

**„Analiza și Percepția Auzului
la Persoane cu Implanturi Cochleare
- Model de simulare a percepției auditive”
/
„Understanding Hearing
Through Cochlear Implants -
A Simulation Model of the Hearing Perception”**

– Rezumat –

pentru obținerea titlului științific de doctor la
Universitatea Politehnica Timișoara

Autor:

ing. Artur KUCZAPSKI

Conducător științific:

Profesor Dr. Ing. Gheorghe-Daniel ANDREESCU

Oct. 2019

Subiectul acestei teze, intitulată „Analiza și Percepția Auzului la Persoane cu Implanturi Cochleare - Model de simulare a percepției auditive” / “Understanding Hearing Through Cochlear Implants - A Simulation Model of the Hearing Perception”, a fost inspirat din necesitățile și curiozitățile mele personale apărute într-o perioadă în care mă pregăteam să devin părintele unui copil purtător de implant cochlear. Luând legătura cu diverși specialiști din domeniu și în aceeași timp cu alți părinți de copii hipoacuzici, am realizat faptul că implanturile cochleare nu sunt soluții miraculoase și că după implantarea dispozitivului va fi necesar să parcurgem un drum lung, anevoios și incert pentru a obține un nivel de recuperare acceptabil.

În urma discuțiilor purtate, nu am reușit să găsec răspunsuri satisfăcătoare la întrebările mele, și am realizat că mulți părinți sau specialiști își pun aceeași întrebări. Cele mai frecvente două întrebări fiind: **Cum aud de fapt copiii purtători de implant cochlear?** și **Cum se pot maximiza șansele de recuperare?** dat fiind faptul că, cel puțin în mod aparent, rezultatele nu depind doar de pregătirea profesională a echipei de medici și specialiști, dar și de factori necunoscuți și aparent aleatorii. După mai mulți ani de studiu și de interacțiune atât cu fiul meu cât și cu alți copii ale căror implanturi cochleare sunt reglate de către *Ș.L.dr.ing. Antonius STANCIU*, am decis să cuprind descoperirile, contribuțiile și concluziile mele în această lucrare sub îndrumarea științifică a domnului *Prof.univ.dr.ing. Gheorghe-Daniel ANDREESCU*.

Capitolul 1: Introducere

În capitolul 1, pe baza publicațiilor (Hallpike & Rawdon-Smith, 1934), (A & C., 1957), (House WF, 1973) (House WF, 1976), (Chen & Zhang, 2006), (Wilson & Dorman, 2008), (Schnupp, et al., 2011), (Moctezuma & Tu, 2011), (Choi & Lee, 2012), (Eshraghi, et al., 2012), (Harczos, et al., 2013), este descrisă o scurtă prezentare a istoriei dezvoltării implanturilor cochleare.

Deși senzații auditive induse electric au fost raportate pentru prima dată la începutul anilor 1800 de către Alessandro Volta, dezvoltarea primelor implanturi cochleare a început abia în anii '70. În timpul acestor evoluții, au fost stabilite două mecanisme principale de analiză și identificare a sunetelor percepute:

- **Indicii spațiali** – pozițiile de-a lungul membranei bazilare stimulate de sunet,
- **Indicii temporali** – rata impulsurilor nervoase create de sunet.

Pe baza acestor principii au fost dezvoltate primele implanturi cochleare cu un singur electrod, urmate rapid de sisteme de implanturi cochleare multi-electrod. Implanturile cochleare cu un singur electrod s-au bazat pe transmiterea informațiilor sonore folosindu-se doar de indicii temporali, în timp ce implanturile cochleare cu mai mulți electrozi se bazează în mare parte pe indicii spațiali. În cazul implanturilor cochleare tipice cu mai mulți electrozi, sunetul înregistrat de microfon este împărțit, folosind filtre trece-bandă, în atâtea benzi de frecvență câți electrozi are implantul. Anvelopa semnalelor filtrate este utilizată pentru a modula intensitatea stimulării electrice livrată de electrodul corespunzător.

Datorită constrângerilor tehnologice, numărul de canale de electrozi utilizați pentru stimularea nervilor din cohlee a rămas în mare parte neschimbat de-a lungul anilor, variind între 12 și 26 de electrozi, ceea ce a impus îmbunătățiri semnificative ale strategiilor de pre-procesare și codare a sunetului. În zilele noastre, nivelul de restaurare și calitatea auzului diferă mult de la pacient la pacient și de la un tip de implant cochlear la altul. Cei mai importanți factori care influențează succesul restaurării auzului sunt:

- Numărul și plasarea electrozilor de stimulare;

- Strategia de stimulare folosită pentru a converti sunetul în stimuli electrici (Moctezuma & Tu, 2011) (Choi & Lee, 2012) (Somek, et al., 2006);
- Capacitatea pacientului de a se adapta și de a învăța să interpreteze noile senzații auditive artificiale.

Ultimul punct din lista de mai sus este, de asemenea, cel mai dificil de prevăzut și controlat. S-a observat că, chiar și cu implanturi cohleare identice, beneficiile pacienților variază mult.

Există trei categorii majore de beneficiari de implant cohlear cu așteptări specifice de recuperare:

- **Pacienții cu hipoacuzie postlinguală;**
- **Pacienți cu hipoacuzie prelinguală sau congenitală, cu implantare târzie;**
- **Pacienți cu hipoacuzie prelinguală sau congenitală, cu implantare precoce.**

În toate aceste categorii, succesul este condiționat de programarea corectă a implantului cohlear și de participarea intensivă la terapii logopedice potrivite. Chiar și după cele mai reușite recuperări, auzul în scenarii auditive complexe este mult inferior în comparație cu auzul natural sănătos.

Cercetătorii au studiat natura sunetelor percepute și, pe baza modelelor auditive și a rapoartelor utilizatorilor de implanturi cohleare cu hipoacuzie instalată postlingual, au fost dezvoltate mai multe modele și algoritmi software pentru a sintetiza sunetele percepute de utilizatorii implanturilor cohleare - auralizare (Mahalakshmi & Reddy, 2012) (Chilian, et al., 2011) (Loebach, 2007).

Astfel de *metode și sisteme de auralizare* pot fi foarte utile în diferite domenii ale cercetării și utilizării implanturilor cohleare:

- Metode de comparație obiectivă a calității auzului în cazul diferitelor strategii de stimulare și codare;
- Instrument de testare și validare pentru dezvoltarea noilor strategii de codificare;
- Îmbunătățirea procedurilor de programare;
- Suport pentru logo- și psihoterapeuți pentru a înțelege cum aud pacienții prin intermediul implanturilor cohlear.

Metodele de auralizare existente oferă o bună indicație a modului în care sunetele sunt percepute de către utilizatorii de implanturi cohleare cu performanțe medii, în mare parte postlinguali, dar nu reușesc să prezică calitatea auzului la pacienții cu performanțe bune sau foarte bune.

Obiectivul principal al prezentei lucrări este de a **dezvolta un model de simulare fiabil pentru a prezice, cuantifica și demonstra performanța auditivă preconizată a utilizatorilor de implanturi cohleare** într-un mod care să fie ușor de înțeles nu numai de către experții în tehnologiile implanturilor cohleare, ci și de către persoane non-tehnice cum ar fi logo-terapeuți, psihoterapeuți și poate cel mai important, de familiile pacienților.

Din punctul meu de vedere, cea mai potrivită metodă de a demonstra calitatea auzului unei persoane cu deficiențe de auz este de a reproduce sunetele pe care le percep și de a le reda persoanelor cu auz normal. Acesta este motivul pentru care ținta propusă este *dezvoltarea și implementarea unei metode noi de auralizare a sunetelor percepute, care transformă impulsurile electrice generate de un implant cohlear în sunete* considerând nu doar fiziologia urechii, ci și capacitatea creierului de a învăța și a se adapta la noi forme de stimulare.

De asemenea, am avut ocazia să studiez și să urmăresc evoluția a peste 300 de copii cu implanturi cohleare. Acești copii sunt pacienți ai specialistului în reglaje la implanturi cohleare Dr. Ing. Antonius STANCIU, ei urmând teste auditive și reglaje periodice. Toți acești pacienți

sunt utilizatori de implanturi cohleare MED-EL și toate audiogramele și reglajele aferente sunt arhivate în baza de date a software-ului de reglaj MAESTRO.

Ca **obiectiv secundar al tezei**, mi-am propus să explorez posibilitățile de a ajuta acești pacienți, **oferind diverse instrumente care să ajute procesul de reglaje și în depanarea defectelor**, folosind idei și metode emergente în timpul dezvoltării obiectivului principal.

Figura 1 prezintă structura prezentei teze care reflectă dualitatea obiectivului de cercetare. Teza începe cu un capitol introductiv (capitolul 1) constând dintr-o scurtă privire de ansamblu asupra istoriei implanturilor cohleare și prezentarea obiectivelor cercetării.

În capitolul 2 este prezentată structura anatomică a urechii și surditatea neuro-senzorială, incluzând aspecte relevante ale mecanismelor auzului. În același capitol sunt prezentate implanturile cohleare existente și strategiile de stimulare ale acestora.

În capitolul 3 sunt prezentate modelele matematice necesare simulării urechii. Aceste modele se concentrează pe principalele structuri ale urechii interne: membrana bazilară, celulele ciliate și modelul de declanșare a nervilor auditivi.

Contribuțiile referitoare la **obiectivul principal de cercetare** sunt descrise în capitolul 4. Prima parte a capitolului, propune și prezintă detaliile de implementare a unui model simplificat al cohleii, urmat de o comparație între modelele de auralizare existente și un model de auralizare nou propus. Implementarea modelului de auralizare nou propus este detaliată și sunt explicate rezultatele experimentale.

Contribuțiile referitoare la **obiectivele de cercetare secundare** sunt formulate în capitolul 5 prin prezentarea sistemului de implanturi cohleare MED-EL și dezvoltarea a cinci contribuții originale legate de aceasta:

- Statistici ale nivelurilor tipice de stimulare;
- Reglaje asistate de calculator ale implanturilor cohleare - urmărirea pragului efectiv de stimulare;
- Studii de caz privind evoluția reglajelor;
- Interfațare cu procesoarele implanturilor cohleare MED-EL;
- Model al fluxului de curent intra-cohlear.

În cele din urmă, capitolul 6 încheie teza prezentând rezumatul contribuțiilor, comparându-le cu scopul inițial al tezei.

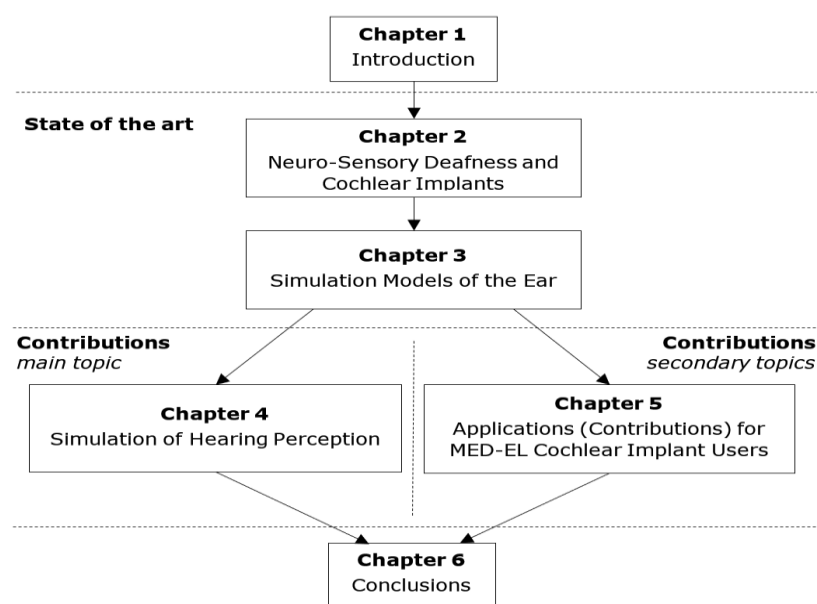


Figura 1: Structura tezei de doctorat

Capitolul 2: Hipoacuzia neurosenzorială și implanturile cohleare

Fiind un *proiect de cercetare interdisciplinar*, este necesar ca teza de față să prezinte o introducere detaliată atât privind aspectele medicale cât și cele ingineresti relevante în dezvoltarea implanturilor cohleare.

În primul rând, în capitolul 2.1 - **Introducere în anatomia urechii și cauzele de surditate neuro-senzorială** este prezentată o scurtă descriere a *anatomiei urechii*, astfel sunt descrise organele și părțile implicate în propagarea vibrațiilor sonore dinspre exterior către urechea internă. Teza oferă o descriere detaliată a *structurii, funcției și mecanismelor urechii interne* și prezintă măsurători din literatură executate in vivo și in vitro la diferite frecvențe de stimulare (Schnupp, et al., 2011).

În continuare, se prezintă modul în care membrana bazilară descompune semnalul sonor în componente de frecvență, modul în care aceste vibrații mecanice individuale se transpun în polarizarea electrică a celulelor ciliate și în cele din urmă, modul în care aceste potențiale stimulează și declanșează impulsuri nervoase în celulele nervoase auditive cu scopul de a induce senzații auditive. Locațiile de stimulare specifice frecvențelor sunt marcate folosind o reprezentare vizuală simplificată a spiralei cohleei, iar curbele de polarizare a celulelor ciliate sunt prezentate pentru frecvențe de la 300 Hz până la 5 kHz. Pe baza înregistrărilor in vitro, se concluzionează că în cazul stimulării cu frecvențe joase, tiparul de impulsuri nervoase păstrează frecvența și faza sunetului de stimulare astfel arătând că nu doar locația stimulării joacă un rol important în percepția sunetului, tiparul temporal al impulsurilor nervoase fiind de asemenea important.

Ca un aspect important, este evidențiat faptul că distrugerea celulelor ciliate face imposibilă perceperea sunetelor și că aceasta este cea mai predominantă cauză de surditate denumită hipoacuzie sau surditate neuro-senzorială.

Este prezentată geometria structurii cohleare și se subliniază structura canalelor cohleare umplute cu fluide peri- și endo-limfatice. Aceste canale sunt utilizate pentru introducerea și poziționarea electrozilor de stimulare în vecinătatea terminațiilor nervilor auditivi, astfel replicând în mod artificial funcția celulelor ciliate.

O reprezentare vizuală simplificată a cohleei desfășurate este indicată pentru a fi utilizată în restul tezei.

În capitolul 2.2 - **Introducere în implanturi cohleare** se prezintă structura și funcționarea implanturilor cohleare moderne (Hochmair, et al., 2007) (Defense R&D Organization) (Moctezuma & Tu, 2011) (Mahalakshmi & Reddy, 2012) (Zeng, et al., 2015) (Ghildiyal, 2016).

S-a arătat că implanturile cohleare de astăzi sunt compuse din trei părți importante: procesorul de sunet extern, circuitul intern de stimulare și electrozii de stimulare. Procesorul de sunet extern este purtat în spatele urechii și este cuplat electro-magnetic pentru a transmite semnalele și energia de alimentare către circuitul intern de stimulare implantat în osul temporal al craniului. Electrozii înșirați pe un portelectrod sunt introduși cât mai adânc posibil în unul dintre canalele cohleare, fie prin fereastra rotundă, fie printr-un orificiu frezat pe peretele cohleei.

În funcție de producător, se utilizează diferite adâncimi de introducere și poziționare a electrozilor. Sunt prezentate fotografiile și radiografiile pentru a evidenția diferențele dintre abordările existente:

- **Electrozi lungi care plutesc liber pentru acoperirea cohleară totală** - pentru a maximiza zona de stimulare, reducând totodată numărul de canale de stimulare;

- **Electrozi scurți pre-curbați poziționați peri-modiolus** - pentru a minimiza distanța dintre electrozi și nervii auditivi, fapt ce permite o densitate mai mare a canalului, reducând în același timp aria de stimulare.

În capitolul 2.3 - **Strategii de simulare** se prezintă o lista completă a producătorilor de implanturi cohleare, iar strategiile de stimulare existente sunt clasificate și descrise.

Următoarea listă prezintă lista producătorilor curenți și strategiile de codificare utilizate:

Company	Stimulation Strategies
Cochlear	ACE – Advanced Combination Encoder CIS – Continuous Interleaved Sampling MP3000 / PACE – Psychoacoustic ACE SPEAK – Spectral Peak Strategy
MED-EL	HDCIS – High Definition CIS FSP/FS4/FS4P – Fine Structure Processing
Advanced Bionics	CIS – Continuous Interleaved Sampling HiRes/HiRes120 – High-Resolution Strategy MPS – Multiple Pulsatile Sample
Oticon	Crystalis/MPIS – Main Peak Interleaved Sampling
Nurotron	CIS – Continuous Interleaved Sampling APS – Advanced Peak Selections Symphony - Virtual channel strategy

Figura 2: : Strategii de stimulare utilizate de producători (Wilson & Dorman, 2008) (Choi & Lee, 2012) (Somek, et al., 2006) (Zeng, et al., 2015)

Se face o distincție clară între strategiile care folosesc **caracteristicile grosiere** ale sunetului și strategiile care folosesc **caracteristicile fine**. Strategiile cu caracteristici grosiere urmăresc să ofere o bună înțelegere a vorbirii, în timp ce strategiile cu caracteristici fine sunt abordări mai generale care încearcă să îmbunătățească calitatea auditivă generală, inclusiv percepția muzicală. Strategiile cu structură grosieră sunt împărțite în continuare în **strategii de extragere explicită a caracteristicilor** (identificarea caracteristicilor specifice ale limbii vorbite, precum formanți relevanți) și **strategii de extragerea implicită a caracteristicilor** (concentrându-se pe transmiterea completă a imaginii spectrale a sunetului). În toate cazurile, descrierea detaliată a strategiilor de codificare selectate este furnizată de:

- **Strategii de extragere a caracteristicilor** - orientate către percepția vorbirii, care vizează furnizarea informațiilor necesare pentru percepția utilă a vorbirii. (Frecvență fundamentală - F0 ; Formanți - F1, F2; Anvelopă)
 - **Strategia F0 / F1 / F2** - Transmite F0 codificat în rata de stimulare; F1 și F2 codificate prin locul de stimulare; Anvelopa - ca intensitate de stimulare.
 - **Strategia MPEAK** - similară cu **strategia F0 / F1 / F2**, cu 3 canale suplimentare pentru transmisia anvelopelor componentelor de înaltă frecvență, independent de formanții sunetului.
- **Variații ale strategiilor N-of-M** - împarte banda de frecvențe audio în M canale, fiecare canal fiind alocat unui electrod al implantului cohlear. Simultan sunt stimulate doar N dintre cele mai puternice componente.
 - **Advanced Combinational Encoder (ACE)** - Variația strategiilor N-of-M folosind 22 de electrozi cu 6 până la 10 canale de stimulare simultane.
 - **Continuous Interleaved Sampling (CSI)** - Variația strategiilor N-of-M unde N = M.
- **Strategii cu structură fină**
 - **Stimularea folosind canale virtuale (HiRes120)** – utilizează 16 electrozi și tehnica de direcționare a curenților, numărul de zone de stimulare fiind crescut la 120 de canale virtuale.

- **Prelucrarea structurii fine MED-EL (FS4P)** - O variantă a strategiei CIS folosind 12 electrozi , cu codare în rată și stimulare paralelă la primii 4 electrozi (frecvențe joase <1 Khz).

La final, în capitolul 2.4 - **Provocările actuale ale tehnologiei de implant cohlear** se prezintă dificultățile și neajunsurile implanturilor cohleare.

Capitolul 3: Modele de simulare ale urechii

În fazele incipiente ale dezvoltării unei noi metode de auralizare, modelele existente de simulare a urechii au fost studiate și aplicate în testul preliminar al simulării percepției auditive. În acest capitol, sunt prezentate și discutate modelele matematice curente de procesare de semnal ale urechii sănătoase (Patterson, 1992) (Yushi Zhang, 2006) (Meddis & Lopez-Poveda, 2010) (Zhang, 2010) (Miller & Matin, 2011) (Schnupp, et al., 2011).

Există trei secțiuni delimitate ale urechii, numite în funcție de poziția lor: urechea externă, urechea medie și urechea internă (cohleea). Unda sonoră străbate fiecare secțiune pornind de la urechea externă, traversând urechea medie și cohlea, fiecare secțiune având propria funcție în procesul auditiv.

Din punct de vedere matematic, secțiunile pot fi privite ca niște elemente complexe de transfer, caracterizate prin semnale de intrare, semnale de ieșire și funcții de transfer.

Ear Section	Input Signals	Output Signals
Outer Ear Conveys, shapes and amplifies the sound vibrations of the air.	Primary Air pressure function Secondary -	Primary Tympanic membrane Displacement Secondary -
Middle Ear Transduces air vibrations into liquid vibrations. Limits the amplitude of the vibrations, protecting the cochlea	Primary Tympanic membrane Displacement Secondary Stapedius Muscle Tension	Primary Oval-window membrane Displacement Secondary -
Inner Ear (Cochlea) Spectral decomposition of the liquid vibrations. Translates mechanical vibrations into nerve impulses	Primary Oval-window membrane Displacement Secondary -	Primary Auditory Nerve Impulses Secondary Basilar membrane displacement Inner/Outer hair cell polarization Inner hair cell gain factor

Figura 3: Semnale de intrare și ieșire a părților urechii.

În capitolele 3.1 - **Urechea externă** și 3.2 - **Urechea medie** se prezintă funcția de transmitere a sunetului de către urechea externă și medie. Sunt amintite funcțiile acestora în canalizarea, localizarea și modificarea intensității sunetului și se concluzionează că rolul lor este redus în înțelegerea modului în care persoanele cu implanturi cohleare aud. Prin urmare, studiul este axat către modelele urechii interne prezentat în capitolul 3.3 - **Ureche internă**.

Urechea internă (cohleea) este „transductorul” urechii. Funcția sa principală este de a transpune vibrațiile mecanice, transmise de urechea externă și medie, în impulsuri electrice

transmise de structurile nervoase specializate către creier pentru a fi interpretate ca senzații auditive. În ceea ce privește procesarea semnalului, structurile cohleei sunt extrem de neliniare. Prin analiza modelelor prezente în literatura de specialitate, se dezvoltă un model principal schematic al cohleei identificând patru componente principale:

- Modelul membranei bazilare - un banc de filtre trece-bandă de tip gamma-tone care modelează deplasamentul segmentelor individuale ale membranei bazilare;
- Modelul celulelor ciliate interne - un banc de filtre neliniare care modelează polarizarea electrică a celulelor ciliate din vecinătatea segmentelor individuale modelate ale membranei bazilare;
- Modelul celulelor ciliate externe - un banc de filtre neliniare care modelează funcția de amplificare mecanică a celulelor ciliate externe;
- Modelul terminațiilor nervoase auditive - un banc de filtre compus din modele de declanșare stocastice ale sinapselor ca răspuns la polarizarea celulelor ciliate interne.

Detalii privind implementarea **modelului membranei bazilare și a filtrelor de tip gamma-tone** sunt prezentate în capitolul 3.3.1. Este arătat că aceste tipuri de filtre pot fi calibrate pentru a simula suficient de îndeaproape mișcările membranei bazilare. Se prezintă formularea matematică a răspunsului la impuls și caracteristicile de selectivitate în frecvență.

Se arată că există modele fenomenologice neliniare mult mai complexe ale membranei bazilare, disponibile în literatura de specialitate, dar precizia acestui model liniar simplu este mai mult decât suficientă pentru scopul lucrării de față.

Modelul celulelor ciliate interne și modelul nervului auditiv bazat pe lucrările lui (Zhang, și colab., 2001) este prezentat în capitolul 3.3.2. În acest caz, polarizarea celulei ciliate interne este modelată folosind o înseriere a unui element simplu neliniar și a unui filtru trece-jos. Tiparele de polarizare a celulelor obținute prin simulare reflectă bine tiparele de polarizare măsurate și publicate în literatura de specialitate.

Modelul sinapselor reflectă natura stocastică a impulsurilor nervoase și modelează timpul de recuperare a nervului auditiv. Sunt prezentate expresii matematice utilizate pentru implementare modelelor de mai sus.

Modelul celulelor ciliate externe și efectul acestora asupra membranei bazilare nu este discutat deoarece aceste modele nu sunt necesare pentru validarea metodei de auralizare.

Capitolul 4: Simularea percepției auditive

Obiectivul principal de cercetare al acestei teze este de a **dezvolta un algoritm de auralizare capabil să estimeze și să sintetizeze sunetele percepute de utilizatorii implanturilor cohleare**. Detaliile implementării, rezultatele simulării și experimentele sunt detaliate în capitolul 4.

Pe baza experimentelor clinice, au fost dezvoltate mai multe metode de simulare pentru a **sintetiza sunetele percepute de utilizatorii de implanturi cohleare (auralizare)**, oferind posibilitatea tehnicienilor și specialiștilor în reglaje să estimeze calitatea auzului pacienților (Mahalakshmi & Reddy, 2012), (Chilian, et al., 2011), (Loebach, 2007).

Deși acești algoritmi de simulare se bazează pe observații din experimente din viața reală, sunetele sintetizate rezultate par să subestimeze calitatea auzului pacienților. Acest lucru este confirmat de opinia **utilizatorilor de implanturi cohleare, care declară că percep sunetele sintetizate în mod neplăcut și de calitate inferioară față de sunetele obișnuite**, precum și de

faptul că mulți utilizatori de implanturi cohleare performează foarte bine cu instrumente muzicale, în ciuda rezultatului simulărilor care prezic incapacitatea de a aprecia muzică sau melodii (Drennan & Rubinstein, 2008), (Wang, et al., 2011).

În opinia mea, **discrepanța dintre calitatea auditivă prezisă și cea observată în realitate este dată de faptul că simulările auditive sunt construite luând în considerare doar tipare de percepție sonore tipice auzului natural și ignoră capacitatea creierului de a se adapta la noile tipare de stimulare.** Această idee este consolidată și de observația că majoritatea experimentelor de stimulare electrică au fost făcute cu utilizatori adulți care și-au pierdut auzul într-o etapă târzie din viața lor, învățând deja să interpreteze tipare naturale de stimulare (surditate postlinguală). Prin urmare, rezultatele experimentelor reflectă rar capacitatea de recunoaștere a modelului nou învățat. În experimentele efectuate împreună cu pacienți cu surditate prelinguală, este posibilă doar evaluarea capacității de diferențiere între diverși stimuli (Wang, et al., 2011), dar nu și compararea senzațiilor auditive cu sunetul pe care l-au perceput înainte de pierderea auzului.

Capitolul 4.1 - **Modelul de bază al auzului natural** își propune să analizeze modelele de impulsuri nervoase create în procesul auzului natural și să identifice o nouă metodă pentru a estima sunetul perceput utilizând în mod exclusiv aceste tipare. Astfel, în acest capitol este propus, implementat și executat un model simplificat de simulare al urechii interne. Modelul propus este construit folosind modelele deja cunoscute: modelul membranei bazilare bazat pe filtre de tip gamma-tone; modelul de polarizare al celulelor ciliate interne și modelul de activare al sinapselor. Modelul de simulare este *implementat folosind limbajul de programare Java și o bibliotecă de procesare a semnalelor propriu dezvoltată.*

Rezultatele simulării au fost obținute folosind 312 canale pentru modelarea membranei bazilare și a celulelor ciliate interne și 6240 elemente de modelarea a sinapselor. În urma simulărilor s-au obținut *tipare de polarizare a celulelor ciliate interne*, precum și *tipare ale impulsurilor nervoase*, care sunt aliniate cu informațiile disponibile în literatura de specialitate. Totodată, s-a arătat că analizând tiparele de impulsuri nervoase este posibilă identificarea componentelor spectrale ale sunetului de intrare, astfel sugerând o cale pentru dezvoltarea unui nou algoritm de auralizare.

Pe baza rezultatelor și experiențelor se propune și se prezintă schematic o nouă metodă de auralizare. În această abordare, sunetul de stimulare este transformat în impulsuri nervoase folosind 2 modele: i) Modelul simplificat al urechii, și ii) Model de implant cohlear împreună cu un model de răspândire al curentului în interiorul cohleei și un model de stimulare electrică al nervului. Folosind tehnici de învățare automată supervizată, sistemul de auralizare este instruit să recunoască componentele individuale de frecvență în tiparele de impulsuri nervoase, oferind astfel imaginea spectrală a sunetelor percepute. Sonograma astfel obținută se transpune în material audio folosind un modulul de sinteză al sunetului.

Rezultatele simulărilor și metoda de auralizare propusă sunt publicate într-o **lucrare de conferință**:



A.M. Kuczapski, G.-D. Andreescu, „Modelling and simulation of hearing with cochlear implants: A proposed method for better auralization”. *Proc. 6th International Workshop on So Computing Applications (SOFA 2014), Timisoara, Romania, July 2014, vol 2; Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 357, pp.753-767, Nov. 2016. (WOS:000452854600003).

Metodele de auralizare deja existente sunt prezentate, discutate și comparate cu metoda de auralizare propusă în capitolul 4.2, concluzionând că până în prezent nu au fost dezvoltate alte metode care să modeleze capacitatea creierului de a se adapta la noi tipare de stimulare.

În capitolul 4.3 - **O metodă nouă de auralizare folosind recunoaștere de tipare de autocorelare** se continuă dezvoltarea metodei de auralizare propusă și se prezintă o metodă simplă, dar robustă și eficientă de învățare automată. Se arată că aplicând o metodă simplă de *autocorelare orizontală pe imaginile tiparelor de impulsuri nervoase*, aceste tipare se transformă în tipare autocorelate mult mai structurate, ușurând identificarea vizuală a spectrului de frecvență corespunzător sunetelor percepute. De asemenea, se arată că prin generarea tiparelor autocorelate ale impulsurilor nervoase pentru un număr mare de amestecuri de tonuri, se pot identifica programatic *măști de tipare specifice frecvențelor individuale*.

Pe baza descoperirilor de mai sus, a fost dezvoltat un algoritm de învățare automată care este capabil să identifice **312 măști de autocorelare specifice unor frecvențe** distincte distribuite de-a lungul spectrului auditiv.

Calculând *coeficienții de corelare între măștile specifice frecvențelor învățate și tiparul de autocorelare al impulsurilor nervoase conform stimulării auditive*, se observă ca acești coeficienți de corelare sunt proporționali (nelinear) cu intensitatea percepută a frecvenței specifice măștii de autocorelație.

Această metodă este utilizată pentru a implementa **detectoare de frecvență** care estimează în mod continuu amplitudinea componentelor de frecvență prezente în sunetele percepute. Deoarece relația dintre coeficienții de corelație și amplitudinea componentelor de frecvență nu este liniară, relația exactă este determinată în faza de învățare folosind exemple de tipare de impulsuri nervoase generate cu tonuri pure la amplitudini diferite.

În capitolele 4.3.1 și 4.3.2 sunt prezentate formulele de autocorelare și corelare orizontală, precum și următorii algoritmi dezvoltați în teză: i) algoritmul de învățare a măștilor specifice frecvențelor, ii) algoritmul pentru determinarea relației dintre coeficientul de corelare și amplitudinea componentelor de frecvență, și iii) algoritmul pentru calcularea compoziției spectrale a sunetelor percepute conform impulsurilor nervoase analizate.

Detectoarele de frecvență bazate pe măștile de autocorelare a impulsurilor nervoase, nu sunt sensibile doar la frecvențele specifice ci și la vecinătatea acestor frecvențe. Dimensiunea acestei vecinătăți depinde de tiparul impulsurilor nervoase astfel permițând o estimare cantitativă a capacității de discriminare a frecvenței a auzului modelat.

Capitolul 4.3.3 studiază selectivitatea detectoarelor de frecvență și oferă rezultate de simulare în ceea ce privește *modelul natural al auzului*. În cazul modelului natural al auzului, se confirmă faptul că caracteristicile de frecvență ale detectoarelor se potrivesc caracteristicilor urechii umane, așa cum se cunosc din literatura de specialitate. Astfel, se poate trage concluzia că **în cazul auzului natural, deși algoritmul de învățare a măștilor de autocorelare a impulsurilor nervoase este complet agnostic în privința funcționării urechii sănătoase, totuși acesta reușește să estimeze corect calitatea percepției și discriminarea frecvențelor**.

În capitolul 4.3.4 sunt prezentate critic comparativ caracteristicile de frecvență ale detectoarelor de frecvență instruite folosind impulsuri nervoase generate de două tipuri diferite de implanturi cohleare cu strategiile de codare ACE și FS4P. Este demonstrat faptul că strategia FS4P este semnificativ mai bună în transmiterea structurii fine la frecvențe joase, iar în cazul strategiei ACE este mai bună rezoluția spectrală la frecvențe înalte.

Aceste constatări arată că metoda dezvoltată, pe lângă auralizare, **este un instrument valoros în evaluarea obiectivă a calității sunetelor percepute în cazul diferitelor strategii de stimulare**.

Metoda de transpunere a spectrogramei sunetului perceput în materialul audio este descrisă în capitolul 4.3.5 – **Vocoder pentru auralizare**, iar detalii legate de arhitectura sistemului software și de implementarea acestuia sunt prezentate în capitolul 4.3.6 - **Implementarea noii metode de auralizare bazată pe autocorelație**.

Validarea experimentală a metodei de auralizare propuse este prezentată în capitolul 4.4 - **Rezultate experimentale pentru validarea metodei de auralizare – Feedback de la**

utilizatorii de implanturi cohleare. Deoarece în literatura de specialitate nu se regăsesc metode de validare al tehnicilor de auralizare, în cadrul acestei teze au fost definite următoarele **criterii de validare a auralizării:**

O auralizare poate fi considerată o reprezentare precisă a sunetelor percepute prin intermediul unui implant cohlear modelat, dacă și numai dacă:

- 1. Sunetul generat a fost creat doar cu ajutorul impulsurilor electrice generate de implantul cohlear.**
- 2. Un utilizator de implant cohlear, care utilizează același tip de implant cohlear ca cel modelat în procesul de auralizare, nu poate face diferența dintre sunetul original și cel sintetizat.**

Utilizând aceste criterii de validare, au fost realizate două sesiuni de experimente de validare:

I) În prima sesiune, cinci pacienți au fost identificați cu implanturi cohleare de tip MED-EL Tempo +, folosind strategii de codificare și stimulare similare cu strategia ACE, dar cu doar 12 electrozi. În aceste experimente, în timpul unui interviu informal, un material audio a fost redat atât în forma originală cât și sintetizată, iar participanții au fost rugați să identifice care variantă este mai plăcută auzului. În majoritatea cazurilor, sunetul sintetizat prin auralizare a fost perceput de utilizatorii de implanturi cohleare ca fiind similar sau mai bun în comparație cu sunetul original.

Pe baza acestor experiențe, a fost dezvoltată o metodă mai elaborată pentru a realiza a doua sesiune de experimente.

II) În a doua sesiune de experimente au participat 15 pacienți, cu vârsta cuprinsă între 9 și 18 ani, fiind purtători de diferite tipuri de implanturi cohleare și cu o varietate largă de reglaje. S-au desfășurat sesiuni individuale cu fiecare participant. Pe parcursul unei sesiuni, *au fost reluate (sintetizat sau original) între 15 și 25 de materiale audio selectate aleatoriu și pentru fiecare probă au fost înregistrate următoarele detalii:*

- 1. Identificatorul materialului audio – identificator propoziție, genul vorbitor și nivelul de zgomot;*
- 2. Cuvintele înțelese - de către participant;*
- 3. Număr de încercări - solicitat de participant în cazul în care nu era sigur;*
- 4. Numărul final de cuvinte greșite - completate de tester;*
- 5. Un scor de calitate (1-10) - cât de natural este sunetul.*

Folosind datele colectate, a fost calculat diferențiat procentul de cuvinte înțelese corect în cazul materialelor audio naturale și în cazul materialelor audio sintetizate.

Experimentul demonstrează capacitatea metodei de auralizare de a reda sunetele percepute de către utilizatorii de implanturi cohleare, dar evidențiază și importanța unei bune calibrări și modelări precise a modelului și a configurației implantului cohlear vizat.

Rezultatele simulărilor și metoda de auralizare dezvoltată sunt publicate într-o **lucrare de conferință și o cerere de brevet:**



A.M. Kuczapski, G.-D. Andreescu, „New Autocorrelation based Self-Learning Method to Detect Sound Spectral Components in Cochlear Nerve Firing Patterns in Case of Cochlear Implants”, in *Proc. 40th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP 2017)*, Barcelona, Spain, July 2017, vol. 1, pp. 429-434. (WOS:000425229000095).



A. M. Kuczapski, „Metodă pentru auralizarea sunetelor percepute prin intermediul implantelor cohleare”/” Method for auralizing sounds perceived by cochlear implants, involves transmitting radio signal to cochlear implant processor and recording electric stimulation impulses generated by cochlear implant processor”, *OSIM Romania*, Patent No. RO131096-A0, May 2016

Capitolul 5: Aplicații (contribuții) pentru utilizatorii de implanturi cohleare MED-EL

Obiectivul **secundar al tezei** este de a explora posibilitățile în care pacienții cu implanturi cohleare pot fi ajutați, oferind **diverse instrumente pentru a facilita procesul de reglaje și de depanare a defectelor**, folosind idei și metode derivate sau adiacente obiectivului principal. Aceste contribuții sunt prezentate în ordine cronologică în capitolul 5.

Întrucât, în timpul experimentelor și activităților de cercetare am interacționat în cea mai mare parte cu utilizatorii implanturilor cohleare MED-EL, următoarele contribuții sunt orientate către acest sistem de implanturi.

În capitolul 5.1 – **Sistemul Maestro Cochlear Implant** se prezintă sistemul de implant cochlear realizat de compania MED-EL și se oferă detalii referitoare la parametrii de reglaj și funcționarea generală. Cei mai importanți parametri de reglaj sunt:

- **Niveluri THR (Threshold)** - nivelul de bază al curentului electric de stimulare (în liniște) pentru fiecare electrod în parte;
- **MCL (Most Comfortable Level)** - nivelul maxim de stimulare pentru fiecare electrod;
- **Maplaw** - Curba de mapare a nivelurilor audio la niveluri electrice de stimulare.
- **Setări AGC (Automatic Gain Control)** - parametrii pentru setarea vitezei de reacție a sistemului de control automat a amplificării.

Pe baza datelor colectate în software-ul de reglaje Maestro, însumând date de la mai mult de 150 de pacienți pediatrici colectate în peste 10 ani de practică în reglaje (Stanciu & Hellmuth-Zweyer, 2015), nivelurile tipice de stimulare au fost calculate și prezentate în capitolul 5.2 - **Statistici ale nivelurilor tipice de stimulare**. Aceste niveluri de stimulare au fost corelate cu pragurile de auz restaurate ale pacienților și s-a evidențiat faptul că, în interpretarea noastră, pacienții cu niveluri de stimulare ridicate au șanse mai mici de a atinge praguri de auz scăzute decât cei cu niveluri de stimulare scăzute.

În capitolul 5.3 - **Reglaje asistate de calculator - Urmărirea pragului efectiv de stimulare** sunt revizuite procedurile curente de reglaj și este dezvoltată o nouă metodă de asistare al reglajelor. Se arată că folosind audiograme obținute în câmp liber, ca bază pentru reglaje, se pot obține rezultate mai bune în recuperarea pacienților.

Totodată, se introduce un nou parametru derivat: pragul efectiv de stimulare (effective stimulation threshold - EST). Acest parametru se calculează pentru fiecare electrod în parte pe baza parametrilor THR, MCL, Maplaw și a pragului de auz conform audiogramei măsurată în câmp liber. Acest parametru EST estimează nivelul de stimulare electrică la care pacientului începe să perceapă senzații auditive în condiții normale de audiție. Se prezintă formula pentru calcularea EST și în plus, se identifică formula matematică a curbei maplaw.

Se arată că nivelurile EST sunt indicatori buni ai sensibilității și sănătății nervilor auditivi, iar în cazul unei strategii de reglaj, cu creștere graduală al intensităților, evoluția nivelurilor EST urmează o curba tipică. În situațiile în care nivelurile EST nu urmăresc curbele așteptate, acest fapt poate să indice: -un defect al implantului cohlear, -o supra-stimulare a nervului auditiv sau chiar -degradarea nervilor auditivi.

Ca rezultat final al acestor contribuții, este dezvoltat și prezentat un software proiectat să

ajute specialiștii în reglaje să monitorizeze evoluția valorilor EST, și să ajute la identificarea valorilor de reglaj optime.

Evoluția tipică și patologică a curbelor EST sunt exemplificate în capitolul 5.4 - **Studii de caz privind evoluția reglajelor** folosind date de reglaje colectate de-a lungul mai multor ani de la patru pacienți.

Contribuțiile capitolelor 5.1-5.4 sunt publicate într-o **lucrare de conferință** și au fost de asemenea prezentate la un **simpozion** ca e-poster:



A.M. Kuczapski, A. Stanciu, „Assistive tool for cochlear implant fitting: Estimation and monitoring of the effective stimulation thresholds”, *Proc. IEEE 10th Jubilee Int. Symp. on Applied Computational Intelligence and Informatics (SACI 2015)*, May 2015, vol. 1, pp. 307-311. (WOS:000380397800056)



A.M. Kuczapski, A. Stanciu, „Computer Aided fitting, estimation and long term monitoring of effective stimulation thresholds for children with cochlear implants”. Extended Abstract / E-Poster at the *12th European Symp. on Pediatric Cochlear Implantation*, Toulouse, Jun. 2015. (Extended abstract / E-Poster)

Următoarea contribuție - Interfațarea cu procesoarele de implanturi cohleare MED-EL, este prezentată în capitolul 5.5. Din necesitatea de a colecta impulsuri electrice reale și de a le folosi ca intrare pentru metoda de auralizare dezvoltată, a fost dezvoltat un sistem de achiziție a datelor în timp real care se poate conecta la un procesor de implant cohlear pentru a înregistra și afișa impulsurile de stimulare generate. Viteza de eșantionare este de până la 83KSPS / canal pentru 12 canale analogice sau până la 1MSPS în configurația cu un singur canal. Sistemul propus este dezvoltat pentru procesoarele de implanturi cohleare MED-EL Opus 1, Opus 2 și Sonnet și are următoarele părți principale: i) Dispozitiv “I100 Detector Box” care traduce informațiile primite prin antena procesorului implantului cohlear în impulsuri electrice, similar implantului cohlear; ii) modul de achiziție de date analogice pe 12 canale în timp real dezvoltat folosind Arduino Due și o placă de circuite personal dezvoltată; iii) PC conectat prin USB la modulul de achiziție de date pe care rulează o aplicație software Java dezvoltată pentru monitorizarea și vizualizarea în timp real al impulsurilor, precum și pentru realizarea unei auralizări simple în timp real.

În plus, se prezintă o aplicație utilitară software care afișează în timp real nivelurile de stimulare, nivelurile de sunet corespunzătoare și de asemenea, parametrii de reglaj pentru fiecare electrod al implantului cohlear. O astfel de aplicație poate fi utilizată de către specialiștii în implanturi cohleare pentru a optimiza procedurile de reglaj, pentru demonstrații și pentru detectarea defectelor cum ar fi defecte la: microfon, control automat al amplificării sau defectare a reglajelor.

Este implementat și un sistem simplu de auralizare în timp real. Acesta aproximează și redă sunetul perceput folosind impulsurile înregistrate folosind metode elementare de auralizare.

Sistemul dezvoltat este prezentat într-o **lucrare de conferință**:



A.M. Kuczapski, G.-D. Andreescu, „Real-time interfacing for fault detection and auralization with MED-EL cochlear implant processors”, *Proc. IEEE 11th Int. Symp. on Applied Computational Intelligence and Informatics (SACI 2016)*, Timisoara, Romania, May 2016, vol. 1, pp. 191-195. (WOS:000387119900034).

Contribuția secundară finală prezentată în această teză este descrisă în capitolul 5.6 - **Modelul fluxului de curent intra-cohlear**. Pentru pregătirea lucrărilor viitoare, pentru a estima mai bine răspândirea curentului în interiorul cohleei, a fost elaborat un **model de simulare 3D a propagării curentului**. Modelele de cohlee de înaltă rezoluție nu sunt

disponibile public, prin urmare a fost necesară dezvoltarea unui program de calculator pentru a genera un **model voxel al cochleei**. Într-un astfel de model, spațiul tridimensional este împărțit într-un număr finit de cuburi de dimensiuni identice numite voxel (pixel volumetric). Fiecare cub reprezintă un spațiu omogen cu diferite caracteristici, cum ar fi culoarea, tipul de material, etc. Folosind modelul voxel generat al cochleei, **a fost dezvoltat un algoritm și o aplicație software pentru aproximarea numerică al fluxurilor de curenți și a potențialelor din interiorul fiecărui voxel**.

Sunt prezentate formulele care descriu relația dintre potențiale și fluxul de curent în voxeluri adiacente și este prezentat un algoritm de rezolvare iterativă al ecuațiilor. Modelul 3D al cochleei este generat folosind forme geometrice simple, cu dimensiuni și rezistivitate tisulară colectate din literatura de specialitate. Curenții și potențialele din model sunt calculate pentru scenarii de injectare de curent printr-un singur electrod. Aceste rezultate pot fi utilizate pentru a calcula densitățile și potențialele de curent pentru orice combinație de curenți de stimulare aplicând teorema superpoziției.

Capitolul 6: Concluzii

În acest capitol final al tezei se arată că obiectivele de cercetare a tezei au fost îndeplinite și sunt prezentate contribuțiile tezei.

Introducere în temă și prezentarea stadiului curent:

- Introducere în anatomia urechii și cauzele de hipoacuzie neuro-senzorială (Capitolul 2.1)
- Prezentarea implantelor cohleare existente (Capitolul 2.2 - 2.4)
- Prezentarea modelelor matematice existente ale urechii (Capitolul 3)
- Prezentarea sistemului de implant cohlear Maestro (Capitolul 5.1)
- Prezentarea metodelor de auralizare existente (Capitolul 4.2)

Metode, modele și rezultate originale (obiectivele principale al cercetării):

- O nouă metodă de auralizare folosind recunoașterea de tipare bazată pe autocorelare orizontală (Capitolul 4.3):
- Caracteristici de frecvență ale detectoarelor de frecvență antrenate cu strategii de stimulare a unor implanturi cohleare (Capitolul 4.3.4)
- Criteriu de validare pentru metode de auralizare – Experimente și feedback-ul utilizatorilor (Capitolul 4.4)

Metode, modele și rezultate originale (obiective secundare al cercetării):

- Statistici referitoare la nivelurile de stimulare tipice (Capitolul 5.2)
- Asistarea reglajelor implanturilor cohleare cu ajutorul calculatorului – Urmărirea pragului efectiv de stimulare (Capitolul 5.3)
- Studii de caz referitoare la evoluțiile reglajelor (Capitolul 5.4)
- Interfațarea cu procesoarele implanturilor cohleare MED-EL (Capitolul 5.5)
- Modelarea fluxului de curent intra-cohlear (Capitol 5.6)







Contribuții - Module software dezvoltate:

Toate metodele, algoritmi și experimentele au fost implementate și executate folosind limbajul de programare Java 1.8. *Principalele Biblioteci Java dezvoltate* sunt următoarele :

- Framework generic de procesare a semnalelor în Java;
- Transpunerea modelelor auditive ale lui Zhang din C ++ în Java;
- Model de ureche simplificat;

- Biblioteca de procesare a imaginilor;
- Biblioteca pentru modelarea câmpului electric și a densității curentului în mediu ne-capacitiv;
- Metoda de generare a modelului 3D a cohleii.

Contribuțiile tezei au fost diseminate în următoarele publicații și conferințe:

-  A.M. Kuczapski, G.-D. Andreescu, „Modelling and simulation of hearing with cochlear implants: A proposed method for better auralization”. *Proc. 6th International Workshop on So Computing Applications (SOFA 2014), Timisoara, Romania, July 2014, vol 2; Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 357, pp.753-767, Nov. 2016. (WOS:000452854600003).
-  A.M. Kuczapski, G.-D. Andreescu, „New Autocorrelation based Self-Learning Method to Detect Sound Spectral Components in Cochlear Nerve Firing Patterns in Case of Cochlear Implants”, in *Proc. 40th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP 2017)*, Barcelona, Spain, July 2017, vol. 1, pp. 429-434. (WOS:000425229000095).
-  A.M. Kuczapski, A. Stanciu, „Assistive tool for cochlear implant fitting: Estimation and monitoring of the effective stimulation thresholds”, *Proc. IEEE 10th Jubilee Int. Symp. on Applied Computational Intelligence and Informatics (SACI 2015)*, May 2015, vol. 1, pp. 307-311. (WOS:000380397800056)
-  A.M. Kuczapski, G.-D. Andreescu, „Real-time interfacing for fault detection and auralization with MED-EL cochlear implant processors”, *Proc. IEEE 11th Int. Symp. on Applied Computational Intelligence and Informatics (SACI 2016)*, Timisoara, Romania, May 2016, vol. 1, pp. 191-195. (WOS:000387119900034).
-  A. M. Kuczapski, „Metodă pentru auralizarea sunetelor percepute prin intermediul implantelor cohleare” / ”Method for auralizing sounds perceived by cochlear implants, involves transmitting radio signal to cochlear implant processor and recording electric stimulation impulses generated by cochlear implant processor”, *OSIM Romania*, Patent No. RO131096-A0, May 2016
-  A.M. Kuczapski, A. Stanciu, „Computer Aided fitting, estimation and long-term monitoring of effective stimulation thresholds for children with cochlear implants”. Extended Abstract / E-Poster at the *12th European Symp. on Pediatric Cochlear Implantation*, Toulouse, Jun. 2015. (Extended abstract / E-Poster)

Bibliografie

- A, D. & C., E., 1957. Auditory prosthesis by means of a distant electrical stimulation of the sensory nerve with the use of an indwelt coiling. *Presse Med.* 65(63):1417, Aug. 1957.
- Chen, F. & Zhang, Y.-t., 2006. A new acoustic model incorporating temporal fine structure cue for cochlear implant. *Proc. 5th Int. Special Topic Conf. on Information Technology in Biomedicine (ITAB 200)*, 4p., Sep. 2006.
- Chilian, A., Braun, E. & Harczos, T., 2011. Acoustic simulation of cochlear implant hearing. *Proc. Int. Symp. on Auditory and Audiological Research (ISAAR 2011)*, 3:425-432, Dec. 2011.
- Choi, C. T. M. & Lee, Y.-H., 2012. A review of stimulating strategies for cochlear implants. in *Cochlear Implant Research Updates, Intechopen*, pp. 77-89, Apr. 2012.
- Drennan, W. R. & Rubinstein, J. T., 2008. Music perception in cochlear implant users and its relationship with psychophysical capabilities. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 45(5):779-790, 2008.
- Eshraghi, A. A. și alții, 2012. The cochlear implant: historical aspects and future prospects. *Anat. Rec. (Hoboken)* 295(11):1967-80, Nov 2012.
- Ghildiyal, S., 2016. Cost of cochlear implant operation may go down to Rs 1 lakh. *The Times of India*, Mar. 2016.
- Hallpike, C. S. & Rawdon-Smith, A. F., 1934. The “Wever and Bray phenomenon.” A study of the

electrical response in the cochlea with especial reference to its origin. *J Physiol.* 81(3):395–408, Jun. 1934.

Harczos, T., Chilian, A. & Husar, P., 2013. Making use of auditory models for better mimicking of normal hearing processes with cochlear implants: the SAM coding strategy. *IEEE Trans. Biomed Circuits Syst.* 7(4):414-425, Aug. 2013.

Hochmair, I. și alții, 2007.). MED-EL cochlear implants: State of the art and a glimpse into the future. *Trends in Amplification* 10(4):201-219, Jan. 2007.

House WF, 1976. Cochlear implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 85 suppl 27(3Pt2):1-93, May-Jun. 1976.

House WF, U. J., 1973. Long term results of electrode implantation and electronic stimulation of the cochlea in man. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 82(4):504-517, Jul.-Aug. 1973.

Loebach, J. L., 2007. Cochlear implant simulations: A tutorial on generating acoustic simulations for research. *Progress Report No. 28, Indiana Univ., pp. 359-368, 2007.*

Mahalakshmi, P. & Reddy, M. R., 2012. Investigation of the envelope and phase information for improved speech perception using an acoustic simulation model for cochlear implants. *Proc. 2012 IEEE-EMBS Int. Conf. on Biomedical Engineering and Sciences*, pp. 555-558, Dec. 2012.

Mahalakshmi, P. & Reddy, M. R., 2012. Speech processing strategies for cochlear prostheses - the past, present and future: A tutorial review. *International Journal of Advanced Research in Engineering and Technology* 3(2):197-206, Jul.-Dec. 2012.

Meddis, R. & Lopez-Poveda, E. A., 2010. Auditory periphery: from pinna to auditory nerve. În: *Ch.2 in Computational Models of the Auditory System, Springer*, 35:7-38, Feb. 2010. s.l.:s.n.

Miller, D. A. & Matin, M. A., 2011. Modeling the head related transfer function for sound localization in normal hearing persons and bilateral cochlear implant recipients. *Proceedings of 14th International Conference on Computer and Information Technology*, Dec. 2011.

Moctezuma, A. & Tu, J., 2011. An overview of cochlear implant systems. *BIOE 414:1-20, 2011.*

Patterson, R. R. K. H. J. M. D. Z. C. a. A. M., 1992. Complex sounds and auditory images. in *Auditory Physiology and Perception, Pergamon*, 83:429-446, Jan. 1992.

Schnupp, J., Nelkel, I. & King, A., 2011. Auditory Neuroscience: Making Sense of Sound. *MIT Press, 2011.*

Somek, B., Fajt, S. & Ana Dembitz, M. I. J. O., 2006. Coding strategies for cochlear implants. *Automatika* 47(1-2):69-74, May 2006.

Stanciu, A. N. & Hellmuth-Zweyer, U., 2015. Telefitting as part of the rehabilitation management. *12th European Symposium on Pediatric Cochlear Implantation (ESPCI 2015), Toulouse, Sep. 2015..*

Wang, S., Xu, L. & Mannell, R., 2011. Relative contributions of temporal envelope and fine structure cues to lexical tone recognition in hearing-impaired listeners. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology* 12(6):783-94, Dec. 2011.

Wilson, B. S. & Dorman, M. F., 2008. Cochlear implants: A remarkable past and a brilliant future. *Hearing Research* 242(1-2):3-21, Aug. 2008.

Yushi Zhang, W. H. A., 2006. Gammatone auditory filterbank and independent component analysis for speaker identification. *Proc. 9th Int. Conf. on Spoken Language Processing, 2006.*

Zeng, F.-G.și alții, 2015. Development and evaluation of the Nurotron 26-electrode cochlear implant system. *Hearing Research* 322:188-99, Apr. 2015.

Zhang, W., 2010. Measurement and modelling of head-related transfer function for spatial audio synthesis. *PhD Thesis, Australian National Univ., Aug. 2010.*

Zhang, X., Heinz, M. G., Bruce, I. C. & Carney, L. H., 2001. A phenomenological model for the responses of auditory-nerve fibers: I. Nonlinear tuning with compression and suppression. *Journal of the Acoustical Society of America* 109(2):648-670, Feb. 2001, pp. 648-670.