

# BIPOLINĖS IR MULTIPOLINĖS RADIJO DAŽNIO ABLIACIJOS ZONOS PRIKLAUSOMYBĖ NUO LAIKO IR ELEKTRINIO LAUKO PARAMETRŲ

**DONATAS AUSTYS<sup>1</sup>, RIMANTAS STUKAS<sup>1</sup>, MANTAS TRAKYMAS<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto Visuomenės sveikatos institutas,

<sup>2</sup>Vilniaus universiteto Onkologijos institutas

**Raktažodžiai:** bipolinė radijo dažnio abliacija, multipolinė radijo dažnio abliacija, abliacijos zona, koaguliacija, bipolinis aplikatorius, onkologinių ligų gydymas.

## **Santrauka**

Radijo dažnio abliacija yra vienas iš minimaliai invazyvių organizmo audinių suardymo būdų, dažnai taikomas onkologinėms ligoms gydyti. Ją taikant siekiama sunaikinti visą naviką suformuojant reikiamo dydžio abliacijos zoną. Yra ne vienas veiksnys, trukdantis pasiekti pakankamo dydžio abliacijos zoną, tačiau taip pat yra pasiūlyta gana daug būdų, kaip galima ją padidinti. Paprasčiausias gydytojams yra manipuliavimo aplikatoriais bei jais tekančia elektros srove būdas, todėl šio darbo tikslas – ištirti ir aprašyti, kaip abliacijos zonos dydis ir forma priklauso nuo nustatytos abliacijos galios, laiko, aplikatorių aušinimo bei bipolinio ir multipolinio abliacijos režimo dviejų aplikatorių abliacijos atveju.

Tyrimas buvo atliekamas naudojant „CelonPOWER System“ radijo dažnio abliacijai skirtą sistemą su bipoliniais „CelonPro Surge 150-T40“ aplikatoriais. Įstūmus vieną arba du aplikatorius į *ex vivo* kiaulės kepenis arba *ex vivo* jaučio inkstą buvo atliekama abliacija nejudinant elektrodų RCAP režimu. Buvo atliekami bandymai bipoliniu ir multipoliniu režimu, įjungtu bei išjungtu aplikatorių aušinimu, keičiant abliacijos galią bei abliacijos laiką. Atlikus abliaciją, skalpeliu buvo padaromi skersai ir išilgai aplikatoriaus įstūmimo vietos einantys pjūviai, liniuote išmatuojami abliacijos zonos dydžiai bei užfiksuojamas abliacijos zonos vaizdas nuotraukose. Be to, kiekvieno bandymo metu buvo naudojama „Olympus PowerMonitor“ programinė įranga, kuri fikso laike kintančius elektrinio lauko parametrus.

Atlikus tyrimą buvo padaryta išvada, kad naudojant du aušinamus bipolinius aplikatorius labiau susiliejęs ir aukštesnio koaguliacijos laipsnio zona

galima pasiekti greičiau bipoliniu, o ne multipoliniu režimu, be to, bipolinio režimo atveju reikalinga mažesnė abliacijos galia. Taikant bipolinį režimą abliacijoms su tarpu iki 40 mm tarp aplikatorių pasiekama pilnai susiliejęs ir patikima abliacijos zona.

## **IVADAS**

Onkologinės ligos yra labai ryški šiuolaikinės visuomenės sveikatos problema, nes Lietuvoje vėžiu serga 1,2% gyventojų ir sergančiųjų skaičius kasmet didėja (1). Dažnai joms gydyti taikoma radijo dažnio abliacija - minimaliai invazyvus audinių suardymo metodas (2-5). Šio gydymo būdo kol kas negalima pritaikyti visų navikų gydymui ir jis dažniausiai apsiriboja kepenyse, inkstuose, plaučiuose bei kauluose esančiais navikais. Kartais radijo dažnio abliacija yra taikoma paliatyviai, siekiant sumažinti skausmą, ir tai duoda gerų ir ilgai trunkančių rezultatų (6). Be to, verta pastebėti, kad radijo dažnio abliacija gali būti ir yra naudojama ne tik navikinių audinių suardymui.

Radijo dažnio abliacija yra atliekama aplikatorių pagalba, kurie, stebint echoskopijos, kompiuterinės tomografijos arba magnetinio rezonanso vaizdus, įstumiami į navikinius audinius. Šiuo metu yra gaminama įvairaus dydžio, formos bei veikimo principo aplikatorių, tačiau visų jų paskirtis – greta esančiuose audiniuose sukurti kintamą elektrinį lauką (dažnis: 375 – 480 kHz), verčiantį audiniuose esančius jonus judėti ir tarpusavyje sąveikaujant išskirti šilumą, dėl kurios žūva ten esančios ląstelės (4, 7-9). Elektriniame lauke suardytų audinių sritis vadinama abliacijos zona.

Kad būtų sunaikintas visas navikas, abliacijos zona turi apimti ne tik matomą naviko dalį, bet ir apgaubti visą naviką papildomu sluoksniu (storis apie 1 cm), vadinamu abliacijos kraštu, nes tyrimais patvirtinta, kad navikinės ląstelės naviko periferijoje dažnai būna nematomos makroskopinių tyrimų vaizduose (10). Siekiant užtikrinti reikiamą abliacijos zoną naudojami įvairūs jos didinimo būdai: manipuliavimas aplikatoriais ir jais tekančia elektros srove, kraujagyslėmis tekančio kraujo įtakos mažinimas, pagalbinių me-

džiagų naudojimas, abliacijos technologijų kombinavimas (11-23). Paprasčiausias ir prieinamiausias gydytojams yra manipuliavimas aplikatoriais ir jais tekančia elektros srove.

**Darbo tikslas:** ištirti ir aprašyti, kaip abliacijos zonos dydis ir forma priklauso nuo nustatytos abliacijos galios, laiko, aplikatorių aušinimo, aplikatorių skaičiaus bei darbinio režimo.

#### DARBO MEDŽIAGA IR METODIKA

**Radio dažnio abliacijos sistema.** Tyrimas buvo atliekamas naudojant komerciškai prieinamą „Olympus Celon-POWER System“ (Olympus Medical Systems, Celon AG, Teltow, Germany) radijo dažnio abliacijos sistemą. Ši sistema skirta minimaliai invazyviam navikų gydymui, kuomet navikinės ląstelės suardomos dėl radijo dažnio sukkelto termoterapinio poveikio (angl.: „RadioFrequency Induced ThermoTherapy“ - RFITT) (9). Termoterapinis poveikis pasireiškia dėl energijos, kuri perduodama audiniams aplikatorių pagalba. Energija buvo perduodama varžos valdomu automatinės galios režimu RCAP (angl.: „Resistance Controlled Automatic Power“). Šio režimo metu yra nuolat matuojama varža tarp į audinius įstumto aplikatoriaus elektrodų ir, atsižvelgus į jos pokyčius, keičiama mikroprocesoriaus kontroliuojama galios išvestis (maksimali galia: 250W, dažnis – 470kHz) (9). Staiga padidėjus registruojamai varžai automatiškai sumažinama audiniais tekančios elektros srovės galia. Kai varža pasiekia normalų lygį, vėl įjungiami nustatytoji išvesties galia (24).

Visų atliktų radijo dažnio abliacijų metu buvo naudojama „Olympus PowerMonitor“ programinė įranga. Buvo stebima ir registruojama nustatytoji, momentinė efektinė ir vidutinė galia, realizuota energija, audinių ir pilnutinė varža, laikas ir aktyvios elektrodų poros.

Visos radijo dažnio abliacijos buvo atliktos naudojant nelanksčius, adatos formos, iš vidaus aušinamus bipolinius „CelonPRO Surge 150-T40“ aplikatorius su 40 mm ilgio aktyviąja zona (joje - 2 elektrodai atskirti izoliatoriumi). Aplikatorių skersmuo – 1,8 mm. Aplikatoriai buvo aušinami kambario temperatūros (22°C) fiziologiniu tirpalu (30 ml/min.) naudojant „CelonAquaflow III“ pompą. Bandymai buvo atliekami naudojant vieną arba du aplikatorius bipoliniu bei multipoliniu režimu.

Atliekant radijo dažnio abliacijas su 2 aplikatoriais buvo tiriami du abliacijos atvejai: abliacija multipoliniu režimu bei abliacija bipoliniu režimu, naudojant adapterius „CelonConnect BU“. Adapterio pagalba abu aplikatoriuje esantys elektrodai elektriškai sujungiami į vieną. Taip padvigubinama vienu metu sąveikaujanti aplikatoriaus aktyvi dalis. Multipoliniu režimu atskirais laiko momentais cikliška 2 sekundžių laikotarpiui įjungiamos

atskiros elektrodų poros (25) (1 pav.).

**Ex vivo tyrimas.** Buvo atliktos 128 abliacijos: 20 naudojant *ex vivo* jaučio inkstus bei 108 *ex vivo* kiaulės kepenis. Tiriemieji audiniai atliekant abliaciją buvo kambario temperatūros (22°C). Siekiant patikrinti audiniuose nustatytą abliacijos zonos formavimąsi buvo atliktos 3 radijo dažnio abliacijos naudojant kiaušinių baltymus (temperatūra 22°C).

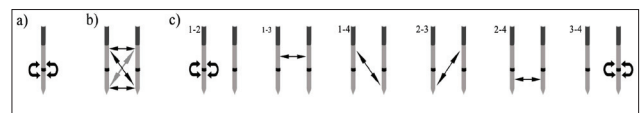
Visos 20 abliacijų su *ex vivo* jaučio inkstais bei 12 abliacijų su *ex vivo* kiaulės kepenimis buvo atliekamos naudojant 1 aplikatorių. Likusios 96 abliacijos buvo atliktos naudojant 2 aplikatorius: 48 multipoliniu režimu bei 48 bipoliniu režimu (naudojant adapterius).

Abliacijos trukmės atžvilgiu visas atliktas abliacijas galima suskirstyti į tris grupes: 6 abliacijos buvo atliktos po 5 minutes, 62 abliacijos buvo atliktos po 10 minučių bei likusios 60 abliacijų buvo atliekamos tol, kol suveikdavo RCAP režimas ir tris kartus automatiškai buvo sumažinama išvesties galia iki 0% (analogiškų parametrų multipoliniu režimu atveju abliacijos laikas buvo parenkamas pagal analogišką bipolinį atvejį).

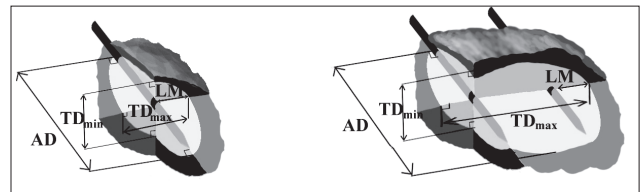
Atstumo tarp aplikatorių atžvilgiu 32 abliacijos buvo atliktos su 2 cm, 32 su 3 cm bei 32 abliacijos su 4 cm tarpu tarp aplikatorių.

Abliacijos galios atžvilgiu buvo naudojami skirtingi galios intervalai priklausomai nuo aplikatorių skaičiaus. Naudojant vieną aplikatorių, buvo atliekamos abliacijos nuo 10 W iki 60 W ( $\Delta P = 10$  W), o naudojant du aplikatorius buvo atliekamos abliacijos nuo 30 W iki 100 W ( $\Delta P = 10$  W).

**Abliacijos zonos dydžio vertinimas ir fiksavimas.** Atlikus abliaciją, skalpeliu buvo padaromi skersai ir išilgai aplikatoriaus įstūmimo vietos einantys pjūviai, liniuote išmatuojami abliacijos zonos dydžiai bei abliacijos zona



1 pav. Aplikatoriuose esančių elektrodų sąveika: a) – bipolinė abliacija naudojant vieną bipolinį aplikatorių, b) – bipolinė abliacija naudojant du bipolinius aplikatorius, c) – multipolinė abliacija



2 pav. Abliacijos zonos matmenys 1 ir 2 aplikatorių abliacijos atveju: AD – išilginis diametras,  $TD_{min}$  – trumpasis skersinis diametras,  $TD_{max}$  – ilgis skersinis diametras, LM – lateralinis kraštas.

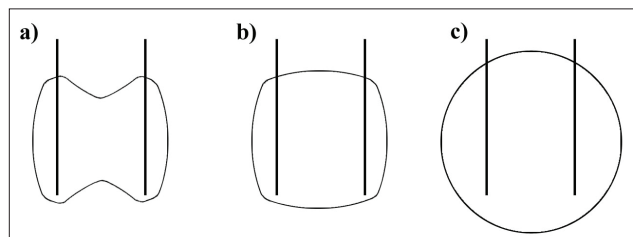
nufotografuojama fotoaparatu (Panasonic DMC-FZ28). Matavimai atlikti remiantis Mulier ir kt. (26) pasiūlyta eksperimentinės ir klinikinės radijo dažnio abliacijos standartizuota aprašymo bei abliacijos zonos dydžio ir formos vertinimo sistema. Kiekvienos abliacijos atveju išmatuotas išilginis diametras (AD, angl.: „axial diameter“), ilgasis skersinis diametras ( $TD_{max}$ , angl.: „inline transverse diameter“), didžiausias lateralinis kraštas (LM, angl.: „lateral margins“) bei trumpasis skersinis diametras ( $TD_{min}$ , angl.: „perpendicular transverse diameter“) (matavimo vienetai: mm) (2 pav.). Taip pat atliekant abliaciją dviem aplikatoriais buvo įvertintas abliacijos zonos susiliejimas (angl.: „complete/incomplete fusion“) (3 pav.). Visų abliacijų atvejais taip pat buvo užfiksuojama audiniuose realizuota energija (E, kJ) bei abliacijos laikas (t, s).

**Rezultatų analizė.** Visų abliacijų metu užfiksuoti rezultatai buvo surašyti į Microsoft Excel lenteles. Pagal užfiksuotus rezultatus buvo atliekami išvestiniai skaičiavimai: vidutinis energijos realizacijos greitis ( $v = E/t$ , matavimo vienetai: J/s), abliacijos zonos tūris ( $V = (\pi/6) * AD * TD_{max} * TD_{min}$ , matavimo vienetai:  $cm^3$ ). Be to, sugrupavus rezultatus buvo atlikti statistiniai skaičiavimai ir apskaičiuotos minimalios, maksimalios bei vidutinės reikšmės su standartiniu nuokrypiu. Gauti rezultatai po to atvaizduoti grafiškai.

#### DARBO REZULTATAI IR JŲ APTARIMAS

Atliktų bandymų rezultatai buvo sugrupuoti į 5 grupes pagal aplikatorių skaičių, abliacijai naudotus audinius, aplikatorių aušinimą bei veikimo režimą (1 lentelė).

**Abliacijos zonos forma.** Atliekant radijo dažnio abliacijas multipoliniu režimu 15 atvejų iš 46 buvo nesėkmingi ir į skaičiavimus neįtraukti (1 lentelė). Nesėkmingais laikyti tie atvejai, kuomet abliacijos zona nepilnai susiliejęsi ir yra peteliškės formos (3 pav.) arba visai nesusiliejęsi.



3 pav. Abliacijos zonos susiliejimas: a) – nepilnas susiliejimas, peteliškės forma, b) ir c) – pilnas susiliejimas (26)

1 lentelė. *Ex vivo* jaučio inkstų bei *ex vivo* kiaulės kepenų radijo dažnio abliacijų 1 bei 2 aplikatoriais koaguliacijos zonų matmenys bei tam sunaudota energija ir laikas. Vidutinis energijos realizacijos greitis parodo abliacijos spartą. Bandymų skaičius pažymėtas raide n, o į skaičiavimus neįtraukti atvejai pavadinti išimtimis

Bandymų grupė	Parametras	Min	Max	Vidurkis	St. nuokrypis	
<i>Ex vivo</i> kiaulės kepenų abliacija 1 aušinamam aplikatoriumi, n = 12, išimčių 0	AD, mm	40,0	60,0	46,7	4,9	
	$TD_{min}$ , mm	10,0	30,0	18,5	6,1	
	$TD_{max}$ , mm	10,0	30,0	18,5	6,1	
	LM, mm	4,0	14,0	8,3	3,0	
	V, $cm^3$	2,4	28,3	9,6	7,2	
	v, J/s	10,1	32,1	19,8	6,0	
	E, kJ	3,9	60,4	13,4	15,1	
	t, s	120,0	6000,0	940,0	1603,5	
	<i>Ex vivo</i> jaučio inkstų abliacija 1 aušinamam aplikatoriumi, n = 12, išimčių 0	AD, mm	30,0	50,0	42,9	5,8
		$TD_{min}$ , mm	12,0	36,0	24,2	8,0
$TD_{max}$ , mm		10,0	40,0	23,0	8,9	
LM, mm		4,0	19,0	10,5	4,5	
V, $cm^3$		2,4	36,6	14,3	10,5	
v, J/s		9,7	47,3	25,6	12,1	
E, kJ		4,3	16,9	11,0	4,2	
t, s		91,0	1260,0	546,3	313,2	
<i>Ex vivo</i> jaučio inkstų abliacija 1 neušinamam aplikatoriumi, n = 8, išimčių 0		AD, mm	40,0	50,0	42,9	4,5
		$TD_{min}$ , mm	10,0	14,0	12,3	1,2
	$TD_{max}$ , mm	10,0	14,0	12,3	1,2	
	LM, mm	4,0	6,0	5,3	0,7	
	V, $cm^3$	2,1	4,4	3,4	0,8	
	v, J/s	5,7	14,5	9,9	2,8	
	E, kJ	1,7	5,2	3,6	1,2	
	t, s	300,0	600,0	375,0	138,9	
	<i>Ex vivo</i> kiaulės kepenų abliacija 2 aušinamais aplikatoriais bipoliniu režimu, n = 46, išimčių 0	AD, mm	40,0	70,0	49,3	7,2
		$TD_{min}$ , mm	8,0	60,0	28,3	10,0
$TD_{max}$ , mm		25,0	80,0	44,6	11,6	
LM, mm		2,0	25,0	8,3	5,0	
V, $cm^3$		4,4	153,1	36,2	27,7	
v, J/s		24,2	88,7	49,4	16,7	
E, kJ		6,5	125,1	25,8	22,4	
t, s		78,0	4231,0	649,5	779,2	
<i>Ex vivo</i> kiaulės kepenų abliacija 2 aušinamais aplikatoriais multipoliniu režimu, n = 46, išimčių 15		AD, mm	15,0	60,0	43,3	8,8
		$TD_{min}$ , mm	4,0	36,0	21,4	7,6
	$TD_{max}$ , mm	20	62,0	43,3	10,0	
	LM, mm	1,0	14,0	8,0	2,7	
	V, $cm^3$	0,7	43,8	22,3	11,3	
	v, J/s	11,3	58,6	34,1	12,5	
	E, kJ	4,6	60,0	20,9	12,3	
	t, s	78,0	4231,0	794,1	898,1	

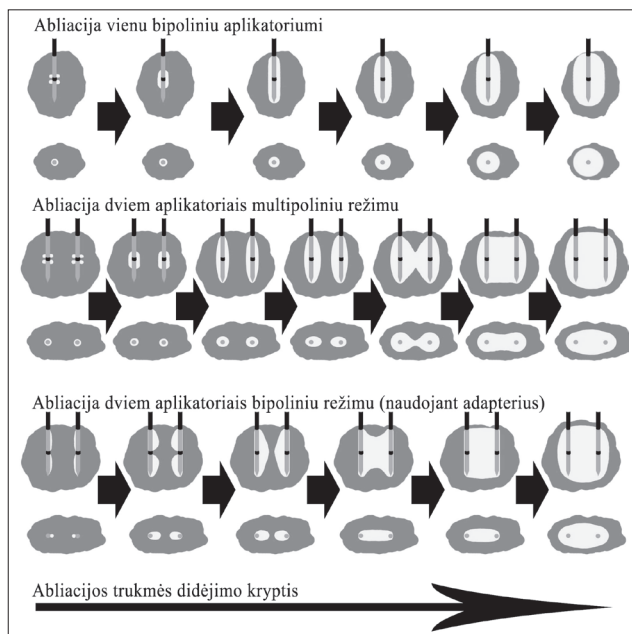
Tačiau pastebėtina tai, kad su didesne nei 60 W galia visos abliacijos multipoliniu režimu buvo sėkmingos. Žvelgiant į kitų autorių tyrimus, su nepilno abliacijos zonos susiliejimo problema susidūrė ir mikrobangų abliaciją atlikę tyrėjai Shi ir kt. (27), pastebėję, kad didinant nuotolį tarp mikrobangų abliacijos antenų analogiškos abliacijos (laiko ir galios atžvilgiu) zonos susiliejimas blogėja.

Skaičiavimai rodo, kad abliacija dviem aplikatoriais multipoliniu režimu yra šiek tiek pastovesnė už abliaciją bipoliniu režimu  $TD_{max}$  atžvilgiu, tačiau didelis išimčių skaičius rodo, kad taip pat yra didelė tikimybė, jog abliacijos zona bus nepilnai susiliejęsi. LM pastovumo atžvilgiu multipolinis režimas yra pranašesnis. Tai galima paaiškinti abliacijos zonos formavimosi skirtumais: bipolinio režimo atveju iš pradžių koaguliacija apima tarpą tarp aplikatorių ir tik po to plinta į išorę apimdama lateraliuos kraštus, kai tuo tarpu multipolinio režimo atveju iš pradžių abliaci-

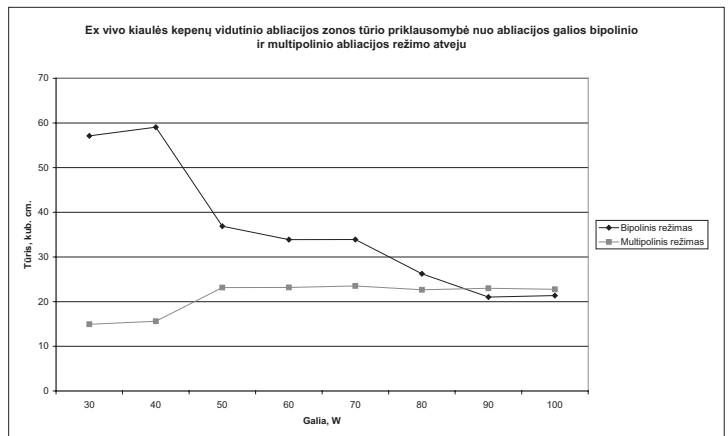
jos zona formuojasi cilindriškai apie aplikatorius, plėsdamasi beveik vienodai link centro ir link lateraliųjų kraštų, o tik po kurio laiko išryškėja didesnis plėtimasis link centro (4 pav.). Šis skirtumas išryškėja, nes multipolinio režimo atveju dėl RCAP algoritmo abliacijos pradžioje galios išvestis tarp atskiruose aplikatoriuose esančių elektrodų būna lygi 0%.

Lyginant multipolinį režimą su bipoliniu, laiko ir nustatytos galios atžvilgiu analogiškoje bipolinės abliacijos dviem aplikatoriais imtyje išimčių nebuvo užregistruota. Be to, visi į skaičiavimus įtraukti abliacijos zonos matmenys bipolinio režimo atveju taip pat buvo didesni nei multipolinio. Tai galima paaiškinti tuo, kad skyrėsi abliacijų metu realizuota energija, kuri tiesiogiai susijusi su vidutiniu energijos realizacijos greičiu (pastarasis bipolinio režimo atveju buvo 1,4 karto didesnis nei multipolinio). Kita vertus, LM ir  $TD_{max}$  vidurkiai abiem atvejais buvo labai panašūs, o standartinis nuokrypis multipolinio režimo atveju – mažesnis, kas rodo, kad multipolinis režimas yra pastovesnis ir yra didesnė tikimybė, jog bus pasiekti LM ir  $TD_{max}$  vidurkiai negu bipoliniu režimu.

Tiek dviejų, tiek ir vieno aplikatoriaus atveju abliacijos zonos forma buvo elipsoido formos. formą nulėmė naudoti aplikatoriai bei jų kiekis abliacijos metu. Bandymų metu pastebėta, kad naudojant mažesnę abliacijos galią ir atlie-



4 pav. Abliacijos zonos plėtimasis bipolinio ir multipolinio režimo atvejais



5 pav. Bandymų su *ex vivo* kiaulės kepenimis abliacijos zonos tūrio vidurkiai pagal abliacijos galią ir abliacijos režimą,  $n = 96$ , iš jų 48 bipolinio ir 48 multipolinio režimo atvejais

kant abliaciją ilgesnį laiką, abliacijos forma darosi panaši į rutulio.

**Abliacijos zonos dydis.** Abliacijos zonos forma ir dydis priklauso nuo abliacijos laiko ir nustatytos abliacijos galios. Šis tyrimas patvirtino ir Clasen ir kt. (25) pastebėjimą, kad abliacijos zona pasiekama didesnė nustatius mažesnę abliacijos galią, tačiau tam prireikia daugiau laiko nei atliekant abliaciją didesne galia. Lyginant *ex vivo* kiaulės kepenų abliacijų 2 aušinamais aplikatoriais zonų dydžius sugrupuotus pagal abliacijos galią, didžiausia abliacijos zona buvo pasiekama esant 30 W galiai, tačiau jai (45 x 27 x 50 (mm), arba 43 cm<sup>3</sup>) pasiekti prireikė vidutiniškai 31 minutės. Tuo tarpu 42 x 21 x 44 (mm) dydžio abliacijos zoną (vidutiniškai 22 cm<sup>3</sup>) pakako 7 minučių naudojant 100 W galią. Be to, naudojant didesnę abliacijos galią, abliacijos zonos kraštai buvo žymiai aiškesni, ir žymiai dažniau pastebėtos aukštesnio laipsnio koaguliacijos zonos, panašios į suanglėjusius audinius. Kuo didesnė galia ir kuo ilgiau buvo atliekama abliacija, tuo tokių zonų pastebėta daugiau.

Kaip ir zonos susiliejiimo atveju, bandymais nustatyta, kad abliacijos zonos tūrio atžvilgiu abliacija 2 aplikatoriais bipoliniu režimu yra efektyvesnė už abliaciją 2 aplikatoriais multipoliniu režimu. Didėjant abliacijos laikui, abliacija multipoliniu režimu savo abliacijos zonos dydžiu tampa artimesnė ir kai kuriais atvejais net pralenkia bipolinį režimą, tačiau didinant tarpą tarp aplikatorių šis pranašumas nebėra toks ryškus ir abliacijos zonos susiliejiimas tampa nepilnas (atliekant abliacijas su 3 cm tarpu iš 8 abliacijų 5 buvo nepilnai susiliejusios, o atliekant abliacijas su 4 cm tarpu iš 8 abliacijų nepilnai susiliejusios buvo 6, kai analogiškų abliacijų bipoliniu režimu zonos buvo pilnai susiliejusios). Šis pranašumas aiškiai matomas, kai abliacijos galia mažesnė nei 90 W (5 pav.).

Atsižvelgus į abliacijos trukmę ir palyginus visų abliacijų dviem aplikatoriais tūris buvo išrinktos galios, kuomet abliacijų tūriai užregistruoti didžiausi. Bipolinio režimo atveju atliekant abliacijas po 10 minučių tūris buvo didžiausias, kai abliacijos galia buvo 60 – 70 W, o multipolinio režimo atveju tūris didžiausias, kai abliacijos galia buvo 90 – 100 W. Šiuos skaičiavimus patvirtino ir didžiausios vidutinio abliacijos greičio reikšmės ties galiomis, patenkančiomis į minėtus intervalus. Atliekant abliacijas iki RCAP režimo suveikimo momento, didžiausias abliacijos zonos tūris pasiektas, kai abliacijos galia buvo 40 W, tačiau labai tikėtina, jog *in vivo* atveju dėl kraujotakos sukeliama aušinimo efekto (8, 12, 20, 31) optimaliau būtų naudoti didesnę abliacijos galią ir taip padidinti energijos realizacijos greitį.

Atliekant bandymus su išjungtu aplikatorių aušinimu, buvo pasiekiamas ženkliai mažesnis abliacijos zonos plotis, dažnai audiniai suanglėdavo ir net prikibdavo prie aplikatoriaus. Taigi pasitvirtino ir kitų autorių išvados, kad aplikatorių aušinimas leidžia pasiekti žymiai didesnes abliacijos zonas bei apsaugo šalia aplikatoriaus esančius audinius nuo suanglėjimo (28).

Žvelgiant į kitų autorių, modeliavusių abliacijos zoną *ex vivo* kiaulės kepenyse naudojant perfuzinius (angl.: „perfusion“) aplikatorius, tyrimo rezultatais, visuose eksperimentuose su aušinamais bipoliniais aplikatoriais abliacijos zonos buvo ženkliai didesnės: naudojant 1 aplikatorių, plotis didesnis iki 2,5 karto, o ilgis – iki 2 kartų (28). Tokį abliacijos zonos dydžio skirtumą tikriausiai nulėmė šiame tyrime naudoti aplikatoriai su dvigubai ilgesne aktyviaja dalimi.

Apskaičiavus klinikinėje praktikoje padarytų abliacijos zonų matmenų vidurkius, abliacijos zonos dažnai būna apytiksliai 45 x 32 mm dydžio – tokių matmenų abliacijos zoną galima pasiekti naudojant du aplikatorius arba vienu aplikatoriumi sukuriant kelias persidengiančias abliacijos zonas (5). Tyrimais parodyta, kad efektyviau yra naudojant kelis aplikatorius sukurti visą naviką apimančią abliacijos zoną užuot vienu aplikatoriumi kurti kelias persidengiančias abliacijos zonas (29).

#### TYRIMO RIBOTUMAI

Atliekant bandymus visais atvejais buvo išmatuoti abliacijos zonos matmenys, tačiau atskirais atvejais, ypač abliacijai naudojant mažesnę galią, abliacijos zonos ribos buvo neaiškios, todėl galimos paklaidos iki 3 mm. Be to, koaguliavę audiniai ženkliai susitraukia, todėl kai kuriais atvejais reali abliacijos zona galėjo būti didesnė, negu užfiksuota tyrimo rezultatuose. Išmatuotų abliacijos zonų dydžiui taip pat kai kuriais atvejais turėjo įtaką ir tyrime naudotų *ex vivo* kiaulės kepenų skilčių storis, apribojęs abliacijos zonos plėtimąsi.

Klinikoje reikiamą abliacijos zonos dydį pasiekti labiausiai trukdo trys beveik nekontroliuojami veiksniai: sveiko ir navikinio audinio elektrinio laidumo skirtumai (30), kraujotakos sukeliama aušinimo efektas bei kraujotakos elektrinis laidumas (8, 12, 20, 31) ir gydytojo patirtis. Remiantis turimais duomenimis, galima spėti, kad *in vivo* atveju reikėtų naudoti didesnę abliacijos galią, atsižvelgiant į tai, kokio dydžio kraujagyslės yra 1,5 - 2 centimetrų nuotoliu nuo aplikatoriaus (5). Tyrimai rodo, kad daugiau abliacijų atlikę gydytojai dažniau pasiekia reikiamą abliacijos zoną ir sunaikina navikus nei mažesnę patirtį turintys specialistai (31). Be to, šis tyrimas buvo atliktas naudojant *ex vivo* minkštuosius audinius be jokių naviko imitacijų, todėl nebuvo galima tinkamai įvertinti šių veiksnių.

Analizuojant duomenis pastebėta, kad tūrio priklausomybės nuo galios kreivės buvo kylančios, todėl tikslinga pratęsti tyrimus ir ištirti abliacijos zonos dydį naudojant didesnes galias.

#### IŠVADOS

1. Naudojant du aušinamus bipolinius aplikatorius labiau susiliejusią ir aukštesnio koaguliacijos laipsnio zoną galima pasiekti greičiau bipoliniu, o ne multipoliniu režimu.

2. Atliekant radijo dažnio abliaciją dviem aušinamais aplikatoriais, bipolinio režimo atveju reikalinga mažesnė abliacijos galia nei multipolinio.

3. Atliekant radijo dažnio abliaciją dviem aušinamais aplikatoriais, taikant bipolinį režimą abliacijoms su tarpu iki 40 mm tarp aplikatorių pasiekama pilnai susiliejanti ir patikima abliacijos zona.

4. Aplikatorių aušinimas turi labai didelę įtaką abliacijos zonos dydžiui: išjungus aušinimą, pasiekama ne tik ženkliai mažesnė abliacijos zona, tačiau atsiranda didelė tikimybė, kad koaguliavę audiniai prikibs prie aplikatoriaus.

#### Literatūra

1. Lietuvos sveikatos programa [Internet].; 2009. Available from: [http://www.sam.lt/go.php/lit/Lietuvos\\_sveikatos\\_programa\\_/577](http://www.sam.lt/go.php/lit/Lietuvos_sveikatos_programa_/577).
2. Livraghi T, Solbiati L, Meloni MF, Gazelle GS, Halpern EF, Goldberg SN. Treatment of focal liver tumors with percutaneous radio-frequency ablation: Complications encountered in a multicenter study. *RadioLOGY*. 2003 Feb;226(2):441-51.
3. Mirza AN, Fornage BD, Sneige N, Kuerer HM, Newman LA, Ames FC, et al. Radiofrequency ablation of solid tumors. *Cancer J*. 2001 Mar-Apr;7(2):95-102.
4. Goldberg SN, Gazelle GS. Radiofrequency tissue ablation: Physical principles and techniques for increasing coagulation necrosis. *Hepato-gastroenterology*. 2001 Mar-Apr;48(38):359-67.
5. Rempp H, Hoffmann R, Roland J, Buck A, Kickhefel A, Claussen CD, et al. Threshold-based prediction of the coagulation zone in sequential temperature mapping in MR-guided radiofrequency ablation of liver tumours. *Eur Radiol*. 2011 Nov 22.
6. Belfiore G, Tedeschi E, Ronza FM, Belfiore MP, Della Volpe T, Zeppetella G, et al. Radiofrequency ablation of bone metastases induces long-lasting palliation in patients with untreatable cancer. *Singapore Med*

J. 2008 Jul;49(7):565-70.

7. Ko HK, Kim HB, Kang CM, Choi JY, Kim AH, Won JY, et al. Newly designed flexible electrode for laparoscopic radiofrequency ablation: Ex vivo and in vivo comparative studies with needle electrode in a porcine liver as technical study. *J Surg Res*. 2011 Jun 1;168(1):88-96.

8. Tungjitkusolmun S, Staelin ST, Haemmerich D, Tsai JZ, Webster JG, Lee FT, Jr, et al. Three-dimensional finite-element analyses for radio-frequency hepatic tumor ablation. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2002 Jan;49(1):3-9.

9. Stoffner R, Kremser C, Schullian P, Haidu M, Widmann G, Bale RJ. Multipolar radiofrequency ablation using 4-6 applicators simultaneously: A study in the ex vivo bovine liver. *Eur J Radiol*. 2012 Jan 30.

10. Mulier S, Ni Y, Jamart J, Ruers T, Marchal G, Michel L. Local recurrence after hepatic radiofrequency coagulation: Multivariate meta-analysis and review of contributing factors. *Ann Surg*. 2005 Aug;242(2):158-71.

11. Ahmed M, Weinstein J, Liu Z, Afzal KS, Horkan C, Kruskal JB, et al. Image-guided percutaneous chemical and radiofrequency tumor ablation in an animal model. *J Vasc Interv Radiol*. 2003 Aug;14(8):1045-52.

12. Chinn SB, Lee FT, Jr, Kennedy GD, Chinn C, Johnson CD, Winter TC, 3rd, et al. Effect of vascular occlusion on radiofrequency ablation of the liver: Results in a porcine model. *AJR Am J Roentgenol*. 2001 Mar;176(3):789-95.

13. Goldberg SN, Kruskal JB, Oliver BS, Clouse ME, Gazelle GS. Percutaneous tumor ablation: Increased coagulation by combining radiofrequency ablation and ethanol instillation in a rat breast tumor model. *Radiology*. 2000 Dec;217(3):827-31.

14. Goldberg SN, Girnan GD, Lukyanov AN, Ahmed M, Monsky WL, Gazelle GS, et al. Percutaneous tumor ablation: Increased necrosis with combined radio-frequency ablation and intravenous liposomal doxorubicin in a rat breast tumor model. *Radiology*. 2002 Mar;222(3):797-804.

15. Goldberg SN, Saldinger PF, Gazelle GS, Huertas JC, Stuart KE, Jacobs T, et al. Percutaneous tumor ablation: Increased necrosis with combined radio-frequency ablation and intratumoral doxorubicin injection in a rat breast tumor model. *Radiology*. 2001 Aug;220(2):420-7.

16. Hines-Peralta A, Hollander CY, Solazzo S, Horkan C, Liu ZJ, Goldberg SN. Hybrid radiofrequency and cryoablation device: Preliminary results in an animal model. *J Vasc Interv Radiol*. 2004 Oct;15(10):1111-20.

17. Kim YK, Lee JM, Kim SW, Kim CS. Combined radiofrequency ablation and hot saline injection in rabbit liver. *Invest Radiol*. 2003 Nov;38(11):725-32.

18. Lee JM, Han JK, Kim SH, Sohn KL, Lee KH, Ah SK, et al. A comparative experimental study of the in-vitro efficiency of hypertonic saline-enhanced hepatic bipolar and monopolar radiofrequency ablation. *Korean J Radiol*. 2003 Jul-Sep;4(3):163-9.

19. Lee JM, Kim YK, Lee YH, Kim SW, Li CA, Kim CS. Percutaneous radiofrequency thermal ablation with hypertonic saline injection: In vivo study in a rabbit liver model. *Korean J Radiol*. 2003 Jan-Mar;4(1):27-34.

20. Mulier S, Ni Y, Miao Y, Rosiere A, Khoury A, Marchal G, et al. Size and geometry of hepatic radiofrequency lesions. *Eur J Surg Oncol*. 2003 Dec;29(10):867-78.

21. Rossi S, Garbagnati F, De Francesco I, Accocella F, Leonardi L, Quaretti P, et al. Relationship between the shape and size of radiofrequency induced thermal lesions and hepatic vascularization. *Tumori*. 1999 Mar-Apr;85(2):128-32.

22. Schmidt D, Trubenbach J, Konig CW, Brieger J, Duda S, Clausen CD, et al. Radiofrequency ablation ex vivo: Comparison of the efficacy of impedance control mode versus manual control mode by using an internally cooled clustered electrode. *Rofo*. 2003 Jul;175(7):967-72.

23. Scott DJ, Fleming JB, Watumull LM, Lindberg G, Tesfay ST, Jones DB. The effect of hepatic inflow occlusion on laparoscopic radiofrequency ablation using simulated tumors. *Surg Endosc*. 2002 Sep;16(9):1286-91.

24. Hacker A, Vallo S, Weiss C, Stein T, Alken P, Knoll T, et al. Technical characterization of a new bipolar and multipolar radiofrequency device for minimally invasive treatment of renal tumours. *BJU Int*. 2006 Apr;97(4):822-8.

25. Clasen S, Schmidt D, Boss A, Dietz K, Krober SM, Claussen CD,

et al. Multipolar radiofrequency ablation with internally cooled electrodes: Experimental study in ex vivo bovine liver with mathematic modeling. *Radiology*. 2006 Mar;238(3):881-90.

26. Mulier S, Ni Y, Frich L, Burdío F, Denys AL, De Wispelaere JF, et al. Experimental and clinical radiofrequency ablation: Proposal for standardized description of coagulation size and geometry. *Ann Surg Oncol*. 2007 Apr;14(4):1381-96.

27. Shi W, Liang P, Zhu Q, Yu X, Shao Q, Lu T, et al. Microwave ablation: Results with double 915 MHz antennae in ex vivo bovine livers. *Eur J Radiol*. 2011 Aug;79(2):214-7.

28. Barauskas R., Gulbinas A., Vanagas T., Barauskas G. Finite element modeling of cooled-tip probe radiofrequency ablation processes in liver tissue. *Comput Biol Med*. 2008 Jun;38(6):694-708.

29. Lee JM, Han JK, Lee JY, Kim SH, Choi JY, Lee MW, et al. Hepatic radiofrequency ablation using multiple probes: Ex vivo and in vivo comparative studies of monopolar versus multipolar modes. *Korean J Radiol*. 2006 Apr-Jun;7(2):106-17.

30. Faes TJ, van der Meij HA, de Munck JC, Heethaar RM. The electric resistivity of human tissues (100 Hz-10 MHz): A meta-analysis of review studies. *Physiol Meas*. 1999 Nov;20(4):R1-10.

31. Mulier S, Ni Y, Jamart J, Ruers T, Marchal G, Michel L. Local recurrence after hepatic radiofrequency coagulation: Multivariate meta-analysis and review of contributing factors. *Ann Surg*. 2005 Aug;242(2):158-71.

#### BIPOLAR AND MULTIPOLAR RADIOFREQUENCY ABLATION ZONE DEPENDENCY ON TEMPORAL AND ELECTRIC FIELD PARAMETERS

Donatas Austys, Rimantas Stukas, Mantas Trakymas

##### Summary

**Key words:** bipolar radiofrequency ablation, multipolar radiofrequency ablation, bipolar applicator, ablation zone, coagulation, oncology, tumor treatment.

Radiofrequency ablation is one of the minimal invasive technologies to destroy tissues of the organism. It is often used to cure oncologic diseases. In order to destroy the entire tumor physicians must assure the required-size ablation zone. There are quite a lot of ways to increase the size of the ablation zone, but the simplest way to do it is the manipulation with applicators and their electric current. Therefore the aim of this work is to study and describe how size and geometry of the ablation zone depends on the set ablation power, time, cooling of applicators and ablation mode.

The study was performed using "CelonPOWER System" with bipolar applicators „CelonPro Surge 150-T40“. Using one or two applicators in ex vivo porcine liver or ex vivo bovine kidney was performed radiofrequency ablation without moving the electrodes. There were performed experiments with bipolar and multipolar modes, enabled and disabled cooling of applicators, changing ablation power and ablation time. After the ablation, cuts were made transversely and longitudinally the applicator and using a ruler the size of the ablation zone was measured. Also the view of the ablation zone was recorded in photos. In addition, during each study the "Olympus PowerMonitor" software was used to record all electric ablation variables in the time scale.

The study concluded that using two cooled applicators more fused and higher coagulated zone can be achieved faster in bipolar mode instead of multipolar mode. In addition, the treatment with bipolar ablation mode requires less power than with multipolar mode. Using two applicators bipolar ablation mode with up to 40 mm applicator spacing provides a fully fused and reliable ablation zone.

**Correspondence to:** Donatas.Austys@mf.vu.lt

Gauta 2012-05-30