

Elektrodinaminis širdies modelio tyrimas

L. Nickelson, S. Ašmontas

Puslaidininkų fizikos institutas, A. Goštauto g. 11, LT-01108 Vilnius, Lietuva, tel.: +370 5 2792951, +370 5 2619759, faks. +370 5 2627123, el. p.: lucy_nickelson@cablenet.lt, asmontas@pfi.lt

V. Mališauskas, R. Martavičius

Elektroninių sistemų katedra, Vilniaus Gedimino technikos universitetas, Naugarduko g. 41, LT-03227 Vilnius, Lietuva, tel.: +370 5 2744758, +370 5 2744765, faks. +370 5 2744770, el. p.: vacius.malisauskas@el.vtu.lt, romanus.martavicius@el.vtu.lt

V. Engelson

Linčopingo universitetas, SE-58183 Linčopingas, Švedija, tel.: 46 13 281979, faks. 46 13 284499, el.p. vaden@ida.liu.se

Įvadas

Jau kelis dešimtmečius mikrobangų procedūros sėkmingai taikomos ligojams gydyti [1–3]. 3–300 GHz dažnio elektromagnetinės mikrobangos veikia jų sklaidimo terpę ir išskiria šilumą. Išskiriamos šilumos kiekis yra proporcingas mikrobangų elektrinio lauko stiprio amplitudės kvadratai. Keičiant elektrinio lauko stiprį, nesunku pasiekti lokalioje srityje reikiamą temperatūrą, šią sritį pridedinti arba ligojū vidaus organuose visiškai pašalinti anomalias sritis – atlikti abliaciją. Pvz., mikrobangos naudojamos vėžio pažeistiems audiniams, anomaliam virpančioms arba nekrozės veikiamoms širdies sritims pridedinti. Šios procedūros atliekamos mikrobangų antenomis – kateteriais (MK) [3, 4].

Mikrobangų taikymo medicinoje sėkmę lemia kelios svarbios šių bangų ilgio diapazono savybės. Visų pirma, mikrobangų dažnį galima parinkti taip, kad jų ilgis gydomo organo audiniuose būtų palyginamas su šalintinos audinių srities matmenimis. Tai leidžia mikrobangų procedūros metu nepažeisti sveikųjų audinių. Antra, anomalijų sričių abliacijai naudojamos mikrobangų antenos ir bangolaidžiai yra miniatiūriniai. Todėl mikrobangų procedūrų metu, palyginti su tradicinėmis chirurginėmis operacijomis, vidaus organai pažeidžiami labai mažai. Dėl mikrobangų taikymo sumažėja komplikacijų rizika ir ligojiai greitai tampa darbingi – gydymo ligojinėje trukmė sutrumpėja iki 2–3 dienų. Trečia, mikrobangos naudojamos informacijai apie ligojio pulsą, kraujospūdį, kūno padėtį ir pan. perduoti nuotoliniu būdu [5]. Todėl dažnai miniatiūriniai mikrobangų prietaisai tuo pat metu vykdo kelias skirtingas funkcijas [2].

Ypač efektyviai mikrobangos taikomos gydant prieširdžių virpėjimą – fibriliaciją [6]. Žinoma, kad širdis funkcionuoja veikiamą elektrinių impulsų. Juos širdyje sukelia ląstelės, sudarančios dešiniajame prieširdyje sinusinį mazgą. Mazge kilęs impulsas plinta laidžiąja širdies sistema [7]. Jis išplinta dešiniajame bei kairiajame prieširdžiuose ir šie susitraukia. Kiek vėliau impulsas pasiekia širdies skilvelius, kurie taip pat susitraukia. Taip plaka normali širdis. Nesveikoje širdyje impulsų plitimo

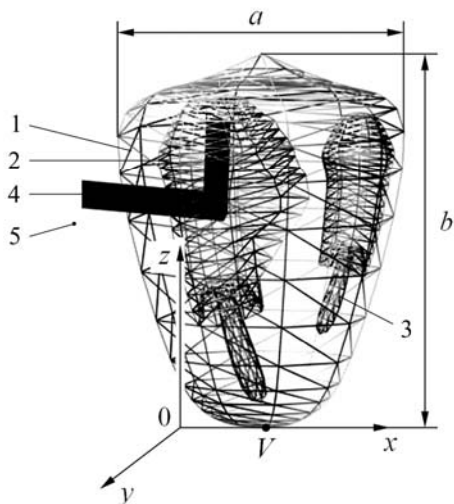
procesas gali smarkiai pakisti. Retus impulsus, reguliariai plintančius iš sinusinio mazgo, pakeičia impulsai, greitai besisukantys aplink dėl ligojios atsiradusius anomalios centrų. Tada normalūs širdies susitraukimai sutrinka, širdis plaka dažnai ir neritmingai. Tai liga, vadinama tachikardija, kurios metu širdies, kaip vientiso organo, susitraukimai gali net visai nutrūkti ir vyks tik chaotiška atskirų jos dalių fibriliacija. Dažnai vienintelis šios ligojios gydymo būdas yra anomalaus sužadavimo centro pašalinimas. MK įkišamas į viršutinę širdies ertmę – prieširdį, o jo galas priglaudžiamas prie vidinio prieširdžio paviršiaus. Kateterio spinduliuojamos mikrobangos pridedina anomalią sritį visame bangų paviršinio išsiskverbimo gylyje [6, 7].

Taigi mikrobangų elektrinio lauko skaičiavimas širdyje su įkištu MK yra aktualus uždavinys. Tačiau dėl sudėtingos širdies formos ir jos sukeliama mikrobangų sklaidos kol kas išsprendžiami tik kai kurie širdies modeliavimo uždaviniai. Šio darbo tikslas – elektrodinaminio metodu apskaičiuoti mikrobangų elektrinio lauko pasiskirstymą nesimetris trimačio širdies modelio su mikrobangų kateteriu viduje, ištirti panašaus į tikrą širdį modelio ir mikrobangų sąveiką bei išsiaiškinti širdyje vykstančius elektromagnetinius procesus.

Širdies modelis ir jo tyrimo metodika

Biologinė širdis yra nesimetris – jos kairiojo skilvelio raumens sluoksnis storesnis nei dešiniojo. Analizei buvo pasirinktas taip pat nesimetris darinys, kurio kairioji pusė skyrėsi nuo dešiniojos pusės ertmių matmenimis ir forma. Širdies modeliui sukurti panaudota *3D-Studio Max* programa, trikampaiais aproksimuojanti širdies išorinį vidinius ir MK paviršius.

Darbe skaitiniu elektrodinaminio metodu ištirtas nesimetris trimatis širdies modelis (1 pav.), kurio dalį užėmė terpė, turinti širdies raumens 1 (miokardo), parametrus. Likusį modelio tūrį sudarė dvi ertmės, kurios yra dešiniojo 2 ir kairiojo 3 prieširdžių bei skilvelių analogai. Modelio ertmės buvo užpildytos terpė, turinčia elektrofizikinius kraujo parametrus. Didžiausias modelio matmuo skersine

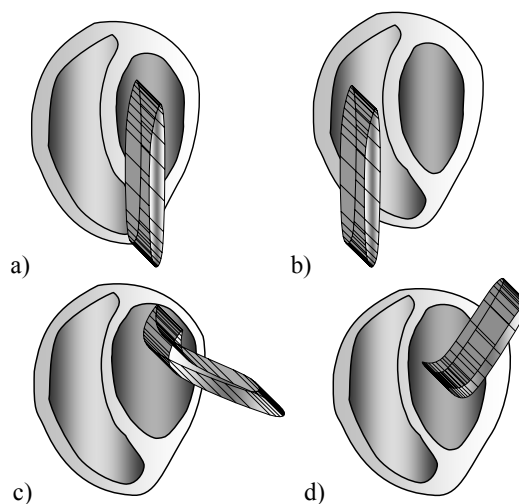


1 pav. Nesimetrinis trimatis širdies modelis su lenktu mikrobangų kateteriu dešiniajame prieširdyje: 1 – širdies raumuo (miokardas); 2 ir 3 – ertmės, modeliuojančios dešinįjį ir kairįjį prieširdžius bei skilvelius; 4 – idealiai laidus mikrobangų kateteris; 5 – oras

kryptimi buvo $a = 9$ cm, o išilgine – $b = 13$ cm. Dekarto koordinatų sistemos pradžia buvo dešiniojoje širdies modelio pusėje. Jo viršūnės V koordinatės $x = 3$, $y = 0$, $z = 0$ cm. Mikrobangas vienoje tiriamo modelio ertmėje spinduliavo įkištas idealiai laidus MK 4. Keičiant MK padėtį ir formą, keitėsi kraštinio elektrodinamikos uždavinio ribinės sąlygos. Analizės metu buvo tirama, kaip MK padėtis ir forma keičia mikrobangų elektrinio lauko pasiskirstymą širdies modelio skersiniame ir išilginiame pjūviuose.

Keturių ištirtų modelio variantų išilginiai pjūviai su į juos įkištais mikrobangų kateteriais sąlygiškai pavaizduoti 2 paveikslė. Tirtieji širdies modelio variantai skyrėsi tik mikrobangų kateterio padėtimi modelyje ir forma. 2 paveikslė, a ir b, pavaizduotuose variantuose panaudotas tiesus MK, spinduliuojantis į viršutines ertmių sienes. Šie variantai skyrėsi tarpusavyje tik MK padėtimi širdies skersiniame pjūvyje: 2 paveikslė, a, pavaizduotame variante MK yra kairiajame prieširdyje, o 2 paveikslė, b, variante – dešiniajame prieširdyje. 2 paveikslė, c ir d, pavaizduotuose variantuose panaudotas lenktas MK, priglauktas prie miokardo kairiojoje modelio ertmėje. Šie variantai skyrėsi tarpusavyje tik miokardo sritimi, į kurią nukreiptos mikrobangos: 2 paveikslė, c, pavaizduotame variante MK priglauktas prie miokardo vidinio paviršiaus kairiosios širdies ertmės viršuje, o 2 paveikslė, d, variante – prie miokardo vidinio paviršiaus jos šone. Tyrimo tikslais šiuose modelio variantuose mikrobangų kateterių matmenys buvo padidinti, palyginti su realiai naudojamais.

Mikrobangų elektromagnetiniam laukui apskaičiuoti panaudotas elektrodinaminis singuliariųjų integralinių lygčių metodas [8]. Uždavinys išspręstas griežtai elektrodinamiškai – Maxwello lygtys spręstos tenkinant visas ribines sąlygas visuose širdies modelio paviršiuose ir begalybėje. Elektromagnetinio lauko komponentės gautos kaip hibridinių kvazi-E ir kvazi-H bangų superpozicija. Skaičiavimo rezultatai palyginti su paprastesnių difrakcinių



2 pav. Mikrobangų kateterio padėtis ir forma analizuoto širdies modelio variantų išilginiuose pjūviuose

uždavinių sprendimo [9, 10] rezultatais. Palyginimo metu įsitikinta, kad singuliariųjų integralinių lygčių metodu gauti rezultatai gerai pasikartoja ir šiuo metodu galima tirti elektromagnetinius procesus širdies modelyje.

Mikrobangų kompleksinį elektrinio lauko stiprio vektorių $\vec{E}(\vec{r}_1)$ modelio taškuose, apibūdinamuose spinduliu vektoriumi \vec{r}_1 , aprašo integralinė lygtis:

$$\vec{E}(\vec{r}_1) = \int_{S_i} \mu_e(\vec{r}_0) \left[\frac{1}{k^2 \varepsilon_{ri} \mu_{ri}} \nabla(\vec{n}(\vec{r}_0), \nabla) + \vec{n}(\vec{r}_0) \right] h_0(\chi) dS - j Z_0 \frac{\mu_{ri}}{\varepsilon_{ri}} \int_{S_i} \mu_m(\vec{r}_0) \left[\vec{n}(\vec{r}_0), \frac{\vec{r}_1 - \vec{r}_0}{|\vec{r}_1 - \vec{r}_0|} \right] h_1(\chi) dS. \quad (1)$$

Šioje išraiškoje integruojama tik terpes skiriančiuose paviršiuose. S_i yra paviršiai, ribojantys širdies modelio išorę, dvi vidines ertmes ir kateterį, o $i = 1-4$ – paviršių ir terpių eilės numeriai (1 pav.). Terpė 5 yra oras. Modelio išorinis paviršius yra riba tarp oro ir miokardo. Vidiniai paviršiai yra riba tarp miokardo ir kraujo. Paviršinių integralų skaičiavimai buvo keičiami dvilypių integralų apskaičiavimu visų trikampių, iš kurių sudarytas modelis, paviršiuje. Visos integruojamos funkcijos apibūdinamos spindulio vektoriaus \vec{r}_0 , esančio visus paviršius sudarančių trikampių centre, kryptimi ir dydžiu.

Kiti (1) lygtyje vartojami žymenys yra tokie: $\mu_e(\vec{r}_0)$ ir $\mu_m(\vec{r}_0)$ – krūvio šaltinių elektrinis ir magnetinis tankiai spindulio vektoriaus \vec{r}_0 taške; $\vec{n}(\vec{r}_0)$ – vienetinis vektorius, statmenas kiekvieno trikampio plokštumai; $(\vec{n}(\vec{r}_0), \nabla)$ ir $[\vec{n}(\vec{r}_0), (\vec{r}_1 - \vec{r}_0)/|\vec{r}_1 - \vec{r}_0|]$ – dviejų vektorių skaliarinė ir vektorinė sandaugos;

$$\nabla = \vec{i} \frac{\partial}{\partial x} + \vec{j} \frac{\partial}{\partial y} + \vec{k} \frac{\partial}{\partial z} \quad (2)$$

čia

Δ – vektorinis diferencialinis operatorius (gradientas);
 $h_0(\chi)$, $h_1(\chi)$ – Hankelio sferinės antrosios rūšies nulinės
ir pirmosios eilių funkcijos su kompleksiniu argumentu

$$\chi = k\sqrt{\epsilon_{r1}\mu_{r1}}|\vec{r}_1 - \vec{r}_0|, \quad (3)$$

$k = 2\pi/\lambda$ – bangos skaičius; λ – elektromagnetinės bangos
ilgis ore; $\epsilon_{r1} = \epsilon_{r1}' - j\epsilon_{r1}''$ ir $\mu_{r1} = 1$ – modelio terpių
santykinės dielektrinė ir magnetinė skvarbos;
 $Z_0 = \sqrt{\mu_0/\epsilon_0}$ – oro banginė varža.

Analizės metu buvo tariama, kad miokardo santykinė
dielektrinė skvarba yra $\epsilon_{r\text{mk}} = \epsilon_{r\text{mk}}' - j\epsilon_{r\text{mk}}'' = 40 - j15$,
o kraujo – $\epsilon_{r\text{kr}} = \epsilon_{r\text{kr}}' - j\epsilon_{r\text{kr}}'' = 55 - j7$ [11].

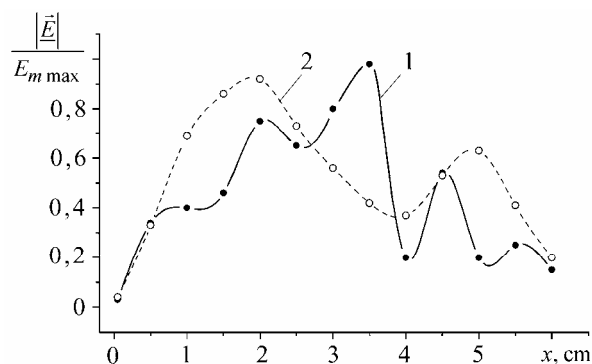
Panašia lygtimi aprašomas ir kompleksinis magne-
tinio lauko stiprio vektorius $\vec{H}(\vec{r}_1)$ [8].

Elektrinio lauko pasiskirstymo modelyje tyrimas

3–6 paveiksluose pateiktas normuotojo elektrinio
lauko stiprio modulio $|\vec{E}|/E_{m\text{max}}$ pasiskirstymas širdies
modelio skersiniame ir išilginiame pjūviuose išilgai x ir z
koordinatė ašiu. Šioms kreivėms normuoti panaudota MK
viršūnėje esančio taškinio $f = 10$ GHz dažnio šaltinio
spinduliuojamų mikrobangų, kurių ilgis ore $\lambda = 3$ cm,
elektrinio lauko stiprio amplitudė $E_{m\text{max}}$.

Sklindant mikrobangoms širdies modelyje, dėl
tiesioginių ir pakartotinių atspindžių nuo išorinių bei vidi-
nių modelio paviršių vyksta mikrobangų interferencija. Dėl
interferencijos elektrinio lauko pasiskirstymo išilgai
koordinatė ašiu kreivėse atsiranda maksimumai ir mini-
mumai. Širdies terpių dielektrinių skvarbų menamosios
dalys $\epsilon_{r\text{mk}}''$ ir $\epsilon_{r\text{kr}}''$ yra palyginti didelės. Dėl to terpės
sugeria mikrobangų energiją, kuri silpsta, ir mikrobangų
elektrinio lauko stiprio amplitudės mažėja, tolstant nuo
MK galo.

Širdies modelis (1 pav.) yra nesimetriškas, todėl elek-
trinis laukas širdies modelio skersiniame ir išilginiame pjū-



3 pav. Normuotojo elektrinio lauko stiprio modulio
pasiskirstymas išilgai modelio x ašies skersiniame pjūvyje,
esančiame 11 cm virš širdies viršūnės ($z = 11$ cm) ir nutolusiame
nuo jos y ašies kryptimi per 3 cm ($y = 3$ cm), kai tiesus
mikrobangų kateteris yra: 1 – kairiajame prieširdyje; 2 –
dešiniajame prieširdyje

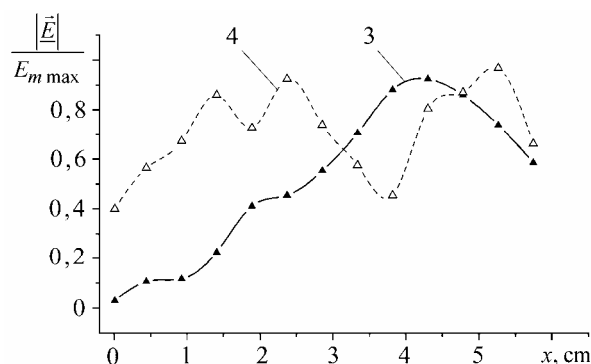
viuose pasiskirsto nesimetriškai. Normuotojo elektrinio
lauko stiprio modulio pasiskirstymo pobūdis išilgai x ir z
ašiu labai priklauso nuo MK padėties širdyje ir jo formos.
Mikrobangų abliacijos metu reikia, kad elektrinis laukas
būtų stiprus tik toje miokardo srityje, kurią numatoma
pašalinti.

3 ir 4 paveiksluose pateiktas normuotojo elektrinio
lauko stiprio modulio pasiskirstymas išilgai modelio x
ašies skersiniame pjūvyje, esančiame 11 cm virš širdies
viršūnės ($z = 11$ cm) ir nutolusiame nuo jos y ašies
kryptimi per 3 cm ($y = 3$ cm).

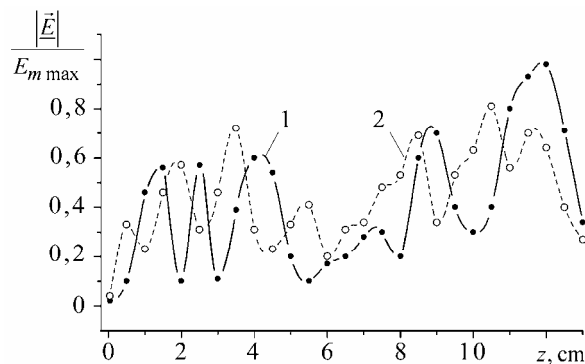
3 paveiksle 1 kreivė atitinka elektrinio lauko pasi-
skirstymą širdies modelio variante, kai tiesus MK spindu-
liuoja mikrobangas kairiajame prieširdyje (2 pav., a), o
2 kreivė – dešiniajame prieširdyje (2 pav., b). Lygindami
tarpusavyje 3 paveikslo 1 ir 2 kreives, matome, kad
didžiausias mikrobangų elektrinio lauko stipris kiekvienu
atveju yra mikrobangų kateterio galo srityje. 1 kreivė turi
penkis interferencinius maksimumus. Centrinėje širdies
modelio dalyje yra trys palyginti siauros smailės. Taigi
mikrobangų energija koncentruojasi trijuose širdies
taškuose, kurių koordinatės x ašyje yra 2, 3,5 ir 4,5 cm.
Ties 1 kreivės maksimumu su viršūne taške $x = 3,5$ cm
normuotasis elektrinio lauko stiprio modulius yra
didžiausias. Čia terpės temperatūra bus aukščiausia. Kiti du
maksimumai yra nepageidaujami, nes ties jais taip pat
pakyla terpės temperatūra, kuri gali pakenkti sveikajam
širdies audiniui.

Kai MK yra dešiniajame prieširdyje, 2 kreivėje
gaunami du palyginti platūs maksimumai. Mikrobangų
poveikiui terpei plotas šiuo atveju gerokai viršija analogišką
plotą, esant MK kairiajame prieširdyje. 3 cm atstumu nuo
pirmojo elektrinio lauko stiprio maksimumo yra antrasis
maksimumas, kuris tik 1,46 karto mažesnis už pirmąjį.

Taigi plati terpės sritis su centru taške, kurio
koordinatės $x = 5$, $y = 3$, $z = 11$ cm, bus nepageidaujama
kaitinama, jeigu mikrobangų kateterio padėtis bus tokia,
kaip 2 paveiksle, b. Normuotojo elektrinio lauko stiprio
modulio pasiskirstymas abiejuose 2 paveikslo, a, b, širdies
modelio variantuose liudija, kad jie netinka naudoti mikro-
bangų abliacijai miokarde.



4 pav. Normuotojo elektrinio lauko stiprio modulio
pasiskirstymas išilgai modelio x ašies skersiniame pjūvyje,
esančiame 11 cm virš širdies viršūnės ($z = 11$ cm) ir nutolusiame
nuo jos y ašies kryptimi per 3 cm ($y = 3$ cm), kai lenktas
mikrobangų kateteris kairiojoje modelio ertmėje priglauostas prie
miokardo vidinio paviršiaus: 3 – ertmės viršuje; 4 – ertmės šone



5 pav. Normuotojo elektrinio lauko stiprio modulio pasiskirstymas išilgai modelio z ašies išilginiame pjūvyje, nutolusiame nuo koordinatinių pradžios x ir y ašių kryptimis per 3 cm ($x=y=3$ cm), kai tiesus mikrobangų kateteris yra: 1 – kairiajame prieširdyje; 2 – dešiniajame prieširdyje

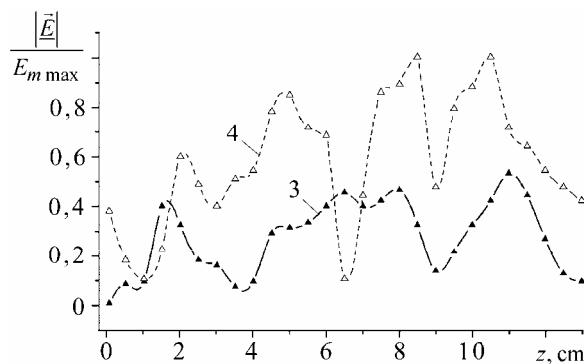
Normuotojo elektrinio lauko stiprio modulio pasiskirstymas širdies modelyje su MK, turinčiu lenktą galą, pavaizduotas 4 paveiksle. 3 kreivė vaizduoja elektrinio lauko pasiskirstymą, kai MK priglauštas kairiojoje širdies ertmėje prie miokardo vidinio paviršiaus jos viršuje, o 4 kreivė – kai MK priglauštas prie miokardo vidinio paviršiaus jos šone.

Savotiškai elektrinis laukas pasiskirstęs širdies modelio variante, kai MK priglauštas prie vidinio viršutinio paviršiaus. Šiuo atveju MK galas nukreiptas taip, kad mikrobangų kelyje yra tik du su miokardu besiribojantys paviršiai. 3 kreivėje matomas tik vienas normuotojo elektrinio lauko stiprio modulio maksimumas. Toks elektrinio lauko pasiskirstymas yra priimtinausias, kadangi laukas koncentruojasi tik vienoje srityje, kurią reikia pašalinti. Elektrinio lauko stipris, tolstant nuo MK galo, monotoniškai mažėja ir tai paaiškinama mikrobangų energijos silpumu dėl sklaidos ir sugerties širdies modelio terpėse.

Kai MK priglauštas prie miokardo vidinio šoninio paviršiaus, 4 kreivėje gaunami trys beveik vienodo dydžio maksimumai. Jų atsiradimą galima paaiškinti tuo, kad MK galas pasuktas kairėn taip, kad mikrobangų sklaidimo kelyje yra daug didelių kairiojo ir dešiniojo prieširdžių ir skilvelių paviršių. Todėl vyksta daug mikrobangų tiesioginių ir pakartotinių atspindžių. Tokia MK padėtis netinka anomalių miokardo sričių abliacijai.

5 ir 6 paveiksluose pateiktas normuotojo elektrinio lauko stiprio modulio pasiskirstymas išilginiame širdies modelio pjūvyje, nutolusiame nuo koordinatinių pradžios x ir y ašių kryptimis per 3 cm ($x=y=3$ cm). 5 paveiksle 1 kreivė vaizduoja elektrinio lauko pasiskirstymą, kai tiesus mikrobangų kateteris yra kairiajame prieširdyje, o 2 kreivė – kai jis yra dešiniajame prieširdyje.

6 paveiksle 3 ir 4 kreivės vaizduoja elektrinio lauko pasiskirstymą atitinkamai, kai lenktas mikrobangų kateteris kairiojoje modelio ertmėje yra priglauštas prie vidinio miokardo paviršiaus ertmės viršuje ir jos šone. Šios kreivės yra gana sudėtingos. Matome, kad išilgine kryptimi kreivėse yra gerokai daugiau smailių negu skersine. Tai rodo, kad išilgai modelio miokardo paviršiaus plotas, nuo kurio atsispindi mikrobangos, yra didesnis nei skersine kryptimi.



6 pav. Normuotojo elektrinio lauko stiprio modulio pasiskirstymas išilgai modelio z ašies išilginiame pjūvyje, nutolusiame nuo koordinatinių pradžios x ir y ašių kryptimis per 3 cm ($x=y=3$ cm), kai lenktas mikrobangų kateteris kairiojoje modelio ertmėje priglauštas prie miokardo vidinio paviršiaus: 3 – ertmės viršuje; 4 – ertmės šone

MK galai yra viršutinėje širdies modelio dalyje, todėl elektrinio lauko stiprio priklausomybė nuo koordinatės z maksimumai yra didesni, kai z vertės yra didesnės. Tirdami išilginį elektrinio lauko pasiskirstymą visuose keturiuose širdies modelio variantuose (5, 6 pav. 1–4 kreivės), matome, kad tolygiausias pasiskirstymas gaunamas, kai lenktas mikrobangų kateteris kairiojoje modelio ertmėje priglauštas prie vidinio miokardo paviršiaus ertmės viršuje (3 kreivė). Čia maksimalios normuotojo elektrinio lauko stiprio modulio vertės yra daug mažesnės nei kituose širdies modelio variantuose. Todėl šiuo atveju širdis išilgine kryptimi kaitinama mažiausiai ir sumažėja rizika prideginti sveiką miokardo sritį.

Išvados

1. Panašaus į tikrą širdį modelio su idealiai laidžiu mikrobangų kateteriu ir mikrobangų sąveikos skaitmeniniam tyrimui tikslinga taikyti singuliariųjų integralinių lygčių metodą, leidžiantį išspręsti uždavinius griežtai elektrodinamiškai.

2. Sklindant mikrobangoms širdies modelyje, dėl tiesioginių ir pakartotinių atspindžių nuo išorinių bei vidinių modelio paviršių vyksta mikrobangų interferencija ir elektrinio lauko pasiskirstymo išilgai koordinatinių ašių kreivėse atsiranda maksimumų ir minimumų.

3. Širdies terpių dielektrinių skvarbų menamosios dalys yra palyginti didelės ir dėl to terpės sugeria mikrobangų energiją. Ji silpsta ir bangų elektrinio lauko stiprio amplitudės mažėja, tolstant nuo mikrobangų kateterio galo.

4. Elektrinio lauko pasiskirstymo pobūdis ir aukštesnės temperatūros sričių padėtys skersiniame ir išilginiame modelio pjūviuose labai priklauso nuo mikrobangų kateterio padėties širdyje ir jo formos.

5. Labiausiai gydymui tinkamas elektrinio lauko pasiskirstymas gaunamas, kai lenktas mikrobangų kateteris priglaužiamas prie vidinio miokardo paviršiaus prieširdžio viršuje. Šiuo atveju pasiskirstyme skersiniame pjūvyje yra tik vienas maksimumas ir laukas koncentruojasi tik toje srityje, kurią reikia pašalinti. Be to,

maksimalios normuotojo elektrinio lauko stiprio modulio vertės širdies modelio išilginiame pjūvyje yra daug mažesnės nei kitais atvejais. Todėl širdis išilgine kryptimi kaitinama mažiausiai ir sumažėja rizika prideginti sveiką miokardo sritį.

Literatūra

1. **Kirkutis A., Kirmonas A., Skučas M.** Aukštadažnio transkateterinio širdies aritmijų židinių šalinimo prietaisas ADA-100 // *Elektronika ir elektrotechnika*. – Kaunas: Technologija, 1995. – Nr. 4. – P. 59–61.
2. **Ross P. E.** Managing Care through the Air // *IEEE Spectrum*. – 2004. – Vol. 41, No 12. – P. 14–19.
3. **Sterzer F.** Microwave Medical Devices // *IEEE Microwave Magazine*. – 2002. – Vol. 3, No 1. – P. 65–70.
4. **Greenspon A. J.** Advances in Catheter Ablation for the Treatment of Cardiac Arrhythmias // *IEEE Transactions Microwave Theory and Techniques*. – 2000. – Vol. 48, No 12. – P. 2670–2675.
5. **Korhonen I., Pärkkä J., Van Gils M.** Health Monitoring in the Home of the Future // *IEEE Eng. in Medicine and Biology Magazine*. – 2003. – Vol. 22, No 3. – P. 66–73.
6. **Karolyi L., Spitzer S. G., Kiss O., Lászik A., Sótónyi P., Merkely B.** Isthmus Ablation with a Novel Microwave

- Catheter in Dogs // *IEEE Eng. in Medicine and Biology Magazine*. – 2005. – Vol. 24, No 1. – P. 45–50.
7. **Lin J. C.** Electromagnetic for the Heart // *IEEE Antennas and Propagation Magazine*. – 2002. – Vol. 44, No 4. – P. 103–105.
 8. **Nickelson L., Shugurov V.** Singular Integral Equations' Methods for the Analysis of Microwave Structures // *Leiden–Boston, VSP Brill Academic Publishers*. – 2005. – 348 p.
 9. **Knisevskaja (Nickelson) L., Engelson V., Berggren K.-F.** The Singular Integral Equations Method for Computations of the Scattering Characteristics of a Model Heart Exposed to Electromagnetic Radiation // *Applied Mathematics and Computation*. – 2003. – Vol. 138. – P. 545–553.
 10. **Knisevskaja (Nickelson) L., Engelson V., Berggren K.-F.** Accurate Numerical Method for Calculating the Diffraction Characteristics of a Human Heart Model // *Electronics and Electrical Engineering*. – Kaunas: Technologija, 2003. – No. 1(43). – P. 13–16.
 11. **Gabriel S., Lau R. W. and Gabriel C.** The Dielectric Properties of Biological Tissues // *Phys. Med. Biol.* – 1996. – Vol. 41. – P. 2251–2293.

Pateikta spaudai 2005 05 17

L. Nickelson, S. Ašmontas, V. Mališauskas, R. Martavičius, V. Engelson. Elektrodinaminis širdies modelio tyrimas // Elektronika ir elektrotechnika. – Kaunas: Technologija, 2005. – Nr. 7(63). – P. 57–61.

Aprašomas skaitmeniškai singuliariųjų integralinių lygčių metodu griežtai išspręstas kraštinis elektrodinaminis širdies modelio tyrimo uždavinys. Nesimetriniame trimačiame modelyje naudojamas idealiai laidus mikrobangų kateteris (antena), išspinduliuojantis mikrobangas. Širdies modelis apribotas sudėtingos formos paviršiaus, kurio viduje yra dvi skirtingų matmenų ir formos ertmės, analogiškos širdies kairiajam ir dešiniajam prieširdžiams bei skilveliams. Skaičiuojant tariama, kad šias ertmes užpildo terpė, turinti elektrofizikinius kraujo duomenis. Visą kitą modelio tūrį užima terpė, turinti širdies raumens – miokardo duomenis. Iširti keturi modelio variantai, kurie gali būti taikomi medicinoje mikrobangomis prideginant pašalinti anomalias miokardo sritis (atlikti abliaciją). Darbe iširtas 10 GHz dažnio elektrinio lauko pasiskirstymas skersiniame ir išilginiame širdies modelio pjūviuose, esant keturiems kateterio padėties modelyje ir dviejų formų kateterių variantams. Parodyta, kad elektrinio lauko pasiskirstymas, kai lenktas mikrobangų kateteris priklaudžiamas prie vidinio miokardo paviršiaus prieširdžio viršuje, yra priimtinas mikrobangų abliacijai. Il. 6, bibl. 11 (lietuvių kalba; santraukos lietuvių, anglų ir rusų k.).

L. Nickelson, S. Asmontas, V. Malisauskas, R. Martavicius, V. Engelson. An Electrodynamical Analysis of a Model Heart // Electronics and Electrical Engineering. – Kaunas: Technologija, 2005. – No 7(63). – P. 57–61.

Presents a numerical analysis of an electrodynamical problem. The problem was solved by using our Singular Integral Equations' Method. We formulated the problem in this way. A metal microwave catheter (antenna) was placed inside of a three dimensional asymmetric model heart. The catheter radiated a microwave with a frequency of 10 GHz. The model heart was limited by a non-coordinate shape surface. The model heart consisted of two different size cavities. The heart cavities were schematic images of the left and right atriums and ventricles. In our calculations the cavities were filled with blood and the walls of the heart consisted of myocardium tissue. In this article we analysed four model electrodynamical problems that could be used in medical microwave ablation. Several different dependences of electric field distributions were investigated at different locations and shapes of microwave catheters at two cross-sections of the heart. Our calculations showed that the electric field distribution was best suited for the ablation when we used a curved catheter that touched the inner wall of the heart. Ill. 6, bibl. 11 (in Lithuanian; summaries in Lithuanian, English, Russian).

Л. Никельсон, С. Ашмонтас, В. Малишаускас, Р. Мартавичюс, В. Энгельсон. Электродинамический анализ модели сердца // Электроника и электротехника. – Каунас: Технология, 2005. – № 7(63). – С. 57–61.

Описывается численно методом сингулярных интегральных уравнений строго решена краевая электродинамическая задача анализа модели сердца. В несимметричную трехмерную модель помещен идеально проводящий микроволновой катетер (антенна), излучающий микроволну. Модель сердца ограничена поверхностью сложной формы и содержит внутри две разных размеров и форм полости, являющиеся аналогами левого и правого предсердий и желудочков сердца. В расчетах полагалось, что эти полости заполнены средой с электрофизическими параметрами крови. Среда, заполняющая остальную объем модели, имеет параметры мышцы сердца – миокарда. Рассмотрены четыре варианта модели, которые могут найти приложения в медицинской практике при микроволновом удалении (абляции) прижиганием аномальных участков миокарда. В работе исследовано распределение электрического поля с частотой 10 ГГц в поперечном и продольном сечениях модели сердца при четырех различных вариантах размещения в модели микроволновых катетеров двух форм. Показано, что распределение электрического поля приемлемо для микроволновой абляции, когда изогнутый микроволновой катетер прикасается к внутренней поверхности миокарда наверху предсердия. Ил. 6, библи. 11 (на литовском языке; рефераты на литовском, английском и русском яз.).