

**Universitatea “Dunărea de Jos” din Galați**

**Școala doctorală de Inginerie mecanica**



**REZUMAT**

**TEZĂ DE DOCTORAT**

***CONTRIBUȚII LA STUDIUL MECANICII SISTEMULUI MASTICATOR  
DIN PUNCT DE VEDERE AL MANAGEMENTULUI  
RESURSELOR INSTRUMENTELOR ROTATIVE***

Conducător științific,

**PROF. DR.ING. MOCANU COSTEL-IULIAN**

Conducător științific în cotutelă

**PROF.DR.EARAR KAMEL**

Doctorand,

**CONDURACHE GIANI GABRIEL**

**GALAȚI**

**2024**



# CUPRINS

## INTRODUCERE

### CAPITOLUL 1 ANATOMIA APARATULUI MASTICATOR

#### 1.1 Introducere

##### 1.2.1 Maxilarul superior

##### 1.2.2 Mandibula

#### 1.3 Articulațiile temporo-mandibulare

##### 1.3.1 Funcțiile ATM

#### 1.4 Musculatura aparatului dento-maxilar

##### 1.4.1 Mușchii principali

##### 1.4.2. Mușchii secundari

##### 1.4.3 Mușchii accesorii ai masticăției

#### 1.5 Arcadele dentare

#### 1.6 Glandele salivare

#### 1.7 Mucoasa cavității orale

#### 1.8 Anatomia parodonțiului

##### 1.8.1 Gingia

##### 1.8.2 Ligamentul parodontal

#### 1.9 Forțele externe și parodonțiul

### CAPITOLUL 2 BIOMECANICA MUSCULATURII MASTICATORII

#### 2.1 Introducere

#### 2.2 Mișcări masticatorii. Ciclul masticator

#### 2.3 Stereotipurii masticatorii

#### 2.4 Forța masticatorie

#### 2.5 Relația de ocluzie

#### 2.6 Reglarea funcției masticatorii

#### 2.7 Concluzii

### CAPITOLUL 3 METODE NUMERICE FOLOSITE ÎN STUDIUL APARATULUI MASTICATOR. METODA ELEMENTELOR FINITE

#### 3.1 Introducere

#### 3.2 Metodologii cu elemente finite utilizate în studiul aparatului masticator

##### 3.3.1 Analiza modelului real și construcția modelului geometric

aproximativ

i

v

1

1

2

2

3

4

4

5

5

6

6

7

7

8

8

9

11

13

13

14

16

17

18

22

24

27

27

32

32

|  |    |
|--|----|
| 3.3.2 Preprocesarea datelor  | 33 |
| 3.3.3 Analiza propriu-zisă, sau procesarea datelor   | 34 |
| 3.3.4 Postprocesarea rezultatelor furnizate de programe  | 34 |
| 3.3 Concluzii asupra folosirii metodelor numerice în analiza funcționării sistemului masticator și a instrumentarului rotativ utiilact în tratamentele dentare             | 35 |
| <b>CAPITOLUL 4 STUDII EXPERIMENTALE PENTRU DETERMINAREA INFLUENȚEI FUNCȚIONĂRII INSTRUMENTELOR ROTATIVE ASUPRA CONFORTULUI PACIENTULUI ÎN TIMPUL TRATAMENTELOR DENTARE</b> | 37 |
| 4.1 Introducere  | 37 |
| 4.2 Metode experimentale folosite la analiza sistemului masticator din punct de vedere al instrumentarului rotativ dentar  | 38 |
| 4.2.1 Metode optice  | 38 |
| 4.2.2 Metode tensometrice  | 41 |
| 4.2.2.1 Teste pe specimenul confecționat din PLA   | 46 |
| 4.2.2.2 Teste pe specimenul din os uman  | 52 |
| 4.3 Concluzii studiilor experimentale efectuate asupra sistemului masticator din punct de vedere al instrumentarului rotativ dentar  | 54 |
| <b>CAPITOLUL 5 STUDII NUMERICE PENTRU DETERMINAREA INFLUENȚEI FUNCȚIONĂRII INSTRUMENTELOR ROTATIVE ASUPRA CONFORTULUI PACIENTULUI ÎN TIMPUL TRATAMENTELOR DENTARE</b>      | 55 |
| 5.1 Introducere  | 55 |
| 5.1.1 Obiective  | 55 |
| 5.2 Metoda Elementelor Finite folosită pentru identificarea folosirii diverselor tipuri de instrumente rotative dentare  | 56 |
| 5.2.1 Cazul 1 de analiză prin MEF  | 56 |
| 5.2.2 Cazul 2 de analiză prin MEF  | 60 |
| 5.2.3 Cazul 3 de analiză prin MEF  | 61 |
| 5.2.4 Cazul 4 de analiză prin MEF  | 63 |
| 5.3 Concluzii ale studiilor prin Metoda Elementelor Finite   | 66 |
| <b>CAPITOLUL 6 COMPARAȚII ÎNTRE REZULTATELE EXPERIMENTALE ȘI NUMERICE</b>  | 69 |
| 6.1 Introducere  | 69 |
| 6.2 Comparații modelare experimentală versus numerică  | 69 |
| <b>CAPITOLUL 7 MANAGEMENTUL PROTOCOALELOR DE DEZINFECȚIE ȘI STERILIZARE A INSTRUMENTARULUI IMPLICAT ÎN ACTUL STOMATOLOGIC</b>  | 71 |
| 7.1 Introducere  | 71 |
| 7.2 Instrumentar rotativ de acționare  | 72 |
| 7.3 Instrumentar rotativ folosit la tratare  | 79 |

|   |    |
|---|----|
| 7.4 Managementul protocoalelor de dezinfecție și sterilizare a instrumentarului stomatologic                    | 81 |
| 7.5 Asepsia și antisepsia-implicații practice în circuitul instrumentarului și calitatea actului medical dentar | 84 |
| <b>CAPITOLUL 8 CONCLUZII GENERALE CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE</b>                     | 89 |
| 8.1 Generalități  | 89 |
| 8.2 Concluzii asupra studierii literaturii de specialitate  | 89 |
| 8.3 Concluzii ale studiilor prin Metode Experimentale   | 90 |
| 8.4 Concluzii ale studiilor prin Metoda Elementelor Finite  | 90 |
| 8.5 Contribuții personale   | 91 |
| 8.6 Perspective pe care le deschide teza  | 93 |

## **INTRODUCERE**

Speciile existente pe planeta Pământ, pentru a supraviețui, trebuie să se hrănească. Ingerarea hranei nu se face în forma existentă găsită în natură, ci mărunțită. Mărunțirea se realizează, la marea majoritate a mamiferelor, prin intermediul de- aparatului masticator (sau, cum mai este cunoscut, aparatul dento-maxilar). Acesta are structuri și moduri de funcționare diferite funcție de specie.

Indiferent de forma aparatului dento-maxilar, acesta este un mecanism complex alcătuit din elemente anatomice cu structură distinct definită. Pentru a îndeplini funcțiile esențiale ca masticăția, deglutiția, fonația și funcția estetică, aceste organe sunt structurate morfologic într-o directă interdependență.

Așa cum diverse echipamente se uzează în timp, la fel și echipamentul constituit în aparatul dento-maxilar suferă în timp deteriorări. Aceste deteriorări conduc la o serie de probleme legate de modul în care are loc procesul de masticăție. Acest proces fiind unul complex, pentru înțelegerea modului de funcționare sunt necesare cunoștințe din mai multe domenii nu neapărat conexe. Astfel, cunoștințele medicale trebuie să se împletească cu cunoștințele de mecanică, respectiv de informatică avansată.

Medicina dentară a secolului XXI aduce cu ajutorul ingineriei mecanice un aport substanțial sănătății omului. Astfel conform spuselor lui Iuvenal "minte sănătoasă în corp sănătos" extinzând am putea spune "dantură sănătoasă corp sănătos", lucru deja demonstrat de cercetători. Astfel fără o masticăție corespunzătoare nu poate exista digestie corespunzătoare și de aici implicit corp sănătos. Masticăția corespunzătoare se realizează cu un sistem masticator sănătos. Sistemul masticator este alcătuit în general la om din: mandibula, maxilar și dentiție. Dentiția permanentă este formată din 32 de dinți: molari, premolari, canini și incisivi în număr egal pe maxilar și mandibula. Dinții au rol masticator, estetic și fonetic. Având în vedere cele trei roluri îndeplinite de dinți apare necesitatea menținerii dentiției în stare cât mai bună. Obținerea acestui lucru se realizează numai printr-o igienă corespunzătoare.

Menținerea sănătății dentiției nu este posibilă la totalitatea populației. Atunci se simte imperios necesar intervenția specialiștilor pentru corectarea dentiției. Eliminarea disconfortului creat în general de durerea dentară a făcut necesară apariția de echipamente pentru îndepărtarea cauzelor: carii, plăci dentare sau după caz chiar îndepărtarea unor dinți. Acest lucru se realizează cu ajutorul unor echipamente specifice care poartă denumirea generică instrumentar. Îndepărtarea cariilor, plăcilor nu se putea realiza decât cu instrumente care au componente în mișcare de rotație. De aici și denumirea de instrumentar dentar rotativ. Alegerea corespunzătoare a instrumentarului împreună cu experiența medicului face ca rata de reușită a tratamentelor dentare să fie mai mare sau mică. O alegere judicioasă a instrumentarului, o experiență vastă în domeniu vor conduce la disconfort minim pentru pacient cu reușite în tratamentele aplicate.

Astfel având în vedere cele prezentate anterior cercetările din prezenta teză de doctorat vor încerca să elucideze corelația dintre cunoștințele medicale de stomatologie cu cele de mecanică în vederea alegerii corespunzătoare a instrumentarului rotativ pentru tratarea sistemului masticator. Înțelegerea modului de funcționare a acestui sistem complex, precum și conectarea cunoștințelor stomatologice cu cele de mecanică vor fi prezentate în prezenta lucrare. Modelele de studiu abordate în teză sunt des întâlnite în mecanica solidului deformabil. Pentru abordările din teză s-au folosit aparatură și metode care se pot constitui într-o noutate în cercetările stomatologice. Procedurile des întâlnite în studiile de structuri mecanice ajută la completarea și lămurirea unor aspecte legate de funcționarea aparatului masticator.

Lucrarea își propune următoarele obiective:

1. Să stabilească corelații între cunoștințele din medicină cu cele din mecanică;
2. Să stabilească din punctul de vedere al mecanicii care sunt sarcinile care apar în timpul masticăției și cum acestea pot fi plasate în cadrul cunoștințelor ingineresti în vederea înțelegerii complete a sistemului masticator;
3. Schematizarea sistemului masticator prin forțe și momente precum și poligonul în care acestea acționează;
4. Să realizeze un stand experimental care să simuleze funcțiile sistemului masticator;
5. Să realizeze o metodologie pentru modelarea experimentală a sistemului masticator;
6. Să determine, la probe sub sarcini, tensiunile și deformațiile care apar în timpul masticăției folosind metode optice precum și tensometria electrică rezistivă;

7. Să interpreteze rezultatele și să le coreleze cu cunoștințele din medicină astfel încât medicii stomatologi să poată folosi aceste rezultate în practica curentă de folosire a instrumentarului rotativ dentar;

8. Să realizeze metodologiile de modelare numerică a funcțioanlităților sistemului masticator;

9. Să se realizeze discretizarea chiar și parțială a sistemului masticator în vederea folosirii Metodei Elementelor Finite;

10. Să determine, în diverse situații întâlnite în procesul de masticatie, starea de tensiuni și deformație care apar în sistemul masticator;

11. Să analizeze pe baza rezultatelor modelărilor numerice și experimentale variante de lucru folosind instrumentarul rotativ pentru sporirea confortului pacienților în timpul tratamentelor dentare;

12. Pe baza rezultatelor testelor efectuate și în urma corelațiilor cu cunoștințele de medicină dentară să furnizeze informații despre ce instrumentar rotativ poate fi folosit din punctul de vedere al efortului medicului stomatolog și în primul rând al stresului provocat pacientului de tratamentul dentar.

Atingerea acestor obiective se poate realiza numai în cadrul unui colectiv multidisciplinar format din ingineri mecanici și medici stomatologi. Acest lucru s-a realizat în cadrul echipei de cercetare care a inclus medici stomatologi și ingineri mecanici de la Universitatea "Dunărea de Jos" din Galați. Fără o corelare adecvată între cunoștințele unor discipline aparent fără legături între ele, studiile efectuate în această această teză nu ar fi putut fi realizate.

Cercetările derulate în domeniul medicinei dentare au nevoie de un suport tehnic bine reprezentat de aceea prezenta teză de doctorat să dorește o punte de legătură între partea de modelare matematică, respectiv de proiectare a diferitelor sisteme bazate pe instrumentar rotativ în reiterarea aspectelor corelative între cinematica mandibulară și diferitele tipuri de restaurări protetice.

Prezenta teză de doctorat reprezintă un punct de plecare important pentru viitoare cercetări ce se pot derula din punctul de vedere al cinematicii mandibulare, teritoriu extrem de complex analizat prin intermediul modelării matematice și a diferitelor tipuri de testări biomecanice ce pot fi elaborate în acest scop.

Această teză de doctorat a fost practic o provocare prin dorința de a oferi suportul asigurat de modelarea matematică și de prezența testărilor biomecanice în versatilitatea posibilităților de corelare a cinematicii mandibulare cu diferitele tipuri de restaurări protetice din cavitatea orală.

Conceptele de interdisciplinaritate promovate în prezenta teză de doctorat pot fi materializate în instrumente extrem de utile atât pentru domeniul medical dentar cât și pentru teritoriul politehnic, parcurgând traiectoria evolutive în ceea ce privește complexitatea dar mai ales în posibilitățile de individualizare a diferitelor aspecte legate fie de tipul de protezări intraorale fie de structura diferitelor biomateriale implicate.

## CAPITOLUL 1

### ANATOMIA APARATULUI MASTICATOR

Capitolul 1 detaliază anatomia aparatului masticator, explicând interdependențele mecanice dintre oase, articulații, mușchi și dinți. Aparatul masticator funcționează pe baza forțelor generate de mușchii masticatori, care, dacă sunt folosite corect, mențin sănătatea și integritatea dinților. În caz contrar, disfuncțiile apărute în acest sistem pot duce la probleme stomatologice, cum ar fi deteriorarea dinților sau lucrări dentare care eșuează. În special, structuri precum articulațiile temporomandibulare și oasele maxilare sunt analizate în detaliu pentru a explica rolul lor în funcționarea corectă a masticatiei.

Pe lângă componentele osoase și articulare, capitolul explorează și musculatura masticatorie, clasificată în mușchi principali și secundari. De asemenea, sunt descrise arcadele dentare și alinierea dinților, care depinde de forțele funcționale exercitate asupra acestora. Glandele salivare, mucoasa cavității orale și structurile parodontiului sunt abordate pentru a oferi o imagine de ansamblu asupra aparatului masticator și importanța menținerii unui echilibru între forțele externe și sănătatea acestuia.

## CAPITOLUL 2

### BIOMECHANICA MUSCULATURII MASTICATORII

Capitolul 2 se concentrează pe biomecanica musculaturii masticatorii, analizând în detaliu forțele generate de mușchii mobilizatori ai mandibulei și impactul acestora asupra mișcărilor specifice, cum ar fi ridicarea, coborârea, propulsia și lateralitatea. Activitatea mușchilor este extrem de complexă și este ghidată de contracții și relaxări controlate atât de sistemul nervos, cât și de adaptările funcționale ale corpului la diferite sarcini. De asemenea, mișcările mandibulare sunt descrise ca o combinație de translații și rotații pe mai multe axe, cu un grad ridicat de coordonare între forțele mecanice și structurile anatomice implicate.

Un alt aspect important al acestui capitol este descrierea stereotipurilor masticatorii, care se dezvoltă în timp și sunt influențate de factori precum structura articulațiilor temporomandibulare, alimentația și dezvoltarea mușchilor masticatori. În plus, sunt prezentate forțele masticatorii generate de diferitele grupe de mușchi și impactul acestora asupra ocuziei dentare, subliniind complexitatea și importanța reglării eficiente a funcției masticatorii pentru sănătatea dentară și a întregului sistem stomatognat.

## CAPITOLUL 3

### METODE NUMERICE FOLOSITE ÎN STUDIUL APARATULUI MASTICATOR. METODA ELEMENTELOR FINITE

Capitolul 3 se concentrează pe metodele numerice utilizate în studiul aparatului masticator, cu un accent deosebit pe Metoda Elementelor Finite (FEM). Aceasta metodă este utilizată pentru a evalua tensiunile și deformațiile generate în structurile biologice ale aparatului dento-maxilar în timpul masticăției. FEM permite simularea și analiza comportamentului acestor structuri complexe prin discretizarea lor în elemente finite, ceea ce facilitează obținerea unor rezultate precise privind distribuția tensiunilor și impactul forțelor asupra componentelor aparatului masticator, precum dinții și osul maxilar.

Capitolul descrie etapele principale ale unei analize FEM: modelarea geometrică, preprocesarea datelor, analiza propriu-zisă și postprocesarea rezultatelor. De asemenea, este evidențiată importanța tehnologiilor moderne, cum ar fi scanarea 3D și software-urile CAD, în construirea modelelor geometrice exacte pentru simulări realiste. Utilizarea FEM s-a extins și în domeniul stomatologiei, contribuind la proiectarea și testarea instrumentarului rotativ și a dispozitivelor medicale, oferind o metodă eficientă și precisă pentru a înțelege comportamentul sistemului masticator înainte de aplicarea pe pacienți.

## CAPITOLUL 4

### STUDII EXPERIMENTALE PENTRU DETERMINAREA INFLUENȚEI FUNCȚIONĂRII INSTRUMENTELOR ROTATIVE ASUPRA CONFORTULUI PACIENTULUI ÎN TIMPUL TRATAMENTELOR DENTARE

#### 4.1 Introducere

Ingineria mecanică pune la dispoziție celorlalte ramuri ale științelor umane o serie întreagă de proceduri și metode de studiu. Astfel încă din cele mai vechi timpuri cunoștințele legate de forțe și momente au fost folosite în scopuri medicale.

Stomatologia, în special în ultimele decenii a făcut progrese importante și datorită cunoștințelor ingineriei mecanice. Îmbinând cunoștințe din domenii practice diferite dar cu scopuri comune au apărut instrumentele dentare pe care astăzi le întâlnim în cabinetele stomatologice.



Studiind mișcările pe care le execută elementele componente ale sistemului masticator, așa cum se observă în **Figura 4.1** [1], se pot anticipa forțele și momentele care iau naștere în timpul procesului masticăției. În acest mod se pot prefigura proceduri experimentale pentru studiul pe modele al interacțiunilor dintre elementele componente ale sistemului masticator din punctul de vedere al ingineriei mecanice [22, 23].

Experimentele efectuate în diverse colective de cercetare s-au referit la componentele sistemului masticator cu forțele și momentele care apar în procesul masticăție dar și la (deși mai puțin) elementele componente ale instrumentarului rotativ.

Plecând de la influența funcționării instrumentarului rotativ asupra stării de confort a pacienților în timpul tratamentelor dentare, s-a căutat, pe cale experimentală, să se obțină cele mai bune combinații între:

- momentul de răsucire obținut și viteza de rotație a frezelor;
- momentul de răsucire obținut și debitul de aer (în cazul antrenării pneumatice) sau puterea micromotorului (în cazul antrenării electrice);
- energia consumată pentru a obține momentul de răsucire dorit;
- vibrațiile produse de instrumentarul rotativ funcție de debitul de aer, etc.

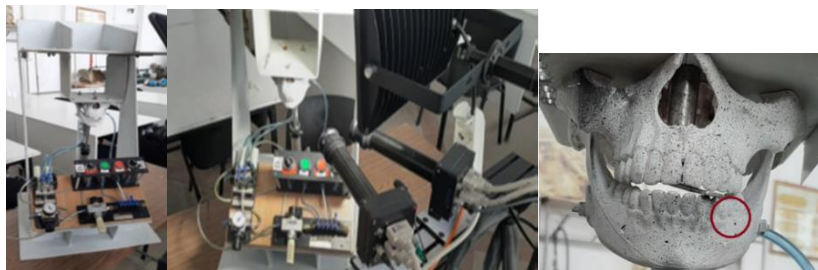
De asemenea o mare importanță și, s-ar putea spune că nu în ultimă instanță, s-au studiat și eforturile care apar în timpul tratamentelor dentare în elementele componente ale instrumentarului rotativ astfel încât să se realizeze o dimensionare optimă a componentelor acestuia. Starea de tensiuni și deformații care apare în structura fiecărui element component al instrumentarului dentar trebuie cunoscută prin prisma interacțiunilor dintre ele și cu tratamentul stomatologic aplicat.

## **4.2 Metode experimentale folosite la analiza sistemului masticator din punct de vedere al instrumentarului rotativ dentar**

### **4.2.1 Metode optice**

În cadrul cercetărilor pentru realizarea acestei lucrări, împreună cu un colectiv din care au făcut parte și medici stomatologi, la Universitatea "Dunărea de Jos" din Galați a fost conceput un stand experimental pentru studiul stărilor de tensiuni și deformații în sistemul masticator la aplicarea unor sarcini.

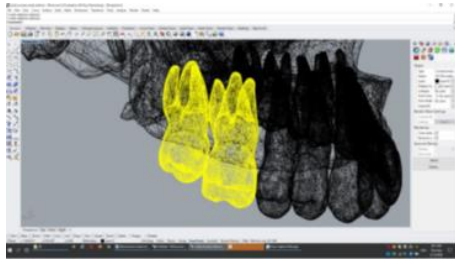
Astfel standul conceput, construit sub supravegherea prof.dr.ing. CI Mocanu, se prezintă ca în **Figura 4.2**, pe care a fost montat specimentul de teste printat la imprimantă 3D din PLA [27].



**Fig. 4.2**

Specimentul din PLA a fost pregătit folosind un scanner după un model uman (**Figura 4.3 a**). Modelul obținut și folosit apoi la printarea 3D este prezentat în **Figura 4.3 b**.

Pentru efectuarea măsurătorilor s-a folosit un sistem de achiziție optică ARAMIS HS (abrevierea ARAMIS este de la denumirea aparatului, iar HS este de la High Speed – rată de achiziție cu viteză mare) de la firma germană GOM, (Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, Braunschweig, Germania), **Figura 4.2** [31]. Acest sistem permite înregistrarea deformațiilor în timpul proceselor de solicitare și apoi cu un program specializat de calcul se poate determina distribuția tensiunilor care iau naștere în specimentul testat. De culoare galbenă sunt evidențiate molarii care vor fi examinați și prin modelare numerică [27].



a)

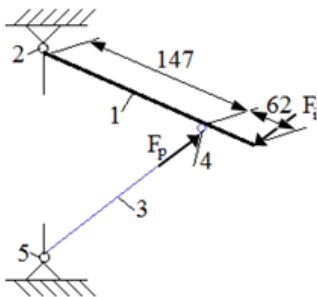


b)

**Fig. 4.3**

În vederea efectuării experimentelor modelul printat din PLA a trebuit pregătit corespunzător prin vopsire cu vopsea mată de culoare albă. Pentru a putea înregistra deformațiile în timpul solicitării după vopsirea cu culoarea albă s-au plicat stropi de vopsea de culoare neagră (de asemenea mată). Se alege o suprafață de studiat (marcată cu cercul de culoare roșie în Figura 4.2) care va fi urmărită de cele 2 camere de luat vederi de înaltă rezoluție ale sistemului ARAMIS HS.

În vederea realizării sarcinii de solicitare s-a folosit un compresor care produce aer comprimat la o presiune de 4 bari și care prin intermediul unui sistem de comandă reduce presiunea astfel încât să se obțină o sarcină maximă de solicitare pe un dinte de aproximativ 100 N [28, 29]. Valoarea maximă a acestei sarcini de solicitare este data de capacitatea de rezistență a smalțului dentar. În Figura 4.4 este reprezentată schema mecanică de realizare a sarcinii de solicitare.



1. mandibula prezentată schematic;
  2. articulația mandibulei;
  3. tija pistonului pneumatic care realizează sarcina de încărcare;
  4. articulația tijei pistonului la mandibulă;
  5. articulația pistonului de stand;
- $F_p$  - reprezintă forța realizată în pistonul pneumatic de presiunea aerului comprimat reglată cu ajutorul sistemului de control al presiunii aerului;
- $F_i$  - reprezintă forța realizată la incisivul lateral (de ocizie).

**Fig. 4.4**

Articulația mandibulei simulează, prin spațiile dintre mandibulă și restul craniului, existența legăturii dintre aceste componente ale sistemului masticator.

Scriind ecuația de echilibru de momente în raport cu articulația mandibulei:

$$134F_i - 85F_p = 0$$

se obține:

$$F_i = 95.6 \text{ N}$$

Această valoare va fi folosită în cadrul modelărilor numerice ulterioare în vederea omologării procedurilor studiate.

#### ***Rezultate ale modelării experimentale***

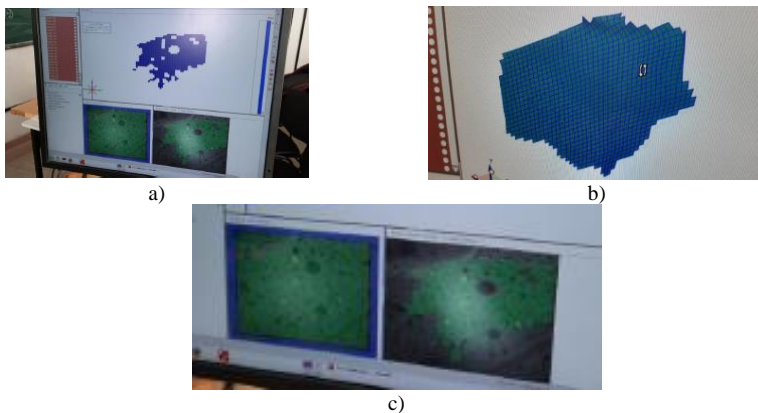
Deformațiile înregistrate de componentele mandibulei sunt prezentate în Tabelul 4.1.

**Tabelul 4.1** Valorile deformațiilor înregistrate în componentele mandibulare

| Locul   | Deformația (mm) |
|---|-----------------|
| Mandibulă (ocluzie incisivi centrali)         | 0.011           |
| Incisivi centrali (ocluzie incisivi centrali) | 0.023           |
| Implant (ocluzie implant)                     | 0.043           |
| Molar (ocluzie implant)                       | 0.022           |

Din analiza valorilor stării de deformație se poate constata că acestea sunt de ordinul de mărime al interstițiului dintre dinte și alveola dentară, adică de ordinul micronilor, chiar dacă sarcina de solicitare a fost la maximum admis. Acest lucru poate fi explicat prin faptul că nici în cazul osului uman, la nivel dentar, nu se întâlnesc deformații cu valori mari nici la mandibulă și nici în cazul dinților. Deplasări mari, depășind ordinul micronilor  $\mu\text{m}$  ar conduce conform opiniei medicilor stomatologi la modificări majore în sistemul mandibulă – maxilar. Astfel de deplasări, cu trei ordine de mărime mai mari decât cele normale se pot întâlni în cazul pacienților cu dinți lipsă. Astfel de situație poate constitui subiectul unor analize viitoare. Deplasările fiziologice ale dinților în plan vertical 20-28  $\mu\text{m}$ , respectiv orizontal sunt de 73-108  $\mu\text{m}$  [29].

Imaginile achiziționate cu ajutorul sistemului de achiziție ARAMIS HS, prin intermediul programului furnizate de producător au fost prelucrate furnizând atât numeric cât grafic starea de tensiuni rezultată în mandibulă după solicitare, Figura 4.5. În Figura 4.5 a) este prezentată zona supusa analizei cu ajutorul sistemului optic (vezi marcajul din Figura 4.2 de pe mandibulă). Figura 4.5 b) reprezintă discretizarea zonei analizate realizată de programul furnizat de producătorul sistemului ARAMIS [31]. În Figura 4.5 c) este reprezentată starea de tensiuni care ia naștere în zona analizată după prelucrarea imaginilor achiziționate. Așa cum se poate observa tensiunile au valori mici (aproape că nu se pot observa pe imaginea grafică).



**Fig. 4.5**

**Tabelul 4.2** Valori măsurate

|                                  | Numeric | Experiment | Eroare relativă (%) |
|----------------------------------|---------|------------|---------------------|
|                                  |         | [MPa]      |                     |
| Tensiuni echivalente (Von Mises) | 3.98    | 4.26       | 6.57                |
| Deformații                       | 72      | 79         | 8.86                |

#### 4.2.2 Metode tensometrice

Tensometria electrică (TE) este o metodă experimentală care se bazează pe transformarea variației unei mărimi mecanice (deformația) într-o variație a unei mărimi electrice [34]. Astfel avem:

- Tensometria Electrică Rezistivă (TER) la care mărimea electrică este variația rezistenței electrice a unui fir prin care circulă curent electric;

- Tensometria Electrică Capacitivă (TEC) la care mărimea electrică este variația capacității unui condensator;

- Tensometria Electrică Inductivă (TEI) la care mărimea electrică este variația inductanței unor bobine dispuse la  $90^0$ , etc.

Cea mai des folosită este metoda exoperimentală pentru studiul deformațiilor se bazează pe TER, deoarece rezultatele sunt cele mai apropiate de realitate și de asemenea costurile implicate sunt mult mai mici decât în cazul TEC sau TEI.

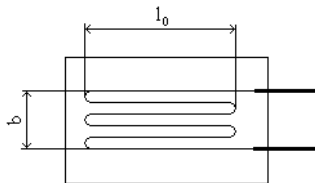
Un circuit de măsură folosind TER se compune principal din: traductorul rezistiv, sistemul de alimentare a acestuia și de achiziție a semnalelor măsurate.

### **Traductorul rezistiv (TR)**

Este o rezistență electrică constituită din unul sau mai mulți conductori (în marea majoritate a cazurilor metalici) legați în serie, de diametru foarte mic ( $15 \div 20 \mu m$ ), având o rezistență electrică ale cărei valori sunt, de regulă, cuprinse între ( $50 \div 1000 ohmi$ ).

Acest rezistor este lipit pe un suport sau înglobat în suport (de hârtie sau din material sintetic). Datorită formei și dimensiunilor sale reduse (Figura 4.6) traductorul rezistiv este numit și marcă tensometrică sau timbru tensometric. În continuare se va folosi denumirea de traductor electrotensometric rezistiv [34].

Aceste traductoare au cea mai largă utilizare în tensometrie datorită simplității constructive și ușurinței de aplicare pe piesa de măsurat, respectiv costului redus al lucrărilor, precum și datorită preciziei și marilor posibilități pe care le oferă în realizarea de măsurări în cele mai complicate și dificile condiții de lucru și de încărcare.



**Fig. 4.6**

Traductorul aplicat (prin care circulă un curent electric) pe piesa supusă cercetării suferă prin deformare o variație a rezistenței sale electrice. S-a constatat că variația specifică a rezistenței traductorului este, între anumite limite, practic proporțională cu deformația specifică suferită de acesta odată cu piesa pe care este aplicat. Acest fenomen de variație a rezistenței electrice a unui conductor prin deformația sa mecanică (denumit fenomen de tensoeffect) stă la baza utilizării TER.

Relația care stă la baza TER se poate scrie sub forma:

$$\frac{\Delta R}{R} = k \frac{\Delta l}{l} = k \varepsilon$$

în care:

- $\Delta R$  reprezintă variația rezistenței electrice a traductorului;
- $\Delta l$  reprezintă deformația pe direcția firului din care este confecționat traductorul;
- $k$  constanta traductorului care depinde de materialul firului metalic și de dimensiunile acestuia și se determină experimental pentru fiecare lot de traductoare;
- $\varepsilon$  - reprezintă deformația specifică a traductorului pe direcția firului acestuia.

Coefficientul de tensosensibilitate depinde și de modul de prelucrare a firului, de tratamentul termic și mecanic, precum și de diametrul firului (el scade odată cu creșterea diametrului).

În Tabelul 4.3 sunt prezentate proprietățile unor materiale utilizate la confecționarea TER.

**Tabelul 4.3**

| <b>Materialul</b> | <b>Compoziția %</b>          | <b>Coefficientul de tensosensibilitate k</b> | <b>Rezistența specifică <math>\Omega \cdot mm^2 / m</math></b> |
|-------------------|------------------------------|--|--|
| Constantan        | 60 Cu, 40 Ni                 | 2.0÷2.1                                      | 0.45÷0.51  |
| Advans Copel      | 55 Cu, 45 Ni                 | 2.1÷2.4                                      | 0.476  |
| Crom-Nichel       | 80 Ni, 20 Cr                 | 2.1÷2.3                                      | 1.0÷1.1  |
| Izoeleastic       | 36 Ni, 8 Cr<br>52 Fe, 0.5 Mo | 2.8÷3.5                                      | 1.11   |

| 3,5 Mn, Si, Cu, V |        |      |       |
|-------------------|--------|------|-------|
| Nichel            | 100 Ni | 12.1 | 0.115 |

Materialele folosite pentru confecționarea TER trebuie să aibă:

- relație liniară între variația rezistenței și a deformației mecanice, într-un domeniu cât mai mare;

- coeficient de tensosensibilitate cât mai ridicat;

- histerezis nul;

- rezistență specifică să fie mare;

- coeficient de variație a rezistenței să fie prevazut cu temperaturi cât mai mici;

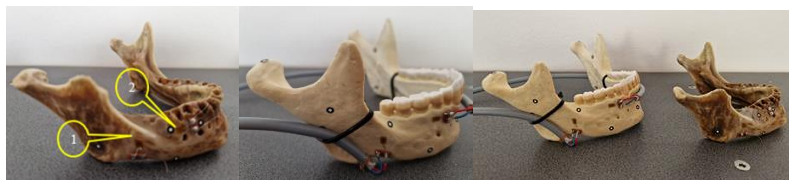
- coeficient de dilatare liniară cât mai aproape de ce al materialului din care este confecționată piesa sau structura supusă încercării;

- ușurința de prelucrare și la executarea legăturilor electrice;

- limită de elasticitate cât mai ridicată.

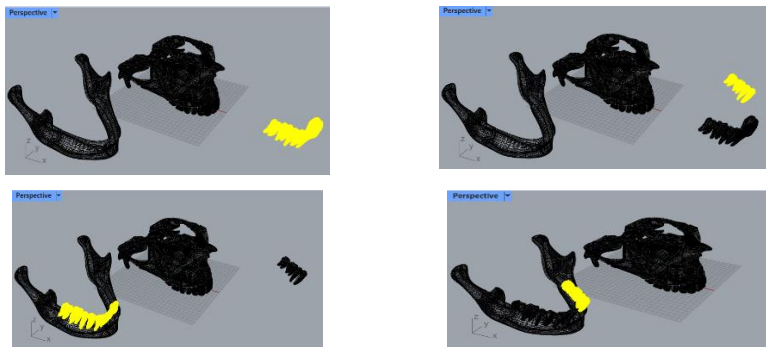
Nici un material nu corespunde integral acestor condiții. Nichelul are un coeficient de tensosensibilitate ridicat, dar prezintă histerezis în modificarea rezistenței funcție de deformații. Constantanul este unul din materialele care îndeplinește majoritatea condițiilor enumerate mai sus și este folosit frecvent la confecționarea TER, deși are un coeficient de tensosensibilitate de valoare mai mică decât altele.

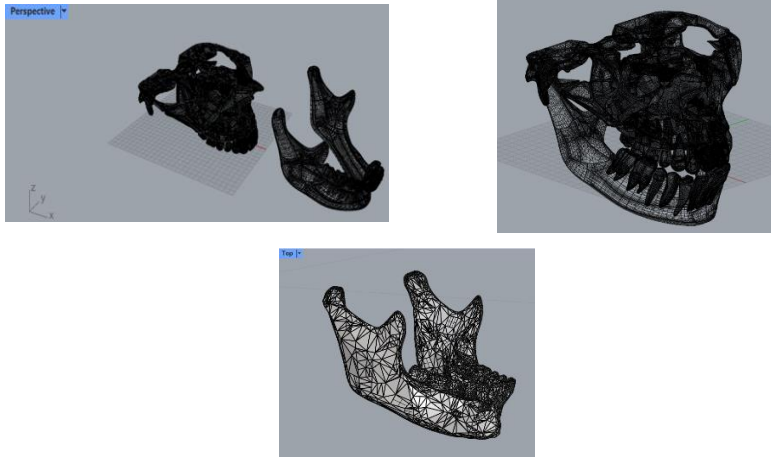
În cadrul aceleiași colectiv de la Uiversitatea "Dunărea de Jos" din Galați, împreună cu medicii stomatologi s-au realizat măsurători folosind TER pe specimene umane și printate 3D din PLA. În Figura 4.7 sunt prezentate speciemenle folosite la testarea prin TER: a) – mandibulă umană; b) mandibulă printată 3D din PLA. Studiile experimentale efectuate și care sunt prezentate în această lucrare reprezintă continuarea cercetărilor colectivului menționat anterior, cercetări îndreptate în fapt pentru elucidarea și eventual găsirea unor materiale care să se apropie ca și proprietăți mecanice de proprietățile osului uman. Se încearcă acest lucru deoarece literatura de specialitate în domeniu făcând referire la caracteristicile mecanice ale osului uman este destul de evazivă diverse echipe de cercetători dând valori diferite pentru acestea.



**Fig. 4.7**

Specimenul printat 3D a fost obținut după scanarea specimenului uman. Deoarece la mandibula umană lipsea dantura, înainte de printarea 3D în alveolele dentare cu ajutorul programului Rhinoceros a fost aplicată dentiția (Figura 4.8).





**Fig. 4.8**

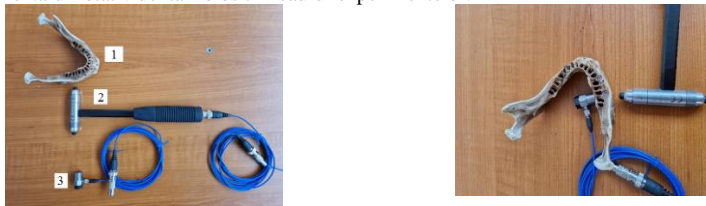
În ultima imagine din Figura 4.8 este mandibulă refăcută cu ajutorul programului Rhinoceros și pregătită pentru importul în programul specializat al imprimantei 3D.

Pe cele două specimene supuse testării au fost aplicate în zone aproximativ indentice traductorarele tensometrice. Deoarece zona de aplicare este de mici dimensiuni s-au ales traductoare tensometrice cu baza de măsură de 1 mm de la HBK Germania, ca în Figura 4.9.



**Fig. 4.9**

În imagine este prezentat și un traductor de forță (poziția 2) care a fost folosit pentru măsurarea sarcinii aplicate. De asemenea pe cele două specimene vor fi aplicate câte un accelerometru model ICP (model 356A01; PCB Piezotronics), Figura 4.10, cu adaptorul numeric corespunzător, pentru a se putea înregistra accelerațiile respectiv amplitudinile vibrațiilor produse de instrumentarul rotativ dentar folosit în cadrul experimentelor.



**Fig. 4.10**

În figură s-au notat cu:

- 1 - mandibulă umană;
- 2 - ciocan impactor;
- 3 - accelerometru.

Ciocanul impactor a fost folosit pentru a se depista eventualele rezonanțe. Acest experiment a fost efectuat în ideea de a valida un posibil modelare numerică care s-a dorit a se

realiza cu ajutorul unui program de calcul specializat de proveniență japoneză Mechanical Finder. Din motive financiare acest program nu a mai fost achiziționat.

Semnalele achiziționate au fost colectate de la o punte tensometrică QuatumX cu 16 canale cu ajutorul programului acestui echipament Catman 5.6.3 de la firma HBK. Montajul electric conceput pentru măsurători este prezentat în Figura 4.11 [32].



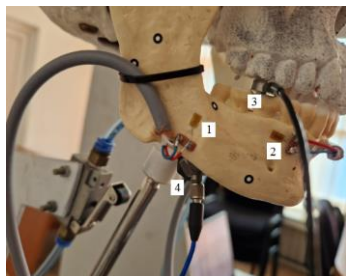
**Fig. 4.11**

Față de metoda prezentată în literatura de specialitate în lucrarea [3] care citează cercetările efectuate în lucrarea [12], în teză s-a folosit o turbină cu aer comprimat. A fost adoptată această cale deoarece numărul de specimene a fost limitat și de asemenea, așa cum s-a prezentat anterior turbinele cu aer față de micromotoare produc vibrații cu amplitudini mai mari. Un alt motiv pentru care s-a adoptat turbina cu aer a fost că medicul care a efectuat lucrarea pentru realizarea are o experiență de 8 ani ca medic endodont practicant în Galați, și în cabinet are o astfel de dotare (Dentist Society Galați).

S-au practicat canale pentru mai mulți dinți din componența aceleiași mandibule (PLA și os uman) astfel încât să se poată concluziona asupra tensiunilor și vibrațiilor care apar datorită funcționării instrumentarului rotativ.

#### **4.2.2.1 Teste pe specimenul confecționat din PLA**

În Figura 4.12 sunt prezentate schemele utilizate pentru modelarea experimentală a masticăției pe specimenul din PLA.



- 1 – traductor rezistiv pe direcția de solicitare
- 2 – traductor rezistiv perpendicular pe direcție de solicitare
- 3 – traductor inductiv pentru măsurarea forței de ocluzie
- 4 – accelerometru montat pe partea interioară a mandibulei din PLA



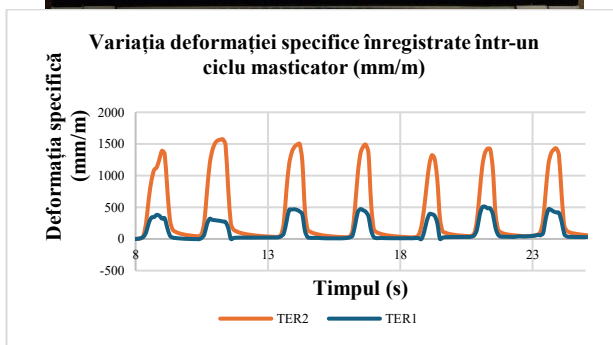
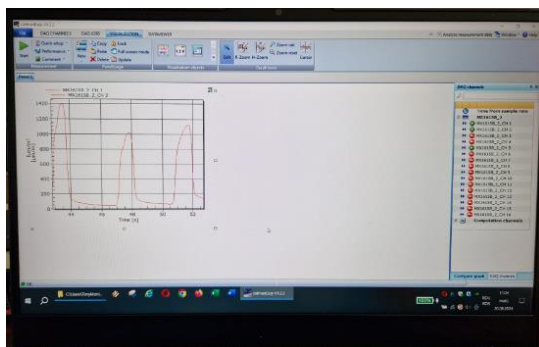
**Fig. 4.12** Specimen PLA

Măsurătorile au fost efectuate folosind sistemul de acționare cu aer comprimat într-un interval de timp limitat la 15÷20 s. Frecvența purtătoare a fost de 10 Hz deoarece încercările se consideră realizate în regim static de încărcare. S-a ales acest interval de timp funcție de capacitatea de stocare a memoriei sistemului de calcul folosit.

Rezultatele măsurătorilor, după prelucrare, sunt prezentate numeric în Tabelul 4.4 și grafic în Figura 4.13 (în care se poate observa un ecran tipic al programului de achiziție Catman 4.2.2).

**Tabelul 4.4** Rezultate numerice măsurători statice mandibulă PLA ( $E=15$  GPa)

| Locul amplasării TER | Deformații specifice<br>[mm/m] | Tensiuni<br>[MPa] |
|----------------------|--------------------------------|-------------------|
| 1                    | 500                            | 7.50              |
| 2                    | 1,571                          | 23.56             |



**Fig. 4.13** mandibulă completă

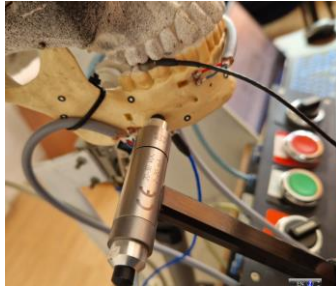
O altă serie de teste s-au efectuat cu scopul de a investiga ce se întâmplă cu mandibula în cazul aplicării unei forțe într-un interval scurt de timp (șoc/impact). Pentru impactarea mandibulei s-a folosit un ciocan impactor cuplat prin intermediul unui convertor de semnal la puntea tensometrică QuantumX. Semnalele achiziționate sunt prezentate în Figura 4.14 b). Ciocanul impactor a folosit pentru măsurarea forței de impact.

Valorile maxime măsurate în momentul impactului sunt prezentate în Tabelul 4.5 ( $E_{PLA}=15$  GPa).

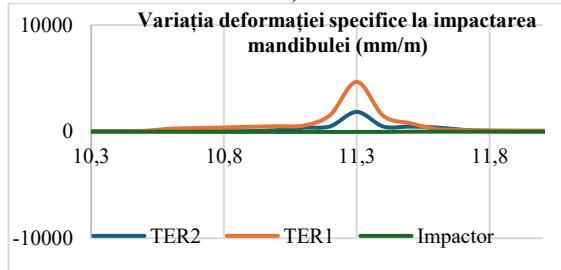
**Tabelul 4.5** Rezultate numerice măsurători impact mandibulă PLA

| Locul amplasării TER | Deformații specifice<br>[mm/m] | Tensiuni<br>[MPa] | Forța impact<br>[N] |
|----------------------|--------------------------------|-------------------|---------------------|
| 1                    | 4671                           | 70.06             | 21                  |
| 2                    | 1853                           | 27.79             |                     |





a)



b) mandibulă completă

**Fig. 4.14**

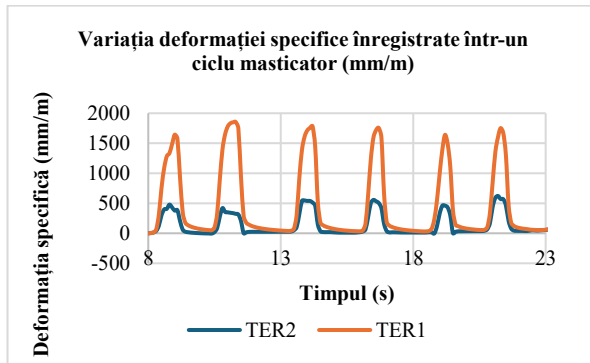
Un alt experiment efectuat pe specimenul confecționat din PLA a fost cel cu un molar lipsă (molarul 2). Pentru aceasta folosind o freză dentară acționată de un micromotor s-a decupat molarul doi așa cum este prezentat în Figura 4.15 a). După realizarea alveolei pentru instalarea implantului specimenul a fost testat în aceleași condiții ca și în cazul anterior. Rezultatele măsurătorilor efectuate sunt prezentate în Tabelul 4.6 iar modelul testat și forma grafică de variație a deformației specifice înregistrate sunt prezentate în Figura 4.15 b).

**Tabelul 4.6** Rezultate măsurători statice specimen PLA cu molarul 2 extras și alveola pregătită

| Locul amplasării TER | Deformații specifice [mm/m] | Tensiuni [MPa] |
|----------------------|-----------------------------|----------------|
| 1                    | 1854                        | 27.81          |
| 2                    | 622                         | 9.33           |



a)



b) mandibulă cu molarul 2 extras

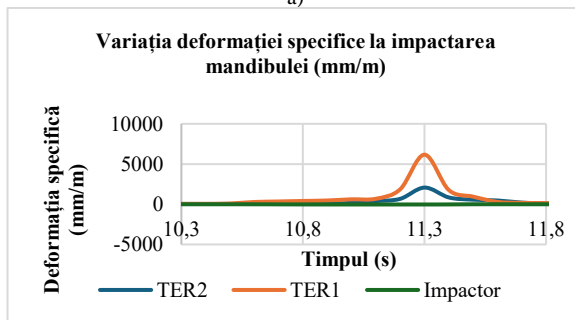
Pentru verificarea comportării la impact a mandibulei confecționată din PLA cu molarul doi lipsă și alveola pregătită pentru implant s-a folosit aceeași procedură experimentală ca și în cazul mandibulei cu dentiția completa. Rezultatele testelor prezentate în Tabelul 4.7, iar graficul de variație al deformației specifice în Figura 4.16 b).

**Tabelul 4.7** Rezultate măsurători impact mandibulă cu molarul 2 extras

| Locul amplasării TER | Deformații specifice [mm/m] | Tensiuni [MPa] | Forța impact [N] |
|----------------------|-----------------------------|----------------|------------------|
| 1                    | 6166                        | 92.49          | 21.8             |
| 2                    | 2445                        | 36.68          |                  |



a)



b)

**Fig. 4.16** mandibulă cu molarul 2 extras

#### **Analiza rezultatelor testelor statice**

Centralizând testele efectuate pe mandibula din PLA în tabele 4.8 și 4.9 rezultatele sunt prezentate comparativ. În Tabele sunt prezentate diferențele absolute procentual pentru situațiile de încărcare static și dinamică.

Așa cum se poate observa din Tabelul 4.8 procentual în cazul solicitării statice pentru cazurile cu / fără molarul 2 extras deformațiile specifice și implicit tensiunile diferă în general cu aproximativ 24% în cazul solicitării pe direcția traductorului rezistiv și numai cu 18% pe direcția perpendiculară față de direcția de solicitare. Același lucru se observă și în cazul solicitării dinamice de impact. Aici procentele sunt mai mari.

În Tabelul 4.10 este realizată o comparație între solicitările staice și dinamice pentru cele două traductoare rezistive.

**Tabelul 4.8** Rezultate măsurători statice mandibulă cu / fără molarul 2 extras

| Locul amplasării TER          | Deformații specifice<br>[mm/m] | Tensiuni<br>[MPa] |
|-------------------------------|--------------------------------|-------------------|
| <b>Cu dentiția completă</b>   |                                |                   |
| 1                             | 500                            | 7.50              |
| 2                             | 1,571                          | 23.56             |
| <b>Cu molarul 2 extras</b>    |                                |                   |
| 1                             | 622                            | 9.33              |
| 2                             | 1854                           | 27.81             |
| <b>Diferențe absolute (%)</b> |                                |                   |
| 1                             | 24.40                          | 24.40             |
| 2                             | 18.01                          | 18.04             |

**Tabelul 4.9** Rezultate măsurători impact mandibulă cu / fără molarul 2 extras

| Locul amplasării TER          | Deformații specifice<br>[mm/m] | Tensiuni<br>[MPa] | Forța impact<br>[N] |
|-------------------------------|--------------------------------|-------------------|---------------------|
| <b>Cu dentiția completă</b>   |                                |                   |                     |
| 1                             | 4,671                          | 70.06             | 21                  |
| 2                             | 1,853                          | 27.79             |                     |
| <b>Cu molarul 2 extras</b>    |                                |                   |                     |
| 1                             | 6,166                          | 92.49             | 21.8                |
| 2                             | 2,445                          | 36.68             |                     |
| <b>Diferențe absolute (%)</b> |                                |                   |                     |
| 1                             | 32.01                          | 32.02             | 3.81                |
| 2                             | 31.95                          | 31.99             |                     |

Așa cum se poate observa din datele tabelate analizând rezultatele măsurătorilor la traductorul montat pe direcția solicitării diferențele procentuale absolute sunt mai mici. Acest lucru poate fi explicat prin faptul că PLA desi în literatură se prezintă ca un material izotrop comportarea arată un anumit grad de anizotropie. Aceasta, dacă de la printarea 3D a pecimenului nu există discontinuități, ar fi singura explicație.

#### **4.2.2.2 Teste pe specimenul din os uman**

În Figura 4.17 sunt prezentate schemele utilizate pentru modelarea experimentală a masticației pe specimenul din os uman. Deoarece specimenul avut la dispoziție nu avea dentiție, rezultatele obținute în cadrul acestor teste nu pot fi comparate cu cele obținute de la specimenul confecționaat din PLA.

În Tabelul 4.10 sunt prezentate rezultatele testelor statice și de impact efectuate pe specimenul din os uman.

Din analiza datelor obținute în urma testării specimenului din os uman rezultă că formele de variație a deformațiilor specifice și deci implicit a tensiunilor sunt apropiate pentru materialele celor două specimene testate os uman și PLA. De aici se poate conchide că folosirea materialelor convenționale atunci când nu sunt la dispoziție materiale naturale (umane) este posibilă urmând ca rezultatele, folosind similitudinea mecanică să fie transpuse la natură.

Testele efectuate au avut drept scop să propună o metodologie de testare în diverse situații de solicitare a unui sistem masticator în laborator. Concluziile pot fi apoi folosite în practica proiectării instrumentarului rotativ dentar.

**Tabelul 4.10 Rezultate măsurători statice și impact mandibulă os uman ( $E=20\text{ GPa}$ )**

| Locul amplasării<br>TER | Deformații<br>specifice<br>[mm/m] | Tensiuni<br>[MPa] | Forța<br>impact<br>[N] |
|-------------------------|-----------------------------------|-------------------|------------------------|
| <i>Teste statice</i>    |                                   |                   |                        |
| 1                       | 1,331                             | 26,63             |                        |
| 2                       | 432                               | 8,64              | -                      |
| <i>Teste impact</i>     |                                   |                   |                        |
| 1                       | 1.859                             | 37.18             | 22.3                   |
| 2                       | 638                               | 12.36             |                        |

### 4.3 Concluziile studiilor experimentale efectuate asupra sistemului masticator din punct de vedere al instrumentarului rotativ dentar

Din testele efectuate atât pe materiale compozite cât și material uman au contribuit la conceperea unui stand de încercare pentru sistemul masticator. În cadrul testelor statice și de impact efectuate s-a stabilit o metodologie de testare, precum și modalități de achiziție a datelor. Stabilirea unei metodologii de testare contribuie, prin concluziile care se pot desprinde, la o proiectare mai facilă a instrumentarului rotativ dentar prin prisma eforturilor, deformațiilor, tensiunilor și vibrațiilor care pot apare în timpul unui tratament dentar.

Din aceste studii experimentale se pot trage următoarele concluzii:

1. S-a conceput un sistem unitar (stand) de încercare și achiziție a datelor.
2. S-au folosit pentru prima dată, cel puțin din literatura studiată, metode optice pentru analiza funcționării sistemului masticator.
3. S-au folosit metode tensometrice pentru determinarea formei de variație a deformațiilor (respectiv a tensiunilor) la solicitarea unor specimene de mandibule din os uman și material compozit PLA.
4. S-a folosit o tehnologie modernă de aplicare a sarcinilor la studiul impactului asupra sistemului mandibular folosind un impactor asistat.
5. Din cauza faptului că la montarea accelerometrului pe mandibulă nu s-a folosit un adeziv permanent, deoarece se distrugea accelerometrul, nu s-au putut trage concluzii experimentale despre răspunsul la vibrații al sistemului masticator (respectiv al mandibulei testate).
6. În viitor se propune studierea comportamentului mandibulei în prezența unui implant montat în special la impact.

## CAPITOLUL 5

### STUDII NUMERICE PENTRU DETERMINAREA INFLUENȚEI FUNCȚIONĂRII INSTRUMENTELOR ROTATIVE ASUPRA CONFORTULUI PACIENTULUI ÎN TIMPUL TRATAMENTELOR DENTARE

#### 5.1 Introducere

Așa cum s-a prezentat în Capitolul 3 metodele numerice și-au găsit un loc de primă importanță și în studiile de biomecanică, în acest caz al biomecanicii sistemului masticator. Astfel, acum, înainte de orice invenție, inovație adusă instrumentarului stomatologic structura acestuia este modelată numeric și pe baza rezultatelor obținute se interpretează dacă ideea este funcțională sau nu.

Folosirea metodelor numerice în studiul sistemului complex format din *dentiție* – *instrumentar medical (fie rotativ sau nu)* conduce la formarea unor echipe multidisciplinare formate din: medici stomatologi, ingineri, matematicieni și informaticieni. Cunoștințele combinate au condus la apariția instrumentarului stomatologic performant din zilele noastre.

În lucrările diverselor echipe de cercetare se regăsesc metode numerice (puse la punct de ingineri și informaticieni) care abordează toate aspectele legate de sistemul complex menționat anterior.

### 5.1.1 Obiective

În cadrul acestui capitol vor fi abordate metodologii de analiză cu elemente finite a comportării componentelor mandibulei sub sarcini. Sarcinile avute în vedere sunt cele din masticatie dar și din încărcările provenite de la instrumentarul rotativ la realizarea tratamentelor dentare. Se vor analiza:

- starea de tensiuni și deformații din sistemul mandibular la acțiunea unor sarcini provenind din masticatie;
- starea de tensiuni și deformații din canalul radicular la efectuarea tratamentelor dentare;
- starea de tensiuni și deformații la instalarea unui implant de diverse diametre.

## 5.2 Metoda Elementelor Finite folosită pentru identificarea folosirii diverselor tipuri de instrumente rotative dentare

Așa cum s-a prezentat în Capitolul 3 metodele numerice sunt de mare folos în studiul biomecanicii sistemului osos uman.

Dintre numeroasele metode numerice folosite curent în practica numerică inginerească cum ar fi: a Deplasărilor, a Eforturilor, a Elementelor Finite, a Elementelor de frontieră, etc. cea mai des folosită este **Metoda Elementelor Finite (MEF)**. Se preferă această metodă datorită unor avantaje dintre care cele mai importante sunt: rezultate bine validate experimental, operare relativ simplă și ușor abordabilă, aria domeniilor unde poate fi folosită este mare.

În teză sunt prezentate modelări numerice pentru o serie întregă de operații care se efectuează cu instrumentarul rotativ în timpul tratamentelor dentare. Solicitățile aplicate sunt cele din literatura de specialitate (spre exemplu [32, 39, 42]).

Modelele prezentate deja au fost folosite pentru testările numerice.

S-au folosit programele de analiză cu Elemente Finite: FEMAP și ANSYS. Pregătirea fișierelor pentru discretizările specifice unei analize cu elemente finite s-au realizat cu ajutorul programului Rhinoceros, cu ajutorul căruia s-au rafinat imaginile obținute în urma scanării unor părți ale sistemului masticator uman.

### 5.2.1 Cazul 1 de analiză prin MEF

Într-o primă etapă s-a realizat importul fișierelor de la scanner în programul Rhinoceors. Odată realizat importul, deoarece imaginile furnizate prezentau erori de la scanare au fost corectate erorile depistate. O imagine, corectată, a obiectului scanat este prezentată în Figura 5.1.

Etapă următoare a constat în realizarea de suprafețe prin unirea liniilor. În Figura 5.2 este prezentată o imagine cu suprafețele obținute.

Deoarece o analiză a sistemului masticator complet era greu de realizat din cauza sistemelor de calcul avute la dispoziție (număr mare de elemente) s-au realizat modelări numai pe mandibulă.

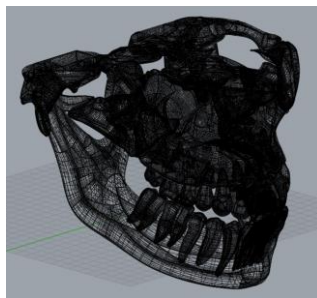
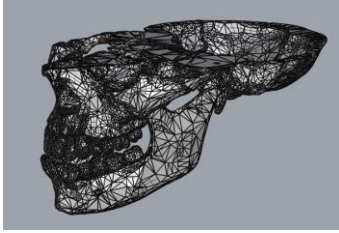
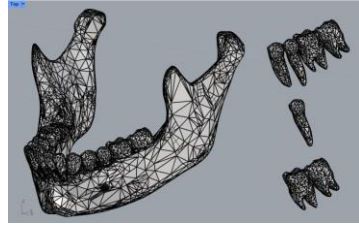


Fig. 5.1

S-a preferat acest lucru deoarece numărul de elemente implicat era mai mic și de asemenea sarcinile în cazul modelărilor experimentale au fost aplicate pe mandibulă. Elementele analizate, luate separat, sunt prezentate în Figura 5.3.



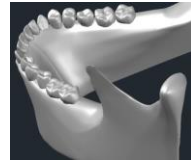
**Fig. 5.2**



**Fig. 5.3**

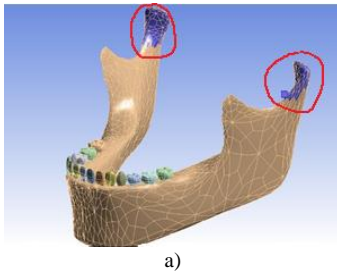
Deoarece o analiză a sistemului masticator complet era greu de realizat din cauza sistemelor de calcul avute la dispoziție (număr mare de elemente) s-au realizat modelări numai pe mandibulă. S-a preferat acest lucru deoarece numărul de elemente implicat era mai mic (implicit echipamente de calcul cu capacitate mare de calcul) și de asemenea sarcinile în cazul modelărilor experimentale au fost aplicate numai pe mandibulă standul experimental fiind astfel conceput.

Așa cum s-a mai precizat, lucrările efectuate în această teză precum și rezultatele obținute s-au realizat și analizat într-o echipă multidisciplinară formată din ingineri și medici. Așa cum s-a prezentat în [32] imaginile furnizate la final de programul Rhinoceros exportate în format acceptat de programele de analiză cu emenete finite sunt prezentate în Figura 5.4.

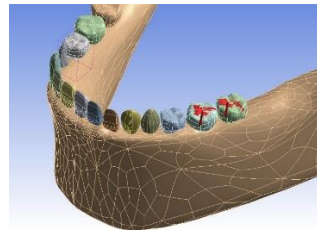


**Fig. 5.4**

În continuare, modelul astfel importat în programul de analiză cu Elemente Finite ANSYS R15 și a fost discretizat. Modelul discretizat cu condițiile la limită și încărcări este prezentat în imaginile din Figura 5.5 a) respectiv 5.5 b). Discretizarea s-a realizat prin elemente de volum izoparametrice (funcțiile care descriu forma elementului sunt utilizate și pentru definirea deplasărilor) cu patru noduri. Au rezultat în urma discretizării un număr de 1,091,176 elemente cuplate între ele la 559,328 noduri.



a)



b)

**Fig. 5.5**

Problematică este modelarea legăturii temporo-mandibulare. Datorită complexității acestei articulații a trebuit înțeleasă pentru a se putea modela corect această legătură.

Articulația temporo-mandibulară este unica articulație mobilă a craniului și cea mai evoluată din corpul uman, atât din punct de vedere structural, cât și din punct de vedere biodinamic, stabilind legătura mobilă dintre baza craniului și mandibulă, pentru îndeplinirea funcțiilor sistemul stomatognat (masticatie, deglutiție, fonație, mimică și respirație).

Prin situația sa anatomică, prin morfologia complicată, prin rolul său complex ce implică condiții particulare de biomecanică (generate și de conlucrarea celor două articulații dar și de încărcare), ATM este expusă acțiunii a numeroși factori extrinseci și intrinseci.

Plecând de la explicațiile anterioare legăturile mandibulei cu maxilarul prin capul condilului (zona marcată în Figura 5.5 a) s-au realizat prin intermediul unor resoarte (câte 3 de fiecare parte a mandibulei) cu constante de elasticitate cunoscute, aproximative din literatură.

Determinarea exactă a acestor valori este practic imposibilă. Aceste resoarte modelează legătura dintre mandibula și maxilar (prin condil). S-a adoptat o valoare de 7 N/m.

De asemenea o altă provocare a constituit în modul de aplicare a sarcinii de solicitare. Se cunoaște, așa cum s-a prezentat în Capitolul 4 [32], că valoarea maximă a sarcinii de solicitare din cauza diversității formelor dinților precum și a felului în care se produce masticția nu se cunoaște, și acest lucru se datorează faptului că nu se cunoaște suprafața de contact dintre dinți. Astfel s-a aproximat că valoarea sarcinii de solicitare, prin rezultanta ei, se aplică în centrul suprafeței de contact, considerată în literatură [7] de aproximativ  $0.5 \text{ cm}^2$  (Figura 5.5 b).

Caracteristicile de material (osos) introduse în program sunt cele din literatura de specialitate [7, 32] și sunt pentru:

a) Osul mandibulei:

- modulul lui Young - 150 GPa;

- coeficientul lui Poisson -0.3;

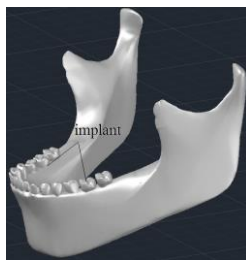
b) Dinți:

- modulul lui Young - 72 GPa;

- coeficientul lui Poisson - 0.33;

Densitatea osului și a dinților luată în considerare a fost  $1,300.00 \text{ kg/m}^3$ .

Studiile numerice efectuate au avut scop evidențierea modului în care instrumentarul rotativ poate fi folosit în cadrul tratamentelor dentare. Astfel s-a avut în vedere folosirea de diverse freze și diverse viteze de rotație la practicarea alveolelor pentru montarea de pivoți pentru implant în mandibulă. S-a arătat că în lipsa unor metodologii de implantare corect aleasă, acest lucru implicând bineînțeles și instrumentarul corespunzător șansele de eșec la montarea de implanturi este suficient de mare. Modelul avut în vedere este prezentat în Figura 5.6 (vezi și Figura 5.4) [32].



**Fig. 5.6**

De asemenea modelările efectuate vor pune în evidență și influența experienței factorului uman în cazul tratamentelor dentare.

În calculele efectuate au fost avute în vedere 3 cazuri de încărcare:

- Cazul 1: forța aplicată pe ultimii doi molari fără alveola practică în mandibulă;

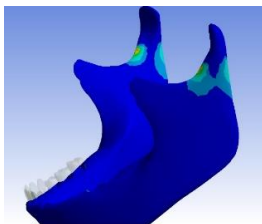
- Cazul 2: forța aplicată pe ultimii doi molari cu alveolă practică pentru implant;

- Cazul 3: forța aplicată pe ultimii doi molari dar cu alveola pentru implant mărită față de cazul 2.

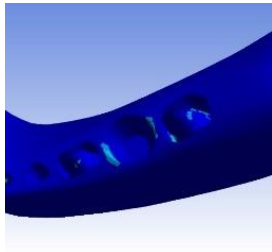
Deoarece natura umană oferă nenumărate variante a aceleiași specii atunci rezultă că și cercetările trebuie dezvoltate pe exemplare specifice. Identic se întâmplă și cu studiile efectuate pentru sistemul masticator uman. Este dificil de raportat un studiu la un singur specimen și apoi acesta studiu să fie extrapolat la un lot largit sau chiar la toată populația. Acest lucru nu se poate efectua la o întreagă rasă umană dar să fie extinsă la totalitatea populație.

Acesta este motivul pentru care în studiul din teză s-au ales numai 3 cazuri, considerate tipice, de solicitare a sistemului masticator.

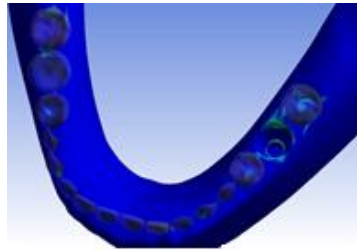
La finalizarea calculelor pentru cele 3 cazuri de solicitare rezultatele în tensiuni rezultante (Von Mises) se prezintă grafic ca în Figura 5.7. Cum era de așteptat tensiunile cu valorile cele mai importante sunt în condil, acolo unde se realizează cuplarea cu partea temporală a sistemului masticator uman.



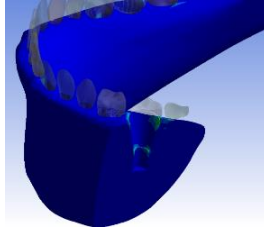
tensiuni în mandibulă



cazul 1



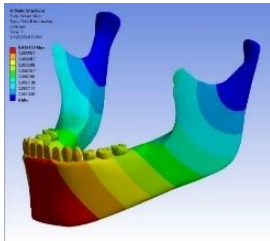
cazul 2



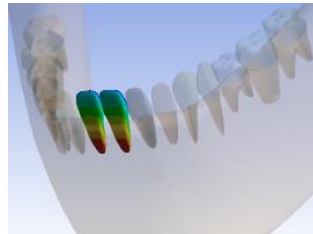
cazul 3

**Fig. 5.7**

Pentru deplasări imaginile grafice sunt prezentate în Figura 5.8.



deplasări în mandibulă  
(identice în toate cazurile)



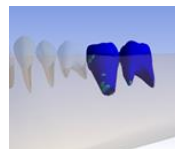
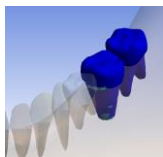
deplasări în incizorii centrali  
(identice în toate cazurile)

**Fig. 5.8**

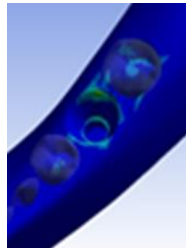
### 5.2.2 Cazul 2 de analiză prin MEF

În cadrul acestei analize numerice s-a mai studiat și comportarea mandibulei la solicitări ca urmare a practicării alveolelor pentru implant. În vederea realizării acestei operații se folosesc burghie speciale cu diametrul de 2 mm. Deoarece marea majoritate a implanturilor au formă tronconică cu diametrul maxim de 4.2 mm (la nivelul superior al osului mandibulei) și minim 1,8 mm cu lungimi de până la 15 mm, cu ajutorul unei freze de ghidaj se ajustează osul mandibulei până la dimensiunile corespunzătoare implantului. Aceste instrumente rotative se rotesc cu 800-1200 rpm. Forța de apăsare pentru înaintare în mandibulă depinde de experiența medicului [57].

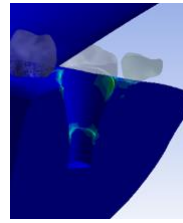
Analizele numerice efectuate s-au realizat pentru un implant lung de 7 mm, în primul caz și apoi pentru un implant lung de 12 mm. Sarcinile aplicate sunt aceleași ca în cazul prezentat anterior. Variația stării de tensiune este prezentată în Figura 5.9 (vezi și Figura 5.7).







a) implant Ø3,8x10

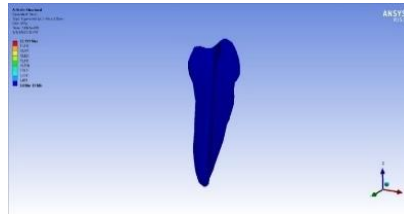


b) implant implant Ø3,8x12

**Fig. 5.9**

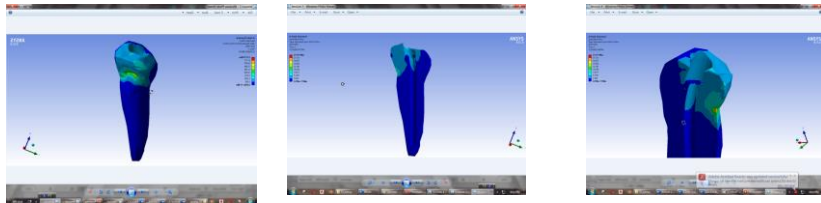
### 5.2.3 Cazul 3 de analiză prin MEF

Un alt studiu a avut în vedere analiza comportării unui incisiv de pe partea stângă în timpul procesului de masticăție, prezentat în Figura 5.9, după intervenția pe canalul radicular. Canalul radicular a fost practicat cu o freză cu diametrul de 0.8 mm, la o turație cuprinsă între 800-1200 rpm. Înainte de a se intra pe canalul radicular s-a îndepărtat stratul de smalț și dentină.



**Fig. 5.9**

În urma efectuării calculele numerice distribuția de tensiuni rezultată este prezentată în imaginile din Figura 5.10.



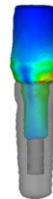
**Fig. 5.10**

Analizând rezultatele obținute în urma modelărilor făcute se poate concluziona conform datelor din Tabelul 5.1.

**Tabelul 5.1 Tensiuni (Von Mises) și deplasări maxime**

| Tensiuni echivalente maxime<br>[MPa] | Deplasări maxime<br>[mm] |
|--------------------------------------|--------------------------|
| 21.112                               | 0.010                    |

În toate cazurile analizate tensiunile maxime nu s-au obținut în zona implanturilor ci în dreptul zonei de contact dintre dinte și osul mandibulei. Acest lucru indică faptul că senzația de durere nu este dată probabil de acțiunea dintre rădăcina dintelui și osul mandibulei ci numai la contactul dintre dinte și os, așa cum se remarcă și în [57] și cum se poate observa și în rezultatele modelărilor din Figura 5.11. În cercetarea din [57] studiile au fost axate pe direcția de aplicarea implantului și nu pe dimensiunile secțiunii transversale ale acestuia.



**Fig. 5.11 [57]**

#### 5.2.4 Cazul 4 de analiză prin MEF

În cazul acestei analize s-a avut în vedere un implant pentru un molar, care pentru observații asupra influenței mărimii implantului (diametrul mediu) s-au avut în vedere trei diametre: 3.8, 4.2, și 4.8 mm. Construcția geometrică din trei componente, o coroană dentară, o componentă ce reunește piesele metalice ale implantului (șurub, bont etc.) și un corp paralelipipedic, reprezentând o secțiune osoasă din mandibulă. În Figura 5.12 a) este prezentat ansamblul celor trei componente analizate, iar în Figura 5.12 b) este prezentată discretizarea în elemente finite a acestuia.



Fig. 5.12

Materialele întrebuintate au fost alese din baza de date a pachetului COMSOL Multiphysics, [73] având proprietățile din Tabelul 5.2.

Tabelul 5.2

| Componentă | Material | Modulul lui Young (Pa) | Modulul lui Poisson (-) | Densitatea (kg/m <sup>3</sup> ) |
|------------|----------|------------------------|-------------------------|---------------------------------|
| Coroană    | PMMA     | 5.00E8                 | 0.30                    | 1,908.00                        |
| Implant    | Titan    | 1.09E11                | 0.34                    | 4,500.00                        |
| Os         | Os       | 6.20E9                 | 0.32                    | 1,200.00                        |

Legătura ansamblului s-a realizat pe baza mică a paralelipipedului care modelează o parte din osul mandibulei.

Coroana este prevăzută, central, cu o suprafață plană, destinată aplicării, pe direcție axială, a unei forțe de 100 N. Momentul de torsiune, de 0.75 Nm, este realizat sub forma unei forțe aplicate după direcția direcția tangențială la implant, pe muchia superioară a implantului propriuzis, așa cum se prezintă în Figura 5.13 a). În Figura 5.13 b) se poate observa rotirea coroanei față de poziția inițială la aplicarea momentului de torsiune.

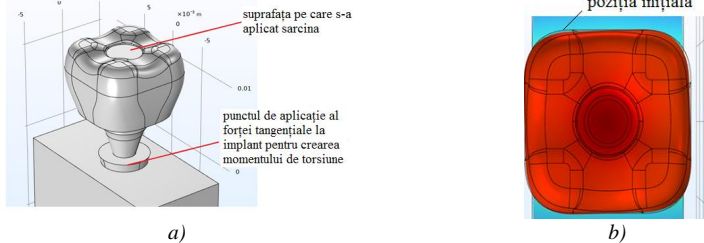


Fig. 5.13

În urma efectuării calculului imaginea grafică a modului de variație a tensiunilor în osul mandibulei este prezentată în Figura 5.14.



a)

b)

**Fig. 5.14**

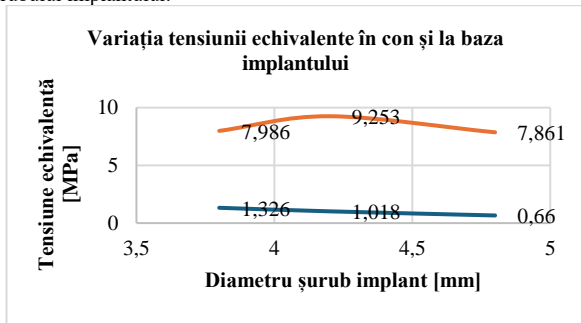
Se poate observa că tensiuni mai mari au apărut în zona de pătrundere a implantului în os, și cealaltă la baza șurubului. Tensiunile echivalente sunt date în Pa.

Șurubul are o lungime de 15 mm, iar pentru diametru, s-au ales trei valorile menționate anterior. În Tabelul 5.3 se prezintă tensiunile maxime (transformate în MPa) pentru cele trei valori ale diametrului șurubului implantului.

**Tabelul 5.3 variația tensiunilor echivalente funcție de diametrul șurubului implantului**

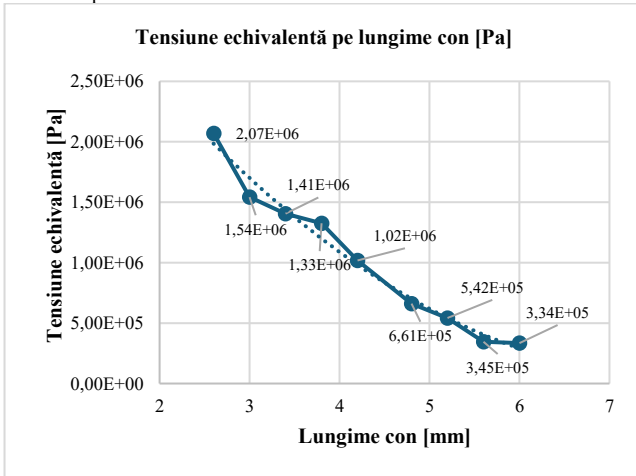
| Diametrul<br>[mm] | Tensiune echivalentă<br>în conul implantului | Tensiune echivalentă la baza implantului<br>[MPa] |
|-------------------|--|---|
| 3.8               | 1.326  | 7.986   |
| 4.2               | 1.018  | 9.253   |
| 4.8               | 0.660  | 7.861   |

În graficul din Figura 5.15 s poate fi observată variația tensiunii echivalente, comparativ, pe lungimea șurubului implantului.

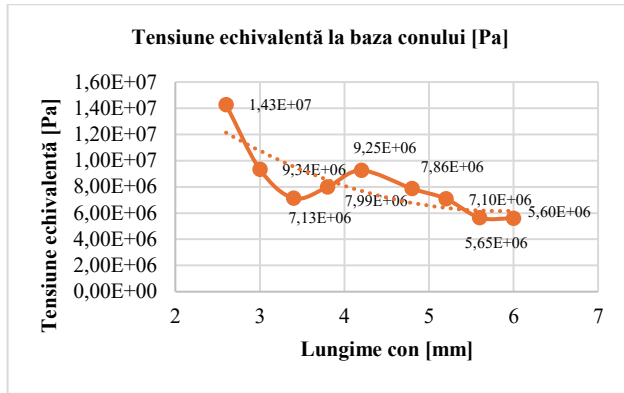


**Fig. 5.15**

În Figurile 5.16 și 5.17 sunt reprezentate modurile de variație al tensiunilor echivalente pe lungimea și la baza conului implantului. Aceste tensiuni sunt determinate de forța de înșurubare a implantului în alveola practicată în mandibulă.



**Fig. 5.16**

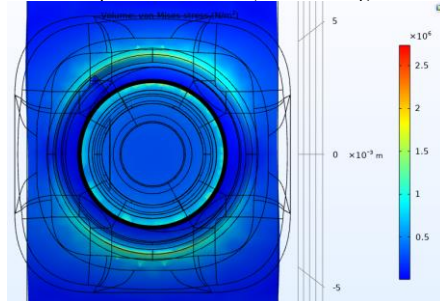


**Fig. 5.17**

Deși alura curbelor din Figurile 5.16, 5.17 nu este una regulată se poate concluziona prin aproximarea lor cu ajutorul unei parabole de gradul II că:

- Pe lungimea conului tensiunea echivalentă are o variație uniformă aproximarea parabolică având erori relativ mici față de curba reală.
- La baza conului abaterile sunt mai mari probabil din cauza aproximării mai grosiere a geometriei structurii alveolei implantare. Aproximarea parabolică dă erori mai mari față de curba reală.

La valori mari ale diametrului șurubului, se observă apariția unei variații a tensiunii echivalente de-a lungul muchiei superioare a conului, conform Figurii 5.18.



**Fig. 5.18**

Acest lucru poate fi explicat prin faptul că în urma strângerii implantului conul presează pe axul mandibular apărând aceste tensiuni mai mari, dar nepășind valori cuprinse între 1,5÷2 MPa.

De asemenea se constată că indiferent de dimensiunile implantului, bineînțeles în limitele de variație foarte mici pentru gaura unde se montează implantul, variația tensiunilor echivalente este mică de la o dimensiune la alte și de asemenea nu se depășește valoarea maximă menționată, fiind în zona reprezentată în culoarea albastru deschis (în Figura 5.10, 5.11, 5.14, 5.15, 5.16, 5.17, 5.18), și având valori cuprinse între 1,5÷9,5 MPa [58, 60, 61, 65].

### 5.3 Concluzii ale studiilor prin Metoda Elementelor Finite

Analizele efectuate în cadrul cercetărilor numerice prezentate au condus la o serie de concluzii care pot fi sistematizate astfel:

1. S-a realizat o modelare geometrică folosind diverse metode: scanare 3D completată cu modelarea grafică a sistemului masticator uman;

2. S-a realizat discretizarea folosind elemente de volum izoparametrice a sistemului mandibular. Din cauza limitărilor sistemelor de calcul folosite nu s-a putut aborda sistemul masticator în totalitatea lui;

3. S-au realizat modelări numerice în mai multe cazuri de încărcare și pentru diverse dimensiuni ale canalului radical pregătit pentru diverse dimensiuni de implanturi;

4. S-au stabilit punctele nevralgice acolo unde tensiunile au valori mari comparativ cu restul sistemului mandibular;

5. Tensiunile determinate prin calcul nu au depășit nici pentru valoare maximă de solicitare de 100 N (rar întâlnită) și recomandată în toată literatura de specialitate valoarea maximă fiind de 23,751 MPa, față de 38,983 MPa recomandată în literatură.

6. Profilul tensiunilor de-a lungul lungimii implantului au reprodus morfologia acestora. În ambele situații de alveole testate concentrarea tensiunilor a avut loc pe partea zonei indicată în Figura 5.19 la contactul implantului cu partea superioară a osului mandibulei și la baza conului implantului dentar. De asemenea tensiunile apărute în zona apicală nu sunt importante ca mărime.



Fig. 5.19

7. În acest studiu s-a investigat distribuția tensiunii la interfața os / implant cu elemente finite folosind două lungimi diferite de implant 7 și 12 mm. Analiza tensiunilor von Mises pentru interfețele os/implant a arătat că tensiunile maxime au apărut la cea mai distală interfață os/implant situată pe partea încărcată și nu s-au modificat semnificativ odată cu creșterea lungimii implantului lucru observat și în lucrarea [61, 65].

8. În acest studiu nu s-au făcut modificări ale unghiului implantului față de osul mandibular. Influența înclinării implantului față de osul mandibular va fi studiată în viitor.

9. Deplasările maxime calculate numeric se situează în jurul valorii de 0,010 mm. În literatură [65] sunt date valori de aproximativ 11,504  $\mu\text{m}$ . Deci rezultatele obținute față de cele din literatură se găsesc într-o eroare de aproximativ 1%.

10. Tensiunile maxime obținute de 23,571 MPa sunt mai mici decât cele prezentate în literatura de specialitate care este prezentată [65] în valoare de 78,7 MPa adică cu 340%. Aceste diferențe pot fi explicate prin faptul că în lucrarea menționată modulul lui Young a fost considerat mult mai mare decât cel avut la dispoziție în teză.

11. O dată cu creșterea lungimii implantului tensiunile scad, deși nu semnificativ. Acest lucru ar putea indica medicilor stomatologi că este mai util pentru pacienți folosirea unor implanturi mai lungi.

12. Studiile efectuate au arătat că folosirea MEF în analizele sistemului masticator furnizează bune rezultate plauzibil a fi luate în considerare.

Aceste studii se reflectă în procesul de concepere, proiectare și execuție a instrumentarului rotativ utilizat în tratamentele dentare. Un echipament potrivit poate asigura o probabilitate mare în reușita tratamentului dentar. Vitezele de rotație, vibrațiile produse în timpul tratamentelor dentare sunt în directă legătură cu starea de confort a pacientului. Astfel folosind metodele numerice se poate determina înainte de orice comportarea sistemului masticator la acțiunea unui tip de instrumentar rotativ comparativ cu altul. Aceste observații dublate de experiența medicului stomatolog pot asigura succesul unui tratament dentar de orice fel.

MEF furnizează la costuri relativ mici informații despre comportarea sistemului masticator sub sarcinile care apar în timpul procesului de masticatie. Dar, aceste informații oricât de acurate are fi, nu sunt suficiente pentru efectuarea unui tratament dentar sigur. Instrumentarul rotativ pe lângă cunoștințele și experiența medicului stomatolog sunt de asemenea foarte importante.

Din analizele efectuate în acest Capitol rezultă că pentru efectuarea unei pregătiri corespunzătoare a alveolelor pentru montarea implantului trebuie ales instrumentarul rotativ în mod judicios. Alegerea tipului de freză depinde direct de dimensiunile implantului. Astfel pentru a minimiza la maximum disconfortul pacientului prin reducerea timpului de operare în alveolă precum și reducerea pe cât posibil a senzației de durere cauzată în primul rând de vibrația instrumentarului rotativ alegerea corectă a acestuia este primordială. O freză corect aleasă va crea în canalul radicular conul potrivit mărimii implantului în timpul cel mai scurt și cu minim de disconfort pentru pacient.

## CAPITOLUL 6

### COMPARAȚII ÎNTRE REZULTATELE EXPERIMENTALE ȘI NUMERICE

#### 6.1 Introducere

Modelările numerice nu sunt valabil acceptate decât în urmă unor validări experimentale, chiar dacă sunt numai parțiale. Aceste validări experimentale au rolul de furniza informații despre corectitudinea modelului numeric ales. Dacă diferențele sunt mai mari de 10%, cât este acceptat în ingineria mecanică, atunci trebuie revizuit experimentul și apoi și modelarea numerică.

#### 6.2 Comparații modelare experimentală versus numerică

Multiplele analize numerice au relevat o serie de valori pentru tensiunile echivalente (Von Mises) precum și deplasările maxime. Din toate cazurile analizate se poate trage concluzia că la sarcina de solicitare maximă de 100 N nu se depășesc valorile admise ale tensiunilor în osul mandibular.

Analizând rezultatele numerice și experimentale se poate concluziona conform datelor din Tabelul 6.1, 6.2, 6.3.

**Tabelul 6.1** Tensiuni echivalente și deplasări maxime os mandibular

| Tensiuni<br>[MPa] |              |      | Deplasări<br>[mm] |              |       |
|-------------------|--------------|------|-------------------|--------------|-------|
| Numeric           | Experimental | %    | Numeric           | Experimental | %     |
| 3.98              | 4.26         | 6.57 | 0.0196            | 0.011        | 11.82 |

Analizând erorile pentru cazul osului mandibular se poate observa că din punctul de vedere al tensiunilor echivalente aceste erori se înscriu în valoarea de 10%. Erorile mai mari de 10% care s-au obținut în cazul deplasărilor se pot datora în primul rând metodei optice de măsurare. Este posibil ca din cauza faptului că norul de puncte de culoare neagră aplicat pe specimenul supus încercării să fie prea mari și să nu fie corect surprins în faza de calibrare a aparatului și în această situație distanțele dintre puncte să nu fie măsurate cu suficientă precizie.

**Tabelul 6.2** Tensiuni echivalente și deplasări maxime molar

| Tensiuni<br>[MPa] |              |       | Deplasări<br>[mm] |              |       |
|-------------------|--------------|-------|-------------------|--------------|-------|
| Numeric           | Experimental | %     | Numeric           | Experimental | %     |
| 21.112            | 23.751       | 11.11 | 0.0197            | 0.022        | 10.45 |

Analizând erorile pentru cazul osului mandibular se poate observa că din punctul de vedere al tensiunilor echivalente aceste erori depășesc valoarea de 10%. La fel și erorile referitoare la deplasări. În această situație, deși diferențele nu sunt mai mari de 1% se poate accepta că modelarea numerică este validată suficient de bine de experiment.

**Tabelul 6.3** Tensiuni echivalente implant și la baza conului implantului pentru diferite diametre ale șurubului implantului

| Diametrul<br>[mm] | În conul implantului<br>[MPa] | La baza implantului<br>[MPa] |
|-------------------|-------------------------------|------------------------------|
|-------------------|-------------------------------|------------------------------|

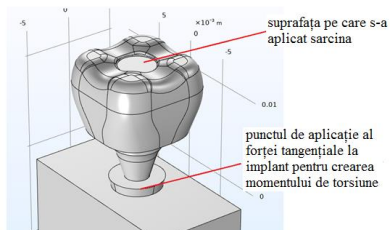
|     |       |       |
|-----|-------|-------|
| 3.8 | 1.326 | 7.986 |
| 4.2 | 1.018 | 9.253 |
| 4.8 | 0.660 | 7.861 |

Deoarece nu au fost posibile măsurători experimentale în nici una din situațiile prezentate dar cu prezența unui implant în Tabelul 6.3 sunt prezentate numai datele rezultate din calculul folosind MEF. Totuși pentru validarea metodologiei și a modelului geometric ales, consultând oferta furnizorilor programului Mechanical Finder [74] precum și exemplele date de ei se pot trage următoarele concluzii:

1. În ambele situații condițiile de încărcare numai pentru implant au fost similare așa cum se poate observa în Figura 6.1 a), b).



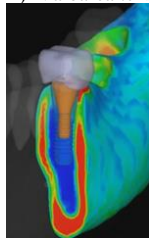
a) Mechanical finder



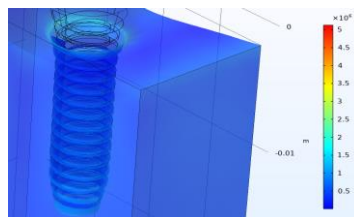
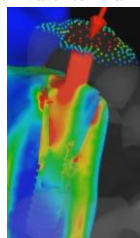
b) model propriu

**Fig. 6.1**

2. Tensiunile echivalente maxime în ambele metodologii și programe de calcul folosite se obțin la contactul dintre conul implantului și osul mandibular, așa cum se prezintă în Figura 6.2 a) și b). Valoarea tensiunii echivalente în ambele cazuri este de aproximativ 5 MPa.



a) Mechanical finder



b) model propriu

**Fig. 6.2**

## CAPITOLUL 7

### MANAGEMENTUL INSTRUMENTARULUI ROTATIV PRIN PRISMA IMPLICAȚIILOR ASUPRA TRATAMENTELOR STOMATOLOGICE

Tematica generală a prezentei teze de doctorat este una foarte generoasă având în vedere două aspecte:

1. Diversitatea speciei umane;
2. Diversitatea instrumentarului rotativ.

Plecând de aici studiile care trebuie efectuate pentru elucidarea completă a acestor spectre sunt practic imposibil de desfășurat din cauza numărului extraordinar de mare de teste, modelări și validări care ar trebui făcute.

Astfel în prezenta teză s-au abordat numai aspectele legate de analize pe modele reduse la nivelul mandibulei. Testele au avut în vedere analiza stării de tensiune zona stângă a maxilarului.

Modelările numerice nu s-au referit la întreaga dentiție prezentă pe mandibulă ci numai la molarii stânga și ultimul incisiv stânga (spre condil). Nu se puteau realiza modelări numerice pentru întreaga dentiție a mandibulei din cauza numărului mare de elemente finite care rezultau, depășind astfel capacitatea de calcul a echipamentelor din dotare. În plus, studiul întregii dentiții mandibulare nu ar fi adus un plus al cunoașterii referitoare la instrumentarul rotativ folosit.

Managementul instrumentarului rotativ în stomatologie, din perspectiva alegerii corecte a acestuia pentru realizarea tratamentelor, este esențial pentru a asigura eficiența și succesul procedurilor clinice. Alegerea instrumentarului potrivit, fie că este vorba de piese de mână sau freze, depinde de specificul tratamentului care urmează să fie realizat. De exemplu, procedurile de tăiere și conturare necesită freze cu tăieturi precise, cum ar fi cele din carbură de tungsten sau diamantate, care oferă un control excelent și reduc riscul de deteriorare a structurilor dentare. Astfel, selecția instrumentarului adecvat este crucială pentru a asigura o pregătire corectă a suprafețelor dentare și, implicit, o aderență optimă a materialelor restaurative.

## 7.2 Instrumentar rotativ de acționare

Introducerea primelor piese de mână dentare între 1868 și 1871 a transformat industria stomatologică [1,2]. În acea perioadă, predecesorii celor două piese de mână tradiționale au început să evolueze în instrumentele extrem de eficiente și sofisticate de astăzi.

Dezvoltările tehnologice influențează acum toate aspectele tratamentului dentar, inclusiv îndepărtarea țesuturilor cariate și a restaurărilor vechi, reducerea dimensiunii dintelui înainte de plasarea restaurărilor și pregătirea pentru tratamente endodontice, implanturi și alte restaurări. Deși Sun et al., (2013) numesc piesa de mână dentară „cel mai fundamental instrument folosit de stomatologi,” ei subliniază că este, de asemenea, instrumentul cel mai probabil să cauzeze leziuni ale țesuturilor [3].

### Piese de mână tradiționale

Cele două piese de mână tradiționale (piesa de mână electrică și cea acționată cu aer) au fiecare caracteristici unice, cu beneficii și riscuri asociate (Figura 7.1). Există, de asemenea, variante de produs în cadrul ambelor tipuri de tehnologie și atașamentele acestora, precum și diferențe de opinie cu privire la superioritatea generală a uneia față de cealaltă.

Turbina dentară este un instrument fundamental în stomatologia modernă. Aceste dispozitive sunt utilizate în principal pentru sarcini care necesită precizie și eficiență, cum ar fi tăierea structurii dentare, îndepărtarea restaurărilor vechi și pregătirea cavităților pentru obturații sau coroane (KaVo Dental, AEGIS Dental Network).

Mecanismul principal care alimentează aceste piese de mână este turbina acționată de aer, care rotește instrumentul de tăiere la viteze extrem de mari, de obicei între 180.000 și 400.000 de rotații pe minut (rpm).



Fig. 7.1 Instrumentarul rotativ utilizat în stomatologie (KaVo Dental)

Principiul de funcționare al unei turbine dentare este relativ simplu. Aerul comprimat, generat de un compresor extern, este canalizat în piesa de mână. Acest aer trece printr-o turbină, determinând-o să se rotească rapid. Turbina, conectată la o freză dentară, transferă această forță de rotație frezei, permițându-i să taie cu ușurință prin smalțul dentar, dentină și alte materiale. Viteza mare de rotație a frezei permite îndepărtarea precisă și eficientă a materialului cu presiune minimă, reducând riscul de disconfort pentru pacient și de deteriorare a țesuturilor (KaVo Dental).

### Componentele interne ale unei turbine dentare



Turbină dentară cu aer constă dintr-un cap, gât, corp și cuplaj, așa cum se arată în Figura 7.2. Capul este format dintr-un rotor și un carcasă, iar rotorul se rotește cu viteză mare datorită fluxului de aer. Un tub de alimentare cu aer trece prin gât, corp și cuplaj; acesta furnizează aer comprimat către capul turbinei.



Fig. 7.2 Elementele componente ale turbinei dentare

### ***Piesele de mână electrice***

Piesele de mână acționate electric folosesc o sursă de alimentare electrică simplă pentru a alimenta motorul printr-o unitate de control. Acestea sunt, în general, mai grele, mai voluminoase și mai scumpe decât omoloagele lor acționate cu aer și funcționează la un număr mai mic de rotații pe minut (rpm) decât modelele acționate cu aer până la 200.000 rpm, în funcție de piesa de mână specifică și de accesoriile utilizate (Little, 2011),

(<https://pocketdentistry.com/19-cutting-instruments/>).



a) b)

**Fig. 7.7** Două tipuri de piese de mână dentare:

- a) piesă de mână cu contraunghi;
- b) piesă de mână dreaptă

### ***Frezele diamantate***

Frezele diamantate sunt printre cele mai utilizate instrumente în stomatologie, datorită durabilității și eficienței lor în tăierea smalțului și a altor materiale dure. Aceste freze sunt acoperite cu particule de diamant industrial, care oferă o abraziune superioară în comparație cu frezele tradiționale din oțel sau carbura de tungsten. Această caracteristică le face ideale pentru proceduri care necesită o precizie ridicată, cum ar fi prepararea cavitațiilor, conturarea restaurărilor și finisarea marginilor de coroane.

În plus, frezele diamantate sunt disponibile în diferite granulații, de la grosier la fin, permițând o varietate de aplicări în funcție de nevoile clinice specifice (Figura 7.9) (KaVo Dental, AEGIS Dental Network, (<https://dentstore.ro/>)).



**Fig. 7.9**

## **7.4 Managementul protocoalelor de dezinfecție și sterilizare a instrumentarului implicat în actul stomatologic**

Germicid: este agentul care distruge germeii. Include atât antiseptice, cât și dezinfectanți. Tipul de microorganism este identificat din prefix (de exemplu, virucid, fungicid, bactericid, sporicid și tuberculocid) [90].

Condițiile de sterilizare au ca obiective principale anihilarea tuturor tipurilor de microorganisme, coroborate cu absența agresivității atât pentru pacienți cât și pentru personalul medical, în egală măsură biocompatibilitatea asociată cu efectele inerte asupra materialelor este foarte importantă. [91].

Înainte de sterilizării, instrumentarul se prelucrează prin [92]:

decontaminare în soluție de cloramină sau apă oxigenată, soluția trebuie să acopere instrumentarul complet, ulterior instrumentele sunt spălate sub jet de apă  
 spălarea instrumentelor- instrumentele sunt spălate în vase care conțin un amestec de detergent și apă, cu peria, ulterior sub jet de apă  
 uscarea- în condiții obișnuite

Procedurile incluse în stadiul pregătit în vederea derulării sterilizării se realizează cu mănuși iar instrumentarul utilizat în intervențiile aplicate pacienților cu afecțiuni virale (HIV, sifilis) se vor prelucra în vase separate .

## **7.5 Asepsia și antisepsia-implicații practice în circuitul instrumentarului și calitatea actului medical dentar**

În condițiile derulării unui act medical în deplină siguranță este necesară aplicarea unor măsuri menite să întărească bariera dintre mediul înconjurător și organismul uman. Acest lucru se realizează prin aplicarea metodelor de asepsie și antisepsie cu scopul realizării dezinfecției [90, 91].

Până nu demult, problema contaminării în medicina dentară, cu toata entitățile clinice aferente era rezumată în principal la infecțiile cu germeni anaerobi. Apariția noilor manifestări infecțioase, mai ales virale, a subliniat existența potențială a unei mari varietăți de microorganisme în sânge sau salivă [92, 93]. Astfel, în activitatea profesională a medicului stomatolog și a echipei de colaborare, în contact inevitabil cu pacienții, apare riscul contaminării pe 2 căi, în 3 moduri:

- calea indirectă sau aeriană (aerocontaminarea);
- calea directă (prin contact cutanat).

Indiferent de calea urmată (prin aer sau cutanat), contaminarea se poate face:

- de la pacient la medic și echipa de colaborare;
- de la medic la pacient;
- de la pacient la alt pacient[94, 95].

## **CAPITOLUL 8**

### **CONCLUZII GENERALE. CONTRIBUȚII PERSONALE DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE**

#### **8.1 Generalități**

Tematica generală a prezentei teze de doctorat este una foarte generoasă având în vedere două aspecte:

1. Diversitatea speciei umane;
2. Diversitatea instrumentarului rotativ.

Plecând de aici studiile care trebuie efectuate pentru elucidarea completă a acestor specte sunt practic imposibil de desfășurat din cauza numărului extraordinar de mare de teste, modelări și validări care ar trebui făcute.

Astfel în prezenta teză s-au abordat numai aspectele legate de analize pe modele reduse la nivelul mandibulei. Testele au avut în vedere analiza stării de tensiune zona stângă a maxilarului.

Modelările numerice nu s-au referit la întreaga dentiție prezentă pe mandibulă ci numai la molarii stânga și ultimul incisiv stânga (spre condil). Nu se puteau realiza modelări numerice pentru întreaga dentiție a mandibulei din cauza numărului mare de elemente finite care rezultau, depășind astfel capacitatea de calcul a echipamentelor din dotare. În plus studiul întregii dentiții mandibulare nu ar fi adus un plus al cunoașterii referitoare la instrumentarul rotativ folosit.

#### **8.2 Concluzii asupra studierii literaturii de specialitate**

Analiza literaturii de specialitate a arătat că din punctul de vedere al publicațiilor în domeniu instrumentarului rotativ folosit în tratamentele dentare acestea furnizează puține date. Acest lucru a condus la canalizarea studiilor conform percepției ingineresti proprii. Sunt prezentate însă în literatură nenumărate exemple de tratamente aplicate, tehnologii de abordare, etc. Din acest punct de vedere literatura de specialitate a fost bine reprezentată în bibliografie.

S-au analizat instrumente rotative de la primele indicii istorice până în zilele noastre evidențiind din punctul de vedere al sistemului de antrenare al instrumentarului rotativ două sisteme:

- electric;
- cu aer comprimat.

Din punctul de vedere al simplității constructive se remarcă sistemele cu aer comprimat. Din punctul de vedere al zgomotului produs se remarcă cele electrice care produc în jur de 80÷82 db față de 85÷90 db la cele cu aer comprimat. În rest ambele sunt la fel de utile de ușor de manevrat de către medici.

Se evidențiază în literatura de specialitate că în afara oricăror tehnologii, invenții și inovații care există pe tema instrumentarului rotativ toate sunt îndreptate spre sporirea confortului și a stării de sănătate a pacienților.

Luând în discuție frezele, aici literatura de specialitate nu dă indicații concrete referitoare la ce tip de freză să se îndrepte medicul stomatolog pentru un anumit tip de tratament dentar. Literatura lasă la latitudinea acestuia alegerea tipului de freză precum și a instrumentarului de acționare. În fapt, în teză, problematica frezelor a fost abordată numai din punctul de vedere al dimensiunilor acestora.

### **8.3 Concluzii ale studiilor prin Metode Experimentale**

Pentru înțelegerea modului de comportare a sistemului osos care compun sistemul masticator s-a conceput și construit un stand experimental (Figura 4.2). Acest stand prin concept și realizare a încercat și a reușit în mare măsură să idealizeze funcționarea sistemului masticator. Prin modul în care se realizează sarcina de încărcare se poate simula experimental o multitudine de situații din viața de zi cu zi a omului, dar nu chiar toate. Sistemul pneumatic de realizare a sarcinii de solicitare este unul novativ putând realiza sarcini de solicitare de la 0 până la 500 N, cu creștere sau scădere continuă, fără șocuri sau vibrații care pot împiedica rezultatele datelor achiziționate.

Realizările experimentale folosind 2 metode diferite: optice și tensometrice au relevat necesitatea, au ajutat în primul rând la înțelegerea modului de funcționare a sistemului masticator și apoi la validarea unor rezultate numerice. De asemenea încercările experimentale ar putea fi un punct de plecare în practica medicală. Spre exemplu, înainte de a interveni la dențiția umană o parte din practică și experiență s-ar putea câștiga pe standuri experimentale concepute de ingineri.

Instrumentarul rotativ nou conceput, înainte de punerea la dispoziția medicilor stomatologi poate fi probat pe standuri experimentale, putându-se astfel stabili nivelul de zgomot și vibrații, regimuri de turații, momente de torsiune etc.

Încercările experimentale realizate în această teză au scos în evidență multitudinea de aspecte referitoare la sistemul masticator. Astfel prin realizarea de teste optice și tensometrice pe materiale plastice (PLA) au demonstrat că prin similitudine se poate trece foarte ușor la masa plastică la osul uman. Erorile care apar sunt mici astfel încât metodele experimentale prezentate pot fi folosite în practica stomatologică la proiectarea instrumentarului rotativ.

Deși nu a făcut subiectul tezei, este interesant și pe standul realizat se poate testa acest lucru ce se întâmplă în cazul unor accidente cu o mandibulă tratată prin instalarea unui sau a mai multor implanturi. Se poate răspunde prin teste pe standul realizat dacă mandibula retratată rezistă la șocuri sau nu, și ce trebuie făcut pentru siguranța tratamentului în orice eventualitate.

Încercările experimentale realizate au pus în evidență faptul că ingineria mecanică poate ajuta medicina dentară pentru găsirea de soluții pentru modernizarea continuă a instrumentarului rotativ.

### **8.4 Concluzii ale studiilor prin Metoda Elementelor Finite**

MEF, așa cum s-a prezentat, prezintă o multitudine de avantaje oferite ingineriei mecanice. Programele de calcul din ce în ce mai performante reușesc să surprindă fenomenele analizate până în cele mai mici detalii. Neajunsurile metodei sunt legate de stabilirea geometriei analizate care în cazul biomecanicii corpului uman este mai greu de surprins. În concluzie în cazul cercetărilor din teză problema cea mai mare a fost nu folosirea programului în sine ci discretizarea structurii sistemului masticator în vederea analizei. S-au folosit o serie de tehnici mari consumatoare de timp și resurse. De asemenea o problemă a constituit și alegerea mărimii elementelor finite (deci discretizarea structurii analizate) astfel încât să nu se depășească capacitatea de calcul a echipamentelor de calcul folosite.

Modelul uman a fost scanat 3D, rezultatul fiind un nor de puncte. Folosind programul propriu al scannerului s-a realizat geometria din linii. Geometria astfel realizată a fost importată în programul Rhinoceros cu ajutorul căruia s-a realizat geometria din suprafețe. Apoi această

geometrie a fost importată într-un format special în programul de analiză cu elemente finite ANSYS R15. Cu ajutorul acestui program s-a ajustat geometria astfel încât toate suprafețele să fie în contact și nodurile să fie suprapuse perfect. Abia după aceea s-a definit materialul, s-au aplicat încărcările, s-au stabilit legăturile și s-a lansat în execuție.

Rezultatele obținute în format grafic și numeric au fost apoi analizate.

Chiar dacă efortul depus a fost unul substanțial ca timp și resurse alocate rezultatele au contribuit la o cunoaștere mai aprofundată a funcționării sistemului masticator. S-au obținut astfel date importante care pot fi folosite apoi ulterior de cei care se ocupă cu conceperea și construcția de instrumentar rotativ dentar.

Aplicațiile MEF se constituie în aparatul cel mai important în proiectare, dimensionarea, verificarea și construirea de instrumentar rotativ dentar și nu numai. Fără o analiză MEF prealabilă proiectării dimensionale eforturile constructorilor de astfel de aparatură ar fi mari implicând costuri importante care ar crește de asemenea prețurile echipamentelor și implicit de aici și al tratamentelor dentare. Chiar dacă investiția inițială pentru achiziționare unui program de analiză cu elemente finite prin MEF este mare, prin analizele care pot fi efectuate ulterior se reduce substanțial costurile de producție și de asemenea oferă soluții inovative pentru echipamente.

Analizele efectuate nu au căutat să scoată în evidență precizia calculului în funcție de numărul de elemente prin care s-a realizat discretizarea elementului studiat (mandibula). Dar, având în vedere experiențele ulterioare se poate considera că numărul de elemente ales a furnizat o precizie corespunzătoare interpretărilor realizate.

## **8.5 Contribuții personale**

Prin cercetările efectuate pentru analiza funcționării sistemului masticator și prezentate în teză consider că am adus următoarele contribuții personale:

1 - Studiarea literaturii de specialitate (săracă în informații referitoare la instrumentarul rotativ pentru tratamente dentare) în vederea stabilirii strategiilor de cercetare.

2 - Stabilirea strategiilor de cercetare avându-se în vedere informațiile avute la dispoziție.

3 - Conceperea unui stand de testare a sistemului masticator care să aibă în componența lui elemente care nu produc vibrații și zgomote suplimentare care ar putea interfera cu cele din timpul "masticăției".

4 - Efectuarea de măsurători privind starea de deformații și tensiuni în timpul solicitării pe mandibula confecționată din PLA, folosind metode optice cu ajutorul sistemului ARAMIS, prelucrarea informațiilor obținute și interpretarea acestora.

5 - Efectuarea de măsurători privind starea de deformații și tensiuni în timpul solicitării pe mandibula confecționată din PLA și os uman, folosind tensometria electrică rezistivă și inductivă în două situații de stare a specimenelor testate:

- specimen din PLA cu și fără penultimul molar stânga cu canal pentru implant;
- specimen os uman cu canal pentru implant.

Prelucrarea rezultatelor obținute.

7 - Realizarea de teste experimentale folosind TER privind impactul asupra unei mandibule din PLA și os uman.

6 - Efectuarea de modelări numerice folosind MEF pentru speciemenle testate în diverse situații: cu și fără tratament pentru instalare implant, diverse mărimi de freze folosite în implantologie.

7 - Analiza rezultatelor modelărilor efectuate pentru a concluziona asupra modului de alegere a instrumentarului rotativ folosit în tratamentele dentare.

8 - Realizarea unei prezentări coerente a metodelor de management pentru instrumentarul dentar precum și al cabinetelor stomatologice.

## **8.6 Perspective pe care le deschide teza**

Preocupările ocazionale de studii efectuate în cadrul tezei deschid o serie întreagă de perspective referitoare în special la dinamica instrumentarului rotativ dentar. Aceste perspective se referă în primul rând la partea de acționare a instrumentarului rotativ: freze, etc.

1 - Abordarea unor materiale noi pentru confecționarea rotorului turbinei cu aer ar putea conduce la minimizarea masei turbinei pe aer.

2 - Având în vedere geometria actuală a rotorului (Figura 8.1) cercetări ulterioare asupra formei geometrice ale acestuia ar putea conduce la minimizarea vibrațiilor și a zgomotelor produse în timpul funcționării. Este de așteptat ca modificând unghiul palelor să se obțină avantajele sus menționate. Este de probat dacă un număr mai mare de pale influențează viteza de rotație precum și cuplul și de asemenea vibrațiile și zgomotele produse.

De asemenea o altă abordare are în vedere modificarea unghiului de intrare al aerului în palele rotorului.

3 - Geometria palelor. Efectuând studii numerice CFD se poate găsi o formă a palelor care să conducă la optimizări ale acestora din punctul de vedere al elementelor menționate mai sus: viteză rotație, vibrații și zgomote.

4 - Studiul impactului (în caz de accidente) asupra sistemului masticator. Depistarea modului de asigurare a integrității elementelor componente tratate.

## **BIBLIOGRAFIE selectivă**

- [1] C.Th. Niculescu, R. Cărmăciuc, B. Voiculescu, - Anatomia și fiziologia omului (compendiu), Editura Corint, C. Sălăvăstru, C. Niță, C. Ciomei, Editura Corint, București, 2005
- [2] D. Theodorescu - Atlas de anatomia omului, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1974
- [3] K.M. Van De Graaf, S.I. Fox - Concepts of Human Anatomy and Physiology, Wm. C. Brown Publishers, WCB Communications Inc., Dubuque. IA, USA, 1995
- [4] Adrian Mihail Nistor, Manual de chirurgie orală, anatomie, patologie și tehnici chirurgicale, ISBN: 9786068043241, Ed. Callisto, 2017
- [5] Rickne G. Scheid, Gabriele Weiss, Dentel Anatomy, Jones and Bartlett Publishers, Inc, mai 2020
- [6] Ion Coca, Determinarea relației intermaxilare în restaurarea, corectarea și reabilitarea orală, ISBN: 9786065520837, Ed. Cermaprint, 2011
- [7] Dapend Lu (Editor), Atlas of Wisdom Teeth Surgery, Springer Verlag, Singapore, april 2019
- [8] Cara M. Miyasaki-Ching, Elemente clinice de stomatologie, Ed. Medic, ISBN: 973-684-384-X, 2001
- [9] Mugurel Rusu, Anatomie Oro Maxilo Facială, Vol. 1, Ed. Victor Babeș, Timișoara, 2022
- [10] [https://www.google.ro/search?q=structura+unui+dinte&sca\\_escv=e2be5bc300ae4fb1&sca\\_upv=1&sxsrf=ADLYWlJy1zfndZCGu4WpkbmgXLUoHXedeA%3A1722693025400&source=hp&ei=oTWuZuLjFczmi-gPnfzpyQ0&iflsg=AL9hbdgAAAAAZq5DsdK-nRn6Na5fbzNsEl8BXFLPQfP&ved=0ahUKEwiiuNXO-9iHAXVM8wIHR1-OtkQ4dUDCBc&uact=5&oq=structura+unui+dinte&gs\\_lp=Egdnd3Mtd2l6lhRzdHJ1Y3R1cmEgdW51aSBkaW50ZTIFEAAYgAQyBhAAGBYYYhIIEAAYgAQYogQyCBAAGIAEGKIEMggQABiABBiiBDIIEAAYgAQYogRItB5QAFjzHHAaAcQAQCYAYQBoAGoD6oBBDEzLje4AQPIAQD4AQGYAhSgAq4QwqIKECMYgAQYJxiKBclCBBAjGcFCaAhAQLhiABBjHARgnGIoFGK8BwglREc4YgAQYsQMY0QMYgwEYxwHCAGsQLhiABBixAxiDAcICCxAuGIAEGMcBGK8BwglLEAAAYgAQYsQMYgwHCAGoQABiABBhDGIoFwglOEAAAYgAQYsQMYgwEYigXCAGgQABiABBixA8ICDhAuGIAEGLEDGNEGDMcBwglIEC4YgAQYsQPCAGoQLhiABBhDGIoFwglIFEC4YgATCAGgQLhiABBjUApGDAJIHBDguMTKgB72LAQ&scIent=gws-wiz#vhid=pO1TQqDtKuF8oM&vssid=1](https://www.google.ro/search?q=structura+unui+dinte&sca_escv=e2be5bc300ae4fb1&sca_upv=1&sxsrf=ADLYWlJy1zfndZCGu4WpkbmgXLUoHXedeA%3A1722693025400&source=hp&ei=oTWuZuLjFczmi-gPnfzpyQ0&iflsg=AL9hbdgAAAAAZq5DsdK-nRn6Na5fbzNsEl8BXFLPQfP&ved=0ahUKEwiiuNXO-9iHAXVM8wIHR1-OtkQ4dUDCBc&uact=5&oq=structura+unui+dinte&gs_lp=Egdnd3Mtd2l6lhRzdHJ1Y3R1cmEgdW51aSBkaW50ZTIFEAAYgAQyBhAAGBYYYhIIEAAYgAQYogQyCBAAGIAEGKIEMggQABiABBiiBDIIEAAYgAQYogRItB5QAFjzHHAaAcQAQCYAYQBoAGoD6oBBDEzLje4AQPIAQD4AQGYAhSgAq4QwqIKECMYgAQYJxiKBclCBBAjGcFCaAhAQLhiABBjHARgnGIoFGK8BwglREc4YgAQYsQMY0QMYgwEYxwHCAGsQLhiABBixAxiDAcICCxAuGIAEGMcBGK8BwglLEAAAYgAQYsQMYgwHCAGoQABiABBhDGIoFwglOEAAAYgAQYsQMYgwEYigXCAGgQABiABBixA8ICDhAuGIAEGLEDGNEGDMcBwglIEC4YgAQYsQPCAGoQLhiABBhDGIoFwglIFEC4YgATCAGgQLhiABBjUApGDAJIHBDguMTKgB72LAQ&scIent=gws-wiz#vhid=pO1TQqDtKuF8oM&vssid=1)
- [11] F.Chaabnia, L'endodontie: Généralités, Buts, Principes et cavités d'accès, Université de FERHAT ABBAS - Sétif - Faculté de médecine, Département de médecine dentaire, République ALGERIENNE Democratique et Populaire
- [12] [https://dentstore.ro/74-instrumentar-manual?order=product.price.asc&utm\\_term=&utm\\_campaign=%5BPMax%5D+-+Instrumentar+Manual&utm\\_source=adwords&utm\\_medium=ppc&hsa\\_acc=3800237032&hsa\\_cam=21500202625&hsa\\_grp=&hsa\\_ad=&hsa\\_src=x&hsa\\_tgt=&hsa\\_kw=&hsa\\_mt=&hsa\\_net=adwords&hsa\\_ver=3&gad\\_source=1&gbraid=0AAAAADtm4YxLDPuG0wzt3OZ2P1x59iilm&gclid=EAlaIqobChMI28aVuPrYhwMVfJaDBx3bQx0SEAAAYASAAEgKF8vD\\_Bw](https://dentstore.ro/74-instrumentar-manual?order=product.price.asc&utm_term=&utm_campaign=%5BPMax%5D+-+Instrumentar+Manual&utm_source=adwords&utm_medium=ppc&hsa_acc=3800237032&hsa_cam=21500202625&hsa_grp=&hsa_ad=&hsa_src=x&hsa_tgt=&hsa_kw=&hsa_mt=&hsa_net=adwords&hsa_ver=3&gad_source=1&gbraid=0AAAAADtm4YxLDPuG0wzt3OZ2P1x59iilm&gclid=EAlaIqobChMI28aVuPrYhwMVfJaDBx3bQx0SEAAAYASAAEgKF8vD_Bw)