TWindow.BoardDblClick(Sender: TObject);
begin
  if SmthSel
  then with WindowBrowser
    do begin
      ShowModal;
      if ModalResult = mrOk
      then with FacePart[Sel]
        do begin
          FileName:=Selection;
          ImagePart.LoadFromFile(FileDir+FileName);
          Height:=ImagePart.Height;
        end;
      end;
    end;
end;

```

```

        Width:=ImagePart.Width;
    end;
    RepaintParts;
    SelectImage(FacePart[Sel]);
    if not Modified
    then Modified:=True;
end;
end;

procedure TWindow.FormKeyDown(Sender: TObject; var Key: Word;
    Shift: TShiftState);
const
    Redraw: Boolean = True;
begin
    if not SmthSel
    then Exit;
    case Key
    of VK_DELETE: begin
        if not Modified
        then Modified:=True;
        FacePart[Sel].Visible:=False;
        CheckListBox.Checked[FacePart[Sel].Level-1]:=False;
        Board.Hint:='';
        DeselectImage;
        end;
    // Activarea butoanelor de deplasare cu ajutorul tastaturii
    VK_LEFT: LeftArrowBtnClick(Sender);
    VK_UP: UpArrowBtnClick(Sender);
    VK_DOWN: DownArrowBtnClick(Sender);
    VK_RIGHT: RightArrowBtnClick(Sender);
    VK_ESCAPE: DeselectImage;
    else Redraw:=False;
    end;
    if Redraw
    then RepaintParts;
end;

// funcție de testare a unei coordonate în anumite limite
function Between(Coord, FirstCoord,LastCoord: Integer): Boolean;
begin
    Between:=(Coord >= FirstCoord) and (Coord <= LastCoord);
end;

// Selectarea unei părți faciale
procedure TWindow.BoardMouseDown(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
    Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
var
    xSel: TFacePartsEnum;
    LevelCompare: Byte;
    FoundAtPos: Boolean;
begin

```



```

-
if not (ssDouble in Shift)
then begin
    FoundAtPos:=False;
    LevelCompare:=FacePartsCount;
    for xSel:=1 to FacePartsCount
    do with FacePart[xSel]
        do if Between(X, Pos.X,Pos.X+Width) and
            Between(Y, Pos.Y,Pos.Y+Height) and Visible
            then if Level <= LevelCompare
                then begin
                    FoundAtPos:=True;
                    LevelCompare:=Level;
                    Sel:=xSel;
                end;

    if FoundAtPos
    then SelectImage(FacePart[Sel])
    else DeselectImage;
// Reținerea coordonatelor inițiale pt. mutarea imaginii
    if Button = mbLeft
    then begin
        ox:=X;
        oy:=Y;
    end;
end;

end;

procedure TWindow.BoardMouseMove(Sender: TObject; Shift: TShiftState;
    X, Y: Integer);
var
    xSel: TFacePartsEnum;
    LevelCompare: Byte;
    ShownHint: Boolean;
begin
// Mutarea imaginii cu ajutorul mouse-ului
    if Shift = [ssLeft]
    then if SmthSel
        then begin
            if Screen.Cursor <> crDrag
            then Screen.Cursor:=crDrag;
            FacePart[Sel].MovePart(X-ox,Y-oy);
            ox:=X;
            oy:=Y;
        end
    else
    else begin
// Afișarea numelui părții feței pe StatusBar
        LevelCompare:=FacePartsCount;
        for xSel:=1 to FacePartsCount
        do with FacePart[xSel]
            do if Between(X, Pos.X,Pos.X+Width) and
                Between(Y, Pos.Y,Pos.Y+Height) and Visible

```

```

        then if Level <= LevelCompare
            then begin
                LevelCompare:=Level;
                Board.Hint:='' +Caption+', pe nivelul '+Lead(Level);
                ShownHint:=True;
            end;
        if not ShownHint
            then Board.Hint:='';
        end;
// Afisarea continuă a coordonatelor cursorului
    StatusBar.Panels[2].Text:=IntToStr(X)+' : '+IntToStr(Y);
end;

// Sfârșitul mutării imaginii
procedure TWindow.BoardMouseUp(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
    Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
begin
    Screen.Cursor:=crDefault;
end;

// Selectare "Adu în față"...
procedure TWindow.ItemPopupBringToFrontClick(Sender: TObject);
var
    auxLevel: Byte;
    FirstSel: TFacePartsEnum;
begin
    for FirstSel:=1 to FacePartsCount
        do if FacePart[FirstSel].Level < FacePart[Sel].Level
            then Inc(FacePart[FirstSel].Level);
    FacePart[Sel].Level:=1;
    UpdateCheckListBox;
    CheckListBox.ItemIndex:=0;
    RepaintParts;
end;

// Selectare "Trimite în spate"...
procedure TWindow.ItemPopupSendToBackClick(Sender: TObject);
var
    BackSel: TFacePartsEnum;
begin
    for BackSel:=1 to FacePartsCount
        do if FacePart[BackSel].Level > FacePart[Sel].Level
            then Dec(FacePart[BackSel].Level);
    FacePart[Sel].Level:=FacePartsCount;
    UpdateCheckListBox;
    CheckListBox.ItemIndex:=FacePartsCount-1;
    RepaintParts;
end;

procedure TWindow.FacePanelResize(Sender: TObject);
begin

```

```

-
with Board
do begin
    Picture.Bitmap.Height:=Height;
    Picture.Bitmap.Width:=Width;
end;
RepaintParts;
end;

procedure SetWndCaption(TheCaption: TCaption);
begin
    Window.Caption:='Face designer (version '+VerNo+') - {'+TheCaption+'}';
end;

// Rutina de deschidere unei imagini noi
procedure TWindow.NewClick(Sender: TObject);
begin
    if TestSaved
    then begin
        SmthSel:=False;
        for sSel:=1 to FacePartsCount
        do with FacePart{sSel}
        do begin
            Visible:=True;
            Level:=FacePartsCount-sSel+1;
            FileName:='0.bmp';

            ImagePart.LoadFromFile(FileDir+FileName);
            Pos.X:=0;
            Pos.Y:=0;
            Height:=ImagePart.Height;
            Width:=ImagePart.Width;
        end;
        RepaintParts;
        UpdateCheckListBox;
        DeselectImage;
        SavedName:='';
        SetWndCaption('untitled.fd');
        Modified:=False;
    end;
end;

// Salvarea unei imagini in format "Text" (*.fd)
procedure TWindow.SaveClick(Sender: TObject);
label
    AskAgain;
var
    Ini: TIniFile;
    Section: string;
begin
    AskAgain:
        CancelExecute:=False;

```

```

if SavedName = ''
then if SaveDlg.Execute
then begin
    SavedName:=SaveDlg.FileName;
    if FileExists(SavedName)
    then case MessageDlg('Fișierul există deja. Suprascriu?',
        mtWarning, mbYesNoCancel, 0)
        of mrYes: ;// Overwrite...
        mrNo: goto AskAgain;
        mrCancel: begin
            CancelExecute:=True;
            SavedName:=OldSavedName;
        end;
    end;
end
else begin
    CancelExecute:=True;
    SavedName:=OldSavedName;
end;
if not CancelExecute
then begin
    Ini:=TIniFile.Create(SavedName);
    with Ini
    do begin
        WriteInteger(InitSection, 'Form_ClientWidth', Window.ClientWidth);
        WriteInteger(InitSection, 'Form_ClientHeight', Window.ClientHeight);
        WriteInteger(InitSection, 'Image_Width', Board.Width);
        WriteInteger(InitSection, 'Image_Height', Board.Height);
    end;
    for sSel:=1 to FacePartsCount
    do with FacePart[sSel]
    do begin
        Section:='-'+IntToStr(sSel)+'-';
        Ini.WriteString(Section, 'Face part', Caption);
        Ini.WriteBool(Section, 'Visible', Visible);
        Ini.WriteInteger(Section, 'Level', Level);
        Ini.WriteString(Section, 'FileDir', FileDir);
        Ini.WriteString(Section, 'FileName', FileName);
        Ini.WriteInteger(Section, 'X', Pos.X);
        Ini.WriteInteger(Section, 'Y', Pos.Y);
        Ini.WriteInteger(Section, 'Height', Height);
        Ini.WriteInteger(Section, 'Width', Width);
    end;
    Ini.Free;
    SetWndCaption(ExtractFileName(SavedName));
    Modified:=False;
end;
end;

// Încărcarea unei imagini
procedure TWindow.Open1Click(Sender: TObject);

```

```

var
  Ini: TIniFile;
  Section: string;
begin
  if TestSaved
  then if OpenDlg.Execute
    then begin
      SavedName:=OpenDlg.FileName;
      Ini:=TIniFile.Create(SavedName);
      with Ini
      do begin
        Window.ClientWidth:=ReadInteger(InitSection, 'Form_ClientWidth',
0);
        Window.ClientHeight:=ReadInteger(InitSection,
'Form_ClientHeight', 0);
        Board.Width:=ReadInteger(InitSection, 'Image_Width', 0);
        Board.Height:=ReadInteger(InitSection, 'Image_Height', 0);
      end;
      for sSel:=1 to FacePartsCount
      do with FacePart[sSel]
      do begin
        Section:='-'+IntToStr(sSel)+'-';
        Visible:=Ini.ReadBool(Section, 'Visible', False);
        Level:=Ini.ReadInteger(Section, 'Level', 0);
        FileDir:=Ini.ReadString(Section, 'FileDir', '');
        FileName:=Ini.ReadString(Section, 'FileName', '');
        ImagePart.LoadFromFile(FileDir+FileName);
        Pos.X:=Ini.ReadInteger(Section, 'X', 0);
        Pos.Y:=Ini.ReadInteger(Section, 'Y', 0);
        Height:=Ini.ReadInteger(Section, 'Height', 0);
        Width:=Ini.ReadInteger(Section, 'Width', 0);
      end;
      Ini.Free;
      SetWndCaption(ExtractFileName(SavedName));
      RepaintParts;
      UpdateCheckListBox;
      DeselectImage;
      Modified:=False;
    end;
end;

// Salvarea sub un alt nume
procedure TWindow.SaveAs1Click(Sender: TObject);
begin
  OldSavedName:=SavedName;
  SavedName:='';
  Save1Click(Sender);
end;

// Salvarea în format "Bitmap"
procedure TWindow.Export1Click(Sender: TObject);

```

```

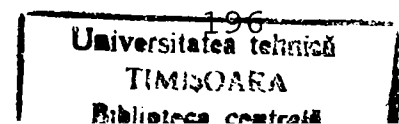
begin
  if SavePic.Execute
  then begin
    Board.Picture.Bitmap.Canvas.
      CopyRect(Board.ClientRect,
        Board.Picture.Bitmap.Canvas,
        Board.ClientRect);
    Board.Picture.Bitmap.SaveToFile(SavePic.FileName);
  end;
end;

// Ascunde/arată partea facială selectată din listă
procedure TWindow.CheckListBoxClickCheck(Sender: TObject);
begin
  for sSel:=1 to FacePartsCount
  do if FacePart[sSel].Level = CheckListBox.ItemIndex+1
  then begin
    FacePart[sSel].Visible:=CheckListBox.Checked[CheckListBox.ItemIndex];
    if not FacePart[sSel].Visible
    then begin
      DeselectImage;
      CheckListBox.ItemIndex:=-1;
      Board.Hint:='';
    end;
    break;
  end;
  RepaintParts;
  if not Modified
  then Modified:=True;
end;

// Selectează partea facială din listă
procedure TWindow.CheckListBoxClick(Sender: TObject);
begin
  for sSel:=1 to FacePartsCount
  do if (FacePart[sSel].Level = CheckListBox.ItemIndex+1)
  and FacePart[sSel].Visible
  then begin
    Sel:=sSel;
    SelectImage(FacePart[Sel]);
    if not Modified
    then Modified:=True;
    break;
  end;
end;

procedure TWindow.TrackBarMoveStepChange(Sender: TObject);
begin
  with TrackBarMoveStep
  do begin
    SelStart:=1;

```



```

-
    MoveStep:=Position;
    SelEnd:=MoveStep;
    if MoveStep = 1
        then Hint:='Deplasare cu un pixel'
        else Hint:='Deplasare cu '+IntToStr(MoveStep)+' pixeli';
    end;
end;

end.

unit FaceDesignerBrowser;

interface

uses
    Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms, Dialogs,
    ComCtrls, StdCtrls, ExtCtrls, Buttons, oxLabels, ExtDlgs;

type
    TWindowBrowser = class(TForm)
        ScrollBox: TScrollBox;
        ImagePanel: TPanel;
        Image: TImage;
        PrevBtn: TSpeedButton;
        NextBtn: TSpeedButton;
        FirstBtn: TSpeedButton;
        LastBtn: TSpeedButton;
        NoLabel: ToxLabel;
        BitBtnBrowse: TBitBtn;
        OKBitBtn: TBitBtn;
        CancelBitBtn: TBitBtn;
        BevelBottom: TBevel;
        OpenPic: TOpenPictureDialog;
        procedure FormShow(Sender: TObject);
        procedure SlideButtonsClick(Sender: TObject);
        procedure BitBtnBrowseClick(Sender: TObject);
        procedure FormCreate(Sender: TObject);
    private
    public
    end;

var
    WindowBrowser: TWindowBrowser;

implementation

uses FaceDesigner;

{$R *.DFM}

```

```

var
  Cnt,
  Current: Byte;

procedure TWindowBrowser.FormShow(Sender: TObject);
var
  Search: TSearchRec;
begin
  // Caută toate părțile faciale din biblioteca părții faciale selectate
  Caption:=FacePart[Sel].LowCaption+' :';
  Cnt:=0;
  if FindFirst(FacePart[Sel].FileDir+'*.bmp', faArchive, Search) = 0
  then begin
    repeat
      Inc(Cnt);
    until FindNext(Search) <> 0;
    FindClose(Search);
    Current:=StrToInt(Copy(FacePart[Sel].FileName, 1,
      Pos('.',FacePart[Sel].FileName)-1));
    NoLabel.Caption:=IntToStr(Current+1)+' / '+IntToStr(Cnt)+' ';
    Selection:=IntToStr(Current)+'*.bmp';
    Image.Picture.LoadFromFile(FacePart[Sel].FileDir+Selection);
    FirstBtn.Enabled:=Current>0;
    LastBtn.Enabled:=Current<Cnt-1;
    PrevBtn.Enabled:=Current>0;
    NextBtn.Enabled:=Current<Cnt-1;
  end
  else begin
    Image.Picture.LoadFromFile('NoImageFound.bmp');
    FirstBtn.Enabled:=False;
    LastBtn.Enabled:=False;
    PrevBtn.Enabled:=False;
    NextBtn.Enabled:=False;
    OkBitBtn.Enabled:=False;
  end;
end;

procedure TWindowBrowser.SlideButtonsClick(Sender: TObject);
begin
  // Selectează din biblioteca de părți ale feței
  if Sender = FirstBtn
  then Current:=0;
  if Sender = LastBtn
  then Current:=Cnt-1;
  if Sender = PrevBtn
  then if Current > 0
    then Dec(Current);
  if Sender = NextBtn
  then if Current < Cnt-1
    then Inc(Current);

```



```

-
Selection:=IntToStr(Current)+'.bmp';
Image.Picture.LoadFromFile(FacePart[Sel].FileDir+Selection);
NoLabel.Caption:=IntToStr(Current+1)+' / '+IntToStr(Cnt)+' ';

FirstBtn.Enabled:=Current>0;
LastBtn.Enabled:=Current<Cnt-1;
PrevBtn.Enabled:=Current>0;
NextBtn.Enabled:=Current<Cnt-1;
end;

// Rutina apăsării butonului "Browse..."
procedure TWindowBrowser.BitBtnBrowseClick(Sender: TObject);
begin
  if OpenPic.Execute
  then begin
    Inc(Cnt);
    Current:=Cnt-1;
    NoLabel.Caption:=IntToStr(Current+1)+' / '+IntToStr(Cnt)+' ';
    Selection:=OpenPic.FileName;
    Image.Picture.LoadFromFile(Selection);
    Image.Picture.SaveToFile(FacePart[Sel].FileDir+IntToStr(Current)+'.bmp');
    Selection:=IntToStr(Current)+'.bmp';
    FirstBtn.Enabled:=True;
    LastBtn.Enabled:=False;
    PrevBtn.Enabled:=True;
    NextBtn.Enabled:=False;
    OKBitBtn.Enabled:=True;
  end;
end;

procedure TWindowBrowser.FormCreate(Sender: TObject);
begin
  OpenPic.InitialDir:=Path+'Data';
end;

end.

```

Bibliografie

- [1] Abe E., Yamamoto M., Taguchi Y., Lecka-Czernik B., O'Brien C., Economides A., Stahl N., Jilka R., Manolagas S. - *Essential Requirement Of Bmps-2/4 For Both Osteoblast And Osteoclast Formation In Murine Bone Marrow Cultures From Adult Mice: Antagonism By Noggin.* - Journal of Bone and Mineral Research, v. 15, n. 4, (April, 2000.): p. 663-673
- [2] Able Software Corp. - *3D-Doctor Scripting with 3D Basic*, <http://www.ablesw.com/3d-doctor/>, 2000
- [3] Anderson K., Pedersen E., Melsen B. - *Material Parameters and Stress Profiles Within the Periodontal Ligament*, Am J Orthod Dentofac Orthop 1991, 99, p. 427-440
- [4] Angelopoulos G. - *Long-Term Stability Of Temporomandibular Joint Remodelling Following Continuous Mandibular Advancement In The Juvenile Macaca Fascicularis: A Histomorphometric, Cephalometric And Electromyographic Investigation*, University of Toronto, 1991
- [5] Arad N., Dyn N., Reisfeld D., and Yeshurun Y. - *Image Warping by Radial Basis Functions - Application to Facial Expressions*, CVGIP-Graphical Models and Image Processing, 1994
- [6] Aristotel - *Etica Niçomachică*, Editura Ştiinţifică şi Enciclopedică, Bucureşti, 1988
- [7] Badler N., Platt S. - *Simulation of Facial Muscle Actions Based on Rational Free-form Deformations*, Computer Graphics, September 1992
- [8] Baltrusaitis Jurgis - *Formări, deformări*, Editura Meridiane, Bucureşti, 1989
- [9] Barnsley M. - *Fractals Everywhere*, Academic Press Inc., 1988

- [10] Belkoff, S. M.; Mathis, J. M.; Erbe, E. M.; Fenton, D. C. - *Biochemical evaluation of a new bone cement for use in vertebroplasty*, *Spine*, v. 25, n. 9, (May 1, 2000.): 1061-1064
- [11] Bergersen E. - *The Nite-Guide Technique*, *Journal of Clinical Orthodontics* 29/6 June 1995, 382-395
- [12] Bergersen E. - *Preventive And Interceptive Orthodontics In The Mixed Dentition With The Myofunction Eruption Guidance Appliance: Correction Of Overbite And Overjet*, *J. Pedod.* 12, 292-324, 1988
- [13] Bergersen E. - *A Longitudinal Study Of Anterior Overbite From Eight To Twenty Years Of Age*, *Angle Orthod.* 5, 237-256, 1988
- [14] Bergersen E. - *The Eruption Guidance Myofunctional Appliance In The Consecutive Treatment Of Malocclusion*, *Academy of General Dentistry*, vol. 34, no. 1, 1986
- [15] Bergersen E. - *Occlus-O- Guide*, *The Functional Orthodontist*, vol. 2, no. 1, 1985
- [16] Bergersen E. - *The Eruption Guidance Appliance*, *The Functional Orthodontist*, vol. 1, no. 3, 1984
- [17] Bishara S., Ziaja R. - *Functional Appliances: A Review*, *Am. J. Orthod.* 95, p. 250-258, 1989
- [18] Blamphin C. N. - *A simple instrument for the measurement of maximum occlusal force in human dentition*, *Proc Inst Mech Eng.* 1990;204(2):129-31
- [19] Bouleau Charles - *Geometria secretă a picturilor*, Editura Meridiane București, 1979
- [20] Bratu D. și colectivul - *Aparatul dento-maxilar. Date de morfologie funcțională clinică*, Editura Helicon Timișoara, 1997
- [21] Burlui V. - *Gnatologie clinică*, Editura Junimea Iași, 1979
- [22] Cederbaum G., Li L. P., Schulgasser K. - *Poroelastic Structures*, Elsevier Science Ltd., 2000

- [23] Cerchez M. - *Pitagora*, E.S.T. București, 1986
- [24] Cioară T. - *Tehnici experimentale în ingineria mecanică*, Editura Politehnica, Timișoara, 1999
- [25] Cobo J., Sicilia A., Arguelles J., Suarez D., Vijande M. - *Initial Stress Induced in Periodontal Tissue With Diverse Degrees of Bone Loss by an Orthodontic Force*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1993, 104, p. 448-454
- [26] Constantinescu I., Dăneț G. - *Metode noi pentru calcule de rezistență*, Editura tehnică, București, 1989
- [27] Curtis D. A. - *Modeling of jaw biomechanics in the reconstructed mandibulectomy patient*, J Prosthet Dent. 1999 Feb;81(2):167-73
- [28] Daegling D., Hylander W. - *Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form*, American Journal of Physical Anthropology, 2000, 112(4):541-551
- [29] De Guise J.A., Martel Y. - *3D biomedical modeling: merging image processing and computer aided design*, IEEE EMBS 10th International Conference, New Orleans, 1988, pp. 426-427
- [30] Del Santo M., Marches F. Ng May, Hinton R. - *Age-Associated Changes In Decorin In Rat Mandibular Condylar Cartilage*, Archives of Oral Biology, v. 45, n. 6, (June, 2000.): 485-493.
- [31] Denischi A., Marin I. G., Antonescu D. - *Biomecanica*, Editura Academiei, 1989
- [32] Dima G., Dima M. - *FoxPro*, Editura Teora, București, 1993
- [33] Douglas W. H. - *Considerations for Modeling*, Dent Mater. 1996 May;12(3):203-7
- [34] Drăgulescu D., Stanciu D. - *The Mandible as a Solid Rigid*, Buletinul științific al Universității „Politehnica” Timișoara, vol. 45(59) no. 2, 2000

- [35] Drăgulescu D., Stanciu D. - *Finite Element Analysis of the Human Mandible*, Buletinul științific al Universității „Politehnica” Timișoara, vol. 45(59) no. 2, 2000
- [36] Drăgulescu D., Stanciu D., Moga D. - *Mechanical Stress in Human Mandible and the Spongy Bone*, Analele Facultății de Inginerie Hunedoara a Universității „Politehnica” Timișoara, tom II, fasc. 4, 2000
- [37] Drăgulescu D., Stanciu D., Moga D. - *Mechanical Stress and Equilibrium of Cephalic Joint in Bipede Position*, Analele Facultății de Inginerie Hunedoara a Universității „Politehnica” Timișoara, tom II, fasc. 4, 2000
- [38] Drăgulescu D., Toth-Tașcău M. - *Elemente de inginerie mecanică* - Litografia U. P. Timișoara, 1993
- [39] Drăgulescu D., Stănciulescu V., Toth-Tașcău M. - *Method to Rebuild the 3D Configuration of Human Face's Bones*, Buletinul științific al Universității „Politehnica” Timișoara, vol. 45(59) no. 2, 2000
- [40] Drăgulescu D., Uroșu D., Chiriac A. - *Mecanica* - Litografia U. P. Timișoara, 1990
- [41] Enterprise Software Products Inc. - *FEMAP Basic Scripting Language API Reference*, 2000, <http://www.femap.com>
- [42] Enterprise Software Products Inc. - *FEMAP Language Reference*, 2000, <http://www.femap.com>
- [43] Enterprise Software Products Inc. - *FEMAP Commands - Version 7.0*, 2000, <http://www.femap.com>
- [44] Enterprise Software Products Inc. - *FEMAP Examples*, 2000, <http://www.femap.com>
- [45] Enterprise Software Products Inc. - *FEMAP Fast Post - Version 1.0*, 2000, <http://www.femap.com>
- [46] Enterprise Software Products Inc. - *FEMAP User Guide - Version 7.0*, 2000, <http://www.femap.com>

- [47] Enterprise Software Products Inc. - *FEMAP Neutral File Format*, 2000, <http://www.femap.com>
- [48] Faur N., Dumitru I. - *Diferențe finite și elemente finite*, Editura Mirton Timișoara, 1997
- [49] Fetzer W., Bratu D., Negruțiu M. - *Simulatoarele ADM și principiile funcționale ale ocluziei*, Editura Helicon Timișoara, 1996
- [50] Foster T., Grundy M. - *Occlusal Changes From Primary To Permanent Dentition*, *Brit J Orthod*, 3, 187-193, 1986
- [51] Gârbea D. - *Analiză cu elemente finite*, Editura tehnică, București, 1990
- [52] Ghițescu Gh. - *Anatomie artistică*, vol. 1-3, Editura Meridiane București, 1965
- [53] Ghyka Matila C. - *Estetică și teoria artei*, Editura științifică și enciclopedică București, 1981
- [54] Guittet Jack - *La robotique medicale*, Ed. Hermes, Paris, 1988
- [55] Hale, J.E., Vaughan, C.L. - *Some Problems in using a Polyvinylidene Fluoride Transducer for the Intra-Articular Determination of Joint Contact Stress*, *Journal of Engineering in Medicine*, 207:127-131, 1993.
- [56] Hems T., Tillmann B. - *Tendon entheses of the human masticatory muscles*, *Anatomy and Embryology*, 2000, 202(3):201-208
- [57] Herman Sonia - *Principiile fizice ale aparatului medicale moderne*, Editura Teora București, 2000
- [58] Hinton R., McNamara J. - *Temporal Bone Adaptations In Response To Protrusive Functional Mandibular Advancement In Juvenile And Young Adult Rhesus Monkeys (Macaca mulatta)*, *Eur. J. Orthod.* 6, 155-174, 1984
- [59] Howe R., McNamara J., O'Connor K. - *An Estimation Of Dental Crowding And Its Relationship To Tooth Size And Arch Dimension*, *Am. J. Orthod.* 83, 363-373, 1983

- [60] Hylander W., Ravosa M., Ross C., Wall C., Johnson K. - *Symphyseal fusion and jaw-adductor muscle force: An EMG study*, American Journal of Physical Anthropology, 2000, 112(4):469-492
- [61] Jankelson R. R. - *Neuromuscular Dental Diagnosis And Treatment*, Ishiyaku EuroAmerica Inc. Publishers, St. Louis, Missouri, 1990
- [62] Janson R., Janqueira A., Bergersen E., Castanha J., Pinzan A., Rodrigues R. - *Cephalometric Evaluation Of The Eruption Guidance Appliance In Class II, Division 1 Treatment*, Journal of Clinical Orthodontics, XXX1/5, 1997
- [63] Kang C., Chen Y., Hsu W. - *Automatic Approach to Mapping a Lifelike 2.5D Human Face*, Image and Vision Computing, 1994
- [64] Kang Q.S. - *Theoretical prediction of muscle forces on the mandible during bite*, J Biomech Eng. 1990 Nov; 112(4):432-6
- [65] Kardestuncer, H. - *Finite Element Handbook*, McGraw-Hill, New York, 1987
- [66] Katzberg R. W., Westesson P. L. - *Diagnosis of the temporomandibular joint*, WB Saunders, Philadelphia, 1993
- [67] Keros J., Bagic I., Verzak Z., Bukovic D. Jr, Lulic-Dukic O. - *A Biomechanical Analysis Of Deformation And Strain On Lower Jaw Model*, Coll Antropol, 22(1), 195-201, 1998
- [68] Koriouth T. - *Features Of Human Jaw Design Which Maximize The Bite Force*, J. Biomech. 29 (5), 589-595, 1996
- [69] Koriouth T. - *Effect Of Bilateral Asymmetric Tooth Clenching On Load Distribution At The Mandibular Condyles*, J Prosthet Dent, 64 (1), 62-73, 1990
- [70] McGuinness N., Wilson A., Jones M., Middleton J. - *A Stress Analysis of the Periodontal Ligament Under*

Various Orthodontic Loadings, Eur J Orthod 1991, 13, p. 231-242

- [71] Methenitou S., Shein B., Ramanathan G., Bergersen E. - *The Prevention Of Overbite And Overjet Development In The 3 To 8 Year Old By Controlled Nighttime Guidance Of Incisal Eruption: A Study Of 43 Individuals*, The Journal of Pedodontics 14/4/1990, p. 219-230
- [72] Mihalaş G. I. - *Modelarea si simularea ca metoda de cercetare în medicina si biologie*, A 3-a sesiune de comunicări ale Filialei Timișoara a Academiei de Științe Medicale, 1995
- [73] Mihalaş G. I. - *Multidisciplinaritatea cercetării medicale - aportul științelor exacte*, A 10-a sesiune de comunicări ale Filialei Timișoara a Academiei de Științe Medicale, 1997
- [74] Nahas M., Huitric H., Rioux M., Domey J. - *Facial Image Synthesis Using Skin Texture Recording*, Visual Computer, December 1990
- [75] Nelson C., Harkness M., Herbison P. - *Mandibular Changes During Functional Appliance Treatment*, Am. J. Orthod. 104, 153-161, 1993
- [76] O'Brien, J. F., Bodenheimer, B. E., Brostow, G. J., Hodgins, J. K., - *Automatic Joint Parameter Estimation from Magnetic Motion Capture Data*, Proceedings of Graphics Interface 2000, Montreal, Quebec, Canada, May 2000, pag. 53-60
- [77] O'Brien, J. F., Bodenheimer, B. E., Brostow, G. J., Hodgins, J. K. - *Automatic Joint Parameter Estimation from Magnetic Motion Capture Data*, Proceedings of Graphics Interface 2000, Montreal, Quebec, Canada, May 15-17, pp. 53-60
- [78] O'Brien, J. W. - *Biomedical Materials Database*, University of Michigan, 2000,

- [79] Osborn J. W. - *Features Of Human Jaw Design Which Maximize The Bite Force*, Journal of Biomechanics, Vol. 29, No. 5, p. 589-595, 1996
- [80] Pancherz H., Hagg V. - *Dentofacial Orthopedics In Relation To Somatic Maturation*, Am J Orthod, 88, 273-287, 1985
- [81] Papillian Victor - *Anatomia omului*, vol. 1-2, ediția a V-a, E.D.P. București, 1974
- [82] Peck S., Peck L., Katja M. - *The Gingival Smile Line*, Angle Orthod. 62, 91-100, 1992
- [83] Platon - *Opere*, vol. VI, Editura științifică și enciclopedică, București, 1989
- [84] Posea N. - *Calculul dinamic al structurilor*, Editura tehnică, București, 1991
- [85] Pricop M., Urtilă E., Pricop N. - *Tehnica dentară în chirurgia oro-maxilo-facială*, UMF Timișoara, 1995
- [86] Radian H.R. - *Cartea proporțiilor*, Editura Meridiane București, 1981
- [87] Ramsay, Silverman - *Functional Data Analysis*, Springer-Verlag, 1997
- [88] Rădoi M., Deciu E. - *Mecanica*, Editura Didactică și Pedagogică București, 1977
- [89] Rose C. - *Adobe Photodhop 5*, Editura Image, București, 1999
- [90] Sasaki K. et al. - *Relationship Between the Size, Position, and Angulation of Human Jaw Muscles and Unilateral First Molar Bite Force*, J Dent Res 68(3): 499-503, March, 1989
- [91] Savii George - *Bazele proiectării asistate de calculator*, Ed. Mirton, Timișoara, 1997

- [92] Schwartz, Gary T. - *Enamel Thickness And The Helicoidal Wear Plane In Modern Human Mandibular Molars*, Archives of Oral Biology, v. 45, n. 5, (May, 2000.): p. 401-409
- [93] Silaş Gh., Groşanu I. - *Mecanica*, Editura didactică și pedagogică Bucureşti, 1981
- [94] Spircu T, Spircu C. - *Corel Draw!*, Editura Teora, Bucureşti, 1990
- [95] Stanciu D., Moga D. - *The Kneecap as a Regulator Structural Factor of Motion Amplitude and Speed*, Analele Facultății de Inginerie Hunedoara a Universității „Politehnica” Timișoara, tom II, fasc. 4, 2000
- [96] Standlee J.P. - *Stress trajectories within the mandible under occlusal loads*, J Dent Res. 1977 Nov;56(11):1297-1302.
- [97] Stiefelhagen R., Yang J., Waibel A. - *Tracking Eyes and Monitoring Eye Gaze*, Proc. Wkshp on Perceptual UI, Banff, Canada, 1997.
- [98] Şabac, I. G. - *Matematici speciale*, Editura didactică și pedagogică, Bucureşti, 1981
- [99] Taniguchi H. - *Stability of the mandibular position in occlusion of mandibulectomy patients with lateral discontinuity defect*, J Oral Rehabil. 1997 Nov; 24(11):849-56
- [100] Tanne K., Nagataki T., Inoue Y., Sakuda M., Burstone C. - *Patterns of Initial Tooth Displacements Associated with Various Root Lengths and Alveolar Bone Heights*, Am J Orthod Dentofac Orthop 1991, 100, p. 66-71
- [101] Tosić, G., Glisović S., Stanković M., Mijajlović D., Tasić G. - *Modeling And Analysing Intricate Biological Structures Applying PC Based Software - Upper Premolar Case Study*, Buletinul științific al Universității „Politehnica” Timișoara, vol. 45(59) no. 2, 2000
- [102] Toth-Taşcău M., Drăgulescu D. - *Biostatics of Individual Joint of Human Upper Limb*, Buletinul științific al

- [103] Toyama K., Hager. G. - *Incremental Focus of Attention for Robust Visual Tracking.*, Proc. CVPR, p. 189-195, 1996.
- [104] Tudose, I., Constantinescu D.M., Stoica M. - *Rezistența materialelor - aplicații*, Editura Tehnică, București, 1990
- [105] Turk. M. - *Visual Interaction with Lifelike Characters*, Proc. Automatic Face and Gesture Recognition, 1996.
- [106] Uram-Țuculescu Sorin - *Instrumente, dispozitive și aparate în laboratorul de tehnică dentară*, Editura Helicon Timișoara, 1996
- [107] Urtilă Emil - *Curs de chirurgie buco-maxilo-facială și stomatologie generală*, IMF Timișoara, 1987
- [108] Viforel Ivan - *Metalo-ceramica în stomatologie*, Editura medicală, București, 1977
- [109] Vitruviu - *Despre arhitectură*, București, 1964
- [110] Vlada M. Posea A., Nistor I., Constantinescu C. - *Grafică pe calculator în limbajele Pascal și C. Implementare și aplicații*, Editura Tehnică, București, 1992
- [111] Voinea R. - *Mecanica teoretică*, E.D.P. București, 1968
- [112] Voinea R., Atanasiu M. - *Metode analitice noi în teoria mecanismelor*, Ed. Tehnică, București, 1964
- [113] Voinea R., Voiculescu D., Ceașu V. - *Mecanica*, E.D.P. București, 1977
- [114] Voudouris J. - *Glenoid Fossa And Condylar Remodelling Following Progressive Mandibular Protrusion In Juvenile Macaca Fascicularis: A Computerized Histomorphometric, Cephalometric And Electromyographic Investigation*, University of Toronto, 1988
- [115] Watt Alan - *3D Computer Graphics*, Addison-Wesley, 1993

- [116] Weijs W. A., Danturna R. - *Functional Anatomy of the Masticatory Apparatus in the Rabbit*, Nesh. J Zool 31, p. 99-147, 1981
- [117] Weiner M. L. - *The Temporomandibular Joint or TMJ*, Minnesota Trial Lawyer Magazine, 12/1997
- [118] Williams, Edward D. - *Risk Management for Concussions, Jaw-Joint and Internal Head Injuries in Sports*, <http://www.e-lacrosse.com/science/mp.htm>, 2000
- [119] Winter D., Patla A. - *Signal Processing and Linear systems for the movement Sciences*, Waterloo Biomechanics, 1997
- [120] Wood W. - *A Review Of Masticatory Muscle Function*, J Prosthet Dent 57(2), 222-32, 1987
- [121] Woodside D., Metaxas A., Altuna G. - *The Infuence Of Functional Appliance Therapy Of Glenoid Fossa Remodeling*, Am J Orthod, 92, 181-198, 1987
- [122] Yamin C. - *Effects Of Functional Appliances On The Temporomandibular Joint And Masticatory Muscles In Macaca Fascicularis*, University of Toronto, 1991
- [123] Zatsiorsky, V. M. - *Kinematics of Human Motion*, Human Kinetics USA, 1998