

Robotasszisztált rádiófrekvenciás abláció által létrehozott léziók vizsgálatának eredményei

Doktori értekezés

Marton Hilda Zsanett

Semmelweis Egyetem

Rácz Károly Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola



Témavezetők:

Dr. Kardos Attila, Ph.D., klinikai főorvos

Dr. Haidegger Tamás, Ph.D., egyetemi tanár

Hivatalos bírálók:

Dr. Osztheimer István, Ph.D., klinikai főorvos

Dr. Kovács Szilvia, Ph.D., egyetemi adjunktus

Komplex vizsga szakmai bizottság:

Elnök: Dr. Forrai Judit, az MTA doktora, egyetemi tanár

Tagok: Dr. Barkai László, Ph.D., szakorvos

Dr. Ságghy Tibor, Ph.D., osztályvezető

Budapest, 2025

1.Bevezetés

A rádiófrekvenciás abláció (RFA) jól bevált és hatékony terápiás módszer a pitvarfibrilláció (PF) és egyéb ritmuszavarok kezelésére. Amely segíti a normál szívritmus helyreállítását és minimalizálja a potenciális szövödményeket. A technológiai fejlődés, beleértve a robotikát jelentősen javíthatja az orvosi eljárások hatékonyságát és csökkentheti a kedvezőtlen kimenetek kockázatát. Az abláció célja transzmurális, folyamatos és tartós sejtkárosodás előidézése, ami léziók kialakulásához vezet. Az eljárás során a katéter hegyét a szívizomhoz helyezik, hogy rádiófrekvenciás (RF) energiát továbbítson, amely hőenergiává alakul és szövetelhalást indukál. Az RFA során a léziók kialakulásának biofizikája több tényező összetett kölcsönhatásából ered, beleértve az abláció időtartamát, a katéter érintkezési erejét, az átadott teljesítményt és a szöveti impedanciát. A point by point abláció gyakran alkalmazott technika. Kutatások az ablációs léziók tulajdonságainak, például méretük, alakjuk és mélységük jellemzésére összpontosítanak. Folyamatos fejlesztések történnek az eljárás pontosságának növelésére, mint pl. a katéterpozicionáló rendszerek (CPS) és a robotvezérlés. Az irodalom azt mutatja, hogy bár a katéterrobotok kereskedelmi forgalomban elérhetőek, az ellátás jelenlegi standardja továbbra is az emberi felügyelet alatt végzett minimálisan invazív technikák. A robotasszisztált rendszerek javítják a célzást és a katéterhegy precíz pozicionálását. Megkönnyítik a pontos és stabil katéterirányítást, ami javíthatja az intervenció hatékonyságát és biztonságát is. Emellett a robotasszisztált rendszerek lehetővé teszik az érintkezési erő és a katéter irányának precíz szabályozását is.

2. Célkitűzések

Az RF abláció in vitro kutatásai lehetővé teszik az ablációs technikák finomítását és optimalizálását. Kutatásom célja olyan standardizált ablációs folyamatok kidolgozása, amelyek segítségével javítható a klinikai gyakorlat hatékonysága és biztonsága.

Munkám három fő célkitűzés köré épült:

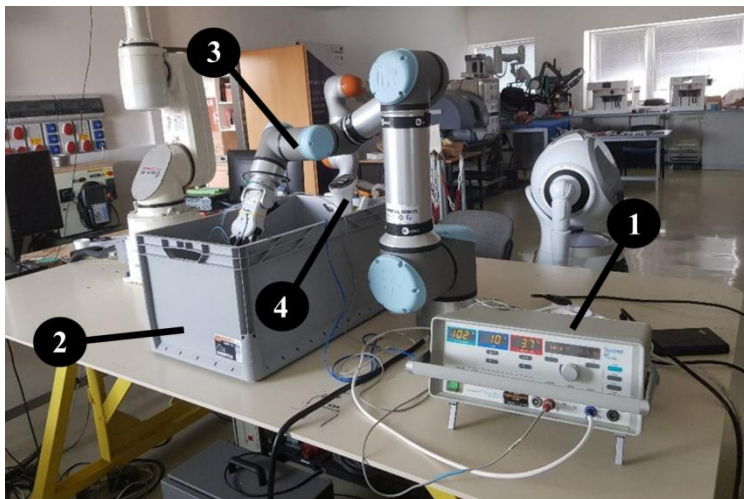
1. Elsődleges céлом egy olyan kísérleti eszköz kialakítása volt, amely lehetővé teszi az RF abláció végrehajtását in vitro körülmények között sertésszív szöveteken, és biztosítja az eredmények standardizálását. Továbbá célom egy olyan mérési platform létrehozása volt, amely általános beállítási technikák alkalmazásával garantálja az eredmények könnyű reprodukálhatóságát. A kísérletet úgy kell megtervezni, hogy 1-2 paramétert állandóvá tegyünk, ezáltal lehetővé téve a többi változó hatásának alaposabb vizsgálatát.
2. Másodlagos célom a technológia-vezérelt megközelítések integrálása volt az in vitro vizsgálatokba, különösen a robotika alkalmazásával, mely jelentősen növelheti az orvosi eljárások hatékonyságát és csökkentheti a szövődmények kockázatát.
3. Harmadik célkitűzésem az volt, hogy az általunk tervezett és gyártott mérőberendezéssel végzett kísérletek során különböző paraméterbeállításokkal léziókat hozzak létre, majd megvizsgáljam ezek hatását a léziók térfogatára. Ennek érdekében ki kell dolgozni a léziók méretének mérésére szolgáló módszertant. Hipotézisünk szerint a magasabb hőmérséklet alkalmazása nagyobb léziót eredményez, és hosszabb ablációs időtartam esetén is nagyobb léziók keletkeznek, feltéve, hogy a többi paraméter változatlan marad. Ablációs folyamat közben pedig vizsgálom az impedancia változását is.

3. Módszerek

3.1. Kísérleti berendezés összeállítása

Kísérleti összeállításunk az Óbudai Egyetem Bejczy Antal Robotikai Központjában került kialakításra, műtőn kívüli környezetben. Ezzel végeztünk robotasszisztált vizsgálatokat annak érdekében, hogy értékeljük a beavatkozási idő és a katéter hőmérsékletének hatását a lézió méretére RF abláció során 30 Watt teljesítménynél. A folyamat optimalizálására fejlett robotikai és szenzoros rendszert alkalmaztunk, amely lehetővé tette az RFA kezelési protokollok objektív értékelését. Kísérleteink során sertésszív szövetet használtunk, amely széles körben elfogadott modell a kardiovaszkuláris kutatásokban. A szövetmintákat a vágást követő 24 órán belül teljes sertésszívekből nyertük. A szövetmintákat egy kísérleti tartályban helyeztük el, amelyet 37,5 °C-on tartottunk, a sóoldatot pedig hígítottuk, hogy körülbelül 100 Ohm impedanciát érzünk el, ezáltal közelítve a sebészi környezethez. A tesztfelületeket simára vágtuk az abláció és a léziók megfigyelése céljából, hogy pontos méréseket és megbízható adatokat nyerjünk. A sertésszöveteket a laboratóriumban hűtve tároltuk az ablációs eljárás megkezdéséig, ekkor rézasztalra helyeztük őket a megfelelő földelés biztosítása érdekében.

A méréseinkhez használt berendezés magában foglalta a UR16e robotkart (Universal Robots, Odense, Dánia), amelyre egy OnRobot RG6 befogót szereltünk, biztosítva ezzel a katéter stabil pozicionálását. Az ablációt egy standard Celsius 4 mm katéterrel (Biosense Webster, Johnson & Johnson, New Brunswick, NJ, USA) végeztük, amely egy Stockert RF generátorhoz volt csatlakoztatva. Technikai korlátok miatt a teljesítménygörbét nem rögzítettük. Az állandó hőmérsékletet (37,5 °C) és a sós oldat keringését egy Ambiano (Frankfurt, Németország) sous vide készülék biztosította, 8-10 liter/perc keringési sebességgel. A szövetmintákat gumiszalaggal rögzítettük a rézasztalra.



1. ábra RF abláció mérési berendezése: 1:Stockert generátor, 2: a tartály, 3: az univerzális Robots UR16e robotkar, az OnRobot RG6 megfogó, 4: az Ambiano Sous Vide készülék.

3.2. Kontakterő-mérő eszköz fejlesztése

A robotkarok körülbelül 1 N pontosságú érintkezési erő beállítását teszik lehetővé, azonban a katéterablációs eljárások ennél jóval finomabb, körülbelül 0,3 N erőszabályozást igényelnek. Ennek teljesítésére terveztünk és gyártottunk egy kontakterő-mérő eszközt, amelyet a robotkar befogó szerkezetébe integráltunk. A mechanikus eszköz Hooke törvénye alapján készült, két sorba kapcsolt rugóval, amelyek együttes rugóállandója $s=0,06$ N/mm lett, így biztosítva konzisztens érintkezési erőt az ablációs helyeken. A kontakterő szabályozó pontosságát minden kísérlet előtt egy mérlegen szabad kézzel ellenőriztük, és a mérési pontatlanság 5% alatt maradt. A kontakterő-mérő eszköz segítségével állandó érintkezési erőt értünk el, amit a robotkar segítségével validáltunk és a katéter pozicionálását a robotkarral stabilizáltuk is. Továbbá biztosítottuk, hogy a katéter vége

legfeljebb 1 cm-re nyúljon ki a kontakterő-mérő végéből, ezzel is biztosítva a katéter stabilitását.



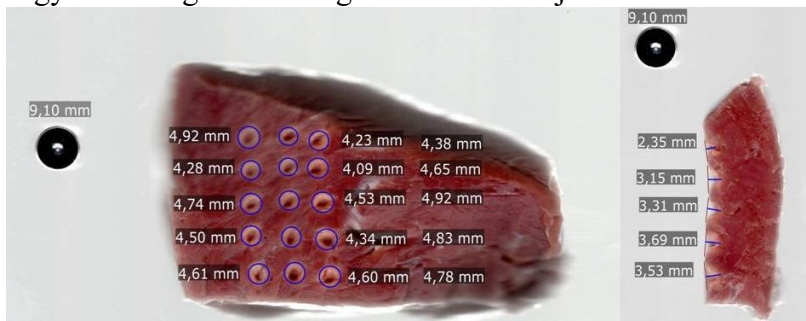
2. ábra Általunk tervezett és gyártott rúgós erőmérő eszköz

3.3.Kísérleti módszer összeállítása

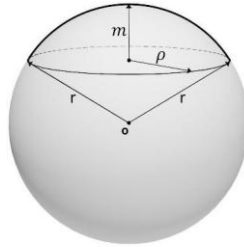
Számítógéppel vezéreltük a robotkart, amely biztosította a precíz pozicionálást, orientációt és az egyenletes ablációs időtartamot. Szükség esetén manuális vezérlés is rendelkezésre állt ezeknek a paramétereknek a fenntartására. Többször áttértünk manuális vezérlésre, de ez nem befolyásolta a kísérleti eredményeket. A katétert egy egyedileg tervezett kontakterő-mérőbe helyeztük, és a generátort a kontakterő beállítása után aktiváltuk. Platformunk lehetővé tette ablációs léziók létrehozását mind a pitvarban, mind a kamrában, bár a bal kamra nagyobb vastagsága megkönnyítette a léziók képződését. A hőmérséklet növelése vagy az ablációs idő meghosszabbítása voltak a legegyszerűbb stratégiák a rádiófrekvenciás hatékonyság fokozására.

Kísérleteinket állandó érintkezési erő mellett, hőmérséklet-szabályozott körülmények között végeztük 60°C, 65°C és 70°C hőmérsékleten, valamint 10, 20 és 30 másodperces ablációs

időtartammal, ami összesen 186 lézió képződéséhez vezetett. A teljesítményt a generátoron a hőmérséklet- és időtartam-beállítások mellett állítottuk be. Az ablációt point by point módszerrel végeztük, különös figyelmet fordítva az ablációs pontok közötti távolságra, hogy elkerüljük az átfedést és biztosítsuk az eredmények kiértékelhetőségét. Szükség esetén a felesleges szövetet eltávolítottuk a mintákról a kísérlet előtt, hogy egyenletes felületet érjünk el, így megkönnyítve a pontosabb értékelést. Az abláció befejezését követően minden mintáról felszíni képeket készítettünk a léziók átmérőjének mérésére. Ezenkívül keresztmetszeti képeket is készítettünk, hogy később megmérhessük a léziók mélységét. Festést nem alkalmaztunk, mivel a léziók vizuális jellemzői elegendőek voltak a pontos lokalizációhoz. Az Inkscape szoftvert (<https://gitlab.com/inkscape/inkscape>, 2020. január 1.) használtuk az átmérő és mélység mérések elvégzéséhez, amelyeket ezt követően Microsoft Excel táblázatban rögzítettünk a további elemzéshez. Minden lézió merest ugyanaz a személy végzett, aki nem tudta a léziók paramétereit a mérés során. A léziók térfogatát a begyűjtött adatok alapján számítottuk ki a gömbszelet képlete segítségével, feltételezve, hogy a léziók gömbszelet geometriai formáját követik.



3. ábra Ablációk által létrehozott léziók, amelyek a lemerített méretekkkel együtt láthatók a képeken. Felülnézetből az átmérők olvashatók le, a keresztmetszeti képen pedig a mélységek.



$$V = \frac{\pi}{6} m(3\rho^2 + m^2)$$

4. ábra Gömbzszelet (süveg) térfogatának képlete

Ablációs folyamat során feljegyeztük a kezdő és végső impedanciákat is, mivel fontos szempont a lézió kialakulása során, hogy milyen nagyságú az impedancia esése.

3.4. Statisztikai kiértékelés

Az adatokat digitális adatbázisban rögzítettük és tároltuk. A folytonos változókat átlagértékekkel és szórásokkal jellemeztük. A kutatásban két statisztikát végeztünk, első egy szszerű leíró statisztika, utána pedig többváltozós lineáris regressziós modellt használtunk annak érdekében, hogy megvizsgáljuk a hőmérséklet és az ablációs időtartam lézió térfogatára gyakorolt hatását. A változókat a következőképpen definiáltuk: a függő változó a lézió térfogata, míg a független változók a hőmérséklet és az időtartam voltak. Impedancia esés vizsgálatánál pedig a függő változó az impedancia esés, míg a független változók a hőmérséklet, az időtartam és a kezdő impedancia voltak. A p-értékek közül a 0,05 alattiakat tekintettük szignifikánsnak. A statisztikai elemzéseket az R szoftver 4.4.0 verziójával végeztük el.

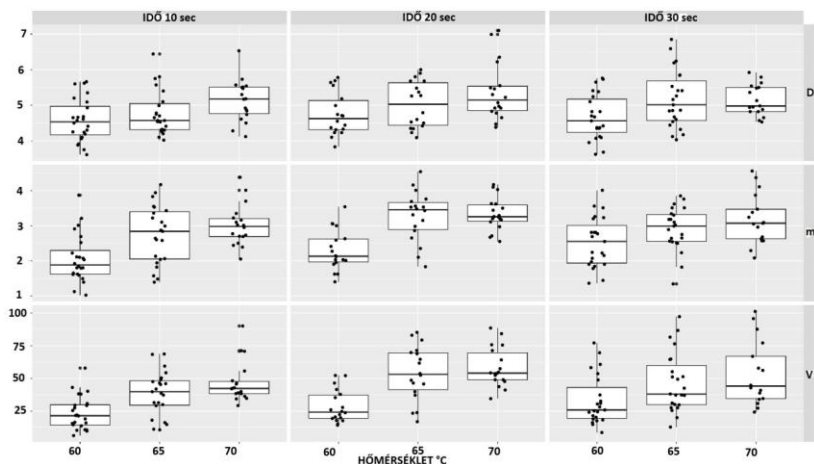
4. Eredmények

4.1 Ablációval létrehozott léziók eredményei: szélesség, mélység, térfogat

Az 1. táblázat az ablációs léziók méreteit mutatja be, amelyeket 60°C, 65°C és 70°C hőmérsékleten, valamint 10, 20 és 30 másodperces ablációs időtartamok mellett végzett kísérletek során kaptunk, így összesen 9 különböző léziócsoporthoz eredményezve. Az összesen 186 lézió esetében a szélesség és mélység méreteit rögzítettük, majd kiszámítottuk a léziók térfogatát. Konkrétan, a 60°C-on és 10 másodpercen végzett ablációs paramétereknél a lézió mélysége $2,06 \pm 0,68$ mm (átlag $\pm$ szórás), a lézió szélessége $4,58 \pm 0,60$ mm, a térfogata pedig $23,57 \pm 12,81$ mm³ volt. Amikor az ablációs időtartamot stabilan 20 másodpercen tartottuk, és a hőmérsékletet 60°C-ról 65°C-ra és 70°C-ra növeltük, a lézió szélessége $4,74 \pm 0,60$ mm-ről $5,02 \pm 0,65$ mm-re és $5,37 \pm 0,80$ mm-re nőtt. Hasonlóképpen, amikor az ablációs időt 10 másodpercről 20 és 30 másodpercre hosszabbítottuk 60°C-on, a mélysége $2,06 \pm 0,68$ mm-ről $2,30 \pm 0,58$ mm-re és $2,53 \pm 0,71$ mm-re növekedett. Kísérleteink során a legnagyobb léziótérfogatot a 70°C és 20 másodperces beállítás mellett figyeltük meg. Az 5. és 6. ábrák a hőmérséklet és az időtartam változásainak hatásait mutatják be a léziók méreteire vonatkozóan, dobozdiagramokon ábrázolva.

1. táblázat Az ablációs lézió jellemzői és paraméterei különböző hőmérséklet és időtartam esetén az ex vivo modellben: Léziók szélességének, mélységének, térfogatának átlagai és szórása 9 különböző beállítási csoportban. (Lásd Módszerek fejezetben)

Hőmérséklet (°C)	Idő (sec)	Szélesség átlag ± szórás (mm)	Mélység átlag ± szórás (mm)	Térfogat átlag ± szórás (mm ³)
60	10	4,58 ± 0,6	2,06 ± 0,68	23,57 ± 12,81
65		4,79 ± 0,62	2,74 ± 0,82	38,42 ± 16,86
70		5,13 ± 0,59	3,01 ± 0,58	46,88 ± 15,62
60	20	4,74 ± 0,60	2,30 ± 0,58	28,52 ± 12,50
65		5,02 ± 0,65	3,27 ± 0,71	53,90 ± 20,66
70		5,37 ± 0,80	3,33 ± 0,47	58,27 ± 15,05
60	30	4,66 ± 0,64	2,53 ± 0,71	33,09 ± 18,88
65		5,16 ± 0,80	2,90 ± 0,61	46,64 ± 22,58
70		5,15 ± 0,44	3,17 ± 0,71	53,13 ± 24,27



5. ábra Dobozdiagram hőmérséklet: amely azt mutatja meg, hogy hőmérsékletnek mi a hatása a lézió méretekre a különböző paraméterek változtatása mellett (idő).

Egy többváltozós lineáris regressziós modellt alkalmaztunk, a modellben két fő prediktor változót használtunk: a hőmérsékletet (65 és 70 °C) és az ablációs időtartamot (20 és 30 másodperc). Meghatároztuk ezeknek a változóknak a hatását a léziók térfogatára.

Referenciacsoporthoz vettük a 60°C hőmérsékletű és 10 másodperc ablációs időtartammal létrehozott léziók csoportját. A 65°C-on végzett ablációs csoportokat összehasonlítva a referencia csoporthoz, azt tapasztaltuk, hogy a léziók térfogata a referencia csoporthoz képest szignifikáns növekedést mutatott (+17,3 (95% CI: 11,1 - 23,6) $p < 0,0001$), minden más paramétert változtatlanul hagyva. A 70°C-on végzett ablációs csoportokat hasonlítva a referenciához a léziók térfogata szignifikáns növekedést mutatott (+24,0 (95% CI: 17,5 - 30,6) $p < 0,0001$); a 20 másodperces ablációs idővel rendelkező csoportokat hasonlítva a referencia csoporthoz, a léziók térfogata szignifikánsan növekedett (+10,6 (95% CI: 4,1 - 17,2) $p = 0,0016$). A 30 másodperces ablációs időtartammal rendelkező csoportokat hasonlítva a referenciához a léziók térfogata szignifikáns növekedést jelzett (+8,1 (95% CI: 1,9 - 14,4) $p = 0,0114$).

A magasabb hőmérséklet nagyobb hatással volt a térfogat növekedésére, mint az ablációs időtartam növelése. A modellben nem volt interakció, tehát a hatások additívak ($p = 0,5939$). Az additív hatások azt jelentik, hogy minden változó hatása független a többi változó értékétől, és a hatások egyszerűen összeadódnak.

Kísérleteink során sikerült pontos és ismételhető ablációs mintákat létrehozni a robotkar használatával, amely jelentős előrelépést jelentett az eljárásban. A berendezéssel konzisztens és megbízható eredményeket tudtunk produkálni, ami különösen fontos a léziók mélységének és szélességének

szabályozásában és mutatja a robotvezérelt technika megbízhatóságát és reprodukálhatóságát, valamint biztosítja a térfogati konzisztencia fenntartását. Mivel a robotkar precízen irányítható és stabil, ezért csökkenti a termikus sérülés kockázatát, elkerülve a túl magas hőmérséklet alkalmazását.

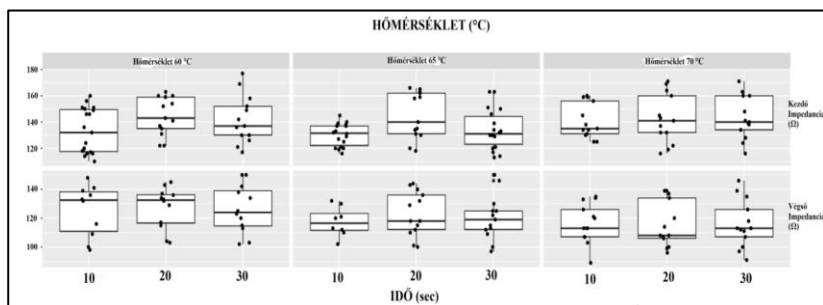
4.2. Abláció közbeni impedanciaesés

2. táblázat Az abláció közben az impedancia változása az ex vivo kísérletben: Impedancia kezdő és végső értékeinek átlaga valamint a %-os impedancia csökkenése 186 db lézió alapján (Lásd Módszerek fejezetben)

Hőmérséklet (°C)	Idő (sec)	Kezdő· impedancia· átlag±szórás (Ω)	Végső· impedancia· átlag±szórás (Ω)	Impedancia· csökkenés· átlag±szórás (Ω)	Impedancia· csökkenés· (%)
60	10	137,2±17,69	125,2±17,97	12±0,28	8,74
65		131,62±7,9	117,5±10,23	14,12±0,91	10,73
70		140,85±13,31	116,46±13,54	24,39±0,23	17,32
60	20	144,54±14,54	127,33±14,22	17,21±0,32	11,91
65		144,69±17,88	122,92±15,36	21,77±2,52	15,05
70		142,38±18,75	115,92±16,06	26,46±2,69	18,58
60	30	141,84±18,32	126,25±16,67	15,59±1,65	10,99
65		139,38±14,2	120,23±15,6	19,15±1,4	13,74
70		143,23±16,42	116±16,52	27,23±0,1	19,01

A kezdő impedancia értékek $131,62 \pm 7,9 \Omega$ (átlag ± szórás) és $144,54 \pm 14,54 \Omega$ között voltak, végső impedancia értékek $115,92 \pm 16,06 \Omega$ és $127,33 \pm 14,22 \Omega$ között voltak, az impedancia csökkenésre $12 \pm 0,28 \Omega$ és $27,23 \pm 0,1 \Omega$ értékeket találtunk a 9 különböző csoportunk esetén, ami 8,74 % és 19,01 % közötti impedancia esést jelent. Legkisebb impedancia csökkenés a 60 °C és 10 sec csoportban találtuk 8,74 % csökkenéssel. Legnagyobb impedancia csökkenés pedig a 70 °C és 30 sec ablációs időtartamú csoportban találtuk. (2. táblázat)

Statisztikai számításokkal is igazoltuk tehát, hogy a nagyobb hőmérséklet szignifikánsan nagyobb impedancia eséshez vezet. Pl. 65 °C a 60 °C – hoz képest a többváltozós regresszió szerint önmagában 3,6 Ω -mal csökkenti az impedanciát (95% CI: (-5,9) – (-1,3), $p = 0,026$). Valamint az ablációs idő növelése is szignifikánsan növeli az impedancia esés növekedését. pl. 20 másodpercnél 4,1 Ω -mal csökkenti (95% CI: -6,5 – -1,8) $p=0,0006$.



6.ábra Dobozdiagram idő, amely azt mutatja meg, hogy időnek mi a hatása a kezdő és végső impedanciára (hőmérséklet).

5. Következtetések

Kutatásaim eredményei alapján a robotkarral támogatott rádiófrekvenciás abláció jelentősen növeli az eljárások pontosságát és reprodukálhatóságát, különösen az in vitro sertésszöveteken végzett kísérletek során. Az optimális hőmérsékleti és időtartam-paraméterek meghatározásával minimalizálható a nem kívánt szövetkárosodás, valamint hatékonyabban kontrollálható a léziók mélysége, szélessége és térfogata. Eredményeim arra utalnak, hogy a robotika alkalmazása az elektrofiziológiai eljárásokban csökkentheti az operátori hibák számát, ezáltal növelve a beavatkozások

biztonságát és hatékonyságát. Tézisem hozzájárulhat a személyre szabott orvoslás fejlődéséhez, ahol a kezelési protokollok finomítása révén javítható a betegellátás minősége. Összességében, kutatásaim értékes hozzájárulást nyújthatnak az elektrofiziológiai beavatkozások továbbfejlesztéséhez és hatékonyságuk növeléséhez.

I. Sikeresen megterveztem és összeállítottam azt a kísérleti berendezést, amellyel in vitro körülmények között RF ablációt végezhettem sertésszív szöveteken, és sztenderdizálni tudtam az elért eredményeket.

II. A paraméterek közül a kontakterőt állandóvá tettem, ehhez pedig egy saját tervezésű és gyártású rúgós erőmérő eszközt használtam, amelynek pontosságát mérleggel is ellenőriztem.

III. Validáltam a rúgós kontakterő-mérőt az in vitro kísérleti berendezéshez robotkar segítségével, így biztosítva a kontakterő állandóságát és a katéter pozíciójának stabilitását.

A kísérletek során a robotkar alkalmazása lehetővé tette pontos és reprodukálható ablációs minták létrehozását. A berendezés következetes és megbízható eredményeket produkált, különösen a léziók mélységének és szélességének szabályozásában. Ez a robotvezérelt technika megbízhatóságát és reprodukálhatóságát igazolja, valamint biztosítja a térfogati konzisztenciát, amely kulcsfontosságú az eljárás során. A robotkar precíz irányíthatósága és stabilitása révén csökkenti a termikus sérülések kockázatát, mivel lehetővé teszi a hőmérséklet optimális szabályozását.

IV. A kidolgozott módszertanom segítségével megmértem a robotasszisztált kísérleti berendezés által létrehozott léziók méreteit, és ezek alapján kiszámítottam a térfogatot. Az egyes sorozatokat összehasonlítva a következő következtetésekre jutottam: hőmérséklet kontroll módban ablálva és konstans kontakterő és stabil katéter pozíció mellett a magasabb hőmérséklet és hosszabb ablációs időtartam jelentősen növelte az ablációs léziók térfogatát. A hőmérséklet és az időtartam növelése is szignifikánsan növelte a léziók térfogatát. A magasabb hőmérséklet nagyobb hatással volt a térfogat növekedésére, mint az ablációs időtartam növelése. A modellben nem volt interakció, tehát a hatások additívak ($p = 0,5939$).

V. Statisztikai számításokkal is igazoltuk, hogy a nagyobb hőmérséklet szignifikánsan nagyobb impedancia eséshez vezet. Pl., 65 °C a 60 °C -hoz képest a többváltozós lineáris regresszió szerint önmagában $3,6\ \Omega$ -mal csökkenti az impedanciát (95% CI: $-5,9 - -1,3$, $p = 0,026$). Valamint az ablációs idő növelése is szignifikánsan növeli az impedancia esést. pl., 20 másodpercnél $4,1\ \Omega$ -mal csökkenti (95% CI: $-6,5 - -1,8$) $p = 0,0006$.

6. Saját publikációk jegyzéke

6.1. A disszertációhoz kapcsolódó publikációk jegyzéke

1. Marton HZ, Inczeffy PE, Kis Z, Kardos A, Haidegger T. Results from the Study of Lesions Created by Robot-Assisted Radiofrequency Ablation. Acta Polytech. Hung. 2023; 20(8). doi: 10.12700/APH.20.8.2023.8.13 (IF:1,4)
2. Marton HZ, Inczeffy PE, Kis Z, Kardos A, Haidegger T. Sensor-Based Measurement Method to Support the Assessment of Robot-Assisted Radiofrequency Ablation. Sensors (Basel). 2024; 24(5):1699. [doi:10.3390/s24051699](https://doi.org/10.3390/s24051699) (Várható IF: 3,4)
3. Marton HZ, Inczeffy PE, Kardos A, Haidegger T. Robotasszisztált rádiófrekvenciás ablatio által létrehozott laesiók közbeni impedanciaesés vizsgálata [Investigation of impedance drop during lesions created by robot-assisted radiofrequency ablation]. Orv Hetil. 2025;166(6):219-227. doi: 10.1556/650.2025.33224 (Várható IF: 0,8)

6.2.A disszertációtól független publikációk jegyzéke

1. Dobranszky, J., Bernath, A., & Marton, H. (2008). Characterisation of the plasma shape of the TIG welding arc. International Journal of Microstructure and Materials Properties, 3(1), 126-140.

2. Bognár, E., Ring, G., Marton, H. Z., & Dobránszky, J. (2007). Development and Examination of Coated Coronary Stents. *Anyagok Világa*, 7(1), 1-7.
3. Bognár, E., Ring, G., Marton, H. Z., Dobránszky, J., & Ginsztler, J. (2007). Polyurethane coating on coronary stents. *Key Engineering Materials*, 345, 1269-1272.
4. Bernáth, Andrea és Marton, Hilda és Dobránszky, János (2006) Characterization of the Plasma Shape of the TIG Welding Arc. In: 3rd International Conference on Thermal Process Modelling and Simulation: IFHTSE 2006, 2006.04.26-2006.04.28., Budapest, Hungary.

ΣIF: 5,6