

CERCETĂRI PRIVIND MODELAREA NUMERICĂ A PATOLOGIIILOR DE NATURĂ MECANICĂ ALE MEMBRANEI TIMPANICE

Teză destinată obținerii
titlului științific de doctor inginer
la
Universitatea *Politehnica* din Timișoara
în domeniul INGINERIE MECANICĂ
de către

Ing. Karla-Noemy Berdich

Conducător științific:
Referenți științifici:

Prof.univ.dr.ing. Nicolae Faur
Prof.univ.dr.ing. Anton Hadăr
Conf.univ.dr. Jenel-Marian Pătrașcu
Prof.univ.dr.ing. Liviu Marșavina

Ziua susținerii tezei: 12.12.2013

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- | | |
|---|--|
| 1. Automatică | 9. Inginerie mecanică |
| 2. Chimie | 10. Știința calculatoarelor |
| 3. Energetică | 11. Știința și ingineria materialelor |
| 4. Ingineria chimică | 12. Ingineria sistemelor |
| 5. Inginerie civilă | 13. Inginerie energetică |
| 6. Inginerie electrică | 14. Calculatoare și tehnologia informației |
| 7. Inginerie electronică și telecomunicații | 15. Ingineria materialelor |
| 8. Inginerie industrială | 16. Inginerie și management |

Universitatea *Politehnica* din Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul școlii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2013

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Universității *Politehnica* din Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,
tel./fax. 0256 403823
e-mail: editura@edipol.upt.ro

Cuvânt înainte

Teza de doctorat cu titlul „Cercetări privind modelarea numerică a patologiilor de natură mecanică ale membranei timpanice” a fost elaborată pe parcursul activității mele în cadrul Departamentului de Mecanică și Rezistența materialelor al Universității *Politehnica* din Timișoara.

Mulțumiri deosebite se cuvin conducătorului de doctorat Prof.dr.ing. Nicolae FAUR, pentru sfaturile prețioase și sprijinul oferit cu profesionalism în toate problemele apărute pe parcursul cercetării și redactării acestei lucrări.

Sunt recunoscătoare conducerii și membrilor Departamentului de Mecanică și Rezistența Materialelor, în frunte cu Domnul Ș.l.dr.ing. Mihai HLUȘCU, pentru asigurarea condițiilor optime de lucru și pentru sprijinul profesional permanent de care au dat dovadă.

Adresez mulțumiri deosebite și întreaga mea considerație cadrelor didactice ale Departamentului de Inginerie Medicală al Univerității din Porto, Portugalia, în mod special Domnului Prof.dr.ing. Renato NATAL-JORGE, care m-au sprijinit în timpul stagiului de cercetare desfășurat în cadrul acestei instituții.

Mulțumiri și Domnului Ș.l.dr.ing. Antonius STANCIU pentru îndrumarea și ajutorul acordat în alegerea direcției de cercetare și în facilitarea contactului cu lumea medicală.

De asemenea, aș dori să mulțumesc tuturor celor care mi-au fost alături, m-au susținut și m-au ajutat în tot acest răstimp, precum și managementului Proiectului Burse Doctorale 77265.

Nu în ultimul rând, doresc să mulțumesc dragului meu soț, Lorand KUN, și familiei mele pentru dragostea, răbdarea și sprijinul acordat, ori de câte ori a fost nevoie.

Timișoara, noiembrie 2013

Ing. Karla-Noemy BERDICH

Teza de doctorat a fost elaborată cu sprijin parțial din grantul strategic POSDRU/CPP107/DMI1.5/S/77265 (2010), cofinanțat din Fondul Social European "Investește în oameni", în cadrul Programului Operațional Sectorial de Dezvoltare al Resurselor Umane 2007-2013.

Berdich, Karla-Noemy

Cercetări privind modelarea numerică a patologiilor de natură mecanică ale membranei timpanice

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 140, Editura Politehnica, 2013, 108 pagini, 71 figuri, 6 tabele.

ISSN: 1842-4937

ISBN: 978-606-554-742-1

Cuvinte cheie:

membrana timpanică, metoda elementelor finite, miringoscleroză, perforație de timpan, miringotomie, nivelul presiunii sonore.

Rezumat,

Lucrarea abordează problematici puternic interdisciplinare și împletește ingineria mecanică cu ingineria medicală, ingineria materialelor și medicină. Cercetările au avut ca scop studierea cu ajutorul unui model cu elemente finite al urechii umane următoarelor patologii de natură mecanică ale timpanului: miringoscleroza, perforațiile de timpan, procedura de drenare a timpanului în timpul infecțiilor cronice. S-au conceput mai multe metode de modelare și modele de calcul ce au avut ca scop studiul unor aspecte controversate ale acestor patologii, aspecte dificil de cercetat prin alte unelte de cercetare precum sunt studiile clinice. Rezultatele au fost validate prin realizarea unei proceduri de validare experimentale, bazată pe cazuri reale ale patologiilor studiate.

CUPRINS

LISTA DE FIGURI	7
LISTA DE TABELE	10
1. IMPORTANȚA ȘI ACTUALITATEA TEMEI DE CERCETARE	11
2. STADIUL ACTUAL PRIVIND MODELAREA NUMERICĂ A PATOLOGIILOR DE NATURĂ MECANICĂ ALE MEMBRANEI TIMPANICE	13
2.1. Noțiuni fundamentale privind structura și funcționarea analizorului acustic uman	13
2.1.1. Noțiuni de anatomie ale urechii umane	13
2.1.2. Noțiuni privind propagarea și percepția undelor sonore.....	17
2.2. Stadiul actual privind modelarea numerică a structurilor analizorului acustic.....	25
2.2.1. Evoluțiile curente în modelarea cu elemente finite a analizorului acustic.....	25
2.3. Concluzii	34
3. CERCETĂRI PRIVIND MODELAREA NUMERICĂ A PATOLOGIILOR DE NATURĂ MECANICĂ ALE MEMBRANEI TIMPANICE.....	36
3.1. Modele matematice constitutive.....	36
3.1.1. Modele elastice.....	36
3.1.2. Modele hiperelastice.....	40
3.2. Modelul numeric cu elemente finite al urechii umane realizat în cadrul Universității din Porto, Portugalia (FEUP)	41
3.2.1. Descrierea modelului.....	42
3.2.2. Proprietăți de material.....	46
3.2.3. Condiții de contur	48
3.3. Cercetări numerice privind patologia urechii numită miringoscleroză	49
3.3.1. Considerații generale privind miringoscleroza.....	49
3.3.2. Proprietățile de material ale plăcilor de miringoscleroză.....	50
3.3.3. Studiul gradului de calcifiere al timpanului datorită miringosclerozei.....	51
3.3.4. Studiul dependenței de localizare și dimensiune a plăcilor de miringoscleroză	54
3.4. Cercetări numerice privind studiul comparativ al tratamentului otitei medii prin incizia membranei timpanice și prin inserție de tub de drenaj	63
3.4.1. Considerații generale privind miringotomia	63
3.4.2. Studiul efectului inciziei și a inserției tubului de drenaj în membrana timpanică asupra transferului sunetelor în urechea medie.....	66
3.4.3. Studiul tensiunilor determinate de incizia și inserția tubului de drenaj în membrana timpanică	68
3.5. Cercetări numerice privind efectele perforațiilor membranei timpanice.....	74
3.5.1. Considerații generale privind perforațiile membranei timpanice.....	74
3.5.2. Studiul efectului poziției perforațiilor membranei timpanice asupra transferului sunetelor în urechea medie	75
3.6. Concluzii	78

4. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND VALIDAREA MODELELOR NUMERICE ALE PATOLOGILOR DE NATURĂ MECANICĂ ALE MEMBRANEI TIMPANICE	80
4.1. Considerații generale	80
4.2. Validarea experimentală a condiției patologice: miringoscleroză în formă de „arcus senilis”	81
4.3. Validarea experimentală a condiției patologice: miringoscleroză în jumătatea inferioară a membranei timpanice.....	85
4.4. Validarea experimentală a condiției patologice: perforație la limita dintre cadranele AS și AI cu miringoscleroză în jumătatea anterioară a membranei timpanice.....	88
4.5. Concluzii	91
5. CONCLUZII GENERALE	92
6. CONTRIBUȚII PERSONALE ȘI PERSPECTIVE PRIVIND VALORIFICAREA REZULTATELOR CERCETĂRII	94
BIBLIOGRAFIE	96
ANEXA 1.....	104
ANEXA 2.....	105
ANEXA 3.....	106

LISTA DE FIGURI

Figura 2.1 Urechea externă [www.medel.com]	14
Figura 2.2 Urechea medie [www.medel.com]	15
Figura 2.3 Urechea internă [www.medel.com]	17
Figura 2.4 Exemple de sunete și nivelul lor în decibeli [www.moldex-europe.com]	21
Figura 2.5 Intensitatea acustică și nivelul sonor	21
Figura 2.6 Curbele Robinson-Dudson [1956]	22
Figura 2.7 Sunetul pur	23
Figura 2.8 Unde armonice	24
Figura 2.9 Model al urechii de pisică [Ladak și Funnel, 1996]	26
Figura 2.10 Model al urechii umane [Koike et al., 2002]	27
Figura 2.11 Model al urechii umane [Gan et al., 2004]	29
Figura 2.12 Model al urechii umane [Bornitz et al., 2010]	32
Figura 2.13 Model al urechii cu tub de ventilație inserat în timpan [Prendergast et al., 1999]	34
Figura 3.1 Diagrama forță-deformație în cazul unui corp supus la tracțiune	36
Figura 3.2 Imagine CT folosită la reconstrucție	42
Figura 3.3 Segmentarea structurilor urechii medii (a-nicovala, b-timpanul).....	43
Figura 3.4 Structurile geometrice 3D finale ale oscioarelor și membranei timpanice	44
Figura 3.5 Detaliu pentru modelul de membrana timpanică discretizată, formată din trei straturi, cu pars tensa fixată pe exterior	44
Figura 3.6 Modelul complet al urechii medii format din timpan, oscioare, ligamente și mușchi	45
Figura 3.7 Miringoscleroza timpanului cu forma „arcus senilis”	52
Figura 3.8 Interfața program de modelare Femap®	52
Figura 3.9 Variația deplasării piciorului scăriței în funcție de calcifierea timpanului prin miringoscleroză	53
Figura 3.10 Timpanul (pars tensa) împărțit în 4 cadrane pentru studiul efectului localizării și dimensiunii plăcilor de MS (PS - posterior/superior; AS - anterior/superior; PI - posterior/inferior; AI - anterior/inferior).....	54
Figura 3.11 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranul posterior-superior	55
Figura 3.12 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranul anterior-superior	55
Figura 3.13 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranul posterior-inferior	56
Figura 3.14 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranul anterior-inferior	56
Figura 3.15 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele posterior-superior și anterior-superior.....	57
Figura 3.16 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele anterior-superior și anterior-inferior	57
Figura 3.17 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele posterior-inferior și anterior-inferior	58
Figura 3.18 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele posterior-superior și posterior-inferior.....	58

Figura 3.19 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele posterior-superior, posterior-inferior și anterior-inferior.....	59
Figura 3.20 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele anterior-superior, posterior-superior și posterior-inferior	59
Figura 3.21 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele posterior-inferior, anterior-inferior și anterior-superior	60
Figura 3.22 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele anterior-inferior, anterior-superior și posterior-superior.....	60
Figura 3.23 Variația deplasării piciorului scăriței la afectarea timpanului de miringoscleroză, pe câte un cadran.....	61
Figura 3.24 Variația deplasării piciorului scăriței la afectarea timpanului de miringoscleroză, pe câte două cadrane.....	62
Figura 3.25 Variația deplasării piciorului scăriței la afectarea timpanului de miringoscleroză, pe câte trei cadrane.....	63
Figura 3.26 Incizia membranei timpanice cu un scalpel [www.medscape.com]	64
Figura 3.27 Tub de drenaj inserat în membrana timpanică (cadranel inferior-anterior) [www.ent-specialist.org]	65
Figura 3.28 Model al urechii cu incizie în partea inferior-anterioară a timpanului....	66
Figura 3.29 Schema tubului Reuter-Bobin utilizat în model.....	67
Figura 3.30 Model al urechii cu inserție de tub de drenaj în timpan.....	67
Figura 3.31 Variația deplasării piciorului scăriței pentru modelul de calcul cu incizie și respectiv cu inserție de tub de drenaj (80 dB)	68
Figura 3.32 Puncte în care s-au determinat tensiunile din timpan pentru tubul de drenaj	69
Figura 3.33 Puncte în care s-au determinat tensiunile din timpan pentru incizie.....	69
Figura 3.34 Variația tensiunilor Von Mises pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 100 Hz.....	70
Figura 3.35 Variația tensiunilor Von Mises pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 441 Hz.....	71
Figura 3.36 Variația tensiunilor Von Mises pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 1124 Hz.....	71
Figura 3.37 Variația tensiunilor Von Mises pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 2148 Hz.....	72
Figura 3.38 Variația tensiunilor Von Mises pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 3855 Hz.....	72
Figura 3.39 Variația tensiunilor Von Mises pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 7958 Hz.....	73
Figura 3.40 Perforație în timpan cu degajare a lichidului infectat din cavitatea urechii medii [www.rhes_cmu.ac.th]	74
Figura 3.41 Modelul numeric pentru perforație de timpan în cadranul posterior-superior.....	75
Figura 3.42 Modelul numeric pentru perforație de timpan în cadranul posterior-inferior	76
Figura 3.43 Modelul numeric pentru perforație de timpan în cadranul posterior-inferior	76
Figura 3.44 Modelul numeric pentru perforație de timpan în cadranul anterior-inferior	77
Figura 3.45 Variația deplasării scăriței pentru cele 4 condiții patologice (perforație de 2 mm diametru în cadranele PS, PI, AS, AI).....	78
Figura 4.1 Exemplu audiogramă [www.cohandsandvoices.org]	81

Figura 4.2 Imagine otoscopică folosită pentru validarea metodei de modelare a miringosclerozei.....	82
Figura 4.3 Model de calcul al patologiei miringoscleroză în formă de „arcus senilis”	83
Figura 4.4 Variația deplasării piciorului scăriței pentru miringoscleroza în formă de „arcus senilis”	84
Figura 4.5 Audiograma tonală pentru miringoscleroza în formă de „arcus senilis” ..	84
Figura 4.6 Imagine otoscopică folosită pentru validarea metodei de modelare a miringosclerozei.....	85
Figura 4.7 Model de calcul al patologiei miringoscleroză în partea inferioară a timpanului	86
Figura 4.8 Variația deplasării piciorului scăriței pentru miringoscleroza în partea inferioară a timpanului.....	87
Figura 4.9 Audiograma tonală pentru miringoscleroza în partea inferioară a timpanului	87
Figura 4.10 Imagine otoscopică folosită pentru validarea metodei de modelare a miringosclerozei.....	88
Figura 4.11 Model de calcul al patologiei miringoscleroză în partea inferioară a timpanului	89
Figura 4.12 Variația deplasării piciorului scăriței pentru miringoscleroza în partea inferioară a timpanului.....	90
Figura 4.13 Audiograma tonală pentru miringoscleroza în partea inferioară a timpanului	91

LISTA DE TABELE

Tabel 2.1 Presiuni acustice pentru diferite sunete	20
Tabel 3.1 Module elastice în cazul corpurilor liniar izotropice și relațiile dintre ele ..	40
Tabel 3.2 Proprietăți de material pentru structurile din modelul FEUP.....	46
Tabel 3.3 Parametrii constitutivi Yeoh pentru ligamente.....	48
Tabel 3.4 Proprietățile hidroxiapatitei [Ching, 2009].....	51
Tabel 3.5 Proprietățile plăcuțelor de miringoscleroză	51
Tabel 3.6 Frecvențe utilizate în simulări	70

1. IMPORTANȚA ȘI ACTUALITATEA TEMEI DE CERCETARE

Tema de cercetare aleasă are un caracter puternic interdisciplinar deoarece abordează probleme medicale prin unelte ingineresti. Astfel s-au ales două patologii ale membranei timpanice, miringoscleroza (calcifierea membranei timpanice) și perforația de timpan, și o procedură medicală care s-a studiat cu ajutorul metodei cu elemente finite prin elaborarea unor modele de calcul ale urechii. De asemenea, toate problematicile abordate au un caracter puternic mecanic dar se aplică în domeniul medical.

Dezvoltarea modelelor de calcul cu elemente finite ale structurilor anatomice reprezintă o importantă metodă de cercetare ce oferă adevărate unelte de studiu și analiză în special acolo unde crearea unui program experimental costisitor și elaborat nu este posibilă, sau ca în cazul acestei cercetări, când structurile anatomice studiate sunt prea mici sau greu de accesat.

Domeniul cercetării prin modelare numerică a analizorului acustic are deja 40 de ani de cercetare. În pofida experienței de 4 decenii acest domeniu a oferit cele mai mari inovații în ultimii ani odată cu puternica dezvoltare tehnologică a lumii.

În prezent există mai puțin de 10 modele numerice ale urechii total funcționale și validate în lume. Acest fapt atestă necesitatea cercetării și dezvoltării acestui domeniu.

Odată validate aceste modele pot aduce lumină în controversele lumii medicale și, în special datorită caracterului ingineresc, pot să privească funcțiunile, patologiile, structurile studiate din cu totul altă perspectivă. Aceasta a fost și motivul pentru care s-a ales cercetarea unor patologii a căror etiologie și dezvoltare nu a putut fi încă explicată prin studii clinice medicale.

O altă latură de mare importanță este observația că în lipsa cercetărilor cu modele numerice se pot realiza studii clinice, dar acestea vor avea un caracter strict medical și sunt de cele mai multe ori costisitoare, consumatoare de timp și dificil de realizat.

Cu toate că modelele cu elemente finite actuale reprezintă unelte folosite pentru o mai bună înțelegere a biomecanicii urechii medii umane, la ora actuală nici un model nu este acceptat drept o unealtă pentru diagnosticare, planificare chirurgicală sau învățământ. Este evident că mai este nevoie de multă cercetare în acest domeniu pentru a îmbunătăți validitatea modelelor cu elemente finite ale urechii umane și pentru a mări spectrul de posibile aplicații.

Având cele descrise mai sus în vedere, obiectivele propuse în cercetarea elaborată au fost:

- Elaborarea unei caracterizări de material pentru miringoscleroză, în premieră în domeniul modelelor numerice ale urechii, care să ia în considerare studiile privind formarea și dezvoltarea acesteia.

12 Importanța și actualitatea temei de cercetare - 1.

- Realizarea unor modele numerice ale membranei timpanice prin care să se răspundă la următoarele problematice medicale:
 - Dependența transferului undelor sonore în urechea medie de gradul de calcifiere al timpanului prin miringoscleroză
 - Dependența transferului undelor sonore în urechea medie de suprafața acoperită de miringoscleroza timpanului
 - Dependența transferului undelor sonore în urechea medie de localizarea miringosclerozei în membrana timpanului
 - Dependența transferului undelor sonore în urechea medie de localizarea perforației de timpan
 - Determinarea comparativă a tensiunilor generate de cele două proceduri de drenare a cavității urechii medii: incizie simplă și inserție de tub de drenaj.
- Validarea modelelor numerice prin compararea cu literatura de specialitate și prin elborarea unui program de validări experimentale.

2. STADIUL ACTUAL PRIVIND MODELAREA NUMERICĂ A PATOLOGIIILOR DE NATURĂ MECANICĂ ALE MEMBRANEI TIMPANICE

Tema de cercetare privind modelarea numerică a patologiilor de natură mecanică ale membranei timpanice are un caracter puternic multidisciplinar vizând cunoștințe din domenii precum mecanica, medicina și biomecanica. În consecință abordarea unei astfel de teme presupune o vastă documentare în toate aceste domenii. Din acest motiv în cadrul capitolului de studiu privind stadiul actual al cercetării în domeniul modelării numerice a patologiilor de natură mecanică ale membranei timpanice am considerat util să prezint pentru început câteva noțiuni fundamentale privind structura și funcționarea analizorului acustic uman.

2.1. Noțiuni fundamentale privind structura și funcționarea analizorului acustic uman

Urechea este un organ extraordinar. Ea captează undele sonore din jur și le transformă în informații care pot fi înțelese de către creier. Una dintre cele mai remarcabile caracteristici ale urechii este faptul ca acest proces, de percepție a sunetelor, este preponderent mecanic [Gan, 2007; Vollandri, 2012]. Celelalte simțuri, mirosul, gustul, vederea, implică reacții chimice pe când analizorul acustic se bazează pe mișcarea diferitelor componente datorită vibrațiilor undelor sonore. Acest capitol descrie componentele anatomice ale urechii și cum acestea interacționează pentru a facilita percepția sunetelor. Tot în acest capitol se vor prezenta caracteristicile principale ale sunetelor.

2.1.1. Noțiuni de anatomie ale urechii umane

Urechea constă din trei părți: urechea externă, urechea medie și urechea internă. Urechea internă se împarte la rândul ei în aparatul vestibular, pentru echilibru, și cohlee care are rol în auz. Sunetul propagat prin urechea externă și cea medie ajunge la cohlee unde este separat în funcție de frecvență și este tradus de către celule ciliate într-un cod neuronal transmis prin fibrele nervului auditiv.

Urechea externă

Partea vizibilă, exterioară a urechii externe se numește conca auriculară sau pavilion, are formă de pâlnie și rol de a capta sunetele din mediul înconjurător și de a le transmite mai departe prin canalul auricular (Figura 2.1). Pavilionul este alcătuit din cartilaj acoperit cu piele, astfel că este flexibil.

Canalul auricular are o formă de S întins, o lungime de aproximativ 2,5 cm și un diametru de aproximativ de 0,6 cm [Moller, 2006]. Zona mediană marchează o deschidere a osului cranian. Astfel, partea exterioară a canalului este formată din cartilaj. Toată suprafața canalului este acoperită cu peri fini și cu țesut epitelial care

secretă cerumen. Canalul auricular nu are glande sudoripare și are abilitatea de a se curăța singur. Atunci când mestecăm, celulele moarte din canalul auditiv (care este puțin flexibil) sunt eliminate odată cu ceara.

La persoanele care au proteze auditive, datorită transformărilor care au loc în canalul auditiv în timpul procesului de masticăție sau atunci când râdem, sunetul care provine de la aparatul auditiv se poate strecura pe lângă olivă, ducând la apariția așa-numitului feedback acustic (șuieratul, sau fluieratul care se aude în interiorul instrumentului). Acest fenomen se diminuează atunci când proteza auditivă este așezată aproape de timpan, în zona osoasă a canalului auditiv [Urmă, 1982].

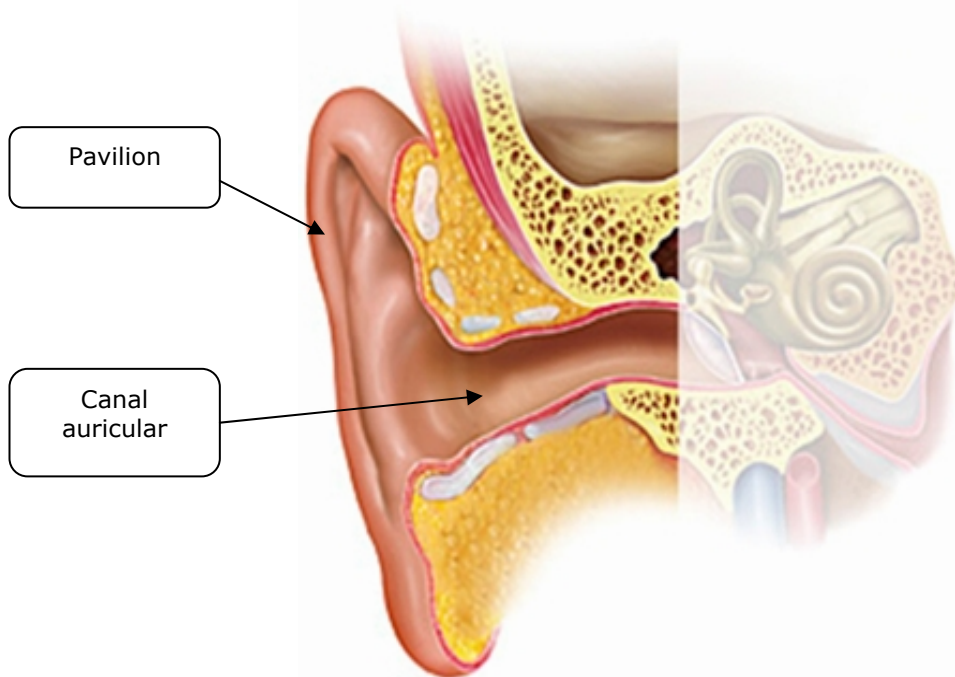


Figura 2.1 Urechea externă [www.medel.com]

Urechea medie

Urechea medie (Figura 2.2) are o construcție mai puțin simplă decât cea externă. La capătul intern al canalului auditiv se găsește timpanul sau membrana timpanică. Aceasta este un disc delicat, întins asemenea unui con care separă cavitatea timpanică (a urechii medii) de canalul auditiv. Într-o ureche sănătoasă, timpanul are o culoare gri aprins și (mai ales la persoanele tinere) este ușor transparent. Aspectul timpanului oferă informații despre prezența unor anomalii sau inflamații, dar evaluarea acestui aspect nu este niciodată ușoară.

Cavitatea timpanică este un spațiu plin cu aer legat de exterior prin așa-numita trompă a lui Eustachio, care comunică cu nazofaringele.

Cavitatea timpanică este de asemenea legată de osul tare din spatele urechii (osul mastoid). În cavitatea timpanică se găsesc cele trei oscioare — *ciocanul*, *scărița* și *nicovală* legate de cavitate prin ligamente.

Oscioarele sunt articulate unul de altul și conduc vibrațiile timpanului către urechea externă. „Mânerul” ciocanului este lipit de ciocan, capul ciocanului se află în cavitatea nicovalei, care este conectată la scăriță, a cărei platină se potrivește exact în *fenestra ovalis* sau fereastra ovală, care marchează intrarea în urechea internă. Aceasta din urmă este plină cu lichid.

Funcționarea urechii medii. Urechea medie asigură transformarea undelor sonore din aer în vibrații ale fluidului din urechea internă, lucru care nu se petrece automat. Suprafața de contact dintre lichid și aer cauzează o reflecție a sunetului; o funcție importantă a urechii medii este aceea de a atenua pierderea de energie ce se produce la contactul dintre lichid și aer. Acest lucru se produce în două feluri. Suprafața timpanului este mai mare decât suprafața părții plate a scăriței. Presiunea lichidului din urechea internă devine de 30 de ori mai mare decât presiunea sunetului pe timpan [Moller, 2006]. Apoi, punctele de articulație ale oscioarelor sunt poziționate astfel încât mișcarea la nivelul ferestrei ovale devine mai redusă, dar forța corespunzătoare crește (acest efect este mai redus decât primul). Astfel se compensează pierderea de energie care ar avea loc dacă sunetul din exterior s-ar lovi direct de lichidul din urechea internă.

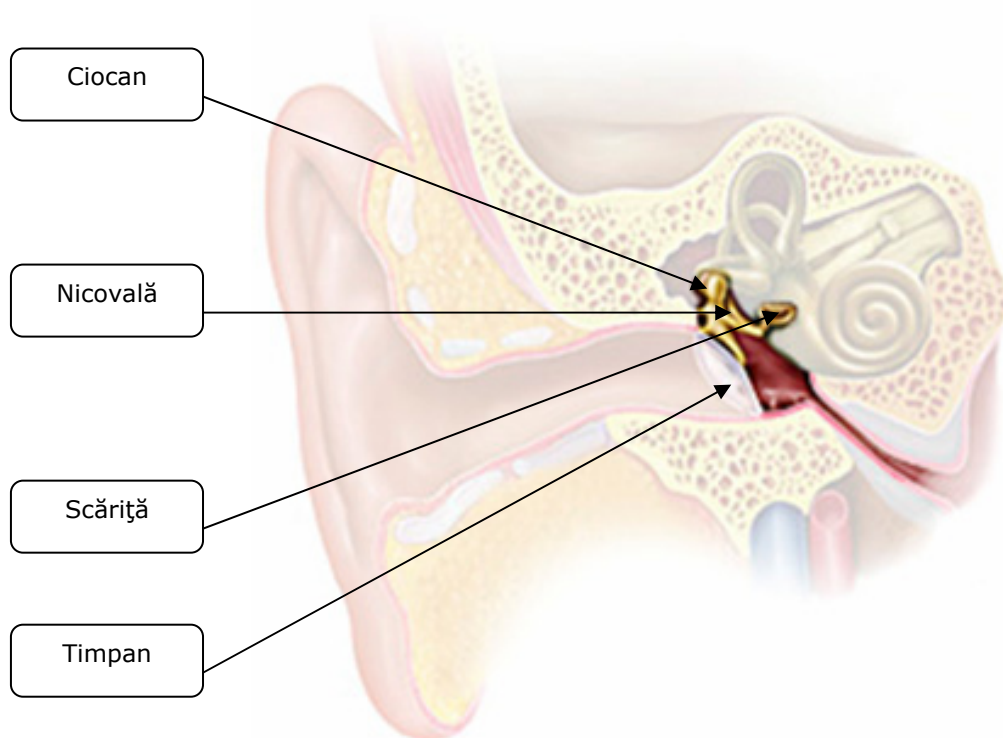


Figura 2.2 Urechea medie [www.medel.com]

Mușchii din urechea medie. Urechea medie are doi mușchi de mici dimensiuni: *musculus tensor tympani*, care este atașat de timpan, și *musculus stapedius* sau mușchiul scăriței, atașat printr-un tendon de capătul scăriței.

Acești mușchi asigură o oarecare fermitate lanțului de oscioare, dar mușchiul scăriței mai are o funcție interesantă: atunci când sunetele sunt foarte puternice, el se contractă și „trage” scărița, împiedicând transferul sunetului; acest fenomen poartă denumirea de reflex acustic, și protejează urechea internă de semnale prea puternice. Acest mușchi se contractă și atunci când căscăm, astfel că o persoană care cască aude mult mai puțin decât în mod normal.

Trompa lui Eustachio. Urechea medie este o cavitate închisă, plină cu aer. Prin mucoasa care căptușește această cavitate, aerul este absorbit în sânge astfel că presiunea din cavitate scade și presiunea externă a aerului împinge timpanul înăuntru, astfel că nivelul sunetului scade; se schimbă de asemenea și tonalitatea vocii. Trompa lui Eustachio rămâne închisă în majoritatea timpului, deoarece dacă am respira prin intermediul trompei, al nazofaringelui și al urechii medii, acest lucru ar cauza pulsații de presiune pe timpan. Când înghițim și când căscăm, un mic mușchi deschide trompa pentru un moment, permițând intrarea aerului proaspăt și evacuarea mucusului. Dacă membrana se umflă, trompa nu se mai deschide când înghițim; atunci când urcăm sau coborâm prea repede într-un avion, presiunea externă a aerului se modifică pe când cea din urechea medie rămâne constantă. Soluția la această neplăcere este fie să căscăm, fie să înghițim ferm.

Urechea internă

Urechea internă este partea cea mai importantă și mai complexă a urechii (Figura 2.3). Este o cavitate plină cu lichid în interiorul osului pietros (os petrosum). Este alcătuită din: *vestibul*, *canalele semicirculare* și *cochlee*. În peretele extern al vestibulului se găsesc două orificii: fereastra ovală în care se potrivește perfect partea plată a osului scăriței și lângă ea fereastra rotundă. Vestibulul comunică direct cu canalele semicirculare și cu cochleea. Cochleea este organul receptor al sunetului. În vestibul se găsesc două cavități: *utrícula* și *sacula*, care împreună cu canalele semicirculare alcătuiesc organul echilibrului. Sacula și utrícula conțin amândouă un organ senzorial și asigură percepția accelerațiilor liniare. Funcția canalelor semicirculare este aceea de a înregistra rotația în jurul axei corporale.

Cochleea. Cochleea umană este o cavitate în formă de tub în interiorul osului pietros, care merge în spirală, rotindu-se de două ori și jumătate în jurul axului central. Are forma unei cochilii de melc. Între fereastra ovală și fereastra rotundă se găsește o porțiune alungită care începe din vestibul și traversează întreaga cochlee. În vârful său se găsește un mic orificiu, numit helicotrema, astfel că cele două jumătăți rămân conectate. Extremitatea dinspre fereastra ovală se numește *scala vestibuli*, iar porțiunea care se termină la fereastra ovală se numește *scala tympani*. Întreaga cavitate este plină cu un lichid numit perilimfă.

Septul. Septul este cea mai importantă parte a cochleei. În cea mai mare parte, el constă dintr-un canal umplut cu un alt tip de lichid, endolimfa. Aceasta este despărțită de perilimfă printr-o membrană foarte subțire, membrana lui Reissner. Lateral de *scala tympani* se găsește o membrană mai groasă, membrana bazilară. Sunetul care intră în cochlee face ca cele două membrane să vibreze. Pe membrana bazilară se sprijină (pe toată lungimea sa) organul spiralat care conține receptorii senzoriali speciali ai auzului. Acest organ se numește organul lui Corti.

Organul lui Corti. Organul lui Corti conține celule conectate pe interior cu terminațiile nervului auditiv. Cealaltă parte a acestor celule conține un număr de perișori foarte subțiri (numiți cili) îndreptați spre exterior și înveliți într-o membrană numită membrana lui Corti sau membrana tectorială. Punctele în care se conectează membrana tectorială și cea bazilară nu coincid. Prin urmare, cili se pot îndoi atunci când se mișcă membrana bazilară, ceea ce dă naștere la semnale electrochimice în nervul auditiv.

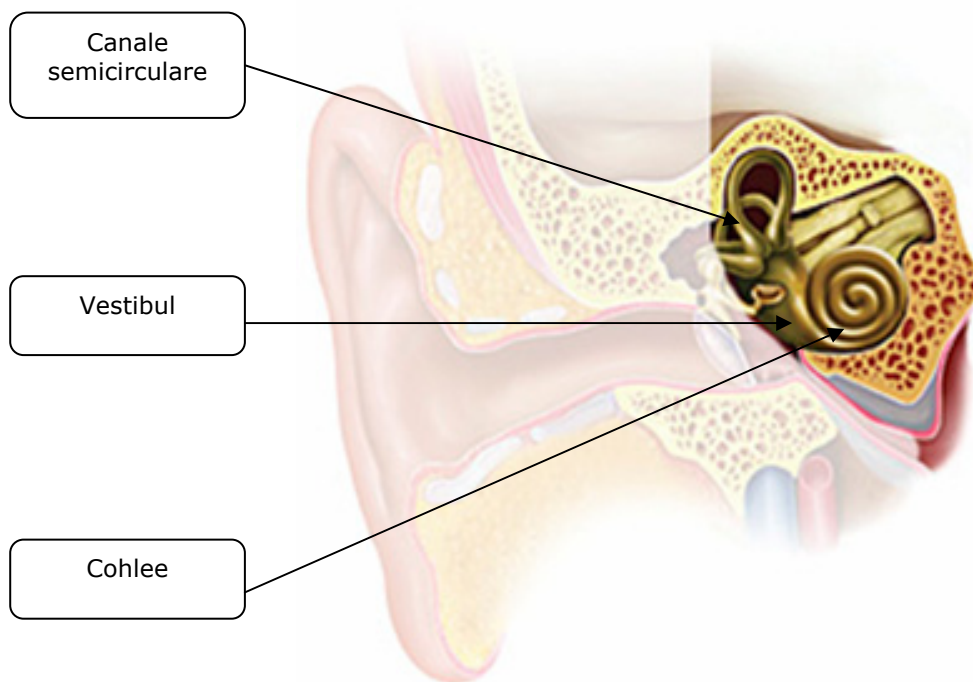


Figura 2.3 Urechea internă [www.medel.com]

La o examinare mai atentă, celulele de pe interiorul și exteriorul canalului lui Corti diferă atât prin formă cât și prin funcțiile pe care le îndeplinesc. Există mai multe straturi de celule: celulele capilare (un strat) și celulele capilare exterioare (între trei și cinci straturi). Pornind de la tipul de fibră nervoasă din celule, celulele capilare din stratul intern au funcția de a trimite informații către creier, iar celulele capilare de pe exterior sunt construite pentru a primi informații de la creier și joacă un rol important în capacitatea de a face diferența între diverse tonalități.

2.1.2. Noțiuni privind propagarea și percepția undelor sonore

Propagarea undelor sonore înseamnă un transport de energie, transmiterea unei anumite stări de mișcare a materiei. Dar, spre deosebire de undele electromagnetice (lumină, căldură, radio etc.), undele sonore nu pot călători în spațiu fără o cale, fără un suport material (gazos, lichid sau solid).

Propagarea se face asemenea oricărei unde cu o anumită viteză și respectând fenomene precum reflexia, difracția, refracția și viteza.

Sunetele din exterior ajung la nivelul urechii și fac să vibreze timpanul. „Mânerul” ciocanului se mișcă și vibrația este transferată către fereastra ovală. Se formează un val de vibrații în lichidul cohlear; acesta nu se comprimă, iar peretele cohleei este rigid, astfel că valul de presiune va înainta prin helicotrema spre fereastra rotundă. Fereastra ovală se mișcă spre interior, fereastra rotundă spre exterior și viceversa. Valul de fluid mișcă membrana bazilară, astfel că aceasta se mișcă în raport cu membrana tectorială. Celulele capilare înregistrează mișcarea și se produce activitate electrochimică, care ajunge prin intermediul nervului auditiv la creier.

Sunetele și zgomotele de orice fel și de orice proveniență se deosebesc între ele prin trei caracteristici (calități) principale: *înălțimea, tăria și timbrul*. Din punct de vedere fiziologic, cele trei caracteristici principale ale sunetului nu sunt independente. Senzația de înălțime este influențată de tărie și timbru; cea de tărie este influențată de înălțime etc. De aceea măsurătorile de laborator se efectuează menținând anumite valori constante pentru caracteristicile care nu interesează în momentul respectiv.

Înălțimea sunetelor

Înălțimea este „calitatea sunetelor de intensități sensibil egale de a putea fi înscrise pe o scară subiectivă, variind în sensul axei reale pozitive (de la „joase” la „înalte”), corespunzător cu variația în același sens a frecvenței.”¹

Corespondența dintre frecvența de vibrație și senzația de înălțime a sunetului este una din cele mai precise din esteziologie: la aceeași frecvență corespunde totdeauna același sunet și invers. Fără această proprietate a aparatului auditiv nu ar fi posibilă existența scării muzicale și deci nici existența muzicii.

Astfel înălțimea este cea care permite împărțirea sunetelor în trei intervale după cum urmează:

a) *Infrasunetele* reprezintă acele vibrații sonore cu frecvențe cuprinse între 0 și 20 Hz [Chedd, 1970; Urmă, 1982]. Datorită frecvențelor joase urechea umană nu poate auzi infrasunetele. Aceste frecvențe sunt folosite în special de către seismografe pentru monitorizarea cutremurelor de pământ. Infrasunetele devin supărătoare pentru corpul uman dacă au frecvența de 6-9 Hz [Chedd, 1970], considerată de fiziologi ca frecvența proprie de vibrație a corpului uman.

b) *Sunetele audibile* reprezintă vibrațiile sonore cu frecvențe cuprinse între 20 și 20000 Hz [Chedd, 1970; Urmă, 1982]. În acest domeniu au loc cele mai însemnate fenomene vibratorii mecanice din natură care interesează într-un fel sau altul viața umană. În domeniul frecvențelor audibile intră sunetele vorbirii și muzicii, foșnetul frunzelor și șuieratul vântului, bubuitul tunetului, glasul păsărilor și strigătele animalelor, zgomotele motoarelor, vehiculelor, căderii pietrelor și ruperii lemnului, hruitul stâncilor prăbușite și multe altele.

c) *Ultrasunetele* reprezintă vibrațiile sonore cu frecvențe ce depășesc 20000 Hz [Chedd, 1970; Urmă, 1982]. Ultrasunetele sunt folosite în mai multe discipline în special pentru a prelua informații din mediile pe care le penetrează prin reflexia undelor pe suprafețele pe care le întâlnesc.

¹ STAS 1957/2-88, Acustica psiho-fiziologică. Terminologie.

Tăria sunetului – efect subiectiv al intensității undei sonore

În acustică, tăria este definită ca fiind calitatea sunetelor de a fi înscrise pe o scară variind de la „slabe,” la „puternice”, în sensul axei reale pozitive, corespunzător cu variația în același sens a intensității lor acustice.²

Prin intensitate acustică (sau sonoră) — factor obiectiv — se înțelege intensitatea undelor sonore, adică fluxul de energie care străbate unitatea de suprafață perpendiculară pe direcția de propagare a undelor. Intensitatea auditivă reprezintă tăria sunetelor — factor subiectiv.

a) *Intensitatea acustică și puterea acustică.* Unda sonoră poartă energie de la un oscilator la altul vecin, astfel că unda sonoră reprezintă nu un transport de substanță, ci de energie. Mărimile care caracterizează unda din punct de vedere energetic se numesc intensitatea undei, notată cu $I[W/cm^2]$.

Valoarea ei depinde de patru variabile, conform relației:

$$I = 2\pi^2 A^2 f^2 \rho v \quad (2.1)$$

Unde:

A este amplitudinea de oscilație;

f frecvența;

ρ masa unității de volum;

v viteza de propagare a undei.

Astfel putem spune că, într-un anumit mediu, intensitatea acustică crește cu pătratul frecvenței și al amplitudinii deoarece ultimele două sunt mărimi care caracterizează mediul străbătut de undă, iar primele sunt mărimi ce caracterizează unda în sine.

Energia acustică radiată de o sursă sonoră în unitatea de timp se numește *putere acustică* (notată cu P) și se exprimă de obicei în W .

b) *Presiunea acustică.* Măsurarea directă a intensității acustice prezintă dificultăți practice, de aceea s-a recurs la determinarea ei prin intermediul presiunii acustice.

Se știe că propagarea prin aer a undelor acustice înseamnă, de fapt, că aerul este supus la comprimări și dilatări alternative, care se succed în ritmul frecvenței de vibrație a elementului sonor. În lipsa undelor acustice, presiunea aerului în orice punct este aceeași, egală cu presiunea statică (atmosferică). În prezența undelor acustice, ca urmare a comprimărilor și rarefierilor, presiunea totală într-un punct oarecare devine alternativ mai mică și mai mare decât presiunea statică. Față de aceasta din urmă, scăderile și creșterile de presiune acustică sunt foarte mici. În cazul celui mai puternic zgomot pe care îl poate suporta urechea umană, variația presiunii acustice este de circa 5000 de ori mai mică decât cea atmosferică [Urmă, 1982].

Presiunea acustică se exprimă în unități caracteristice presiunii:

² STAS 1957/1-88, Acustică fizică și STAS 1957/2-88, Acustică psiho-fiziologică.

$$1 \text{ bar} = 0,1 \text{ MPa} = 10^5 \text{ N/m}^2$$

Tabel 2.1 Presiuni acustice pentru diferite sunete

Exemplu de sunet	Presiunea acustică (N/m^2)
Șoapte, la 1.2 m de ureche	0,0002
Zgomotul orașului, noaptea	0,002
Conversație	0,02
Trafic intens	0,2
Nituire, la 10 m de ureche	2,0
Disconfort auditiv	20,0
Leziuni ale urechii interne	2000,0

c) *Decibelul*. Expriarea în unități absolute a mărimilor ce caracterizează sunetul (puterea în wați, a presiunii acustice în bari și a fluxului de energie acustică în W/m^2) face foarte incomodă măsurarea și calculele, deoarece se ajunge la un șir deosebit de mare de cifre. Astfel, s-a recurs la o simplificare înlocuind scara liniară cu scara logaritmică justificată în principiu de legea Weber-Fechner³ (Figurile 2.4, 2.5).

De asemenea, în locul unităților absolute s-au introdus unități relative, bazate pe noțiunea convențională de „nivel de referință”. Pentru presiunea acustică s-a adoptat drept nivel de referință valoarea $p_0 = 2 \times 10^{-5} \text{ Pa}$. Stabilirea acestui nivel nu este întâmplătoare. El reprezintă pragul inferior de audibilitate, adică cea mai mică valoare a presiunii de la care începe audia. De asemenea, pentru că pragul de audibilitate nu este același pentru toate frecvențele, a trebuit să se stabilească și pentru frecvențe un nivel de referință. Acesta este sunetul de 1000 Hz. Deci pragul de audibilitate este sunetul de frecvență 1000 Hz și presiune acustică p_0 . Pentru intensitatea acustică, nivelul de referință, pentru un sunet de frecvență 1000 Hz, este $I_0 = 10^{-12} \text{ W/m}^2$.

Decibelul (dB) este unitatea de măsură uzuală pentru nivelul de intensitatea acustică — este un submultiplu al belului (B) și anume: $1 \text{ dB} = 0,1 \text{ B}$. Semnificația lui rezultă din următoarele considerații: prin convenție, spunem că nivelul intensității acustice I a unei surse sonore crește cu o unitate (1 B), dacă $\lg I/I_0 = 1$. Aceasta înseamnă că $I = 10I_0$ și deci 1 B reprezintă o intensitatea acustică de 10 ori mai mare decât cea corespunzătoare pragului auditiv inferior. Belul și decibelul sunt deci unități de comparație a intensității a două sunete.

Prin experimentări s-a stabilit că, în cazul unor sunete puternice, creșterea de 10 ori (deci cu 1 B) a intensității acustice este percepută de aparatul auditiv ca o creștere de circa 2 ori a intensității auditive [Urmă, 1982; Chedd, 1970]. Urechea poate însă deosebi și variații mai mici de intensitate și atunci, pentru a nu lucra cu fracțiuni de bel, s-a introdus submultiplul acestuia — decibelul.

³ Justificarea este parțială. Conform formulării ei inițiale, legea Weber-Fechner poate fi concentrată în relația: $S = k \lg I/I_0$ - în care S este mărimea senzației, k (presupusă) constantă, I , mărimea stimulului iar I_0 intensitatea la pragul de audibilitate, când nu există încă senzație sonoră ($S=0$). Ulterior s-a văzut că valoarea k nu este constantă, ci depinde de intensitate și timbru. De aici caracterul aproximativ al acestei legi.

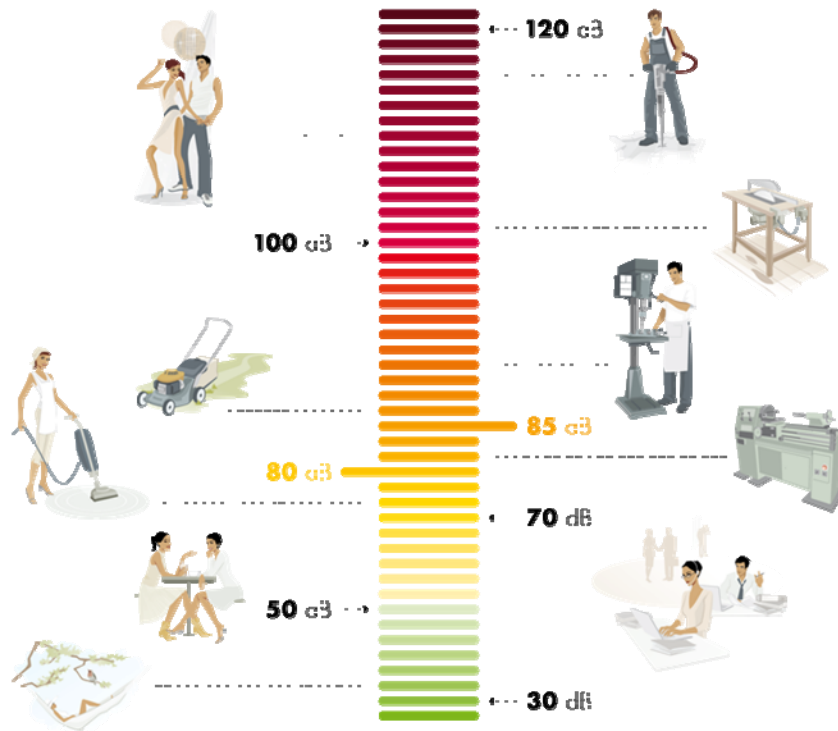


Figura 2.4 Exemple de sunete și nivelul lor în decibeli [www.moldex-europe.com]

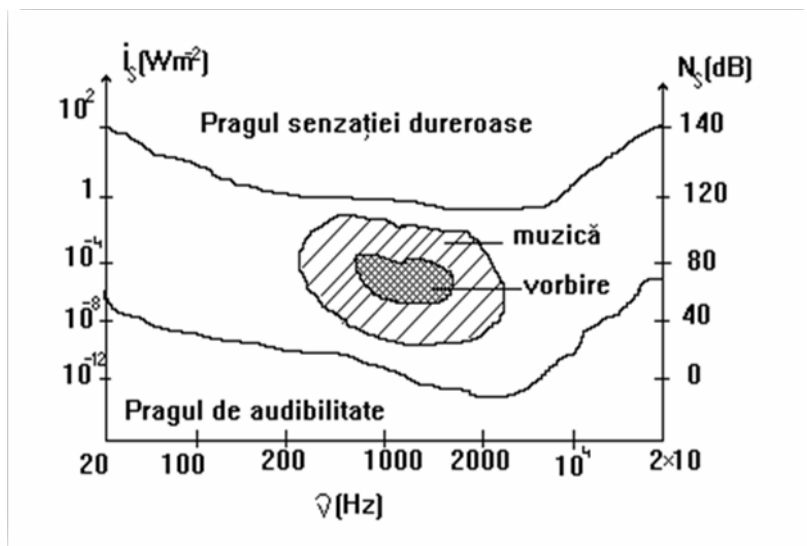


Figura 2.5 Intensitatea acustică și nivelul sonor

Nivelul sonor în decibeli este dat de formulele:

$$N_s = 10 \lg I / I_0$$

$$N_s = 20 \lg p / p_0$$

d) *Intensitatea auditivă (fiziologică) sau tăria (volumul) sunetului.* Intensitatea auditivă — numită în mod obișnuit tăria sunetului — este răspunsul fiziologic la solicitările presiunii sau intensității acustice. Ea se referă deci la mărimea sau valoarea senzației auditive, valoare legată logaritmic de intensitatea acustică prin legea Weber-Fechner. Amintim că, prin tărie, se înțelege însușirea senzației auditive care permite ordonarea sunetelor după o scară de la „slab” la „puternic”. Introducerea mărimii *intensitate auditivă* a fost necesară deoarece urechea omului percepe două sunete care au aceeași intensitate acustică, dar frecvențe diferite, ca două sunete de tărie diferită.

Pentru ordonarea sunetelor sau a zgomotelor după o scară care să țină seama de valoarea senzațiilor produse, s-au introdus două mărimi acustice fiziologice: *nivelul de tărie și tăria*.⁴ Prima se exprimă în foni, iar a doua în soni.

Nivelul de tărie în foni al unui sunet sau zgomot este dat de relația $A = 20 \lg p / p_0$, în care p este presiunea acustică eficace a unui sunet pur de 1000 Hz, apreciată de un ascultător otologic normal ca având o intensitate egală cu aceea a sunetului considerat, iar p_0 presiunea acustică de referință.⁵

Nivelul de tărie în foni se mai poate calcula și cu relația $A = 10 \lg I / I_0$, în care I este intensitatea sunetului de 1000 Hz apreciat de tărie egală cu aceea a sunetului de măsurat, iar I_0 intensitatea sunetului de referință.

Tăria N în soni a unui sunet sau zgomot este numărul care arată de câte ori sunetul sau zgomotul este apreciat de un ascultător otologic normal a fi mai intens decât un sunet pur de 1000 Hz și 40 foni.

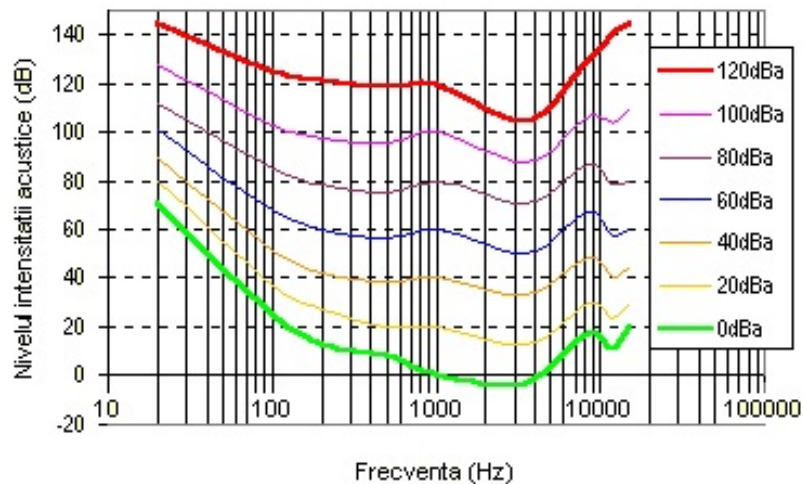


Figura 2.6 Curbele Robinson-Dudson [1956]

⁴ STAS 6451-61. *Exprimarea mărimii fizice și a mărimii fiziologice a sunetelor și a zgomotelor.*

⁵ STAS 6451-61. *Exprimarea mărimii fizice și a mărimii fiziologice a sunetelor și a zgomotelor.*

Numărul care indică nivelul de tărie în foni al unui sunet este egal cu numărul care indică intensitatea acustică în decibeli a sunetului cu frecvența de 1000 Hz care pare urechii la fel de puternic (curbele Robinson-Dudson [1956], Figura 2.6). Scara fonilor coincide cu aceea a decibelilor numai pentru sunetul de 1000 Hz (sunet normal sau de referință) [Urmă, 1982].

Timbrul („culoarea”) sunetului

Nu există lumină fără culoare, după cum nu există culoare fără lumină. Aceste două aspecte ale senzației optice sunt inseparabile, nu pot fi concepute cu existență autonomă. La fel stau lucrurile în domeniul auditiv: nu există sunet fără timbru și nici timbru fără sunet. Sunetul corespunde deci cu lumina, iar timbrul cu culoarea. Deseori percepem ori ne impresionează întâi culoarea sau timbrul și numai după aceea lumina sau sunetul ca atare.

Se pot cita diferite definiții ale timbrului sunetului, variind doar în formă și prin cantitatea de informație: „Calitatea sunetelor complexe de intensități sensibil egale de a putea fi diferențiate subiectiv în funcție de compoziția lor spectrală”⁶ sau „Caracter al senzației auditive care permite să se distingă diferite sunete complexe având aceeași frecvență fundamentală și aceeași tărie, însă compoziții spectrale diferite”.⁷ Din aceste definiții rezultă faptul că timbrul este o caracteristică unică, structurală a unui sunet care permite identificarea și urmărirea unei anumite surse dintr-un grup de surse sonore.

Explicarea obiectivă a acestei calități a sunetului, timbrul, se poate realiza studiind clasificarea sunetelor după rezultatul analizei lor spectrale sau indirect după senzația auditivă pe care o produc. Astfel definim:

a) *Sunetul pur* (sinusoidal) caracterizat de o singură frecvență și amplitudine și care corespunde oscilației celui mai simplu corp material (sursă). În reprezentarea grafică elongație-timp, sunetul pur este o sinusoidă, iar în reprezentarea intensitate-frecvență sunetul pur este o linie verticală, dusă în dreptul frecvenței respective (Figura 2.7).

În natură, sunetele pure se pot obține foarte rar; cel mai des pot fi obținute în laborator cu ajutorul generatoarelor de ton și utilizate în măsurători acustice și audiometrie.

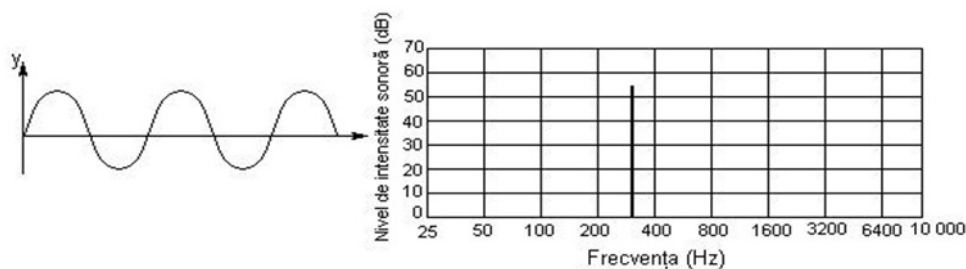


Figura 2.7 Sunetul pur

⁶ STAS 1957/2-74

⁷ STAS 1657-66

b) *Sunetul complex.* În sunetele complexe schimbările în presiune sunt periodice dar nu sinusoidale. Matematicianul Jean Fourier a dezvoltat o teorie prin care explică că fiecare funcție periodică poate fi exprimată printr-o sumă de funcții sinusoidale, unde frecvențele argumentelor sunt multipli ai unei frecvențe fundamentale f_0 .

Astfel, sunetele complexe pot fi descompuse (și pot fi realizate prin programe soft care folosesc transformata Fourier) într-o familie de unde sinusoidale (tonuri pure), fiecare fiind caracterizată prin frecvență, amplitudine și fază. Ele se numesc armonice, parțiale sau supratonuri și luate împreună formează spectrul sunetului (Figura 2.8). Cel mai jos ton al spectrului ne dă frecvența fundamentală și înălțimea sunetului (cât de înalt pare sunetul pentru ascultător).

Această idee a descompunerii în elemente sinusoidale (componente spectrale) a sunetului este foarte importantă deoarece urechea umană funcționează asemenea unui analizator spectral „biologic”. Astfel, când sunetul excită urechea, auzim un sunet care este rezultatul direct al spectrului și doar rezultatul indirect al formei de undă.

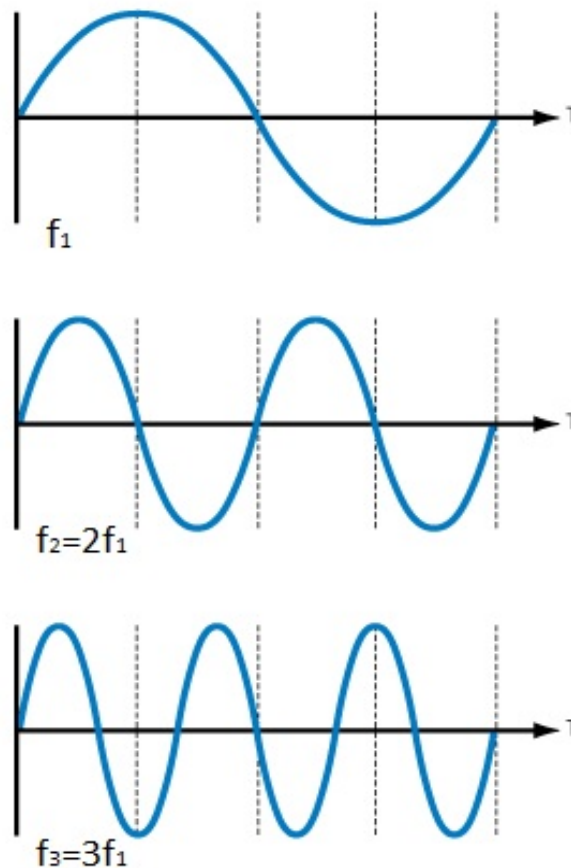


Figura 2.8 Unde armonice

În muzică, două sunete cu frecvența f , respectiv $2f$, se află la o octavă unul de celălalt. Ele reprezintă aceeași notă muzicală. Astfel, fiecare notă L_n poate fi exprimată matematic prin formula $A_{n+4} = 2^n 440 \text{ Hz}$. Johann Sebastian Bach a fost cel care a introdus *scara uniform temperată* în muzică [Vodă-Nuțeanu, 2006].

Chiar dacă spectrul este ideal pentru reprezentarea formelor de undă periodice, nici un sunet nu este cu adevărat periodic doar prin faptul că trebuie să aibă un început și un sfârșit; în cel mai bun caz poate să se asemene unui semnal periodic pentru o perioadă de timp lungă, dar finită. Spectrul ne ajută să reprezentăm cu o foarte mare acuratețe un sunet muzical, dar nu cu o adevărată exactitate.

Astfel putem spune despre urechea umană că percepe undele sonore și trimite creierului o reprezentare codată asemănătoare cu o analiză spectrală Fourier. Similaritățile conceptuale între transformata Fourier și sistemul auzului arată de ce ideea spectrului este atât de importantă; transformata Fourier este o unealtă matematică foarte puternic relaționată mecanismului nostru de percepție.

c) *Zgomotul* — este un sunet prin excelență complex, alcătuit din componente foarte numeroase, dar haotic distribuite, pe banda frecvențelor. Oscilograma unui zgomot nu prezintă periodicitate, iar componentele sale sunt nearmonice. Ca efect fiziologic, zgomotul produce o senzație auditivă neplăcută.

Cele trei caracteristici examinate sunt cu totul generale, aparținând oricărui sunet, de orice proveniență. Totuși, senzația auditivă nu depinde numai de tărie, înălțime și timbru, fiind determinată și de regimul tranzitoriu din perioadele de formare și de stingere a sunetului, de durata emiterii sunetului și de uniformitatea cu care este emis.

Perceperea tonalității. Când se produc sunete, membrana bazilară capătă o mișcare ondulatorie. Dacă urechea este expusă la un sunet de o anumită tonalitate, în cohlee are loc următorul proces: sunetul (comparabil cu un val în mișcare) se mișcă de-a lungul suprafeței membranei bazilare de la cele două ferestre spre vârf; în dreptul ferestrelor, membrana este îngustă, rigidă și ușoară, iar la vârf este largă și grea. Astfel, amplitudinea (sau forța) valului crește gradat spre un nivel maxim, apoi scade rapid spre zero. Locul în care se înregistrează nivelul maxim este corelat cu tonalitatea sunetului la care este expusă urechea. La tonalități înalte, nivelul maxim se înregistrează în apropierea celor două ferestre, iar pentru tonalități joase, în cealaltă extremitate. Dacă urechea este expusă la tonalități care diferă progresiv cu câte o octavă, nivelurile maxime ale undelor sonore corespunzătoare se situează pe membrana bazilară la intervale aproximativ egale [Moller, 2006].

2.2. Stadiul actual privind modelarea numerică a structurilor analizorului acustic

2.2.1. Evoluțiile curente în modelarea cu elemente finite a analizorului acustic

Afecțiunile urechii medii pot fi diagnosticate analizând istoricul medical și prin realizarea unei evaluări medicale. Unele tipuri de afecțiuni se investighează cu ajutorul computer tomografiei (CT). Aceasta oferă informații în cazul malformațiilor, traumelor, inflamațiilor și a tumorilor. Totuși informațiile oferite de imaginile CT sunt

limitate raportat la anatomia complexă a urechii medii și a structurilor adiacente. De asemenea prin imagini CT nu se pot descrie caracteristicile dinamice ale urechii medii.

În ultimii 50 de ani, oamenii de știință au dezvoltat diferite modele ale urechii folosind o varietate de abordări bioingineresti cu scopul de a simula structura anatomică a urechii, analizând comportamentul dinamic, pentru a putea prezice funcțiunile normale și patologice ale urechii. Din aceste considerente, metoda elementelor finite are posibilitatea de a simula anatomia urechii mai precis și permite obținerea unor geometrii mai bune pentru modelele de ureche medie. De asemenea prin această metodă funcția de transfer a urechii medii poate fi simulată și incorporată în modelul de ureche alături de proprietățile mecanice și parametrii geometrici ai structurilor biologice ale urechii. De aceea metoda elementelor finite este considerată o unealtă puternică pentru studiul teoretic și numeric a sistemului dinamic al urechii și a patologiilor asociate.

Inițiatorii cercetărilor prin metoda elementelor finite au fost Funnel și Laszlo [1978], care în 1978 au publicat primul model cu elemente finite ale timpanului de pisică construit din elemente tip înveliș (shell) dar separat de lanțul osicular. Bazându-se pe modelul realizat, ulterior au dezvoltat un model 3D al urechii medii de pisică cu elemente finite prin adăugarea reprezentărilor explicite ale oscioarelor și a unei încărcări cohleare [Ladak și Funnel, 1996] (Figura 2.9). Acest model a fost utilizat pentru a investiga transmiterea sunetului în urechea medie normală de pisică, respectiv în cazul a două simulări de operații pe urechea medie. Cu toate acestea, la crearea modelului nu s-a ținut cont de detalii geometrice, nefiind astfel potrivit pentru simularea urechii medii umane.

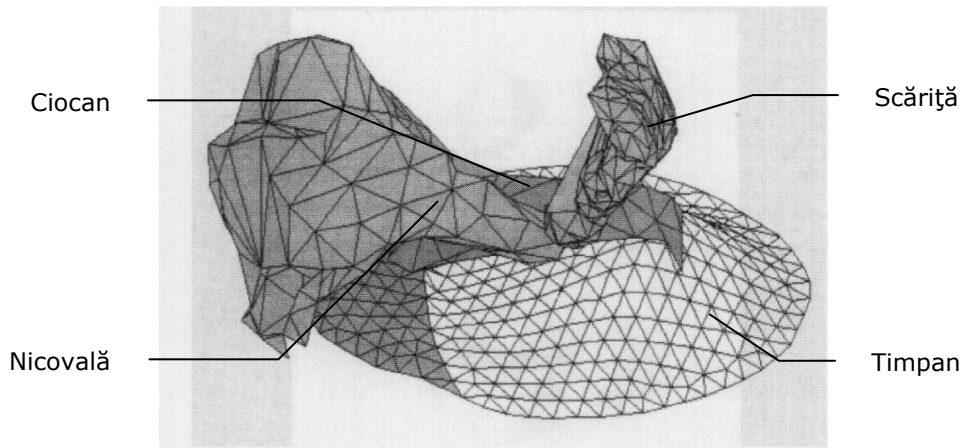


Figura 2.9 Model al urechii de pisică [Ladak și Funnel, 1996]

Odată cu dezvoltarea tot mai puternică a programelor de calculator și a tehnicilor de prelucrare, au fost elaborate modele cu elemente finite tot mai sofisticate, cu scopul de a îmbunătăți integritatea și caracteristicile geometrice ale modelului urechii medii, de a înțelege mai bine proprietățile mecanice și condițiile de contur necesare modelelor urechii umane și de a îmbunătăți acuratețea modelelor. În anii '90 mai multe grupuri de cercetători [Williams și Lesser, 1990; Wada et al., 1992] au dezvoltat modele cu elemente finite ale urechii medii umane. Cele mai importante îmbunătățiri aduse de aceste modele au fost introducerea canalului

urechii exterioare, a ligamentelor și tendoanelor, respectiv diferite modificări ale impunerii condițiilor pe contur. Aceste modele au fost folosite pentru simularea comportării statice sau dinamice fie ale componentelor urechii medii umane fie a urechii în ansamblu. Astfel, pornind de la modelul preliminar al urechii medii umane [Williams și Lesser, 1990], Williams et. al. [1997] au construit un nou model compus din timpan, oscioare și canalul urechii exterioare: geometria timpanului și oscioarelor a fost elaborată pe baza datelor de anatomie din literatura de specialitate, respectiv geometria canalului urechii exterioare s-a obținut prin imagistică cu rezonanță magnetică prelevate de la subiecți umani sănătoși. Contribuția cea mai importantă adusă de Williams a fost posibilitatea simulării unor afecțiuni ale urechii medii prin modificarea parametrilor corespunzători în modelul cu elemente finite. Totuși și acest model ducea lipsă de detalii geometrice, nefiind incluse în el ligamente sau tendoane.

Modelul cu elemente finite ale urechii medii umane elaborate de Wada et al. [1992] și dezvoltate mai departe de Koike et al. [2002] au inclus timpanul, oscioarele, ligamentul anterior al ciocănelului și cel posterior al nicovalei, mușchiul tensor al timpanului și mușchiul scăriței, cavitatea urechii medii și canalul urechii exterioare (Figura 2.10). Mai mult decât atât, s-au luat în considerare mobilitatea articulațiilor oscioarelor și forțele de reacțiune din cohlee. Cu ajutorul acestui model, s-au putut investiga funcțiile de transfer din urechea medie și anumite afecțiuni asociate. Geometria acestui model de ureche medie s-a bazat în principiu pe date anatomice publicate în literatura de specialitate, respectiv pe măsurători directe ale unor componente ale urechii medii. Cu toate acestea, precizia geometrică a cavității urechii medii (reprezentată ca un solid dreptunghiular) și canalului urechii exterioare (reprezentat ca un tub rigid) a lăsat de dorit.

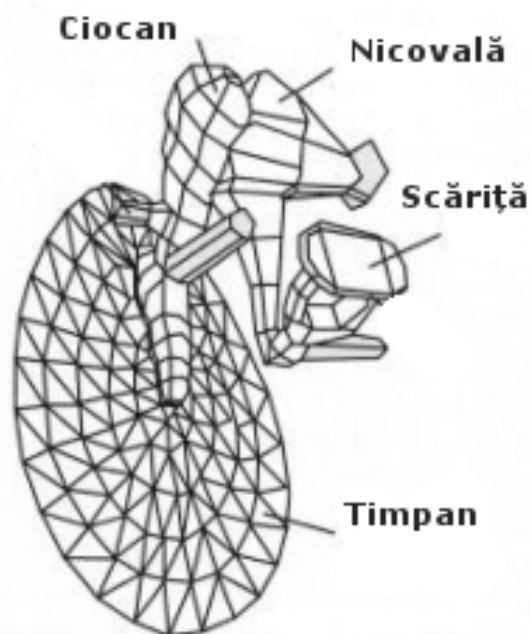


Figura 2.10 Model al urechii umane [Koike et al. ,2002]

Folosind o metodă similară, modelul de ureche medie propus de Prendergast et al. [Prendergast et al., 1999; Prendergast et al., 1999a] a inclus structuri ale urechii medii mai detaliate (i.e. ligamente sau tendoane și articulații) cu un anumit grad de precizie geometrică. Modelul a fost utilizat pentru a studia efectul unei plaje largi de frecvențe în urechea medie normală și reconstruită.

Utilizând o altă direcție în realizare, Beer et al. [1997; 1999] a elaborat un model cu elemente finite al urechii medii compus din membrana timpanică, ciocănelul și ligamentele asociate folosind microscopia laser. Caracteristicile geometrice ale componentelor urechii medii au fost obținute în urma măsurărilor efectuate pe timpan și oscioare din oase temporale umane prin această tehnică. Cu toate că modelarea geometrică a fiecărei componente în parte este precisă, dificultatea acestei abordări constă în asamblarea componentelor urechii medii pentru a crea modelul complet. De asemenea este dificilă păstrarea poziției și orientării corecte a fiecărei componente.

O altă abordare în ceea ce privește elaborarea unui model 3D cu elemente finite a urechii medii a fost propusă de Lee et al. [2006], care a folosit tehnologia tomografiei computerizate de înaltă rezoluție. În comparație cu alte tehnologii de modelare, această metodă pare a fi mai rapidă, mai practică, necesitând costuri mai mici și este mai puțin invazivă. Prin urmare, această tehnologie este cea mai recomandată pentru crearea unor modele 3D cu elemente finite individualizate conținând informații geometrice detaliate. Un astfel de model este modelul realizat de Gentil et al. [2006, 2007, 2011]. Acest model include membrana timpanică, oscioarele, ligamentele, cei doi mușchi și interfața cu fluidul cohlear.

Evoluția în modelarea cu elemente finite s-a concentrat cel mai mult asupra îmbunătățirii preciziei analizei funcțiilor mecanice ale urechii medii prin reconstrucția modelelor sistematice și de înaltă precizie a urechii medii cu caracteristici geometrice realiste detaliate și prin studiul proprietăților de material pentru componentele urechii medii. La ora actuală unul dintre cele mai detaliate modele 3D a fost elaborat de echipa Gan și Sun et al. [2004; 2007; Sun et al. 2002] (Figura 2.11). Acest model a fost construit pe baza unui set complet de imagini realizate din secțiuni histologice ale osului temporal și a fost compus inițial din canalul urechii exterioare, membrana timpanică, oscioare, ligamentele și mușchii suspensori și cavitatea urechii medii. A fost dezvoltat ulterior prin includerea tuturor caracteristicilor structurilor ce formează canalul urechii exterioare, urechea medie și cohleea [Gan et al., 2007]. Pe lângă caracteristicile geometrice detaliate, o proprietate unică a acestui nou model 3D o constituie posibilitatea efectuării unei analize acustico-structural-fluide complexe cu elemente finite. Este primul model cu elemente finite al urechii umane complete folosit pentru analiză acustico-mecanică. Cu toate acestea, Gan et al. [2007] au subliniat că o limitare importantă a modelului propus o constituie lipsa informațiilor referitoare la proprietățile de material corespunzătoare țesuturilor moi din urechea medie și cohlee, cum ar fi membrana bazală, membrana ferestrei rotunde și ligamentul anular al scăriței.

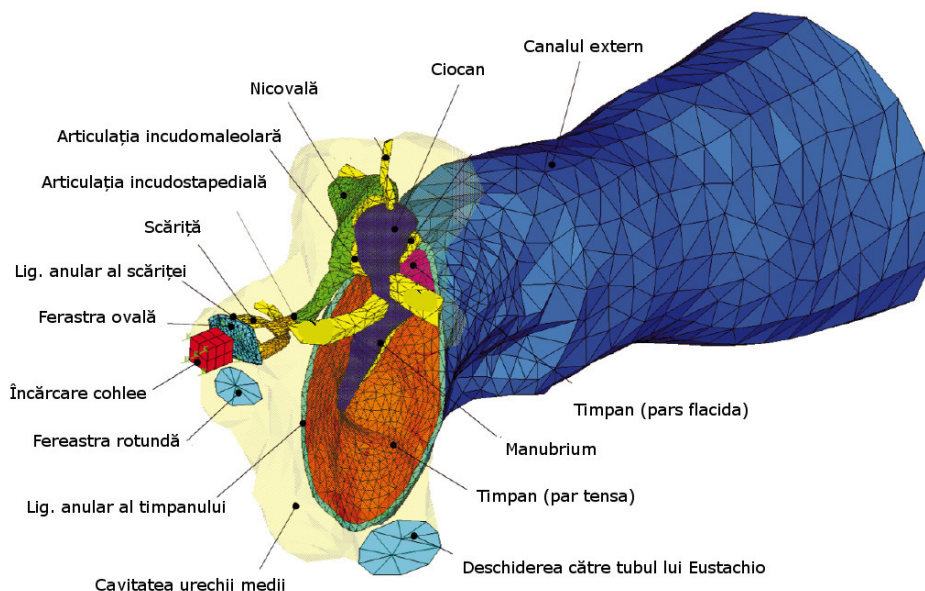


Figura 2.11 Model al urechii umane [Gan et al., 2004]

Într-un studiu separat, elaborat tot de echipa lui Gan [Wang et al., 2007], a fost prezentat un model cu elemente finite în care s-au introdus modelul de material hiperelastic Mooney–Rivlin și caracteristicile mecanice ale țesuturilor moi din urechea medie determinate în laboratoarele lor. Mai mult decât atât, s-a luat în calcul și neliniaritatea geometrică a membranei timpanice (fibrele circulare nu au distribuție uniformă). Acest model a redat corect atât comportarea statică a urechii medii, cât și efectul presiunii din urechea medie asupra funcțiilor dinamice.

Majoritatea modelelor cu elemente finite ale urechii medii umane sunt elaborate în domeniul frecvenței. Aceste modele redau transferul de sunet prin membrana timpanică și oscioare spre urechea interioară prin intermediul frecvenței. Excepții constituie analiza vibrațiilor oscioarelor în domeniul timp, propusă de Koike et al. [2002] și un studiu recent de Parent și Allen [2007], care propun un model al urechii de pisică în domeniu temporal. Această metodă a permis atât observarea directă a propagării undelor în orice locație, cât și studiul comportării undelor la interfața canal ureche/membrană timpanică.

Analiza cu elemente finite pentru studiul condițiilor patologice ale urechii

a) Modificări patologice ale membranei timpanice

Schimbările patologice ale membranei timpanice sunt cele mai comune urmări ale bolilor urechii medii sau a chirurgiei de ureche medie. Acestea includ modificări ale formei, grosimii, rigidității membranei timpanice (MT) sau perforații ale timpanului. Forma conică a MT se modifică devenind retrasă sau bombată datorită schimbării de presiune din urechea medie sau se aplatizează după operații otologice.

În studiul grupului Koike et al. [2001], s-au simulat schimbări patologice ale MT folosind un model cu elemente finite 3D al urechii medii. Când s-a simulat aplatizarea MT, impedanța MT a scăzut la frecvențele joase atingând un minim la $0,5 \text{ kHz}$. Funcția de transfer calculată a fost mai scăzută decât în cazul MT normale, pentru toate frecvențele exceptând regiunea propriei frecvențe rezonante în jur de $0,5 \text{ kHz}$. Autorii au mai investigat și efectele grosimii și a modulului lui Young asupra MT aplatizate. Rezultatele au arătat că funcția de transfer a MT aplatizate a crescut pentru frecvențe înalte, dar a scăzut la frecvențele joase invers proporțional cu grosimea MT sau modulul lui Young (rigiditatea).

În studiile realizate de Gan et al. [2004], s-a simulat de asemenea variația grosimii și a rigidității MT. Odată cu creșterea grosimii de la $0,05$ la $0,2 \text{ mm}$, deplasarea tălpii scăriței s-a redus, în special la frecvențe joase (sub 1 kHz). Acest rezultat arată că o îngroșare a MT, ce apare des în urma tratamentului chirurgical a MT perforate, are un efect negativ asupra mișcării tălpii scăriței, efect ce echivalează cu o scădere de $3-4 \text{ dB}$ la frecvențe joase a semnalului sonor. S-a mai arătat că o creștere a rigidității reduce deplasarea scăriței la frecvențe joase ($f < 1,5 \text{ kHz}$) și crește deplasarea la frecvențe înalte ($f \geq 1,5 \text{ kHz}$).

Într-o variantă îmbunătățită a modelului [Gan et al., 2006] cu elemente finite a urechii umane, cu structură geometrică precisă a canalului extern, membranei timpanică, oscioarelor, a ligamentelor suspensoare și a cavității urechii medii s-a studiat influența perforațiilor MT asupra distribuției presiunii sonore în canalul exterior și cavitatea urechii medii. S-au simulat 2 perforații mici ale MT ($< 2\%$ din suprafața totală a MT) în zona inferior-posterioară și inferioară. Pentru ambele perforații rezultatele au arătat că distribuția presiunii sonore în canalul extern a fost constantă la frecvențe joase ($f \leq 1 \text{ kHz}$), dar a scăzut la frecvențe înalte ($f \leq 4 \text{ kHz}$). În cavitatea urechii medii a crescut semnificativ la frecvențe între $0,2$ și 10 kHz cu un vârf de presiune la 3 kHz . Aceste rezultate arată că diferența de presiune realizată prin MT se reduce odată cu perforarea MT. Aceste observații sunt asemenea măsurătorilor experimentale obținute din alte studii [Voss et al., 2001, 2001a]. Totuși se pare că dimensiunea perforațiilor are un efect asupra distribuției de presiune deoarece la compararea rezultatelor între o MT perforată în două locuri cu una perforată doar o dată, s-a observat o scădere mai accentuată a presiunii în canalul auditiv în apropierea timpanului la frecvențe înalte ($f \geq 4 \text{ kHz}$) în cazul celor MT dublu perforate.

b) Modificări patologice ale cavității urechii medii

În urechea medie sănătoasă, oscioarele sunt suspendate într-o cavitate umplută cu aer prin ligamente suspensoare și tendoane. Atunci când cavitatea se umple cu lichid această structură își pierde din eficiență prin atenuarea mecanică a undelor sonore și reducerea nivelului de energie transmisă cohleei. Pentru a simula efuziunea urechii medii, analiza cu elemente finite este potrivită datorită condițiilor de contur între aerul din cavitatea timpanică și efuziune [Dai et al., 2008]. Această simulare s-a realizat de grupul Gan et al. prin înlocuirea mediului din cavitatea modelului cu elemente finite a urechii medii, cu soluție salină sau de silicon [2007a]. Folosind acest model au evaluat cum cantitatea de fluid, vâscozitatea și presiunea aerului din urechea medie afectează funcția de transfer a undei sonore. Astfel, la o creștere a nivelului fluidului de până la 50% din cavitatea urechii medii, s-a observat o reducere a deplasării timpanului cu aproximativ $8-10 \text{ dB}$.

c) Modificări patologice ale lanțului osicular

Multe afecțiuni ale urechii medii pot influența mobilitatea lanțului osicular; de exemplu, fixarea articulației nicovală-scăriță datorită inflamării cronice și fixarea ligamentului anular al tălpii scăriței datorită otosclerozei. Prin contrast, separarea lanțului osicular apare asociat cu fracturi ale osului temporal. S-au realizat diferite modele de ureche medie prin analiză cu elemente finite ce pot oferi analiza teoretică a efectelor diferitelor patologii ale lanțului osicular și implicit efectele asupra funcției de transfer.

Blocarea lanțului osicular. Otoscleroza este o dereglare a creșterii masei osoase ce afectează în general scărița și labirintul osos al cohleei. Boala este caracterizată de reabsorbția osului compact normal și înlocuirea lui cu țesut osos mai moale care este puternic vascularizat și are textură spongioasă. Aceste modificări determină scăderea mobilității scăriței și implicit instalarea progresivă a hipoacuziei de transmisie.

Există puține cercetări care să studieze efectele otosclerozei cu ajutorul modelelor cu elemente finite ale urechii medii deoarece este grea reprezentarea parametrilor ce caracterizează această boală. În studiul lui Huber et al. [2003], fixarea oscioarelor a fost simulată modificând modulul lui Young pentru fiecare ligament sau tendon din modelul cu element finit, cu valori de 10 până la 1000 de ori mai mari față de valorile considerate normale. Rezultatele obținute au fost comparate cu modificările în transmiterea sunetului și pragurile auditive de la pacienți cu otoscleroză. S-a observat că modulul lui Young are un efect notabil asupra câștigului de transfer a undei sonore. La blocarea ligamentului anular câștigul de transfer a scăzut drastic în special la frecvențe joase. La creșterea modulului lui Young de 1000 de ori pentru ligamentul anular, câștigul de transfer a atins -60 dB. Aceasta este în concordanță cu faptul că pacienții cu otoscleroză au o pierdere de auz de la 40 până la 60 dB.

Dai et al. [2007] au observat folosind modelul cu elemente finite al urechii medii realizat, că fixarea ligamentului maleolar superior și anterior a determinat la frecvențe joase o reducere cu 15 dB a presiunii sonore, la timpan sau scăriță.

Huber et al. [2003] au aplicat modelul lor pentru a evalua efectele fixării parțiale a ligamentului maleolar în condiții de otoscleroză. Pentru a simula aceasta, modulul lui Young al ligamentului anular al scăriței și a ligamentului maleolar anterior au fost crescute de 100 de ori. Rezultatele numerice au fost comparate cu vibrațiile oscioarelor, măsurate prin Interferometrie LASER Doppler, de la subiecți vii și din specimene de os temporal. S-a observat o atenuare a deplasării scăriței cu 10 dB la frecvențe joase și până la 1 kHz și cu 5dB la frecvențe înalte. Aceasta a fost în concordanță cu măsurătorile cu interferometrie LASER Doppler.

Separarea lanțului osicular. Koike et al. [2004] au simulat desfacerea articulației nicovală-scăriță prin schimbarea modulului lui Young a respectivei articulații din modelul lor. Acest studiu a arătat că o descreștere a modulului lui Young a avut o mare influență asupra câștigului de transfer a urechii medii, nu doar la frecvențe joase dar și la frecvențe înalte. La o creștere a modulului lui Young de 1000 de ori decât a modelului inițial, funcția de transfer a scăzut pentru toate frecvențele.

d) Modificări patologice datorită chirurgiei otologice

Scopul principal al chirurgiei otologice este de a îndepărta modificările patologice și de a îmbunătăți nivelul auditiv al pacienților cu afecțiuni ale urechii medii. Totuși chirurgia otologică implică proceduri complicate care se realizează pe

baza mai multor informații și a experienței medicului chirurg. Datorită acestor condiții rezultatele sunt greu de prezis.

În ultimii ani s-au folosit mai multe modele cu elemente finite pentru a prezice efectele postoperative a procedurilor chirurgicale asupra funcțiilor de transfer a urechii medii. Deși condițiile patologice simulate au fost destul de simplist reprezentate, rezultatele obținute au putut oferi informații valoroase pentru lumea medicală.

Modelele cu elemente finite s-au folosit în special pentru evaluarea eficacității protezelor. Williams et al. [1995] au realizat un model cu elemente finite integrând mai multe proteze de scăriță și au comparat frecvențele lor naturale care s-au modificat în funcție de forma protezei și de constrângerea lanțului osicular impusă de-a lungul protezei. Au fost simulate două feluri de proteze: un fir fin din oțel inoxidabil cu o bază de teflon și un piston din teflon. Rezultatele au arătat că gradul de strângere a protezei la fixarea în lanț este o variabilă importantă care influențează frecvențele naturale și modul de vibrație a lanțului reconstruit.

Zahnert et al. [1997] au construit un model cu elemente finite a unei proteze speciale Bell plasată între membrana timpanică și scăriță. Simulările au arătat clar influența modificărilor de material și geometrie a protezei asupra transferului vibroacustic. Tot același grup de cercetători au studiat efectul unui actuator din cadrul unui implant de ureche medie prins în diferite locuri de oscioare [Bornitz et al., 2010] (Figura 2.12).

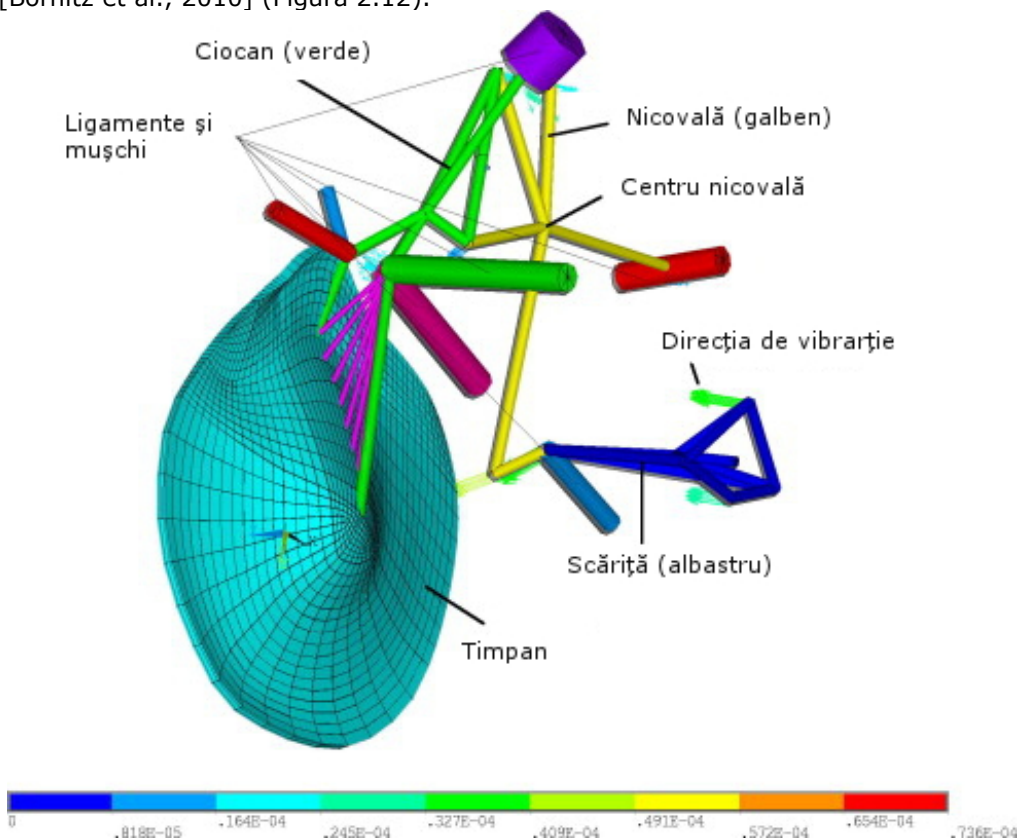


Figura 2.12 Model al urechii umane [Bornitz et al., 2010]

Pendergast et al. [1999a] au înlocuit în modelul lor nicovală cu o proteză PORP 0362 fabricată de Xomed Surgical Products. Modelul este tridimensional, include ligamente și mușchi și ia în considerare atenuarea determinată de membrana timpanică, ligamente, articulația dintre nicovală și scăriță și fluidele din urechea medie. Studiul arată că prezența protezei schimbă răspunsul dinamic considerabil deplasând frecvențele naturale ale lanțului osicular. De asemenea s-a observat că mișcarea de înclinare a tălpii scăriței s-a modificat după inserarea protezei.

Koike et al. [2000] au folosit în studiile lor pe modelul cu elemente finite al urechii difrite tipuri de proteze de înlocuire a nicovalei. S-au analizat efectele materialelor, formei și a punctelor de contact a protezelor. Au concluzionat că protezele cu rigiditate ridicată și greutate scăzută conectate între scăriță și ciocan sau în apropierea centrului membranei timpanice ating cele mai bune performanțe acustice.

Kelly et al. [2003] au investigat cu ajutorul modelului lor cu elemente finite diferențele de amplitudine a osciloarelor între urechea normală și urechea protezată cu proteze parțiale sau totale disponibile în comerț. Protezele parțiale au determinat vibrații mai joase ale timpanului și mai înalte ale tălpii scăriței. De asemenea s-a observat că prin protezare vibrațiile scăriței sunt accentuate diferite decât la urechea sănătoasă.

Rigiditatea și mărimea membranei timpanice se modifică de multe ori în urma intervențiilor chirurgicale de inserție a protezelor. Unii cercetători au utilizat modele ale urechii cu elemente finite pentru a investiga aceste modificări postoperatorii [Williams et al., 1995; Koike et al., 2000; Koike et al., 2001]. Rezultatele lor [Koike et al. 2000] au arătat că la o rigiditate normală creșterea suprafeței MT determină o creștere a transmisiei sunetului cu aproximativ aceeași proporție la frecvențe sub 1 kHz. De asemenea cu descreșterea adâncimii zonei conice a timpanului a descrescut și transmisia acustică [Koike et al., 2001].

Analiza cu elemente finite s-a utilizat și pentru studiul dispozitivelor de auz implantabile. Aparatele auditive implantabile s-au dezvoltat din anii 1990 și se folosesc în clinici de aproximativ 10 ani. Aceste dispozitive stimulează urechea internă prin transmiterea directă a vibrațiilor mecanice către lanțul osicular printr-un traductor implantat chirurgical [Frayse et al., 2001]. Comparate cu aparatele auditive clasice, ele prezintă anumite beneficii: câștig auditiv semnificativ, în special la frecvențe înalte, discriminare a sunetelor în zgomot mai bună și calitate a sunetelor.

Modelul de ureche medie cu elemente finite s-a utilizat pentru evaluarea acestui tip de dispozitive și pentru determinarea design-ului optim privind poziționarea, orientarea și caracteristicile fizice ale traductorului. Într-un studiu pilot al grupului Gan et al. [2008], s-a studiat influența cuplajului electromagnetic a bobinei și a traductorului asupra mișcărilor scăriței. Curbele de frecvență corespunzătoare deplasărilor scăriței au fost calculate folosind modelul cu elemente finite arătând că la frecvențe mai înalte (> 1.0 kHz) inerția implantului a determinat scăderea amplitudinii mișcărilor scăriței.

Astfel, modelul 3D cu elemente finite al urechii medii poate fi o unealtă folositoare pentru realizarea unor analize teoretice cu scopul de a caracteriza design-ul și funcționalitatea aparatelor auditive implantabile.

O altă direcție de utilizare a modelelor cu elemente finite ale urechii sunt în cercetările privind tuburile de ventilație. Tuburile de ventilație sunt utilizate pentru a ține membrana timpanică deschisă îndeajuns pentru a permite vindecarea urechii

medii după diferite infecții. Deși studiile clinice au arătat ca design-ul și materialul tuburilor de ventilație determină expulzia din timpan și apariția timpanosclerozei (miringosclerozei), s-au realizat puține cercetări care să studieze comportamentul biomecanic al acestora. Prendergast et al. [1999] au studiat efectul unui tub Reuter-Bobbin asupra mișcărilor vibratorii ale timpanului și asupra tensiunilor ce apar în timpan în vecinătatea locului de inserție a tubului (Figura 2.13).

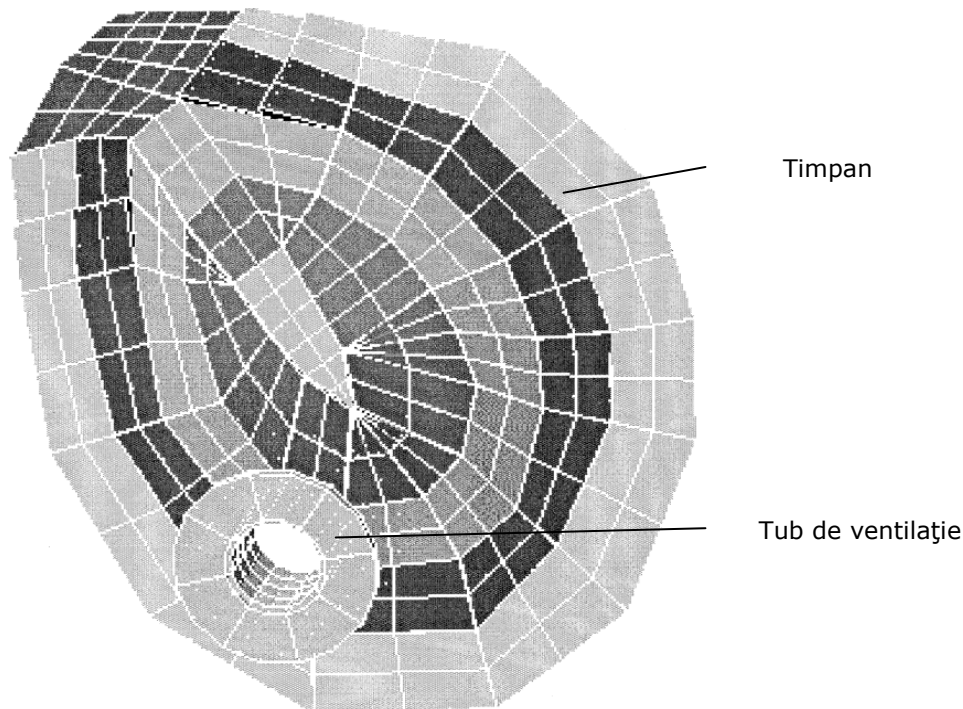


Figura 2.13 Model al urechii cu tub de ventilație inserat în timpan [Prendergast et al., 1999]

Rezultatele au arătat că prezența tubului afectează considerabil mișcările timpanului în jurul tubului și că tensiunile în MT nu se modifică considerabil. Mergând un pic mai departe și utilizând un model mai avansat, Vard et al. [2008] au studiat efectul parametrilor de design al unui tub de același tip. Concluzia a fost că lungimea tubului între marginile laterale și lățimea marginilor laterale are un impact statistic semnificativ asupra vibrațiilor MT. Astfel o scădere a lungimii tubului și o creștere a marginilor laterale reduce tensiunile din timpan considerabil.

2.3. Concluzii

După cum s-a discutat mai sus, cu toate că modelele cu elemente finite actuale reprezintă unelte folositoare pentru o mai bună înțelegere a biomecanicii urechii medii umane, la ora actuală nici un model nu este acceptat drept o unealtă pentru diagnosticare, planificare chirurgicală sau învățământ. Este evident că mai este nevoie de multă cercetare în acest domeniu pentru a îmbunătăți validitatea

modelelor cu elemente finite ale urechii umane și pentru a mări spectrul de posibile aplicații.

Principala provocare cu care se confruntă cercetătorii este îmbunătățirea preciziei modelelor cu elemente finite în ceea ce privește redarea funcției de transfer a urechii medii. Odată cu dezvoltarea tehnologiilor de modelare, precizia caracteristicilor mecanice în modelele cu elemente finite ale urechii medii s-a îmbunătățit considerabil în ultimul deceniu. Cu toate acestea, multe alte aspecte ale modelelor de ureche medie necesită îmbunătățiri suplimentare și sunt cercetate în continuare, cum ar fi proprietățile de material corespunzătoare componentelor urechii medii, mai exact proprietățile mecanice neliniare ale țesuturilor moi din ureche. Datorită microstructurii neomogene a acestor țesuturi din urechea medie, proprietățile mecanice determinate pot suferi variații depinzând de diferiți factori metodologici proprii metodelor de măsurare (de exemplu: direcția și locația încercării, viteza de încărcare, amplitudinea încărcării). Pe lângă aceste aspecte, microstructura la rândul ei poate influența măsurătorile, din moment ce ligamentul este compus dintr-un mănunchi de fascicule care conțin la rândul lor fascicule de colagen repartizate în forma unei matrice. Cu toate că rigiditatea matricii este aproape neglijabilă, datorită interacțiunii mecanice dintre fascicule sau fascicule și matrice, rigiditatea ligamentului în ansamblu devine mai mare decât rigiditatea fasciculelor din care se compune.

Abordările inovative în dezvoltarea unor metode relativ simple și mai eficiente își vor dovedi utilitatea în crearea unor modele cu elemente finite individualizate, care la rândul lor vor îmbunătăți precizia de modelare. Tehnologiile avansate de imagistică sunt unelte potrivite în această direcție, de exemplu micro-CT și scanarea 3D. Drept urmare, modele individualizate precise cu elemente finite ar putea fi folosite în predicția sensibilității auditive, în simularea și vizualizarea schimbărilor patologice la pacienții cu afecțiuni ale urechii medii printr-o analiză clinică paralelă. Pentru a atinge o precizie corespunzătoare a funcției de transfer simulată din urechea medie și implicit a realiza aplicații clinice ale modelelor cu elemente finite, este nevoie de colaborare multidisciplinară ducând la combinarea cunoștințelor de specialitate ale bioinginerilor și clinicienilor din domeniile ORL și Audiologie. Este important ca informațiile clinice, inclusiv o cantitate însemnată de mostre din diferite afecțiuni ale urechii medii (de ex. perforare, otită cu efuziune) să fie puse la dispoziție de către clinicieni. Bioinginerii ar putea utiliza aceste date pentru a modifica parametri și a valida modelele cu elemente finite, comparând rezultatele simulărilor cu datele clinice.

De la primul model cu elemente finite al urechii medii de pisică, modelarea cu elemente finite a comportării statice și dinamice a urechii medii a devenit un domeniu de cercetare în plină dezvoltare și cu un potențial imens. Modelele cu elemente finite reprezintă o unealtă bună pentru studiul caracteristicilor sistemului urechii medii și îmbunătățirea înțelegerii funcțiilor mecanice ale acestui organ. Mai mult decât atât, modelele cu elemente finite pot fi utilizate pentru simularea și evaluarea schimbărilor patologice în condițiile unor afecțiuni ale urechii medii, respectiv pentru elaborarea procedurilor chirurgicale.

Este nevoie în continuare de studii de cercetare pentru îmbunătățirea preciziei modelelor cu elemente finite și validarea lor, mărinnd astfel aria lor de aplicabilitate.

3. CERCETĂRI PRIVIND MODELAREA NUMERICĂ A PATOLOGIIILOR DE NATURĂ MECANICĂ ALE MEMBRANEI TIMPANICE

3.1. Modele matematice constitutive

Modelele constitutive reprezintă descrierea matematică a comportării materialelor sub diferite încărcări. Ele se folosesc în cazul materialelor biologice pentru a cunoaște mai multe informații despre răspunsul acestora la încărcări și pentru a cunoaște proprietăți de material care pot fi integrate în modele cu elemente finite ale sistemelor biologice umane.

3.1.1. Modele elastice

Așa cum este cunoscut elasticitatea unui corp reprezintă proprietatea acestuia de a-și reveni la forma sa inițială după care forțele exterioare ce acționează asupra sa își încetează efectul. Dacă forțele exterioare care acționează asupra corpului depășesc o anumită valoare limită, deformațiile care apar în corp ca răspuns la efectul acestora devin permanente și corpul nu își mai recapătă forma inițială după încetarea acțiunii forțelor. În acest al doilea caz vorbim despre plasticitatea corpului, respectiv de deformații plastice, permanente.

Pentru a ilustra fenomenul de elasticitate, se consideră un corp de formă cilindrică se secțiune transversală A și care este supusă la tracțiune la cele două capete de forța P (Figura 3.1).

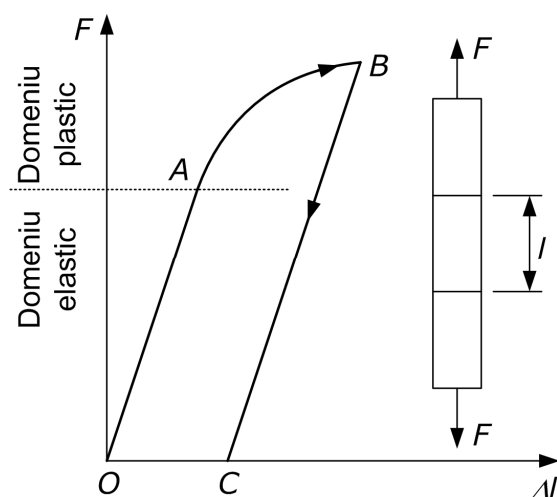


Figura 3.1 Diagrama forță-deformație în cazul unui corp supus la tracțiune

În aceeași figură este reprezentată curba de variație a forței F în funcție de alungirea Δl al segmentului calibrat de lungime l . Dacă acțiunea forței ar înceta la atingerea punctului A de pe curbă, descărcarea corpului s-ar produce tot pe segmentul OA , segment liniar care definește comportamentul elastic al corpurilor supuse la deformație. Deformațiile care apar în această zonă sunt nepermanente, ele dispar la descărcarea corpului.

În schimb, dacă forța continuă să crească până în punctul B , pe porțiunea AB variația forței în funcție de deformație nu mai este liniară, deformațiile cresc cu o viteză mai mare decât crește forța. Această porțiune corespunde zonei de plasticitate a curbei de tracțiune și deformațiile care se produc sunt permanente. Descărcarea corpului nu se mai produce pe segmentul OA ci pe segmentul BC , iar segmentul OC astfel definit pe abscisă corespunde deformației permanente la care a fost supus corpul.

Tinând cont de triaxialitatea tensiunilor care nu poate fi neglijată nici în cazul unei simple încercări la tracțiune, se poate scrie ecuația constitutivă, relația generală care definește tensiunile dintr-un corp drept funcții ale deformațiilor elastice din acesta. Astfel:

$$T = T(\varepsilon) \tag{3.1}$$

unde T reprezintă tensorul tensiunilor (tensorul Cauchy) iar ε reprezintă tensorul deformațiilor infinitezimale. Din cele 9 componente ale tensorului tensiunilor doar 6 sunt independente și ele reprezintă cele 6 tensiuni (3 tensiuni normale și 3 tensiuni tangențiale) ce acționează în orice punct de material din componența unui corp supus la acțiunea unor forțe exterioare:

$$T = \begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{pmatrix} \tag{3.2}$$

Dacă se scrie relația (3.4) sub formă desfășurată, se obțin constantele de material (D) care caracterizează comportamentul solidelor supuse la încărcări generalizate:

$$\begin{aligned} T_{11} &= D_{1111}\varepsilon_{11} + D_{1112}\varepsilon_{12} + \dots + D_{1133}\varepsilon_{33} \\ T_{12} &= D_{1211}\varepsilon_{11} + D_{1212}\varepsilon_{12} + \dots + D_{1233}\varepsilon_{33} \\ \dots & \\ T_{33} &= D_{3311}\varepsilon_{11} + D_{3312}\varepsilon_{12} + \dots + D_{3333}\varepsilon_{33} \end{aligned} \tag{3.3}$$

sau rescrisă sub forma:

$$T_{ij} = D_{ijkl}\varepsilon_{kl} \tag{3.4}$$

unde T_{ij} și ε_{kl} sunt tensori de ordinul 2 iar D_{ijkl} (tensorul constantelor de material) este un tensor de ordinul 4. Acest tensor poartă numele de *tensor de elasticitate*.

În relația (3.4) există un număr de 81 de constante de material. Luând în considerare faptul că $\varepsilon_{ij} = \varepsilon_{ji}$ respectiv că tensorul tensiunilor este simetric $T_{ij} = T_{ji}$, numărul constantelor de material se reduce la 36.

Se poate spune deci că în cazul general al unui corp liniar elastic, există maxim 36 de constante de material independente.

În cazul unui material izotrop, care își păstrează proprietățile indiferent de direcția în care este solicitat, tensorul de elasticitate este un tensor simetric, adică:

$$D_{ijkl} = D_{lkjil} \quad (3.5)$$

Dacă se consideră 3 tensori izotropici constituiți cu ajutorul operatorului lui Kronecker, definiți astfel:

$$\begin{aligned} A_{ijkl} &= \delta_{ij}\delta_{kl} \\ B_{ijkl} &= \delta_{ik}\delta_{jl} \\ H_{ijkl} &= \delta_{il}\delta_{jk} \end{aligned} \quad (3.6)$$

atunci tensorul de elasticitate D_{ijkl} se poate scrie ca o combinație liniară dintre aceștia:

$$D_{ijkl} = \lambda A_{ijkl} + a B_{ijkl} + \beta H_{ijkl} \quad (3.7)$$

în care λ , a și β sunt constante sale (λ este prima constantă a lui Lamé).

În aceste condiții tensorul tensiune devine:

$$T_{ij} = D_{ijkl}\epsilon_{kl} = \lambda\epsilon_{kk}\delta_{ij} + (a + \beta)\epsilon_{ij} \quad (3.8)$$

Considerând $e = \epsilon_{kk}$ drept primul invariant al tensorului deformațiilor ϵ , respectiv înlocuind suma $a + \beta$ cu 2μ (μ este cea de-a doua constantă a lui Lamé, cunoscut sub denumirea de modulul de elasticitate transversal, G), se poate scrie relația generală a tensorului tensiunilor:

$$T = \lambda e \mathbf{I} + 2\mu \epsilon \quad (3.9)$$

unde \mathbf{I} este tensorul identic unitar.

Transformând relația (3.9) astfel încât să se explicitizeze componentele tensorului deformațiilor infinitezimale drept funcții de componentele tensorului tensiunilor, se obține:

$$\epsilon_{ij} = \frac{1}{2\mu} \left[T_{ij} - \frac{\lambda}{3\lambda + 2\mu} T_{kk} \delta_{ij} \right] \quad (3.10)$$

Dacă se consideră o stare uniaxială de tensiune axială, caz în care $T_{11} \neq 0$ și toate celelalte componente ale tensorului tensiunilor sunt egale cu zero, ecuația de mai sus capătă forma:

$$\epsilon_{11} = \frac{1}{2\mu} \left[T_{11} - \frac{\lambda}{3\lambda + 2\mu} T_{11} \right] = \frac{\lambda + \mu}{\mu(3\lambda + 2\mu)} T_{11} \quad (3.11)$$

$$\varepsilon_{33} = \varepsilon_{22} = -\frac{\lambda}{2\mu(3\lambda + 2\mu)} T_{11} = -\frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)} \varepsilon_{11} \quad (3.12)$$

$$\varepsilon_{12} = \varepsilon_{13} = \varepsilon_{23} = 0 \quad (3.13)$$

Pe baza relației (3.11) se obține expresia modulului de elasticitate longitudinal (modulul lui Young):

$$E = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu} \quad (3.14)$$

Ținând cont de expresia modulului de elasticitate longitudinal, pe baza ecuației (3.12) se obține al treilea parametru de material foarte important, cunoscut sub numele de *coeficientul lui Poisson*:

$$\nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)} \quad (3.15)$$

Eliminând λ din relațiile (3.14) și (3.15) se obține relația dintre modulul de elasticitate longitudinal E respectiv cel transversal μ (G):

$$\mu \equiv G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (3.16)$$

Pe baza celor de mai sus, relația (3.13) se poate rescrie astfel:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{E} [(1 + \nu) T_{ij} - \nu (T_{kk}) \delta_{ij}] \quad (3.17)$$

Pentru orice material elastic există o relație liniară care definește dilatația acestuia. Parametrul care se construiește astfel se obține ca raportul tensiunii hidrostactice, σ_m , la unitatea variației de volum și poartă numele de *modul de compresibilitate*, k .

$$k = \frac{\sigma_m}{e} = \frac{3\lambda + 2\mu}{3} = \lambda + \frac{2}{3}\mu \quad (3.18)$$

Pe baza ecuațiilor (3.14), (3.15), (3.16) și (3.18) sunt definite 5 module elastice (prima constantă a lui Lamé, Modulul lui Young – modulul de elasticitate longitudinal, cea de-a doua constantă a Lamé – modulul de elasticitate transversal, coeficientul lui Poisson și modulul de compresibilitate) care guvernează comportarea materialelor izotropice liniare sollicitate după o direcție oarecare. Acești parametri nu sunt independenți, fiecare dintre ei putând fi exprimat ca funcție a altor doi, după cum se prezintă în Tabelul 3.1.

Tabel 3.1 Module elastice în cazul corpurilor liniar izotropice și relațiile dintre ele

	λ, μ	E, ν	μ, ν	E, μ	k, ν
λ	λ	$\frac{\nu E}{(1+\nu)+(1-2\nu)}$	$\frac{2\mu\nu}{1-2\nu}$	$\frac{\mu(E-2\mu)}{3\mu-E}$	$\frac{2k\nu}{1+\nu}$
μ	μ	$\frac{E}{2(1+\nu)}$	μ	μ	$\frac{3k(1-2\nu)}{2(1+\nu)}$
k	$\lambda + \frac{2}{3}\mu$	$\frac{E}{3(1-2\nu)}$	$\frac{2\mu(1+\nu)}{3(1-2\nu)}$	$\frac{\mu E}{3(3\mu-E)}$	k
E	$\frac{\mu(3\lambda+2\mu)}{\lambda+\mu}$	E	$2\mu(1+\nu)$	E	$3k(1-2\nu)$
ν	$\frac{\lambda}{2(\lambda+\mu)}$	ν	ν	$\frac{E}{2\mu} - 1$	ν

3.1.2. Modele hiperelastice

Modelul hiperelastic se referă la materiale ideal elastice, la care relația dintre tensiuni și deformații se exprimă funcție de energia specifică de deformație. Materialele hiperelastice sunt un caz special al materialelor elastice de tip Cauchy.

Modelele hiperelastice au fost introduse pentru că în cazul a multor materiale elastice, cum ar fi cauciucul, modelul liniar elastic nu descrie corect comportamentul sub acțiunea unor forțe exterioare.

Pentru descrierea materialelor hiperelastice se consideră astfel existența unei funcții de energie de deformație, ψ , care se determină pe baza relației dintre unitatea de volum de referință și unitatea de masă. Funcția de energie de deformație se definește astfel:

$$\psi = \psi(F) \quad (3.19)$$

unde F reprezintă tensorul deformațiilor.

Funcțiile de răspuns ale unui material hiperelastic se determină astfel:

$$T_0 = \frac{\partial \psi(F)}{\partial F} \text{ sau } T_{0aA} = \frac{\partial \psi}{\partial F_{aA}} \quad (3.20)$$

$$T = g(F) = J^{-1} \frac{\partial \psi(F)}{\partial F} F^T = J^{-1} F \left(\frac{\partial \psi(F)}{\partial F} \right)^T \quad (3.21)$$

Acest tip de ecuații se numesc ecuații constitutive sau ecuații de stare.

Ținând cont de relația dintre tensorul energiei de deformație U , tensorul de rotație ortogonal R și tensorul deformațiilor F ,

$$F = RU \quad (3.22)$$

Se poate afirma că funcția de energie de deformare este independentă de tensorul rotațiilor și implicit un material hiperelastice depinde doar de tensorul deformațiilor simetrice:

$$\psi(F) = \psi(U) \quad (3.23)$$

Ținând cont că tensorul lui Lagrange are forma în acest caz:

$$C = U^2 \quad (3.24)$$

și că tensorul simetric de material se definește prin:

$$\varepsilon^* = \frac{(U^2 - I)}{2} \quad (3.25)$$

se obține echivalența:

$$\psi(F) = \psi(U) = \psi(\varepsilon^*) \quad (3.26)$$

Considerând funcția energiei de deformare într-un moment de timp fixat t și ținând seama de echivalența de mai sus, se poate scrie o formă redusă a funcției energiei de deformare după cum urmează:

$$\begin{aligned} \dot{\psi} &= \text{tr} \left[\left(\frac{\partial \psi(F)}{\partial F} \right)^T \dot{F} \right] = \text{tr} \left[\left(\frac{\partial \psi(C)}{\partial C} \right) \dot{C} \right] = \\ &= \text{tr} \left[\frac{\partial \psi(C)}{\partial C} (\dot{F}^T F + F^T \dot{F}) \right] = 2 \text{tr} \left(\frac{\partial \psi(C)}{\partial C} F^T \dot{F} \right) \end{aligned} \quad (3.27)$$

După mai multe transformări și înlocuirea în relația (3.21), se obține forma redusă a *ecuației constitutive pentru materiale hiperelastice*:

$$\sigma_{Yeoh} = 2 \left(-\frac{1}{\lambda_f} + \lambda_f^2 \right) \{ C_1 + 2C_2(I_1^C - 3) + 3C_3(I_1^C - 3)^2 \} \quad (3.28)$$

3.2. Modelul numeric cu elemente finite al urechii umane realizat în cadrul Universității din Porto, Portugalia (FEUP)

Toate cercetările numerice din acest capitol s-au realizat cu ajutorul modelului cu elemente finite conceput de echipa de cercetători ai Departamentului de Mecanică din cadrul Universității din Porto, Portugalia (FEUP). Acest model a fost dezvoltat cu programul ABAQUS. Modelul a fost modificat și îmbunătățit în cadrul acestei cercetări doctorale pentru a corespunde cerințelor problemelor abordate.

Aceste cercetări au fost parțial realizate în cadrul stagiului de cercetare efectuat de subsemnata în cadrul Universității din Porto, Portugalia.

3.2.1. Descrierea modelului

Pentru a obține un model cât mai aproape de realitate al urechii medii, modelul cu elemente finite s-a realizat din imagini obținute prin tomografie computerizată [Alexandre et al., 2006, 2007]. Imaginile s-au realizat pentru o ureche a unui subiect feminin de 65 de ani cu auz normal. Bazat pe aceste imagini s-a construit un model al urechii prin metoda elementelor finite care pe lângă structurile principale ale urechii medii (timpan, oscioare: ciocan, nicovală și scăriță) conține și ligamentele superior, lateral și anterior al ciocanului, superior și posterior al nicovalei, anular al timpanului și anular al scăriței, mușchiul stapedian și mușchiul tensor al timpanului.

Datorită dimensiunii foarte mici a structurilor urechii medii și a rezoluției scăzute a imaginilor CT (Figura 3.2), nu s-a putut face recunoașterea automată a conturilor, astfel s-a recurs la un proces de segmentare manuală pentru formarea solidelor 3D folosind un software CAD.

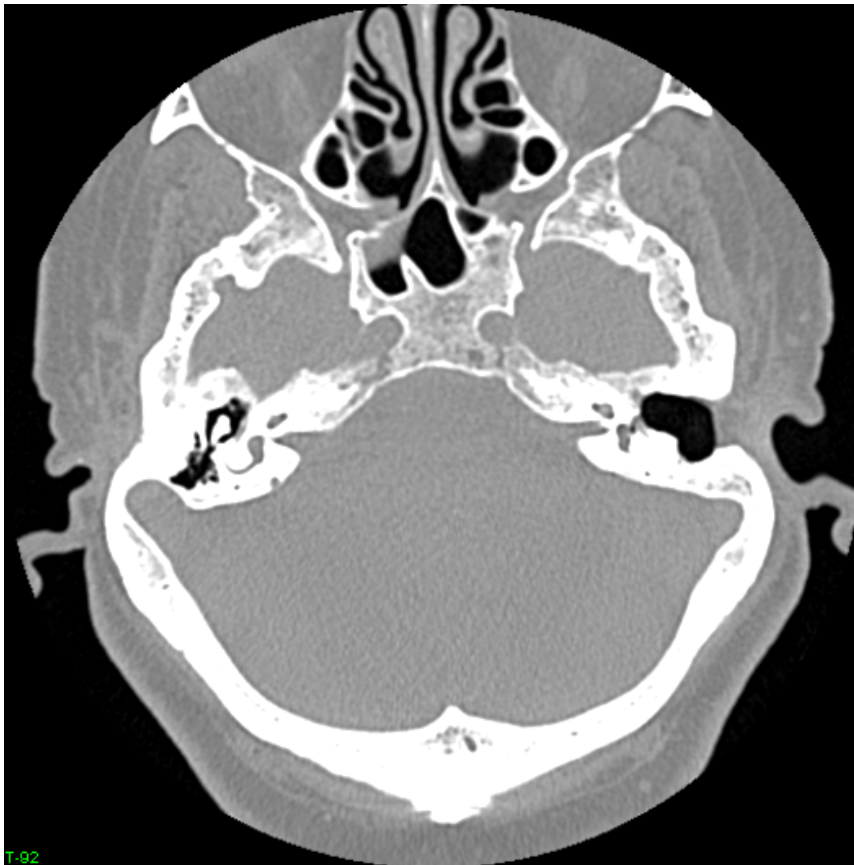


Figura 3.2 Imagine CT folosită la reconstrucție

Astfel, prin interpolarea conturilor obținute s-au realizat solidele corespunzătoare structurilor urechii medii. Scărița nu s-a putut identifica. De aceea pentru scărița s-a utilizat un model geometric bazat pe valorile din literatura de specialitate.

În Figura 3.3 se pot observa rezultatele segmentării pentru nicovală și membrana timpanică. După finalizarea acestui proces structurile oscioarelor au fost importate într-un program de pre-procesare (Mimics®) unde geometriile au fost corectate și pregătite pentru discretizarea prin metoda elementelor finite. Forma geometrică finală este prezentată în Figura 3.4.

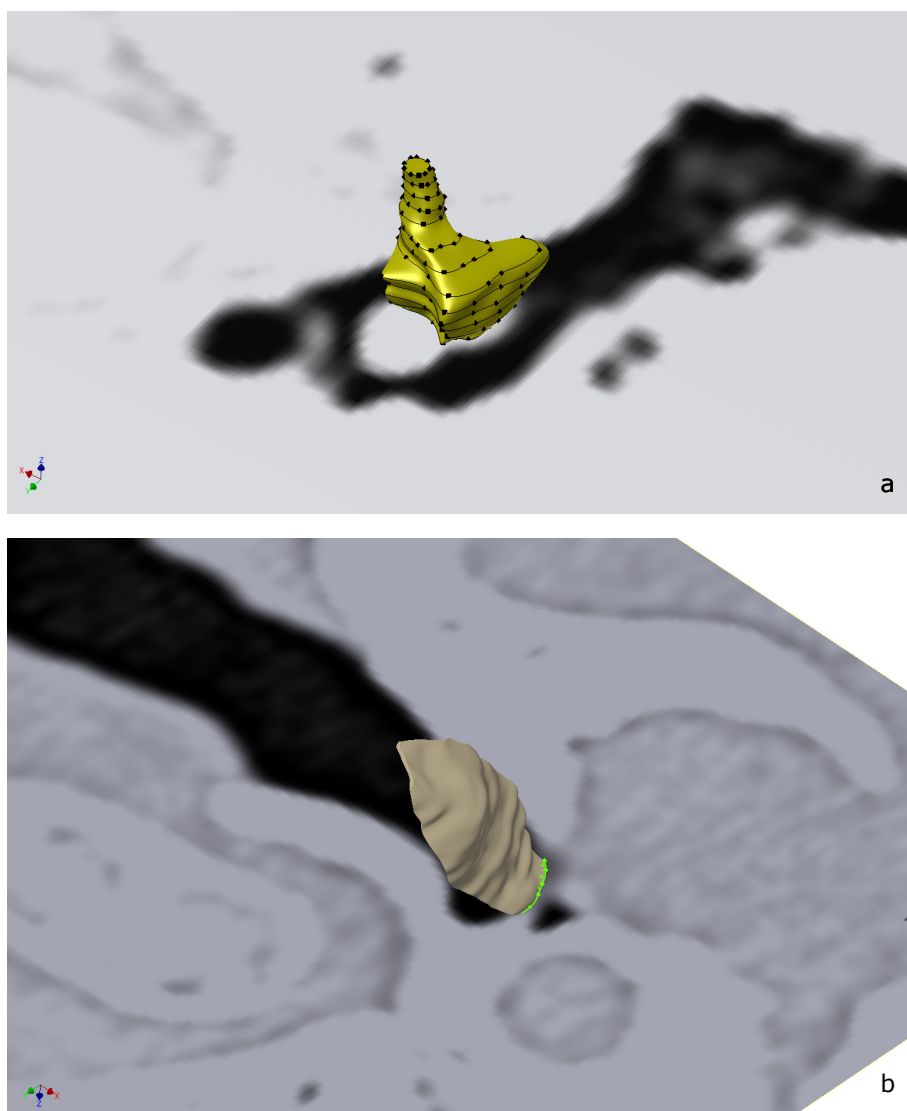


Figura 3.3 Segmentarea structurilor urechii medii (a-nicovala, b-timpanul)

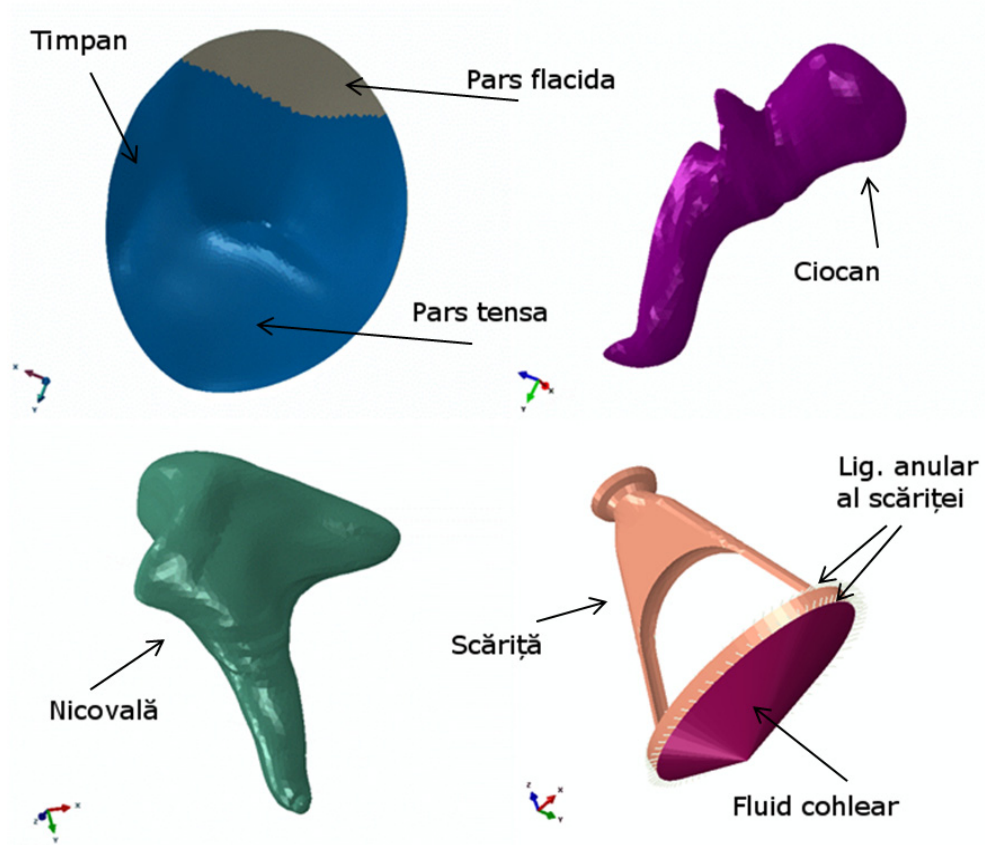


Figura 3.4 Structurile geometrice 3D finale ale oscioarelor și membranei timpanice

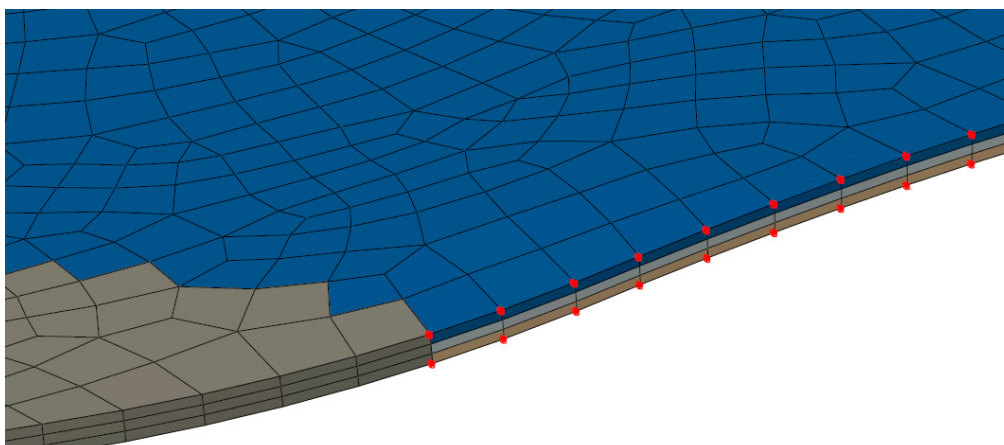
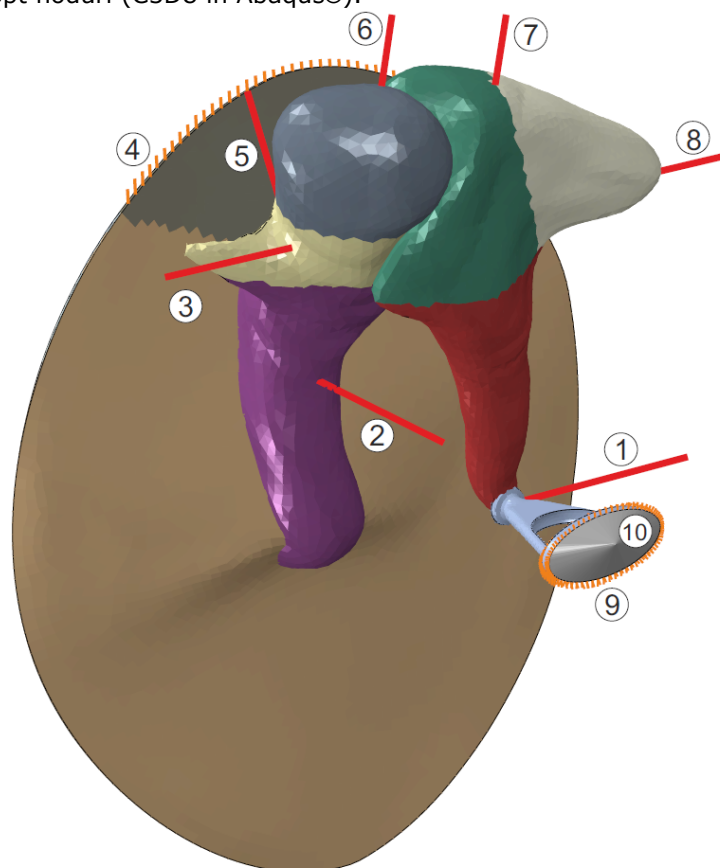


Figura 3.5 Detaliu pentru modelul de membrana timpanică discretizată, formată din trei straturi, cu pars tensa fixată pe exterior

Timpanul a fost împărțit în două părți: pars flacida și pars tensa. Pars tensa a fost considerată formată din trei straturi diferite, asemenea anatomiei naturale, stratul exterior și cel interior izotropice iar stratul de mijloc, ortotropic cu fibre radiale și circumferențiale (Figura 3.5).

Discretizarea structurilor s-a realizat în programul Abaqus® [Hibbit, 2004] (Figura 3.6). Astfel pentru membrana timpanică s-au utilizat 3.722 elemente hexaedre cu opt noduri (C3D8 în Abaqus®).



Structură	Descriere
1	Mușchiul stapedian
2	Mușchiul tensor al timpanului
3	Ligamentul anterior al ciocanului
4	Ligamentele pentru pars flacida
5	Ligamentul lateral al ciocanului
6	Ligamentul superior al ciocanului
7	Ligamentul superior al nicovalei
8	Ligamentul posterior al nicovalei
9	Ligamentul anular al scăriței
10	Fluidul cohlear

Figura 3.6 Modelul complet al urechii medii format din timpan, oscioare, ligamente și mușchi

Oscioarele (ciocan, nicovală, scăriță) au fost modelate din 67.287 elemente tetraedre cu 4 noduri (C3D4).

Pentru simularea ligamentelor și mușchilor urechii medii s-au utilizat elemente liniare (T3D2). Fluidul cohlear a fost modelat folosind elemente de fluid (F3D3) (Figura 3.6).

În jurul piciorului scăriței, la periferie, s-au introdus 78 de elemente liniare (T3D2) pentru a simula ligamentul anular al scăriței și conexiunea dintre scăriță și cohlee în dreptul ferestrei ovale (Figurile 3.4 și 3.6).

Pentru a simula legătura pars flacida cu osul cranian s-au definit 45 de ligamente (Figura 3.6). Aceste ligamente au aceleași proprietăți cu cele ce formează ligamentul anular al scăriței.

Conexiunile dintre oscioare, articulațiile nicovală-ciocănel și nicovală-scăriță, s-au realizat utilizând modelul Coulomb de frecare, disponibil în ABAQUS [Hibbit, 2004] cu un coeficient de frecare de 0,7 [Gentil et al., 2007]. Coeficientul de frecare depinde de viteza de alunecare, presiunea de contact, temperatura și variabilele de câmp. În acest model coeficientul de frecare depinde doar de viteza de alunecare echivalentă.

Încărcarea aplicată asupra timpanului simulează un nivel de presiune al sunetului (SPL – sound pressure level) prin formula $dB\ SPL = 20 \times \log_{10} (p/p_0)$, unde p_0 este presiunea de referință 520 MPa corespunzătoare pragului de audibilitate [Henrique, 2002]. Astfel se pot simula 80 dB cu o încărcare uniformă normală la suprafață, o presiune de 0,2 Pa, sau 105 dB cu 3,56 Pa.

3.2.2. Proprietăți de material

Atât membrana timpanică cât și oscioarele au fost considerate ca având un comportament vâscoelastic și izotrop conform studiilor lui Prendergast et al. [1999], Sun et al. [2002], Gan et al. [2004] și Lee et al. [2006].

Tabel 3.2 Proprietăți de material pentru structurile din modelul FEUP

Structuri din urechea medie	Modulul lui Young [N/m²]	Densitate [kg/m³]
Timpan		1,20x10 ³
pars flacida	1,00x10 ⁷	
pars tensa	1,00x10 ⁷	
	Stratul 1	
	Stratul 2	E _θ =2,00x10 ⁷
		E _r =3,20x10 ⁷
	Stratul 3	1,00x10 ⁷
		1,41x10 ¹⁰
Oscioare		
Ciocan:		
cap		2,55x10 ³
gât		4,53x10 ³
mâner		3,70x10 ³
Nicovală:		
corp		2,36x10 ³
procesul scurt		2,26x10 ³
procesul lung		5,08x10 ³
Scăriță		2,20x10 ³
Ligamente		1,00x10 ³

Pentru toate structurile urechii medii s-a considerat un coeficient al lui Poisson de 0,3 și următorii coeficienți de amortizare: $\gamma=0 \text{ s}^{-1}$ și $\beta=0,0001 \text{ s}$ bazat pe date din literatură de specialitate [Prendergast et al., 1999; Sun et al., 2002]. Densitatea și modulul lui Young pentru fiecare structură sunt prezentate în Tabelul 3.2 [Prendergast et al., 1999; Sun et al., 2002].

Toate ligamentele și toți mușchii modelului au fost considerate ca având un diametru de $2 \times 10^{-7} \text{ m}$. Aceste componente s-au modelat cu un comportament hiperelastice. Pentru ligamente s-a utilizat modelul lui Yeoh [1990] conform studiilor lui Martins et al. [2006].

Modelul lui Yeoh a apărut din încercarea de a studia proprietățile mecanice ale unor cauciucuri cu efect de rigidizare la deformații mari. Ligamentele (în general) au de asemenea un comportament de rigidizare la deformații mari, deci prezintă deformări neliniare. Un alt motiv pentru alegerea modelului lui Yeoh a fost faptul că acesta se găsește implementat în programe ce utilizează metoda elementelor finite.

Funcția ψ , a energiei de deformație pentru modelul Yeoh depinde doar de primul invariant al tensorului deformațiilor specifice Cauchy-Green:

$$\psi_{Yeoh} = (C_1(I_1^C - 3) + C_2(I_1^C - 3)^2 + C_3(I_1^C - 3)^3) \quad (3.29)$$

unde I_1^C este primul invariant al tensorului deformațiilor specifice Cauchy-Green:

$$I_1^C = \text{tr}C = \text{tr}(F^T F). \quad (3.30)$$

F fiind gradientul de deformație.

Presupunând că ligamentul este într-o stare de tensiune uniaxială, întinderea λ suferită de ligament, de-a lungul axei lungi a eșantionului, se va relaționa cu I_1^C prin:

$$I_1^C = \lambda_f^2 + \frac{2}{\lambda_f} \quad (3.31)$$

unde λ_f reprezintă rata de întindere în direcția axei lungi a fibrei nedeformate.

Pentru o stare de tensiune uniaxială, tensiunea Cauchy în direcția de deformare poate fi scrisă astfel:

$$\sigma_{Yeoh} = 2 \left(-\frac{1}{\lambda_f} + \lambda_f^2 \right) \{ C_1 + 2C_2(I_1^C - 3) + 3C_3(I_1^C - 3)^2 \}. \quad (3.32)$$

Astfel ecuația (3.32) reprezintă relația constitutivă a ligamentelor. Parametrii C_1 , C_2 , C_3 , care caracterizează comportamentul mecanic, trebuie determinați printr-un algoritm de optimizare specific problemelor neliniare precum este algoritmul Levenberg-Marquardt [1963] (LM).

Pentru modelul descris în acest capitol parametrii modelului lui Yeoh au fost stabiliți cu ajutorul algoritmului LM și pe baza lucrării lui Wang et al. [2007]. Valorile parametrilor C_1 , C_2 , C_3 , pentru fiecare ligament sunt prezentate în Tabelul 3.3.

Tabel 3.3 Parametrii constitutivi Yeoh pentru ligamente

Ligament	C_1 [N/mm²]	C_2 [N/mm²]	C_3 [N/mm²]
Ciocan	6.3064×10^3	-9.9999×10^3	2.2045×10^6
Superior	7.3387×10^4	-3.7438×10^2	5.8556×10^5
Anterior	6.3064×10^3	-9.9999×10^3	2.2045×10^6
Lateral			
Nicovală:	6.3064×10^3	-9.9999×10^3	2.2045×10^6
Superior	5.4589×10^4	-4.1699×10^4	1.2548×10^6
Posterior			
Scăriță:	6.3064×10^2	-9.9999×10^3	2.2045×10^6
Anular	6.3064×10^3	-9.9999×10^3	2.2045×10^6

Ecuția constitutivă adoptată pentru mușchii din acest model se bazează pe modelul hiperelastice propus de Humphrey și Yin [1987] și a fost dezvoltată în lucrarea lui Martins et al. [1998]. Astfel funcția ψ a energiei de deformare are forma:

$$\psi = U_I(I_1^C) + U_f(\lambda_f). \quad (3.33)$$

unde U_I este energia de deformare stocată în matricea izotropică ce conține fibrele mușchiulare și are forma:

$$U_I = c\{\exp[b(I_1^C - 3)] - 1\}, \quad (3.34)$$

Iar U_f este energia de deformare a fibrelor conform relației:

$$U_f = A\{\exp[a(\lambda_f - 1)^2] - 1\}. \quad (3.35)$$

Prin urmare pentru cei doi mușchi (mușchiul stapedian și mușchiul tensor al timpanului) s-au folosit următoarele valori ale parametrilor constitutivi: $c=1,85 \times 10^{-2}$ N/mm², $b=1,173$, $A=2,8 \times 10^{-2}$ N/mm² și $a=0,6215$.

3.2.3. Condiții de contur

Lanțul realizat din cele trei oscioare este fix în partea exterioară prin conexiunea mânerului ciocanului cu timpanul și în partea interioară prin conexiunea bazei scăriței cu fereastra ovală. Oscioarele sunt suspendate de ligamente și mușchi, iar timpanul și baza scăriței sunt fixate prin ligamentul anular al timpanului respectiv ligamentul anular al scăriței (Figurile 3.5 și 3.6)

Pentru a lua în considerare ligamentul anular al timpanului s-au fixat nodurile periferice ale timpanului în jurul pars tensa (Figura 3.5).

Ligamentul superior al ciocanului a fost atașat la o extremitate de capul ciocanului iar la cealaltă a fost fixat pe un plan ce simulează peretele superior al

casei timpanice. Ligamentul anterior al ciocanului a fost atașat de corpul ciocanului și fixat la cealaltă cavitate simulând atașarea de peretele anterior al casei timpanice.

Asemenea ciocanului, s-au atașat și ligamentele nicovalei: ligamentul superior atașat de corpul nicovalei și de peretele superior al casei timpanice, ligamentul posterior atașat de apofiza scurtă și de un plan ce simulează peretele posterior al casei timpanice.

Mușchiul tensor al timpanului are un nod fixat de extremitatea superioară a capului ciocanului, iar mușchiul stapedian a fost fixat de partea posterioară a capului scăriței. Extremitățile opuse a celor doi mușchi au fost fixate asemenea ligamentelor de un plan ce simulează locul natural de inserție.

3.3. Cercetări numerice privind patologia urechii numită miringoscleroză

3.3.1. Considerații generale privind miringoscleroza

În acest subcapitol se prezintă studiile numerice efectuate asupra mai multor situații patologice de formare a bolii numită miringoscleroză. Sunt prezentate toate modificările și inovațiile aduse modelului cu elemente finite FEUP pentru a obține rezultate cât mai aproape de problemele abordate și de realitate. Rezultatele fiecărui studiu sunt discutate prin comparare și validare cu literatura de specialitate.

Miringoscleroza (MS) este o condiție patologică a urechii medii ce implică calcifierea țesutului conjunctiv al laminei propria a timpanului. Boala se numește în mod general, timpanoscleroză și poate afecta orice parte a urechii medii de la timpan până la fereastra ovală. Miringoscleroza produce rigidizarea timpanului și ca urmare a acestui fapt, pierderea auzului [Tos și Stangerup, 1989; Wielinga et al., 1995]. Macroscopic, această boală se manifestă prin pete albe de diferite forme și dimensiuni vizibile la examen otoscopic.

Lamina propria reprezintă stratul de mijloc al timpanului. Stratul superior este reprezentat de epidermă iar stratul interior (înspre cavitatea urechii medii) este reprezentat de un strat mucozal. Lamina propria este la rândul ei împărțită în patru straturi: stratul subepidermal, stratul fibrelor radiale, stratul fibrelor circumferențiale și stratul submucozal. Astfel, lamina propria are un caracter ortotrop și este stratul care determină proprietățile caracteristice timpanului [Moller, 2006].

Etiologia și patogeneză miringosclerozei sunt puțin cunoscute. Există diferiți factori mecanici și inflamatori ce pot determina formarea acestei patologii: inserția tuburilor de ventilație pentru tratarea otitei medii, urmare a procesului de vindecare a miringotomiei [Friedman et al., 2001; Yaman et al., 2010], predispoziție genetică [Koc și Uneri, 2002; Raustyte et al., 2006] și orice proces inflamator de lungă durată [Flodin și Hultcrantz, 2001; Gibb și Pang, 1994].

Cele mai comune modificări patologice ce duc la formarea plăcuțelor de miringoscleroză sunt: proliferarea colagenului în lamina propria, hialinizarea țesutului conjunctiv, calcifierea și osificarea. Procesul este continuu, fapt ce determină ca plăcuțele de MS să fie de diferite tipuri, de la moi cu textură de brânză la foarte dure asemănătoare țesutului osos. Toate tipurile pot să se regăsească în același timpan, în același timp [Gibb și Pang, 1994; Selkuc et al 2008].

Tratamentul cel mai recomandat pentru MS este îndepărtarea chirurgicală a plăcuțelor, dar există încă controverse în privința a când și dacă chirurgia este necesară, deoarece pierderea auzului datorită MS poate fi uneori neglijabilă iar alteori să atingă până la 40 dB diferență medie între audiograma tonală în aer și cea prin os [Gibb și Pang, 1995; Asiri et al., 1999; Kaur et al., 2006, Stankovic, 2009].

În cercetarea descrisă aici s-a studiat efectul localizării și dimensiunii plăcuțelor de MS asupra transferului sunetelor către piciorul scăriței. Studiul s-a realizat cu ajutorul modelului cu elemente finite al urechii prezentat mai sus prin modificarea proprietăților de material ale timpanului astfel încât să se poată urmări efectele unei plăcuțe de MS cu forma și dimensiunea cerută de problema studiată.

3.3.2. Proprietățile de material ale plăcilor de miringoscleroză

În conformitate cu cele prezente anterior, în modelul cu elemente finite utilizat, timpanul este format din trei straturi, asemenea morfologiei naturale a timpanului. Fiecare strat are proprietăți de material specifice stabilite pe baza literaturii de specialitate (Tabel 3.2) [Prendergast et al., 1999; Sun et al., 2002]. Stratul de mijloc corespunde laminei propria unde se dezvoltă miringoscleroza. Astfel, pentru a simula MS cu acest model s-au modificat proprietățile acestui strat pe o arie de formă și dimensiune dorite.

Studii histologice au arătat că plăcuțele de MS conțin calciu și fosfor în raporturi care uneori sunt foarte aproape de raportul Ca/P caracteristic hidroxiapatitei (1,67) [Chang, 1969; Buyanover et al., 1987; Gibb and Pang, 1994; Doner, 2003]. Plăcuțele de MS sunt formate din cristale de apatită carbonată (hidroxiapatită - HA) într-o matrice de țesut conjunctiv degenerat [Gibb and Pang, 1994; Selcuk, 2008]. Formarea de hidroxiapatită este un proces caracteristic calcifierii (osificării) organelor umane [Koc and Uneri, 2002; Raustyte et al., 2006].

Considerând cele de mai sus, proprietățile de material (modulul lui Young, modulul transversal, densitate) ale plăcuțelor de MS au fost stabilite folosind *regula amestecului* pentru materiale compozite cu particule [John și Thomas, 2008], considerând plăcuțele formate dintr-o matrice de țesut conjunctiv cu particule de hidroxiapatită.

Regula amestecului pentru materiale compozite cu fibre distribuite uniform, în conformitate cu John et al. [2008] are forma:

$$P_C = P_F V_F + P_M V_M \quad (3.36)$$

$$V_F + V_M = 1 \quad (3.37)$$

Unde P este proprietatea mecanică a compozitului, P_F denumește proprietatea mecanică a fibrei, iar P_M a matricii, V_F reprezintă fracția de volum ocupată de fibre, iar V_M fracția de volum ocupată de matrice.

Noile proprietăți s-au obținut amestecând proprietățile hidroxiapatitei după Ching [2009] (Tabel 3.4), cu proprietățile deja existente a fibrelor circulare din stratul de mijloc (lamina propria) al timpanului (Tabel 3.2). S-au luat proprietățile fibrelor circulare deoarece acestea determină în mai mare măsură comportamentul timpanului. S-a considerat că particulele de hidroxiapatită sunt distribuite uniform în

plăcuța de MS și că plăcuțele dau un caracter izotrop zonei pe care o ocupă. În rest (partea neafectată de MS) lamina propria își păstrează caracterul ortotrop.

Tabel 3.4 Proprietățile hidroxiapatitei [Ching, 2009]

Proprietăți de material	Valoare
Modulul lui Young	$120,6 \times 10^9 \text{ N/m}^2$
Modulul transversal	$47,77 \times 10^9 \text{ N/m}^2$
Coeficientul lui Poisson	0,262

Densitatea hidroxiapatitei are valoarea teoretică de 3160 kg/m^3 [Orlovskii et al., 2002]. Proprietățile obținute pentru plăcile de MS sunt descrise în Tabelul 3.5.

Tabel 3.5 Proprietățile plăcuțelor de miringoscleroză

Procent de HA	Modulul lui Young (N/m^2)	Modulul de elasticitate transversal (N/m^2)	Coeficientul lui Poisson	Densitate (kg/m^3)
5% HA	$6,06 \times 10^9$	$2,40 \times 10^9$	0,298	$1,30 \times 10^3$
10% HA	$12,10 \times 10^9$	$4,79 \times 10^9$	0,296	$1,40 \times 10^3$
30% HA	$36,20 \times 10^9$	$14,30 \times 10^9$	0,289	$1,79 \times 10^3$
50% HA	$60,30 \times 10^9$	$23,90 \times 10^9$	0,281	$2,18 \times 10^3$
70% HA	$84,40 \times 10^9$	$33,40 \times 10^9$	0,273	$2,60 \times 10^3$

Un alt motiv pentru alegerea hidroxiapatitei a fost acela că în urma unor studii histologice s-a stabilit asemănarea plăcuțelor de MS cu țesutul osos și se cunoaște faptul că țesutul osos este format în procent de aproape 70% din hidroxiapatită [Gibb and Pang, 1994; Shimobayashi et al., 2001; Raustyte et al., 2006; Selkuc et al., 2008].

Studii histologice au arătat că în plăcuțele de MS se găsește calciu în proporție de 2 până la 4% [Bonnaud, 1971; Buyannover, 1987; Doner, 2003], cu un maxim de 10% [Buyannover, 1987]. Astfel, cantitatea de hidroxiapatită din modelul folosit a fost calculată pornind de la procentul de calciu dorit folosind formula hidroxiapatitei $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ [Ioanovici et al., 2011].

3.3.3. Studiul gradului de calcifiere al timpanului datorită miringosclerozei

Pentru a studia influența gradului de calcifiere al timpanului asupra transferului de unde sonore către piciorul scăriței, s-au utilizat diferite cantități de hidroxiapatită de la 5% până la 70%, procentaje corespunzătoare cu 2% și respectiv 28% Ca în plăcile de MS. Procentul de 70% HA s-a ales pentru a studia efectul unei plăci de MS care prezintă proprietăți similare țesutului osos [Orlovskii et al., 2002].

În acest studiu s-a ales forma de miringoscleroză „arcus senilis” sau „omega” [Gibb et al., 1983; Austin et al., 1991], conform Figurii 3.7. În cadrul simulărilor forma a fost păstrată mereu aceeași și s-a modificat doar procentul de HA simulând astfel MS de mai multe tipuri de la cele mai moi la cele osificate.

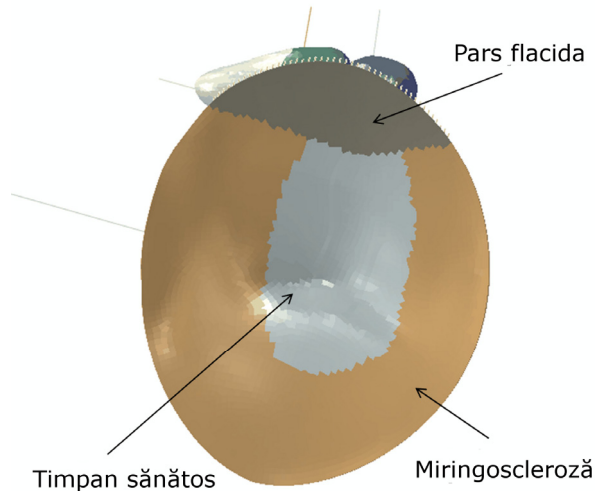


Figura 3.7 Miringoscleroza timpanului cu forma „arcus senilis”

Având în vedere forma aleasă pentru MS în acest studiu, care include și marginea timpanului, s-a considerat că și ligamentul inelar al timpanului este afectat de MS. De aceea s-au impus condiții de contur adiționale. În mod normal doar straturile exterior și interior al timpanului din modelul cu elemente finite sunt fixate, dar în cazul miringosclerozei care afectează ligamentul inelar s-a fixat și marginea stratului mijlociu.

Modelarea s-a realizat de către subsemnata cu ajutorul programului de procesare și simulare Femap® (Figura 3.8). Analiza cu elemente finite s-a realizat prin importarea modelelor realizate în Abaqus® și stabilirea proprietăților de material, condițiile de contur și încărcările.

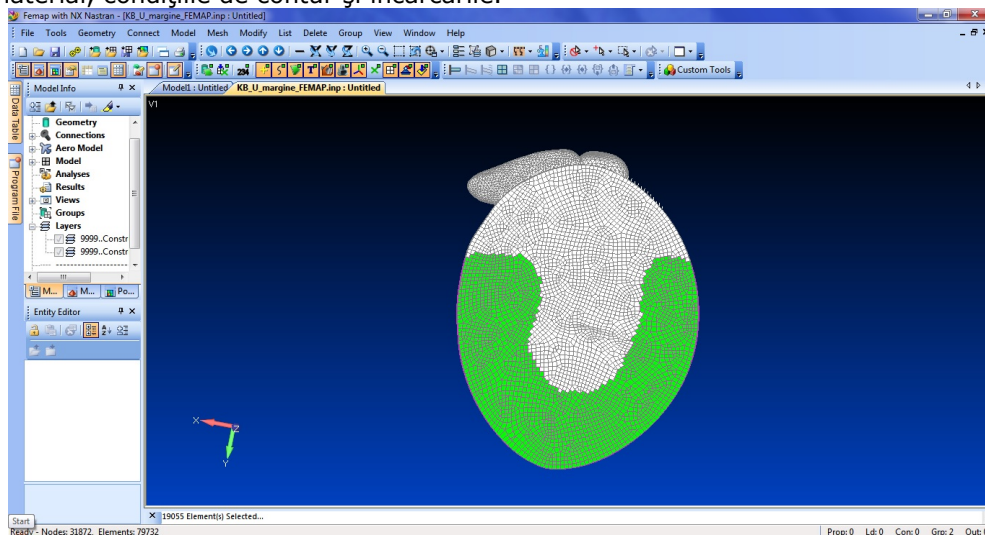


Figura 3.8 Interfața program de modelare Femap®

Rezultate și discuții

În urma modelării și adaptării modelului la cele 5 condiții de calcifiere alese (10% HA fără calcifiere a ligamentului anular al timpanului și 10% HA, 30% HA, 50% HA, 70% HA cu calcifiere a ligamentului) și rularea modelelor de calcul corespunzătoare s-a obținut deplasarea piciorului scăriței pentru fiecare variantă.

Analiza prin metoda elementelor finite s-a realizat încărcând timpanul cu o presiune distribuită pe întreaga suprafață a timpanului de 0,2 Pa (80 dB nivel de presiune a sunetului), aplicată cu frecvențe diferite din intervalul 0-10000 Hz, întocmai ca modul natural de transmitere a unui sunet pur.

Rezultatele, reprezentate grafic în Figura 3.9, au arătat că încă de la un grad mic de calcifiere, procent mic de HA, 5% (2% Ca), deplasările bazei scăriței scad, deci undele sonore sunt transmise într-un grad mai scăzut decât în mod normal. De asemenea, se observă că nu există mari diferențe între gradele diferite de calcifiere.

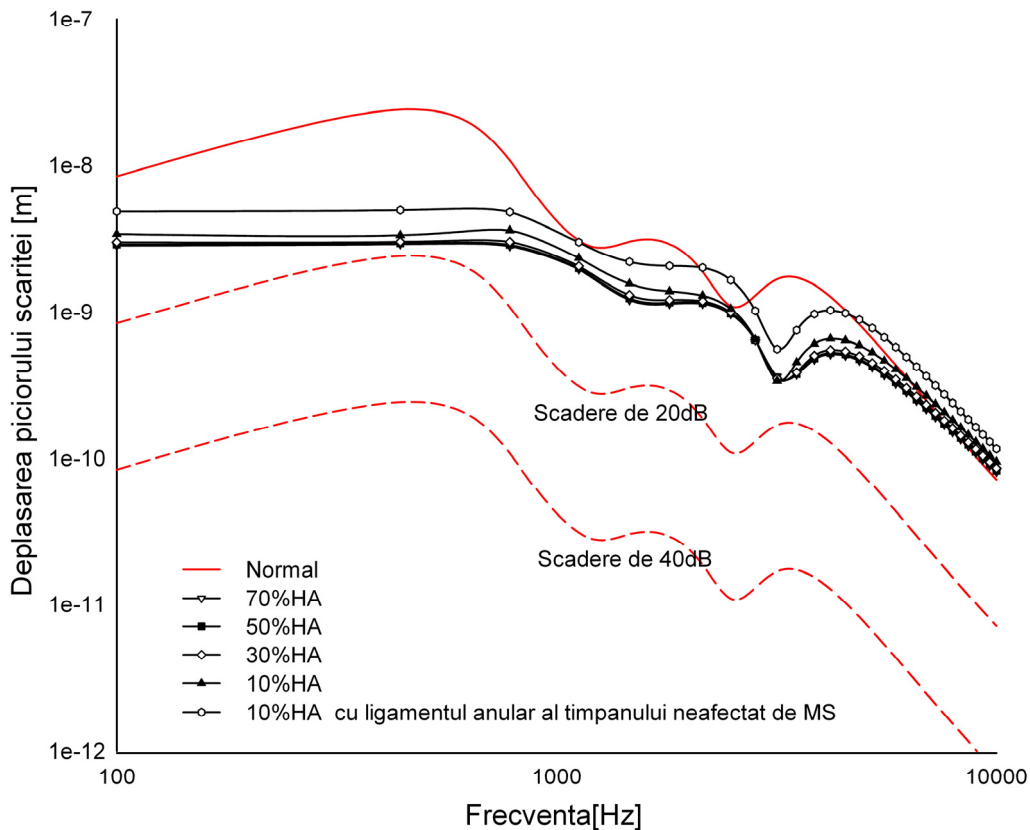


Figura 3.9 Variația deplasării piciorului scăriței în funcție de calcifierea timpanului prin miringoscleroză

Plăcile de MS sunt caracterizate de un proces continuu de formare. De aceea în aceeași ureche se pot găsi mai multe tipuri de plăci de la plăci moi până la plăci foarte dure asemenea țesutului osos [Gibb și Pang, 1995; Selkuc et al., 2008].

Acest considerent împreună cu faptul că miringoscleroza determină o scădere a auzului indiferent de cantitatea de calciu din placa de miringoscleroză [Gibb și Pang, 1995; Asiri et al., 1999; Kaur et al., 2006; Stankovic, 2009], susțin ideea că gradul de calcifiere nu este factorul determinant pentru pierderea auzului datorită miringosclerozei. Această concluzie este susținută și de rezultatele acestui studiu.

Pentru a studia efectul implicării ligamentului anular s-a considerat, conform cu Figura 3.9, și situația în care acesta nu este afectat de miringoscleroză (condiții de contur normale). Astfel în cazul acesta se observă o creștere a mobilității piciorului scăriței.

Această constatare reprezintă un prim pas în validarea procesului de modelare ales deoarece și studiile clinice au arătat că atunci când ligamentul inelar al timpanului este afectat de MS apare o pierdere mai mare a auzului [Gibb, 1983; Wieling și Kerr, 1993; Milojević et al., 2012].

3.3.4. Studiul dependenței de localizare și dimensiune a plăcilor de miringoscleroză

Pentru a studia influența dimensiunii și localizării plăcilor de MS asupra transferului de sunete, s-a realizat un model de calcul prin împărțirea timpanului în patru cadrane după cum se observă în Figura 3.10.

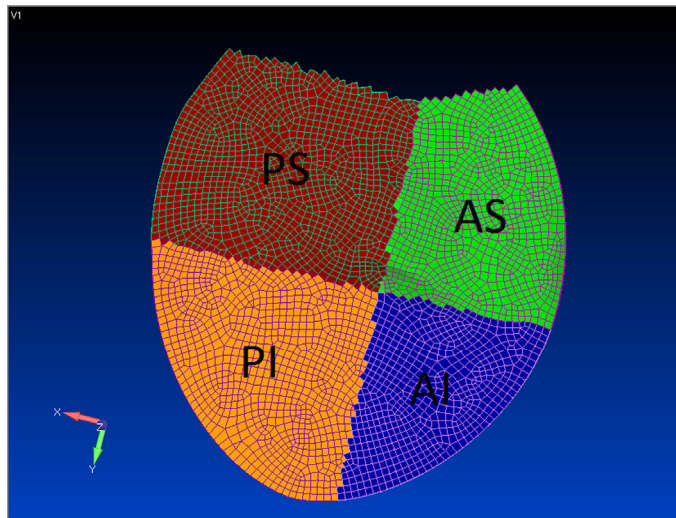


Figura 3.10 Timpanul (pars tensa) împărțit în 4 cadrane pentru studiul efectului localizării și dimensiunii plăcilor de MS (PS - posterior/superior; AS -anterior/superior; PI - posterior/inferior; AI - anterior/inferior)

S-a considerat că fiecare cadran în parte este afectat de MS, că jumătatea inferioară, superioară, posterioară respectiv anterioară sunt afectate de MS, iar apoi că MS a afectat 3 din cele 4 cadrane (Figura 3.11-3.22). Toate simulările au fost făcute cu un nivel al presiunii acustice de 80 dB și cu un procentaj al hidroxiapatitei de 10% corespunzător unei calcifieri de 4%.

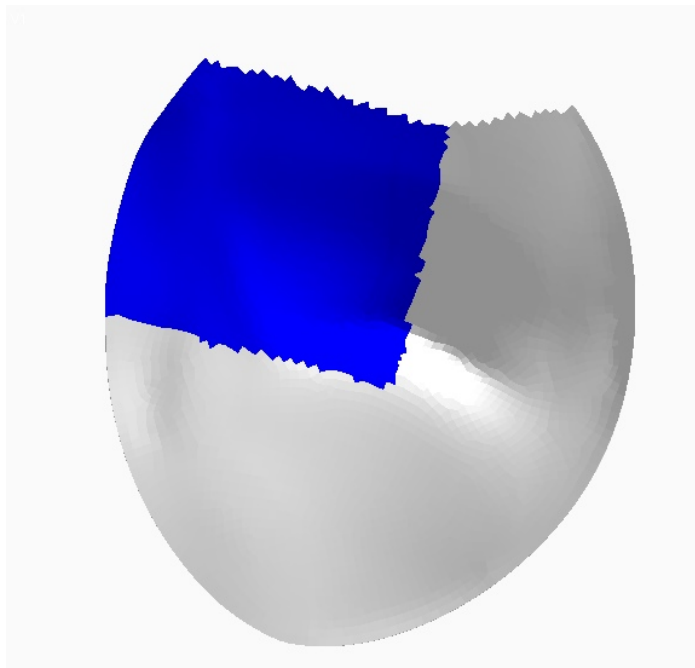


Figura 3.11 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranul posterior-superior

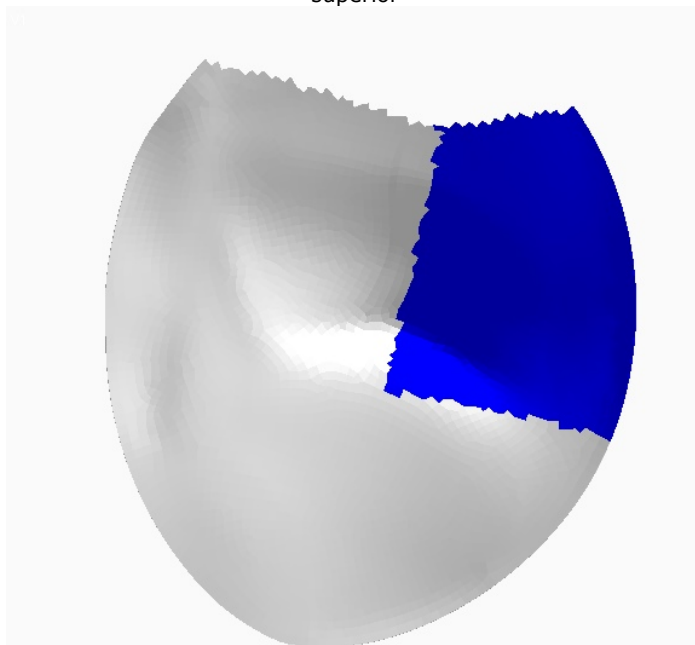


Figura 3.12 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranul anterior-superior

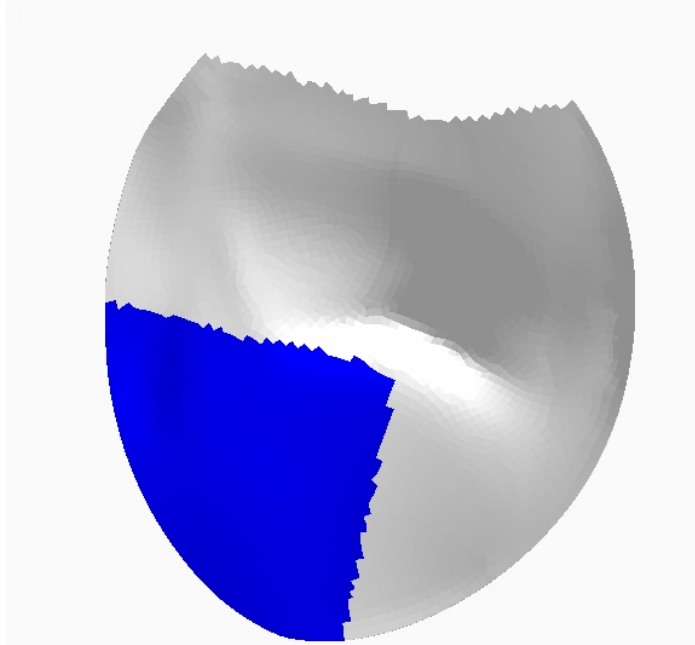


Figura 3.13 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranul posterior-inferior

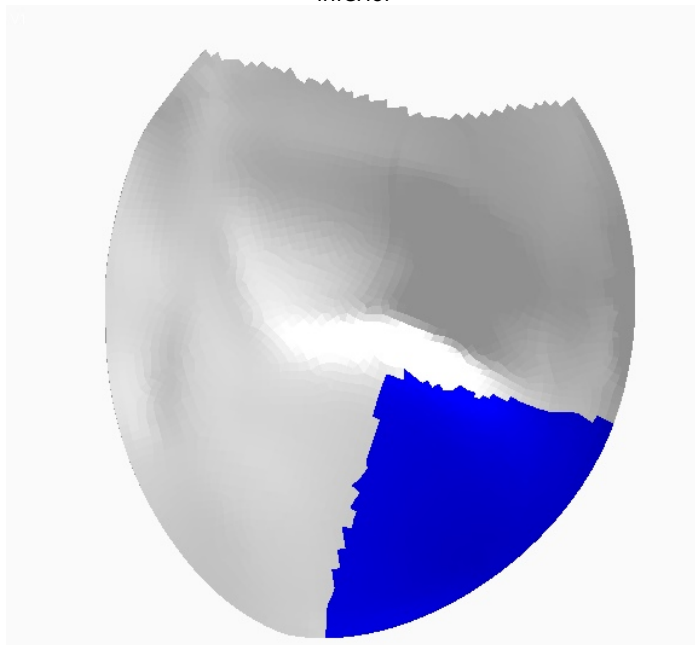


Figura 3.14 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranul anterior-inferior

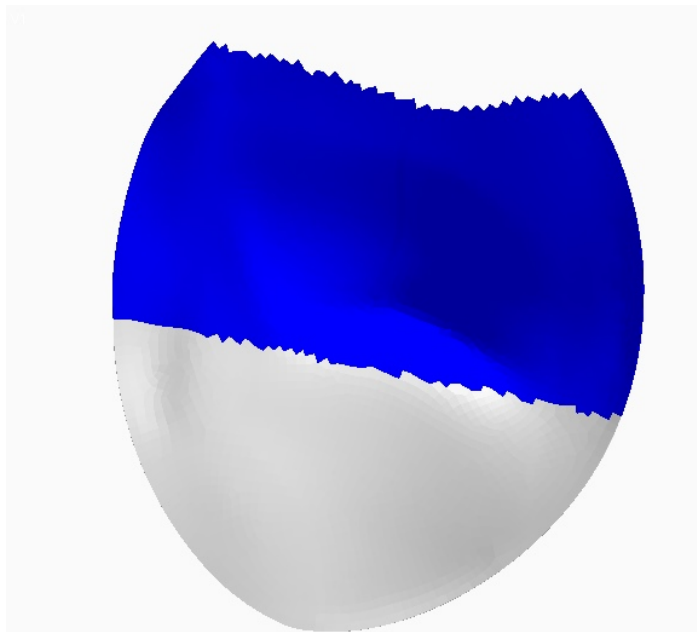


Figura 3.15 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele posterior-superior și anterior-superior

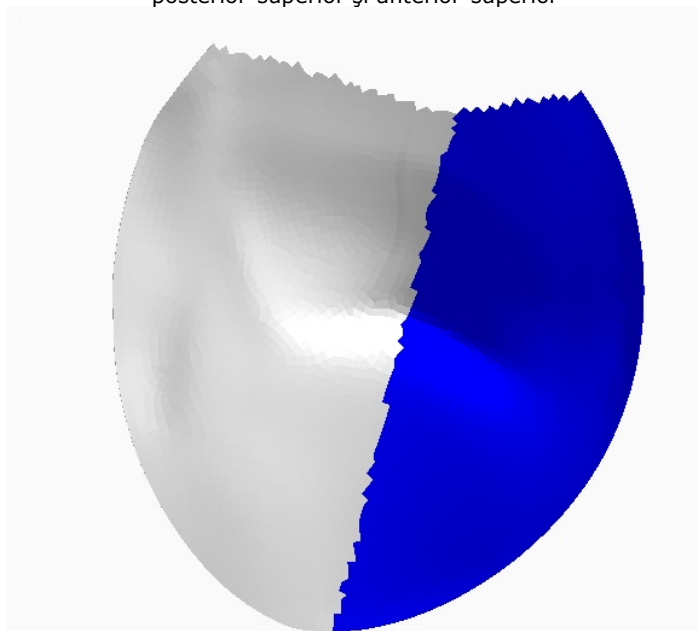


Figura 3.16 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele anterior-superior și anterior-inferior

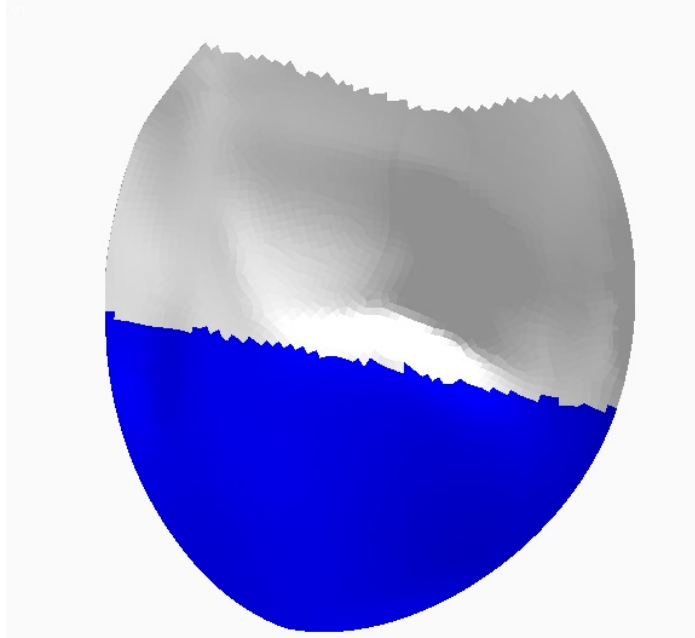


Figura 3.17 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele posterior-inferior și anterior-inferior

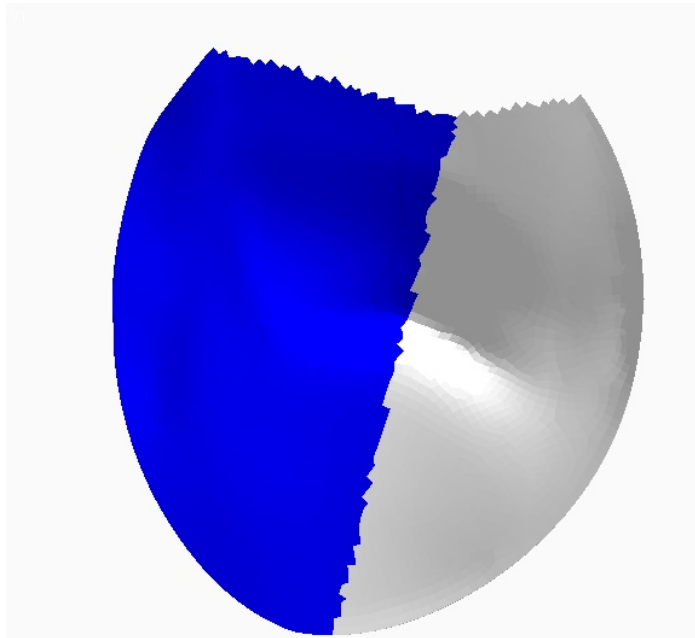


Figura 3.18 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele posterior-superior și posterior-inferior

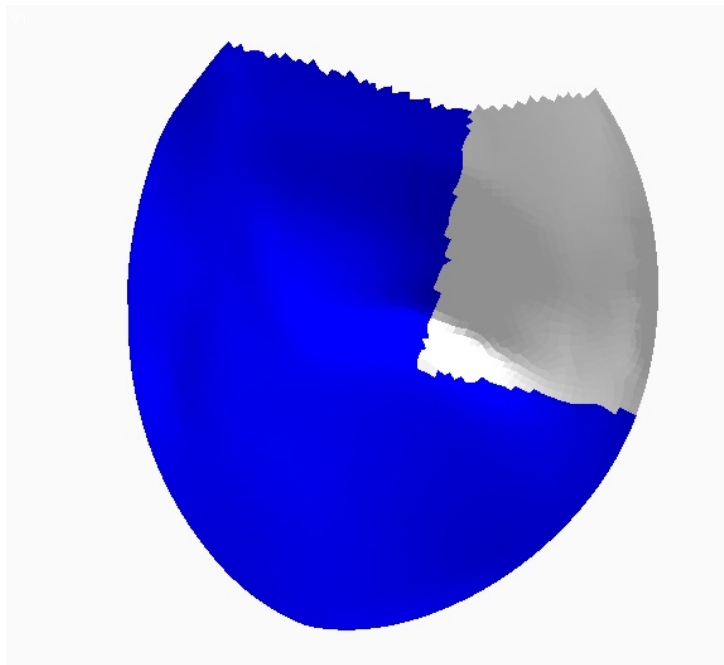


Figura 3.19 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele posterior-superior, posterior-inferior și anterior-inferior

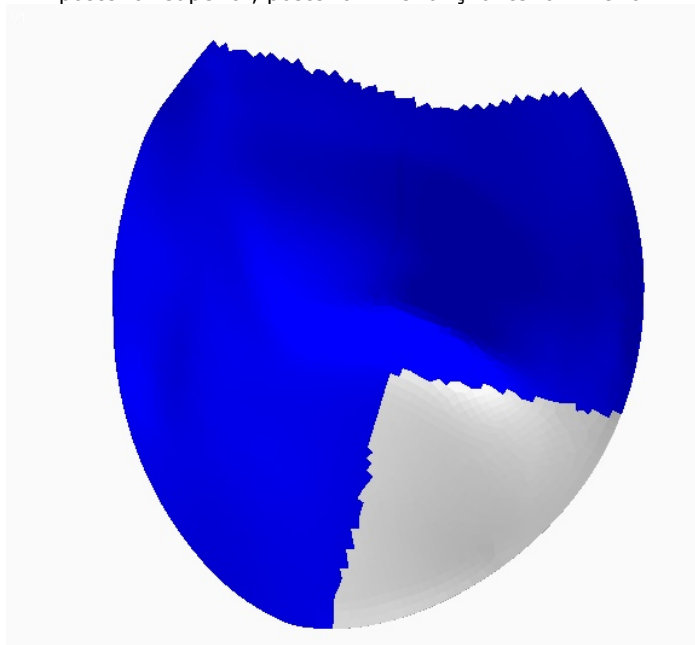


Figura 3.20 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele anterior-superior, posterior-superior și posterior-inferior

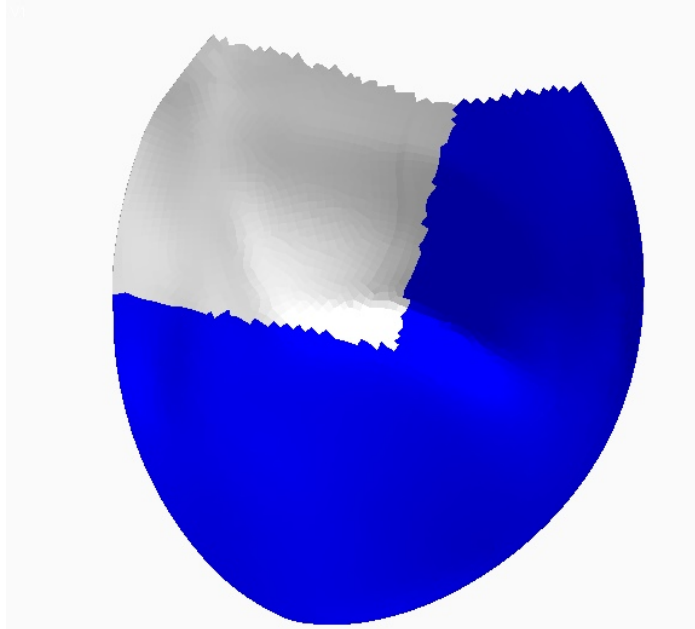


Figura 3.21 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele posterior-inferior, anterior-inferior și anterior-superior

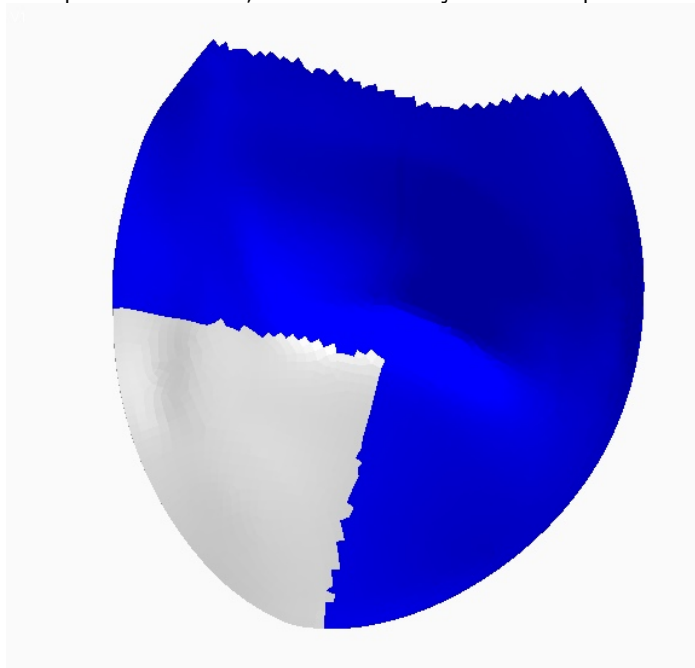


Figura 3.22 Modelul de calcul pentru timpanul afectat de miringoscleroză în cadranele anterior-inferior, anterior-superior și posterior-superior

Rezultate și discuții

În urma modelării celor 13 condiții patologice (MS în partea posterioară-superioară, posterioară-inferioară, anterioară-superioară, anterioară-inferioară, MS afectând jumătate de timpan, 3 pătrimimi și în întregul timpan) și rulării modelelor de calcul s-a obținut deplasarea piciorului scăriței pentru fiecare caz în parte.

Și în cadrul acestor cercetări analiza prin metoda elementelor finite s-a realizat încărcând timpanul cu o presiune distribuită pe întreaga suprafață a timpanului de 0,2 Pa (80 dB nivel de presiune a sunetului), aplicată cu frecvențe diferite din intervalul 0-10000 Hz, întocmai ca modul natural de transmitere a unui sunet pur.

Rezultatele obținute, reprezentate grafic în Figurile 3.23, 3.24 și 3.25, arată o creștere proporțională a dimensiunii plăcii cu scăderea mobilității scăriței. Astfel, modelele de calcul elaborate confirmă faptul că dimensiunea suprafeței de timpan afectată de MS influențează în mod direct pierderea auzului.

În urma simulărilor s-a constatat că dintre cele patru cadrane cel care are cea mai mare influență asupra mobilității scăriței este cadranul anterior superior. Astfel, atunci când acest cadran este afectat de MS apare o scădere de auz mai pronunțată decât atunci când celelalte cadrane sunt afectate (Figura 3.23).

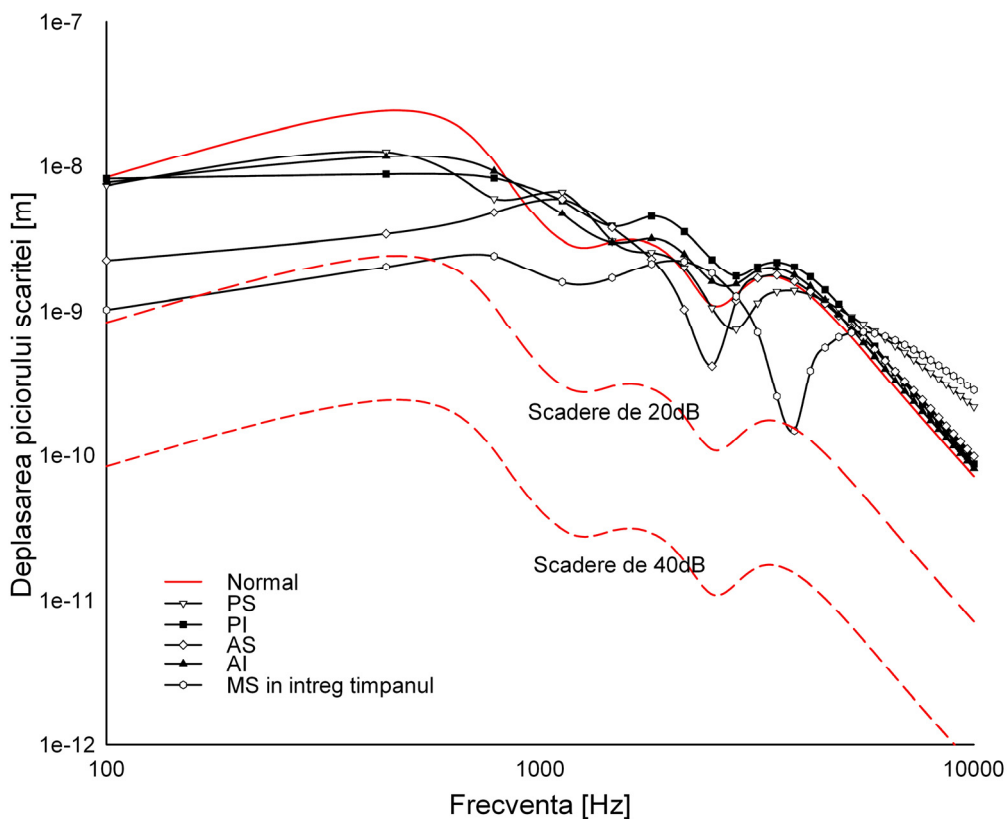


Figura 3.23 Variația deplasării piciorului scăriței la afectarea timpanului de miringoscleroză, pe câte un cadran

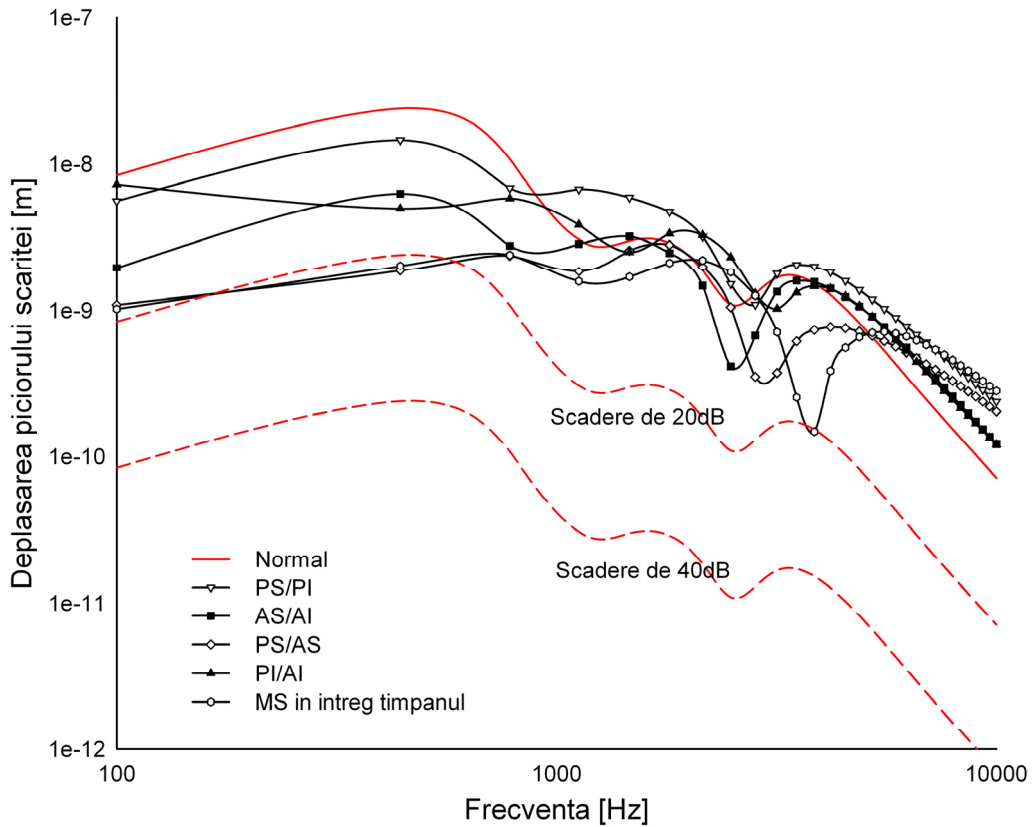


Figura 3.24 Variația deplasării piciorului scăriței la afectarea timpanului de miringoscleroză, pe câte două cadrane

De asemenea, s-a observat că atunci când zona din timpan corespunzătoare conexiunii cu ciocănelul este afectată, mobilitatea scăriței este în mai mare măsură afectată decât atunci când o plăcuță de MS cu aceeași dimensiune și formă se formează în altă zonă a timpanului.

Aceste rezultate sunt conforme cu studiile lui Wielinga și Kerr [1993], Wielinga et al. [1995], Gibb [1983] și Milojević et al. [2012] și aduc o validare suplimentară a procesului de modelare ales.

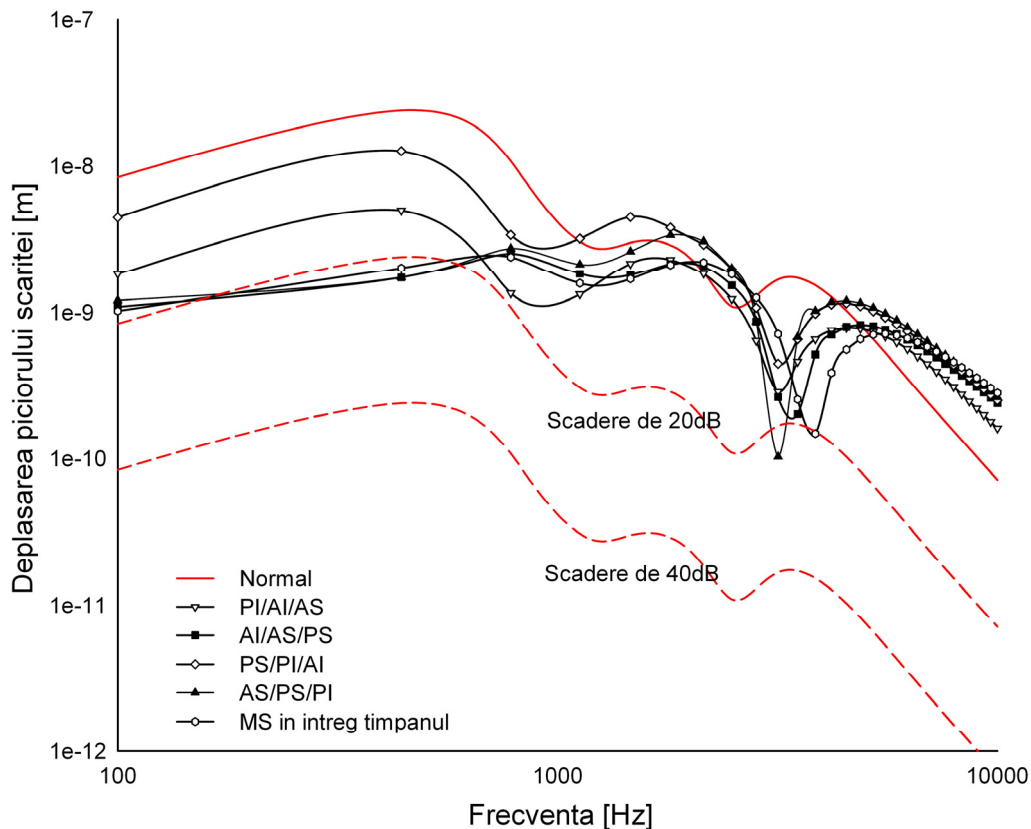


Figura 3.25 Variația deplasării piciorului scăritei la afectarea timpanului de miringoscleroză, pe câte trei cadrane

3.4. Cercetări numerice privind studiul comparativ al tratamentului otitei medii prin incizia membranei timpanice și prin inserție de tub de drenaj

Scopul principal al acestui capitol a fost de a studia comparativ efectele inciziei membranei timpanice și a inserției unui tub de drenaj în membrana timpanică.

Ambele proceduri se utilizează pentru tratamentul otitei medii cu efuziune și influențează în mod diferit metabolismul local, tensiunile din timpan și transferul de sunet în ureche.

3.4.1. Considerații generale privind miringotomia

Miringotomia reprezintă o procedură chirurgicală a membranei timpanice. Procedura se efectuează printr-o mică incizie a timpanului cu un scalpel sau cu laser (Figura 3.26). Această procedură permite accesul direct în cavitatea urechii medii

pentru eliberarea fluidului adunat datorită otitei medii cu efuziune (OME) [Alberti, 1974]. OME este o infecție a urechii medii care determină formarea de fluid în cavitatea urechii medii. Acest fluid este clasificat ca fiind seros, mucoid sau purulent.

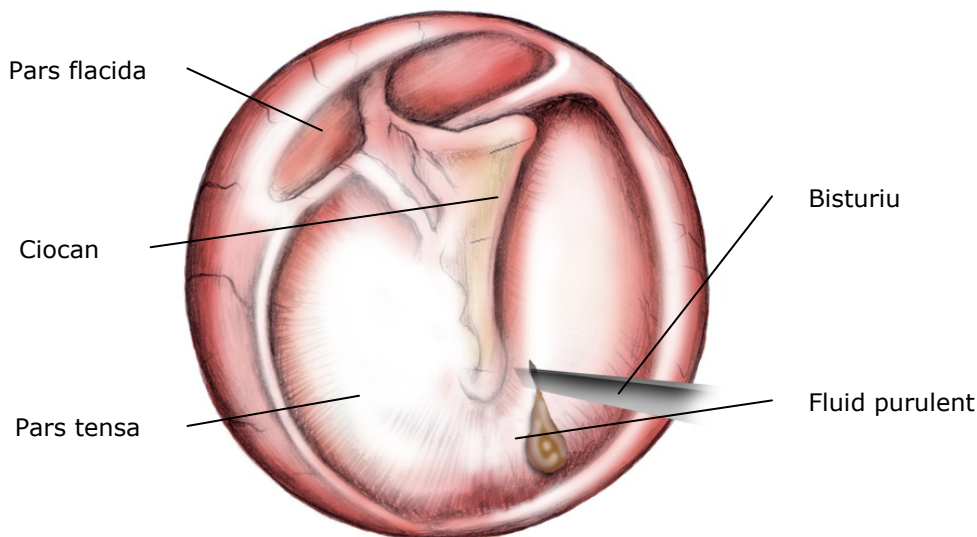


Figura 3.26 Incizia membranei timpanice cu un scalpel [www.medscape.com]

OME poate să apară spontan ca rezultat a ventilației inadecvate ale cavității urechii medii datorită funcționării proaste a trompei lui Eustachio sau datorită unui răspuns inflamator persistent la otita medie acută. Alți factori ce contribuie la dezvoltarea OME includ un sistem imunitar scăzut sau o dezvoltare deficitară a trompei lui Eustachio [Kenna, 2006].

Trompa lui Eustachio reprezintă canalul de comunicare între urechea medie și nazofaringe. Funcția ei este de a echivala presiunea pe suprafața membranei timpanice. Copii care au trompa lui Eustachio mai scurtă, orientată orizontal sau imatură din punct de vedere funcțional, sunt predispuși la formarea otitei medii cu efuziune. Inflamația mucoasei trompei lui Eustachio, datorită infecțiilor respiratorii sau alergiilor, determină proasta funcționare a musculaturii trompei lui Eustachio și implică o presiune negativă în cavitatea urechii medii. Astfel atunci când trompa lui Eustachio se deschide bacteriile și virușii sunt aspirați din nazofaringe în cavitatea urechii medii și induc un răspuns inflamator al țesuturilor.

Otita medie cu efuziune este frecvență pentru copii mici și are ca simptom scăderea auzului [De Ru și Grote, 2004], iar dacă este lăsată netratată poate împiedica dezvoltarea vorbirii [Maw et al., 1999].

Unul din tratamentele OME este inserția unui tub de drenaj în membrana timpanică (Figura 3.27). Acest dispozitiv a fost prima oară introdus de Armstrong [1954] și are rolul de a drena fluidul infectat din cavitatea urechii medii, de a ventila cavitatea și de a restaura aproape imediat auzul. Cu toate că această procedură este de cele mai multe ori utilizată cu succes, prezența tubului generează modificări locale precum atrofie locală, otoree, perforația membranei timpanice, timpanoscleroză (miringoscleroză) [Wielinga și Kerr, 1993].

Pot să apară și complicații mult mai severe precum colesteatomul, formațiune benignă cu capacitate de distrugere a structurilor osoase învecinate

[Golz et al., 1999; Kay et al., 2001]. Se presupune că aceste afecțiuni sunt datorate tensiunilor ce apar în membrana timpanică atunci când tuburile sunt plasate în timpan pe o perioadă mai mare de timp (2 ani) [Kay et al., 2001; Nichols et al., 1998; El-Bitar et al., 2002].

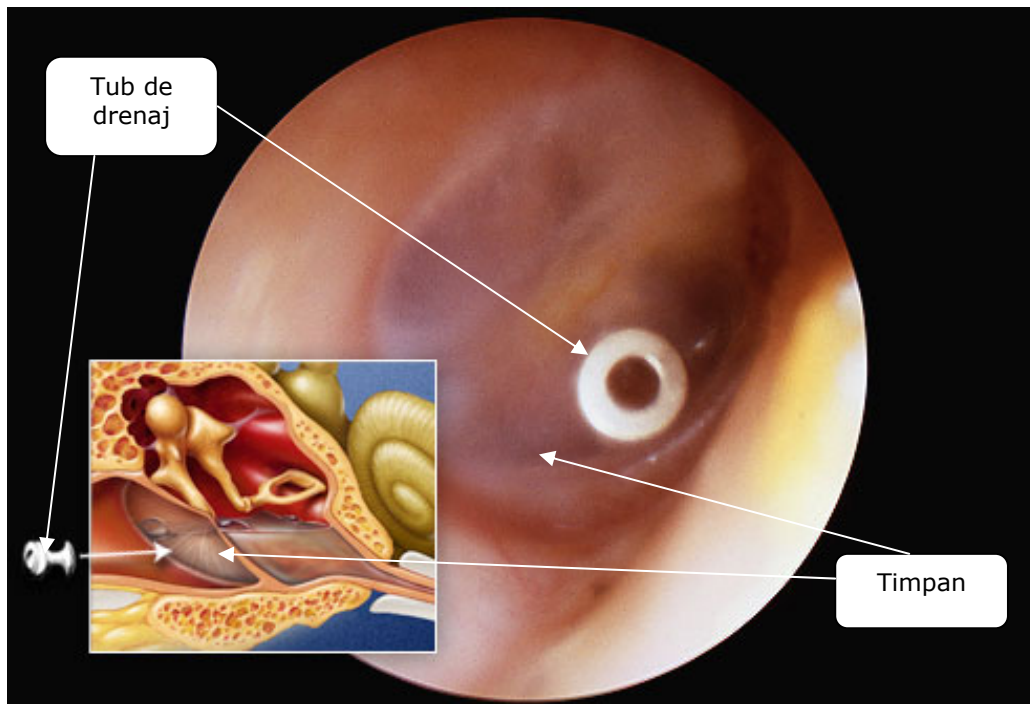


Figura 3.27 Tub de drenaj inserat în membrana timpanică (cadranul inferior-anterior)
[www.ent-specialist.org]

Din punct de vedere ingineresc, Gibb [1980] a susținut faptul că rezistența tuburilor la extruzia naturală și implicit complicațiile care apar de la asta, se datorează configurației tuburilor. Vard et al. [2008] și Pendergast et al. [1999] au studiat inserția unui tub de drenaj prin metoda elementelor finite, luând în considerare efectele biomecanice ale acestuia asupra timpanului și a obținut astfel criteriile de optime de proiectare pentru respectivul tub. Lesser et al. [1988] au găsit în cercetările lor că miringoscleroza are ca factor de formare un criteriu biomecanic și anume că în acele zone unde tensiunile transversale din timpan sunt mai mari, la inserarea unui tub de drenaj, coincid cu zonele unde apare cel mai frecvent miringoscleroza.

Totuși aceste studii ale miringotomiei din punct de vedere biomedical sunt încă la început și necesită mai multe informații și cercetări pentru a fi concludente. În acest capitol se prezintă un studiu cu o abordare nouă a laturii biomecanice privind tratamentul OME prin miringotomie. Studiul de față compară prin simulări cu un model cu elemente finite al urechii, validat, cele două proceduri ale miringotomiei: incizia și inserția de tub de drenaj.

3.4.2. Studiul efectului inciziei și a inserției tubului de drenaj în membrana timpanică asupra transferului sunetelor în urechea medie

Pentru a studia efectele inciziei în timpan s-a modificat modelul utilizat prin modelarea unei incizii în partea inferior-anterioară a membranei timpanice. S-a ales această zonă deoarece este cea mai frecvent folosită în procedura chirurgicală (Figura 3.28). Lungimea inciziei este egală cu diametrul exterior a tubului din modelul cu inserție de tub în timpan (Figura 3.30).

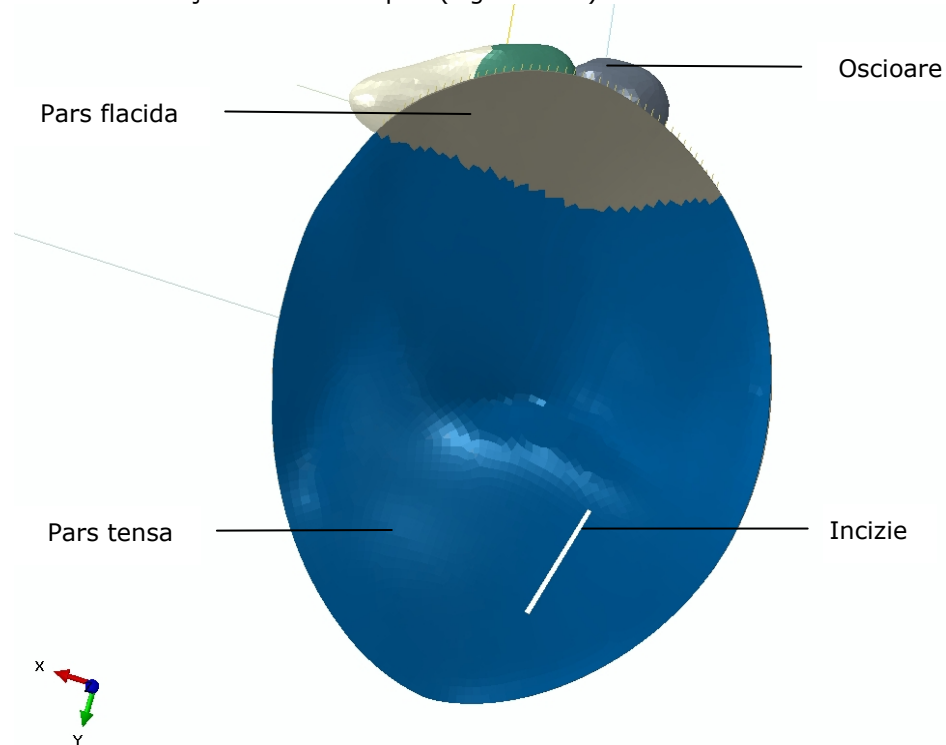


Figura 3.28 Model al urechii cu incizie în partea inferior-anterioară a timpanului

Pentru simularea transferului de sunet atunci când un tub este inserat în timpan s-a ales un tub de drenaj de tip Reuter-Bobin. Dimensiunile acestuia s-au ales pe baza lucrării lui Vard et al. [2008] în care sunt prezentate criteriile de design relevante pentru ca un tub de drenaj Reuter-Bobin să aibe impact minim asupra tensiunilor din membrana timpanică (Figura 3.29). În alegerea dimensiunilor s-a ținut cont și de faptul că urechea din modelul utilizat în această cercetare este reconstruită după o ureche a unui adult.

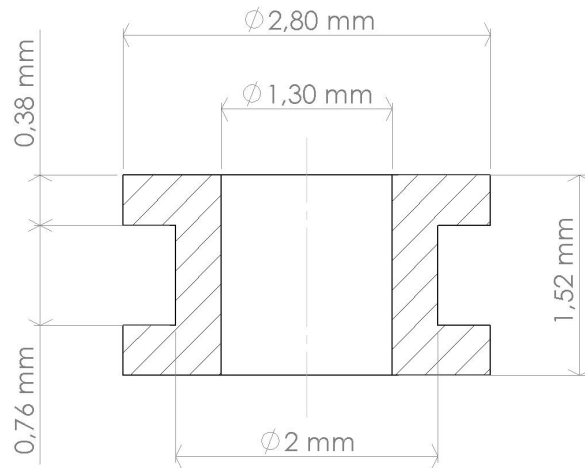


Figura 3.29 Schema tubului Reuter-Bobin utilizat în model

Tubul s-a poziționat în model în aceeași zonă ca incizia astfel încât incizia să reprezinte diametrul tubului (Figura 3.18). Tubul s-a considerat atașat membranei timpanice astfel membrana și tubul împart nodurile de la nivelul zonei de contact.

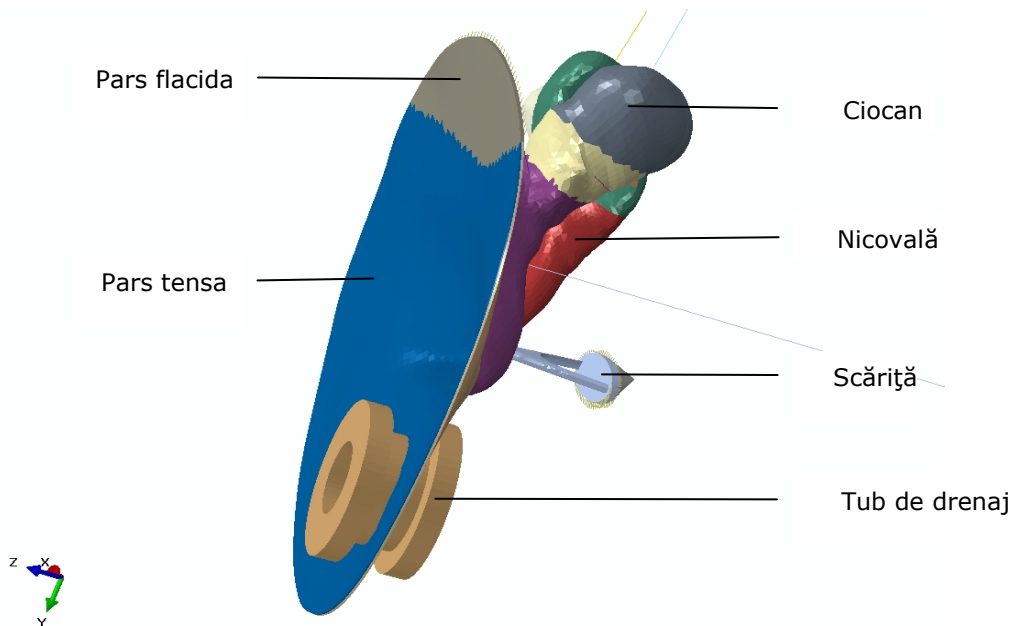


Figura 3.30 Model al urechii cu inserție de tub de drenaj în timpan

Pentru toate simulările realizate la acest capitol s-a folosit un nivel de presiune a sunetului de 80 dB. S-au rulat două modele de calcul corespunzătoare inciziei și respectiv tubului de drenaj.

Rezultatele, reprezentate grafic în Figura 3.31, au arătat o scădere a auzului de aproximativ 10 dB atât în cazul inciziei cât și în cazul tubului de drenaj. Această scădere este conformă cu situația reală clinică privind tratamentul prin miringotomie [De Ru și Grote, 2004].

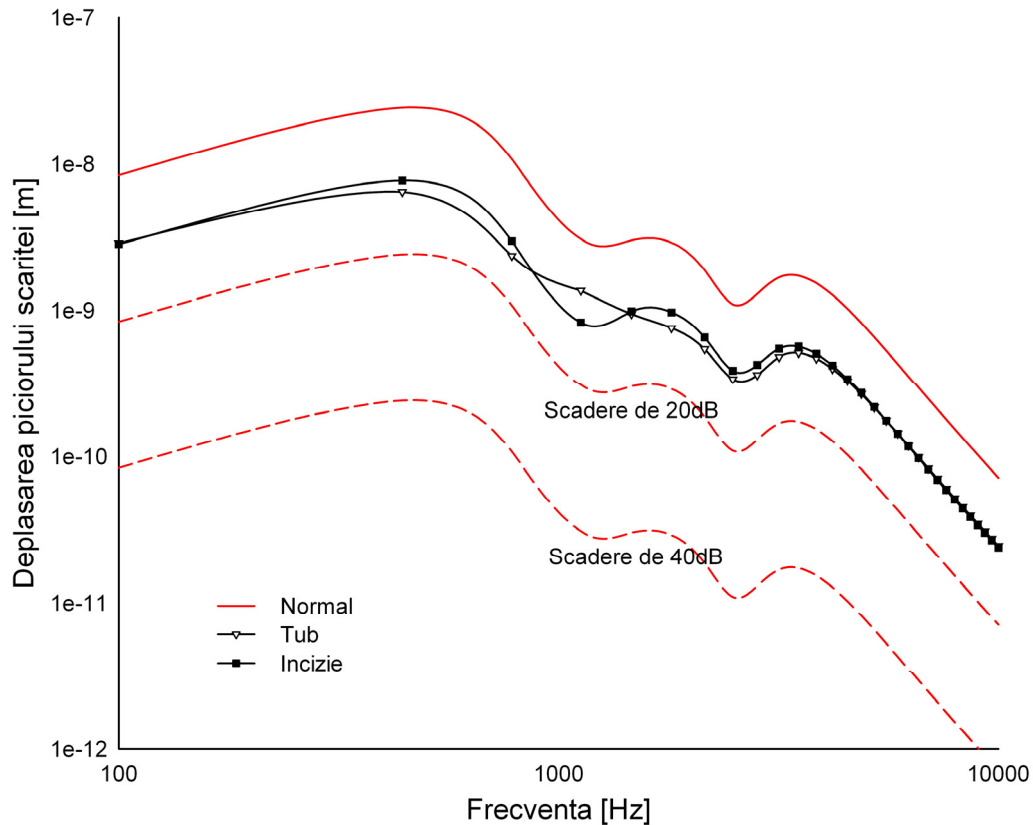


Figura 3.31 Variația deplasării piciorului scăriței pentru modelul de calcul cu incizie și respectiv cu inserție de tub de drenaj (80 dB)

În Figura 3.31 se poate observa că pentru transferul sunetului la piciorul scăriței și implicit la fereastra ovală a cohleei nu apare nici o diferență notabilă între miringotomia simplă sau cea cu inserție a unui tub de drenaj.

Prin urmare inserția tubului de drenaj nu are o influență directă în diminuarea auzului ca urmare a modificărilor fizice impuse de inserția în sine.

3.4.3. Studiul tensiunilor determinate de incizia și inserția tubului de drenaj în membrana timpanică

Pentru a studia comparativ care din cele două proceduri induce tensiuni mai mari în membrana timpanică și implicit fenomene inflamatorii precum s-a descris în acest capitol, s-au luat 23 de puncte pe o traiectorie circulară în vecinătatea

imediată a tubului. Aceleași 23 de puncte de studiu s-au considerat și în cazul inciziei.

În Figura 3.32 și Figura 3.33 sunt reprezentate punctele pentru incizie cât și pentru tub. Punctul 1 reprezintă punctul de start pentru reprezentarea grafică a rezultatelor.

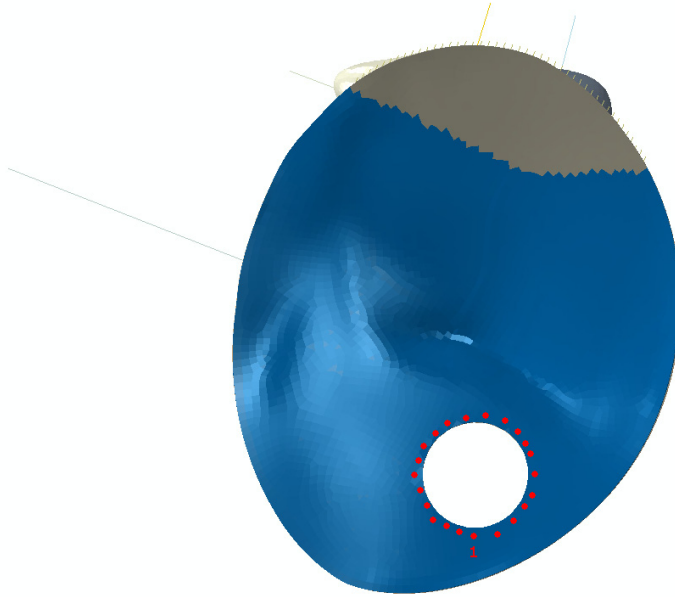


Figura 3.32 Puncte în care s-au determinat tensiunile din timpan pentru tubul de drenaj

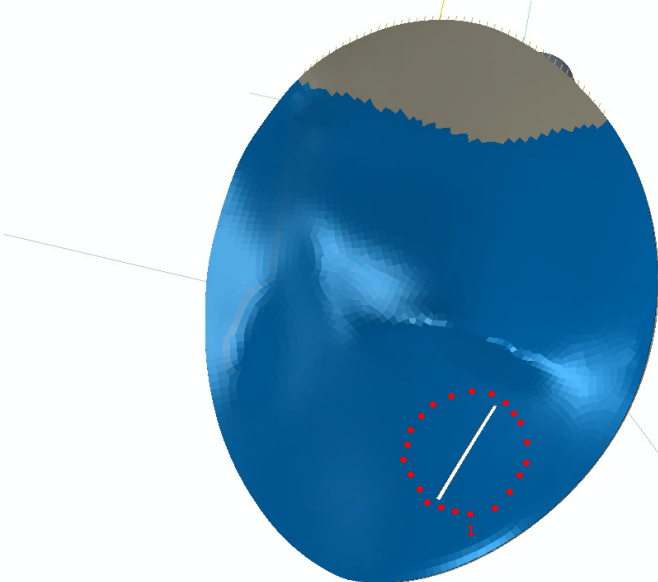


Figura 3.33 Puncte în care s-au determinat tensiunile din timpan pentru incizie

Pentru cele 23 de puncte s-au considerat 6 frecvențe corespunzătoare frecvențelor uzual utilizate în audiograme. Aceste frecvențe sunt prezentate în Tabelul 3.6.

Tabel 3.6 Frecvențe utilizate în simulări

Frecvențe audiograme [Hz]	Frecvențe model [Hz]
100	100
500	441
1000	1124
2000	2148
4000	3855
8000	7958

Pentru obținerea rezultatelor s-au rulat doua modele de calcul, modelul realizat pentru incizie și modelul cu tub de drenaj, utilizând un nivel al presiunii sonore de 80 dB (0,2 Pa).

Rezultatele, reprezentate grafic în Figurile 3.34-3.39, arată în mod concludent că în cazul tubului tensiunile echivalente Von Mises sunt mult mai mari decât în cazul inciziei. Conform cercetărilor lui Prendergast et al. [1999] se arată că o creștere a stării de tensiune din timpan determina fenomene inflamatorii care modifică structura hialină a țesutului și duce la complicații precum miringoscleroza.

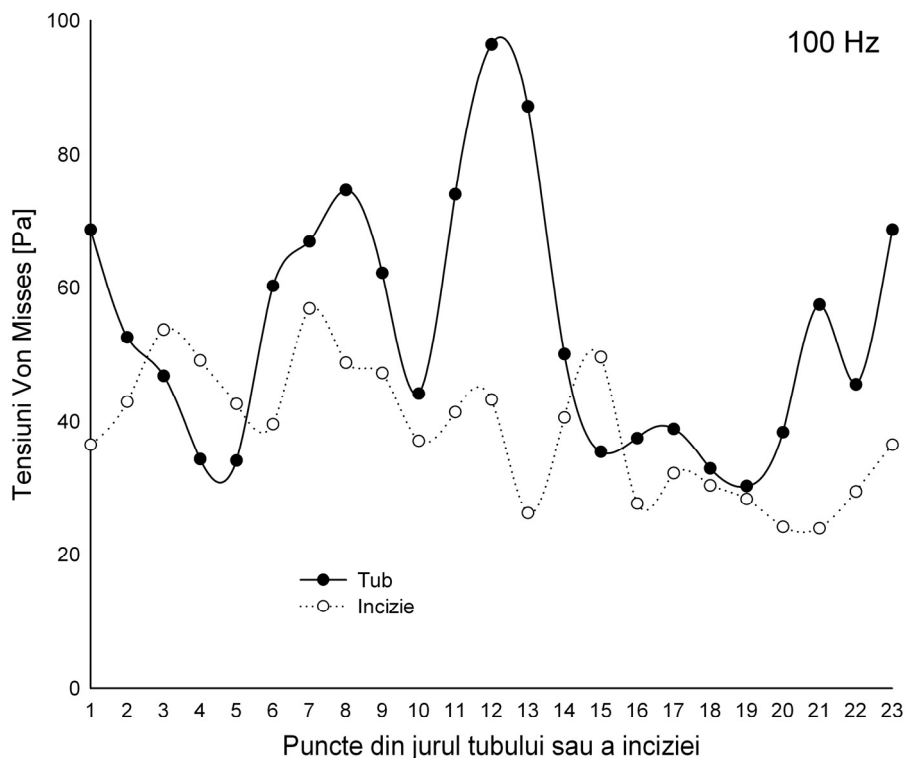


Figura 3.34 Variația tensiunilor Von Mises pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 100 Hz

3.4. - Cercetări numerice privind studiul comparativ al tratamentului otitei medii 71

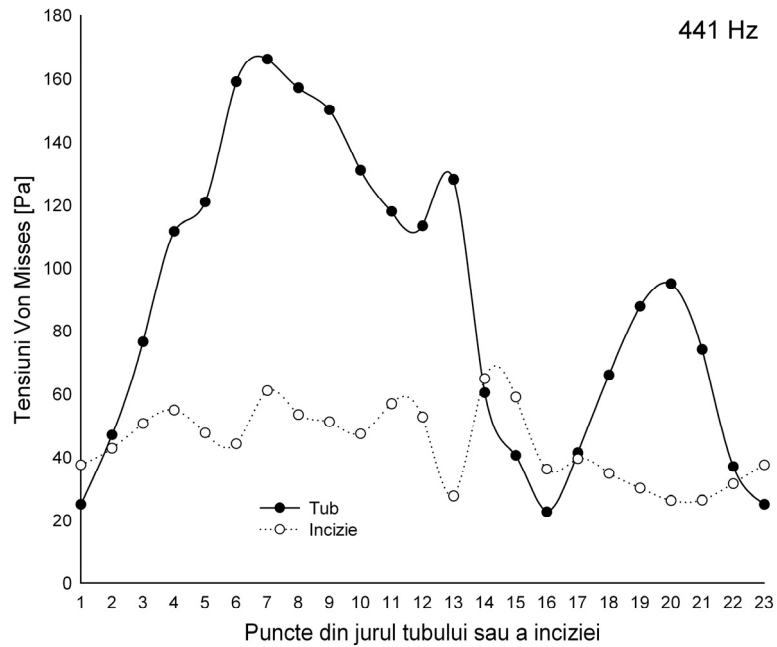


Figura 3.35 Variația tensiunilor Von Mises pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 441 Hz

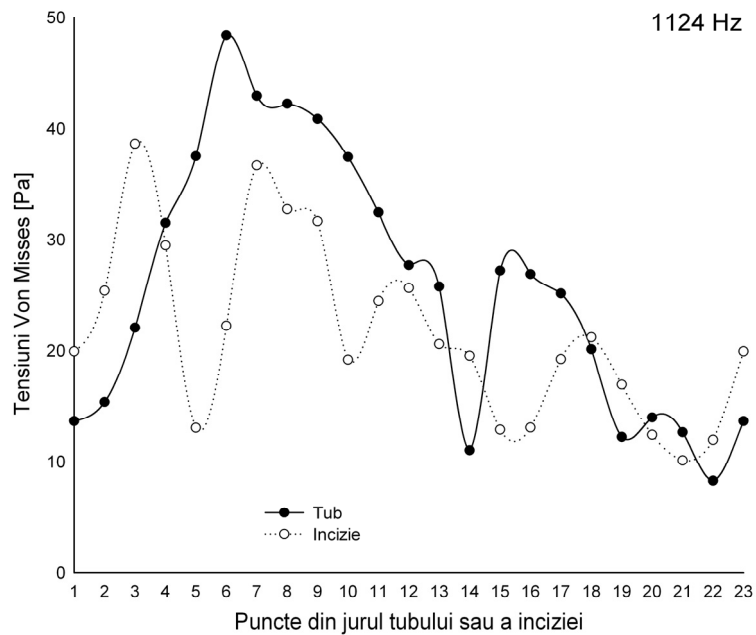


Figura 3.36 Variația tensiunilor Von Mises pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 1124 Hz

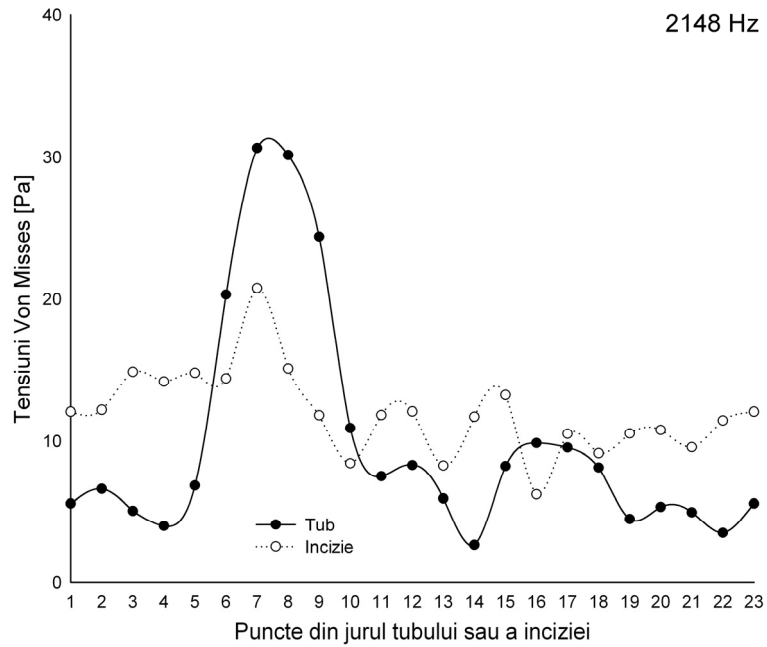


Figura 3.37 Variația tensiunilor Von Mises pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 2148 Hz

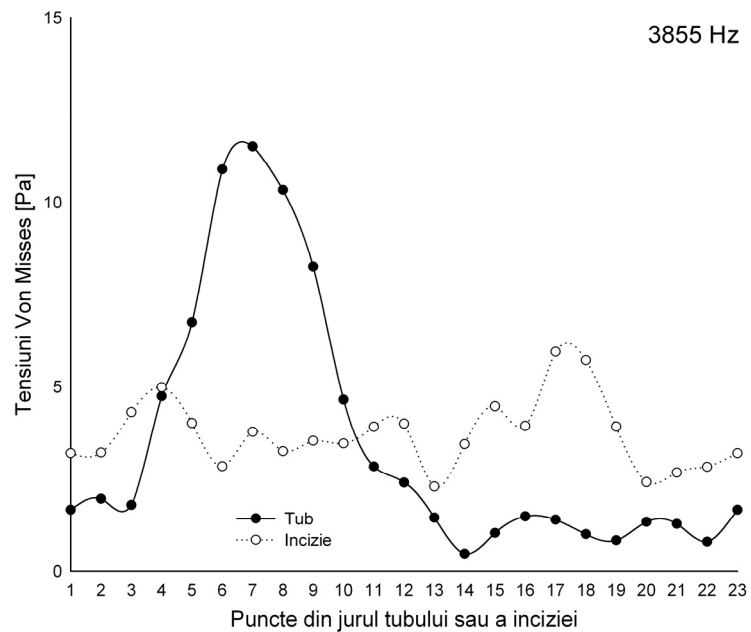


Figura 3.38 Variația tensiunilor Von Mises pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 3855 Hz

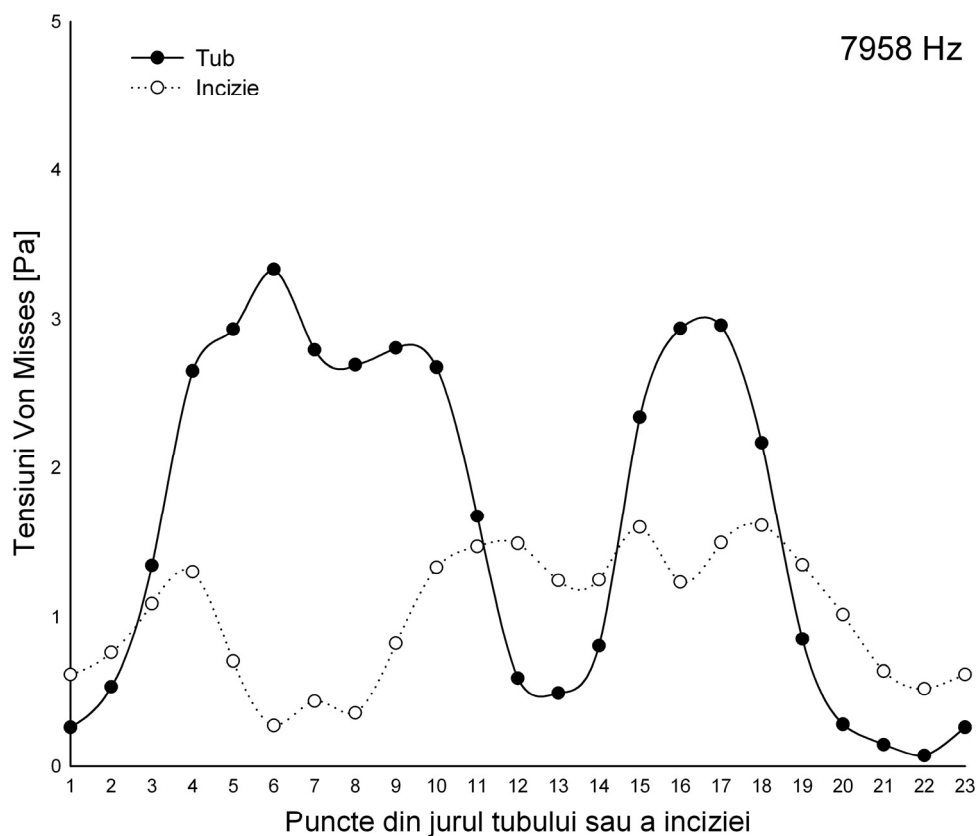


Figura 3.39 Variația tensiunilor Von Misses pentru incizie și inserție de tub de drenaj la frecvența de 7958 Hz

Astfel acest studiu evidențiază faptul că deși inserția tuburilor de drenaj este o procedură preferată de medicii ORL [De Ru și Grote, 2004, este de preferat ca în tratamentul otitei medii cu efuziune să se considere incizia ca prima direcție de tratament în toate situațiile unde se poate aplica aceasta.

Dezavantajul major al inciziei este faptul că în unele cazuri aceasta se vindecă mai repede decât este necesar pentru OME să fie tratată. Totuși proceduri recente de incizie cu LASER permit un timp mult mai îndelungat până la închiderea inciziei.

3.5. Cercetări numerice privind efectele perforațiilor membranei timpanice

3.5.1. Considerații generale privind perforațiile membranei timpanice

Pe lângă proprietatea de a vibra și a transmite sunetul către oscioare, membrana timpanică prezintă și proprietatea de a proteja urechea medie de bacterii și posibile infecții [Schuknecht, 1993]. În Figura 3.40 se prezintă o imagine capturată din otoscopia unei perforații.

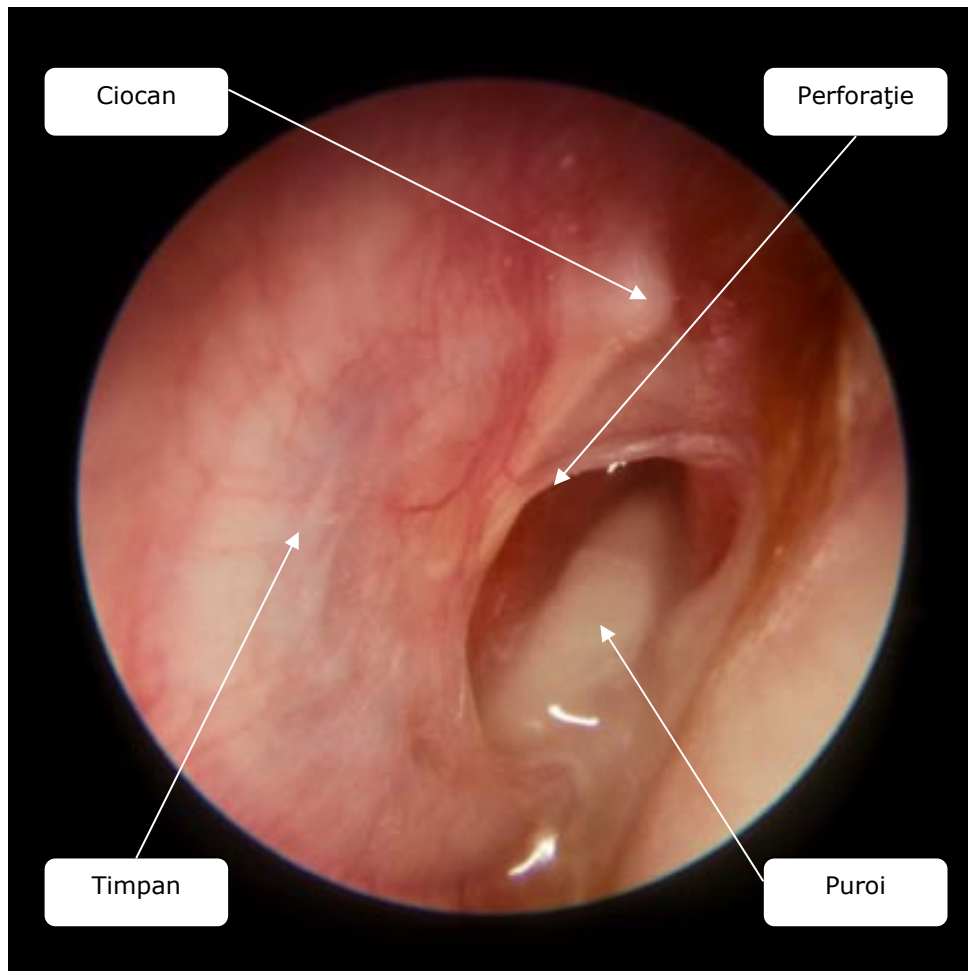


Figura 3.40 Perforație în timpan cu degajare a lichidului infectat din cavitatea urechii medii [www.rhes_cmu.ac.th]

Cauza cea mai comună a perforației de timpan este infecția acută sau cronică a urechii medii. Alte cauze sunt rănire fizică, presiune ridicată, zgomot puternic.

Perforațiile de timpan determină scădere a auzului cu 10 până la 30 dB în situația în care restul structurilor urechii sunt intacte și sănătoase [Voss et al., 2001]. În prezent lumea științifică este preocupată cu determinarea efectelor perforațiilor asupra auzului având în vedere varietatea ce caracterizează perforațiile de timpan [Terkildsen, 2006]. Există foarte puține studii clinice care au cercetat legătura dintre dimensiunea sau poziția perforațiilor cu scăderea de auz [Anthony și Harrison, 1972; Ahmad și Ramani, 1979; Voss et al., 2001; Mehta et al., 2006, Ibekwe et al., 2009]. Toate aceste studii au concluzionat că auzul scade cu creșterea dimensiunii perforației. În schimb în privința efectului pe care îl are poziția perforației în timpan asupra auzului, studiile sunt contradictorii.

3.5.2. Studiul efectului poziției perforațiilor membranei timpanice asupra transferului sunetelor în urechea medie

În cercetările prezentate în acest subcapitol s-a urmărit efectul poziției unei perforații circulare de diametru de 2 mm asupra auzului. Pentru aceasta s-au modelat 4 condiții patologice: perforație circulară de 2 mm diametru în cadranul posterior-superior (PS), în cadranul posterior-inferior (PI), în cadranul anterior-superior (AS) și în cadranul anterior-inferior (AI) (Figurile 3.41, 3.42, 3.43, 3.44).

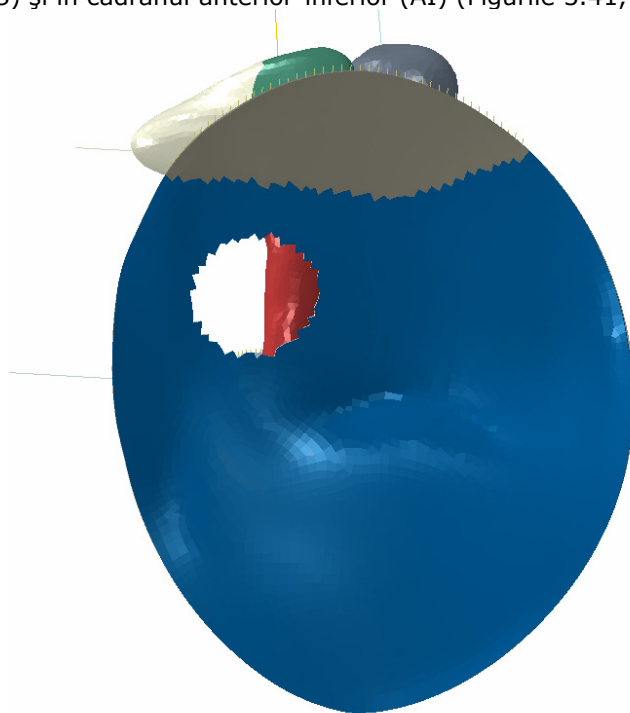


Figura 3.41 Modelul numeric pentru perforație de timpan în cadranul posterior-superior

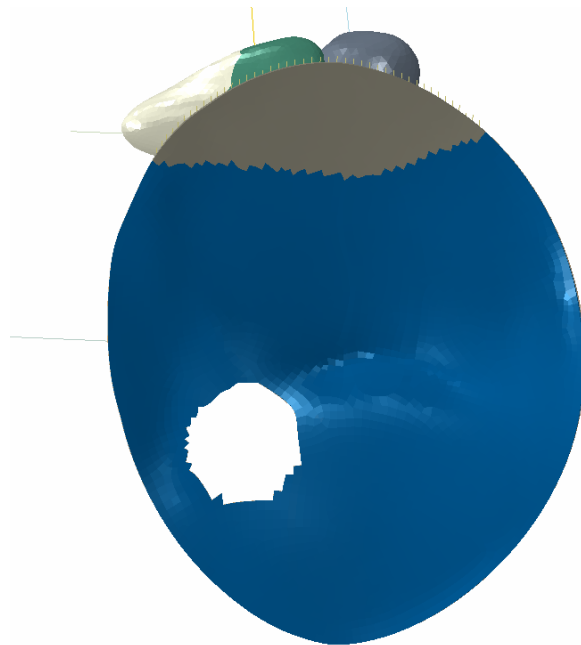


Figura 3.42 Modelul numeric pentru perforație de timpan în cadranul posterior-inferior

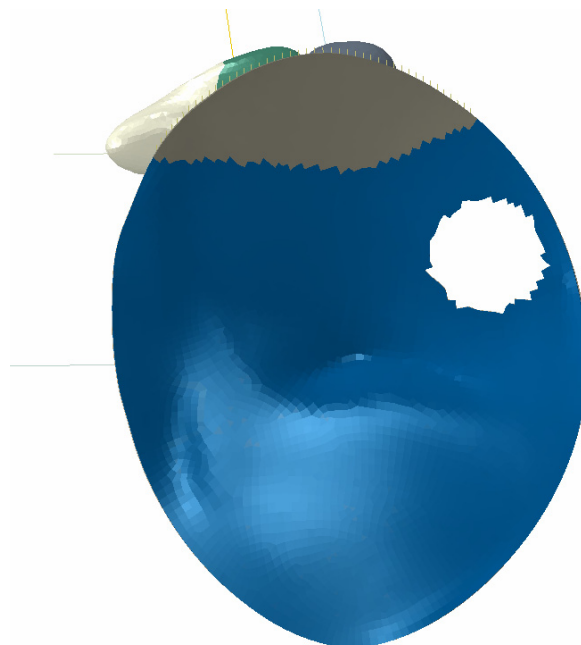


Figura 3.43 Modelul numeric pentru perforație de timpan în cadranul posterior-inferior

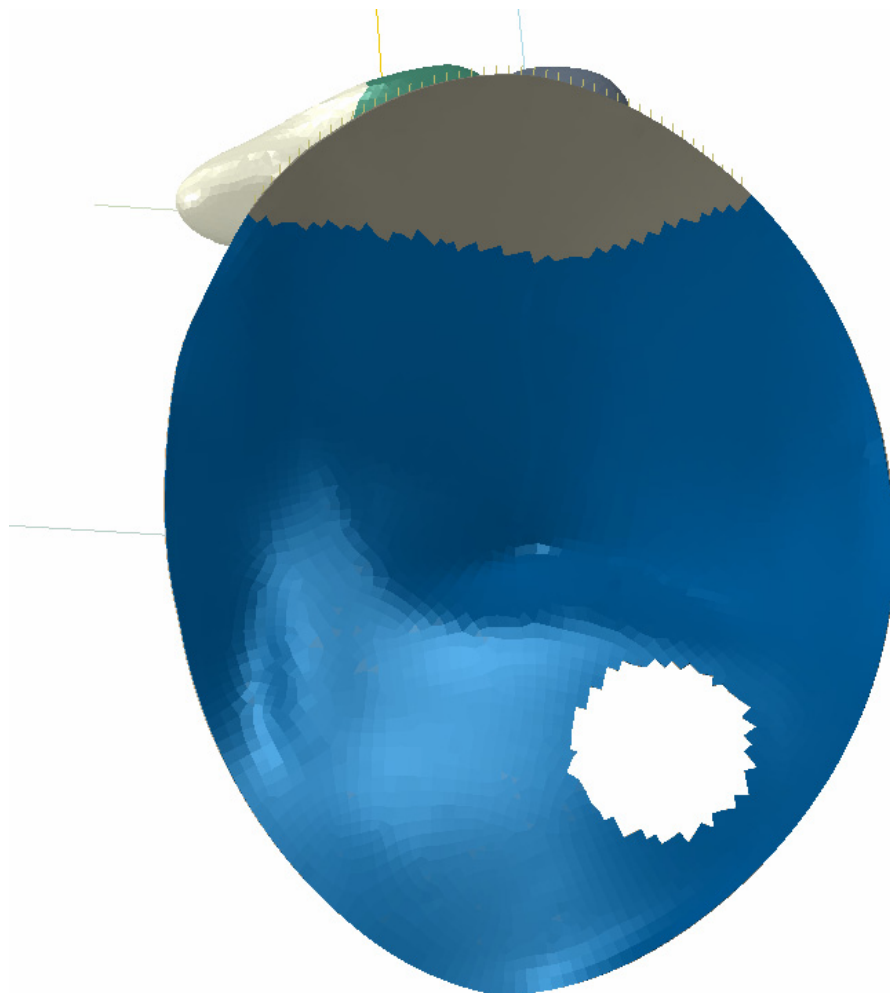


Figura 3.44 Modelul numeric pentru perforație de timpan în cadranul anterior-inferior

Rezultate și discuții

În urma modelării celor 4 condiții patologice (perforație circulară de 2 mm diametru în partea posterioară-superioară, posterioară-inferioară, anterioară-superioară, anterioară-inferioară a timpanului) și rulării modelelor de calcul s-a obținut deplasarea piciorului scăriței pentru fiecare caz în parte.

Analiza prin metoda elementelor finite s-a realizat, pentru fiecare caz, încărcând timpanul cu o presiune distribuită pe întreaga suprafață a timpanului de 0,2 Pa (80 dB nivel de presiune a sunetului), aplicată cu frecvențe diferite din intervalul 0-10000 Hz, asemenea modului natural de transmitere a unui sunet pur.

Rezultatele obținute au fost reprezentate grafic în Figura 3.45.

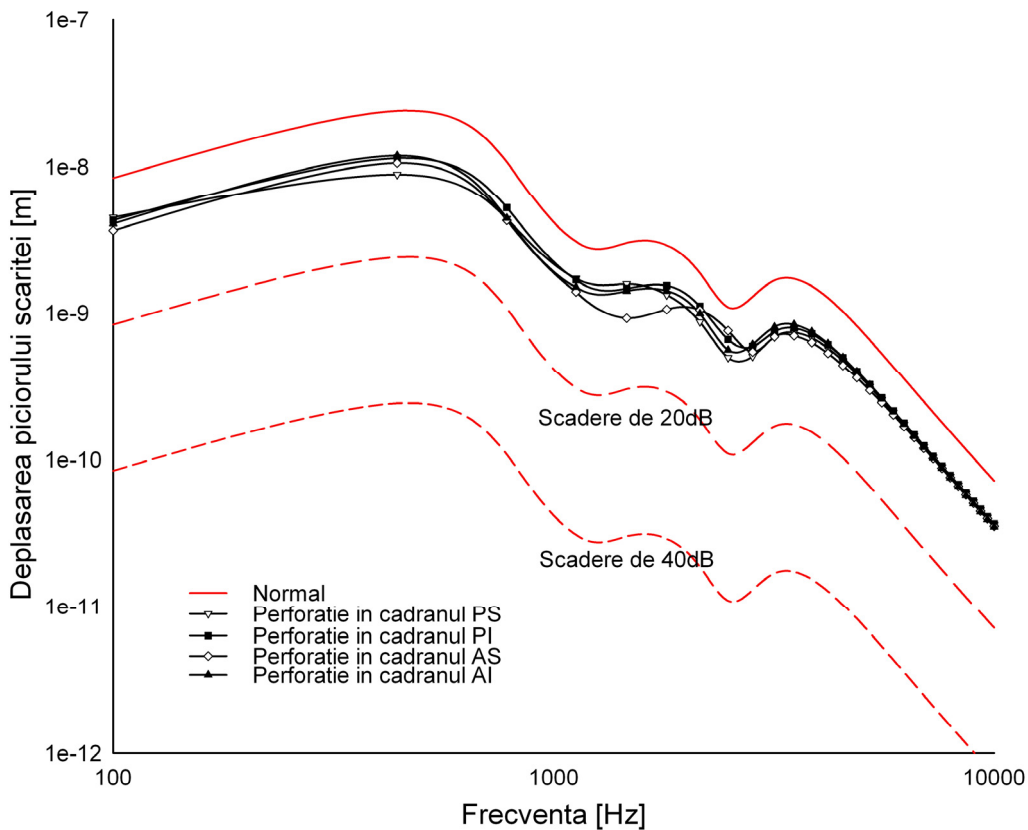


Figura 3.45 Variația deplasării scării pentru cele 4 condiții patologice (perforație de 2 mm diametru în cadranele PS, PI, AS, AI)

Din Figura 3.45 se observă că o perforație a timpanului de 2 mm diametru produce o scădere a auzului de aproximativ 8 dB indiferent de poziția în timpan. De asemenea se poate concluce că scăderea auzului nu depinde de poziția unei perforații în membrana timpanică. Această observație este susținută și de studiile clinice realizate de Mehta et al. [2006], Ibekwe et al. [2009].

Perforațiile membranei timpanice au dimensiuni și localizare foarte variată. De asemenea formarea lor poate avea loc în foarte multe feluri. Din aceste considerente, pentru a putea obține trăsături clare care să caracterizeze perforațiile, cercetări adiționale pentru studiul poziției, dimensiunii și modului de formare a perforațiilor sunt extrem de necesare.

3.6. Concluzii

Capitolul de cercetări privind modelarea numerică a patologiilor de natură mecanică a timpanului a avut ca scop principal realizarea unor modele de calcul pentru o serie de patologii foarte puțin studiate ce ridică problematici controversate

în lumea medicală și tehnică. S-au realizat peste 20 de modele de calcul ce s-au supus analizei cu elemente finite în software-ul specializat ABAQUS. Modelarea geometrilor s-a realizat cu ajutorul programului Femap.

Pentru modelarea membranei timpanice afectată de patologia denumită miringoscleroză (calcifierea stratului intern al timpanului) s-au realizat 18 modele de calcul. Rezultatele au arătat efectul miringosclerozei asupra scăderii de auz din punct de vedere al gradului de calcifiere al timpanului și din punct de vedere al dimensiunilor plăcuțelor de miringoscleroză.

Aceste rezultate sunt de mare importanță pentru lumea științifică datorită faptului că miringoscleroza este o patologie a urechii foarte puțin înțeleasă cu caracteristici variate ce trebuie luate în considerare.

Modelele de calcul concepute în cadrul acestei cercetări aduc o premieră mondială privind modelarea miringosclerozei. Studiile de până acum s-au limitat la modelarea acestei patologii prin simpla rigidizare a membranei timpanice. Modelele realizate de subsemnata introduc caracterizarea țesutului miringosclerotic ca fiind un material compozit format dintr-o matrice de țesut cu particule de hidroxiapatită.

Pentru studiul perforațiilor membranei timpanice s-au realizat 4 modele de calcul cu ajutorul cărora s-a constatat că localizarea perforațiilor în timpan nu influențează auzul. Perforațiile au cauze variate și orice nouă cercetare care să susțină puținele studii clinice realizate pentru caracterizarea acestei patologii, sunt importante în special datorită impiedimentelor ce apar în cazul studiilor clinice. Orice studiu clinic necesită un număr considerabil de pacienți care consimt la prelucrarea datelor personale și care colaborează într-un tot cu grupul de cercetare, iar aceasta este greu de realizat.

A treia cercetare din cadrul acestui capitol a studiat tensiunile ce apar la aplicarea tehnicii miringotomiei. Miringotomia are ca scop principal drenarea cavității urechii medii de lichid infectat, prin realizarea unei deschideri în timpan. În cercetarea expusă în acest capitol s-au comparat două moduri de realizare a miringotomiei: incizia prin bisturiu clasic și inserarea unui tub de drenaj. Studii clinice au arătat că la folosirea tubului apar complicații în timpan precum inflamații și formarea miringotomiei și totuși aceasta este metoda la care apelează medicii destul de des. Rezultatele cercetării subsemnatei au arătat că în cazul tubului tensiunile din timpan sunt ridicate pentru orice frecvență în comparație cu incizia. Aceste tensiuni ridicate în timpan pot fi una din cauzele inflamațiilor ce apar ca urmare a miringotomiei prin tub de drenaj. Noi tehnologii care folosesc incizia cu LASER pot fi o indicație mai bună în cazul unor patologii unde în prezent se folosesc tuburi de drenaj. Pentru situațiile în care este necesar să se mențină deschis orificiul în timpan o perioadă îndelungată, tuburile de drenaj rămân indicația cea mai potrivită, deoarece inciziile au un timp mai scurt de vindecare.

Toate cele trei cercetări numerice descrise mai sus prezintă informații noi pentru lumea medicală, informații care sunt greu de obținut pe alte căi precum ar fi studiile clinice. Din aceste considerente și datorită metodei de modelare a miringosclerozei în premieră mondială, cercetarea descrisă în acest capitol se consideră cu un caracter inovativ.

4. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND VALIDAREA MODELELOR NUMERICE ALE PATOLOGIILOR DE NATURĂ MECANICĂ ALE MEMBRANEI TIMPANICE

4.1. Considerații generale

Pentru a realiza validarea experimentală a modelelor numerice realizate s-a colaborat cu Clinica ORL Adulți și Copii Bega din Timișoara. Cu ajutorul medicilor de specialitate s-au identificat trei cazuri medicale care implică patologiile modelate și studiate anterior: miringoscleroză și perforația timpanului. Pentru fiecare caz s-au realizat două analize medicale: otoscopie și audiograma tonală.

Otoscopia reprezintă examinarea clinică ce permite vizualizarea conductului auditiv extern, a membranei timpanice și a cavității urechii medii. Examinarea celei din urmă fiind posibilă doar când membrana timpanică este perforată.

Audiograma tonală este cea mai cunoscută și mai răspândită investigație din domeniul audiologiei. Ea oferă o imagine sintetică despre auzul urechii investigate, bazată pe înregistrarea separată a 6-7 frecvențe ale spectrului auditiv uman, cuprinse între 125 Hz și 8000 Hz.

Acest test este efectuat cu ajutorul unui aparat denumit audiometru, capabil să sintetizeze tonuri auditive pure (asemănătoare notelor muzicale) de o intensitate precisă. Sunetele sintetizate sunt oferite pacientului fie prin intermediul unor căști auditive (când se studiază performanța auditivă a urechii externe și medii), fie prin intermediul unor vibratoare plasate direct pe craniu (în spatele urechii) care au rolul de a transmite sunetele direct la urechea internă, pentru a obține informații precise despre nivelul de auz al acesteia. Întregul test este efectuat într-o cameră insonoră (antifonată).

Sunetele au o intensitate succesiv crescătoare, iar pacientul trebuie să semnalizeze cea mai mică intensitate la care aude sunetul. Rezultatul obținut pentru fiecare frecvență (atât pentru cele acute, cât și pentru cele grave) este denumit prag auditiv și se notează pe un grafic numit audiogramă (Figura 4.1). Aceasta reprezintă o adevărată "radiografie" calitativă a pierderilor auditive pe fiecare frecvență.

Testul are și o serie de dezavantaje. În primul rând, este influențată de capacitatea de colaborare a pacientului, fiind uneori dificil sau imposibil de înregistrat la copii sau vârstnici. Acesta trebuie să fie odihnit și capabil să se concentreze asupra stimulilor din cască. Aparatura trebuie să fie perfect calibrată, iar camera bine insonorizată.

Pe baza celor 3 cazuri de patologii, cu ajutorul otoscopiei s-au obținut imaginile după care s-a realizat modelarea membranei timpanice. După rularea modelelor de calcul astfel obținute rezultatele s-au comparat cu audiograma vocală aferentă fiecărui caz pentru a valida metodele de modelare abordate în cadrul cercetărilor realizate.

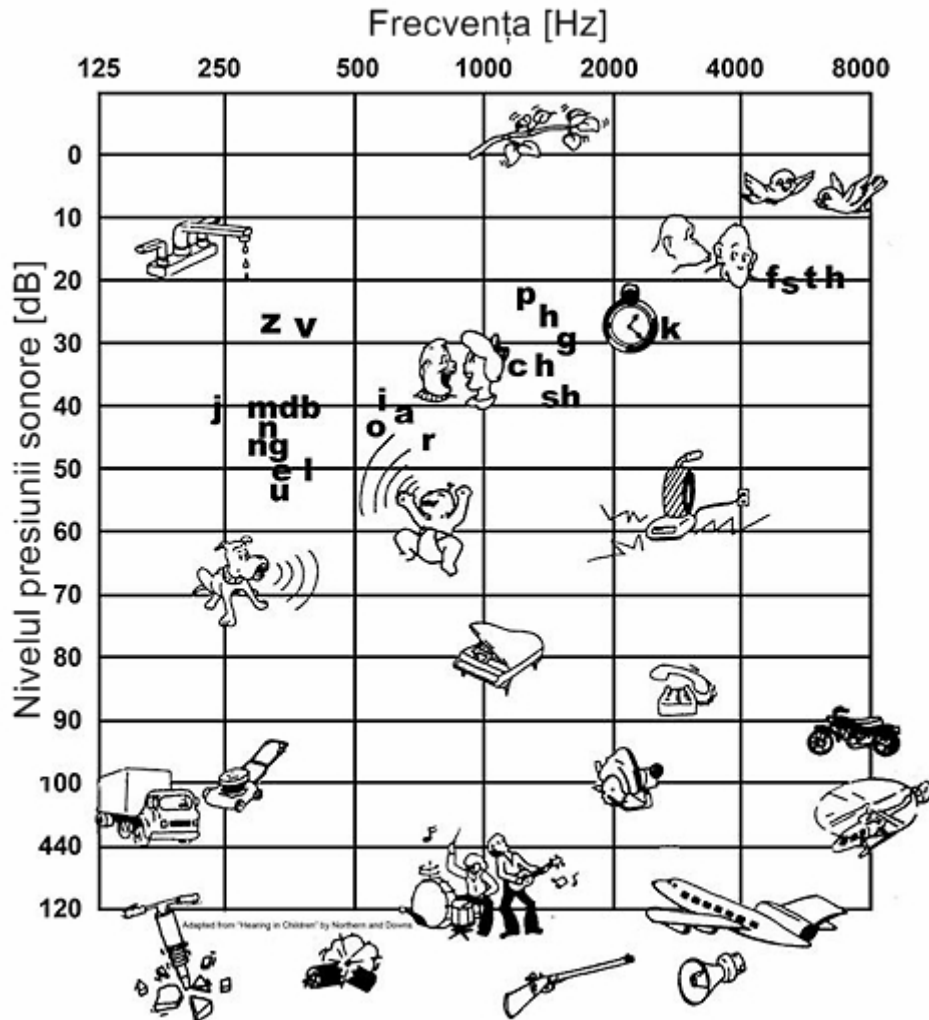


Figura 4.1 Exemplu audiogramă [www.cohandsandvoices.org]

4.2. Validarea experimentală a condiției patologice: miringoscleroză în formă de „arcus senilis”

Prima patologie este reprezentată de un timpan afectat de miringoscleroză în forma de „arcus senilis” al unui pacient de sex feminin. În Figura 4.2 este redată o imagine a acestei patologii, extrasă din filmul prelevat prin otoscopie. Otoscopia s-a realizat de către un medic specialist în ORL din cadrul Clinicii ORL Adulți și Copii Bega din Timișoara.

Se observă ca miringoscleroza formează forma de „arcus senilis”, dar nu acoperă întreg timpanul. Partea superioară a pars tensa nu este afectată, precum nici ligamentul anular al timpanului nu este atins de miringoscleroză. Pe aceste

observații și respectând forma și localizarea s-a modelat această patologie cu ajutorul programului de procesare și modelare Femap® (Figura 4.3).



Figura 4.2 Imagine otoscopică folosită pentru validarea metodei de modelare a miringosclerozei

După modelare s-a realizat analiza prin metoda elementelor finite în software-ul dedicat Abaqus®. Nivelul presiunii sonore aplicat a fost de 0,2 Pa (80 dB). Analiza a acoperit întregul interval de frecvențe perceput de urechea umană (0-10000 Hz).

Rezultatele, reprezentate grafic în Figura 4.4, prezintă deplasarea piciorului scăriței în funcție de frecvență. Pe același grafic sunt reprezentate nivelurile pentru un auz defectuos cu 10 dB și 20 dB. În funcție de aceste repere s-a evaluat calitativ rezultatele și s-au comparat cu audiograma aferentă cazului studiat Figura 4.5.

Audiograma indică răspunsul subiectiv al pacientului la o serie de tonuri pure transmise la niveluri de presiune sonore diferite pentru frecvențele 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz, 8000 Hz. Pacientul a indicat momentul când aude primul sunet pentru fiecare frecvență iar audiologul a însemnat

frecvența și nivelul presiunii sonore iar apoi a unit punctele pentru a observa alura generală.

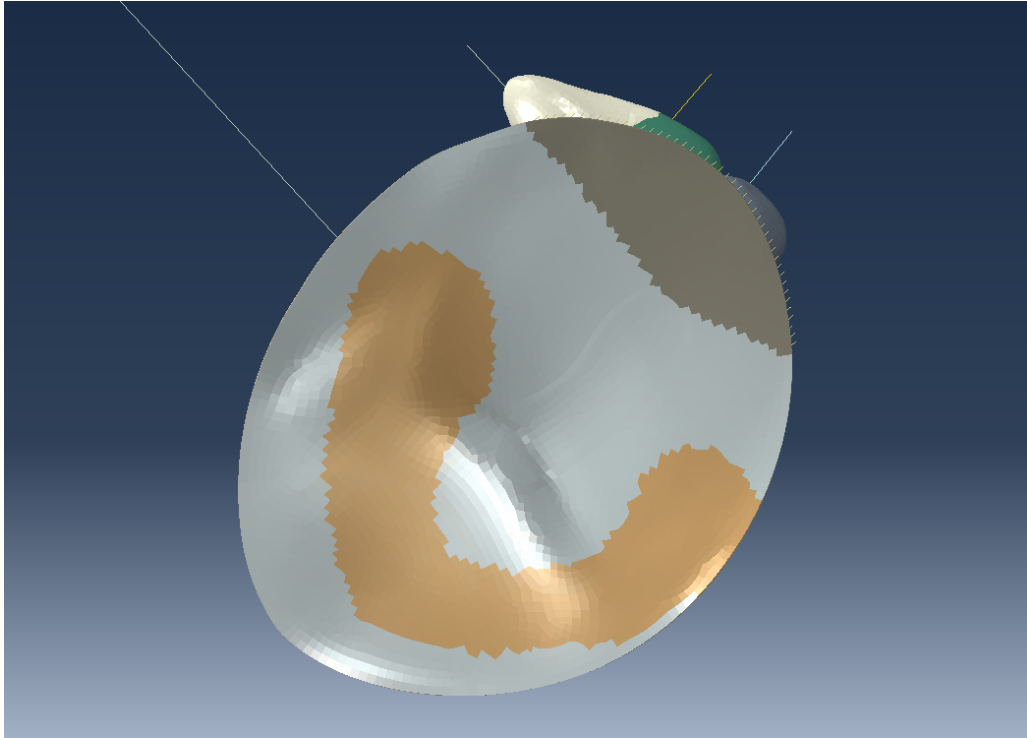


Figura 4.3 Model de calcul al patologiei miringoscleroză în formă de „arcus senilis”

Audiograma a fost realizată de către audiologul Clinicii ORL Adulți și Copii Bega din Timișoara (Anexa 1). Aceasta, cu ajutorul specialistului, a fost de asemenea evaluată pentru a stabili care este scăderea de auz pricinuită de patologia descrisă mai sus (Figura 4.5).

În Figura 4.5 se observă o zonă hașurată care indică valoarea estimată calitativ a scăderii de auz. Deși se consideră că auzul perfect pe o audiogramă este o linie dreaptă în dreptul reperului de 0 dB aceasta este rareori situația în practică din motive ale subiectivității testului descrise anterior. De aceea zona de marcaj al scăderii de auz începe de la 5 dB. Cealaltă limită a hașurii reprezintă o medie a valorilor marcate pe audiogramă.

În Figura 4.4 se observă o scădere a auzului de aproximativ 10 dB, pentru intervalul de frecvențe 0-1000 Hz. Audiograma prezintă în respectivul interval de frecvențe aceeași scădere a auzului (Figura 4.5), partea hașurată. Pe intervalul 1000-10000 Hz ambele figuri arată un auz normal.

Prin această evaluarea calitativă al analizei auzului prin testare audiologică și a rezultatelor modelării patologiei analizate, se concludă că procesul de modelare al miringosclerozei conceput de subsemnata și descris în capitolele anterioare este valid.

Aceast proces de evaluare reprezintă o validare experimentală a modelelor de calcul din această cercetare și vine în completarea validării metodei de simulare a miringosclerozei realizată anterior prin compararea cu literatura de specialitate.

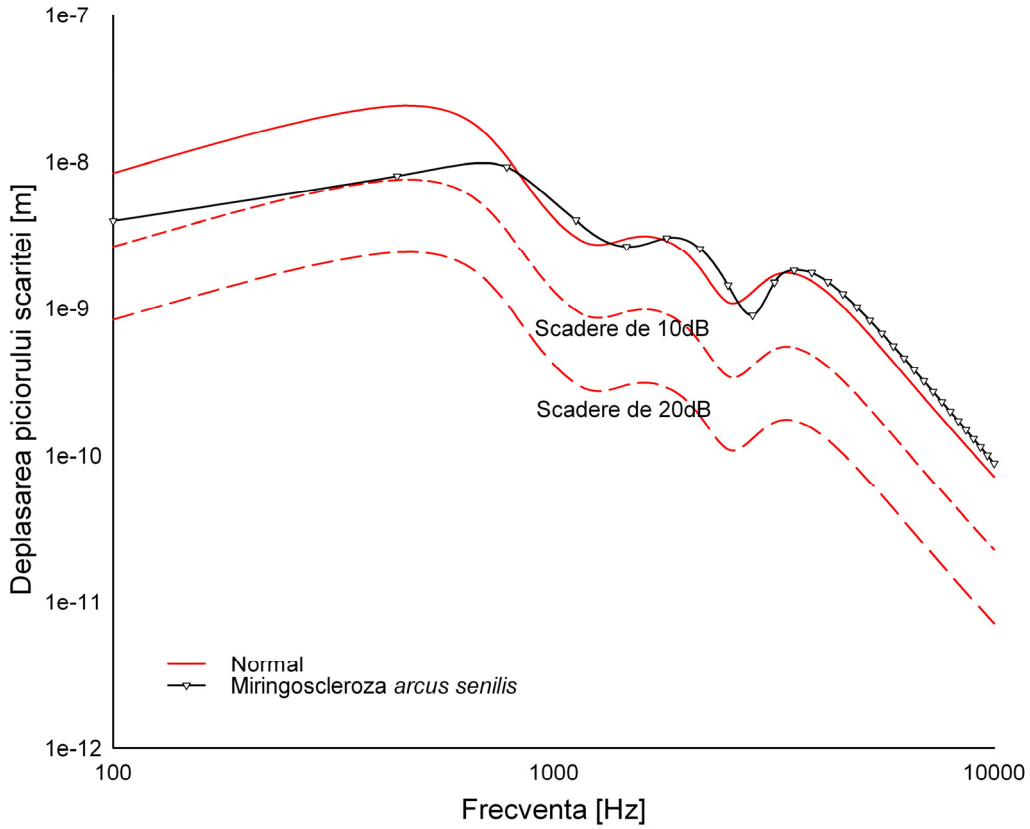


Figura 4.4 Variația deplasării piciorului scării pentru miringoscleroza în formă de „arcus senilis”

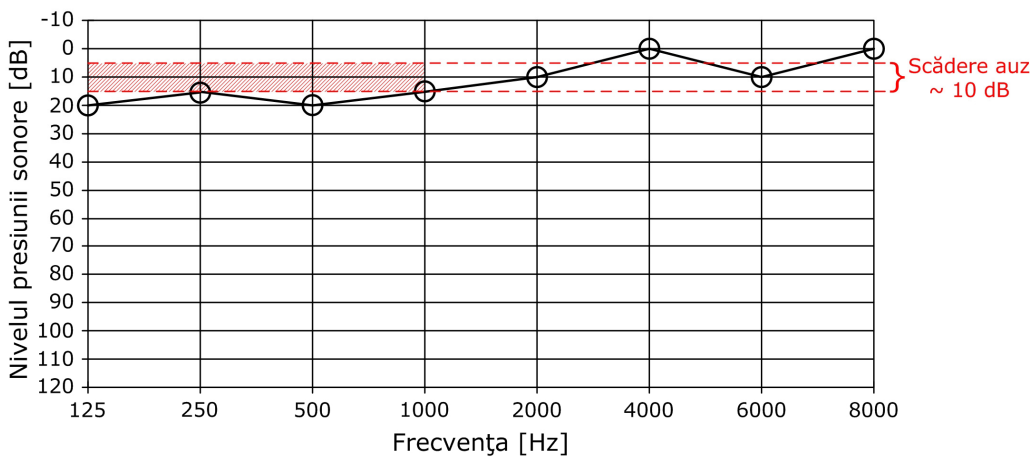


Figura 4.5 Audiograma tonală pentru miringoscleroza în formă de „arcus senilis”

4.3. Validarea experimentală a condiției patologice: miringoscleroză în jumătatea inferioară a membranei timpanice

În acest studiu de caz s-a simulat un timpan afectat de miringoscleroză în jumătatea inferioară a membranei timpanice. Imaginea otoscopică prelevată din filmul realizat în cadrul Clinicii ORL Adulți și Copii Bega din Timișoara este prezentată în Figura 4.6. În imagine se observă timpanul unui pacient de sex feminin afectat de miringoscleroză în partea inferioară a timpanului fără a afecta ligamentul anular al timpanului.



Figura 4.6 Imagine otoscopică folosită pentru validarea metodei de modelare a miringosclerozei

Pe baza otoscopiei s-a modelat patologia utilizând programul de procesare Femap®. După modelare s-a rulat analiza cu elemente finite în programul Abaqus®. În Figura 4.7 se prezintă modelul de calcul realizat.

Rezultatele, reprezentate grafic în Figura 4.8, prezintă deplasarea piciorului scăriței în funcție de frecvență. Pe același grafic sunt reprezentate nivelurile pentru un auz scăzut cu 10 dB și 20 dB. În funcție de aceste repere s-a evaluat calitativ rezultatele și s-au comparat cu audiograma aferentă cazului studiat Figura 4.9.

Audiograma indică răspunsul subiectiv al pacientului la o serie de tonuri pure transmise la niveluri de presiune sonore diferite pentru frecvențele 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz, 8000 Hz. Pacientul a indicat momentul când aude primul sunet pentru fiecare frecvență iar audiologul a însemnat frecvența și nivelul presiunii sonore iar apoi a unit punctele pentru a observa alura generală.

Audiograma, realizată de către audiologul Clinicii ORL Adulți și Copii Bega din Timișoara (Anexa 2), a fost de asemenea evaluată pentru a stabili care este scăderea de auz pricinuită de miringoscleroza din partea inferioară a timpanului (Figura 4.9).

În Figura 4.9 se observă o zonă hașurată care indică valoarea estimată calitativ a scăderii de auz. Deși se consideră că auzul perfect pe o audiogramă este o linie dreaptă în dreptul reperului de 0 dB aceasta este rareori situația în practică din motive ale subiectivității testului descrise anterior. De aceea zona de marcaj al scăderii de auz începe de la 5 dB. Cealaltă limită a hașurii reprezintă o medie a valorilor marcate pe audiogramă.

Figura 4.8 descrie o scădere a auzului de aproximativ 10 dB, pentru intervalul de frecvențe 0-1000 Hz. În audiogramă pe același interval se observă, de asemenea, o scădere de 10 dB (Figura 4.9). Ambele figuri indică un auz normal pentru intervalul 1000-10000 Hz.

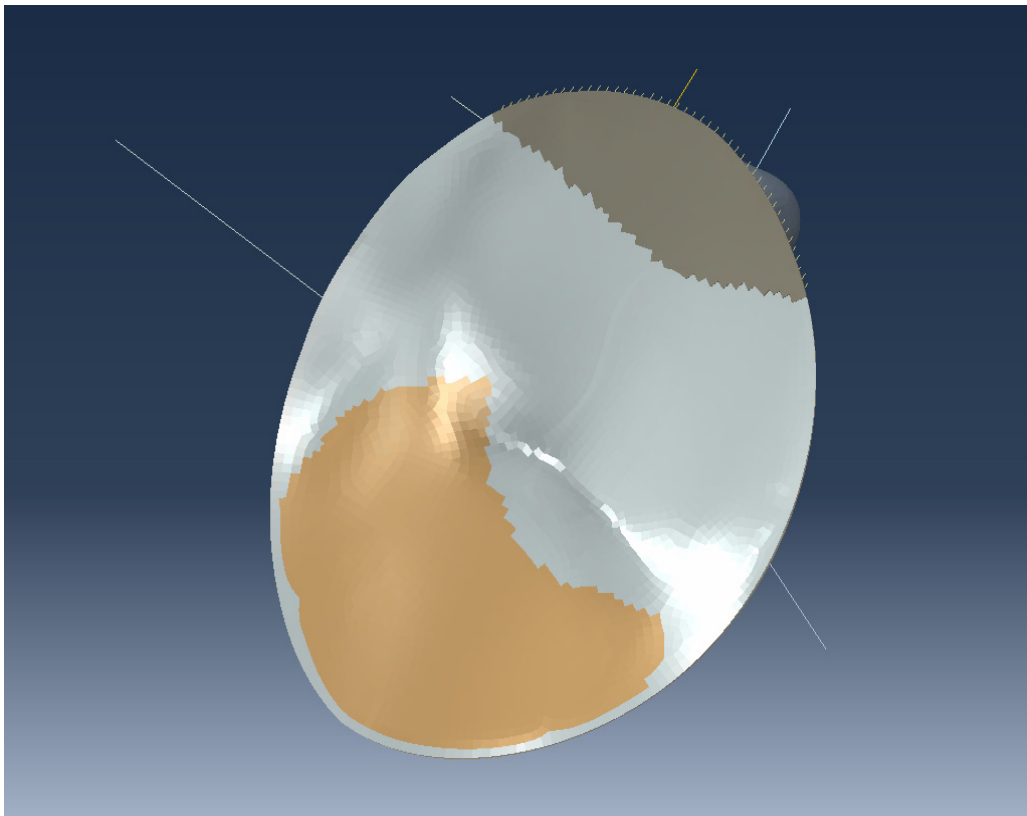


Figura 4.7 Model de calcul al patologiei miringoscleroză în partea inferioară a timpanului

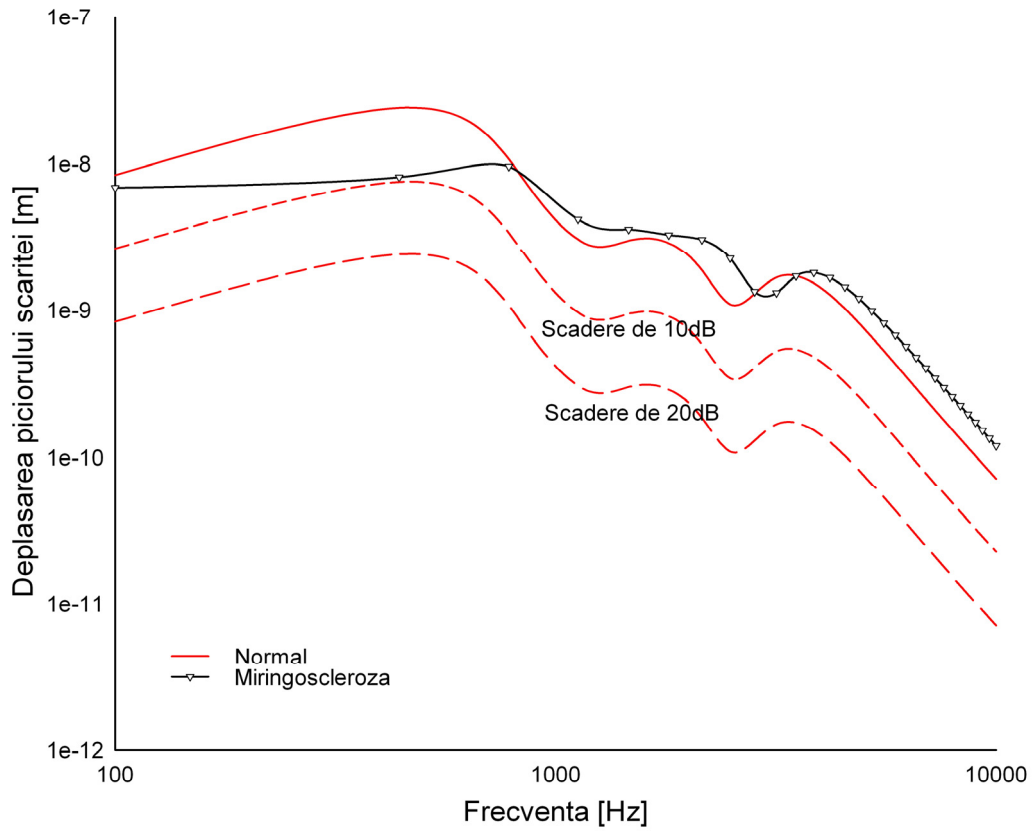


Figura 4.8 Variația deplasării piciorului scăriței pentru miringoscleroza în partea inferioară a timpanului

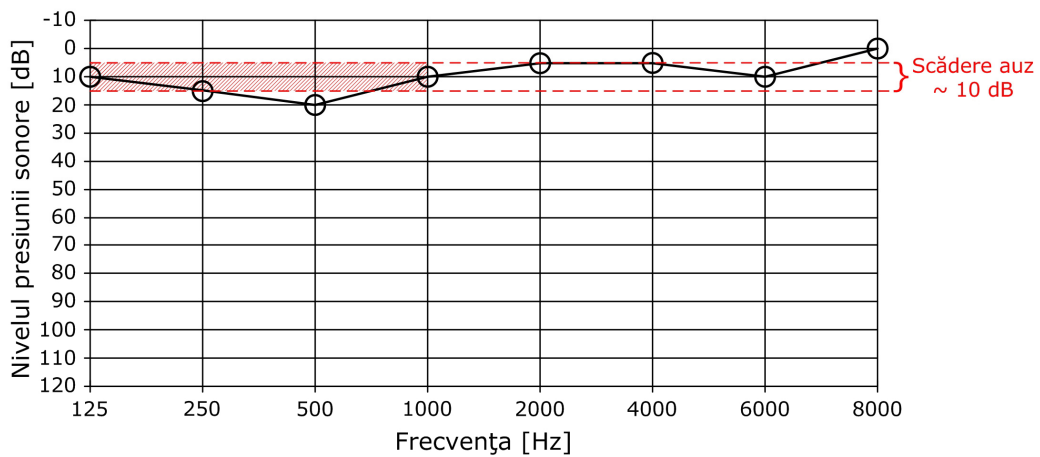


Figura 4.9 Audiograma tonală pentru miringoscleroza în partea inferioară a timpanului

Analiza comparativă a celor două grafice, Figura 4.8 și Figura 4.9, reprezintă un al doilea proces de validare experimentală a metodei de modelare a miringosclerozei.

4.4. Validarea experimentală a condiției patologice: perforație la limita dintre cadranele AS și AI cu miringoscleroză în jumătatea anterioară a membranei timpanice

Validarea metodei de modelare s-a realizat în acest caz cu ajutorul unui model bazat pe un timpan al unui pacient de sex masculin cu timpanul afectat de miringoscleroză și o perforație. Imaginea otoscopică prelevată din filmul realizat în cadrul Clinicii ORL Adulți și Copii Bega din Timișoara este prezentată în Figura 4.10. În imagine se observă că miringoscleroza afectează cadranele anterior-superior și anterior-inferior, iar la limita dintre cele două cadrane se observă o perforație. În acest caz s-a considerat că miringoscleroza a afectat și ligamentul anular al timpanului.

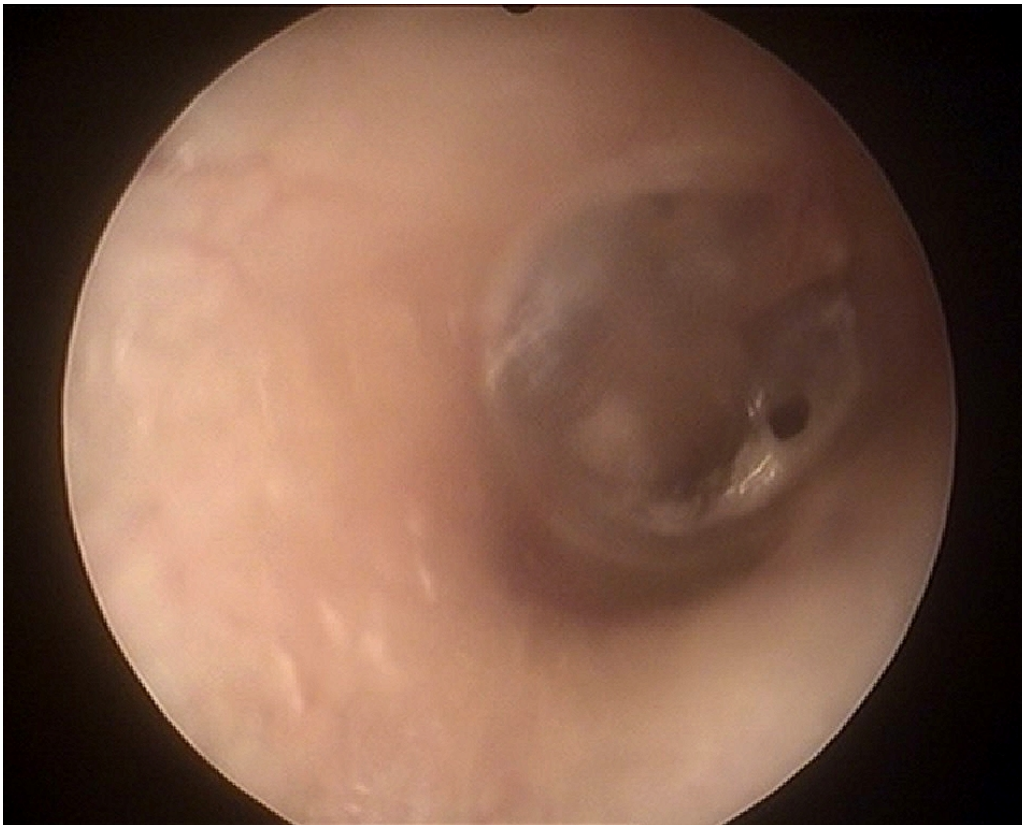


Figura 4.10 Imagine otoscopică folosită pentru validarea metodei de modelare a miringosclerozei

Pe baza otoscopiei s-a modelat patologia utilizând programul de procesare Femap®. După modelare s-a rulat analiza cu elemente finite în programul Abaqus®. În Figura 4.11 se prezintă modelul de calcul realizat.

Rezultatele, reprezentate grafic în Figura 4.12, prezintă deplasarea piciorului scăriței în funcție de frecvență.

În Figura 4.12 sunt reprezentate și nivelurile pentru un auz scăzut cu 10 dB și 20 dB. În funcție de aceste repere s-au evaluat calitativ rezultatele și s-au comparat cu audiograma aferentă cazului studiat (Figura 4.13).

Audiograma indică răspunsul subiectiv al pacientului la o serie de tonuri pure transmise la niveluri de presiune sonore diferite pentru frecvențele 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz, 8000 Hz. Pacientul a indicat momentul când aude primul sunet pentru fiecare frecvență iar audiologul a însemnat frecvența și nivelul presiunii sonore iar apoi a unit punctele pentru a observa alura generală.

Audiograma, realizată de către audiologul Clinicii ORL Adulți și Copii Bega din Timișoara (Anexa 3), a fost de asemenea evaluată pentru a stabili care este scăderea de auz pricinuită de miringoscleroză și perforație (Figura 4.13).

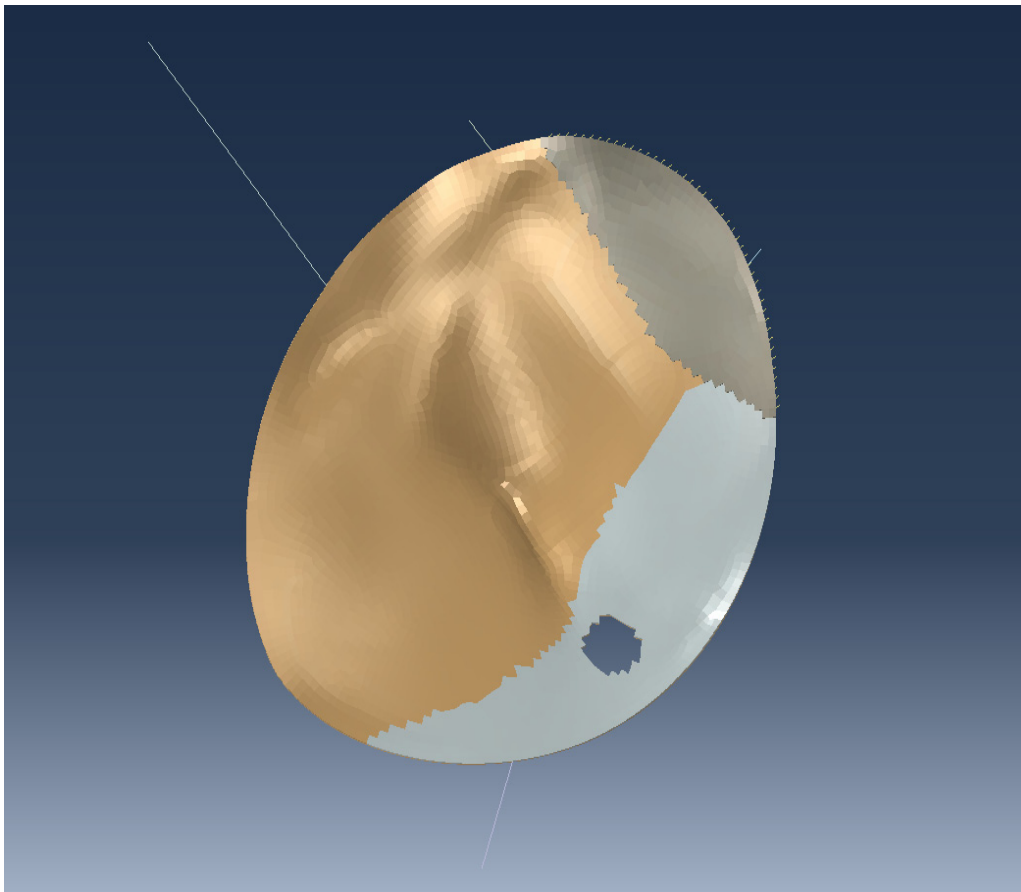


Figura 4.11 Model de calcul al patologiei miringoscleroză în partea inferioară a timpanului

În Figura 4.13 se observă o zonă hașurată care indică valoarea estimată calitativ a scăderii de auz. Deși se consideră că auzul perfect pe o audiogramă este o linie dreaptă în dreptul reperului de 0 dB aceasta este rareori situația în practică din motive ale subiectivității testului descrise anterior. De aceea zona de marcaj al scăderii de auz începe de la 5 dB. Cealaltă limită a hașurii reprezintă o medie a valorilor marcate pe audiogramă.

Figura 4.12 descrie o scădere a auzului de aproximativ 20 dB, pentru intervalul de frecvențe 0-2000 Hz. În audiogramă pe același interval se observă, de asemenea, o scădere de 20 dB (Figura 4.9, marcaj hașurat).

Pentru intervalul 2000-10000 Hz cele două grafice diferă. Pe audiogramă se observă o scădere de auz pentru frecvența de 8000 Hz. Scădere ce nu apare în graficul variației priciorului scăriței. Aceasta nu invalidează metoda de modelare deoarece o scădere de auz pe frecvențe înalte indică de obicei o hipoacizie senzorială, adică partea afectată este transmisia nervoasă a sunetului nu partea mecanică de transfer al sunetului. În cazul modelului folosit în cercetările subsemnatei partea senzorială este simulată doar prin elemente de fluid, reprezentând cohleea. Astfel analiza modelului de calcul implică doar problemele de transfer mecanic al sunetului.

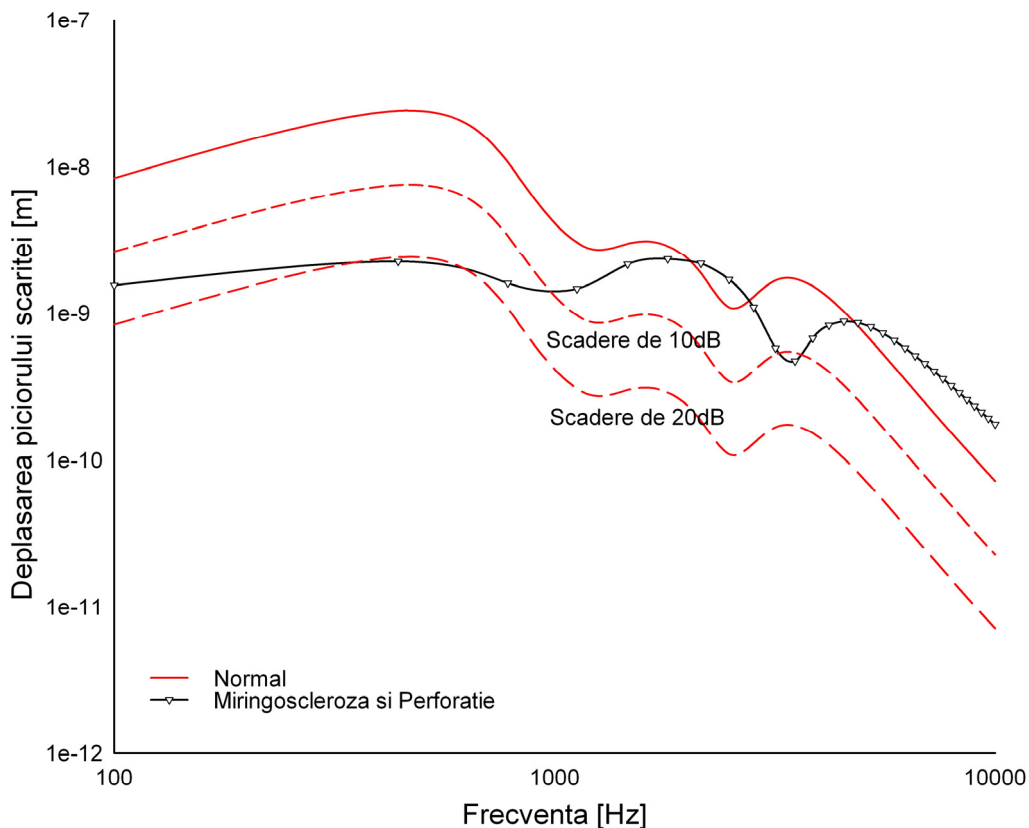


Figura 4.12 Variația deplasării piciorului scăriței pentru miringoscleroza în partea inferioară a timpanului

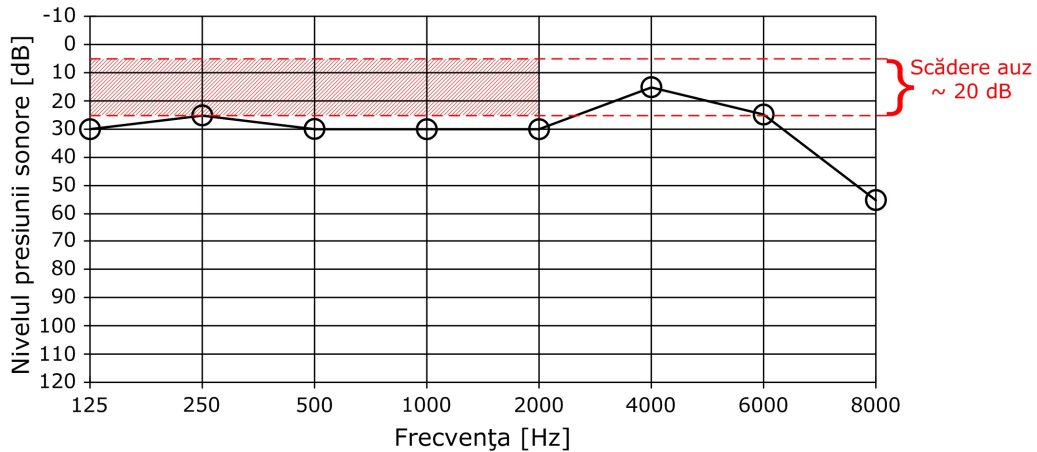


Figura 4.13 Audiograma tonală pentru miringoscleroza în partea inferioară a timpanului

Având în vedere cele de mai sus, acest studiu reprezintă o a treia validare experimentală a metodelor de simulare realizate atât pentru patologia denumită miringoscleroză cât și pentru perforațiile de timpan.

4.5. Concluzii

În cadrul acestui capitol s-au realizat trei validări experimentale pentru a valida metodele de modelare concepute pentru patologii miringoscleroză și perforația timpanului.

Procedura de validare experimentală a constat în identificarea a 3 pacienți din cadrul Clinicii ORL Copii și Adulți Bega din Timișoara care să prezinte patologii studiate. Această identificare s-a realizat cu ajutorul medicilor și audiologului clinicii. Pentru fiecare pacient s-au prelevat o otoscopie și audiograma tonală.

Cele trei patologii utilizate au fost: miringoscleroză în formă de arcus senilis, miringoscleroză în partea inferioară a timpanului și miringoscleroză în partea anterioară a timpanului combinată cu perforație de timpan.

Otoscopia a fost utilizată pentru modelarea fiecărei patologii. După rularea modelelor de calcul, rezultatele au fost comparate cu audiogramele tonale. În toate cele trei studii de caz s-a obținut o scădere de auz similară între rezultatele analizei cu elemente finite și audiogramele realizate pentru fiecare patologie în parte.

Pe aceste considerente metodele de modelare concepute în această cercetare se consideră validate.

Studiile viitoare se vor concentra pe o validare statistică a metodelor de modelare. Este nevoie de realizarea unui număr semnificativ de validări experimentale ca cele descrise anterior pentru a considera acest model o unealtă excelentă de studiu al patologiilor membranei timpanice.

5. CONCLUZII GENERALE

În urma cercetărilor efectuate privind modelarea numerică a patologiilor de natură mecanică ale membranei timpanice și prezentate în lucrarea de față, se trag următoarele concluzii principale:

- În pofida faptului că modelele cu elemente finite actuale reprezintă unelte folosite pentru o mai bună înțelegere a biomecanicii urechii medii umane, la ora actuală nici un model nu este acceptat drept o unealtă pentru diagnosticare, planificare chirurgicală sau învățământ.
- Multe alte aspecte ale modelelor de ureche medie necesită îmbunătățiri suplimentare și sunt cercetate în continuare, cum ar fi proprietățile de material corespunzătoare componentelor urechii medii, mai exact proprietățile mecanice neliniare ale țesuturilor moi din ureche.
- Modele individualizate precise cu elemente finite ale urechii ar putea fi folosite în predicția sensibilității auditive, în simularea și vizualizarea schimbărilor patologice la pacienții cu afecțiuni ale urechii medii printr-o analiză clinică paralelă.
- Pentru a atinge o precizie corespunzătoare a funcției de transfer simulată din urechea medie și implicit a realiza aplicații clinice ale modelelor cu elemente finite, este nevoie de colaborare multidisciplinară ducând la combinarea cunoștințelor de specialitate ale inginerilor medicali și clinicienilor din domeniile ORL și Audiologie
- De la primul model cu elemente finite al urechii medii de pisică, modelarea cu elemente finite a comportării statice și dinamice a urechii medii a devenit un domeniu de cercetare în plină dezvoltare și cu un potențial imens.
- Modelele cu elemente finite ale urechii reprezintă o unealtă bună pentru studiul caracteristicilor sistemului urechii medii și îmbunătățirea înțelegerii funcțiilor mecanice ale acestui organ.
- Modelele cu elemente finite ale urechii pot fi utilizate pentru simularea și evaluarea schimbărilor patologice în condițiile unor afecțiuni ale urechii medii, respectiv pentru elaborarea procedurilor chirurgicale.
- Este nevoie în continuare de studii de cercetare pentru îmbunătățirea preciziei modelelor cu elemente finite și validarea lor, măbind astfel aria lor de aplicabilitate.
- Pentru modelarea membranei timpanice afectată de patologia denumită miringoscleroză (calcifierea stratului intern al timpanului) s-au realizat 18 modele de calcul. Rezultatele au arătat efectul miringosclerozei asupra scăderii de auz din punct de vedere al gradului de calcifiere al timpanului și din punct de vedere al dimensiunilor plăcuțelor de miringoscleroză.

- Cercetările prin modele numerice realizate au arătat că pierderea de auz datorită miringosclerozei nu depinde de gradul de calcifiere a țesutului afectat ci de suprafața acoperită de această patologie.
- Modelele de calcul concepute în cadrul acestei cercetări aduc o premieră mondială privind modelarea miringosclerozei. Studiile de până acum s-au limitat la modelarea acestei patologii prin simpla rigidizare a membranei timpanice. Modelele realizate de subsemnata introduc caracterizarea țesutului miringosclerotic ca fiind un material compozit format dintr-o matrice de țesut cu particule de hidroxiapatită.
- Pentru studiul perforațiilor membranei timpanice s-au realizat 4 modele de calcul cu ajutorul cărora s-a constatat că localizarea perforațiilor în timpan nu influențează auzul.
- Perforațiile au cauze variate și orice nouă cercetare care să susțină puținele studii clinice realizate pentru caracterizarea acestei patologii
- Cercetările cu modele numerice realizate pentru procedura medicală numită miringotomie au arătat că în cazul tubului de drenaj tensiunile din timpan sunt ridicate pentru orice frecvență în comparație cu incizia. Aceste tensiuni ridicate în timpan pot fi una din cauzele inflamațiilor ce apar ca urmare a miringotomiei prin tub de drenaj. Noi tehnologii care folosesc incizia cu LASER pot fi o indicație mai bună în cazul unor patologii unde în prezent se folosesc tuburi de drenaj. Pentru situațiile în care este necesar să se mențină deschis orificiul în timpan o perioadă îndelungată, tuburile de drenaj rămân indicația cea mai potrivită, deoarece inciziile au un timp mai scurt de vindecare.
- Procedura de validare experimentală a metodelor de modelare a miringosclerozei și a perforațiilor de timpan a constatat în identificarea a trei patologii ale membranei timpanice: miringoscleroză în formă de arcus senilis, miringoscleroză în partea inferioară a timpanului și miringoscleroză în partea anterioară a timpanului combinată cu perforație de timpan, care să fie comparate cu modele numerice.
- Otoscopia a fost utilizată pentru modelarea fiecărei patologii. După rularea modelelor de calcul, rezultatele au fost comparate cu audiogramele tonale. În toate cele trei studii de caz s-a obținut o scădere de auz similară între rezultatele analizei cu elemente finite și audiogramele realizate pentru fiecare patologie în parte. Pe aceste considerente metodele de modelare concepute în această cercetare se consideră validate.

6. CONTRIBUȚII PERSONALE ȘI PERSPECTIVE PRIVIND VALORIFICAREA REZULTATELOR CERCETĂRII

Cercetările în domeniul modelelor numerice privind structurile anatomice umane sunt de mare actualitate și interes atât pentru lumea medicală cât și pentru mediul ingineresc. Astfel, lucrarea de față s-a concentrat pe dezvoltarea acestui domeniu prin cercetarea unor patologii ale membranei timpanice, particulare, cu etiologie și dezvoltare controversate.

În urma cercetărilor efectuate în domeniul modelării numerice a patologiilor membranei timpanice s-au identificat următoarele contribuții personale ale autoarei:

- O sinteză originală, rezultatul unui studiu bibliografic amănunțit, a modelelor numerice ale analizorului acustic realizate până în prezent și a cercetărilor privind patologiile urechii realizate cu aceste modele;
- Un studiu bibliografic al anatomiei analizorului acustic uman, abordat din punct de vedere al transmisiei undei sonore până la și prin ureche, necesar unei teme de cercetare interdisciplinare precum este această lucrare;
- O sinteză privind etiologia, dezvoltarea și urmările patologiilor membranei timpanice abordate în cadrul cercetării: miringoscleroza, perforația membranei timpanice și procedura medicală de drenare a cavității urechii medii – miringotomia;
- Dezvoltarea unei metode de caracterizare a materialului ce formează miringoscleroza proprii, unică în lume. Obținerea proprietăților de material aferente țesutului afectat de miringoscleroză prin aplicarea regulii amestecului pentru composite cu particule uniform distribuite;
- Elaborarea a 5 modele numerice pentru studiul gradului de calcifiere în cazul miringosclerozei;
- Elaborarea a 12 modele numerice pentru studiul localizării miringosclerozei în membrana timpanică;
- Elaborarea unui model numeric pentru studiul variației deplasării piciorului scăriței funcție de undele sonore transmise prin ureche, în cazul unei incizii prin procedura ORL numită miringotomie;
- Elaborarea unui model numeric pentru studiul variației deplasării piciorului scăriței funcție de undele sonore transmise prin ureche, în cazul inserării în timpan a unui tub Reuter-Bobin, prin procedura ORL numită miringotomie;
- Elaborarea a 4 modele numerice pentru studiul localizării perforațiilor membranei timpanice;

- Elaborarea unui program de validare experimentală a metodelor de modelare numerică concepute;
- Identificarea a 3 patologii ale membranei timpanice împreună cu specialiștii Clinicii ORL Copii și Adulți Bega din Timișoara, pentru validarea modelelor de calcul numeric concepute în cadrul cercetării;
- Elaborarea a 3 modele numeric în vederea validării metodei de modelare a patologiilor miringoscleroză și perforație de timpan;
- Validarea experimentală a metodelor de modelar prin analiza comparativă a rezultatelor modelării cu rezultatele testelor ORL specifice evaluării pierderii de auz.

Având în vedere multiplele posibilități de cercetare ce le oferă modelarea numerică s-au identificat următoarele direcții de valorificare a rezultatelor:

- Utilizarea metodelor de modelare concepute, ca unealtă de cercetare, pentru evaluarea altor cazuri de miringoscleroză și perforație de timpan;
- Realizarea unor cercetări numerice asupra unor patologii adiacente celor studiate ale membranei timpanice cât și ale urechii medii pornind de la modelul FEUP dezvoltat până în prezent;
- Publicarea a 2 articole, adiționale celor publicate până în prezent, cu rezultatele cercetării în jurnale de specialitate recunoscute internațional.

BIBLIOGRAFIE

- Ahmad, S. W., Ramani, G. V., (1979). Hearing loss in perforations of the tympanic membrane. *J Laryngol Otol*, 93, 1091-1098.
- Alberti, P. W., (1974). Myringotomy and ventilating tubes in the 19th century. *Laryngoscope*, 84(5), 805-815.
- Alexandre, F., Fernandes, A. A., Jorge, R. N., et al., (2006). 3D Reconstruction of the Middle Ear for FEM Simulation, *Simpósio Internacional CompIMAGE - Computational Modelling of Objects Represented in Images: Fundamentals, Methods and Applications*, J.M.R.S. Tavares, R.M. Natal Jorge (Eds.), Coimbra, 181-184.
- Alexandre, F., Jorge, R. N., Tavares, J. M., et al., (2007). Segmentação e reconstrução 3D de estruturas em imagens médicas : Comparação entre uma metodologia automática e uma outra manual, CMNE/CILAMCE, Porto.
- Amarandei, M., **Berdich, K.**, Szigyarto, I. et al., (2012). Nondestructive Evaluation of Polyurethane Materials Using Transient Thermography, *11th International Conference on Fracture and Damage Mechanics, Key Engineering Materials*, 525, 21-24.
- Amarandei, M., Virga, A., **Berdich, K.** et al., (2013). The influence of defects on the mechanical properties of some polyurethane materials. *Materiale Plastice*, 50(2), 84-87.
- Anthony, W. P., Harrison, C. M., (1972). Tympanice membrane perforation: Effect on audiogram. *Arch Otolaryngology*, 95, 506-510.
- Armstrong, B. W., (1954). A new treatment for chronic secretory otitis media. *AMA Arch Otolaryngol*, 59, 653-654.
- Asiri, S., Hasham, A., al Anazy, F., et al., (1999). Tympanosclerosis: review of literature and incidence among patients with middle-ear infection. *The Journal of Laryngology & Otology*, 113(12), 1076-1080.
- Austin, D. F., (1991). Chronic ear disease. In: Ballenger JJ (ed), *Diseases of the nose, throat, ear, head and neck*, 14th edn., Lea and Febiger, Philadelphia, 1109-1118.
- Beer, H. J., Bornitz, M., Drescher, J., et al., (1997). Finite element modeling of the human eardrum and applications. In: Hüttenbrink KB, editor. *Middle ear mechanics in research and otosurgery*. Dresden: UniMedia GmbH, 40-47.
- Beer, H. J., Bornitz, M., Drescher, J., et al., (1999). Modeling of components of the human middle ear and simulation of their dynamic behaviour. *Audiol Neurootol*, 4, 156-162.

- Berdich, K.**, (2011). Determination of otological surgery effects using the finite element model of the inner ear, Workshop-ul nr.1 Interdisciplinaritatea și Managementul Cercetării.
- Berdich, K., (2012). Modeling of the middle ear ossicular bones using CT images, Workshop-ul nr.2 Interdisciplinaritatea și Managementul Cercetării.
- Berdich, K.**, Gentil, F., Parente, M., et al., (2013). Biomechanical study of myringotomy through simple incision and drainage tube insertion, 3rd International Conference on E-health and Bioengineering.
- Bogdan, L., Amarandei, M., **Berdich, K.** et al., (2011). Optimizarea protezării șoldului la sportivi – o privire interdisciplinară, Conferința Națională a Societății de Imagistică Musculo-Scheletală din România.
- Bonnaud, G., (1971). PhD thesis, University of Marseilles.
- Bornitz, M., Hardtke, H. J., Zahnert, T., (2010). Evaluation of implantable actuators by means of a middle ear simulation model, Hearing Research Volume, 263 (1-2), 145-151.
- Buyanover, D., Tietz, A., Luntz, M., Sad, J., (1987). The biochemical composition of tympanosclerotic deposits. *Archives of Otorhinolaryngology*, 243, 366-369.
- Chang, I. W., (1969). Tympanosclerosis. Electron microscopic study. *Acta Otolaryngologica (Stockholm)*, 68, 62-72.
- Chedd, G. (1970). *Sound; From Communications to Noise Pollution*, New York, Doubleday & Company Inc.
- Ching, W. Y., Rulis, P., Misra, A., (2009). Ab initio elastic properties and tensile strength of crystalline hydroxyapatite. *Acta Biomaterialia*, 5, 3067-3075.
- Cook, R. D., (1995). *Finite element modeling for stress analysis*, John Wiley & Sons, New York, chapter 9.
- Dai, C., Cheng, T., Wood, M. W., Gan, R. Z., (2007). Fixation and detachment of the superior and anterior malleolar ligaments in human ear: experiment and modeling. *Hear Res*, 230, 24-33.
- Dai, C., Wood, M. W., Gan, R. Z., (2008). Combined effect of fluid and pressure on middle ear function. *Hear Res*, 236(1-2), 22-32.
- De Ru, J. A., Grote, J. J., (2004). Otitis media with effusion: disease or defence? A review of the literature. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 68, 331-339.
- Doner, F., Yariktas, M., Dogru, H., et al., (2003). The biochemical analysis of tympanosclerotic plaques. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 128(5), 742-745.
- Dong, X., Wang, S. P., Nakamachi, E., (1995). Dynamic explicit finite element analysis, Nakamachi Lab. Report, 4.
- El-Bitar, M. A., Pena, M. T., Choi, S. S., et al., (2002). Retained ventilation tubes—should they be removed at 2 years? *Arch Otolaryngol*, 128, 1357-1360.

- Faur, N. (2002), Elemente Finite-Fundamente, Timișoara, Ed. Politehnica.
- Flodin, M. F., Hultcrantz, M., (2002). Possible inflammatory mediators in tympanosclerosis development. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 63, 149-154.
- Florea, C., **Berdich, K.**, și Dreucean, M., (2011). Topography imaging of material surfaces using atomic force microscope, 4th International Conference on advanced materials and structures, *Solid State Phenomena*, 188, 199-204.
- Fraysse, B., Lavielle, J. P., Schmerber, S., et al., (2001). A multicenter study of the vibrant soundbridge middle ear implant: early clinical results and experience. *Otol Neurotol*, 22(6), 952-961.
- Friedman, E. M., Sprecher, R. C., Simon, S., Dunn, J. K., (2001). Quantitation and prevalence of tympanosclerosis in a pediatric otolaryngology clinic. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 60, 205-211.
- Funnell, W. R., Laszlo, C. A., (1978). Modeling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-element method. *J Acoust Soc Am*, 63(5), 1461-1467.
- Gan, R. Z., (2008). TIHS: a totally implantable hearing system. *Hear J*, 61(9), 33-38.
- Gan, R. Z., Feng, B., Sun, Q., (2004). Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(6), 847-859.
- Gan, R. Z., Sun, Q., Feng, B., Wood, M. W., (2006). Acoustic-structural coupled finite element analysis of sound transmission in the human ear—pressure distributions. *Medical Engineering & Physics*, 28, 395-404.
- Gan, R. Z., Wang, X., (2007a) Multifield coupled finite element analysis for sound transmission in otitis media with effusion. *J Acoust Soc Am*, 122(6), 3527-3538.
- Gan, R.Z., Reeves, B.P., Wang, X. (2007). Modeling of Sound Transmission from Ear Canal to Cochlea. *Annals of Biomedical Engineering*, 35, 2180–2195.
- Gentil, F., Jorge, R. M. N., Ferreira, A. J. M., et al., (2006). Biomechanical simulation of middle ear using hyperelastic models. *Journal of Biomechanics* 39(Suppl. 1), 388-389.
- Gentil, F., Natal, R. M., Ferreira, A. J. M., et al., (2007). Estudo do efeito do atrito no contacto entre os ossículos do ouvido medio (in Portuguese). *Revista Internacional de Metodos Numericos para Calculo y Diseno en Ingenieria* , 23(2), 177-187.
- Gentil, F., Parente, M., Martins, P., et al., (2011). The influence of the mechanical behaviour of the middle ear ligaments: a finite element analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 225(1), 68-76.
- Gentil, F., Parente, M., Martins, P., et al., (2012). The influence of muscles activation on the dynamical behaviour of the tympano-ossicular system of

- the middle ear. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-11.
- Gibb, A. G., (1980). Long-term assessment of ventilation tubes. *J Laryngol Otol*, 94, 39-51.
- Gibb, A. G., Pang, Y. T., (1994). Current considerations in the etiology and diagnosis of tympanosclerosis. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 251, 439-451.
- Gibb, A. G., Pang, Y. T., (1995). Surgical treatment of tympanosclerosis. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 252, 1-10.
- Golz, A., Goldenberg, D., Netzer, A., et al., (1999). Cholesteatomas associated with ventilation tube insertion. *Arch Otolaryngol*, 125, 754-757.
- Henrique, L. L., (2002). *Acustica musical* (in Portuguese), Fundacao Calouste Gulbenkian, Lisbon, Portugal.
- Hibbit, D., Karlsson, B., Sorensen, P., (2004). *ABAQUS analysis user's manual*, Version 6.5, ABAQUS Inc., Pawtucket, Rhode Island.
- Huber, A., Koike, T., Wada, H., et al., (2003). Fixation of the anterior malleolar ligament: diagnosis and consequences for hearing results in stapes surgery. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 112(4), 348-355.
- Humphrey, J. D., Yin, F. C. P., (1987). On constitutive relations and finite deformations of passive cardiac tissue: A pseudostrain-energy function. *Journal of Biomechanical Engineering*, 109, 298-304.
- Ibekwe, T. S., Nwaorgu O. G. și Ijaduola, T. G., (2009). Correlating the site of tympanic membrane perforation with Hearing loss. *BMC Ear Nose Throat Disord.*, 4, 9-1.
- Ioanovici, T., Monchau, F., **Berdich, K.**, et al., (2011). Influence of Magnesium Doping on Synthesized Hydroxyapatite using the Wet Precipitation Method. *Proceedings of the 3rd International Conference on E-Health and Bioengineering*. Iasi, Romania.
- John, M. J., Thomas, S., (2008). Biofibres and biocomposites. *Carbohydrate Polymers* 71, 343-364.
- John, M. J., Thomas, S., (2008). Biofibres and biocomposites. *Carbohydrate Polymers*, 71, 343-364.
- Kaur, K., Sonkhya, N., Bapna, A. S., (2006). Tympanosclerosis revisited. *Indian Journal of Otolaryngology and Head and Neck Surgery*, 58(2), 128-132.
- Kay, D. J., Nelson, M., Rosenfeld, R. M., Meta-analysis of tympanostomy tube sequelae. *Otolaryng Head Neck*, 124, 374-380.
- Kelly, D. J., Prendergast, P. J., Blayney, A. W., (2003). The effect of prosthesis design on vibration of the reconstructed ossicular chain: a comparative finite element analysis of four prostheses. *Otol Neurotol*, 24(1),11-19.

- Kenna, M. A., (2006). Otitis Media with Effusion. Bailey BJ JJ, Newlands SD. Head & Neck Surgery - Otolaryngology. 4th. Lippincott Williams & Wilkins.
- Koç, A., Üneri, C., (2002). Genetic predisposition for tympanosclerotic degeneration. European Archives of Oto-Rhino-Laryngology, 259, 180-183.
- Koike, T., Shinozaki, M., Murakami, S., et al., (2004). Effects of individual differences in size and stiffness of the middle ear on its sound transmission. Middle ear mechanics in research and otology. Singapore:World Scientific. 68-74.
- Koike, T., Wada, H., Kobayashi, T., (2000). Analysis of the finite-element method of transfer function of reconstructed middle ears and their postoperative changes. Rosowski JJ, Merchant SN, editors. The function and mechanics of normal, diseased and reconstructed middle ears. The Hague: Kugler Publications, 309-320.
- Koike, T., Wada, H., Kobayashi, T., (2001). Effect of conical shape of tympanic membrane on middle ear sound transmission. Proceedings of the eighth international congress on sound and vibration, 911-916.
- Koike, T., Wada, H., Kobayashi, T., (2001). Effect of depth of conical-shaped tympanic membrane on middle ear sound transmission. JSME Int J, 44, 1097-1102.
- Koike, T., Wada, H., Kobayashi, T., (2002). Modeling of the human middle ear using the finite-element method. J Acoust Soc Am, 111(3), 1306-1317.
- Ladak, H. M., Funnell, W. R., (1996). Finite element modeling of the normal and surgically repaired cat middle ear. J Acoust Soc Am, 100(2 Part 1), 933-944.
- Lee, C. F., Chen, P. R., Lee, W. J., et al., (2006). Computer aided three-dimensional reconstruction and modeling of middle ear biomechanics by high-resolution computed tomography and finite element analysis. Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications, 18(5), 214-221.
- Lesser, T. H. J., Williams, K. R., Skinner, D. W., (1988). Tympanosclerosis, grommets and shear stresses. Clin Otolaryngol, 13, 375-380.
- Marquardt, D. W., (1963). An Algorithm for Least-Squares Estimation of Non-linear Parameters. SIAM Journal on Applied Mathematics, 11, 431-441.
- Martins J., E. Pires, R. Salvado, P. Dinis, A numerical model of passive and active behaviour of skeletal muscles, Computer methods in applied mechanics and engineering 151 (1998) 419-433.
- Martins, P. A. L. S., Jorge, R. M. N., Ferreira, A. J. M., (2006). A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: application to silicone-rubber and soft tissues. Strain, 42, 135-147.
- Maw, R., Wilks, J., Harvey, I., et al., (1999). Early surgery compared with watchful waiting for glue ear and effect on language development in preschool children: a randomised trial. Lancet , 353, 960-963.

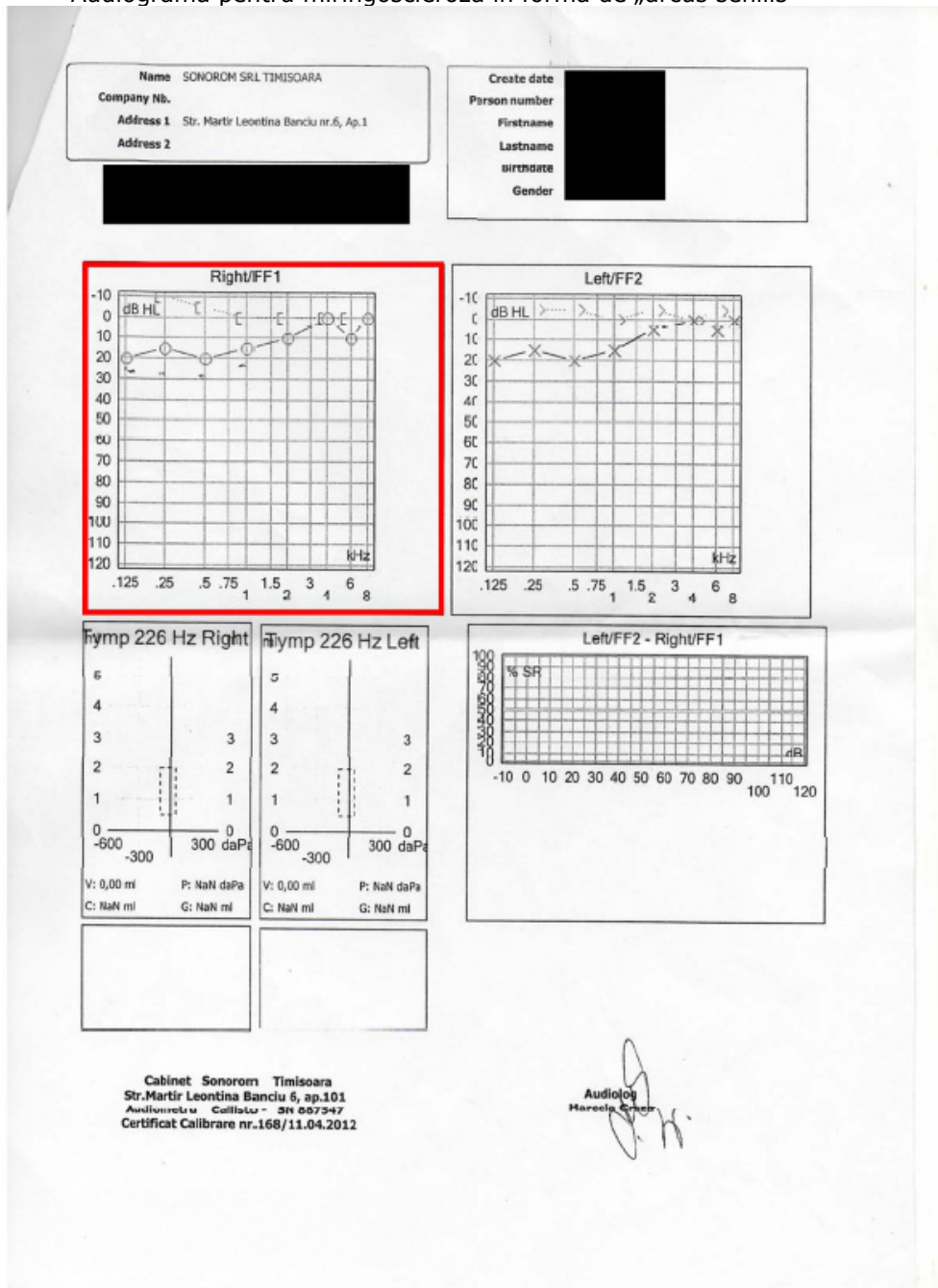
- Mehta, R. P., Rosowski, J. J., Voss, S. E., et al., (2006). Determinants of Hearing Loss in Perforations of the Tympanic Membrane. *Otol Neurotol.*, 27(2), 136-143.
- Milojevic, M., Djeric, D., Bijelic, D., (2012). Prognostic significance of tympanosclerotic plaques localization and their morphological and histological characteristics for the outcome of surgical treatment. *Vojnosaitetski Pregled*, 69(2), 190-194.
- Moller, A. R. (2006). *Hearing : anatomy, physiology, and disorders of the auditory system*, ediția a 2-a, SUA, Academic Press (Elsevier).
- Nichols, P. T., Ramadan, H. H., Wax, M. K., et al., (1998). Relationship between tympanic membrane perforations and retained ventilation tubes. *Arch Otolaryngol*, 124, 417-419.
- Orlovskii, V. P., Komlev, V. S., Barinov, S. M., (2002). Hydroxyapatite and Hydroxyapatite-Based Ceramics. *Inorganic Materials*, 38 (10), 973-984.
- Parent, P., Allen, J. B., (2007). Wave model of the cat tympanic membrane. *J Acoust Soc Am*, 122(2), 918-931.
- Prendergast, P. J., Ferris, P., Rice, H. J., Blayney, A. W. (1999a). Vibro-acoustic modelling of the outer and middle ear using the finite-element method. *Audiol. Neurootol.*, 4, 185-191.
- Prendergast, P. J., Kelly, D. J., Rafferty, M., Blayney, A. W., (1999). The effect of ventilation tubes on the stresses and vibration motion in the tympanic membrane: a finite element analysis. *Clinical Otolaryngology*, 24, 542-548.
- Raustyte, G., Thomassen, P. C., Hermansson, A., et al., (2006). Calcium deposition and expression of bone modelling markers in the tympanic membrane following acute otitis media. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 70, 529-539.
- Robinson, W., Dadson, R. S. (1956) A re-determination of the equal-loudness relations for pure tones. *Br. J. Appl. Phys.*, 7, 166-181.
- Schuknecht, H. F., (1993). *Pathology of the Ear*. Vol 2. Philadelphia: Lea & Febiger.
- Selcuk, A., Ensari, S., Sargin, A. K., et al., (2008). Histopathological classification of tympanosclerotic plaques. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 265, 409-413.
- Shimobayashi, C. M., Tsujimura, T., Sugihara, A., et al., (2001). Expression of osteopontin by exudate macrophages in inflammatory tissues of the middle ear: a possible association with development of tympanosclerosis. *Hearing Research*, 153, 100-107.
- Stankovic, M. D., (2009). Hearing results of surgery for tympanosclerosis. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 266, 635-640.
- Sun, Q., Chang, K. H., Dormer, K. J., et al., (2002). An advanced computer-aided geometric modeling and fabrication method for human middle ear. *Med Eng Phys*, 24(9), 595-605.

- Sun, Q., Gan, R. Z., Chang, K. H., Dormer, K. J., (2002). Computer-integrated finite element modeling of human middle ear. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 1, 109-122.
- Terkildsen, K., (1976). Pathologies and their effect on middle ear function. În: *Acoustic Impedance and Admittance: The Measurement of Middle Ear Function*. 78-102.
- Tos, M., Stangerup, S. E., (1989). Hearing loss in tympanosclerosis caused by grommets. *Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 115(8), 931-935.
- Urmă, D. (1982). *Acustică și muzică*, București, Ed. Științifică și enciclopedică.
- Vard, J. P., Kelly, D. J., Blayney, A. W., Prendergast, P. J., (2008). The influence of ventilation tube design on the magnitude of stress imposed at the implant/tympanic membrane interface. *Medical Engineering & Physics*, 30, 154-163.
- Vodă-Nuțeanu, D. (2006). *Armonie*, vol. I, Editura Muzicală, București.
- Volandri, G., Di Puccio, F., Forte P., Manetti S., (2012). Model-oriented review and multi-body simulation of the ossicular chain of the human middle ear. *Medical Engineering & Physics*.
- Voss, S. E., Rosowski, J. J., Merchant, S. N., Peake, W. T., (2001). How do tympanic-membrane perforations affect human middle-ear sound transmission? *Acta Otolaryngol*, 121, 169-173.
- Voss, S. E., Rosowski, J. J., Merchant, S. N., Peake, W. T., (2001). Middle-ear function with tympanic-membrane perforations. I. Measurements and mechanisms. *J Acoust Soc Am*, 110(3 Part 1), 1432-1444.
- Voss, S. E., Rosowski, J. J., Merchant, S. N., Peake, W. T., (2001). Middle-ear function with tympanic-membrane perforations. II. A simple model. *J Acoust Soc Am*, 110(3 Part 1), 1445-1452.
- Wada, H., Metoki, T., Kobayashi, T., (1992). Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite method. *J Acoust Soc Am*, 92(6), 3157-3168.
- Wang, X., Cheng, T., Gan, R. Z., (2007). Finite-element analysis of middle-ear pressure effects on static and dynamic behavior of human ear. *J Acoust Soc Am*, 122(2), 906-917.
- Wielinga, E. W. J., Derks, A. M., Cremers, C. W., (1995). Tympanosclerosis in the tympanic membrane: influence on outcome of myringoplasty. *American Journal of Otolaryngology*, 16(6), 811-814.
- Wielinga, E. W. J., Kerr, A. G., (1993). Tympanosclerosis. *Clinical Otolaryngology & Applied Sciences*, 18(5), 341-349.
- Williams, K. R., Blayney, A. W., Lesser, T. H., (1995). A 3D finite element analysis of the natural frequencies of vibration of a stapes prosthesis replacement reconstruction of the middle ear. *Clin Otolaryngol*, 20, 36-44.

- Williams, K. R., Blayney, A. W., Rice, H. J., (1997). Middle ear mechanics as examined by the finite element method. Hüttenbrink KB, editor. Middle ear mechanics in research and otosurgery. Dresden: UniMedia GmbH, 67-75.
- Williams, K. R., Lesser, T. H., (1990). A finite element analysis of the natural frequencies of vibration of the human tympanic membrane. *Br J Audiol*, 24(5), 319-327.
- Yaman, H., Guclu, E., Yilmaz, S., Ozturk, O., (2010). Myringosclerosis after tympanostomy tube insertion: Relation with tube retention time and gender. *Auris Nasus Larynx*, 37, 676-679.
- Yeoh, O. H., (1990). Characterization of elastic properties of carbon-black-filled rubber vulcanizates. *Rubber Chemistry and Technology*, 63, 792-805.
- Zahnert, T., Schmidt, R., Huttenbrink, K. B., Hardtke, H. J., (1997). FE-simulation of vibrations of the Dresden middle ear prosthesis. Hüttenbrink KB, editor. Middle ear mechanics in research and otosurgery. Dresden: UniMedia GmbH 200-206.

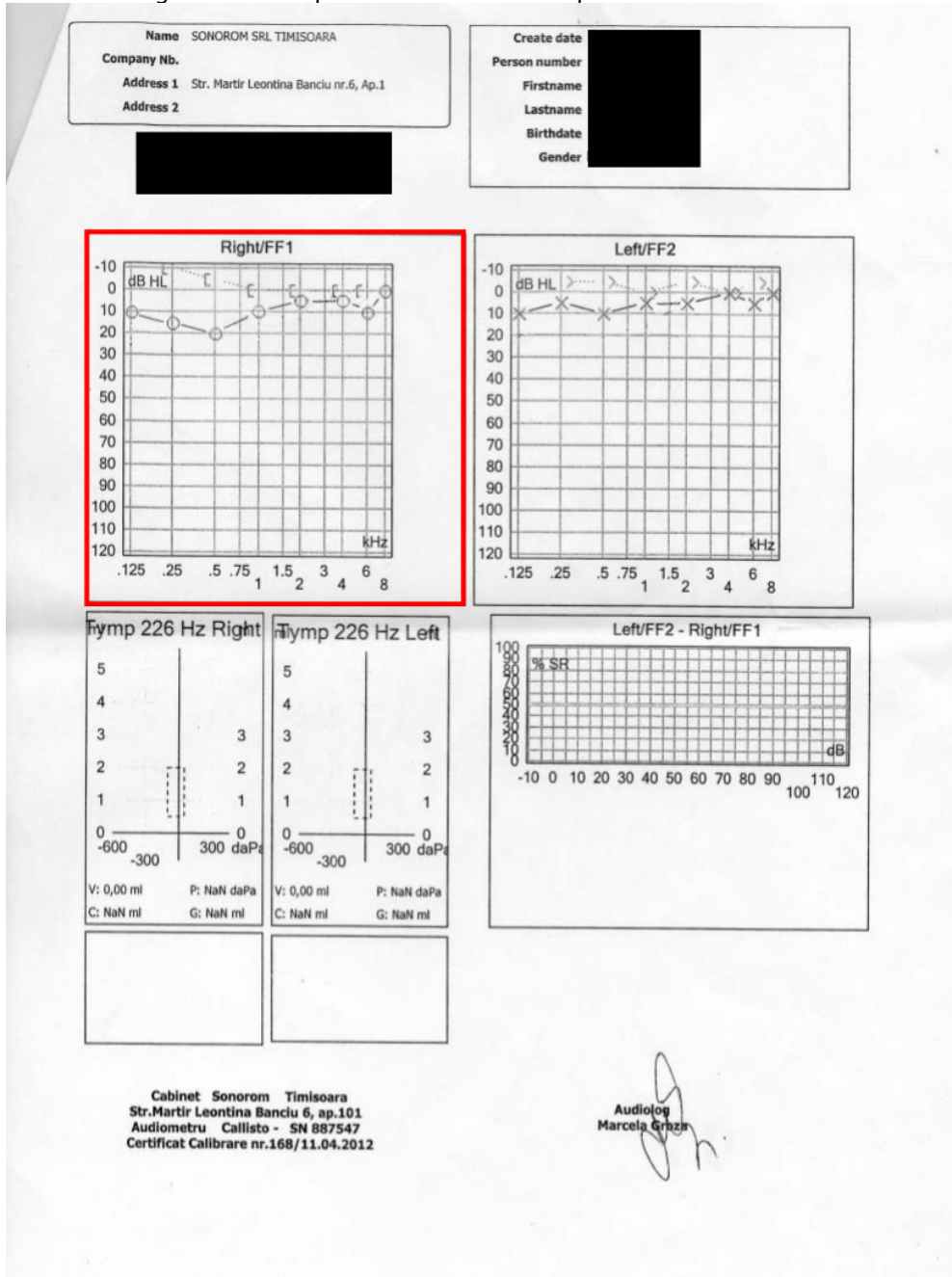
ANEXA 1

Audiogramă pentru miringoscleroză în formă de „arcus senilis”



ANEXA 2

Miringoscleroză în partea inferioară a timpanului



ANEXA 3

Audiogramă pentru patologia miringoscleroză cu perforație de timpan

