

**CONVERTOR ELECTROMECHANIC PENTRU RECOLTAREA ENERGIEI ÎN APLICAȚII MEDICALE**Yelda VELI<sup>1</sup> și Alexandru M. MOREGA<sup>1,2</sup><sup>1</sup>Facultatea de Inginerie Electrică, Universitatea POLITEHNICA din București<sup>2</sup>Institutul de Statistică Matematică și Matematică Aplicată, Academia Română  
yelda.veli@upb.ro<sup>1</sup>, alexandru.morega@upb.ro<sup>1,2</sup>

**Rezumat.** Se analizează un convertor electromecanic utilizat în recoltarea energiei mecanice furnizate de câmpul de deformare a pereților unui vas arterial ca urmare a curgerii pulsatorii a sângelui prin acesta. Structura convertorului se bazează pe curgerea unui fluid puternic conductor din punct de vedere electric prin niște canale aflate în câmpul magnetic furnizat de magneții permanenți plasați concentric de-a lungul dispozitivului și a vasului arterial, câmpul electric producându-se la nivelul electrozilor. În analiza numerică se neglijează conductivitatea electrică a sângelui. Dispozitivul prezintă o scară largă de aplicabilitate, putând fi adaptat astfel încât să corespundă cerințelor din industrie.

**1. INTRODUCERE**

Dispozitivele medicale implantabile, precum stimulatoarele cardiace, senzorii de tensiune arterială sau neurostimulatoarele, sunt din ce în ce mai utilizate în contextul dezvoltării din ultimul deceniu a circuitelor electronice integrate, iar principalul dezavantaj în acest moment îl reprezintă modul de alimentare, de la surse externe sau baterii implantabile care la rândul lor implică realizarea unor intervenții chirurgicale suplimentare pentru înlocuirea sau reîncărcarea acestora. De asemenea, acumulatorii implantabili prezintă și un risc adițional pentru sănătate, fiind susceptibili la scurgeri și reacții chimice. Autonomia acestor dispozitive greu se poate atinge, iar sporirea eficienței energetice în vederea prelungirii duratei de viață, prin valorificarea energiei din surse neconvenționale de energie, reprezintă în acest moment principalul deziderat și o direcție de cercetare în continuă dezvoltare.

În această lucrare se analizează numeric, prin metoda elementului finit, un convertor electromecanic capabil să valorifice energia mecanică dată de deformarea peretelui unui vas arterial ca o consecință a curgerii sângelui prin acesta. Dispozitivul are o structură complexă, este implantabil, iar analiza acestuia se realizează pe durata unui ciclu cardiac. Totalitatea evenimentelor care au loc în timpul a două contracții cardiace succesive se numește ciclu cardiac [1]. Sistola se caracterizează prin creșterea presiunii sângelui la nivelul arterelor și vaselor de sânge ca urmare a contracției musculaturii cardiace, fiind urmată de diastolă, adică de relaxarea musculaturii cardiace, deci de o scădere a presiunii sangvine. Variația de presiune va determina deformarea naturală a peretelui arterial, deformare care va fi ulterior folosită pentru a pune în mișcare un fluid aflat în exteriorul arterei. Se consideră mercurul datorită proprietăților de material (valoare mare a conductivității electrice), iar curgerea acestuia se realizează în câmp magnetic prin compartimente și canale de curgere special concepute. Conductivitatea electrică a sângelui având o valoare mică este neglijată în această lucrare și face obiectul cercetării viitoare.

**2. DOMENIUL FIZIC**

În Fig. 1 este reprezentat domeniul de calcul al convertorului electromecanic [2-5] și părțile constituente ale acestuia. Pentru o mai bună vizualizare a structurii, domeniul cilindric care înconjoară dispozitivul și care reprezintă țesutul muscular nu este reprezentat.

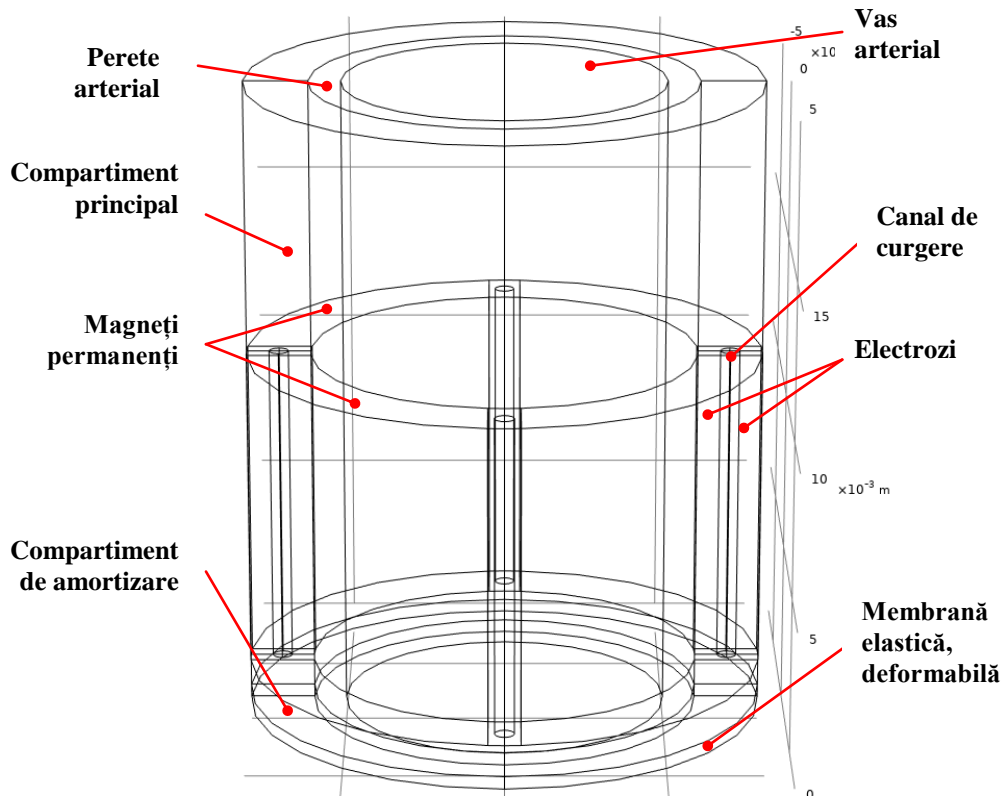


Fig. 1. Domeniul de calcul și elementele componente. Dimensiunile sunt în metri.

Principiul de funcționare se bazează pe legea inducției electromagnetice, mai exact pe curgerea mercurului prin compartimentul principal (CP) și compartimentul de amortizare (CA) prin cele patru canale de curgere, în câmpul magnetic staționar furnizat de magneții permanenți dispuși concentric și între care se situează canalele de curgere și perechi de electrozi la nivelul cărora se induce câmpul electric și se conectează o rezistență de sarcină pentru simularea regimului de mers în gol și cel de scurtcircuit. Curgerea mercurului va fi determinată de deformarea peretelui arterial care rezultă din curgerea sângelui prin arteră. Membrana elastică, deformabilă, plasată sub CA, are rolul de a întoarce mercurul din CA înapoi în CP prin cele patru canale considerate.

### 3. MODELUL FIZIC

#### 3.1 Problema de curgere a sângelui prin vasul arterial

Ecuțiile Navier-Stokes prin legea de conservare a impulsului, respectiv legea de conservare a masei, descriu în totalitate curgerea sângelui arterial:

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho(\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} = -\nabla p + \eta \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{F}, \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0, \quad (2)$$

aici  $\mathbf{u}$  [m/s] reprezintă viteza sângelui,  $\rho$  [kg/m<sup>3</sup>] este densitatea de masă a sângelui,  $p$  [Pa] este presiunea,  $\eta$  [Pa·s] reprezintă vâscozitatea dinamică, iar  $\mathbf{F}$  [N/m<sup>3</sup>] este forța volumetrică

Prin condiții pe frontieră, la intrarea, respectiv la ieșirea din vasul arterial se impune presiunea sistolică, respectiv cea diastolică, iar curgerea pulsatorie a sângelui se exprimă prin expresia [3]:

$$p(t) = \alpha \cdot \begin{cases} 0,5 + 0,5\cos(10\pi(t-0,1)), & 0 < t \leq 0,1 \\ 1,5 + 0,5\cos(10\pi(t-0,5)), & 0,1 < t \leq 0,3 \\ 0,5 + 0,5\cos\left(\frac{5}{3}\pi(t-0,3)\right), & 0,3 < t \leq 0,9 \end{cases} \quad (3)$$

aici  $\alpha$  reprezintă valoarea de vârf a presiunii diastolice, 80 mm Hg, respectiv cea a presiunii sistolice, 120 mm Hg. Funcția asociată expresiei presiunii sistolice, respective cea a diastolei din ecuația (3) este reprezentată grafic în Fig. 2.

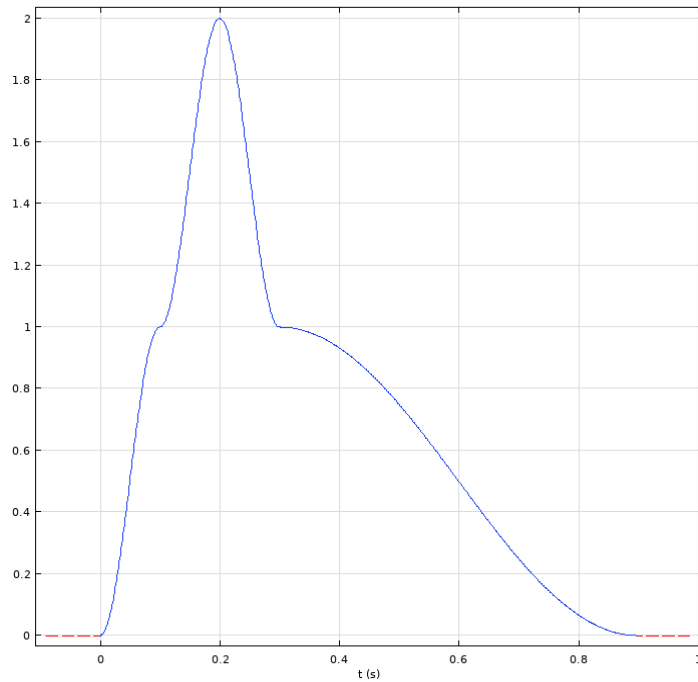


Fig. 2. Funcția care modelează presiunea sângelui în timpul unui ciclu cardiac.

### 3.2 Problema de deformare structurală a peretelui arterial și a membranei elastice

Legea lui Hook caracterizează deformarea mecanică a peretelui vasului arterial, respectiv a membranei elastice:

$$\boldsymbol{\sigma}_M = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon}, \quad (4)$$

aici  $\boldsymbol{\sigma}_M$  reprezintă solicitarea mecanică,  $\mathbf{D}$  este matricea de elasticitate și  $\boldsymbol{\varepsilon}$  este matricea tensiunilor mecanice.

Ambele capete ale peretelui arterial sunt considerate fixe iar suprafețele interioare, respectiv exterioare ale membranei sunt constrânse astfel încât deformarea să se realizeze doar în direcția  $OZ$ .

### 3.3 Problema de curgere a mercurului prin compartimentele și canalele de curgere

Ecuațiile Navier-Stokes care caracterizează curgerea mercurului prin CP, canale și CA sunt:

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho(\mathbf{u} \cdot \nabla)\mathbf{u} = -\nabla p + \eta \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{J} \times \mathbf{B}, \quad (5)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0, \quad (6)$$

aici  $\mathbf{u}$  [m/s] reprezintă viteza mercurului,  $\rho$  [kg/m<sup>3</sup>] este densitatea de masă,  $p$  [Pa] este presiunea,  $\eta$  [Pa·s] reprezintă vâscozitatea dinamică, iar  $\mathbf{J}$  [A/m<sup>2</sup>] reprezintă densitatea curentului electric de conducție care apare între electrozi și  $\mathbf{B}$  [T] este inducția magnetică a magnetilor permanenți, produsul vectorial reprezentând forța Lorentz.

În cazul mercurului cuplajul curgere – deformare este bidirecțional, cuplajul curgere sânge – deformare structurală este unul unidirecțional.

### 3.4 Problema de câmp electromagnetic

Legea inducției electromagnetice, legea fluxului magnetic, respectiv electric, legea circuitului magnetic, legea conducției electrice și legea conservării sarcinii electrice descriu problema de câmp electromagnetic:

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}, \nabla \cdot \mathbf{B} = 0, \nabla \cdot \mathbf{D} = \rho_v, \nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}, \mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}, \nabla \cdot \mathbf{J} = 0 \quad (7)$$

Relațiile de material pentru magnetii permanenți și celelalte componente:

$$\mathbf{B} = \mu \mathbf{H} + \mathbf{B}_r, \mathbf{B} = \mu \mathbf{H} \quad (8)$$

aici  $\mathbf{E}$  [V/m] este intensitatea câmpului electric,  $\mathbf{D}$  [C/m<sup>2</sup>] este inducția electrică,  $\rho_v$  [C/m<sup>3</sup>] este densitatea de volum a sarcinii electrice,  $\mathbf{B}_r$  [T] este inducția magnetică remanentă,  $\mathbf{H}$  [A/m] este intensitatea câmpului magnetic,  $\sigma$  [S/m] conductivitatea electrică și  $\mu$  [H/m] este permeabilitatea magnetică. Conductivitatea electrică a sângelui se neglijează. Rezistența de sarcină se conectează la bornele electrozilor pin condiții la limită.

## 4. REZULTATELE SIMULĂRII NUMERICE

Figura 3 prezintă forțele tangențiale, respectiv normale, rezultate din cuplajul IFS, reutilizate ca condiție la limită cu valoare maximă în jurul a 48 N/m<sup>2</sup>.

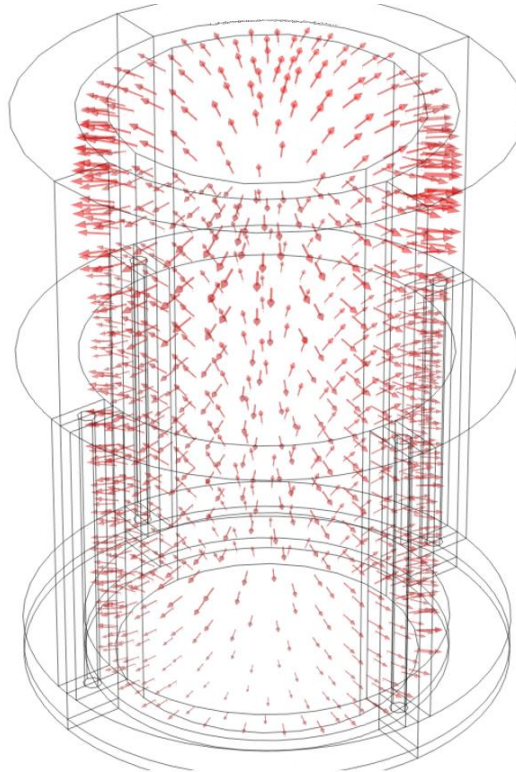


Fig. 3. Forțele normale și tangențiale, valoarea maximă  $\approx 48$  N/m<sup>2</sup>.

Figura 4 prezintă harta de culoarea și sensul câmpului de viteze pentru  $t = 0,5s$  (Fig. 2), moment de timp asociat diastolei.

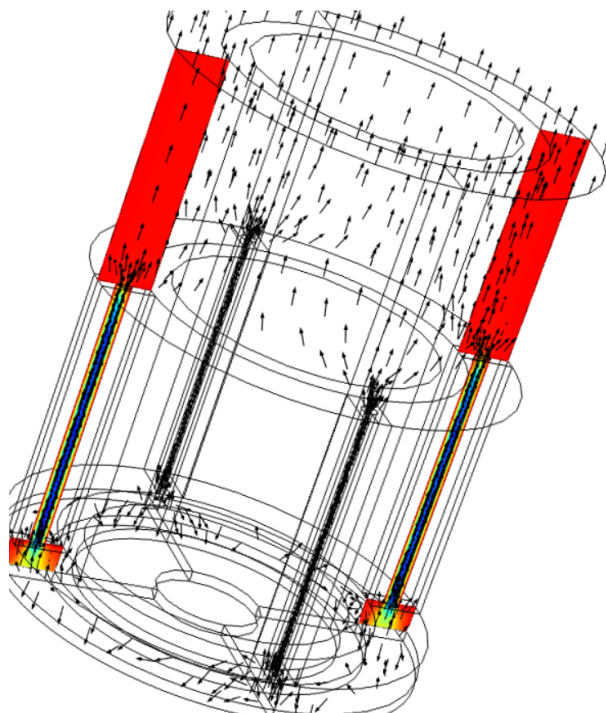


Fig. 4. Curgerea mercurului prin CP,CA și canale,  $U_{max} = 0,003$  m/s.

Figura 5 prezintă distribuția inducției magnetice și sensul acesteia (săgeți roșii), precum și sensul forței Lorentz (săgeți negre) și a densității curentului electric de conducție induse între electrozii dispozitivului (săgeți magenta).

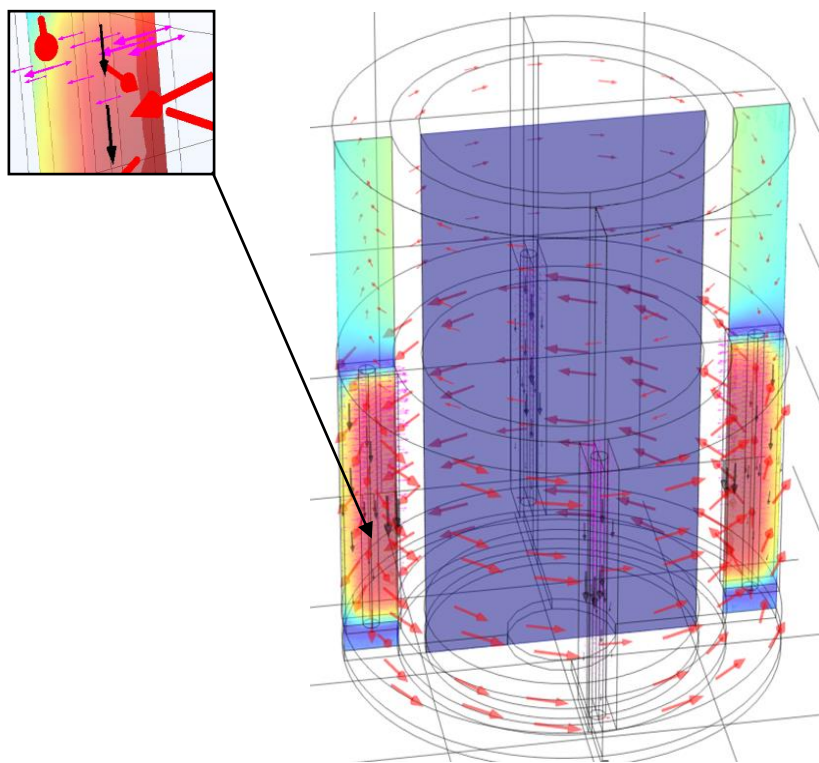
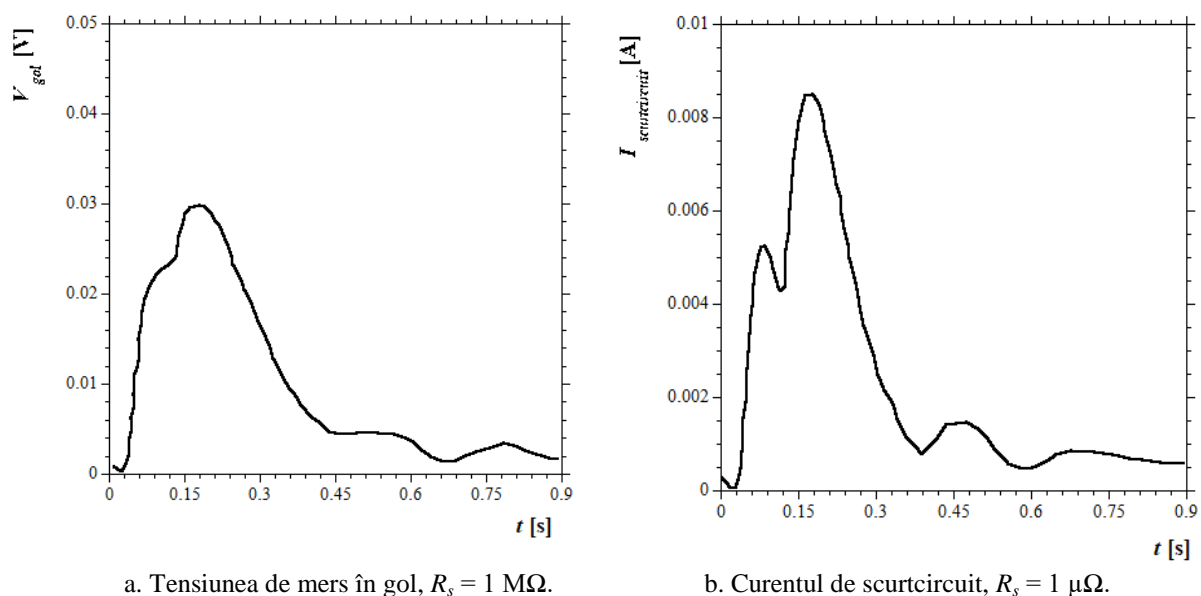


Fig. 5. Distribuția inducției magnetice, sensul acesteia (roșu), sensul forței Lorentz (negru) și a densității curentului electric indus (magenta),  $B_{max} = 2,8$  T.

Curgerea mercurului prin CA în CP prin canale și invers este simetrică, ea depinzând de momentul de timp asociat sistolei, respectiv cel asociat diastolei. Forța Lorentz, care se induce în canalele de curgere, este perpendiculară pe liniile de câmp magnetic, depind de sensul de curgere a fluidului puternic conductor, și va determina apariția densității de curent.

La nivelul bornelor perechilor de electrozi se conectează o rezistență de sarcină și se simulează două regimuri de funcționare pentru  $R_s = 1 \text{ M}\Omega$ , regimul de mers în gol, respectiv pentru  $R_s = 1 \text{ }\mu\Omega$ , regimul de scurtcircuit, iar Fig. 6 prezintă tensiunea de mers în gol, respectiv curentul de scurtcircuit.



a. Tensiunea de mers în gol,  $R_s = 1 \text{ M}\Omega$ .

b. Curentul de scurtcircuit,  $R_s = 1 \text{ }\mu\Omega$ .

Fig. 6. Tensiunea de mers în gol la bornele circuitului de sarcină, respectiv curentul de scurtcircuit.

Curentul de scurtcircuit păstrează predominant forma presiunii sângelui din Fig. 2, comparativ cu tensiunea de mers în gol. Cele două grafice din Fig. 6 par să indice o putere de aproximativ 0,2 mW și deși valoarea puterii convertorului pare să aibe valori relativ scăzute, pentru unele aplicații acest nivel de energie este suficient alimentării cu energie.

#### 4. CONCLUZII

Dispozitivul prezintă scalabilitate, se poate adapta prin introducerea mai multor canale, iar o valoare mai ridicată a dimensiunii lungimii canalelor ar trebui să determine creșterea valorii puterii electrice obținute deoarece viteza de curgere prin compartimente ar trebui să crească. Atât tensiunea de mers în gol, cât și curentul de scurtcircuit au fost reprezentate pe durata unui ciclu cardiac și sunt în directă legătură cu curgerea mercurului prin compartimentele și canalele de curgere.

Cuplajul dintre curgere sânge – deformare structurală este unul unidirecțional, iar cel dintre curgere mercur – câmp de deformare este unul bidirecțional, și, deși mercurul poate reprezenta un mediu toxic pentru sănătatea organismului uman, mai ales în cazul unei defecțiuni ale dispozitivului, acesta se poate înlocui cu ferrofluide care ar permite obținerea a unor rezultate similare, fără riscul amintit.

#### BIBLIOGRAFIE

- [1] ”Ciclul cardiac. Zgomotele cardiace”,  
[http://www.umfcv.ro/files/l/p/LP%20CICLUL%20CARDIAC\\_%20ZGOMOTE.pdf](http://www.umfcv.ro/files/l/p/LP%20CICLUL%20CARDIAC_%20ZGOMOTE.pdf), accesat pe data 01.11.2021.

- [2] Yelda VELI, Teză de doctorat, "Modele de conversie a energiei pentru aplicații de putere redusă", Școala Doctorală de Inginerie Electrică, Universitatea POLITEHNICA din București, București, România, 2021.
- [3] A. Pfenniger, V.M. Koch, A. Stahel, R. Vogel, "Energy Harvesting from Variation in Blood Pressure through Deformation of Arterial Wall using Electro-magneto-hydrodynamics", *Excerpt from the Proceedings of the COMSOL Conference 2010*, Paris.
- [4] Alois Pfennigera, Lalith N. Wickramaratnac, Rolf Vogel, Volker M. Kocha, "Design and realization of an energy harvester using pulsating arterial pressure", *Med Eng Phys* (2013), <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.01.001>.
- [5] Alois Pfenniger, Dominik Obrist, Andreas Stahel, Volker M. Koch, Rolf Vogel, "Energy harvesting through arterial wall deformation: design considerations for a magneto-hydrodynamic generator", *Med Biol Eng Comput* (2013), **51**, pp. 741–755, DOI 10.1007/s11517-012-0989-2.