



UNIVERSITATEA „POLITEHNICA ” DIN BUCUREȘTI
FACULTATEA INGINERIA SISTEMELOR BIOTEHNICE
INGINERIE MECANICĂ

REZUMAT TEZĂ DE DOCTORAT
ABSTRACT OF PhD THESIS

**Studii și cercetări privind durabilitatea și fiabilitatea frezelor
stomatologice**

**Studies and research on the durability and reliability of dental milling
cutters**

Conducător științific:

Prof. dr. ing. Filip Ilie

Autor:

Ioan Alexandru Sărăcin

București, 2021

UNIVERSITATEA „POLITEHNICA” DIN BUCUREȘTI
FACULTATEA INGINERIA SISTEMELOR BIOTEHNICE
INGINERIE MECANICĂ

Nr. decizie.....din.....

REZUMAT TEZĂ DE DOCTORAT
ABSTRACT OF PhD THESIS

Studii și cercetări privind durabilitatea și fiabilitatea frezelor stomatologice

Studies and research on the durability and reliability of dental milling cutters

Conducător științific
Prof. dr. ing. Filip ILIE

Autor
Ioan Alexandru SĂRĂCIN

COMISIA DE DOCTORAT

Președinte	Prof. univ. dr. ing. Sorin-Ștefan BIRIȘ	de la	Școala doctorală Ingineria Sistemelor Biotehnice
Conducător științific	Prof. univ. dr. ing. Filip ILIE		Universitatea POLITEHNICA din București
Membru	Prof. univ. dr. ing. Gheorghe VOICU		Universitatea POLITEHNICA din București
Membru	Prof. univ. dr. ing. Eugen RUSU		Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați
Membru	Prof. univ. dr. ing. Sorin VLASE		Universitatea „Transilvania” din Brașov

București, 2021

Rezumat

Teza de doctorat își propune să aducă o contribuție modestă la stabilirea durabilității și fiabilității frezelor stomatologice ținând cont de: tipul materialului din partea activă a frezei, parametrii procesului de lucru respectiv turația acesteia, parametrii constructivi ai părții active respectiv forma și unghiurile lamelor tăietoare, timpul de lucru și materialul prelucrat.

Teza este structurată în 6 capitole în care se găsesc tabele cu datele achiziționate, grafice, figuri și fotografii din timpul cercetărilor. De asemenea teza este însoțită de referințe bibliografice și anexe care cuprind tabele din literatura de specialitate și rezultatele analizei cu element finit. După stabilirea obiectivelor și aplicarea metodologiei de cercetare experimentală prezentată în teză, în urma studiilor și cercetărilor au rezultat următoarele:

Estimarea duratei de viață a frezei stomatologice, la cele patru turații și cinci timpi, folosite în testele experimentale și prin modelare statistico-matematică a rezultatelor experimentale s-au confirmat datele din literatura de specialitate că viteza frezei (de așchiere) este factorul determinant principal al duratei de viață a sculei.

Prin dezolarea modelul matematic "pradă-prădător" pentru estimarea uzurii și a durabilității părții active a frezelor s-a putut observa că materialul, configurația și compoziția materialului frezei îi permite acesteia să fie eficientă, ceea ce înseamnă că o cantitate mică de material al frezei stomatologice pierdută, elimină mai mult material din materialul dentar frezat.

Cu ajutorul funcției de risc instantaneu se observa că timp de 11 ore riscul instantaneu de defectare este sub 10% în a 12-a ora de funcționare riscul de defectare crește aproximativ exponențial.

S-a stabilit că frezele stomatologice, mai precis partea activă de frezare a acestora este un element fără restabilire automată (nereparabil).

Abstract

The doctoral thesis aims to make a modest contribution to establishing the durability and reliability of dental cutters taking into account: the type of material in the active part of the cutter, the parameters of the work process and its speed, the constructive parameters of the active part and the shape and angles of the cutting blades, work time and processed material.

The thesis is structured in 6 chapters in which there are tables with the acquired data, graphs, figures and photos during the research. The thesis is also accompanied by bibliographic references and annexes that include tables from the literature and the results of the finite element analysis. After establishing the objectives and applying the experimental research methodology presented in the thesis, the studies and research resulted in the following:

The life of the dental cutter was estimated at the four speeds and five times used in the experimental tests and by statistical-mathematical modeling of the experimental results the data from the literature were confirmed that the cutting speed is the main determining factor of the tool life.

By desolating the mathematical model "prey-predator" to estimate the wear and durability of the active part of the cutters it was observed that the material, configuration and composition of the dental cutter material allows it to be efficient, which means that a small amount of material of the dental cutter lost, removes more material from the milled dental material

With the help of the instantaneous risk function it is observed that for 11 hours the instantaneous risk of failure is below 10% in the 12th hour of operation, the risk of failure increases approximately exponentially. It has been established that dental cutters, more precisely their active part, is an element without automatic (irreparable) restoration

Cuvinte cheie: Freză stomatologică, durabilitate, fiabilitate, model statistico-matematic, uzură

Keywords: Dental milling cutter, durability, reliability, statistical-mathematical model, wear

CUPRINS

CUVÂNT ÎNAINTE		6
LISTA DE SIMBOLURI ȘI NOTAȚII	8	
CAPITOLUL I	12	8
IMPORTANȚA TEMEI. OBIECTIVELE TEZEI DE DOCTORAT	12	8
1.1 Importanța temei	12	8
1.2 Obiectivele tezei de doctorat	14	8
CAPITOLUL II	16	9
STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRILOR ȘI REALIZĂRILOR PE PLAN NAȚIONAL ȘI INTERNAȚIONAL PRIVIND FIABILITATEA FREZELOR STOMATOLOGICE	16	9
2.1 Introducere	16	9
2.2. Identificarea frezelor stomatologice	19	9
2.2.1 Descrierea constructivă a frezelor stomatologice	20	9
2.3. Descrierea principalelor tipuri de freze stomatologice	23	9
2.3.1 Freza stomatologică rotundă	23	9
2.3.2 Freza stomatologică conică	24	9
2.3.3 Freza stomatologică cilindrică	25	9
2.4. Materiale folosite în fabricarea frezelor stomatologice	26	9
2.4.1 Clasificare frezelor din punct de vedere al materialului utilizat	26	9
2.4.2. Materialele folosite pentru frezele stomatologice metalice, proprietăți fizico-mecanice și compoziție chimică	27	9
2.5. Aspecte teoretice privind procesul de lucru și parametrii funcționali ai frezelor stomatologice	28	9
2.5.1 Succesiunea etapelor și procedeele de prelucrare	28	9
2.5.2 Frezarea ca operație de aşchiere	29	9
2.5.3 Regimul de aşchiere la frezare	30	9
2.5.4 Evaluarea uzurii frezelor stomatologice	32	9
2.6 CONCLUZII	37	
Bibliografie	39	
CAPITOLUL III	41	9
ASPECTE TEORIETICE PRIVIND PROCESUL DE FRECARE-UZARE	41	9
3.1 Procesul de frecare-uzare. Elemente justificative de calcul statistic al uzurii	41	9
3.1.1 Noțiuni introductive	41	9
3.1.2 Noțiuni privind frecarea suprafețelor	41	9
3.1.3 Freccarea uscată. Concepții, teorii și legile frecării uscate	43	9
3.1.4 Freccarea limită	49	9
3.1.5 Freccarea mixtă (semifluidă)	50	9
3.1.6 Freccarea fluidă	51	9
3.1.7 Particularități ale frecării de alunecare: efectul stick-slip (lipire-alunecare)	52	9
3.2 Noțiuni privind uzarea suprafețelor	54	10
3.2.1 Generalități	54	10

3.2.2 Tipuri de uzare	56	10
3.2.3 Parametrii procesului de uzare	56	10
3.2.4 Formarea particulei de uzură	65	10
3.3 Elemente justificative pentru calculul statistic al uzurii	70	11
3.3.1 Generalități	70	11
3.3.2 Variabile aleatoare și indicatori statistici	73	11
3.3.3 Gruparea datelor și intervale de grupare	76	11
3.3.4 Eliminarea datelor aberante	76	11
3.3.5 Verificarea valorilor unora dintre parametrii statistici principali	77	11
3.3.6 Interval de încredere	78	11
3.4 CONCLUZII	80	
Bibliografie	83	
CAPITOLUL IV	86	11
CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND PROCESUL DE LUCRU AL FREZELOR STOMATOLOGICE, PRIN MODELARE STATISTICO-MATEMATICĂ	86	11
4.1. Introducere	86	11
4.2 Elaborarea metodologiei de cercetare prin modelare și experimentare	87	12
4.3 Caracteristicile frezelor stomatologice utilizate în cercetările experimentale	88	12
4.3.1 Analiza metalografică și chimică a frezei dentare. Studii și cercetări experimentale	89	13
4.4 Determinarea durtății frezelor dentare prin metoda Vickers	96	13
4.4.1 Considerații generale	96	13
4.4.2 Măsurarea durtății frezei dentare luate în studiu	97	13
4.5 Analiza cu element finit a structurii frezelor stomatologice	100	13
4.6 Determinarea compoziției chimice a părții active a frezei dentare studiate	105	14
4.7 Metoda de cercetare utilizată. Construcția standului pentru încercări	108	14
4.8 Programul cercetărilor experimentale	109	15
4.8.1 Determinarea mărimilor caracteristice ale frezei etalon supuse cercetării	109	15
4.8.2 Pregătirea standului pentru încercările experimentale	112	15
4.8.3 Stabilirea regimurilor de lucru la prelucrarea materialului cu freza dentară luată ca etalon	113	16
4.8.4 Rezultate experimentale	114	17
4.9 Analiza rezultatelor experimentale	118	19
4.10 Modelarea statistico-matematică a fenomenului de uzare la frezele stomatologice pe baza rezultatelor experimentale (interpolări, funcții, puncte optime)	128	22
4.11 CONCLUZII	136	
Bibliografie	139	
CAPITOLUL V	142	29
CERCETĂRI PRIVIND DURABILITATEA ȘI FIABILITATEA FREZELOR STOMATOLOGICE	142	29
5.1 Introducere	142	29
5.2 Prezentarea, estimarea și exprimarea defectelor frezelor stomatologice	144	29
5.2.1 Estimarea duratei de viață a părții active a frezei stomatologice, în raport cu unghiul de ascuțire	145	29
5.2.2 Estimarea duratei de viață a părții active a frezei stomatologice	145	30
5.2.3 Estimarea uzurii și a durabilității părții active a frezelor dentare	147	31

5.3 Efectul modificării parametrilor constructivi de lucru ai frezelor dentare asupra materialelor stomatologice	155	36
5.3.1 Parametrii părții active ai frezei stomatologice	155	36
5.3.2 Influența concentrației elementelor chimice asupra proprietăților materialului părții active a frezei stomatologice	155	36
5.4 Fiabilitatea și durabilitatea frezelor stomatologice	159	38
5.4.1 Indicatori de fiabilitate. Corelația fiabilitate –durabilitate	159	38
5.4.2 Aplicarea funcției de fiabilitate pentru partea active (eșantioane) a frezelor stomatologice	164	38
5.4.3 Calculul mărimilor caracteristice ale fiabilității frezelor stomatologice	165	41
5.5 CONCLUZII	171	
Bibliografie	173	
CAPITOLUL VI	176	44
CONTRIBUȚII PERSONALE.CONCLUZII FINALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE	176	44
6.1 Considerații generale	176	44
6.2 Contribuții personale	178	45
6.3 Concluzii finale	179	46
6.4 Direcții viitoare de cercetare	180	47
BIBLIOGRAFIE	181	48
ANEXE	189	
Anexa 1	189	
Anexa 2	192	
Anexa 3	202	
LISTA DE LUCRĂRI ȘTIINȚIFICE PUBLICATE DE AUTOR	204	

CUVÂNT ÎNAINTE

Cercetarea și dezvoltarea optimizării durabilității și fiabilității frezelor stomatologice a reprezentat principala direcție și motivație pentru realizarea și finalizarea tezei de doctorat.

Activitatea de cercetare doctorală a constat în etape privind alegerea temei de doctorat, stabilirea obiectivelor pentru realizarea temei, studiul aprofundat al literaturii de specialitate, stabilirea și dezvoltarea programului experimental, realizarea standului pentru încercările experimentale, achiziția și prelucrarea datelor experimentale, susținerea rapoartelor de progres, diseminarea rezultatelor prin publicarea de articole științifice în reviste de specialitate și conferințe, simpozioane și congrese științifice naționale și internaționale și s-a încheiat prin elaborarea documentelor necesare susținerii publice a tezei de doctorat.

Teza este structurată în 6 capitole, după cum urmează:

Capitolul 1 al lucrării, cuprinde o trecere în revistă a stadiului actual al cercetărilor și realizărilor privind frezele stomatologice pe plan național și internațional și modalitatea de identificarea tipurilor acestora. S-au identificat aspectele teoretice și parametrii funcționali ale acestora în procesele de lucru și s-a prezentat unul din modurile de evaluare a uzurii părții active folosit pe plan internațional.

Capitolul 2 face referire la elementele principale cu privire la aspectele teoretice ale procesului de frecare-uzare. În prima parte a capitolului s-a descris noțiunea de tribosistem, noțiuni privind frecarea suprafețelor, iar în a doua parte a capitolului fiind prezentate tipurile de uzare, formarea particulei de uzură și elemente de calculul statistic al uzurii.

Capitolului 3, în prima parte se face descrierea analizei metalografică și chimice a materialelor frezelor stomatologice prin analiza cu ajutorul spectrometrului cu fluorescență de raze X (XRF), analiza folosind metoda elementului finit, determinarea proprietăților mecanice ale părții active a frezelor stomatologice, și realizarea unui stand pentru încercări.

În a doua parte a capitolului s-au prezentat programul cercetărilor, măsurătorile inițiale și după procesele de lucru din cadrul programului cercetărilor cu privire la masa frezelor dentare și unghiurilor părții active. Tot în aceasta parte s-au analizat rezultatele experimentale privind uzura caracteristicilor prezentate mai sus prin modelarea statistico-matematică a fenomenului de uzare la frezele stomatologice pe baza rezultatelor experimentale (interpolări, funcții, puncte optime) stabilindu-se că parametrul predominant asupra uzurii părții active a frezelor stomatologice îl reprezintă turația frezei stomatologice.

Capitolului 4 sunt prezentate cercetările realizate de autor privind durabilitatea și fiabilitatea frezelor stomatologice.

S-a stabilit că frezele stomatologice, mai precis partea activă de frezare a acestora este un element fără restabilire automată (nereparabil), după apariția defectiunii sau pierderii capacității de lucru.

S-a estimat durata de viață a frezei stomatologice, la cele patru turații și cinci timpi folosite în testele experimentale și s-au confirmat datele din literatura de specialitate că viteza de așchiere este factorul determinant principal al duratei de viață a sculei.

S-a dezvoltat modelul matematic ”pradă-prădător” exprimat într-un sistem de ecuații diferențiale de ordinul întâi de A. J. Lotka și V. Volter pentru estimarea uzurii și a durabilității părții active a frezelor dentare de unde s-a putut observa că materialul, configurația și compoziția materialului frezei îi permite acesteia să fie eficientă, ceea ce înseamnă că o cantitate mică de material al frezei stomatologice pierdută, elimină mai mult material din materialul dentar frezat.

Cu ajutorul funcției de risc instantaneu se observă că timp de 11 ore riscul instantaneu de defectare este sub 10 %, iar în a 12-a oră de funcționare riscul de defectare (care în cazul părții active a frezei stomatologice înseamnă scoatere din funcțiune) crește aproximativ exponențial, adică după 11 ore de funcționare este normal să fie înlocuită freza stomatologică.

După cum reiese din cercetările experimentale, frezele dentare cercetate pot funcționa fără risc major de defectare până la 10 ore, care se apropie foarte mult de cele calculate analitic pe baza rezultatelor experimentale, ceea ce confirmă veridicitate rezultatelor experimentale și corelația dintre calculul analitic și rezultatele testelor experimentale. Deasemenea, rezultatele experimentale ale masei pierdute prin uzare de partea activă a frezelor stomatologice au o distribuție normală și densitatea de probabilitate este o funcție de repartiție normală sau repartiție gaussiană.

Capitolul 5, cuprinde aspect legate de durabilitatea și fiabilitatea frezelor stomatologice. În acest capitol autorul face estimarea duratei de viață a părții active a frezei stomatologice, în raport cu unghiul de ascuțire, estimarea uzurii și a durabilității părții active a frezelor dentare, prezintă

efectul modificării parametrilor constructivi de lucru ai frezelor dentare asupra materialelor stomatologice supuse prelucrării, prezintă influența concentrației elementelor chimice asupra proprietăților materialului părții active a frezei stomatologice.

Când face referire la fiabilitatea și durabilitatea frezelor stomatologice, prezintă indicatorii de fiabilitate, face corelația fiabilitate –durabilitate prin aplicarea funcției de fiabilitate pentru partea activă (eșantioane) a frezelor stomatologice și calculează mărimile caracteristice ale fiabilității frezelor stomatologice .

Capitolul 6 prezintă concluziile generale ale lucrării, contribuțiile originale din cadrul tezei, conform cu obiectivele propuse, expunerea modului de valorificare a rezultatelor obținute în domeniul studiat și direcții viitoare de cercetare.

Prezenta lucrare a fost elaborată sub conducerea științifică a domnului profesor universitar doctor inginer Filip Ilie căruia îi adresez mulțumirile mele pentru angajamentul dumnealui, pentru îndrumările și sfaturile de specialitate pe care mi le-a acordat în întreaga perioadă de realizare a studiilor și cercetărilor, pentru pregătirea și finalizarea tezei. Prin abilitățile domniei sale de comunicare și discuție, prin sugestiile și comentariile făcute a oferit o contribuție deosebită la succesul acestei teze de doctorat.

De asemenea adresez profunde mulțumiri prof. univ. dr. ing. Voicu Gherghe, prof. univ. dr. ing. Biriș Sorin-Ștefan, prof. univ. dr. ing. Ladislau David, prof. univ. dr. ing. Căsândroi Tudor, prof. univ. dr. ing. Antoniac Vasile Iulian, prof. univ. dr. ing. Maican Edmond, conf. univ. dr. ing. Ipate George de la Universitatea POLITEHNICA din București pentru îndrumările, comentariile și propunerile de specialitate din timpul evaluărilor științifice la examene, rapoarte de progres și de la susținerea preliminară a tezei.

Îmi exprim, de asemenea, sincera mea recunoștință întregii echipe de organizare și conducere a Universității POLITEHNICA din București.

Nu în ultimul rând aduc mulțumiri familiei mele pentru înțelegerea avută pe durata realizării lucrării și pentru sprijinul moral acordat în momentele dificile.

Subliniez faptul că am realizat această teză de doctorat prin analiza mea directă și activitate de cercetare, bazată pe resurse științifice de referință, aparatură de laborator modernă, în cadrul școlii doctorale „Ingineria Sistemelor Biotehnice”.

CAPITOLUL I

IMPORTANȚA TEMEI. OBIECTIVELE TEZEI DE DOCTORAT

1.2 Obiectivele tezei de doctorat

Obiectivul general al tezei de doctorat este studiul și cercetarea durabilității și fiabilității frezelor stomatologice (dentare). Studiul literaturii de specialitate privind stadiul actual al cercetărilor și realizărilor pe plan internațional și național privind durabilitatea și fiabilitatea frezelor stomatologice, având în vedere și complexitatea proceselor de lucru al acestora a impus abordarea studiilor și cercetărilor pe baza următoarelor strategii:

- a) Documentare privind stadiul actual al cercetărilor și realizărilor pe plan național și internațional cu privire la durabilitatea și fiabilitatea frezelor stomatologice;
- b) Studiul teoretic privind procesul de frecare-uzare, prin:
 - noțiuni despre frecarea și uzarea suprafețelor;
 - elemente justificative de calcul statistic al uzurii.
- c) Soluționarea unor probleme complexe întâlnite în domeniul medical al stomatologiei înainte de funcționarea frezelor dentare, prin:
 - analiza metalografică și chimică a materialelor frezelor stomatologice;
 - determinarea proprietăților mecanice ale părții active a frezelor stomatologice;
 - analiza structurii materialului frezelor stomatologice folosind metoda elementului finit.
- d) Stabilirea tipurilor de materiale dentare de prelucrat cu frezele stomatologice în timpul experimentărilor, prin:
 - determinarea compoziție chimice;
 - determinarea proprietăților mecanice;
 - determinarea masei inițiale;
- e) Realizarea unui stand în vederea realizării cercetărilor experimentale, pentru:
 - determinarea parametrilor funcționali ai frezelor stomatologice utilizați în determinările experimentale;
 - realizarea și adaptarea probelor, pentru încercările și determinările experimentale;
 - elaborarea metodologiei de testare, experimentare și cercetare;
- f) Stabilirea comportamentului la uzare a părții active a frezelor dentare (stomatologice), în procesul de lucru (funcționare), prin:
 - determinarea masei inițiale a frezelor stomatologice luate în studiu și a masei acestora după anumite perioade de lucru;
 - stabilirea gradului de uzură în funcție de timpul de lucru, turație, avans și proprietățile materialelor frezelor stomatologice testate;
- g) Modelarea statistico-matematică pe baza rezultatelor experimentale a procesului de lucru al frezelor dentare, prin:
 - stabilirea mărimilor de recunoaștere (parametrii de intrare și de ieșire);
 - stabilirea condițiilor optime de funcționare (cu frecare și uzare, minime) în vederea alegerii potrivite a materialelor stomatologice și frezelor dentare;
- h) Corelarea rezultatelor obținute pe cale analitică (prin modelare) cu cele obținute la încercările experimentale prin:
 - compararea rezultatelor obținute analitic prin modelare, cu cele obținute experimental;
 - stabilirea durabilității și fiabilității frezelor dentare.
 -

CAPITOLUL II

STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRIILOR ȘI REALIZĂRIILOR PE PLAN NAȚIONAL ȘI INTERNAȚIONAL PRIVIND FIABILITATEA FREZELOR STOMATOLOGICE

2.2. Identificarea frezelor stomatologice

După studierea literaturii de specialitate cu privire la realizările pe plan național și internațional au fost trase următoarele concluzii:

Toate instrumentele stomatologice sunt fabricate conform EN ISO-Standard 6360. Pentru a realiza conformitatea, Organizația Internațională de Standardizare (ISO) a definit o descriere standard a instrumentelor rotative utilizate în tehnica stomatologică. Fiecare instrument este codificat cu un număr distinct de cod ISO. Acest cod este compus din 15 numere care sunt aranjate în grupe și conțin simultan descrierea instrumentului

Sarcina principală a acestei industrii este un design adecvat și controlul calității instrumentelor stomatologice. Calitatea, manopera, siguranța de utilizare pentru operatori și pacienți, coroziunea rezistența, sunt doar câteva caracteristici, care ar trebui luate în considerare în momentul proiectării, aparatelor și frezelor stomatologice.

2.2.1 Descrierea constructivă a frezelor stomatologice

Forma părții active a frezelor stomatologice definește tipurilor sau variantelor existente și utilizate în toate procesele de lucru stomatologice, funcție de scopul urmărit.

La baza tuturor acestor variante stau cinci forme clasice, și anume: sferică, cilindrică, conică, cilindrică cu cap rotunjit, con-invers. Toate celelalte forme sunt rezultatul modificărilor acestor cinci forme, modificări ce au în vedere lungimea corpului frezei stomatologice, rotunjirea muchiilor terminale ale părții active a frezei stomatologice.

2.5. Aspecte teoretice privind procesul de lucru și parametrii

Procesul de lucru al frezelor stomatologice este asimilat cu procesul de frezare prin așchiere. Principala cauză a scoaterii din funcționare a frezelor dentare o constituie uzarea prin diferite modalități, într-un timp mai lung sau mai scurt, funcție de duritatea materialului din care sunt realizate frezele dentare, tipul de material dentar prelucrat și parametrii procesului de lucru.

CAPITOLUL III

ASPECTE TEORIETICE PRIVIND PROCESUL DE FRECARĂ-UZARE

3.1 Procesul de frecare-uzare. Elemente justificative de calcul statistic al uzurii

În acest capitol sunt prezentate aspect teoretice privind procesul de frezare uzare.

Pornind de la noțiunea de tribosistem (un sistem tribologic care constă din cel puțin două corpuri în contact, inclusiv mediul în care are loc interacțiunea lor, cu toți factorii relevanți care guvernează comportamentul tribologic al sistemului) este legat de procesul de frecare-uzare-ungere (proces tribologic) al unui sistem tehnic (cupla de frecare), proces care însoțește frecarea corpurilor în contact, având ca efect uzarea. Descrierea unui tribosistem se bazează pe o evaluare detaliată a intrărilor, ieșirilor și pierderilor relevante ale sistemului, precum și o descriere generală a structurii sistemului.

3.1.2 Noțiuni privind frecarea suprafețelor

Este definită frecarea ca fenomen complex de natură mecanică, energetică și moleculară, ce se desfășoară între suprafețele de contact ce au mișcarea relativă [30, 32]. Pe de altă parte frecarea este acel fenomen/proces ce se opune unui corp solid aflat în mișcare relativă față de altul, iar forța ce ia naștere (rezistentă) este de sens contrar mișcării și se face referire la efectele pe care le produce și poate fi percepută:

a) sub formă de forțe (forțe de frecare, F_f), care acționează asupra corpurilor care vin în contact în cursul unei mișcări liniare;

b) sub formă de momente (momente de frecare, M_f), care acționează asupra corpurilor care vin în contact în timpul mișcării de rotație;

c) ca proces în cursul căruia lucrul mecanic (lucrul mecanic de frecare, L_{mf} sau energia de frecare, W_f) este transformat/transformată în alte forme de energie (căldură, energie de deformare etc.).

Pentru studiul frecării sunt prezentate *Concepțiile, teoriile și legile diferitelor tipuri de frecare (uscată, limită, mixtă (semifluidă), fluidă, stick-slip (lipire-alunecare))*.

Studierea și aprofundarea proceselor complexe din zona suprafețelor de contact ale corpurilor, a permis să se emită mai multe teorii prin care să se pună bazele științifice, după care au loc fenomenele de frecare, și anume:

- *teoria mecanică* a fost avansată pe măsura cunoașterii corpului solid deformabil
- *teoria adeziunii moleculare* explică că procesul de frecare este rezultatul al învingerii forțelor de interacțiune moleculară care iau naștere la nivelul suprafețelor de contact ale corpurilor.
- *teoria punților de sudură* sau teoria lui Bowden și Tabor, prin care forța de frecare se datorează forței necesare forfecării punților de sudură formate ca urmare, în principal, interacțiunilor moleculare la temperaturi ridicate, formându-se compuși inter-metalici
- *teoria deformărilor elastice și plastice*, explică frecarea ca fiind energia cheltuită pentru deformarea elastică, elasto-plastică și plastică a asperităților
- *teoria molecular-mecanică*. Această teorie a fost emisă de Coulomb care a considerat frecarea ca un rezultat atât al depășirii forțelor de interacțiune dintre suprafețe, cât și al urcării pe mici asperități
- *teoria energetico-cuantică* a frecării-uzării, presupune că energia, prin cuante de energie, trece de pe o suprafață pe alta în procesul de frecare, având ca efect transfer de material, respectiv particule de uzură
- *teoria electrostatică* a frecării, prin care se sugerează transferul de electroni între suprafețele de frecare, crearea și menținerea unei diferențe de potențial electric

Referitor la uzare, ea duce la modificarea stării inițiale a suprafețelor unui tribosistem, ca urmare a desprinderii de material, fiind deci un fenomen nedorit, având ca efect uzura.

3.2 Noțiuni privind uzarea suprafețelor

Uzura reprezintă efectele uzării: urmele deteriorării suprafețelor (în diferite moduri) și produsele desprinse de pe suprafețe.

Uzarea în funcție de modul și mărimea de măsurare poate fi :

- liniară;
- gravimetrică sau masică
- volumetrică

Uzura este caracterizată de o serie de parametri stabiliți empiric, deci nu prin relații teoretice logice, valabili doar în anumite condiții limită, chiar dacă sunt definiți relativ logic. Așa cum s-a văzut mai sus, în funcție de modul și mărimea de măsurare a uzurii distingem: uzarea liniară, U_h , uzarea volumetrică, U_v , uzarea gravimetrică, U_g , care pentru procesul de uzare sunt considerați și parametri. Dacă se ia în considerare cauzele care conduc la uzare, se definesc și alți parametri ai procesului de uzare, și anume:

- viteza de uzare,
- intensitatea de uzare
- uzura specifică,
- uzura relativă,
- coeficientul de uzură,
- rezistența la uzură

Exemplificând pe tipurile de uzare, se poate specifica:

Uzarea de adeziune

Uzarea abrazivă

Uzarea de oboseală

Uzarea de coroziune

Procesele care au loc prin frecare pe suprafețele de contact și în straturile de suprafață, deci în microvolumele asperităților în contact sunt de natură diferită și depind de o serie de factori mecanici, fizici, chimici, geometrici și metalurgici.

Frecarea este un fenomen complex caracterizat prin consum energetic și pierderi de material (uzură) și se explică prin acțiunea mai multor componente ale căror ponderi depind de elementele concrete ale corpurilor în mișcare cu frecare (topografia suprafeței, proprietăți fizice și mecanice ale materialelor, viteza, mediul existent între suprafețele în contact, comportamentul rigid, elastic sau plastic al materialelor în contact, prezența pe suprafețele de frecare a impurităților, lubrifianului etc.), la care dominante sunt componentele de natură mecanică și cele de natură moleculară.

Coefficientul de frecare variază cu sarcina aplicată (presiunea) și viteza de alunecare și se diferențiază de natura materialelor în procesul de frecare, de natura și starea suprafețelor (starea fizico-chimică a straturilor superficiale, starea microgeometriei etc.).

Uzarea duce la modificarea stării inițiale a suprafețelor unui tribosistem, prin desprindere de material, deteriorarea suprafețelor, fenomen nedorit, având ca efect uzura.

La contactul a două solide, pe suprafața de contact, asperitățile se deformează elastic, plastic sau se rup prin încovoiere sau prin forfecare, ceea ce face ca procesul de frecare-uzare să condiționeze, dar să fie și condiționat de suprafața de frecare, cu efecte nu numai la suprafață, ci și până la o anumită adâncime a materialului.

Particula de material se desprinde în urma depășirii unei anumite energii înmagazinate, de natură mecanică și adezivă, ce acționează la suprafața de frecare și când energia de suprafață este depășită de energia de deformare elastică.

Cantitatea de material îndepărtat prin uzură poate fi stabilită atât analitic, cât și experimental folosind indicatori (viteză de uzare sau intensitate de uzare), funcție de tipul de materiale (ductile, fragile, deci de duritate și tenacitatea la rupere), de forma particulelor abrazive, presiunea din zona de contact, coeficientul de frecare, temperatura de topire, respectiv volumul atomic etc.

3.3 Elemente justificative pentru calculul statistic al uzurii

Calculul statistic al uzurii se justifică, chiar din natura statistică a procesului de frecare-ungere-uzare, deoarece relațiile de calcul analitic (relații de regresie) pornesc de la situația reală reflectată prin date experimentale, care țin seama de interacțiunea tuturor factorilor de influență. Pentru a extrage cantitativ informațiile dorite, este necesar ca pentru fenomenul (procesul) studiat să se poată găsi un model (statistico-matematic) care să încorporeze cât mai realist caracteristicile esențiale ale acestuia și în același timp să nu fie prea complicat la manevrarea analitică.

CAPITOLUL IV

CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND PROCESUL DE LUCRU AL FREZELOR STOMATOLOGICE, PRIN MODELARE STATISTICO-MATEMATICĂ

4.2 Elaborarea metodologiei de cercetare prin modelare și experimentare

Analiza experimentală a unui fenomen trebuie validată prin modelare matematică, indiferent dacă modelul matematic al fenomenului este teoretic, empiric sau mixt (teoretico-empiric). Modelele teoretico-empirice sau empirice, necesită experiențe largi care să permită stabilirea relațiilor dintre parametrii de intrare și parametrii de ieșire și respectiv parametrii de

control al procesului modelat. După ce aceste modele sunt stabilite, de obicei validarea se face pe un alt set de experiențe.

Fenomenul îndepărtării materialului dentar cu ajutorul frezelor stomatologice este un fenomen complex, similar cu frecarea și uzura materialelor, sau chiar cu așchiera materialelor.

Toate aceste fenomene sunt modelate matematic plecând de la rezultate experimentale obținute în cadrul unor cercetări complexe și foarte costisitoare. Numărul mare de date experimentale și de parametri implicați în proces, influențează direct precizia și stabilitatea modelului. Modelele statistico-matematice sunt acum parte componentă ale analizei statistice a datelor experimentale, astfel încât aceste modele sunt descrise succint în acest capitol.

Au fost înregistrate progrese importante în modelarea matematică a fenomenului de uzură a unui sistem în diferite faze ale duratei de viață, pornind de la procesul de tăiere a metalelor. [8, 9, 32]. Procesul de frezare stomatologică este foarte similar cu un proces fin de prelucrare prin frezare de așchiere.

În literatura de specialitate sunt prezentate cinci modele matematice pentru fenomenul de uzură a flancurilor active ale sculelor de prelucrare a metalelor, și anume: modelul abraziv pentru oțeluri cu conținut scăzut de carbon acoperite cu carbură; modelul difuziv pentru materialul HSS C-45 (oțel de mare viteză C-45); modelul ecuației Taylor modificat pentru viața uneltei, modelul adeziv-difuziv pentru oțeluri aliate acoperite cu carbură în concentrație mică și modelul determinist, diferențial pentru procesul de lucru al frezelor stomatologice.

Studii experimentale complexe asupra frezelor stomatologice sunt efectuate și în prezent prin cercetări avansate. Rezultate experimentale interesante privind procesul de lucru al frezelor stomatologice sunt prezentate în ref. [4]. Aici, valorile presiunii de contact sunt date din zonele de contact dintre scula așchietoare și material, legat de uzura lor, chiar dacă nu neapărat pe zona activă a unei freze stomatologice.

O imagine sistemică a procesului de lucru al frezelor stomatologice ajută la inventarierea parametrilor procesului, ca urmare și a controlului acestui proces.

Parametrii de intrare ai procesului sunt:

- parametrii materialului din care este construită partea activă a frezei stomatologice (dentare): duritatea, tensiunile limită de plastificare (dacă există), de rupere, caracteristici termomecanice, compoziția chimică, parametrii care definesc geometria muchiilor de tăiere ale părții active a frezei;
- parametrii materialului care este frezat: duritatea, tensiunile de rupere, compoziția chimică și alte caracteristici termomecanice;
- parametrii regimului de funcționare (parametrii de control): viteza de rotație a frezei stomatologice, forța de apăsare a frezei pe materialul frezat; timpul de contact; temperatura;
- parametrii procesului de lucru: cantitatea limită a masei pierdute de partea activă a frezei stomatologice în funcționare, sau ciclul de viață al frezei.

Procesul de lucru al frezelor stomatologice fiind unul complex, mulți dintre parametrii de bază ai procesului au putut fi stabiliți și cuantificați numai după modelarea matematică a fenomenului.

Se analizează rezultatele cercetărilor experimentale complexe privind procesul de lucru al frezelor stomatologice, prin modelare datorită numărului mare de date experimentale și parametri implicați în proces. Complexitatea procesului de lucru în domeniul medical stomatologic, precum și parametrii și factorii care acționează asupra procesului, au impus abordarea cercetărilor experimentale prin integrarea unor domenii interdisciplinare.

4.3.1 Analiza metalografică și chimică a frezei dentare. Studii și cercetări experimentale

Pentru elaborarea metodologiei de cercetare prin modelare și experimentare s-a ținut cont de obiectivele propuse, de tipul frezelor stomatologice, care au fost studiate și de materialele stomatologice alese pentru încercările experimentale.

Conform STAS 4203-74, analiza probelor metalografice macro-microscopice constă în parcurgerea a 4 etape:

- prelevarea probelor;
- șlefuirea probelor;
- lustruirea probelor;
- atacul metalografic.

Dat fiind faptul că nu s-a cunoscut natura materialului, s-a recurs la atacarea probelor cu Nital 2%. S-au obținut microstructurile din fig. 4.19 – proba din F1 și fig. 4.20 – proba din F2 (scara de mărire 500x).

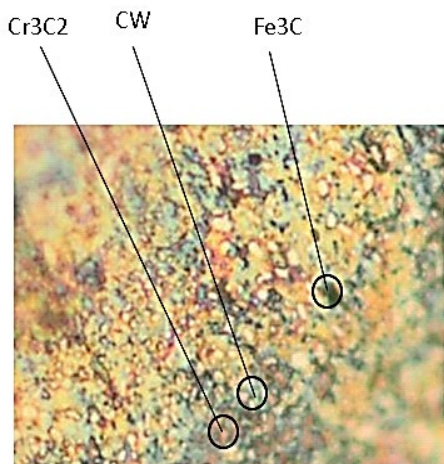


Fig. 4.19 Microstructura proba din F1 (500X)

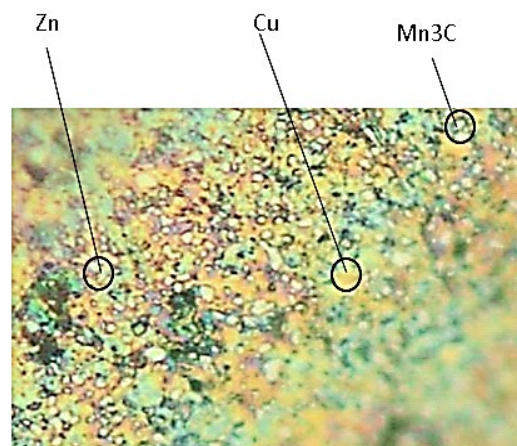


Fig. 4.20 Microstructura proba din F2

4.4 Determinarea durității frezelor dentare prin metoda Vickers

Pentru măsurarea durității Vickers s-a utilizat un aparat tip Innovatest, (Irlanda) verificat metrologic în 2018. S-au făcut câte 3 măsurători pe ambele freze dentare de probă în două zone: la mijlocul secțiunii transversale și la marginea acesteia, foarte aproape de muchia așchietoare a frezei. S-au obținut valorile din tabelul 4.1. Forța de apăsare a fost de 5 N, iar timpul de menținere a penetratorului a fost de 10 secunde.

Tabelul 4.1

Duritatea Vickers si rezistența la rupere pentru solicitarea de compresiune

Zona de măsurare	HV	Medie HV	R _m (MPa)	Medie R _m (MPa)
Mijloc	292.3	291.96	939.2	937.7
	293.4		943.4	
	290.2		930.5	
	378.8		1216.4	
Margine	370.5	375.9	1191.6	1207.73
	378.4		1215.2	

4.5 Analiza cu element finit a structurii frezelor stomatologice

Din analiza cu element finit a reieșit că tensiunile și deformațiile sunt maxime în zona activă a frezelor stomatologice. Deci, trebuie avut în vedere ca structura și compoziția chimică în această zonă să fie, astfel, concepute și realizate practic și fizic, pentru a asigura proprietățile/caracteristicile necesare în procesul de lucru, ca durabilitatea și fiabilitatea acestora să fie asigurată.

4.6 Determinarea compoziției chimice a părții active a frezei dentare studiate

Pentru analiza chimică a părții active a frezei dentare luată în studiu s-a folosit un spectrometru cu fluorescență de raze X (XRF) Delta (Olympus NTD Inc. USA). care este un spectrometru de dispersie a energiei portabile. Spectrometrul XRF, determină compoziția elementară a unui material, identifică elementele componente dintr-o substanță și cuantifică cantitatea elementelor prezente. Un element este definit de lungimea de undă caracteristică a razelor X emise (A), sau de energie (E). Cantitatea de element prezent în substanță este determinată prin măsurarea intensității liniei de difracție, caracteristice.

În analiza fluorescenței cu raze X portabile, elementele Lights Elements (LE, elemente luminoase) sunt considerate cele cu număr atomic mai mic decât 18 (Argon) și se referă la grupul Mg, Al, Si, P, S, Cl. Compoziția chimică cu ajutorul XRF și spectrul energiei florescenței radiației X folosit pentru determinarea compoziției, se pot vedea în fig. 4.38.

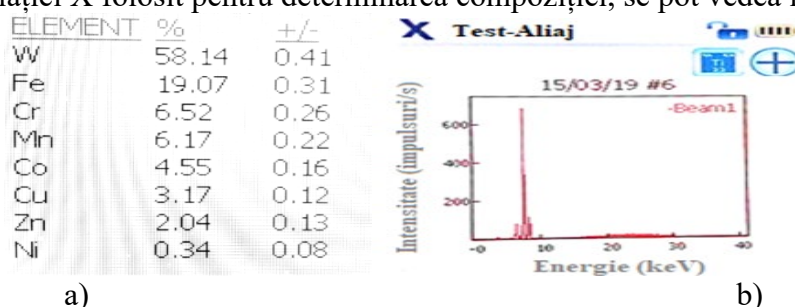


Fig. 4.38 Compoziția chimică (a) cu ajutorul XRF și spectrul energiei florescenței radiației X folosit pentru determinarea compoziției (b)

4.7 Metoda de cercetare utilizată. Construcția standului pentru încercări

Pentru realizarea cercetărilor experimentale din cadrul tezei a fost proiectat și realizat un stand experimental, având componența prezentată în fig. 4.39. Funcționarea standului este considerată simplă și este descrisă în continuare.

Standul este alcătuit dintr-o masă de sprijin (9) pe care s-au așezat două suporturi mobile (3) unul pentru micromotorul de acționare (5) al frezei stomatologice și altul pentru micromotorul cu mandrina (8) pentru prinderea și acționarea materialului de frezat.

Pe aceeași masă de sprijin s-au așezat un dinamometru (1) pentru măsurarea forței de apăsare între freza stomatologică și materialul de frezat, un tahometru (2) pentru măsurarea și citirea turației frezei stomatologice și a materialului de frezat, un variator (6) pentru stabilirea turației frezei stomatologice și variația acesteia, un micrometru 0 - 25 mm (7) pentru deplasarea mandrinei cu materialul de frezat, un taler (10) pentru stabilirea forței de apăsare între partea activă a frezei stomatologice și materialul de frezat și două resorturi (5) pentru menținerea echilibrului între deplasarea mandrinei cu șurubul micrometric acționat de talerul cu greutatea stabilite pentru forța de apăsare.

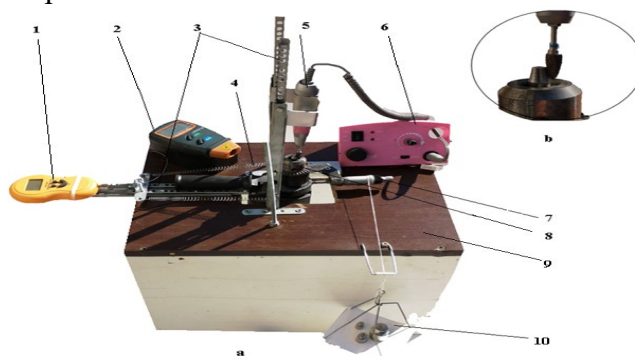


Fig. 4.39 Stand pentru încercări ale frezelor stomatologice: vedere ansamblu stand (a): 1 - dinamometru, 2 - tahometru, 3 - suport mobil; 4 - resort; 5 - micromotor; 6 - variator turație; 7 - micrometru; 8 - mandrină; 9 - masa suport; 10 - taler; vedere detaliu prindere material și freză dentară (b)

4.8 Programul cercetărilor experimentale

Prin programul cercetărilor experimentale s-au impus următoarele:

- determinarea marimilor caracteristice ale frezei stomatologice etalon și ale materialelor dentare supuse cercetării experimentale înainte și după testare;
- pregătire standului pentru încercările experimentale;
- stabilirea regimurilor de lucru (viteză de rotație, timp, forța de apăsare, avans de așchiere);
- obținerea de rezultate experimentale.

4.8.1 Determinarea mărimilor caracteristice ale frezei etalon supuse cercetării

Cercetările experimentale au avut în vedere, în primul rând, determinarea masei, unghiurilor caracteristice, aria cercului de vârf ale frezei dentare etalon supuse cercetării, respectiv a materialelor dentare prelucrate, înainte de testare.

În tabelele 4.2 și 4.3 sunt prezentate masa, unghiurilor caracteristice și aria cercului de vârf ale frezei dentare etalon (tabelul 4.2), respectiv masa și dimensiunile materialului dentar etalon supus testării (tabelul 4.3), înainte de testare.

Tabelul 4.2

Masa, unghiurile caracteristice ale frezei dentare etalon cercetate

Tipul frezei	Masa, m [g]	Unghiul de așezare, α [°]	Unghiul de ascuțire, β [°]	Unghiul de degajare, γ [°]	Aria cerc de vârf, A_{cp} [μm^2]
Etalon	4.701	37.74	61.48	9.90	441.71

Tabelul 4.3

Masa și dimensiunile materialului dentar etalon supus prelucrării

Denumire	Masa, [g]	Lungime totală, [mm]	Diametru, [mm]
Etalon	6.18	13.00	8.60

Eșantioanele materialului dentar folosite pentru încercări sunt din aliaj nichel – crom (Ni – Cr) cu următoarea compoziție: Ni 77.95% (max); Cr 12.60%; Mo 5.00%; Al 2.90%; Be 1.95% (max); Co 0.45%; Ti 0.35% și următoarele proprietăți fizice: rezistența la întindere 196000 psi (1352 MPa); rezistența la răsucire: 21500 psi (838 MPa); elongația 18%; duritate Brinell 2350 MPa; densitate 7.9 g/cm³; coeficientul de expansiune de 14×10^{-6} ; temperatura de topire este în interval 1160 - 1275 °C [33].

4.8.2 Pregătirea standului pentru încercările experimentale

Înainte de pornirea standului experimental (redat în fig. 4.39 din paragraful 4.8, cu toate elementele componente), pentru realizarea testelor experimentale, acesta necesită pregătirea prealabilă. După alegerea, tipului de freze și materialelor stomatologice utilizate în determinările experimentale și fotografiate la nivel macro, scara 100:1 (v. fig. 4.2 și fig. 4.43), au fost efectuate măsurători prin cântărirea, atât a materialului stomatologic cât și a frezelor stomatologice utilizate pentru testele (încercările) experimentale, și apoi fixarea acestora în mandrinele suport (9) ale micromotoarelor (6) (v. fig. 4.39).

Pentru frezele stomatologice s-a ales o freză etalon de același tip și model prezentat în fig 4.2, care apoi, a fost secționată (v. fig. 4.3) și au fost măsurate unghiurile de așezare (α), ascuțire (β), degajare (γ) și aria cercului la vârf (A_{cp}) ale lamelelor tăietoare, care de asemenea fac obiectul programului de cercetări experimentale (v. fig. 4.40 – 4.43 și tabelul 4.2).

4.8.3 Stabilirea regimurilor de lucru la prelucrarea materialului cu freza dentară luată ca etalon

După stabilirea regimurilor de lucru (viteză de rotație, timp, forța de apăsare, avans) în vederea cercetărilor experimentale, frezele stomatologice au fost fixate pe rând în mandrina suport a micromotorului (5) (v. fig. 4.39), care asigură mișcarea de rotație la regimul de lucru stabilit în prealabil, respectiv s-a montat materialul de frezat în mandrina suport (8).

Apoi, s-au fixat forța de apăsare între partea activă a frezei stomatologice și materialul de frezat, timpul pentru testare și viteza cu care se execută frezarea, necesare. A urmat stabilirea vitezei de rotație a materialului de frezat și avansul lui prin așezarea pe talerul (10) (v. fig. 4.39) a greutatea care asigură forța de apăsare și care acționează șurubul micrometric.

La expirarea timpului stabilit inițial pentru testare (1, 2, 3, 3.5 și respectiv 4 ore) pentru fiecare din turațiile stabilite (7000, 12000, 20000, 35000 rpm), s-a efectuat cântărirea frezelor stomatologice folosite pentru testările experimentale. Apoi, acestea au fost secționare, folosind mașina de tăiat Lobotom 5 cu disc de tăiere Bosh Multi Wheel (v. fig. 4.4) și măsurate unghiurile lamelelor tăietoare cu ajutorul microscopului metalografic Olympus, dotat cu cameră și soft de prelucrare a imaginii Stream Essential (fig. 4.45).

Pentru încercări au fost folosite o sută de freze stomatologice grupate în patru grupe a câte 25 pentru fiecare regim de turație, respectiv 7000, 12000, 20000 și 35000 rpm. La fiecare grupă s-au efectuat câte cinci încercări pentru timpul de lucru stabilit, respectiv 1, 2, 3, 3.5 și 4 ore. Forța de apăsare și avansul au fost menținute constante. Regimurile de lucru: viteză de rotație, timpul, forța de apăsare și avansul se găsesc în tabelul 4.4.

Testele au fost realizate într-un număr de cinci, repetate pentru fiecare grupă de freze, la același regim de lucru stabilit. În urma testelor experimentale și efectuarea măsurătorilor, rezultatele obținute privind comportarea la uzură a frezelor dentare supuse cercetărilor experimentale, au fost luate în considerare, cele mai reprezentative valori ale uzurii și prezentate în tabelele 4.5 și 4.6 din teză.

Principalele rezultate, obținute în urma încercărilor experimentale, prin măsurare în laborator sunt date în acest capitol. În timpul experimentelor s-au măsurat la intervalele de timp stabilite, valorile principalilor parametri care au pus în evidență uzura frezei dentare: masa de material pierdută prin uzare a frezei dentare conform tabelului 4.5, unghiul de așezare α , de degajare γ , de ascuțire β și aria cercului la vârful A_{cp} .

Uzura rapidă a frezelor stomatologice conduce la prețuri mai mari pentru lucrările de laborator și operațiile stomatologice. Fiind unelte de mecanică fină, utilizate pentru operații de finețe și delicate din punct de vedere tehnic, executate din materiale scumpe, uzura rapidă a condus la studii și cercetări în speranța că se poate obține o prelungire a vieții lor sau chiar o optimizare a funcționării lor.

Am abordat problema frezelor stomatologice în scopuri practice (optimizarea sau îmbunătățirea regimurilor de funcționare, a soluțiilor constructive, eventual a materialelor din care sunt construite, formularea criteriilor pentru înlocuirea frezelor uzate). Fenomenul uzurii frezelor stomatologice este un fenomen clasic în fizică, frecvent în teoria tăierii metalelor, în teoria uzurii pieselor, în procese de forare, în imediata vecinătate a teoriei frecării. Prin urmare, unele legi ale fenomenului de uzare care apare la corpurile aflate în contact și cu mișcare relative, pot fi utilizate ca sursă de inspirație. În scopul aplicării legilor fenomenului de uzare în cazul studierii frezelor stomatologice, trebuie să fie desemnată o listă de parametri importanți în descrierea fenomenului cu care pot fi create combinații eficiente pentru a estima eficiența procesului de lucru al frezelor stomatologice.

Materialul cu care au fost efectuate experimentele constă din frezele stomatologice testate în aceste experimente și materialul stomatologic de frezat. Câteva tipuri de freze dentare testate experimental, sunt prezentate în tabelul 4.7, împreună cu caracteristicile lor dimensionale mai importante. În lucrarea [31] este prezentată metodologia experimentală pentru testarea frezelor stomatologice, împreună cu părțile componente și/sau accesoriile

necesare.

Metoda de experimentare, privind comportarea la uzare a frezelor stomatologice, a fost precedată de analize metalografice și chimice, dar și analize mecanice ale materialelor utilizate. Deoarece, uzarea este un proces care depinde nu numai de materialul frezei dentare, dar, în aceeași măsură, și de materialul stomatologic prelucrat, precum și parametrii procesului de lucru (viteza de rotație, forța de apăsare, avans, poziție etc.) a fost necesară și caracterizarea mecanică și chimică a materialelor stomatologice folosite.

În timpul programului de testare, s-au efectuat teste de frezare pe eșantioane din aliaj Cr-Ni (v. fig. 4.44) timp de patru ore, la patru viteze de rotație ale frezei dentare, măsurătorile fiind făcute conform programului de cercetare la 1, 2, 3, 3.5, respectiv 4 ore. După patru ore de funcționare, s-a constatat că pentru forță de apăsare stabilită de 38.88 N, freza dentară nu mai avansează în material, viteza de avans a frezei dentare în material măsurată prin deplasarea șurubului micrometric raportată la unitatea de timp a rămas constantă.

Lista parametrilor funcționali urmăriți în testele experimentale și unitățile de măsură ale acestor parametri este prezentată în tabelul 4.8

Tabelul 4.8

Parametrii procesului de lucru

Parametru	Notăția	Unitatea de măsură	Tipul de parametru
Timp	t	sec, min, ore	Comandă
Masa pierdută prin uzura de freza stomatologică	m_{fw}	g	Intrare/Ieșire
Masa frezată (din materialul dentar)	m_m	g	Calitativ
Unghiul de așezare	α	grad	Intrare/Ieșire
Unghiul de degajare	γ	grad	Intrare/Ieșire
Unghiul de ascuțire	β	grad	Intrare/Ieșire
Avans	s		Comandă
Aria cercului de vârful	A_{cp}	m ²	Intrare/Ieșire
Viteza de rotație a frezei stomatologice	n	rpm	Comandă

4.9 Analiza rezultatelor experimentale

Testele experimentale au constatat în înregistrările valorilor numerice ale parametrilor principali de intrare, comandă și intrare/ieșire, menționați în tabelul 4.8. Inițial, au fost înregistrați în formă numerică, dar pentru ușurința interpretării, s-a reprezentat grafic dependența parametrilor tabelați în funcție de timp și viteză de rotație a frezei dentare. Reprezentările grafice sunt prezentate în fig. 4.47, 4.48, 4.49, 4.50, 4.52 și 4.52.

a) Masa de material îndepărtat prin uzare

Indicatorul principal al uzurii frezei stomatologice este masa îndepărtată (pierdută) prin uzare. Experimentele au înregistrat variația acestui parametru la cei cinci timpi de funcționare, stabiliți în prealabil (respectiv 1, 2, 3, 3.5 și 4 ore de funcționare), pentru patru valori ale turației frezei stomatologice (respectiv 7000, 12000, 20000, și 35000 rpm). Rezultatele au fost stocate în baza de date numerică Excel. O reprezentare sintetică a acestora se poate vedea în fig. 4.46.

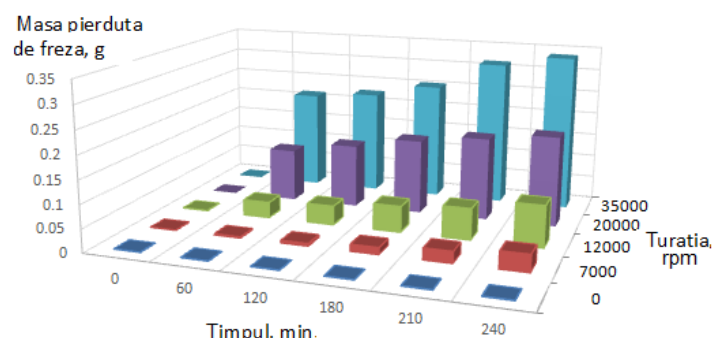


Fig. 4.46 Evoluția masei frezei dentare îndepărtată prin uzare în procesul de lucru. funcție de timpul, t și turația n

Conform cu metodologia de experimentare, masa materialului pierdută de freza stomatologică prin uzură, devine o funcție de două variabile [22]:

$$m_{fw} = m_{fw}(t, n), \quad (4.4)$$

parametrii fiind notați în conformitate cu tabelul 4.8. Determinarea unor expresii explicite ale acestei funcții este subiectul analizei statistice a rezultatelor experimentale sau a unei analize teoretice de analiză dimensională.

Din fig. 4.46 se observă că funcția (4.4) este neliniară atât cu timpul, t , cât și cu turația, n (cu ambele variabile). Totodată, pe reprezentarea spațială din fig. 4.46 se observă că fețele superioare ale prismelor de aceeași culoare, nu sunt dispuse după o dreaptă. Observația devine evidentă (mai clară), în reprezentările grafice din fig. 4.47 și 4.48 funcție de o singură variabilă independentă, unde variația masei frezei dentare pierdute prin uzare în timp, la patru turații ale acesteia este neliniară. Astfel, în fig. 4.47 este prezentată variația masei de material pierdut de freza stomatologică prin uzare în funcție de timp, pentru patru viteze de rotație ale frezei stomatologice, iar în fig. 4.48 se prezintă variația masei de material pierdut de freza stomatologică prin uzare în funcție de viteza de rotație a frezei stomatologice, măsurată la patru perioade de timp diferite. Se observă, că masa de material pierdut prin uzură crește odată cu creșterea vitezei de rotație a frezei dentare, precum și cu timpul de lucru (funcționare).

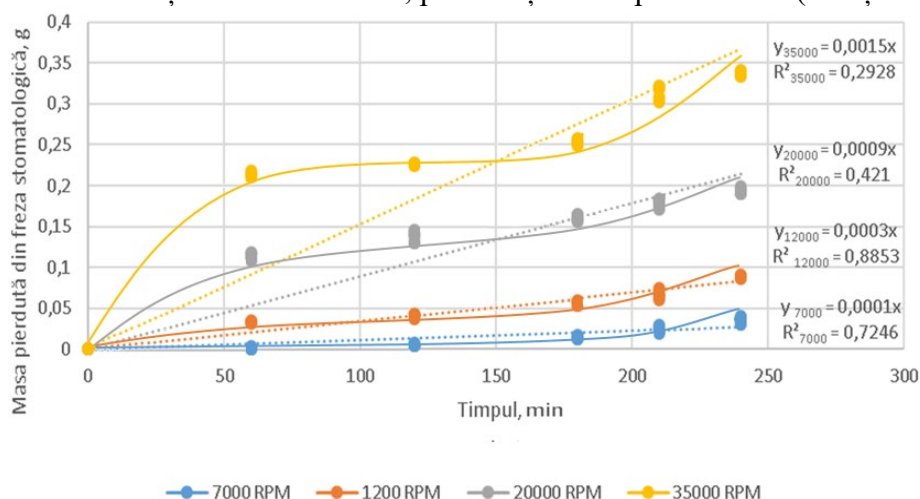


Fig. 4.47 Variația masei frezei dentare îndepărtată prin uzare în funcție de cinci timpi de lucru și de patru viteze de rotație

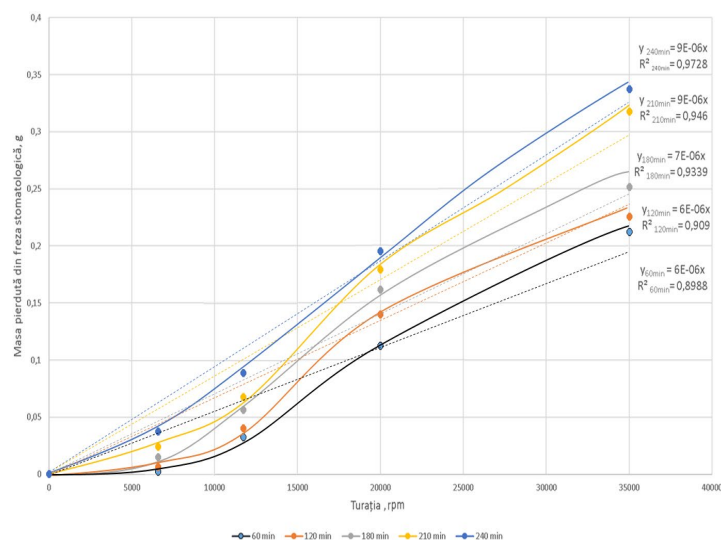


Fig. 4.48 Variația masei frezei dentare îndepărtată prin uzare în funcție viteza de rotație și de timpul de lucru

În ceea ce privește modificarea masei pierdută de freza dentară cu viteza de rotație a acesteia [27], se constată o variație neliniară pentru viteze mici de rotație (sub 10000 rpm) și, conform rezultatelor experimentale tinde a fi liniară pentru viteze de rotație de peste 10000 rpm, ceea ce se poate observa din fig. 4.48.

Prelungirea graficelor între 0 și 7000 rpm corespunde ipotezei că uzura mecanică nu are loc la viteză zero. S-a considerat ipoteza în care la turația zero, freza stomatologică în contact cu materialul dentar nu produce îndepărtare de material, deci nu se uzează. Prin aceasta ipoteză am adăugat originea celor cinci puncte de măsurare pe toate curbele, necesare pentru interpolare, așa cum se va vedea în capitolul 5.

b) *Variația unghiului de așezare, de degajare și de ascuțire, ale frezei dentare în procesul de lucru*

Rezultate experimentale similare cu cele ale masei de material pierdut de freza dentară prin uzare (în procesul de lucru) sunt redată în fig. 4.49, pentru variația unghiului de așezare – α , fig. 4.50 a unghiului de degajare – γ , și fig. 4.51 a unghiului de ascuțire – β , în funcție de timp și de viteza de rotație a frezei dentare.

Variația unghiului de așezare, α , cu timpul, pentru patru valori ale vitezei de rotație a frezei stomatologice este prezentată în fig. 4.49. În general, se poate afirma că acest unghi scade în timp și observăm că, scăderea este mai intensă, cu cât viteza de rotație a frezei stomatologice crește.

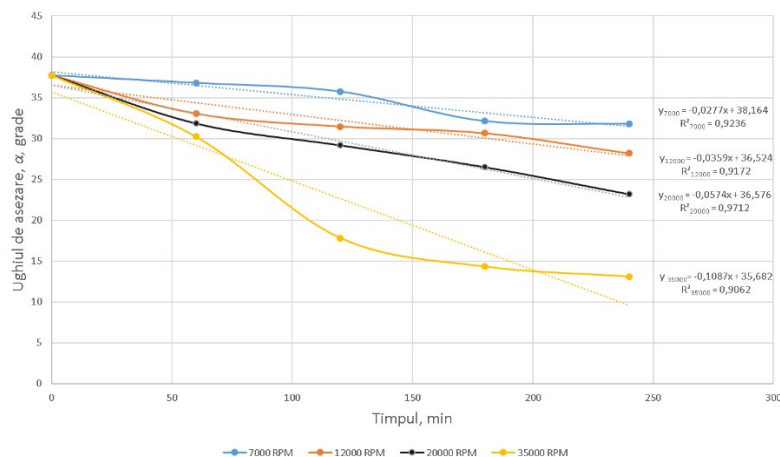


Fig. 4.49 Modificarea unghiului de așezare, α , în funcție de timp și de viteza de rotație a frezei dentare

În figura 4.50 este prezentată variația unghiului de degajare, γ , în timp, pentru patru valori ale vitezei de rotație a frezei dentare. Se observă că acest unghi crește în timp cu mici oscilații în intervalul 60-180 min și, totodată, crește cu creșterea vitezei de rotație a frezei stomatologice. Astfel, sunt de menționat și aici, următoarele caracteristici privind evoluția uzurii, confirmate de practică: uzura se acumulează în timp și crește cu lungimea drumului de frecare, fără ca procesul să aibă o evoluție întotdeauna liniară. La începutul funcționării, la perechile de frecare noi, cresc relativ repede intensitatea sau viteza de uzare, datorită condițiilor inițiale de suprafață care tind să se acomodeze.

Această perioadă este reflectată de zona I, fig. 4.50, considerată a fi perioada de rodaj; perioada a II-a, de lungă durată, de la aproximativ 60 min până la aproximativ 180 min, conform fig. 4.50, este perioada uzurii stabile sau normale (perioada de exploatare normală); perioada a III-a, când în final uzura devine distructivă, scade viteza de avans a sculei măsurate cu șurubul micrometric, procesul de lucru se dezvoltă cu zgomote anormale, situație în care perechea de frecare, este scoasă din funcționare, drept pentru care se impune demontarea și înlocuirea frezei stomatologice. Perioada a III-a se mai numește și perioada uzurii de avarie [26].

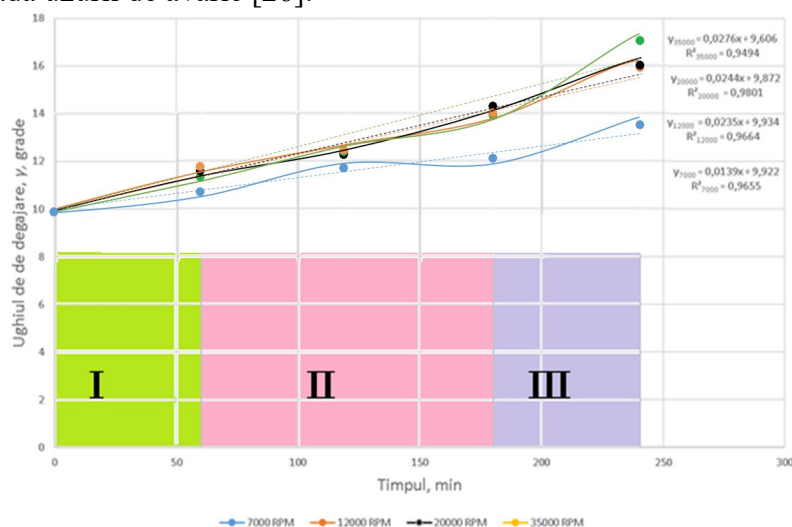


Fig. 4.50 Modificarea unghiului de degajare γ , în funcție de timp și de viteza de rotație a frezei dentare

Variația unghiului de ascuțire, β , în funcție de timp, pentru aceleași patru valori ale vitezei de rotație a frezei stomatologice este reprezentată în fig. 4.51.

Se observă că unghiul de ascuțire β , crește cu creșterea timpului de funcționare, și a vitezei de rotație a frezei stomatologice, creșterea fiind mai lentă (aproximativ liniară și cu panta, relativ aceeași) la viteze de rotație medii (7000 și 12000 rpm), respectiv mai rapidă pentru viteze de rotație ridicate ale frezei stomatologice (20000 și 35000 rpm).

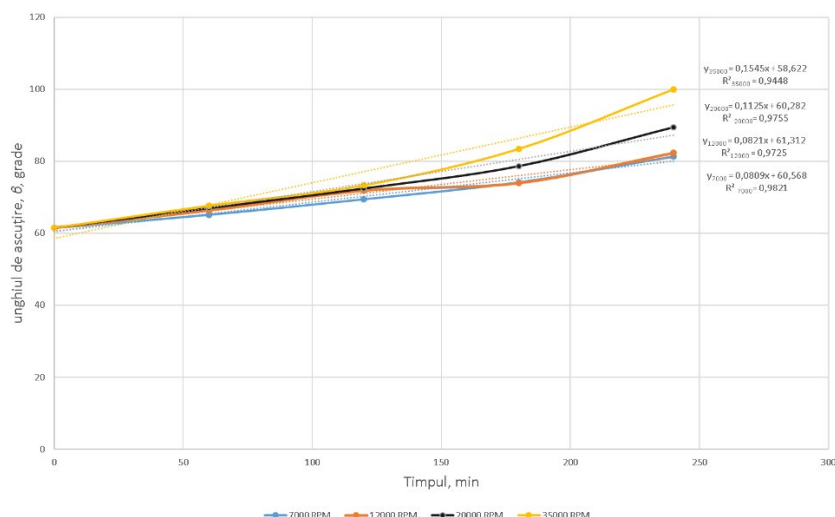


Fig. 4.51 Modificarea unghiului de ascuțire, β , în funcție de timp și de viteza de rotație a frezei dentare

În sfârșit, variația ariei (suprafeței) cercului la vârful, A_{cp} , în funcție de timp, pentru patru valori ale vitezei de rotație ale frezei stomatologice este prezentată în fig. 4.52.

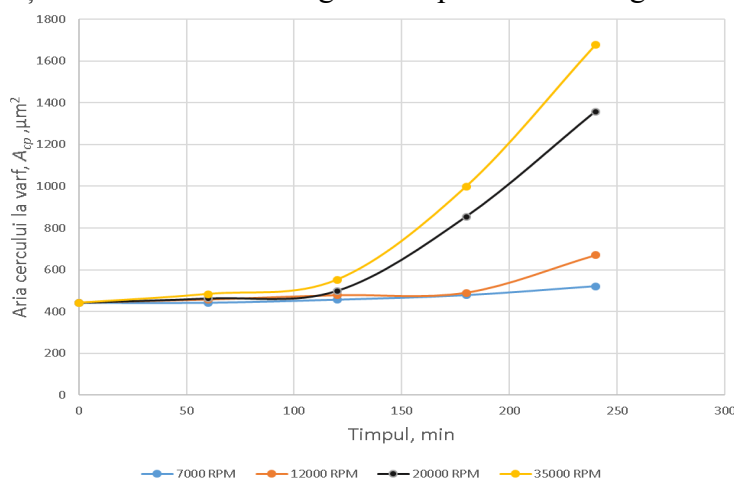


Fig. 4.52 Evoluția ariei cercului la varf, A_{cp} , al unei frezei dentare, în funcție de timp și turația frezei dentare

Se observă că aria cercului de vârf, A_{cp} , crește cu timpul de funcționare (lucru) și cu viteza de rotație, mai lent pentru viteze de rotație medii (7000 și 12000 rpm) și mai pronunțat la vitezele mai mari (35000 rpm), după o funcționare de 180 min a frezei stomatologice. De asemenea, se observă că la viteze de rotație medii ale frezei dentare (7000 și 12000 rpm) creșterea în timp este aproximativ liniară cu o pantă relativ mică (panta crește cu creșterea vitezei de rotație a frezei dentare), iar la viteze de rotație ridicate ale frezei dentare (35000 rpm), aria cercului de vârf, A_{cp} , are o creștere aproximativ liniară, cu o oscilație de mică amplitudine în intervalul de funcționare de 60...180 min, iar după 180 min prezintă o creștere relativ rapidă. Creșterea în timp, mai rapidă a ariei cercului de vârf, A_{cp} , la viteza de rotație de 35000 rpm a frezei stomatologice rezultată din analiza datelor experimentale, justifică modificarea valorii unghiului de ascuțire, β , ceea ce conduce la creșterea uzurii și corespunde perioadei III (v. fig. 4.50), adică a uzurii de avarie. De asemenea, datele experimentale prezintă o abatere apreciazabilă față de cele de la vitezele de rotație medii (7000 și 12000 rpm), ceea ce implică necesitatea unei analize experimentale suplimentare.

4.10 Modelarea statistico-matematică a fenomenului de uzare la frezele stomatologice pe baza rezultatelor experimentale (interpolări, funcții, puncte optime)

Un parametru care contribuie la generarea uzurii, luat în considerare, este spațiul unghiular θ (lungimea de frecare circulară), exprimat în funcție de timpul, t și viteza unghiulară a frezei dentare, ω , dat de relația (4.5):

$$\theta = t \cdot \omega, \quad [\text{rad}], \quad (4.5)$$

Parametrul, θ are dimensiunea unui unghi, practic distanța unghiulară parcursă la rotația frezei stomatologice, iar viteza unghiulară a frezei dentare, ω din relația (4.5) exprimată în funcție de turația, n a frezei dentare este dată de relația:

$$\omega = \frac{\pi n}{30}, \quad [\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}], \quad (4.6)$$

Interpretarea relațiilor (4.5) și (4.6) reflectă similitudinea fenomenului de uzare a părții active a frezei stomatologice, cu fenomenul de uzare a anvelopelor vehiculelor, de exemplu. Uzarea în sine este un fenomen mai complex, un fenomen în care două componente participă în mod egal, chiar dacă una este activă și una pasivă. Din aceste motive, setul de parametri care caracterizează fenomenul de uzură trebuie completat cu parametrii corespunzători ai materialului frezat, aici componenta pasivă, respectiv cu caracteristicile chimice și mecanice prezentate în paragraful 4.9.1 pentru materialul frezat (Ni-Cr), respectiv caracteristicile mecanice, structurale și chimice, prezentate în paragrafele 4.4.1, 4.5.2 și 4.7 pentru freza stomatologică, adică componenta activă.

Dacă masa materialului stomatologic frezat este m_m , valoarea acestei mase în momentul în care operatorul declară că freza stomatologică devine inefficientă este foarte importantă în evaluarea calității frezei, mai exact a procesului de frezare, pentru că se poate stabili, ce cantitate de material a prelucrat freza.

O proprietate foarte importantă a materialelor care interacționează în procesul de frezare este duritatea lor, atât a frezei stomatologice cât și a materialului frezat.

Dacă notăm cu H_{fw} și H_m duritatea a materialului frezei dentare, respectiv a materialului stomatologic supus operației de frezare, atunci se pot stabili relații empirice, bazate pe analiza dimensională între parametrii procesului de frezare. Una dintre aceste relații este de forma:

$$\frac{m_{fw}}{m_m} = f(\alpha, \beta, \gamma, S, \omega, H_{fw}, H_m), \quad (4.7)$$

unde:

$$S = \frac{F}{p} \quad [\text{mm}^2], \quad (4.8)$$

în care:

- S este suprafața de contact dintre freza și materialul care este frezat,
- F este forța de apăsare a frezei dentare pe materialul de contact,
- p este presiunea de contact;
- m_{fw} este masa frezei stomatologice după procesul de lucru.

S-a constatat, din rezultatele experimentelor descrise mai sus, că cele trei unghiuri de așezare, α , de ascuțire, β , de degajare, γ (v. tabelul 4.8), depind de viteza de rotație, ω , atunci se poate presupune ca și mărimea suprafeței de contact, S depinde de aceeași variabilă ω , adică:

$$\alpha = \alpha(\omega), \quad \beta = \beta(\omega), \quad \gamma = \gamma(\omega), \quad S = S(\omega), \quad (4.9)$$

Relațiile (4.9) pot fi descrise analitic prin curbele de interpolare rezultate, folosind analiza statistică a rezultatelor experimentale, cu excepția valorii suprafeței de contact, s , pentru care ar trebui făcute măsurători suplimentare, sau sunt necesare deduceri/modelări suplimentare. Pe baza relațiilor (4.8), relația (4.7) devine:

$$\frac{m_{fw}}{m_m} = f(\omega, H_{fw}, H_m), \quad (4.10)$$

Dacă experimental se pot controla, forța de apăsare a părții active a frezei stomatologice, F , și respectiv presiunea de contact, p , atunci relația (4.10) se poate scrie astfel:

$$\frac{m_{fw}}{m_m} = f(\omega, F, p, H_{fw}, H_m), \quad (4.11)$$

astfel, se observă că forța de apăsare a frezei pe materialul stomatologic supus frezării, F , apare, de asemenea, ca un parametru important de control al procesului.

O variantă elementară a relației (4.11), care poate fi testată pentru date experimentale, completate cu informații despre dimensiunea suprafeței de contact, S , sau despre forța, F și presiunea de contact, p , este următoarea

$$\frac{m_{fw}}{m_m} = f(\omega) \cdot \frac{F}{p} \cdot \frac{H_{fw}}{H_m}, \quad (4.12)$$

în care $f(\omega)$ este funcția empirică care are valoarea inversă a dimensiunii unei suprafețe, fiind determinată din date experimentale. În analiza statistică propusă se vor testa reprezentări ale relației (4.12) în funcție de mai mulți parametri, și anume

$$\frac{m_{fw}}{m_m} = \left(f(\omega) \cdot \frac{F}{p} \right)^\mu \cdot \left(\frac{H_{fw}}{H_m} \right)^\nu, \quad (4.13)$$

unde: μ și ν sunt exponenți parametrici adimensionali care pot fi stabiliți prin metode statistice (metoda clasică a celor mai mici pătrate sau prin minimizarea numerică a funcției atașate).

O modalitate alternativă de a găsi relații între parametrii procesului de frezare stomatologică poate urma relația lui Archard [3] și raționamentul prin care a fost obținut.

Rezultatele obținute în urma cercetărilor experimentale privind uzarea în procesul de lucru a cuplului freză stomatologică - material dentar, constituie datele ce sunt prelucrate și modelate statistico-matematic în această lucrare, și prezentate mai sus (v. tabelul 4.5, 4.6)

Rezultate experimentale similare cu cele prezentate mai sus, sunt redată și în ref. [5].

În general, fenomenul de uzare a suprafețelor în contact, în mișcare relativă, este dificil de modelat printr-o abordare pur teoretică, deși nu imposibilă [10, 23]. În cazul procesului de lucru al frezelor stomatologice, fenomenul este, cel puțin până la o uzură apreciabilă a părții active a frezei dentare, mai aproape de procesul de frezare prin așchiere a metalelor.

În această lucrare am utilizat un model determinist, diferențial pentru procesul de lucru al frezelor stomatologice (model prezentat și în lucrarea [7]), privind fenomenul uzurii lamelelor părții active a frezei dentare.

Pentru modelarea statistico-matematică au fost folosite rezultatele numerice ale experimentelor de frezare cu frezele stomatologice, descrise mai sus (v. tabelele 4.4, 4.5 și 4.6). Rezultatele experimentelor demonstrează dependența de timp și de viteza de rotație a frezei dentare, caracteristicile geometrice ale lamelelor părții active a frezei dentare și a masei de material îndepărtat prin uzură (v. tabelul 4.5, și 4.6).

Analiză statistico-matematică, folosită pentru prelucrarea și modelarea rezultatelor obținute experimental se bazează pe interpolarea polinomială folosind tehnica metodei celor mai mici pătrate. Datorită cantității relativ mici de rezultate, nu se pot aborda metode mai ample de analiză statistică și nici polinoamele de interpolare de grade mai mari decât gradul al treilea. Cu toate acestea, după cum se va vedea din rezultatele obținute prin modelare, gradul al treilea este suficient pentru a descrie fenomenul de uzură a părții active ale frezelor stomatologice. Astfel, relația matematică generală a polinoamelor de interpolare, scrisă sub forma canonică este următoarea:

$$q(t, \omega) = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 c_{ij} t^i \omega^j, \quad (4.14)$$

care dezvoltată până la gradul al treilea, devine:

$$q(t, \omega) = c_{00} t^0 \omega^0 + c_{10} t^1 \omega^0 + c_{20} t^2 \omega^0 + c_{30} t^3 \omega^0 + c_{01} t^0 \omega^1 + c_{02} t^0 \omega^2 + c_{03} t^0 \omega^3, \quad (4.15)$$

ca fiind suficientă pentru a descrie fenomenul de uzură a părții active ale frezelor stomatologice, iar q este unul dintre cei cinci parametri interpolați (m_{fw} , α , β , γ , A_{cp}).

Sinteza rezultatelor interpolării prin metoda celor mai mici pătrate pentru cei cinci parametri mășurați (v. tabelul 4.8) în timpul testelor experimentale este dată în tabelele 4.9, 4.10 și 4.11 și conțin coeficienții polinoamelor cu două variabile (timpul, t , și viteza de rotație

a frezei stomatologice, ω , implicit și a părții active a frezei stomatologice, $c_{00}...c_{03}$), precum și media erorilor pătratice, ε , care ierarhizează performanțele de aproximare. Coeficienții polinoamelor au fost calculați cu programul MathCad folosind metoda celor mai mici pătrate.

Coeficienții polinomiali sunt dublu indexați, primul indice (exemplu: 1 din c_{10}) reprezintă exponentul puterii variabilei a temporale (timp, t). al doilea indice (exemplu: 0 din c_{10}) reprezintă viteza de rotație, ω .

Pentru calculul erorii, ε , a fost utilizată relația (4.16):

$$\varepsilon = 100 \cdot \frac{\sqrt{(y_w - \bar{y}(x_w))^2}}{\bar{y} \cdot N}, \quad (4.16)$$

unde:

- $y_w, w = 1, \dots, N$ sunt datele experimentale pentru variabila dependentă, de exemplu $\alpha, \gamma, \beta, A_{cp}$, și m_{fw} ;
- $x_w = t_w, \omega_w$ este șirul de date al variabilei independente, de exemplu t și ω ;
- N fiind numărul de date experimentale;
- $\bar{y}$ este valoarea medie a datelor experimentale pentru șirul variabilei dependente.

Aplicând relația matematică generală (4.14) pentru parametri mășurați și redați în tabelele 4.9, 4.10 și 4.11, atunci când se trece la forma canonică a polinoamelor de interpolare, obținem, de exemplu:

- pentru – valorile prin interpolare a polinomului (funcției) din tabelul 3.9:

$$m_{fw}(t, \omega) = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 c_{ij} t^i \omega^j, \quad (4.17)$$

adică:

$$\begin{aligned} m_{fw}(t, \omega) = & 6.744 \cdot 10^{-5} t - 5.699 \cdot 10^{-4} \omega - 1.028 \cdot 10^{-8} t \omega - 8.736 \cdot 10^{-9} t^2 + 6.156 \\ & \cdot 10^{-7} \omega^2 \\ & + 1.762 \cdot 10^{-12} t^2 \omega - 1.82 \cdot 10^{-12} t \omega^2 + 3.37 \cdot 10^{-13} t^3 - 1.038 \cdot 10^{-10} \omega^3, \end{aligned} \quad (4.18)$$

Tabelul 4.9

Coeficienții și erorile de interpolare pentru parametrii

Coeficientii polinomiali	m_{fw} – valorile prin interpolare a polinomului (funcției) de gradul:		
	Gradul I	Gradul II	Gradul III
c_{00}	-0.315	-0.003346	0
c_{10}	$1.746 \cdot 10^{-5}$	$-6.150 \cdot 10^{-5}$	$6.744 \cdot 10^{-5}$
c_{01}	$3.866 \cdot 10^{-4}$	$2.275 \cdot 10^{-4}$	$-5.699 \cdot 10^{-4}$
c_{11}	0	$1.333 \cdot 10^{-8}$	$-1.028 \cdot 10^{-8}$
c_{20}	0	$3.792 \cdot 10^{-9}$	$-8.736 \cdot 10^{-9}$
c_{02}	0	$1.518 \cdot 10^{-8}$	$6.156 \cdot 10^{-7}$
c_{21}	0	0	$1.762 \cdot 10^{-12}$
c_{12}	0	0	$-1.82 \cdot 10^{-12}$
c_{30}	0	0	$3.37 \cdot 10^{-13}$
c_{03}	0	0	$-1.038 \cdot 10^{-10}$
$\varepsilon, \%$	7.828	1.733	0.486

Tabelul 4.10

Coeficienții polinoamelor și erorile de interpolare pentru parametrii unghiulari. α și γ , ai frezelor dentare

Coeficienții polinomiali	α – valorile prin interpolare a polinomului (funcției) de gradul:			γ – valorile prin interpolare a polinomului (funcției) de gradul:		
	Gradul I	Gradul II	Gradul III	Gradul I	Gradul II	Gradul III
c_{00}	41.267	36.889	35.74	9.314	9.771	9.9
c_{10}	$-5.692 \cdot 10^{-4}$	$-5.517 \cdot 10^{-4}$	$-3.071 \cdot 10^{-4}$	$3.452 \cdot 10^{-4}$	$-3.661 \cdot 10^{-4}$	$6.366 \cdot 10^{-4}$
c_{01}	$-4.597 \cdot 10^{-3}$	$1.74 \cdot 10^{-3}$	0.012	$3.614 \cdot 10^{-4}$	$3.295 \cdot 10^{-3}$	$-2.627 \cdot 10^{-3}$
c_{11}	0	$-4.39 \cdot 10^{-7}$	$-7.913 \cdot 10^{-7}$	0	$8.569 \cdot 10^{-8}$	$3.242 \cdot 10^{-7}$
c_{20}	0	$3.374 \cdot 10^{-8}$	$2.649 \cdot 10^{-8}$	0	$3.172 \cdot 10^{-8}$	$-1.031 \cdot 10^{-7}$
c_{02}	0	$-6.156 \cdot 10^{-7}$	$-1.094 \cdot 10^{-5}$	0	$-8.027 \cdot 10^{-7}$	$2.276 \cdot 10^{-6}$
c_{21}	0	0	$7.75 \cdot 10^{-11}$	0	0	$8.455 \cdot 10^{-12}$
c_{12}	0	0	$-2.152 \cdot 10^{-10}$	0	0	$-8.718 \cdot 10^{-11}$
c_{30}	0	0	$-3.775 \cdot 10^{-12}$	0	0	$4.251 \cdot 10^{-12}$
c_{03}	0	0	$2.354 \cdot 10^{-9}$	0	0	$-4.264 \cdot 10^{-10}$
ε , %	3.141	1.679	0.649	1.735	0.668	0.271

Tabelul 4.11

Coeficienții polinoamelor și erorile de interpolare pentru parametrul unghiular, β , și aria cercului de vârf, A_{cp}

Coeficienții polinomiali	β – valorile prin interpolare a polinomului (funcției) de gradul:			A_{cp} – valorile prin interpolare a polinomului (funcției) de gradul:		
	Gradul I	Gradul II	Gradul III	Gradul I	Gradul II	Gradul III
c_{00}	56.179	62.58	9.9	366.251	410.115	441.71
c_{10}	$1.701 \cdot 10^{-3}$	$-2.174 \cdot 10^{-4}$	$6.366 \cdot 10^{-4}$	0.018	-0.053	-0.036
c_{01}	$2.477 \cdot 10^{-3}$	$1.647 \cdot 10^{-3}$	$-2.627 \cdot 10^{-3}$	0.012	0.269	0.325
c_{11}	0	$4.964 \cdot 10^{-7}$	$3.242 \cdot 10^{-7}$	0	$3.208 \cdot 10^{-8}$	$1.478 \cdot 10^{-4}$
c_{20}	0	$7.104 \cdot 10^{-8}$	$-1.031 \cdot 10^{-7}$	0	$4.048 \cdot 10^{-6}$	$-1.103 \cdot 10^{-5}$
c_{02}	0	$-6.623 \cdot 10^{-7}$	$2.276 \cdot 10^{-6}$	0	$-5.541 \cdot 10^{-5}$	$-6.072 \cdot 10^{-4}$
c_{21}	0	0	$8.455 \cdot 10^{-12}$	0	0	$-1.38 \cdot 10^{-9}$
c_{12}	0	0	$-8.718 \cdot 10^{-11}$	0	0	$-2.732 \cdot 10^{-8}$
c_{30}	0	0	$4.251 \cdot 10^{-12}$	0	0	$6.17 \cdot 10^{-10}$
c_{03}	0	0	$-4.264 \cdot 10^{-10}$	0	0	$1.359 \cdot 10^{-7}$
ε , %	1.417	0.565	0.271	5.453	4.478	2.675

Astfel, variația masei părții active a frezei dentare, pierdută (îndepărtată) procentual, prin uzură, în timpul procesului de frezare (de lucru) este prezentată în fig. 4.53.

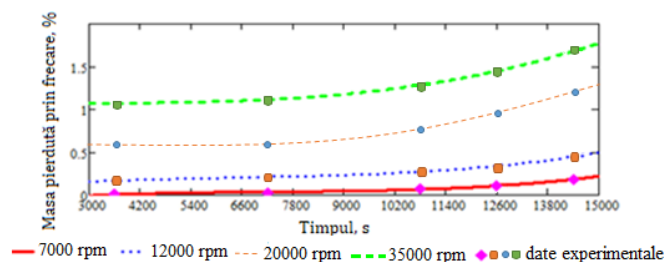


Fig. 4.53 Variația cu timpul, a materialului părții active a frezei dentare pierdut prin uzură, pentru patru valori ale vitezei de rotație descrise de polinomul de interpolare de gradul al treilea

Cele patru curbe sunt date de ecuațiile polinomiale de gradul al treilea (conform relației (4.14) și (4.17)), pentru patru valori ale vitezei de rotație ale frezei stomatologice. De asemenea, în fig. 4.53 sunt reprezentate și punctele corespunzătoare datelor experimentale, pe baza cărora au fost găsite polinoamele de interpolare.

Din fig. 4.53 se observă că masa pierdută prin uzură de către freza somatologică este în creștere

ușoară în timp și totodată crește cu creșterea vitezei de rotație a frezei dentare (cu excepția unor puncte minime foarte slab vizibile la viteze de rotație mai mici).

Astfel, după 4 ore de funcționare masa pierdută prin uzare este de aproximativ 0.2% din masa inițială a frezei dentare la turația de 7000 rpm, 0.4% la turația de 12000 rpm, 0.85% pentru turația de 20000 rpm, respectiv de 1.55% la turația de 35000 rpm, deci o creștere procentuală foarte mică, ceea ce dovedește afirmația de mai sus.

Pentru evitarea utilizării acestor funcții în scopul extrapolării, referitor la calculul pierderii de masă prin uzare la viteze de rotație mai mici de 7000 rpm sau mai mari de 35000 rpm, respectiv pentru intervale de timp mai mari de 4 ore (14400 s), viteza de rotație a frezei stomatologice are o influență mai mare asupra uzurii flancurilor (lamelelor) în comparație cu parametrul temporal, t , o constatare similară cu ceea ce s-a prezentat și în ref. [6].

Prin reprezentarea grafică din fig. 4.54 s-au obținut suprafețele care reprezintă geometric funcțiile de interpolare de gradul I (o porțiune a suprafeței plane, albastru), de gradul II (o porțiune a suprafeței parabolice, verde) și de gradul III (o porțiune de suprafață cubică, roșu), în funcție de cele două variabile: timpul, t în (sec) și viteza unghiulară a frezei dentare, ω , în (rad/s). Forma curbelor rezultate este dată de gradul funcțiilor de interpolare respectiv gradul I pentru suprafețe plane, gradul II pentru suprafețe parabolice și gradul 3 pentru suprafețele cubice. Pe aceeași figură (v. fig. 4.54) se observă și punctele corespunzătoare datelor experimentale, reprezentate ca centre punctuale de forma unui romb.

Funcțiile de interpolare au fost exemplificate pentru cazul variației masei pierdute de partea activă a frezei dentare prin uzare, ca funcții de timp și de viteza unghiulară a frezei dentare. Aceeași metodologie se poate aplica (ca studii, interpolări, rezultate, discuții și reprezentări grafice) și pentru ceilalți patru parametri de proces (v. tabelul 4.8) care caracterizează uzura părții active al frezei stomatologice.

Funcțiile de interpolare pentru parametrii de proces care caracterizează uzura părții active al frezei stomatologice sunt utilizate pentru stabilirea posibilelor puncte extreme (puncte de referință optime) sau pentru estimarea oricărui comportament asimptotic față de valori mari în funcție de timp și de viteza de rotație (care poate sugera o limită cuantificată, utilă pentru decizia înlocuirii frezei stomatologice folosite).

Punctele critice sau asimptotice, care se determină în acest mod, pot fi acceptate numai după validarea experimentală, adică după o serie de experiențe noi.

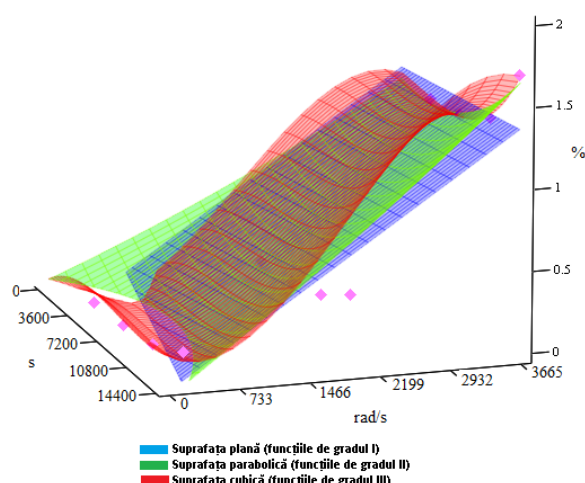


Fig. 4.54 Reprezentarea geometrică a funcțiilor de interpolare de gradul I, II și III, cu două variabile, timpul, t și viteza unghiulară, ω , pentru masa pierdută de partea activă a frezei dentare în procesul de lucru

Este de menționat că, rezultatele prezentate mai sus sunt limitate la tipul de freze stomatologice care au fost testate.

Interpolarea polinomială este un caz simplu, utilizat în general în procesarea numerică a datelor experimentale, mai ales atunci când nu se cunosc aspecte particulare ale fenomenului studiat. Polinoamele de interpolare pentru parametrii dependenți ai sistemului prezentați mai sus (v. tabelul 4.8) în acest caz, sunt precise pentru ceea ce urmărim, dar din punct de vedere fizic, nu au, de cele mai multe ori, o interpretare fizică. Aceasta înseamnă că acumulările cantitative produse de interpolările polinomiale nu conduc, în general, la progrese calitative care să se refere la noi explicații teoretice și aplicații suplimentare.

În cele ce urmează, un exemplu de interpolare va fi dat de o funcție care are la bază două ipoteze derivate din experiența acumulată în timpul cercetărilor experimentale cu privire la procesele de uzură ale dispozitivelor de tăiere sau de lustruit, și anume:

1) se considerată o funcție cu componenta exponențială (funcția 4.19), care prezintă un comportament asimptotic pentru valori infinite ale variabilelor t , și n sau ω (care modelează oprirea creșterii masei pierdute, după atingerea uzurii critice) și este anulată la origine (ceea ce este de așteptat, în sensul că pentru timpul de lucru egal cu zero sau viteză de rotație zero, partea activă a frezei stomatologice nu suferă modificări). Expresia acestei funcții este elementară și depinde de o singură variabilă, θ :

$$\psi(\theta, c, d) = c(1 - e^{-d \cdot \theta}), \quad (4.19)$$

unde:

- c și d sunt parametrii de model;
- θ este parametrul independent (variabila funcției); (ex. timpul, viteza de rotație);
- e este baza logaritmului natural.

2) ideea utilizării unei variabile independente unice, θ pornind de la cele două variabile aparent independente, timpul, t și viteza unghiulară, ω , a frezei stomatologice, rezultă din faptul că produsul lor este unghiul de rotație al frezei dentare, θ (spațiul unghiular parcurs în procesul de lucru sau lungimea de frecare circulară), a cărei expresie este dată de relația (4.5), adică: $\theta = t\omega$.

Deasemenea, ipotezele sunt în acord cu observațiile rezultate din experimentele descrise mai sus (v. paragraful 4.9.4 și 4.10) și în conformitate cu ref. [31];

Pentru calculul parametrului c din relația (4.19) se introduce o nouă ipoteză. Conform observațiilor experimentale, după un program complet de operare, freza stomatologică nu mai taie/îndepărtează particule/așchii din materialul prelucrat. Prin urmare, există o limită a unghiului de ascuțire la care freza stomatologică nu mai funcționează, mai exact, cantitatea de material pierdută/îndepărtată din partea activă a frezei prin uzură rămâne aproximativ constantă, ca și cantitatea de material supus prelucrării.

Acest lucru poate fi interpretat ca un comportament asimptotic pentru funcția (4.19). Cu aceste ipoteze, parametrul modelului, c , este stabilit pe baza relației:

$$c = \max_{i=1, \dots, N} m_{fwi}, \quad (4.20)$$

unde: $m_{fwi}, i = 1, \dots, N$ sunt datele experimentale pentru masa de material pierdută de partea activă a frezei stomatologice prin uzură; N - numărul de date experimentale.

Pentru calculul celui de-al doilea parametru de model, d , se utilizează metoda celor mai mici pătrate aplicată funcției neliniare (4.21):

$$\Psi(d) = \sum_{i=1}^N (\psi(\theta_i, c, d) - m_{fwi})^2, \quad (4.21)$$

unde: θ_i are semnificația și exprimarea similară lui θ din relația (4.5), generalizată, și anume:

$$\theta_i = t_i \cdot \omega_i, \quad (4.22)$$

unde: $t_i, \omega_i, i = 1, \dots, N$, sunt datele experimentale stabilite în prealabil pentru timpul de lucru și viteza unghiulară a frezei dentare (stomatologice).

Funcția (4.21), fiind neliniară, este minimizată numeric și valoarea parametrului d se găsește pentru setul de date experimentale disponibile în ref. [1], și anume: $d = 3.5 \cdot 10^{-8}$. Rezultă, $c = 1.686\%$, în conformitate cu datele experimentale.

Pe baza acestor rezultate, se obține reprezentarea grafică din fig. 4.55, a masei de material pierdut prin uzură, de către partea activă a frezei stomatologice, procentual, în funcție de θ (variabila (parametrul independent) funcției (4.19)). Pentru comparație, eroarea, ε , obținută în acest caz este $\varepsilon = 14.631\%$.

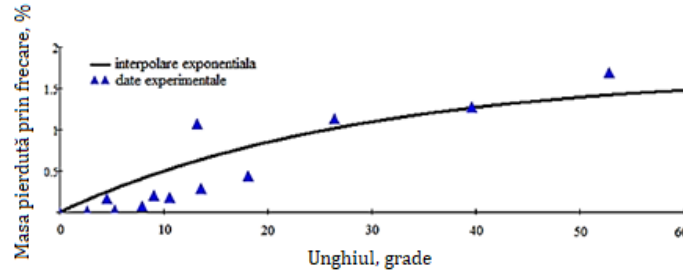


Fig. 4.55 Variația funcției de interpolare (4.19) a masei de material pierdut prin uzură de partea activă a frezei stomatologice

Introducând (4.5) în (4.19), se obține funcția de interpolare cu două variabile:

$$\psi(t, \omega) = c(1 - e^{-d \cdot t \cdot \omega}), \quad (4.23)$$

Funcția (4.23) este reprezentată grafic, ca o funcție de cele două variabile (t, ω) în fig. 4.56.

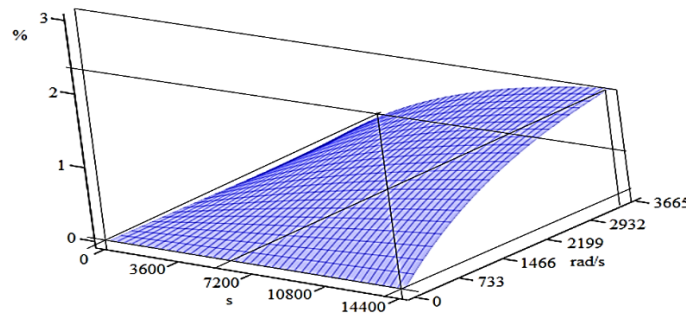


Fig. 4.56 Reprezentarea funcției de interpolare (4.23) ca funcție a două variabile, care reprezintă masa de material îndepărtată/pierdută de freza stomatologică prin uzură

Se observă că această funcție de interpolare pentru predicția uzurii părții active a frezei stomatologice are o *proprietate importantă*, și anume:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \psi(t, \omega) = c > 0, \quad (4.24)$$

Relația (4.24) poate fi utilizată pentru a impune o *condiție de dezafectare* a frezei stomatologice.

De exemplu, poate fi necesar, ca atunci când se ajunge la o masă egală cu o fracțiune μ din valoarea limită c (v. relația (4.24)), freza stomatologică să fie declarată scoasă din funcțiune.

Deci, condiția poate fi scrisă, în următoarea formă:

$$e^{-d \cdot t \cdot \omega} = \mu, \quad \mu \in (0, 1), \quad (4.25)$$

Din relația (4.25) se obține *durata de viață*, t_μ , convențională a părții active a frezei stomatologice:

$$t_\mu = \frac{\ln \frac{1}{1-\mu}}{\omega \cdot d}, \quad (4.26)$$

respectiv, din relația (4.26), rezultă că durata de viață convențională, t_μ , astfel definită, este invers proporțională cu viteza unghiulară a frezei stomatologice, ω . În ref. [10], caracterizarea

uzurii la frezare se face prin micșorarea diametrului sculei (frezei), pe o anumită lățime de contact, caracterizare, care este în concordanță cu cea prezentată în această lucrare prin pierderea în greutate, ca urmare a uzurii, în procesul de lucru al frezelor dentare (stomatologice).

CAPITOLUL V CERCETĂRI PRIVIND DURABILITATEA ȘI FIABILITATEA FREZELOR STOMATOLOGICE

5.2 Prezentarea, estimarea și exprimarea defectelor frezelor stomatologice

Durabilitatea (capacitatea de funcționare) și fiabilitatea elementelor componente reprezintă condițiile principale ale funcționării efective ale unui sistem etnic.

Ca rezultat al creșterii interesului față de fiabilitate s-a constatat în ultimul timp, o formalizare accentuată a aspectelor fiabilității. Formalizarea aspectelor fiabilității (ca urmare a tehnologiilor avansate, electronicii, respectiv creșterea complexității sistemelor în general) se manifestă prin stabilirea unor condiții de această natură cerute de beneficiari, înscrise drept clauze contractuale, din ce în ce mai des. Drept urmare, fiabilitatea a trebuit să fie măsurată, prognozată și asigurată. Astfel, au apărut programe de fiabilitate, care îmbogățesc și completează conținutul programelor generale ce vizează creșterea calității produselor. În general, cea mai modernă descriere a sistemelor tehnice și care se pretează foarte bine și la calculul fiabilității, este cea sistemică. O descriere generală de acest tip este dată în fig. 5.1, după [5].

Matematic, este reprezentată componenta esențială a siguranței în funcționare a sistemului, în condiții de lucru cunoscute înglobând toate componentele care reprezintă de fapt fiabilitatea, mentenanța, disponibilitatea și siguranța sistemului.

În funcție de timp $R(t)$, fiabilitatea este definită ca probabilitatea de funcționare fără defectare la parametrii prestabiliți într-un interval de timp $[0, t)$, respectiv valoare acesteia este în intervalul 0 și 1.

În cazul unor sisteme complexe se ține cont de fiabilitatea fiecărui element component pentru calculul siguranței de funcționare. fiabilitatea poate fi:

- *previzională (proiectată)*
- *experimentală (de laborator)*
- *operațională (efectivă).*
- *nominală*
- *potențială* [21].

Se evaluează pe componente rezultate din fabricația în serie.

Trebuie precizat că cercetările tezei se ocupă de partea activă a frezei stomatologice și nu de întreagă freza. Dacă s-ar ocupa de întreagă freză, teza ar trebui să ia în considerare, din punctul de vedere al fiabilității, și alte părți componente ale frezei: motorul de acționare, lagărele, sistemele de prindere ale frezei stomatologice etc.

Frezele stomatologice, mai precis partea activă de frezare a acestora este un element fără restabilire automată (nereparabil), [33], după apariția defectiunii sau pierderii capacității de lucru. Dacă se face referire la întreaga freza stomatologică, ca utilaj atunci aceasta poate deveni un sistem cu restabilire, prin înlocuirea unui element care se defectează: partea activă a frezei dentare, motorul electric, sistemul de transmisie.

5.2.1 Estimarea duratei de viață a părții active a frezei stomatologice, în raport cu unghiul de ascuțire

O astfel de estimare a duratei de viață a frezei stomatologice testată, de tip cilindro-conică [27], fabricată din wolfram (58,14%), în raport cu unghiul de ascuțire, β , este redată în tabelul 5.1. S-a considerat ca valoare critică a unghiului de ascuțire să fie 120° , valoarea măsurată a

unghiului de ascuțire pentru freza stomatologică etalon fiind 61.48° și prezentată în tabelul 4.2 din capitolul 4 paragraful 4.8.1. Pentru estimarea duratei de viață a frezei stomatologice, în raport cu unghiul de ascuțire, β , la cele patru turații folosite (v. tabelul 5.1) în testele experimentale s-au luat în considerare funcțiile de interpolare polinomiale de gradul I, II și al III-lea, deduse și descrise în capitolul 4, subcapitolul 4.10 detaliate în tabelul 4.9.

Tabelul 5.1

Durata de viață a părții active a frezei stomatologice, pentru patru turații de lucru și pentru trei funcții de interpolare a datelor suplimentare

Turația, [rpm]	Durata de viață în ore, dată de:		
	Funcție de interpolare polinomială de gradul întâi	Funcție de interpolare polinomială de gradul al doilea	Funcție de interpolare polinomială de gradul al treilea
7000	10,128	7,557	5,875
12000	9,916	7,072	5,761
20000	9,153	6,030	4,847
35000	8,941	5,545	4,733

Rezultatele cele mai precise sunt cele date de funcția de interpolare de gradul al treilea. În plus, aceste rezultate sunt în bună concordanță cu rezultatele experimentale.

Estimări similare ale duratei de viață a părții active a frezelor stomatologice, se pot face și relativ la unghiurile de degajare, γ și de așezare, α .

5.2.2 Estimarea duratei de viață a părții active a frezei stomatologice

Pentru estimarea durabilității sau duratei de viață a părții active ale unei freze stomatologice, s-a utilizat formula de calcul a timpului de lucru (4.26), determinată în baza stabilirii convenționale a unei fracțiuni din masa totală a părții active a frezei stomatologice, care se pierde în timpul procesului de lucru. Pentru a stabili fracțiunea critică de material al părții active a frezei stomatologice, care se poate pierde prin procesul de frezare, se poate porni de la aproximativ 65 % din masa coroanei circulare a părții active a frezei stomatologice, determinată experimental prin uzura totală a lamelelor de pe partea activă a frezei stomatologice urmată de cântărire și prin diferența față de greutatea frezei etalon (fig.5.2) s-a obținut valoarea de 0,522 g.

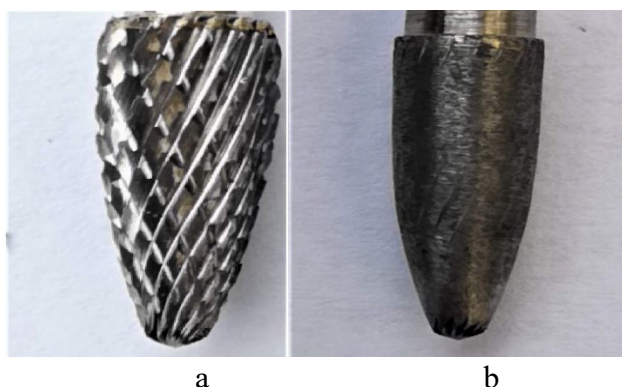


Fig.5.2. Determinarea masei coroanei circulare a părții active a frezei stomatologice: a) freza etalon stomatologică; b) freza etalon stomatologică cu coroana circulară a părții active uzată

Procedând în acest mod, pentru frezele dentare testate în laborator, pentru prezenta teză de doctorat, rezultatele sunt cele date în tabelul 5.2.

Tabelul 5.2

Durata de viață calculată a părții active a unor freze stomatologice utilizate în cercetările experimentale

Gruparea frezelor stomatologice după turație	Turația frezei dentare, rpm	Timpul (durata) de viață calculată, ore
F1.1÷F2.3	7000	11,373
F6.1÷F7.3	12000	6,634
F11.1÷F12.3	20000	3,848
F16.1÷F17.3	35000	2,275
F2.4÷F4.1	7000	10,265
F7.4÷F9.1	12000	5,988
F12.4÷F14.1	20000	3,411
F17.4÷F19.1	35000	2,053
F4.2÷F5.5	7000	12,613
F9.3÷F10.5	12000	7,358
F14.2÷F15.5	20000	4,098
F19.2÷F20.5	35000	2,523
Media valorilor timpului de viață calculată, ore	7000	11,417
	12000	6,660
	20000	3,785
	35000	2,284

Exemplu grupa de freze: F1.1, F1.2, F1.3, F1.4, F1.5, F2.1, F2.2, F2.3

S-a constatat că durata de viață a celor 100 de freze stomatologice grupate conform tabelului 5.2 luate în studiu, prezintă diferențe în durata de funcționare în funcție de turația de acționare, ceea ce confirmă datele din literatura de specialitate că viteza de așchiere este factorul determinant principal al duratei de viață a sculei conform principiului lui Taylor din tehnologia prelucrării metalelor prin așchiere.

De asemenea, folosirea ecuațiilor diferențiale în modelarea procesului de lucru al frezelor stomatologice a mai fost abordată și în lucrarea [6].

5.2.3 Estimarea uzurii și a durabilității părții active a frezelor dentare

În acest context larg de aplicații se înscrie și aplicația folosită în această teză de doctorat a modelului „pradă-prădător” al lui Lotka-Volterra [3, 4, 12, 16, 17, 18, 21, 22, 30, la fenomenul de interacțiune dintre freza dentară și materialul frezat. Aplicația pleacă de la asimilarea frezei stomatologice cu „prădătorul” care extrage (îndepărtează) material din corpul materialului frezat, asimilat cu „prada”. Acțiunea de frezare (acțiunea prădătorului), nu rămâne fără rezultate negative pentru acesta, materialul frezei pierzând și el particule. Ambele piese ale acestui fenomen nu pot crește ca masă, aspect observat experimental, care se transformă în ipoteze importante.

a) Metoda de lucru și modelarea

În conformitate cu obiectivul tezei „stabilirea comportării la uzare a părții active a frezelor dentare, în procesul de lucru (funcționare)” se va analiza fenomenul de uzare frezelor stomatologice, în concordanță cu informațiile prezentate în [7]. Pe baza unor date experimentale preluate din literatura de specialitate și cele obținute de autor, modelul prezentat a fost aplicat în vederea verificării.

Dintre variantele pe care [28] le propune pentru noțiunea de uzura, am reținut pe cele care au legătură cu subiectul acestei încercări: deteriorarea, degradarea unui obiect sau modificarea progresivă a unor caracteristici fizice ale unei piese a sistemului în timpul exploatării, conform [11], prin care "uzura reprezintă deteriorarea, îndepărtarea treptată sau deformarea materialului pe suprafețele solide".

Printre mulțimea noțiunilor care definesc cuvântul uzură, se găsesc noțiunile de eroziune mecanică și eroziune fizică.

Pentru anumite aspecte similare, dintre modelele matematice ale unor fenomene naturale, am selectat fenomenul biologic al conviețuirii (interacțiunii) "pradă-prădător", exprimat sub forma matematică de Lotka și Volterra, [4, 12, 17, 22].

Cel mai simplu model Lotka - Volterra este cel ce conține două specii, prada și prădătorul. Specia prădător consumă specia pradă. Pentru aplicarea acestui model se fac următoarele ipoteze simplificatoare

- 1) populația pradă are resurse nelimitate de hrana;
- 2) în absența prădătorilor, populația pradă, x , va crește proporțional cu numărul ei:

$$\frac{dx}{dt} = \zeta x, \quad \zeta > 0, \quad (5.1)$$

unde: ζ reprezintă un parametru real pozitiv care descrie interacțiunea celor două specii

- 3) în absența prăzii, populația de prădători, y , va scăde proporțional cu numărul acesteia:

$$\frac{dy}{dt} = -\psi y, \quad \psi > 0, \quad (5.2)$$

unde: ψ reprezintă un parametru real pozitiv care descrie interacțiunea celor două specii

- 4) atunci când la ambele populații există, un declin al populației pradă, x , și o creștere a populației prădător, y , vor apărea, ambele proporționale cu interacțiunea individuală a celor două specii conform relațiilor (5.1) și (5.2):

$$-\eta xy, \quad \eta > 0 \text{ – pentru pradă și } \Upsilon xy, \quad \Upsilon > 0 \text{ – pentru prădător,}$$

(5.3)

Cu aceste ipoteze, se obține sistemul de două ecuații diferențiale neliniar, de ordinul întâi care modelează interacțiunea "pradă-prădător", sau Lotka-Volterra:

$$\frac{dx}{dt} = \zeta x - \eta xy, \quad \frac{dy}{dt} = -\psi y + \Upsilon xy, \quad \zeta, \eta, \psi, \Upsilon > 0, \quad (5.4)$$

unde: η, Υ reprezintă parametri reali pozitivi care descriu interacțiunea celor două specii

Pentru a utiliza acest model la descrierea interacțiunii dintre freza stomatologică și materialul dentar frezat, au fost completate și modificate unele dintre ipotezele de mai sus. Mai întâi, s-a asimilat masa materialului frezei stomatologice cu măsura populației prădătorului și s-a notat tot cu y , iar masa materialului dentar frezat cu măsura populației prăzii, notând masa acestuia tot cu x . În aceste condiții, s-a acceptat următoarea ipoteză (adevărată/reală):

5) masa frezei stomatologice, cât și masa materialului dentar frezat nu pot crește. Ca urmare s-a presupus că:

$$\zeta = \Upsilon = 0, \quad (5.5)$$

Atunci, sistemul de ecuații diferențiale care modelează contactul cu mișcare relativă dintre materialul frezei stomatologice și materialul dentar frezat, devine:

$$\frac{dx}{dt} = -\eta xy, \quad \frac{dy}{dt} = -\psi y, \quad \eta, \psi > 0, \quad (5.6)$$

În care: $\frac{dx}{dt}$ și $\frac{dy}{dt}$ reprezintă viteza de variație a maselor materialului dentar și capului de freza;

b) *Rezultate și comentarii*

Pentru rezolvarea sistemului de ecuații diferențiale (5.6) se consideră condițiile inițiale:

$$x(t_0) = x_0, \quad y(t_0) = y_0, \quad (5.7)$$

unde: t_0 este timpul inițial, iar x_0 și y_0 masele inițiale ale materialului dentar de frezat și al frezei stomatologice. Soluțiile sistemului de ecuații diferențiale (5.6), ținând seama de condițiile inițiale (5.7) sunt:

$$x(t) = x_0 e^{\frac{\eta y_0}{\psi} [e^{-\psi(t-t_0)} - 1]}, \quad y(t) = y_0 e^{-\psi(t-t_0)}, \quad (5.8)$$

care reprezintă modelarea matematică a interacțiunii/contactului cu mișcare relative, freză stomatologică - material dentar. Pierderile de material dentar frezat și al părții active a frezei stomatologice, ψ , rezultă prin rezolvarea ecuațiilor diferențiale (5.8), respectiv:

$$\delta x(t) = x_0 - x(t), \delta y(t) = y_0 - y(t)$$

sau:

$$\delta x(t) = x_0 \left\{ 1 - e^{\frac{\eta y_0}{\psi} [e^{-\psi(t-t_0)} - 1]} \right\}, \quad \delta y(t) = y_0 \{ 1 - e^{-\psi(t-t_0)} \}, \quad (5.9)$$

Soluțiile sistemului (5.8) al pierderii de material al frezei stomatologice și al frezării materialului dentar, conține doi parametri: η și ψ . Parametrii η și ψ , din modelul (5.6) au dimensiunea fizică stabilită din ecuațiile modelului, rezultă că dimensiunea fizică a acestor parametri este $[\eta] = M^{-1}T^{-1}$, $[\psi] = T^{-1}$.

Modelul matematic (5.8) al interacțiunii/contactului cu mișcare relativă, freză stomatologică - material dentar nu conține un parametru important de comandă al procesului de lucru, și anume: turația frezei stomatologice, n [rpm], ce se regăsește în expresia vitezei unghiulare, ω [rad/s] și implicit a frecvenței de rotație, ν [Hz], prin relațiile:

$$\omega = \frac{\pi n}{30}, \quad \nu = \frac{\omega}{2\pi}, \quad (5.10)$$

Ideea, pentru introducerea acestui parametru, η , în modelul matematic (5.8), este legată de dimensiunea fizică a parametrilor η și ψ , implicați în proces. Se poate introduce, în acest fel, și un alt parametru, care nu apare în modelul matematic (5.8), și anume: forța de apăsare a frezei pe materialul dentar, F . Din punct de vedere dimensional se pot accepta următoarele expresii pentru parametrii modelului (5.8):

$$\eta = \eta_0 \nu \cdot \frac{HV_y}{HV_x} \cdot \frac{g}{F}, \quad \psi = \psi_0 \nu \cdot \frac{HV_x}{HV_y} \cdot \frac{F}{y_0 g}, \quad (5.11)$$

în care: η_0 și ψ_0 - sunt constante adimensionale; HV_x , HV_y - sunt duritățile Vickers ale materialului dentar frezat, respectiv materialului din care este construită partea activă a frezei stomatologice; g - este accelerația gravitațională.

Pentru calculul celor două constante adimensionale (parametri adimensionali), η_0 și ψ_0 , vom utiliza datele experimentale. Având în vedere ipotezele modelului, este evident că, pentru cei doi parametri adimensionali se vor accepta numai valori pozitive.

Folosind datele experimentale din capitolul 3, tabelul 3.5, se obțin valori pentru variația temporală a masei frezei stomatologice și a materialului dentar frezat, care permit obținerea următoarelor valori pentru cei doi parametri adimensionali:

$$\psi = 0.000000522027 s^{-1}, \quad \eta = 0.000007025375 kg^{-1}s^{-1}, \quad (5.12)$$

Notă: Pentru calculul parametrilor adimensionali η și ψ din relațiile (5.12), S-au folosit următoarele valori pentru parametrii materialului și regimului de lucru stabiliți care au fost prezentate în capitolul 3, subcapitolul 3.5.2, tabelul 3.1:

$$HV_x = 292 \text{ (940 MPa)}, HV_y = 376 \text{ (1211 MPa)}, F = 3.5 \text{ N}, \nu = 200 s^{-1}, g = 9.81 ms^{-2}, \quad (5.13)$$

masa inițială a frezei stomatologice fiind, $y_0 = 4.701 \text{ g}$, iar masa materialului dentar prelucrat, x_0 , de 6.180 g, valorile finale ale masei frezei stomatologice au variat între 4.700 g și 4.360 g iar ale materialului dentar prelucrat a variat între 6.102 g și 4.160 g. În fig. 5.3 și 5.4 sunt reprezentate variațiile temporale ale funcțiilor care modelează evoluția maselor celor două corpuri în interacțiune/contact cu mișcare relativă: freza stomatologică și materialul dentar, care este supus frezării. În aceleași figuri apar și datele experimentale care au fost folosite pentru estimarea parametrilor adimensionali ai modelului matematic.

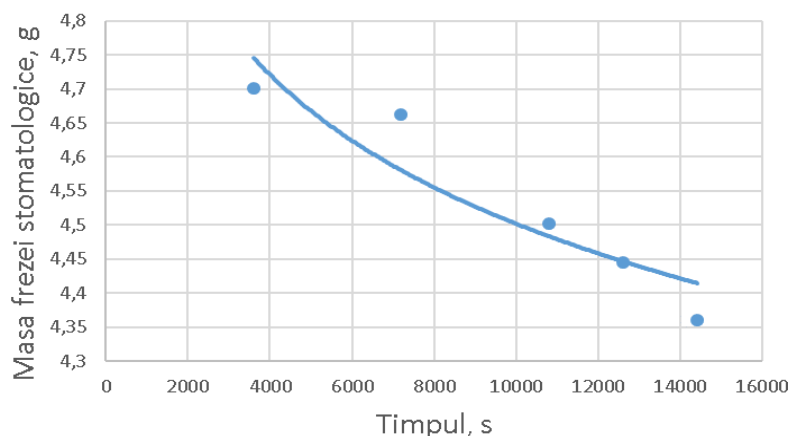


Fig. 5.3 Variația în timp a masei frezei stomatologice, în procesul de lucru

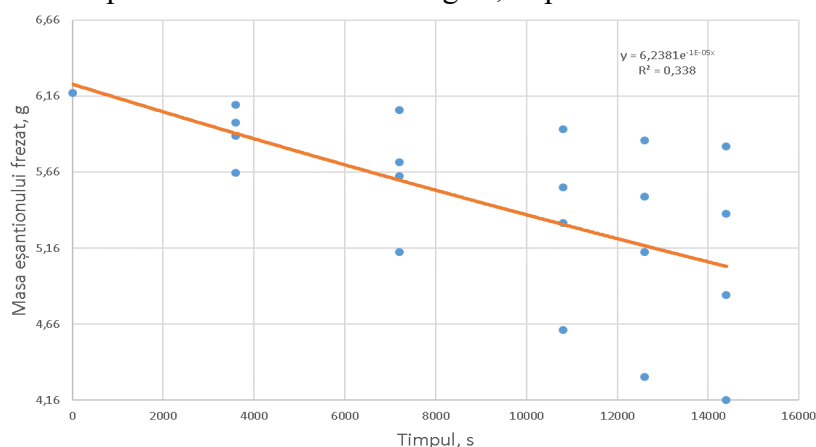


Fig. 5.4 Variația în timp a masei medii eșantionului de material dentar frezat, în procesul de lucru

Se observă că ambele corpuri (freza stomatologică și materialul dentar), care interacționează (sunt în contact cu mișcare relativă) pierd masă. Pierderea de masă în timp are o variație după o curbă exponențială chiar dacă, în intervalul de lucru prescris, datorită valorilor parametrilor, curbura acestora este mai puțin vizibilă/accentuată. În final, introducând și ceilalți parametri, prezentați mai sus, care descriu modelarea fenomenului de uzare, sub forma pierderii de masă, soluțiile sistemului/modelului matematic de ecuații diferențiale (5.8), devin:

$$\gamma(t; \nu, F) = \gamma_0 e^{-\psi_0 \nu \frac{HVx}{HVy} \frac{F}{y_0 g} (t-t_0)}, \quad (5.14)$$

pentru masa pierdută de freza stomatologică, și:

$$x(t; \nu, F) = x_0 e^{\frac{\eta_0}{\psi_0} \left(\frac{HV y \cdot g}{HV x \cdot F} \right)^2 \cdot y_0 [y(t) - y_0]}, \quad (5.15)$$

pentru masa pierdută de materialul dentar frezat; forța de apăsare, F stabilită inițial este reglată prin plasarea pe talerul standului care acționează șurubul micrometric pentru avansul eșantionului frezat spre freza stomatologică (v. paragraful 3.7, capitolul 3).

Pentru masa pierdută de freza stomatologică și masa pierdută de materialul dentar frezat s-au luat în considerare suplimentar raportul de eficiență al frezei stomatologice e și turația de lucru a frezei stomatologice, prin intermediul frecvenței de rotație, v și forță de apăsare, F , ca fiind parametri de comandă cei mai importanți. Se definesc funcțiile pierderii de masă a materialului dentar frezat, respectiv a frezei stomatologice, sub forma relației (5.9) care poate fi scrisă sub forma:

$$\delta x(t) = x_0 - x(t), \delta y(t) = y_0 - y(t), \quad (5.16)$$

și raportul de eficiență al frezei stomatologice:

$$e(t) = \frac{\delta x(t)}{\delta y(t)}, \quad t > 0, \quad (5.17)$$

adică: raportul dintre materialul dentar pierdut (îndepărtat) în grame (g) și / materialul frezei dentare pierdut (îndepărtat) în grame (g).

Reprezentarea grafică a variației masei de material pierdută de freza dentară și masa de material dentar frezat în funcție de timp, ținând seama de funcțiile pierderii de masă (5.16 și 5.15), se poate vedea în fig. 5.4, iar variația în timp a raportului de eficiență $e(t)$ dintre pierderea de masă a materialului dentar frezat și pierderea de masă a materialului frezei stomatologice este reprezentat în fig 5.5.

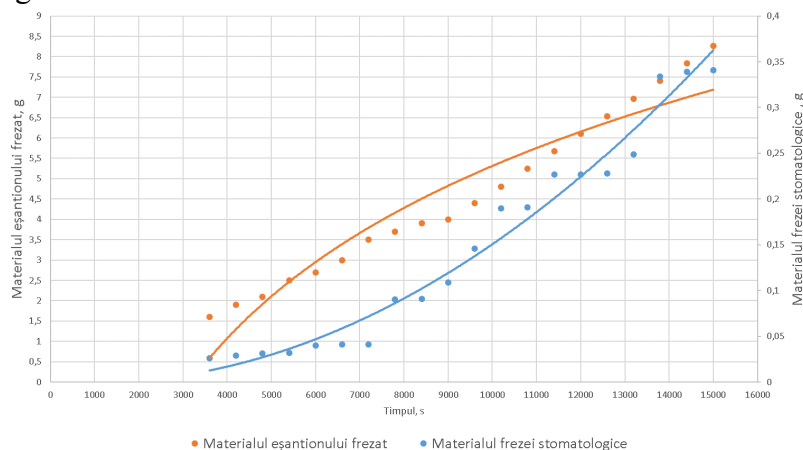


Fig. 5.5 Variația în timp a pierderilor de masă de material dentar frezat și al frezei stomatologice măsurate experimental

Curbe, cu variație similară celei din fig. 5.5, obținute experimental prin măsurarea uzurii și cântărire periodică în funcție de timpul stabilit de lucru se găsesc și în lucrările [8, 9, 15, 19].

În literatura de specialitate, continuă căutarea unor metode de măsurare/exprimare eficiente ale uzurii. În aceasta lucrare s-a încercat exprimarea uzurii în termenii pierderii de masă prin cântărire, dar în lucrarea [20], care prezintă o parte din cercetările experimentale ale autorului, unde uzura s-a exprimat și în termeni geometrice (modificări de lungimi, grosimi sau unghiuri).

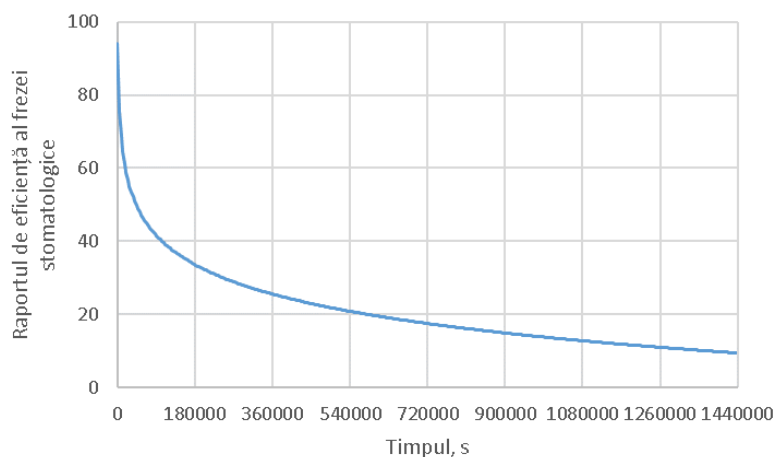


Fig. 5.6 Variația în timp a raportului de eficiență $e(t)$ dintre pierderea de masă a materialului dentar frezat și pierderea de masă a materialului frezei stomatologice

Pe baza reprezentărilor grafice din fig. 5.5 și 5.6 se poate observa că materialul, configurația și compoziția materialului frezei îi permite acestuia să fie eficientă, ceea ce înseamnă că o cantitate mică de material al frezei stomatologice pierdută, elimină mai mult

material din materialul dentar frezat. Totuși, acest efect este vizibil pentru un timp mult mai mare de patru ore de funcționare, după care experimentatorul a observat ineficiența frezelor stomatologice. (vezi paragraful 4.8.4, tab.4.5, capitoul 4). Din acest punct de vedere, modelul dezvoltat direct pentru fenomenul de contact cu mișcare relativă dintre freza stomatologică și materialul dentar frezat pe baza modelului “prada-prădător”, necesită îmbunătățiri, însă, acestea pot aduce complicații în rezolvarea sistemului de ecuații ale modelului matematic.

5.3 Efectul modificării parametrilor constructivi de lucru ai frezelor dentare asupra materialelor stomatologice

Se menționează că subiectul cercetărilor în această teză este freza stomatologică și materialul dentar care este prelucrat cu freza. La freza stomatologică interesează pentru cercetările efectuate, partea activă a acesteia, numită și capul frezei stomatologice. De aceea, când facem referire la parametrii unei freze stomatologice avem în vedere parametrii părții active a acesteia. Astfel, parametrii constructivi-funcționali ai părții active a frezei stomatologice sunt de natură geometrică, fizică sau chimică. Parametrii geometrici sunt: forma suprafeței părții active a frezei, pe care se găsește ancorată dantura sau a suprafeței de bază a danturii, forma și dimensiunile danturii (înălțimea danturii, profilul flancurilor, unghiurile caracteristice etc.).

5.3.2 Influența concentrației elementelor chimice asupra proprietăților materialului părții active a frezei stomatologice

Parametrii fizici ai părții active a frezelor stomatologice sunt definiți de masa și caracteristicile mecanice ale acesteia (duritatea, tensiunile limită și deformația specifică a materialului frezei stomatologice, etc.), iar parametrii chimici sunt dați de compoziția materialului (aliajului) frezei stomatologice. O parte dintre parametrii geometrici, fizici și chimici au fost prezentați în capitolul 4 al tezei de doctorat. (vezi fig.4.30, tab.4.2, tab.4.7)

Influența parametrilor constructivi-funcționali ai părții active a frezelor stomatologice asupra procesului de lucru, se referă la proprietățile mecanice ale materialului părții active a acestora, mai precis la modul în care aceste proprietăți sunt influențate de compoziția chimică a materialului vizat. Dintre proprietățile mecanice ale materialului părții active a frezei stomatologice testată, am ales duritatea Vickers (HV), deoarece aceasta a fost studiată și rezultatele sunt prezentate în capitolul 3 al tezei de doctorat. (subpunctul 4.52, tab. 4.1)

În timpul încercărilor experimentale, pentru un număr de trei freze dentare de același, s-a măsurat duritatea HV a materialului părții active a acestora și s-a determinat prin analiză metalografică și chimică compoziția chimică (v. tabelul 4.1 și fig.4.30 din capitolul 4). Pentru a ilustra exactitatea rezultatelor obținute prin procedura utilizată s-au comparat aceste date cu rezultatele experimentale de înaltă rezoluție din literatura de specialitate [25].

Prelucrarea datelor din [25], corespunzătoare unui aliaj pe bază de fier, a trebuit făcută cu atenție pentru că, o abordare standard cu o regresie liniară și cu termen liber, pe lângă faptul că este nerealistă, induce anumite erori (cum ar fi de exemplu scăderea durității aliajului în raport cu concentrația de Ni). Expresia durității Vickers a materialului frezei dentare în raport cu concentrațiile a unsprezece elemente chimice incluse (sau identificate prin analiză) în lista de analiză, în cazul regresiei liniare standard este:

$$HV = 756.768 + 230.515 C - 22.257 Co - 13.647 Cr - 278.144 Mn + 16.989 Mo - 2.935 Ni + 1860 P - 189.315 Si - 257.982 Ti - 82.348 V - 9.718 W, \quad (5.18)$$

în care: $C, Co, Cr, Mn, Mo, Ni, P, Si, Ti, V$ și W sunt concentrațiile elementelor chimice componente ale aliajului frezei dentare, iar coeficienții acestora reprezintă concentrațiile (în greutate procentuală) elementelor chimice componente ale aliajului, adică cei unsprezece termeni ai funcției duritate Vickers (HV).

Relația (5.18) este obținută prin metoda celor mai mici pătrate din datele incluse în tabelul 5.3. Tabelul 5.3 conține date din literatura de specialitate și nu este rezultat al cercetărilor

tezei. Rezultatele experimentale obținute în cadrul tezei includ numai 8 elemente: W, Fe, Cr, Mn, Co, Cu, Zn, Ni, conform planului experimental. Relația (5.18) este elaborată în cadrul cercetărilor tezei pentru a arăta că este posibilă o estimare a durității cunoscând concentrațiile elementelor de aliere. Compozițiile din cap. IV și din [25] au și elemente comune dar au și diferențe: în analizele din cap. IV nu apar: C (element prezent în orice oțel), Mo, P, Si, Ti, V, în schimb în [25] nu apare Fe (element de baza în orice oțel), Cu, Zn. Formula (5.8) dă o variantă de continuare a cercetărilor nu numai pentru capetele frezelor dentare ci și pentru orice tip de oțel și alte materiale, mai precis cercetarea posibilității de a exprima duritatea (sau alte proprietăți mecanice sau mai general fizice ale aliajelor funcție de concentrațiile și proprietățile componentelor de aliere).

Observăm din (5.18) că coeficientul concentrație de Ni este negativ, ceea ce conduce la concluzia că, creșterea concentrației de Ni ar scădea duritatea aliajului. Însă, conform fig. 4.30 din capitolul IV, Ni este un element care mărește duritatea. Ținând seama de considerațiile de mai sus și de calculele autorilor din lucrarea [25], s-a obținut cea mai bună regresie liniară cu termenul liber nul (v. relația 5.19). Această regresie (5.19) este obținută folosind metoda celor mai mici pătrate cu datele din aceeași sursă [25], ca pentru funcția duritate HV (v. relația (5.18)):

$$HV = 24323C - 312Co + 19CR - 336MN - 172Mo + 88Ni + 4710P - 624Si + 5888Ti + 32V + 104W \quad (5.19)$$

În funcția duritate HV din (5.19), Ni are coeficientul concentrației pozitiv, deci confirmă că alierea cu Ni mărește duritatea HV . Totuși Co , care de asemenea ar trebui să mărească duritatea aliajului, atât în relația (5.18) cât și în relația (5.19) are coeficienții negativi. Ținând seamă de aceste aspecte și de faptul că autorii lucrării [25] prezintă relații cu toți coeficienții concentrațiilor elementelor chimice pozitivi, putem găsi o funcțională care se minimizează de tipul relației (5.20) cu coeficienții pozitivi, minimizând funcția:

$$\Psi(c_0, c_1, c_2, c_3, c_4, c_5, c_6, c_7, c_8, c_9, c_{10}) = \sum_{k=1}^N (c_0C_k + c_1Co_k + c_2Cr_k + c_3Mn_k + c_4Mo_k + c_5Ni_k + c_6P_k + c_7Si_k + c_8Ti_k + c_9V_k + c_{10}W_k - HV_k)^2 \quad (5.20)$$

unde: k - este indicele care identifică setul de date experimentale, adică există N analize care dau câte un set de concentrații ale fiecărui element de aliere, fiecare set având un indice $k = 1, \dots, N$, cu condiția ca:

$$c_k \geq 0, k = 0, \dots, 10, \quad (5.21)$$

unde: c_k sunt coeficienții concentrațiilor elementelor chimice componente.

Condiția (5.21) este o restricție impusă funcționalei (5.20) pentru a evita apariția de contradicții de modelare cum ar fi coeficienții negativi ai unor elemente de aliere. Fără restricția din (5.21) a coeficienților pozitivi va fi o precizie de calcul a durității mai mică cu relația (5.22) decât cu relațiile (5.18) și (5.19). Se obține funcția duritate HV , de forma:

$$HV = 744.971Cx + 13.213Cr_x + 114.918Mn_x + 17.254Ni_x + 100.171V_x + 15.976W_x, \quad (5.22)$$

unde: $Cx, \dots, Wx$, sun argumentele funcției $HV = HV(Cx, Cr_x, Mn_x, \dots, W_x)$, argumente sau variabilele independente în relația (5.22), concentrații ale elementelor aliaj, limitate din considerente fizice la valori cunoscute de fabricant. Conform (5.22), $N = 10$.

Toate elementele chimice din ecuația durității HV (relația 5.22), având coeficienții concentrațiilor elementelor chimice componente pozitivi, fac să crească funcția duritate HV , deci duritatea HV se mărește.

Pentru clarificare suplimentară, să comparăm corelațiile dintre vectorul (coloana) durității HV și vectorii (coloanele) elementelor din tabelul 4 al lucrării [25]. Comparația este prezentată numeric și grafic în fig. 5.6.

Relațiile (5.18) și (5.19) au și coeficienți negativi, în acord cu coeficienții de corelație din fig. 5.7 și sunt mai precise în raport cu datele experimentale, relația (5.22) rezolvă această contradicție, dar cu precizie mai mică decât relațiile (5.18) și (5.19).

Se observă că elementele chimice cele mai bine corelate cu duritatea sunt, în ordine: C , Mo , V , W și Cr . În general, se cunoaște că duritatea aliajelor pe bază de fier, crește liniar cu

concentrația de carbon [34].

Dintre elementele chimice de aliere pentru creșterea durității din lista dată în [34], în corelație cu tabelul 4 din lucrarea [25], se evidențiază *C*, *Mo*, *Cr* și *V*. Nichelul rămâne ignorat la aliajele din lucrarea [25], în ceea ce privește rolul lui, în creșterea durității. Există posibilitatea de a introduce elemente chimice de aliere și pentru îmbunătățirea altor proprietăți, decât duritatea.

Materialele utilizate pentru fabricarea părții active a frezelor stomatologice sunt menționate în standarde amintite în capitolul I (Anexa 1) al tezei de doctorat.

5.4 Fiabilitatea și durabilitatea frezelor stomatologice

Studii de fiabilitate și durabilitate riguroase sunt destul de puține în literatura de specialitate, [1]. Fiabilitatea este o caracteristică de calitate ce include capacitatea de utilizare în timp (durata de viață/durabilitate) a unui produs, dispozitiv sau sistem a cărei estimare cantitativă se face prin indicatorii de fiabilitate [21] prezentați mai jos:

- a) funcția de fiabilitate;
- b) funcția de defectare (funcția de repartiție), sau nonfiabilitatea;
- c) funcția de frecvență (densitatea de repartiție);
- d) timpul mediu (durata medie) de bună funcționare;
- e) dispersia repartiției;
- f) cuantila timpului de funcționare;
- g) intensitatea (rata) de defectare.

Studiile de fiabilitate și durabilitate presupun un număr mare de încercări experimentale, efectuate pe un lot de obiecte, în timp real de funcționare. Pentru fiecare obiect se notează timpul la ieșirea din funcționare sau durata de viață. Pentru sistemele la care este posibilă restabilirea capacității de lucru, înseamnă și cronometrarea reparației, respectiv noul timp de lucru etc. Autorii lucrării [1] apreciază că "în procesul de prelucrare, pentru a evita defecțiunile și consecințele aferente, sculele sunt adesea înlocuite cu mult înainte de sfârșitul duratei lor de viață utilă. De obicei, doar 50-80% din durata de viață preconizată a sculei este utilizată. Este cazul, în special, al sistemelor de producție, unde, rezistența fizică a procesului de lucru este critică.. Chiar dacă costurile sculelor sunt de cele mai multe ori considerate a fi doar 2 - 4% din costurile de fabricație, există studii care sugerează că aceste costuri ale sculelor pot fi mult mai mari" [11].

S-au luat în considerare primii trei indicatori de fiabilitate, deoarece sunt cei care ne conduc la rezultate concludente și semnificative pentru obiectivul principal al tezei de doctorat

a) *Funcția de fiabilitate*, notată cu $R(t)$ – indicator care exprimă funcționarea fără defecte într-o perioadă de timp stabilită (t).

Calitativ fiabilitatea unui sistem se definește ca aptitudinea acestuia de a îndeplini corect funcțiunile prevăzute/stabilite și de a funcționa perfect într-un interval de timp stabilit, în condiții de funcționare/exploatare specificate. Cantitativ, fiabilitatea unui sistem este probabilitatea funcționării prevăzute/specificate la un nivel dat, pe o anumită perioadă de timp, în condiții de funcționare/exploatare specificate. Potrivit acestei definiții expresia matematică, va fi:

$$p(t) = \text{Prob}(t \geq t_d) = R(t), t_d \geq 0, \quad (5.23)$$

unde:

$p(t)$ reprezintă probabilitatea funcționării corecte, adică fiabilitatea;

t reprezintă timpul de funcționare;

t_d este limita specificată a duratei de bună funcționare (funcționare corectă), sau este timpul de funcționare până la prima defecțiune a sistemului. Simbolic putem scrie $\{t \geq t_d\}$, și prin urmare relația (5.23) se justifică.

Ținând seama de proprietățile probabilităților, rezultă că pentru $t = 0$, $p(t) = R(t) = 1$, pentru $t \rightarrow \infty$, $p(t) = R(t) = 0$ și funcția $R(t) = p(t)$ este o funcție descrescătoare. Explicarea probabilistică a fiabilității argumentează că apariția unei defecțiuni în timpul

funcționării nu este stabilită cu exactitate, dar poate fi stabilită sub forma probabilității căreia i se poate asocia un nivel de încredere.

b) *Funcția de defectare (repartiție)*, $F(t)$ – indicator care reprezintă probabilitatea defectării sistemului proiectat să funcționeze o perioadă stabilită de timp (t_d). Expresia matematică a acestui indicator este:

$$F(t) = \text{Prob}(t_d \leq t), \quad (5.24)$$

iar relația dintre funcțiile R și F este următoarea:

$$F(t) = 1 - R(t) \quad (t \geq 0), \quad (5.25)$$

Funcția de fiabilitate, $R(t)$ folosește pentru determinarea fiabilității sistemului, adică probabilitatea ca sistemul să funcționeze la momentul t ; funcția de repartiție $F(t)$ este utilizată pentru determinarea probabilității defectării sistemului în intervalul de timp $[0, t]$. De aceea funcția de repartiție $F(t)$ este denumită și funcție de defectare sau de nonfiabilitate a sistemului.

c) *Funcția de frecvență*, $f(t)$ – exprimă frecvența relativă a defectărilor într-un interval de timp elementar dt , ori densitatea de probabilitate sau de repartiție a variabilei timp, t (densitatea distribuției timpului de funcționare).

Presupunem că funcția $F(t)$ este derivabilă în orice punct $t \geq 0$ și derivata sa, o notăm cu $f(t)$, adică:

$$f(t) = F'(t) = \frac{dF(t)}{dt} = -\frac{dR(t)}{dt}, \quad (t \geq 0), \quad (5.26)$$

Funcția $f(t)$ se presupune că este continuă pe domeniul ei de definiție, $[0, \infty)$ și are următoarele proprietăți:

$$f(t) \geq 0, \forall t \geq 0, \quad (5.27)$$

și

$$\int_0^\infty f(t)dt = 1, \quad (5.28)$$

În aceste condiții, între funcția de fiabilitate, funcția de defectare și funcția de frecvență există următoarele relații de legătură:

$$F(t) = \int_0^\infty f(t)dt; R(t) = 1 - \int_0^\infty f(t)dt = \int_0^\infty f(t)dt, \quad (t \geq 0), \quad (5.29)$$

Din relațiile (5.25) și (5.26) rezultă că derivata funcției de fiabilitate, $R(t)$, este:

$$R'(t) = -f(t), \quad (5.30)$$

d) *Timpul mediu (durata medie) de bună funcționare*, $M(t)$ – este indicatorul care exprimă valoarea medie a timpului de funcționare sau numărul mediu de cicluri de funcționare până la defectare, este cazul elementelor de mașini nereparabile, sau până la prima defectare, cazul elementelor de mașini reparabile.

Acest timp mediu de funcționare reprezintă media timpilor (duratelor) de buna funcționare pentru o populație statistică ce a fost luată în considerare. Admițând, funcția de frecvență sau densitatea repartiției timpului de funcționare, $f(t)$ ca fiind o funcție continuă (5.31):

$$M(t) = \int_0^\infty R(t) = \int_0^\infty tf(t)dt, \quad (5.31)$$

e) *Dispersia repartiției*, $D^2(t)$ – este un indicator ce reprezintă abaterea valorilor timpilor de bună funcționare față de media aritmetică a acestora, exprimat în (ore²) sau (număr cicluri de funcționare²), iar matematic este definită prin relația:

$$D^2(t) = \int_0^\infty (t - M(t))^2 f(t)dt, \quad (5.32)$$

Abaterea medie pătratică exprimă gradul de împrăștiere a timpilor de bună funcționare, dată de relația:

$$\sigma = D(t) = \sqrt{D^2(t)}, \quad (5.33)$$

f) *Cuantila timpului de funcționare*, t_α – este un alt indicator de fiabilitate, independent de timp, definită ca rădăcină a ecuației:

$$F(t_\alpha) = \alpha, \quad (5.34)$$

unde α este definită percentilă cu valori de la 0.01...0.99.

Acest indicator exprimă timpul în care un sistem sau o componentă a acestuia

funcționează cu o anumită probabilitate $(1 - F)$, F - fiind funcția de defecare. Pentru interese practice, t_a se alege 0.10, 0.50 și 0.90, iar timpii corespunzători vor fi t_{10} , t_{50} , respectiv t_{90} [26].
 g) *Intensitatea (rata) de defectare* – exprimă probabilitate cu care o cuplă/pereche de frecare, un element de mașină etc, care a funcționat fără defecțiuni până la timpul t , acest lucru să fie posibil în perioada de timp, imediat următoare, $(t, t + \Delta t)$, (Δt foarte mic):

$$h(t) = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{F(\Delta t)}{\Delta t} = \frac{dF(t)}{R(t)} = \frac{f(t)}{R(t)}, R(t) \neq 0, \quad (5.35)$$

Pentru foarte multe cazuri întâlnite în practica cuplelor/perechilor de frecare, elementelor de mașini și transmisiilor mecanice, ca sistem, intensitatea defectărilor, $h(t)$ se prezintă ca în fig.5.8, cunoscută și sub numele de curba "cadă de baie".

Aplicarea funcției de fiabilitate pentru partea activă (eșantioane) a frezelor stomatologice

Partea activă a frezelor stomatologice este componenta fără restabilire automată, care odată uzată, freza nu se mai repară, ci se înlocuiesc (schimbă). Având în vedere rezultatele experimentale, și, în plus, consultările utilizatorilor frezelor stomatologice, care utilizează/consumă foarte multe freze dentare, rezultă că:

- partea activă a frezelor stomatologice funcționează cu foarte mică probabilitate de defectare până la un timp, t_{min} , după care probabilitatea de defectare crește rapid până la un timp, t_{max} , după care practic nici o freza nu mai este utilizabilă, în general;
- intervalul de timp de scotere din uz a părții active a unei freze stomatologice, $t_{max} - t_{min}$, se datorează diferențelor mici dintre caracteristicile de fabricație a aceluiași tip de parte activă (mase ușor diferite, unghiuri etc.). Aceste diferențe au implicații, în cele din urmă, asupra duratei de viață, așa cum s-a văzut și în calculul durabilității, subcapitolul 5.2. Intervalul de creștere a probabilității de defectare $[t_{min}, t_{max}]$, este cu atât mai mare cu cât diferențele dintre părțile active de același tip, chiar din același set de produse, sunt mai mari.

Cu aceste două observații și folosind definițiile funcțiilor de tip "scufiță" și "cucui", se propune pentru funcționarea frezelor stomatologice o funcție de fiabilitate având expresia, [10;32]:

$$R(t) = \begin{cases} \exp\left(-\frac{1}{t_{max}^{2n}}\right) \cdot \exp\left(-\frac{1}{t^{2n} - t_{max}^{2n}}\right), & 0 \leq t \leq t_{max} \\ 0, & t > t_{max} \end{cases}, \quad (5.36)$$

în care: t_{max} este timpul după care se constată experimental că părțile active ale frezelor de o aceeași marcă și același tip, s-au defectat, iar n este un parametru care se poate alege, astfel încât, timpul la care începe creșterea exponentială a probabilității de defectare, t_{min} , să fie cât mai bine estimat.

În cazul acesta, o estimare satisfăcătoare se obține pentru $n = 0.75$. În aceste condiții variația funcției de fiabilitate în timp (din relația (5.36)) este reprezentată grafic în fig. 5.8, pentru frezele stomatologice de tip F1-5 ale căror caracteristici sunt date în tabelul 5.2, la turația frezei de 7000 rpm. S-au estimat timpii $t_{min} = 10,265$ ore, respectiv $t_{max} = 12,613$ ore conform tabelului 5.2, din determinări experimentale.

În figurile 5.9 și 5.10, sunt prezentate grafic funcțiile de defectare și de frecvență corespunzătoare funcției de fiabilitate, $R(t)$, din relația (5.36).

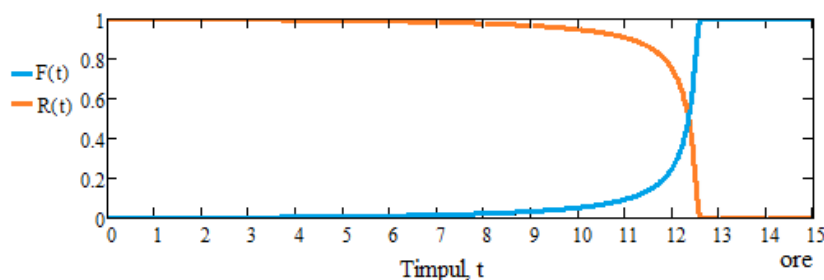


Fig. 5.9 Graficul funcției de defectare, $F(t)$, și funcției de fiabilitate, $R(t)$, pentru părțile active ale frezelor stomatologice testate și simbolizate $F_{n.m}$

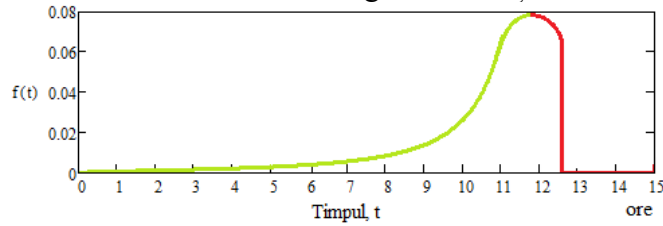


Fig. 5.10 Graficul funcției de frecvență, $f(t)$, pentru frezele stomatologice testate și simbolizate $F_{n.m}$

Se observă că funcția de fiabilitate este monoton descrescătoare, cu valori în intervalul $[0, 1]$ și când timpul tinde la infinit ($t \rightarrow \infty$), $R(t)$ se anulează (chiar pentru valori finite, adică t_{max} , în cazul nostru, $R(0) = 1$ și când $t \rightarrow \infty$, $R(t) = 0$). Funcția de defectare, $F(t)$ este crescătoare, cu valori în intervalul $[0, 1]$, $F(0) = 0$ și când $t \rightarrow \infty$, $F(t) = 1$ iar funcția de frecvență, $f(t)$ verifică relația (5.28).

5.4.3 Calculul mărimilor caracteristice ale fiabilității frezelor stomatologice

Fiabilitatea frezelor stomatologice poate fi pusă în evidență și cu ajutorul mărimilor numerice caracteristice atașate variabilei timp t , timpul de funcționare până la prima defectare. Aceste mărimi caracteristice sunt: valoarea medie, dispersia, abaterea medie pătratică și cuantila timpului de funcționare.

Valoarea medie, $M(t)$ a timpului de funcționare fără defectare (fără scoatere completă din uz (funcționare)) este conform relației (5.31), în corelație cu valorile din tabelul 5.2. Prin integrare numerică a funcției s-a obținut valoarea timpului de funcționare fără defectare în condiții de lucru cu turația de 7000 rpm:

$$M(t) = \int_0^{\infty} R(t)dt \text{ sau } M(t) = \int_0^{\infty} t f(t)dt = 11.947, \text{ ore} \quad (5.37)$$

Sistemul (partea activă a frezei stomatologice) fiind fără recondiționare (reînoire), atunci $M(t)$ reprezintă media timpului de bună funcționare a sistemului până la defectarea unică a sistemului. Media timpului fără defectare (media timpului de bună funcționare) a sistemului, adică valoarea medie a variabilei timp t , se poate exprima fie cu ajutorul funcției de fiabilitate $R(t)$, fie cu ajutorul funcției de frecvență $f(t)$ (v. relația (5.37)).

Se mai definesc și alte mărimi numerice caracteristice ale fiabilității, utile sistemului (partea activă a frezei stomatologice) și anume: mediana și modul, definite în capitolul 2, subcapitolul... Astfel, mediana variabilei timp, t , este timpul de defectare median, notat cu t_{med} , și este $[5, 29]$:

$$R(t_{med}) = 0,5, \quad (5.38)$$

Segmentul de dreaptă $t = t_{med}$ arată distribuția simetrică a defectărilor prin împărțirea ariei graficului funcție de frecvență $f(t)$ și axa Ot în părți egale (fig. 5.11), ceea ce arată că jumătate din defectări se produc înainte de t_{med} , iar restul după t_{med} . Dacă, distribuția defectărilor este asimetrică se preferă folosirea valorii medii în detrimentul medianei. Pentru sistemul considerat, $t_{med} = 12.349$ ore, ceea ce este prezentat în graficul din figura 5.7.

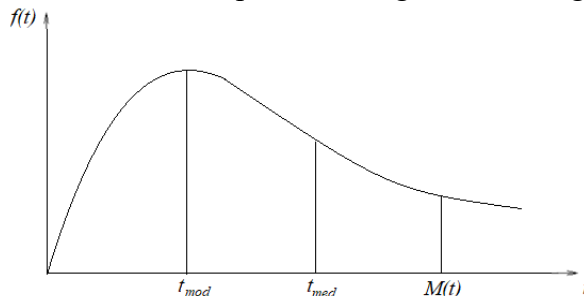


Fig. 5.11 Caracteristici numerice ale variabile aleatoare, t
Modulul variabilei aleatoare, T , este timpul de defectare cel mai probabil de observat.

Se notează cu, t_{mod} și se definește prin funcția:

$$f(t_{mod}) = \max_{0 \leq t \leq \infty} f(t), \quad (5.39)$$

care, în cazul părții active a frezei dentare simbolizată cu Fn.m, are valoarea: $t_{mod} = 12.23$ ore fiind abscisa punctului de maxim a funcției definite de relația (5.39).

Dispersia variabilei aleatoare, T , sau dispersia repartiției, $D^2(T)$ este definită prin relația (5.32) și se obține:

$$D^2(T) = \int_0^\infty (t - M(T))^2 f(t) dt \Rightarrow D^2(T) = 1.498, \text{ ore} \quad (5.40)$$

Abaterea medie pătratică, σ a variabilei aleatoare, T , este mărimea caracteristică numerică ce se poate folosi, de multe ori, în locul dispersiei și are forma redată în relația (5.33), care prin înlocuire, obținem:

$$\sigma = D(T) = \sqrt{D^2(T)} \Rightarrow \sigma = 1.224 \text{ ore}, \quad (5.41)$$

$D^2(T)$ și $D(T)$ prin valorile lor arată gradul de uniformitate a performanțelor ale sistemelor (aici, freze stomatologice) din punct de vedere al fiabilității. Pentru sisteme tehnice bine puse la punct valorile celor două sunt foarte mici.

În cazul de față, $D^2(T)$, și $D(T)$, arată gradul de uniformitate ale setului de freze stomatologice testate.

Un alt indicator de fiabilitate important este cuantila timpului de funcționare, t_α , ce rezultă din ecuația (5.34). Adică, t_α , și definită ca rădăcină a ecuației:

$$F(t) = \int_0^t f(t) dt, \quad F(t_\alpha) = \alpha \Rightarrow t_\alpha = 12.572, \text{ ore} \quad (5.42)$$

unde: α este definită percentilă.

Prin calcul numeric, pentru $\alpha = 0.99$, s-a obținut $t_\alpha = 12.572$ ore (la turația 7000 rpm).

Valoarea t_α este interpretată în teoria fiabilității ca timp de garanție, adică timpul în care proporția de elemente defecte dintr-o anumită colectivitate nu depășește valoarea inițial stabilită α [5].

Cu rol important în teoria fiabilității este și funcția care măsoară riscul instantaneu de defectare (intensitatea (rata) de defectare), $h(t)$, sau hazard, definită ca limită a ratei de defectare în intervalul $[t, t + \Delta t]$, $\Delta t > 0$ foarte mic [5]. După prelucrări elementare (v. relația (5.35)) se obține următoarea expresie simplificată a acestei funcții:

$$h(t) = \frac{f(t)}{R(t)}, \quad R(t) \neq 0, \quad (5.43)$$

Graficul funcției risc instantaneu de defectare, $h(t)$, pentru frezele dentare simbolizate Fn.m testate experimental (vezi capitolul IV, tabelul 4.5) în cadrul tezei este arătat în fig. 5.12.

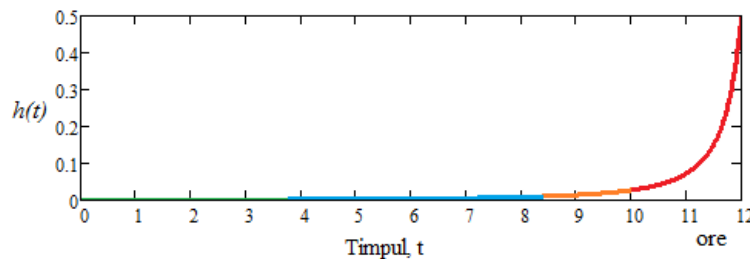


Fig. 5.12 Reprezentare grafică a funcției risc instantaneu de defectare $h(t)$, pentru lotul de freze simbolizate Fn.m

În fig. 5.12 se observă că timp de 11 ore riscul instantaneu de defectare este sub 10 %. În a 12-a ora de funcționare riscul de defectare (care în cazul părții active a frezei stomatologice

înseamnă scoatere din funcțiune) crește aproximativ exponențial, adică după 11 ore de funcționare este normal să fie înlocuită freza stomatologică.

Se observă că funcția $h(t)$, care măsoară riscul instataneu de defetare are o evoluție pe care o putem împărți în patru zone:

- prima zonă, când $t \in (0, 4)$ ore, nu există risc de defectare și $h(t)$ are o variație liniară, aproape de zero;
- a doua zonă, când $t \in (4, 8)$ ore, sunt șanse minime (foarte reduse) de risc de defectare, cu toate că $h(t)$ are o variație tot liniară cu o foarte mică pantă;
- a treia zonă, când $t \in (8, 10)$ ore, începe să crească $h(t)$, are o variație curbilinie, deci fenomenul de uzură devine vizibil și riscul de defectare este în creștere;
- a patra zonă, când $t \in (10, 12)$ ore, $h(t)$, crește brusc, după o curbă exponențială și riscul de defectare este foarte mare.

Frezele dentare cercetate pot funcționa fără risc major de defectare până la 10 ore, care se apropie foarte mult de cele calculate analitic pe baza rezultatelor experimentale, ceea ce confirmă veridicitate rezultatelor experimentale și corelația dintre calculul analitic și rezultatele testelor experimentale.

Pe baza rezultatele experimentale prezentate în tabelul 4.5 din capitolul IV, masa pierdută prin uzare de frezele stomatologice studiate, care reprezintă caracteristica cercetată, cu excepția influenței unor factori sistematici, la măsurarea prin cântărire s-a văzut că se obțin valori diferite, întâmplătoare ce aparțin unui interval cu două valori limită (inferioară și superioară), fiecare valoare având un număr de repetări, deci o frecvență proprie.

Repartizarea valorilor (cu frecvența lor) între valorile limită ale intervalului pot fi reprezentate printr-o lege de distribuție.

Cum factorii care determină dispersia dimensiunilor efective (masele pierdute prin uzare) sunt de aceeași ordin, în număr mare, independenți, și accidentali, atunci legea de repartitie a masei pierdute prin uzare efective, ca variabilă aleatoare (X - masa pierdută prin uzare, $X < x$ dat și îi corespunde o probabilitate p), este *legea normală de distribuție* (gaussiană).

Distribuția normală sau distribuția Gauss, reprezentând densitatea de repartitie, funcția de frecvență sau densitatea de distribuție a probabilității (densitatea de probabilitate) $f(x)$, cea mai apropiată este de forma unei funcții de distribuție normală (pentru curbele culoare albastră și neagră):

$$f(x) = y = \frac{1}{1.22\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-11.95)^2}{3}}, \quad (5.44)$$

iar pentru curba (deapta) de culoare roșie (ce reprezintă setul de date care intră în comparație cu cele care au condus la curbele albastră și neagră), o funcție polinomială de gradul întâi:

$$f(x) = y = x + 4e^{-15}. \quad (5.45)$$

care are forma din fig. 5.13 (forma de clopot, unde se vede și variația funcției $f(x) = y$) și reprezintă curba funcției densitate de probabilitate, fiind puțin asimetrică (spre dreapta, lucru explicabil prin faptul că masa pierdută prin uzare a frezelor stomatologice este măsurată după utilizare, adică aproape de scoatere din funcțiune) față de axa corespunzătoare centrului de grupare (în jur de 4.63) a abaterilor pentru frecvența de distribuție a rezultatelor după 100 măsurători (curbele de culoare albastră și neagră), dar cu frecvențe de distribuție diferite, observabile și redată în Anexa 3.

Considerând sistemul de axe, în care axa coordonatelor $y = f(x)$ coincide cu dreapta ridicată din centrul de grupare a abaterilor (4.63), iar vârful curbelor de distribuție gaussiană se poziționează în dreapta (puțin înclinate spre dreapta, v. fig. 5.13), ceea ce explică cele afirmate mai sus.

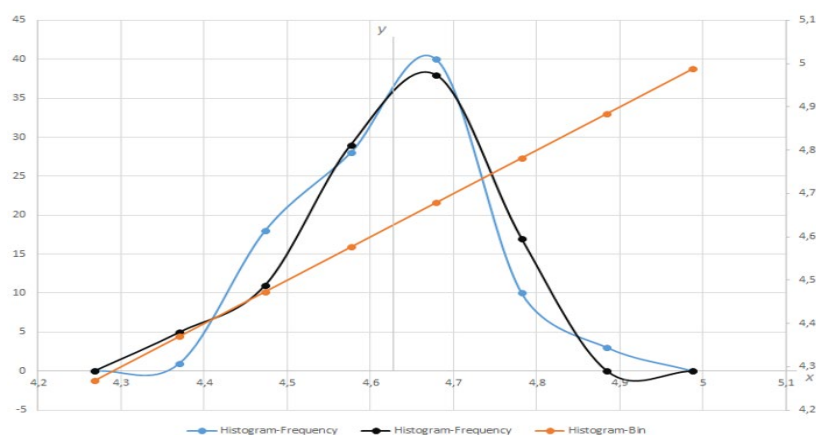


Fig. 5.13. Graficul densității de probabilitate pentru legea distribuției normale (Gauss)

Se observă două puncte de inflexiune pe curba funcției de densitate de probabilitate, de abscisă 4.58 și 4.78, interval, unde aria suprafeței de sub curba reprezintă aproximativ 58.33% din aria suprafeței totală (adică, arată unde se găsesc cel mai mult distribuite valorile variabilei aleatoare (masa pierdută prin uzare de frezele stomatologice $X < x$)). Curbele tind asimptotic la axa absciselor și prezintă un maxim de aproximativ, $x = 5.03$ (curba de culoare albastră) și 4.98 pentru $x = 4.67$, fiabilitatea obținută fiind de aproximativ 97.42 %, deci o fiabilitate foarte bună. Dacă s-ar ține seama și de alte caracteristici, care nu au fost luate în considerare, fiabilitatea totală va scădea sub 90%.

În intervalul (4.38, 4.88) suprafața cuprinsă între curbe și axa absciselor este de aproximativ 97,42 % din toată suprafața, astfel că intervalele $(-\infty, 4.38)$ și $(4.88, +\infty)$ pot fi practic neglijate. Deci, intervalul de împrăștiere este 0.50 (de la 4.38 la 4.88), iar abaterile limită au valorile (± 0.25) , față de centrul grupării, respectiv intervalul de încredere este (4.38, 4.88) și cel critic este intervalul $(-\infty, 4.38) \cup (4.88, +\infty)$.

Prin urmare, valorile masei pierdute prin uzare au o distribuție gaussiană și funcția de frecvență sau densitatea de probabilitate este o funcție de repartiție normală sau repartiție Gauss (curbele de culoare albastră și neagră).

CAPITOLUL VI CONTRIBUȚII PERSONALE ȘI CONCLUZII FINALE

6.1 Considerații generale

Toate instrumentele stomatologice sunt fabricate conform EN ISO-Standard 6360. Pentru a realiza conformitatea, Organizația Internațională de Standardizare (ISO) a definit o descriere standard a instrumentelor rotative utilizate în tehnica stomatologică. Fiecare instrument este codificat cu un număr distinct de cod ISO. Acest cod este compus din 15 numere care sunt aranjate în grupe și conțin simultan descrierea instrumentului.

Calitatea, manopera, siguranța de utilizare pentru operatori și pacienți, coroziunea, rezistența, sunt doar câteva caracteristici, care ar trebui luate în considerare în momentul proiectării, aparatelor și frezelor stomatologice.

Procese care au loc prin frecare pe suprafețele de contact și în straturile de suprafață, respectiv în micro volumele asperităților în contact sunt de natură diferită și depind de o serie de factori mecanici, fizici, chimici, geometrici și metalurgici.

Existența diferitelor tipuri de uzare arată că desprinderea unei particule de material, în cele mai multe cazuri, sunt necesare mai multe treceri, oboseala depinde de natura particulei.

Ca indicatori ai proprietăților materialelor, se pot considera și temperatura de topire, respectiv volumul atomic, din punctul de vedere al rezistenței la uzare.

Din cele expuse rezultă că frecarea este un fenomen complex caracterizat prin consum energetic și pierderi de material (uzură) și se explică prin acțiunea mai multor componente ale căror ponderi depind de elementele concrete ale corpurilor în frecare (topografia suprafeței prin diferiți parametri, proprietăți fizice și mecanice ale materialelor implicate, viteza, mediul existent între suprafețele în contact etc.). Dominante sunt componentele de natură mecanică și cele de natură moleculară (datorate fenomenului de adeziune).

Procesul îndepărtării materialului dentar cu ajutorul frezelor stomatologice este un fenomen complex, similar cu frecarea și uzura, sau chiar cu aşchierea materialelor.

Analiza acestui fenomen a fost realizată pe cale experimentală și validată prin modelare statistico-matematică pe baza rezultatelor experimentale obținute în urma unor cercetări complexe.

Modelarea statistico-matematică a permis stabilirea relațiilor dintre parametrii de intrare, ieșire și parametrii de control ai fenomenului modelat.

Stabilitatea, veridicitatea și precizia modelului utilizat este influențată de numărul datelor experimentale și de parametrii implicați în proces/fenomen.

Procesul de lucru al frezelor dentare fiind unul complex, mulți dintre parametrii de bază ai procesului au putut fi stabiliți și cuantificați numai după modelarea statistico-matematică a fenomenului, respectiv parametrii și factorii care acționează asupra procesului, au impus abordarea cercetărilor experimentale prin integrarea unor domenii interdisciplinare.

Din analiza metalografică a materialului frezei dentare nu s-au constatat goluri de material în urma procesului de șlefuire, chiar dacă în material s-au găsit oxizi ca incluziuni, dar de dimensiuni foarte mici.

S-a remarcat o structură granulară fină a materialului frezelor dentare și asemănătoare pentru toate frezele stomatologice cercetate.

Probele de material preluat din cele două categorii de freze dentare studiate prezintă valori crescute ale durității (peste 280 HV) și o rezistență foarte mare la solicitarea de compresiune (peste 900 MPa), duritatea crescând către zona marginală a părții active a frezelor cu circa 28,70%, lucru observabil și din modelarea cu element finit.

Atât valorile durității Vickers, cât și rezistența la rupere sunt mai mari în zona marginală și mai mici în mijloc, cu deosebirea că rezistența la rupere este mai mare la trecerea de la mijloc la zona de margine.

Acest lucru este de dorit, deoarece conferă frezei dentare un comportament tribologic bun (frecare și uzură minime), deci o prelungire a duratei de viață, iar valorile mai mici din mijloc asigură o tenacitate a frezei dentare.

Comportarea la uzare a fost analizată prin masa pierdută de partea activă a frezelor dentare (stomatologice), în procesul de funcționare, după anumite perioade de timp, în funcție de timpul de lucru, turație, avans și proprietățile materialelor frezelor stomatologice testate.

Prelucrarea statistico-matematică a datelor experimentale s-a realizat prin interpolare polinomială rezultând funcții care reprezintă variația parametrilor caracteristici procesului de uzură (m_{fw} – masa pierdută prin uzare și m_m – masa materialului dentar prelucrat), în funcție de parametrii modificați în timpul cercetărilor experimentale (ω – viteza de rotație, F – forța normală de apăsare, p – presiunea din zona de contact, H_{fm} – duritatea materialului frezei stomatologice, H_m – duritatea materialului dentar prelucrat)

6.2 Contribuții personale

Unele probleme complexe întâlnite în domeniul stomatologic au fost soluționate prin analiza metalografică și chimică a materialului frezelor dentare testate și a materialului dentar prelucrat în timpul experimentelor (aliaj Ni-Cr), respectiv determinarea proprietăților mecanice ale părții active a frezelor dentare cercetate.

Utilizând metoda elementului finit a fost posibilă stabilirea tensiunilor și deformațiilor din structura materialului frezelor dentare experimentate, punctele critice unde apar, pentru a

ține seama în optimizarea și creșterea duratei lor de viață, îmbunătățirea proprietăților mecanice ale materialelor.

Din analiza spectrofotometrică cu analizatorul cu raze X s-a constatat prezența unui număr mare de elemente chimice (W, Fe, Cr, Ni, Co, Mn, Cu, Zn) în compoziția materialului frezelor stomatologice, n/ω .

Parametrul predominant asupra uzurii părții active a frezelor stomatologice îl reprezintă turația frezei stomatologice.

S-a constatat că uzura maximă a frezelor stomatologice cercetate este atunci când s-au modificat parametrii funcționali ai părții active a frezelor dentare, respectiv unghiul de așezare, de degajare, de ascuțire, aria cercului de vârf.

Funcțiile de interpolare polinomială au permis determinarea unor puncte caracteristice, care reprezintă valorile limită (extreme) de uzură ale părții active a frezelor stomatologice.

Cele două variabile independente ale programului de experimentare (timpul de funcționare, t și turația frezei dentare, n/ω) pot fi exprimate prin una singură, adică „distanță unghiulară de frecare, θ (lungimea de frecare circumferențiară)”.

Acest lucru dovedește că pierderea de material se produce în timp prin frecarea și tăierea (desprinderea/indepărtarea) de material la contactul freză dentară – material stomatologic, după parcurgerea unei distanțe unghiulare (lungime de frecare circulară) în procesul de funcționare, care au ca efect uzura.

Ideea de modelare a interacțiunii (contact cu mișcare relativă), freză stomatologică-material dentar prelucrat, pornind de la modelul “pradă-prădător” este, în principiu reușită pentru durate de timp scurte, de simulare.

Comportamentul de la care fenomenele asimptotice se remarcă, este însă mare, în raport cu timpul de lucru stabilit experimental, la care freza dentară devine inefficientă.

Frezele dentare cercetate pot funcționa fără risc major de defectare până la 10 ore, care se apropie foarte mult de cele calculate analitic pe baza rezultatelor experimentale, ceea ce confirmă veridicitate rezultatelor experimentale și corelația dintre calculul analitic și rezultatele testelor experimentale.

6.3 Concluzii finale

Modelul nu conduce la rezolvarea completă a problemei, fără informații experimentale, iar în cazul în care se folosesc informațiile experimentale, așa cum s-a procedat în cazul de față, modelul devine unul aproximativ deoarece experimentările au fost efectuate pe un singur tip de freză stomatologică.

Interpolarea polinomială a datelor experimentale a condus la funcții de descriere a fenomenului de uzură a frezelor dentare în timpul experimentelor, deoarece aproximează bine parametrii dependenți ai programului experimental.

Funcțiile de interpolare polinomiale au permis determinarea unor puncte caracteristice, care reprezintă valorile limită (extreme) de uzură a părții active a frezelor dentare.

Procesul de lucru al frezelor dentare fiind unul complex, mulți dintre parametrii de bază ai procesului de lucru (viteză, timp, forță în contact, temperatură, respectiv cantitatea limită a masei pierdute prin uzare de către freză dentară în funcționare) au putut fi stabilite și cuantificate numai după modelarea statistico-matematică a fenomenului.

Comportamentul la uzură a fost analizat prin masa pierdută de partea activă a frezelor dentare, în procesul de funcționare, iar distribuția rezultatelor experimentale a fost una normală gaussiană având la bază funcția lui Gauss.

De asemenea, prin modelarea statistico-matematică a procesului de uzură folosind interpolarea polinomială a datelor experimentale obținute în procesul de lucru al frezelor dentare pot conduce și la aplicații practice, precum criterii de înlocuire a frezelor dentare uzate.

Problemele prezentate, analizate și experimentate cu privire la frezele dentare au avut scopuri practice (optimizarea sau îmbunătățirea regimurilor de funcționare, eventual materialele din care sunt construite, durata de viață a frezelor stomatologice etc.

6.4 Direcții viitoare de cercetare

Se propune, pentru o rezolvare mai completă a problemei uzurii frezelor dentare, obținerea de informații experimentale mult mai multe și pe alte tipuri de freze dentare, respectiv extinderea metodei elementului finit asupra altor caracteristici/proprietăți ale acestora.

Pentru a obține rezultate mai bune în modelarea fenomenului interacțiunii (contactului cu mișcare relativă) frezei dentare cu materialul dentar de prelucrat, introducerea unei funcții sau a unor coeficienți care să exprime eficiența danturii părții active a frezelor dentare, este o necesitate.

Acest model deschide o direcție de cercetare, posibil foarte profitabilă, în care modelul “pradă-prădător” să fie aplicat unor fenomene de așchiere, eroziune, frecare etc.

Pentru a obține rezultate cât mai bune, calitativ și cantitativ, este nevoie de introducerea unor alte funcții în sistemul de ecuații “pradă-prădător”, care să modeleze agresivitatea prădătorului.

Extinderea modelării interacțiunii (contact cu mișcare relativă), freză stomatologică-material dentar frezat pornind de la modelul “pradă-prădător” și pentru durate de timp mai lungi de simulare.

Pe baza altor rezultate experimentale și curbelor de variație în timp, pe alte tipuri de freze dentare să se găsească forma funcției de fiabilitate și să se evidențieze distribuția normală (gaussiană) în acest caz.

BIBLIOGRAFIE SELECTIVĂ

Nr. crt. în capitolul III/ Autori/ Titlul lucrării/vol. /pag. /anul

30. Pavelescu, D., Musat, M., Tudor, A., Tribologie, Editura didactica si pedagogica, Bucuresti, 1977.

32. Pavelescu, D., Tribotehnica, Editura tehnica, Bucuresti, 1983.

Nr. crt. în capitolul IV/ Autori/ Titlul lucrării/vol. /pag. /anul

1. Antoniac, I.V. „Handbook of Bioceramics and Biocomposites”, Ed. Springer International Publishing Switzerland, vol. I, 2016.

4. Arsecularatne J-A., Chung N-R., Hoffman M., An in vitro study of the wear behaviour of dental composites, Biosurface and Biotribology 2, 102-113, 2016.

5. Biriș S.Șt., Metoda elementelor finite – concepte fundamentale, Editura Printech, București, 2005.

6. Caldeirani Filho J., Diniz A.E., Influence of Cutting Conditions on Tool Life, Tool Wear and Surface Finish in the Face Milling Process, Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences, vol. 24, no. 1, 2002.

7. Cardei P., Saracin A., Saracin I., A classical mathematical model applied for the study of the phenomenon of wear of dental mills, DOI: 10.13140/RG.2.2.31662.05445, preprint RG, 2020.

8. Chetan, Narasimhulu A., Ghosh S., Parchuri V_R., Study of Tool Wear Mechanisms and Mathematical Modeling of Flank Wear During Machining of Ti Alloy (Ti6Al4V), Journal of Institution of Engineers (India): Series C, 2014.

9. Chinchankar S., Choudhury S-K., Characteristic of wear, force and their inter-relationship: In-process monitoring of tool within different phases of the tool life, Procedia Materials Science, vol. 5, 1424-1433, 2014.

10. Cho J-H., Yoon H-I., Han J-S., Kim D-J., Trueness of the Inner Surface of Monolithic Crowns Fabricated by Milling of a Fully Sintered (Y, Nb)-TZP Block in Chairside CAD-CAM System for Single-visit Dentistry, Materials, 12,3253, 2019.

22. Motorcu A., R., Kus A., Arslan R., Tekin Y., Ezentas R. Evaluation of tool life - tool wear in milling of inconel 718 superalloy and the investigation of effects of cutting parameters on surface roughness with taguchi method. Tehnicki vjesnik 20 (5), 2013, pp. 765-774.

23. Nasri A, Slaimi J, Sai W.B, 3D Parametric Modelling of Milling Cutter Geometry from Analytical Analysis. International Journal of Science, Technology and Society 4(2), 2016, pp.35-40.

26. Perez H., Diez E., Marquez J. de J., Vizan A. Generic Mathematical Model for Efficient Milling Process Simulation. Mathematical Problems in Engineering, 2014.

27. Priarone P., C., Robiglio M., Settineri L., Tebaldo V. (2014). Milling and turning of titanium aluminides. Procedia CIRP 24, 2014, pp. 62 – 67.

31. Saracin A., Voicu Gh., Saracin I., Pandia O., Detemination of use of dental materials and stomatological frees on stand, Conference "Engineering for rural developing", Jelgava, 2019.

32. Taylor J., The tool wear-time relationship in metal cutting, International Journal of Machine Tool Design and Research, vol. 2, Issue 2, 119-152, 1962.

Nr. crt. în capitolul V/ Autori/ Titlul lucrării/vol. /pag. /anul

1. Akula S.B., Mamilla V. R., A Reliability Based Approach for Predicting Optimal Tool Replacement Time, International Journal of Scientific Research in Knowledge, 2013.

3. Baksa T., Kroupa T., Hanzl P., Zetek M., Durability of Cutting Tools during Machining of Very Hard and Solid Materials, Proceedings of 25th DAAAM International Symposium on Intelligent Manufacturing and Automation, DAAAM 2014
5. Burlacu G., Danet N., Bandrabur C., Duminica T., Fiabilitatea, Mentenabilitatea si Disponibilitatea Sistemelor Tehnice, MatixRom, Bucuresti, 2005
6. Caado-Vara R., Canal-Alonso A., Martin-del Rey A., De la Prieta F., Prieto J., Smart Buildings IoT Networks Accuracy Evolution Prediction to Improve Their Reliability Using a Lotka–Volterra Ecosystem Model, *Sensors*, 19(21), 4642, 2019
7. Cardei P., Saracin A., Saracin I., A classical mathematical model applied for the study of the phenomenon of wear of dental mills, preprint RG, DOI: 10.13140/RG.2.2.31662.05445
8. Chavan A.A., Deshmukh P.V., Prediction of tool life of different coated cutting tools during machining of Inconel 718, *International Research Journal of Engineering and Technology*, vol. 4, 12, 2017
9. Chuangwen X, Jianming D, Yuzhen C., Huaiyuan L., Zhicheng S., Jing X., The relationships between cutting parameters, tool wear, cutting force and vibration, *Advanced in Mechanical Engineering*, vol. 10 (1) p1-14, 2018
10. Fry R., McManus S., Smooth Bump Functions and Geometry of Banach Spaces, *A Brief Survey, Expositiones Mathematicae*, 20, 143:183, 2002
11. Gatabazi P., Mba J.C., Pindza E., Labuschagne C., Grey Lotka-Volterra models with application to cryptocurrencies adoption, *Chaos, Solitons and Fractals: the interdisciplinary journal of Nonlinear Science, and Nonequilibrium and Complex Phenomena*, Volume 122, p. 47-57, 2019
15. Jozic S., Bajic D., Topic S., Flank wear in down and up milling, *Annals & Proceedings of DAAAM International*, vol 23, no 1, 2012.
16. Jozic S., Lela B., Bajic D., A New Mathematical Model for Flank Wear Prediction Using Functional Data Analysis Methodology, *Advances in Materials Science and Engineering*, Hindawi Publishing Corporation, vol. 2014.
17. Lotka, A. J., "Contribution to the Theory of Periodic Reaction". *J. Phys. Chem.* 14 (3): 271–274, 1910.
18. Bârsan-Pipu, N., Isaic-Maniu, Al., Vodă, V. Gh., Defectarea. Modele statistice cu aplicații. Editura Economică, București, 1997.
19. Pimenov D.Y., Gupta M.K., Erdakov I.N., Abbas A.T., Soliman M.S., El Rayes M.M., Optimization of Face Milling Parameters Considering Wear and Tool Life of Cutters to Improve the Quality, Cost and Power Consumption, preprint, <http://dx.doi.org/10.20944/preprints201812.0088.v1>.
20. Saracin A., Voicu Gh., Saracin I., Pandia O., Detemination of use of dental materials and stomatological frees on stand, conference "Engineering for rural developing", Jelgava, 2019.
21. Tudor, Andrei, Mirică, Radu-Florin, Laurian, Tiberiu, Fiabilitatea sistemelor mecanice. Editura BREN, București, 2003.
22. Verhulst, P. H., Notice sur la loi que la population poursuit dans son accroissement, *Corresp. Mathématique et Physique*. 10: 113–121, 1838.
25. Zuback J.S., DebRoy T., The Hardness of Additively Manufactured Alloys, *Materials*, 1, 2018.
27. <http://dexonline.net>.
28. <https://dexonline.ro/definitie/uzur%C4%83>.
29. <https://doctoruldedinti.info/freze-stomatologice/>.
30. https://en.wikipedia.org/wiki/Milling_cutter.
32. <https://mathworld.wolfram.com/BumpFunction.html>.
- 33 <https://ro.wikipedia.org/wiki/Fiabilitate>.
34. https://www.fabory.com/ro/knowledge_center/technical/steel/influence_of_alloying

 CURRICULUM VITAE EUROPASS	
INFORMAȚII PERSONALE	
Nume / Prenume	IOAN ALEXANDRU SĂRĂCIN
Sex	Masculin
Naționalitatea	Română
EXPERIENȚA PROFESIONALĂ	
Perioada	2011 - prezent
Funcția și locul ocupat	• Farmacist (octombrie 2011 - mai 2012) - SC SENSIBLU SRL, CARACAL (România) • Farmacist manager (mai 2012 – septembrie 2012) - SC SENSIBLU SRL, CARACAL (România) • Farmacist –(octombrie 2012- martie 2013) - SC SENSIBLU SRL, CRAIOVA (România) • Vicepreședinte al Colegiului Farmaciștilor Filiala Dolj (2015- prezent) • Farmacist manager (martie 2013 – prezent) - SC SENSIBLU SRL, CRAIOVA (România)
Numele și adresa angajatorului	• SC SENSIBLU SRL – str. Ciobanului, nr.133, Mogosoaia, județul Ilfov • Colegiul Farmaciștilor Filiala Dolj - Craiova, str. Calea bucurești, bl.T6 parter.
Tipul activității sau sectorul de activitate	• Activitatea de farmacist • Activitatea managerială • Tutore studenți ai UMF alfați în, practică • Evaluare personal

Educație și formare	
Perioada Calificarea / diploma obținută Disciplinele principale studiate / competențe profesionale dobândite Numele și tipul instituției de învățământ / furnizorului de formare	2003 - 2006 Diplomă bacalaureat Profil: Științe ale naturii, Filiera Teoretică, Real Colegiul Național Elena Cuza Craiova
Perioada Calificarea / diploma obținută Disciplinele principale studiate / competențe profesionale dobândite Numele și tipul instituției de învățământ / furnizorului de formare	2006 - 2011 Farmacist/Diplomă Licență Universitatea de Medicină și Farmacie din Craiova – Facultatea de Farmacie
Perioada Calificarea / diploma obținută Disciplinele principale studiate / competențe profesionale dobândite Numele și tipul instituției de învățământ / furnizorului de formare	2015 - 2017 Titlul de Master în domeniul Ingineria Mediului Programul de studii Ingineria și managementul sistemelor biotehnice Universitatea Politehnica Bucuresti, Bucuresti (România) Facultatea de Ingineria Sistemelor Biotehnice
Perioada Calificarea / diploma obținută Disciplinele principale studiate / competențe profesionale dobândite Numele și tipul instituției de învățământ / furnizorului de formare	2019 - 2020 Antreprenor / Certificat Calificare Managementul Afacerilor/ Structurare plan afaceri Universitatea Politehnica Bucuresti, Bucuresti (România) Facultatea de Ingineria Sistemelor Biotehnice Proiect: Burse pentru educația antreprenorială în rândul doctoranzilor și cercetătorilor postdoctorat (BeAntreprenor!) Cod mysmis: 124539
Perioada Calificarea / diploma obținută Disciplinele principale studiate / competențe profesionale dobândite	2016 - prezent Doctorand Domeniul: Inginerie Mecanică

Numele și tipul instituției de învățământ / furnizorului de formare	Universitatea Politehnica Bucuresti, Bucuresti (România) Facultatea de Ingineria Sistemelor Biotehnice Școala Doctorală Ingineria Sistemelor Biotehnice									
Aptitudini și competențe personale										
Limba(i) maternă(e)	Română									
Limba(i) străină(e) cunoscută(e)	Engleză, Franceză									
Limbile străine	ÎNȚELEGERE				VORBIRE				SCRIERE	
<i>Nivel european (*)</i>	Ascultare		Citire		Participare la conversație		Discurs oral		Exprimare scrisă	
Engleză	C1	Utilizator experimentat	C1	Utilizator experimentat	C1	Utilizator experimentat	C1	Utilizator experimentat	C1	Utilizator experimentat
Franceză	B2	Utilizator independent	B2	Utilizator independent	B2	Utilizator independent	B2	Utilizator independent	B2	Utilizator independent
	(*) <i>Nivelul Cadrului European Comun de Referință Pentru Limbi Străine</i>									
Competențe și abilități sociale	Am capacitate de adaptare la medii multiculturale, obținută în farmacie și documentare precum și în training-urile managerile susținute. Am o bună capacitate de comunicare obținută ca urmare a experienței de farmacist manager și formare de personal.									
Competențe și aptitudini organizatorice	Experiență bună în domeniul managementului proiectelor dobândită în urma absolvirii unui curs de manager de proiect și funcție pe care o îndeplinesc în farmacie, cea de manager.									
Competențe și aptitudini tehnice	Modelarea matematică , simularea și optimizarea proceselor frezelor dentare fiind unul dintre primii autori de lucrări în acest domeniu din țară. Achiziția și prelucrarea datelor experimentale .									
Competențe și aptitudini de utilizare a calculatorului	Stăpânesc foarte bine pachetul Microsoft Office. Am baze elementare ale softului de proiectare asistată și analiză asistată SolidWorks. Cunoștințe de bază în administrarea rețelelor de calculatoare. Cunoștințe de bază de HTML. Bune cunoștințe de editare foto									
Competențe și aptitudini artistice	Am urmat timp de 1 an cursuri de dans.									
Alte competențe și aptitudini	Sunt practicant de pescuit sportiv.									
Permis(e) de conducere	Dețin permis de conducere auto, Categoriile:AM, B1, B									

Informații suplimentare	• Membru din anul 2021 al Societății Inginerilor Mecanici Agricoli din România - SIMAR • Membru din anul 2021 al Societății Inginerilor de Automobile din România - SIMAR • Membru din 2011 al Colegiului Farmacistilor din România Filiala Dolj
Publicații	Articole publicate în reviste și conferințe ISI -8 Articole publicate în reviste și conferințe BDI -10
Prezentări	Lucrări publicate, prezentate și susținute la conferințe naționale și internaționale - 4

LISTA DE LUCRĂRI ȘTIINȚIFICE PUBLICATE DE AUTOR

LUCRĂRI PUBLICATE ÎN DOMENIUL TEZEI

A. Articole publicate în reviste cotate ISI

1. Voicu, Gh., Constantin, G.A., **Sărăcin, A.**, Simulation of mechanical behaviour in milling and polishing of dental polymeric (resin) composites, *Materiale Plastice*, 2018, 55(3), pp. 308-314. WOS: 000452711500012.
2. **Ioan Alexandru Sărăcin**, Ilie Filip, Gheorghe Voicu, Structural properties of the friction couple, dental milling cutter-dental material, before the work process, *Scientific Bulletin Series B: Chimie și Știința Materialelor* ISSN (print): 1454-2331 / (online): 2286-3680, 2021, acceptată pentru publicare.

B. Articole publicate la conferințe cotate ISI proceedings

1. **Sărăcin, A.**, Voicu, Gh., Sărăcin, I., Olimpia, P., Determination of use of dental materials and stomatological frees on stand, *Engineering for Rural Development* 18, 2019, pp. 1048-1052, WOS:000482103500155.
2. **Sărăcin, A.**, Cardei, P., Sărăcin, I., Voicu, Gh., Filip, I., Experimental analysis of wear of dental mills, 19th International Scientific Conference Engineering for Rural Development, ERD 2020, 20 May 2020 - 22 May 2020, 2020, pp. 1531-1538, DOI:10.22616/ERDev2020.19.TF380
3. **Sărăcin, A.**, Cardei, P., Voicu, Gh., Filip, I., Statistical analysis of experimental data obtained in wear experiences of dental mills, *Engineering for Rural Development* 19th, 2020, pp. 1539-1546, DOI:10.22616/ERDev2020.19.TF381.

C. Articole publicate la conferințe cotate BDI

1. **I.A.I. Sărăcin**, I.C. Duțu, Gh. Voicu, Electro-hydraulic stand for testing reliability of special materials, TE-RE-RD Conferința internațională privind echipamentele termice, energia regenerabilă și dezvoltarea rurală 2018, pp. 345-350 E3S Web of Conferences eISSN: 2267-1242, 2018, pp.363-368. (EBSCO INDEX COPERNICUS)

D. Articole publicate în volume cotate BDI

1. **Sărăcin I.A.I.**, Filip I., Sărăcin I., Cârdei P., Voicu Gh., Research on the estimation of the optimum operating duration of the dental cutter head, *Proceedings of International Symposium ISB-INMA TEH*, 2020, pp. 463-469. (indexat CABI)
2. **Sărăcin I.A.**, Sărăcin I., Voicu Gh., Filip I, A classical mathematical model applied for the study of the phenomenon of wear of dental mills, *Proceedings of International Symposium ISB-INMA TEH*, 2019, pp. 924-927. (indexat CABI)
3. **Sărăcin A.I.**, Constantin A.G., Voicu Gh., Finished analysis of dental frequencies, *Proceedings of International Symposium ISB-INMA TEH*, 2018, pp. 608-614. (indexat CABI)

ALTE LUCRĂRI PUBLICATE DE AUTOR

E. Articole publicate în reviste cotate ISI

1. Sărăcin I., Pandia O., Iordache V., Grecu F., **Sărăcin I.A.**, Proposals for improving the process of seed distribution, International Journal of Science Research, Volume: 5, Issue: 2, February 2016, ISSN No 2277 – 8179, pp. 197-199, DOI:10.36106/IJSR.

F. Articole publicate la conferințe cotate ISI proceedings

1. Valentin Iordache, Petru Cardei, Sorin Iordache, Ion Sărăcin, **Ioan Alexandru Sărăcin**, A method of approximating the area swept by a body moving on a plane, Proceedings of the XI International Scientific Agricultural Symposium “Agrosym 2020”, 2020, pp. 388-393, DOI: 10.13140/RG.2.2.14595.73769
2. Olimpia Pandia, Ion Sărăcin, **Alexandru Ioan Sărăcin**, Management of agricultural culture establishment works, Scientific Papers Series Management, Economic Engineering in Agriculture and Rural Development Vol. 18, Issue 2, 2018 PRINT ISSN 2284-7995, E-ISSN 2285-3952, 2018, pp. 315-318, WOS:000438506000004.

G. Articole publicate în volume cotate BDI

1. Sărăcin I., Pandia O., Gheorghe M., Iordache V., **Sărăcin I.A.**, Proposals for improving the process of seed distribution, Analele Universității din Craiova, seria Agricultură – Montanologie – Cadastru (Annals of the University of Craiova - Agriculture, Montanology, Cadastre Series) Vol. XLV, 2015, pp. 202 -206.
2. I.Sărăcin, O. Pandia, C. Netoiu, I. Ganea, **I. A. Sărăcin**, V. Iordache, Study on an application for treatment plant equipment in forestry seed livezile, Analele Universității din Craiova, seria Agricultură – Montanologie – Cadastru (Annals of the University of Craiova - Agriculture, Montanology, Cadastre Series) Vol. XLVI 2016, pp. 547- 554.
3. Prof. Habil. PhD. Eng. Sărăcin I., Assoc. Prof. PhD. Eng. Pandia O, **Sărăcin I.A.**, Section for seed bed milling cutter and maintenance in vegetable crops, Proceedings of International Symposium ISB-INMA TEH, Agricultural and Mechanical Engineering, 2017, pp.511-514.(indexat CABI)
4. Iordache V., Sărăcin I., Iordache S, **Sărăcin I.A**, Pandia O, The correlation between the number of knives on the impeller and the travel speed, on the harrows with vertical impeller, International Symposium ISB-INMA TEH, 2019, pp. 904-907.(indexat CABI)

H. Articole publicate în conferințe cotate BDI

1. Sărăcin Ion, Pandia Olimpia, **Sărăcin Ioan Alexandru**, Mechanical sowing of small and very small seeds (in alveoli), VIII International Scientific Agriculture Symposium „AGROSYM 2017“, 2017, pp. 439 – 444.

I. Lucrări publicate, prezentate și susținute la conferințe naționale și internaționale

1. **I.A. Sărăcin**, Polimerii și clusterii din smalțul dentar, Analele Universității din Craiova, seria Chimie (Annals of the University of Craiova Chemistry Series) Vol. Special ediția X-a / ISSN 1223-5288, 2018, pp. 20.

2. **I.A. Sărăcin**, Analiza factorilor de care depind proprietățile mecanice ale compozitelor dentare, Analele Universității din Craiova, seria Chimie (Annals of the University of Craiova Chemistry Series) Vol. Special ediția X-a /ISSN 1223-5288, 2018, pp. 38.
3. **I.A. Sărăcin**, Factorii care afectează proprietățile mecanice ale compozitelor dentare, Analele Universității din Craiova, seria Chimie (Annals of the University of Craiova Chemistry Series) Vol. Special ediția XI-a/ISSN 1223-5288, 2019, pp. 21.
4. **I.A. Sărăcin**, Simularea comportării mecanice a compozitelor dentare la frezare, Analele Universității din Craiova, seria Chimie (Annals of the University of Craiova Chemistry Series) Vol. Special ediția XI-a/ISSN 1223-5288, 2019, pp. 29.