



BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM

GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR

ANYAGTUDOMÁNY ÉS TECHNOLÓGIA TANSZÉK

TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI KONFERENCIA

DAMENIJA GIVI

(SEMMEIWEIS EGYETEM, ÁLTALÁNOS ORVOSTUDOMÁNYI KAR, 7. FÉLÉV)

INCZEFFY PÁLMA EMESE

(BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM, GÉPÉSZMÉRNÖKI SZAK BSC, 7.
FÉLÉV)

Robot-asszisztált rádiófrekvenciás abláció során létrejött léziók vizsgálata

Konzulensek:

Dr. Haidegger Tamás

*docens, Óbudai Egyetem, Egyetemi Kutató és Innovációs
Központ*

Károly Dóra

*tanársegéd, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi
Egyetem, Anyagtudomány és Technológia Tanszék*

Marton Hilda Zsanett

*kutató és tudományos referens, Gottsegen György
Országos Kardiovaszkuláris Intézet*

Budapest, 2021

NYILATKOZATOK

Elfogadási nyilatkozat

Ezen dolgozat a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Gépészmérnöki Kara által a Tudományos Diákköri Konferenciára előírt valamennyi tartalmi és formai követelménynek, továbbá a célkitűzésekben megfogalmazottaknak maradéktalanul eleget tesz. Ezen dolgozatot a nyilvános bírálatra és nyilvános előadásra alkalmasnak tartom.

A beadás időpontja: 2021. 11. 07.

.....

konzulens

Nyilatkozat az önálló munkáról

Alulírott, *Inczeffy Pálma Emese (C6XZ4N)* a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem hallgatója és *Damenija Givi* a Semmelweis Egyetem hallgatója büntetőjogi és fegyelmi felelősségünk tudatában kijelentjük, hogy ezt a dolgozatot meg nem engedett segítség nélkül, saját magunk készítettük, és dolgozatunkban csak a megadott forrásokat használtuk fel. Minden olyan részt, melyet szó szerint vagy azonos értelemben, de átfogalmazva más forrásból átvettünk, egyértelműen, a hatályos előírásoknak megfelelően, a forrás megadásával megjelöltük.

Budapest, 2021.11.07.

.....

hallgató

TARTALOMJEGYZÉK

Előszó	v
Jelölések jegyzéke	vi
1. Összefoglalás	1
1.1. Summary	2
2. Bevezetés	3
2.1. Célkitűzések	3
2.2. Áttekintés	3
3. Szakirodalmi áttekintés	4
3.1. Pitvarfibrilláció - Mi történik a szívben?	4
3.2. Tünetek	5
3.3. PF kezelése	6
3.4. PF katéterabláció	7
3.5. Rádiófrekvenciás abláció	8
3.6. Szövődmények	10
3.7. Sikeresség	10
3.8. Léziók mérete	11
3.9. Kontakterő	12
3.10. Ablálás időtartama	13
3.11. High Power- Short Duration	13
3.12. A katéterek fejlődése	14
4. Mérés	15
4.1. Mérés leírása	15
4.2. A mérőberendezés ismertetése	15
4.3. Rugós kontakterő határoló	15
4.4. Mérés menete	17
4.5. Kiértékelés	17
5. Eredmények	19
5.1.1. Mérési adatokból készült diagramok	20
6. Eredmények értékelése	22

6.1. Jövöbeli tervek.....	23
7. Irodalomjegyzék.....	25
7.1. Ábrajegyzék.....	27
8. Melléklet.....	28

ELŐSZÓ

Mindig is érdekelt minket az emberi test misztériumának és a korszerű technológiának a találkozása, amely a szervezetünket érintő megbetegedések felderítésében és kezelésében kézzel fogható formát ölt. Az emberi szív, amely az emberi test folyékony kötőszövetének, a vérnek a keringtetéséért felelős szerv, és mindösszesen egy ökölbe szorított kéz méretével bír egy konvencionális szivattyúnál mérföldkövekkel szofisztikáltabb eszközként fogható fel, amely viszont ugyanúgy alkotóelemekre és alrendszerre bontható fel. Mind sejtbiológiailag, mikroszkopikusan és makroszkopikusan jellemezhető ilyen alrendszer a szív ingerületvezető rendszere, ami annak üregeinek szinkronizált működését hivatott koordinálni. Rajta keresztül egyúttal a percenként meghajtott vér mennyisége, a szív teljesítő képessége (egyéb mechanizmusokkal egyetemben) fokozható, rendellenes működése pedig olyan kórképek kialakulásában játszhat szerepet, amelyek józan paraszti ésszel nem érthetőek meg legtöbbször, és olykor tünetmentesen egy időzített bombaként várakoznak a sötétben, így felismerésük is nehezített, vagy nem lehetséges.

Az általunk leírni kívánt kórkép, a pitvarfibrilláció felismerése, és ennek kezelése lévén a fentebb leírtaknak megfelel, ezért az olyan technológiai augmentációt igényel az emberi oldalról, amely a mai eszközeink nélkül nem volna elképzelhető, és napjaink alatt is a mérnöki fejlesztő csapatok kulcsfontosságú szerepet kapnak a kezelési eljárások kifejlesztésében, megújításában.

* * *

Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnénk megköszönni konzulenseinknek, Dr. Haidegger Tamás egyetemi docensnek, az Irányítástechnika és Informatika Tanszékről, Károly Dóra tanársegédnek az Anyagtudomány és Technológia Tanszékről, valamint Marton Hilda Zsanett kutatási és tudományos referensnek a Gottsegen György Országos Kardiovaszkuláris Intézetből a méréseken való aktív részvételét, és azok kiértékelésben tett segítségét. Ezen kívül köszönjük az Óbudai Egyetem Bejczy Antal iRobottechnikai Központjának a rendelkezésünkre bocsájtott eszközöket, illetve Garamvölgyi Tivadarnak és Tarsoly Sándornak a rengeteg segítséget.

Budapest, 2021. 11. 07.

Damenija Givi

Inczeffy Pálma Emese

JELÖLÉSEK JEGYZÉKE

A táblázatban a többször előforduló jelölések magyar nyelvű elnevezése, valamint a fizikai mennyiségek esetén annak mértékegysége található. Az egyes mennyiségek jelölése – ahol lehetséges – megegyezik hazai és a nemzetközi szakirodalomban elfogadott jelölésekkel. A ritkán alkalmazott jelölések magyarázata első előfordulási helyüknél található.

Latin betűk

Jelölés	Megnevezés, megjegyzés, érték	Mértékegység
<i>g</i>	gravitációs gyorsulás (9,81)	m/s ²
<i>D</i>	lézió átmérő	mm
<i>m</i>	lézió mélység	mm
<i>V</i>	lézió térfogata	mm ³

Rövidítések

Jelölés	Megnevezés, értelmezés
PF	pitvarfibrilláció
HPSD	High Power – Short Duration, nagy energia leadása rövid ideig
ICE	intracardiális echokardiográfia

1. ÖSSZEFOGLALÁS

A pitvarfibrilláció az egyik leggyakoribb ritmuszavar. Egyik kezelési módja a pitvarfibrilláció rádiófrekvenciás katéterablációja, ekkor a pulmonális vénák szájadékát elektromosan izolálják a bal pitvar többi részétől. Close protokoll szerint egy léziókból álló sorozatot hozunk létre. Ahhoz, hogy eredményes legyen a beavatkozás az elkészült lézióknál figyelni kell, hogy permanens szövetelhalás lépjen fel (legalább 50 °C-ra kell melegíteni a szövetet).

A transzkatéteres rádiófrekvenciás abláció történhet "pontról pontra" vagy vonal húzásával, mi az előbbi típust választottuk. Méréseinket ex vivo sertésszíveken végeztük, a létrehozott léziók méreteit vizsgáltuk a hőmérséklet és a teljesítmény függvényében az idő változtatásával.

A beavatkozás sikerességét nagyban befolyásolja, hogy ablálás során mennyire egyenletes az energiaközlés. A mérés pontosságának növelése érdekében a kontakterőt egy állandó értéken kell tartani az összes mérési pontnál. Ennek megoldására egy rugós elven működő kontakterő határolót készítettünk, amely segítségével 30 ± 10 grammra tudjuk az elektróda és a szív közötti erőt beállítani. Az ablálást egy robotkarral végeztük, ezáltal is lecsökkentve az emberi eredetű, például kéz remegéséből származó pontatlanságot.

Egyik legfőbb célunk, hogy a valódi műtéti eljárást minél jobban lemodellezzük és ennek segítségével valósághoz hű eredményeket kapjunk.

A jövőben célunk továbbá meghatározni, hogy a rövidebb ideig tartó nagyobb energiával és a hosszabb ideig tartó kisebb energiával való ablálás közül mely eljárás során keletkezik tartósabb lézió, ami a műtét sikerességében kulcsfontosságú.

Kulcsszavak: *abláció, szívkatéter, kontakterő, lézió, rádiófrekvenciás abláció, pitvarfibrilláció*

1.1. Summary

Atrial fibrillation is a very common arrhythmia. One method of treatment is catheter ablation of atrial fibrillation, in which the mouth of the pulmonary veins is electrically isolated from the rest of the left atrium. During the procedure a series of lesions is created. For the procedure to be effective, we have to ensure that permanent tissue death occurs (the tissue must be heated to at least 50 °C).

Transcatheter radiofrequency ablation can be done "point to point" or by drawing a line, for our study we chose the first method. Our measurements were performed ex vivo on porcine hearts, and the sizes of the lesions were examined as a function of temperature and power.

The success of the intervention is greatly influenced by how even the energy transfer is during ablation. To increase the accuracy of the measurement, the contact force must be kept constant at all measuring points. To assure this, we designed a spring-loaded contact force limiter, so we can adjust the force between the electrode and the heart to 30 ± 10 grams. Ablation was performed using a robotic arm, thereby also reducing inaccuracies caused by human error, such as hand-shaking.

One of our main goals is to imitate the real surgical procedure so we can get realistic results.

In the future we would like to determine which procedure results a more permanent lesion between ablation with more energy for a shorter period of time and ablation with less energy for a longer period of time.

Keywords: *ablation, cardiac catheter, contact force, lesion, radiofrequency ablation, atrial fibrillation*

2. BEVEZETÉS

Magyarországon minden második ember halálát szív- és érrendszeri betegség okozza, és bár sok esetben megelőzhető lenne, az egészségtelen életvitel, dohányzás, cukorbetegség, magas koleszterinszint és vérnyomás mind csak növelik a kockázatot. A nyugati országokban már évek óta vezető halálok, és valószínűleg az elkövetkezendő években csak tovább nő a betegek száma (1) (2).

A pitvarfibrilláció (PF) napjaink leggyakoribb klinikai relevanciával bíró szívritmuszavara, melynek kezelésében az elmúlt 10 év alatt jelentős előrelépést sikerült tenni. Ennek fajsúlyát képezik azon a PF táptalaján kialakuló betegségek, mint a szívelégtelenség, a stroke, hirtelen szívhalál és egyéb cardiovascularis morbiditások, amelyekkel összefüggésbe hozható a PF.

A prevalenciája a 20 évnél idősebb férfiak körében 3% körül mozog, és az életkor előrehaladtával, és az ezzel párhuzamosan megjelenő betegségekkel -mint a magas vérnyomás, szívelégtelenség, coronaria-, billentyűbetegségek, obesitas és krónikus vesebetegség-előfordulása pedig növekszik. Európában a jelenlegi becslések szerint 2030-ra mintegy 14-17 millió ember válhat érintetté, évente 120-250 ezer új regisztrált esettel (2).

Jelenleg bemutatott mérésünk a különböző ablálási beállítások mellett létrejött léziókat vizsgálja. Feladataink közé tartozott a mérés előkészítése, a kísérletekben gépészmérnöki és orvosi rész vállalása, a jegyzőkönyv készítése és vezetése. A pontosság növelése érdekében további fejlesztési lehetőségeket tártunk fel, illetve valósítottunk meg.

2.1. Célkitűzések

Az elmúlt években az ablációs eszközök fejlődésével egyre több orvos preferálja a rövid ideig tartó, nagy energiájú ablálást. Kutatásunkban a kialakult léziók vizsgálatával szeretnénk hozzájárulni a rádiófrekvenciás abláció sikerességi rátájának növelésében.

2.2. Áttekintés

A dolgozatban bemutatjuk a pitvarfibrilláció kialakulásának okait és mechanizmusát, a fellépő tüneteket és kezelési módjait, fókuszálva a rádiófrekvenciás ablációra. Vizsgáljuk a beavatkozás alatt létrejött léziók méreteit befolyásoló tényezőket, mint például a kontakterőt és az ablálás időtartamát. Bemutatjuk az általunk végzett mérést, a kapott eredményeket, illetve javaslatot teszünk a módszer további fejlesztésére.

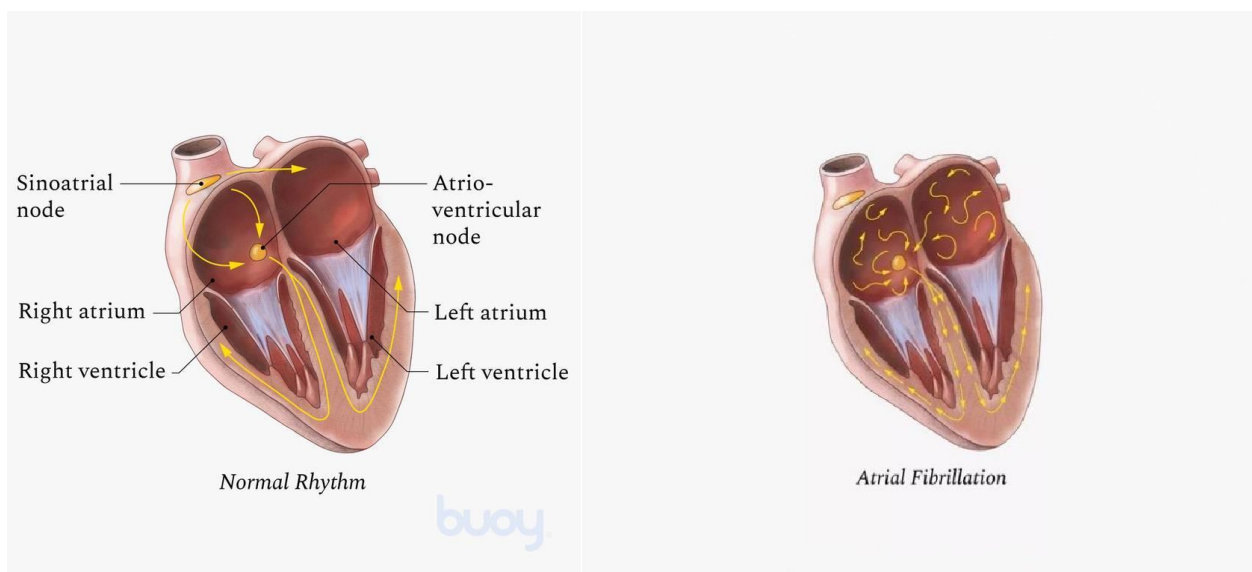
3. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS

3.1. Pitvarfibrilláció - Mi történik a szívben?

A betegség során az egészséges egyén sinusritmusára jellemző pitvari kontrakciókat rendellenes és szinkronizálatlan rángatózások váltják fel, mert a sinuscsomó sinusritmusát megzavaró, a szív elektromos kontrollját átvevő szignálok érkeznek jellemzően a pulmonális vénák területéről (1. ábra).

Patogenezise, a betegség kialakulásának mechanizmusa mögött a pitvari struktúra, és az ioncsatorna-funkció kóros átalakulásai állnak. Külső károsító tényezők, strukturális szívbetegségek, hypertonia, a diabetes mellitus, a dohányzás, valamint maga a PF is a pitvarok kóros remodellingját idézik elő. A folyamatot összességében fokozott fibroblaszt aktiváció, következetes kötőszövetes átépülés, és gyulladásos folyamatok megjelenése jellemzi. (Az előbbi folyamatok és strukturális elváltozások az izomrostok elektromos disszociációjához vezetnek, melyek elősegítik reentry mechanizmusok, illetve microreentry körök kialakulását, ezzel kialakítva az elektromosan kórosan aktív gócokat, melyek leggyakrabban a pulmonális vénák bal pitvarba szájadzásánál fordulnak elő.)

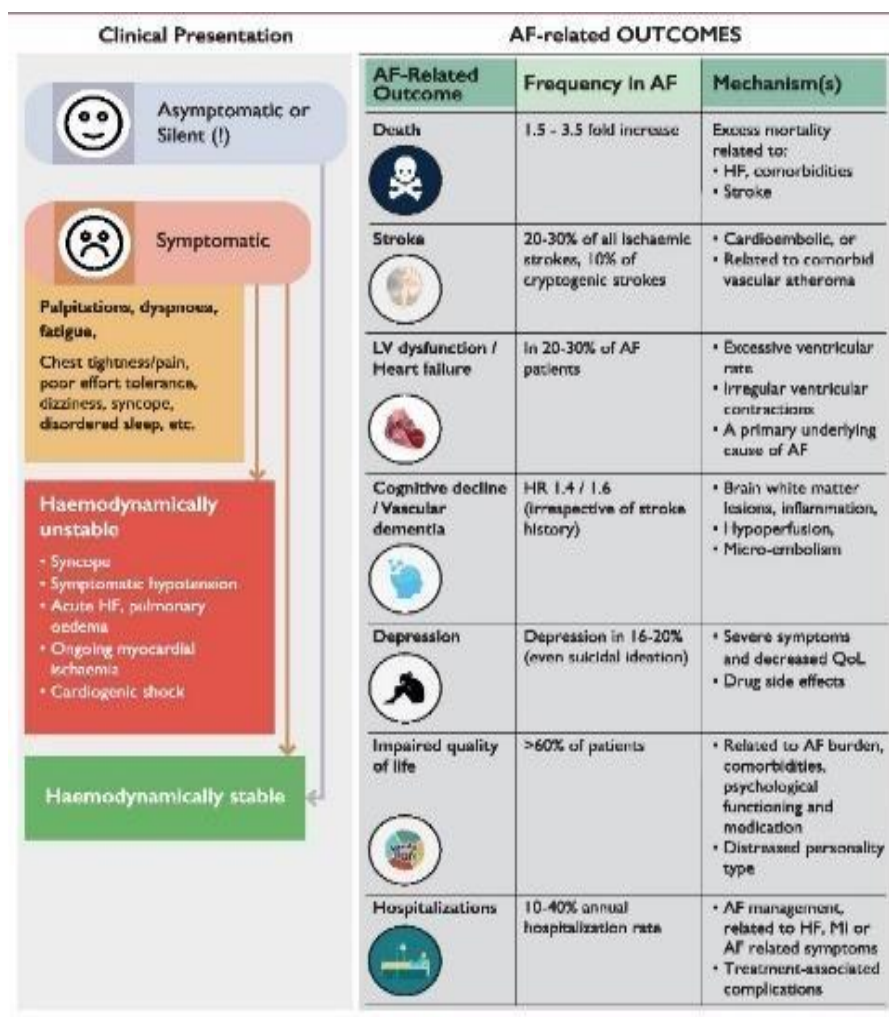
Az ioncsatornák kóros megváltozása is kialakulásának egyik alappillére, ahol a szív ciklikus működésében központi szerepet játszó Ca^{2+} -áram downregulálódik, valamint befele rektifikáló K^{+} -csatornák száma ugyanakkor upregulálódik a PF hatására, illetve egyéb Ca^{2+} kötő fehérjék hiperfoszforilációja (ezesetben túlműködése) miatt spontán Ca^{2+} felszabadulás alakulhat ki, mely lévén a kontraktilitás elektrokémiai hajtóereje, ún. triggerelt működést válthat ki, ami súlyosbíthatja.



1. ábra: A szív elektromos jeleinek továbbítása és a pitvarfibrilláció

3.2. Tünetek

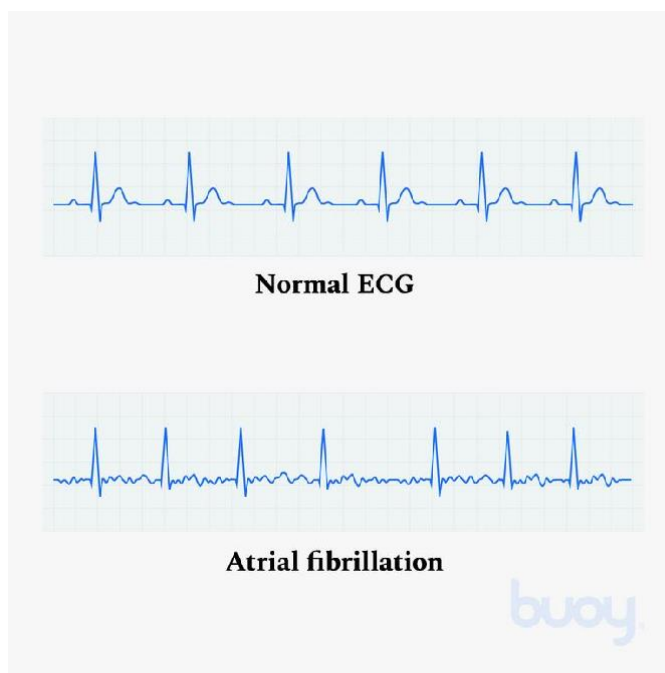
Tünetei (2. ábra) közé tartoznak a heves és rendszertelen szívdobogás, mellkasi fájdalom, a levertség, illetve a szédülés, ami akár eszméletvesztéshez is vezethet. Emellett felléphet légszomj, mással nem magyarázható verejtékezés, és a beteg szorongása. A PF hosszabb távon szívelégtelenséghez, illetve thrombus képződés útján pedig ischaemiás stroke kialakulásához vezethet, melyek bekövetkezésének a valószínűsége az előbbi tünetek hiányában, tünetmentességben ugyanúgy veszélyeztetik a betegeket.



2. ábra: Pitvarfibrilláció tünetei

A PF diagnózisa elsősorban a könnyen hozzáférhető 12 elvezetéses EKG (elektrokardiogram) jelei alapján tehető meg (3. ábra), ahol a normális sinusritmust felváltja a pitvarok gyors, kaotikus depolarizációjának következtében rá jellemző EKG mintázat: Az ingerképzési frekvencia 400-600/min, amely alatt pitvari kontrakció nem jön létre, ezért a kamrai depolarizáció előtt a pitvari P-hullám nem fedezhető fel, azt az ún. f-hullámok váltják

fel, továbbá megállapítható az ún. arrhythmia absoluta, vagyis a kamrai depolarizációk (QRS-komplexumok) nem szabályosan követik egymást az EKG regisztrátumon.



3. ábra: EKG normál szív működés és pitvarfibrilláció esetén

Amennyiben ez nincs időben diagnosztizálva és kezelve, a remodelling jelentős része irreverzibilissé válhat. A remodelling, és ezáltal a pitvari myocardium átépülése, továbbá a pitvari véráram lelassulása - különösképpen a bal fülcsében - thrombusok kialakulásának kedvező közeget képez, amely közeget tovább erősíti a pitvari myocardium PF következtében kialakuló károsodása, ahol az ezáltal sérült szívbeltártya (endothelium-endocardium) felszínén is fokozott thrombus képződés válik lehetővé, amelyek később, mint embolusok zárhatják el az érrendszer velük megegyező átmérőjű szakaszát. A fentebb említett betegségek közül kiemelendő ezzel összefüggésben a stroke, mivel a PF során a bal pitvarban -azon belül is elsősorban a bal fülcsében- kialakuló thrombusok a szervezet fő verőerebe jutva, könnyedén az agyi vérellátásért nagyrészt felelős arteria carotis interna ágba kerülhetnek.

3.3. PF kezelése

Klasszifikációja a kezelési módszerek, és a kezelés várható sikerességének szempontjából is relevánsak.

Az újkeletű PF, mint neve is magába foglalja azt, amely újonnan felfedezett (függetlenül minden más időtartamtól). Az ún. paroxysmalisnak a legtöbbször 48 órán belül megszűnő, de maximum 7 napig fennálló PF-t tekintjük. Perzisztens formáról beszélünk, amely 7 napnál hosszabb ideje, de egy éve még nem fennálló, illetve long-standing perzisztens amely több mint egy éve fennáll, és még tervezünk ritmuskontrollt végezni rajta. Az ötödik kategóriába,

permanensbe soroljuk azokat az eseteket, ahol egy éven túl fennáll a PF, és a sinusritmus helyreállítására már nem törekszünk.

Kezelése egyfelől a fentebb említett rizikófaktorok korai felismerésén és azok kezelésén alapul, másfelől a thrombusképződés esélyének a gyógyszeres csökkentésén, illetve a PF frekvenciakontrollján nyugszik. Az akut frekvenciakontroll gyógyszeresen történik minden esetben, hosszabb távú frekvenciakontrollnál ugyanakkor gyógyszeres bázisterápia mellett lehetőség nyílik AV-csomó ablációjára (egyéb kezelés ellenére kóros tachyarrhythmia megléte esetén), farmakológiai, illetve elektromos cardioverzióra is.

A krónikus ritmuskontroll eszköztárának része a PF katéterablációja, aminek elvégzésével a bal pitvar elektromosan izolálható a pulmonális vénák ectópiás gócaitól. A technológia az elmúlt évtized során a PF kezelésének elengedhetetlen eszközévé vált.

3.4. PF katéterabláció

A szív katéteres ablációját először az 1960-as évek végén kezdték el használni a klinikumban, ahol elsősorban a ritmuszavar sebészi kezelést hivatott segíteni cardiális felvételek készítésével, az ún. bal pitvari Cox maze műtéteken. Csak az ezt követő évtizedben kezdték el a szív célzott elektromos stimulációját kiváltani az eljárással, és az első nem sebészi kezelést 1981-ben végezte el Dr. Melvin Scheinmann transzvenálisan. A technika kifejlesztése gyakorlatilag a szerencsés véletlennek volt köszönhető, ugyanis először egy elektrofiziológiai felvétel készítése során végzett defibrilláció alatt, mikor magas feszültségű áram érte el a katéter elektródát figyeltek fel milyen mértékű nekrozist okozott az érintett szöveti területen a His- kötegnél. Kezdetekben egyenáramú technológiát alkalmaztak, amely során szabályozatlan mód érte az energia a szöveteket, ezzel előre nem belátható sérülést okozva azokban. Újabb mérföldkövet értek el az 1990-es években, miután az egyenáramú eszközöket lecserélték váltóáramúra, amelyek 350-750 kHz-es frekvenciájú váltóáramot használtak a szövetek felé történő hőközléshez, melyek a mai rádiófrekvenciás berendezések első képviselőinek tekinthetők (3).

A rádiófrekvenciás eszközök mellett elérhető a cryoenergiával történő cryoballoonos eljárás, a cirkuláris RF-katéterrel végzett (PVAC) abláció, illetve

szívsebészeti műtétek során továbbra is végeznek epicardialisan ablációt, vagyis a tüdővénákat kívülről elektromosan és sebészileg izolálják a bal pitvartól nyitott mellkasi vagy minimál invazív megközelítéssel (full sternotomia/parciális sternotomia/thoracotomia), amennyiben egyéb okokból szívsebészeti beavatkozás is indokolt.

3.5. Rádiófrekvenciás abláció

A manapság végzett katéterablációkhoz rádiófrekvenciás energiát alkalmaznak, ahol a váltóáram frekvenciája 100-2000 kHz-ig terjed. A katéter végét a beteghez érintve RF energia adódik át a szövetnek, ahol a megnövekedett ellenállás miatt ez az energia hőenergiává alakul át a Joule törvény következtében.

A beavatkozás során a katéter vége felmelegíti a szövetet és a keletkezett hő hatására szövetelváltozás, úgynevezett lézió alakul ki. Ennek létrejötte két folyamatból tevődik össze, a rezisztív és konduktív fázisból. Az előbbi alatt a katéter az elektromos áram hatására létrejött hőt adja át a szövet felületi rétegére, ami az ezt követő konduktív fázisban tovább terjed mélyebb területre.

Napjainkban a rádiófrekvenciás technológiát ún. point-by-point módon újszerű irrigated, azaz folyadékűtésű katéterekkel végzik (4).

A transzkatéteres beavatkozás során a PF kialakulásáért és fenntartásért felelős pulmonális vénák szájadékát elektromosan izoláljuk a bal pitvar többi részétől endocardiális úton (PVI = Pulmonary Vein Isolation) amellyel az azok felől induló kóros elektromos szignál nem tudja átvenni a sinusritmus fenntartásáért felelős sinuatriális csomótól a szív pacemaker szerepét. Indikációját a legújabb irányelvek szerint a tünetes paroxysmalis PF, amennyiben a gyógyszeres kezelés nem bizonyul elegendőnek, illetve elsőként választandó a tünetek enyhítésére és a rekurrencia elkerülése végett. A perzisztens és long-standing perzisztens esetekben szintén választandó eljárás amennyiben a tünetek enyhítésére, illetve, ha a gyógyszeres terápia nem elegendő.

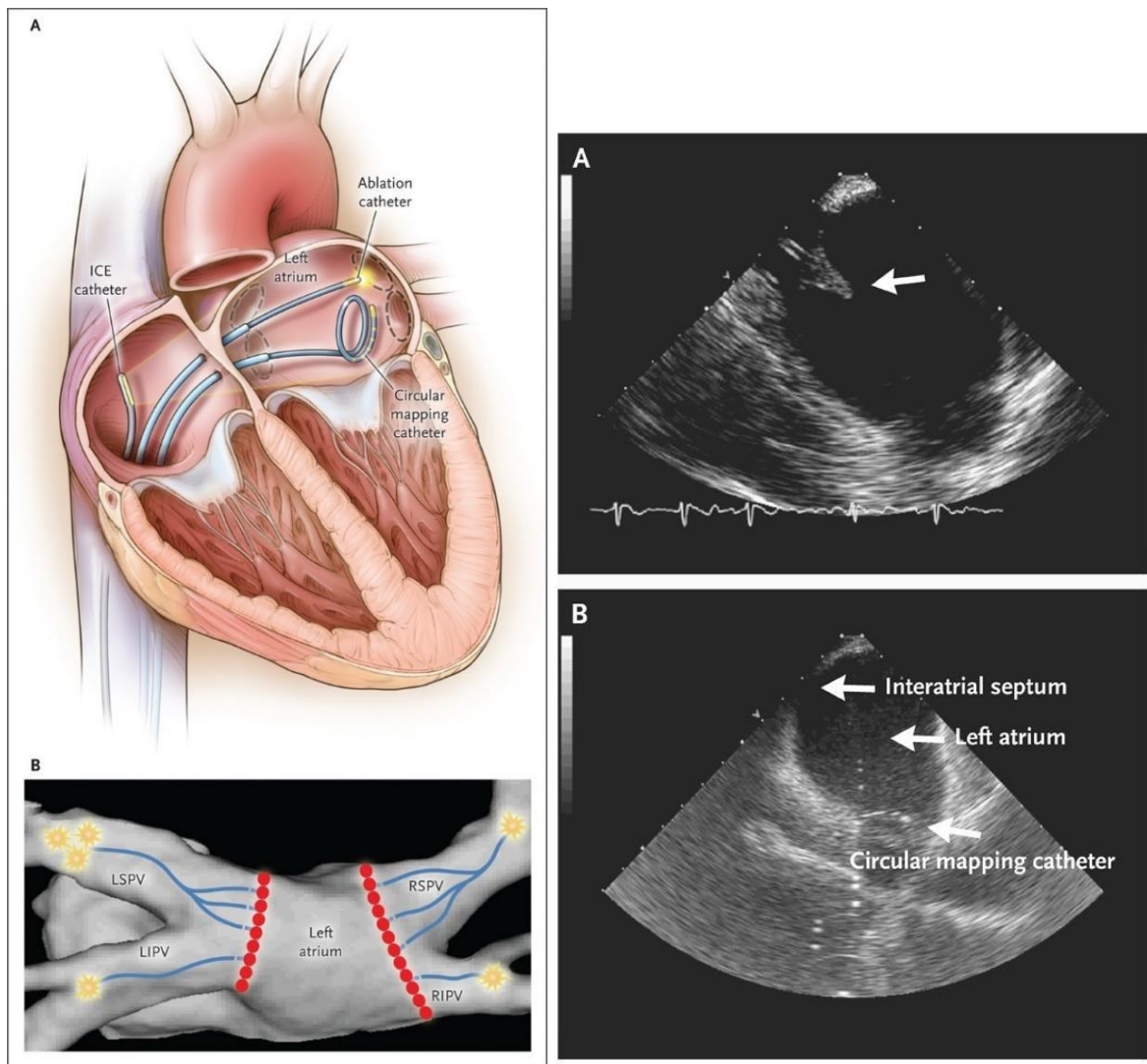
Olyan betegnél aki tünetes, szívelégtelen, ill. csökkent bal kamra funkcióval rendelkezik, a tünetek enyhítésére és a szívfunkció javítására is ajánlott a beavatkozás : A CASTLE-AF klinikai vizsgált 2017-ben végzett kutatása alapján, ahol 397 paroxysmalis vagy perzisztens PF, és systolés szívelégtelenségben szenvedő beteget vontak be, a 38 hónapos utánkövetés során akiken elvégezték a beavatkozást szignifikánsan alacsonyabb arányban kerültek hospitalizációra a szívelégtelenség miatt, és alacsonyabb volt köztük az elhalálozottak aránya is. Napjainkban a betegek, akiknek szívelégtelensége van, vagy strukturális szívbetegséggel rendelkeznek (pl. coronariabetegség, kóros bal kamra hypertrophia stb.) a döntés jogát fenntartva kerül felajánlásra, kiemelve a beavatkozás jelentős előnyeit a konzervatív, gyógyszeres terápiával szemben (5).

Az eljárást a katéter behelyezésével kezdik (4. ábra) az V. Femoralis-on keresztül a Seldinger-technikával, majd a vénás oldalról (transzvenálisan) a bal pitvarba transseptális punctioval jutnak el, melynek megfelelő elvégzését a C-karral végzett kontrasztanyag

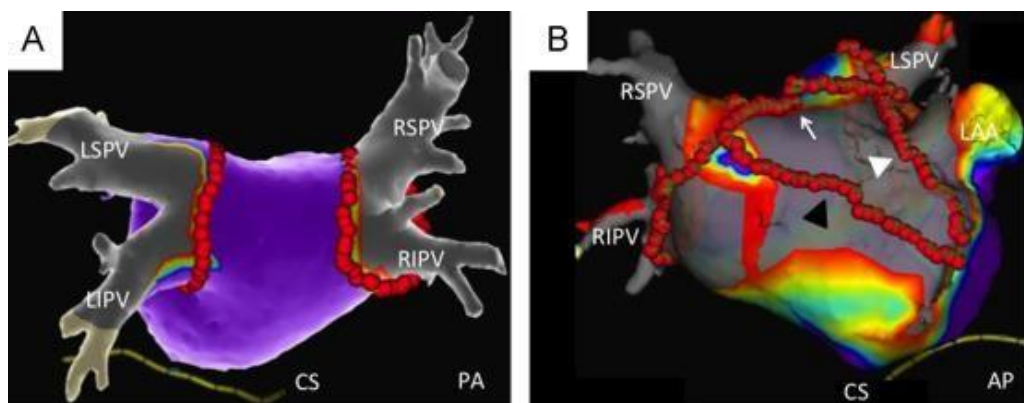
fluoroszkópiás röntgenfelvételen követnek végig és ellenőriznek (lásd: tenting) vagy transoesophagealis echokardiográfiával, illetve az újkeletű katéter alapú intracardiális echokardiográfiával (ICE) (6).

Ezt követően a bal pitvarban mapping katéterek használatával határozzák meg a kóros ingerületek képződési pontjait a pulmonális vénáknál, valamint háromdimenziós térképező rendszer segítségével elektroanatómiai térképet készítenek a bal pitvar üregéről (pl. CARTO rendszerrel), és ezt kombinálva a beavatkozást megelőzően készített bal pitvari CT-angiográfiával valós időben, pontos 3D-s képet nyernek arról (5. ábra).

Ezután bevezetik az ablációs katétert, melynek végén található az elektróda. Az ablátorral pontról-pontra végigmennek az előre megjelölt területeken.



4. ábra: Rádiófrekvenciás abláció menete



5. ábra: Üreg feltérképezése 3D-ben

3.6. Szövődmények

A beavatkozás szövődményei és komplikációi közül kiemelendő a középtávon jelentkező (3-4 héttel az abláció után) és meglehetősen ritka atrio-oesophagealis fistula kialakulása, a bal pitvar és a nyelőcsövet összekötő anatómiai képlet kifejlődése, amely halálos kimenetelű lehet. Szintén ritka a késői megjelenésű pulmonális véna stenosisa (szűkülete) amely antrális ablációval megelőzhető.

További szövődmények többek között -melyek szintén alacsony incidenciával rendelkeznek- a cardiális tamponád, amely során a szív pumpafunkcióját hátráltató folyadékgyülem jelenik meg a pericardiális térben, ezzel nehezítve a szív mozgását és pumpa funkcióját, maga a stroke, illetve más vaszkuláris komplikációk, valamint a nyelőcső anatómiai közelsége miatt annak fekélyesedő sérülése.

Jelentős változó arányban fordulhat elő atípusos flutter, amely egy ugyanakkor egy reguláris supraventricularis (vagyis pitvari) ritmuzavar.

Ezek kezelése más intervenciós eljárásokkal és a megfelelő gyógyszerelés elindításával kezelhető, ritkább esetben van szükség műtéti megoldásokra (4).

3.7. Sikeresség

A PF katéteres ablációjának sikeressége az irodalmi adatok alapján paroxysmalis PF esetén 70%, perzisztens esetén 50% körül mozog. Rekurrencia esetén, amely viszonylag gyakori jelenség, az elektrofiziológus a beteg újboli ablációját végezheti el, ugyanakkor a hibrid ritmuskontroll, amelynél gyógyszeres terápiát is folytatnak, megelőzheti kialakulását. Abláció utáni 8-12 hétig tartó amiodaron kezelés 50%-al csökkenti a kialakulás valószínűségét (2).

A rekurrencia előfordulásának egyik lehetséges oka, ha az abláció nem a teljes falat érintően került kivitelezésre, vagyis nem volt megfelelően transmuralis. Ekkor a fennmaradó,

elektromosan aktív gócból megmaradtak elektromosan rekonnectálhatnak a bal pitvarral. Ablációt követően a rekonnekciók 30%-a 30-60 percen belül jelentkezik, és jellemzően a jobb oldali tüdővéna felől, amelynek feltehetőleg a katéter által jobb oldali képletekre kifejtett alacsony kontaktoreje tehető felelőssé (7).

A sikerességi ráta növelése az eljárás további fejlesztésével érhető el. Minél több mérést végzünk el ezen a területen annál jobban körvonalazódik a mérnökök számára is, hogy milyen területen lehetne a módszert tovább tökéletesíteni. Továbbá ezen vizsgálatok teszik lehetővé, hogy a különböző tévhitek cáfolásra kerüljenek, mint például az elektróda végének hűtése által kisebb léziók hozhatók létre, vagy az elektróda átmérőjének növelésével a lézió méretei is hasonlóan nagyobbak lesznek (8). A cél tehát a műtét sikerességének és a biztonságának növelése.

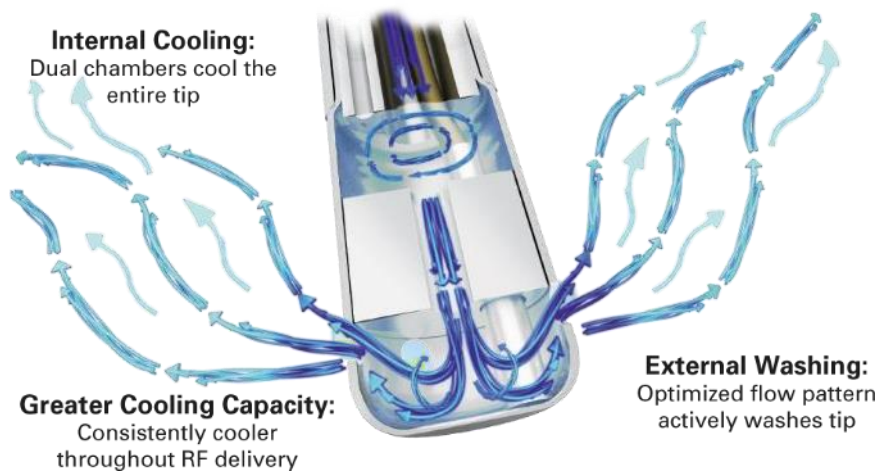
3.8. Léziók mérete

Bár a léziók méretét nagyban befolyásolja a leadott teljesítmény, mivel az elektróda végén a nagyobb energiasűrűség eredményeképpen a szövet jobban felmelegszik, mégsem ez az egyetlen indikátor, amit figyelembe kell venni. A ténylegesen leadható teljesítmény az impedancia nagyságától is függ, ami nem csak két beteg között, de egy szervezeten belül is változó értékű. Mindezek mellett a különböző veszteségek (például a véráram okozta hővesztés) is befolyásolják a leadott hőt, azaz a kialakult méret több paraméter függvényeként adódik (9).

Az ablálás történhet hőmérséklet (temperature control), vagy teljesítmény (power control) megadásával is. Power control esetén a leadott energia növelése viszont az elektróda végén túlmelegedést, illetve úgynevezett Steam pop-ok kialakulását okozhatja, ami a beavatkozás sikertelenségéhez vezet.

A túlmelegedés megelőzésére irrigált katétereket vezettek be (6. ábra), melyek a katéter végén folyadékűtéssel akadályozzák meg a thrombus-ok és steam pop-ok kialakulását. Alkalmazásával nagyobb teljesítményű ablálást is végezhetünk, így elengedhetetlen kelléke a HPSD technológiának (10).

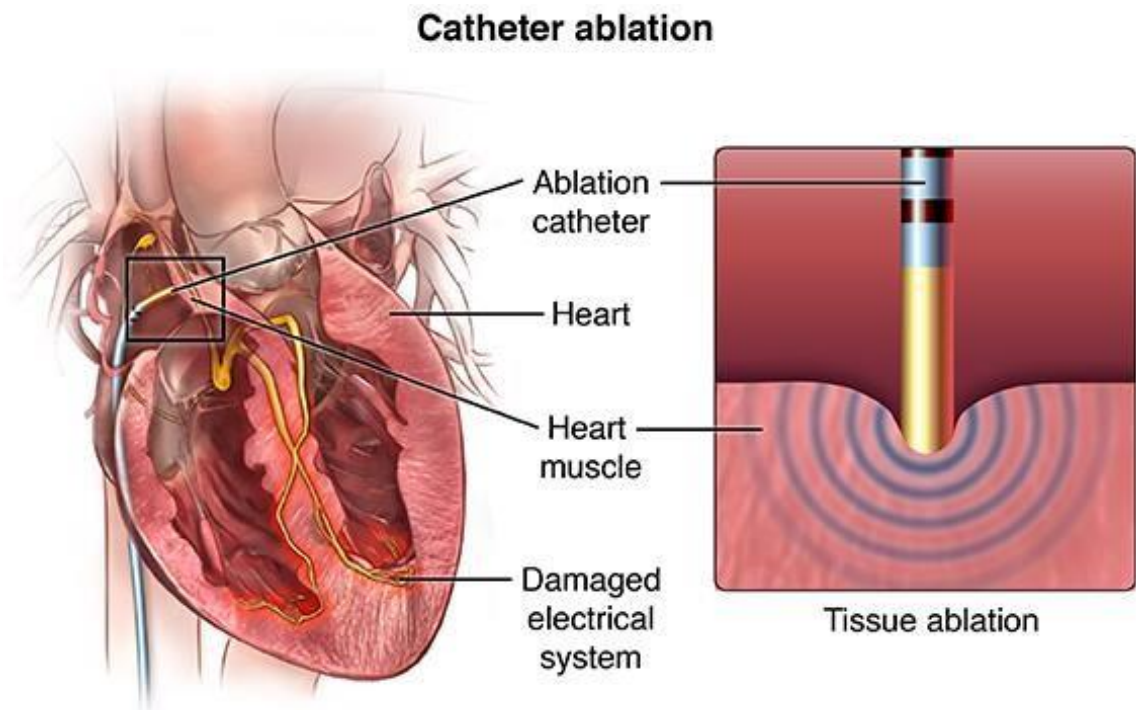
Fontos szerepe van az irrigált katéterben a hűtőfolyadék áramlási sebesség megválasztásának. A nagyobb térfogatáram kis mértékben csökkenti a léziók átmérőjét, de nincs szignifikáns változás a mélységet illetően. Javasolt a kisebb áramlási sebesség használata, viszont nagyobb leadott teljesítményhez több hűtés, azaz nagyobb sebesség szükséges. (10) További vizsgálatok alátámasztották, hogy a kontakterőt és az ablálás időtartamát is érdemes figyelembe venni.



6. ábra: Katéterek hűtése

3.9. Kontakterő

Nagyobb kontakterő hatására a katéter mélyebben hatol a szövetbe, így nagyobb a kontaktfelület. Minél kisebb ez a felület, annál inkább az elektróda csak a szövet körüli környezetet, azaz a véráramot fogja melegíteni (7. ábra) (8) (11).



7. ábra: Katéteres abláció

A manapság elterjedt RF katéterek már kontakterő-mérésre is képesek, ami lehetővé teszi az orvos számára a szövet és a katéter vége közötti kapcsolat folyamatos megfigyelés alatt tartását. (11) Az eredményességet tovább rontja a beavatkozás során fellépő veszteségek, mint például

a szövet és a vér impedanciájának különbsége. Mivel a vér jobb vezetőképességgel rendelkezik, így szükséges a megfelelő kontakterő biztosítása (9) (8). Amennyiben az ablálendő felülethez az elektróda felszínének 25%-a érintkezik, úgy a szövetnek ténylegesen átadott, azaz hasznos energia csak 9%. Ellenben 50%-os kontakttal már a hasznos energia 21%-ra növekszik.

A megfelelő kontakt kialakításában szerepet játszik az elektróda végének geometriai kialakítása is, ahol a legfőbb szempont, hogy a szövet és az eszköz felülete a lehető legpontosabban illeszkedjen egymáshoz (12).

Ugyanakkor fontos az is, hogy a katéter vége és a szövet egymással végig kontaktusban legyen. Egy kísérlet alapján azonos erő és teljesítmény mellett időszakos kontakt esetén sokkal kisebb léziók jöttek létre, mint az állandónál (13). Ennek érdekében hozták piacra a rugalmas csúcsú katétereket (8. ábra), amik jobb illeszkedést biztosítanak. Az orvos a katéter végének orientációját a helyzetnek megfelelően képes beállítani, így nagyobb kontaktfelszín, illetve jobb kapcsolat hozható létre a szövet felszínével (10).



8. ábra: Rugalmas katétercsúcs

3.10. Ablálás időtartama

Az ablálás időtartama is egy lényeges szempont a léziók méretét tekintve. Több mérési eredmény is bizonyítja, hogy egy bizonyos teljesítmény mellett minél hosszabb ideig tart az ablálás, annál mélyebb léziók keletkeznek (14). Az időtartam hatását a méréseink során mi is vizsgáltuk.

Az impedanciakülönbség, a vezetőképesség, elektrogram amplitúdó és a kontakterő egyformán jelentőséggel bírnak a leadott energia, a hőmérséklet és az időtartam mellett (8) (15). Ennélfogva a feladat a változtatható paraméterek értékeinek optimalizálása.

3.11. High Power- Short Duration

A léziók mérete függ a leadott energiától, azaz a rezisztív fázisban kapott hő nagyságától, illetve a konduktív felmelegedési szakaszt befolyásoló hőátadás időtartamától. A kiszámíthatóság érdekében optimális, ha azonos beállítások mellett egyforma léziók keletkeznek. Ez a

konduktív fázis redukálásával valósítható meg, azaz megoldást jelentene a rövid idő alatt nagy energia közlése.

A beavatkozás időtartamának rövidítése érdekében a gyakorlatban egyre inkább elterjedt a HPSPD, azaz High Power-Short Duration technika. Ahogy az elnevezésből is kiderül itt rövid ideig nagy energia leadására kerül sor. A kialakult léziók a hagyományos beállításokhoz képest szélesebbek és alacsonyabbak, ezáltal kisebb a kockázat a szomszédos területek megsértésére (11).

A művelet sikerességét tehát nagyban befolyásolja a léziók mérete. Amennyiben túl mélyre hatol az elektróda úgy más területeket is megsérthet az orvos, ellenben az eredményes beavatkozáshoz létfontosságú, hogy permanens szövetelhalás lépjen fel a megfelelő részeken (15). A biztonság és hatékonyság biztosítása csak úgy lehetséges, ha pontosan megjósolható a beavatkozás kimenetele.

3.12. A katéterek fejlődése

A katéterek rohamos tempójú fejlődésében jelentős szerepet játszott a témában végzett folyamatos kutatás.

A kezdeti katéterek maximum 6-7 W energia átvitelére voltak képesek, és az így kialakult léziók jellemző méretei 6 mm körülire tehetőek. Idővel az elektróda átmérője és a leadott energia mértéke is egyre nagyobb lett, ami a léziók méretét is növelte. Manapság már gyakran alkalmaznak 50 W-ot is, a legújabb cél a pontosság és biztonság fejlesztése mellett a beavatkozások időtartamának csökkentése, ami a leadott energia mértékének növelésével valósítható meg (8).

A rádiófrekvenciás abláció manapság orvos által történik, de a beavatkozás pontosságán jelentősen javítana a robot általi vezérlés, melyre már több próbálkozás is történt (16). Méréseinket mi is robottal végeztük az emberi eredetű hibák csökkentése érdekében.

4. MÉRÉS

4.1. Mérés leírása

Az általunk végzett kísérlet az abláció során létrejött rádiófrekvenciás léziók tulajdonságait vizsgálja ex vivo sertés szívmodellben a hőmérséklet és teljesítmény változtatásával az idő függvényében.

4.2. A mérőberendezés ismertetése

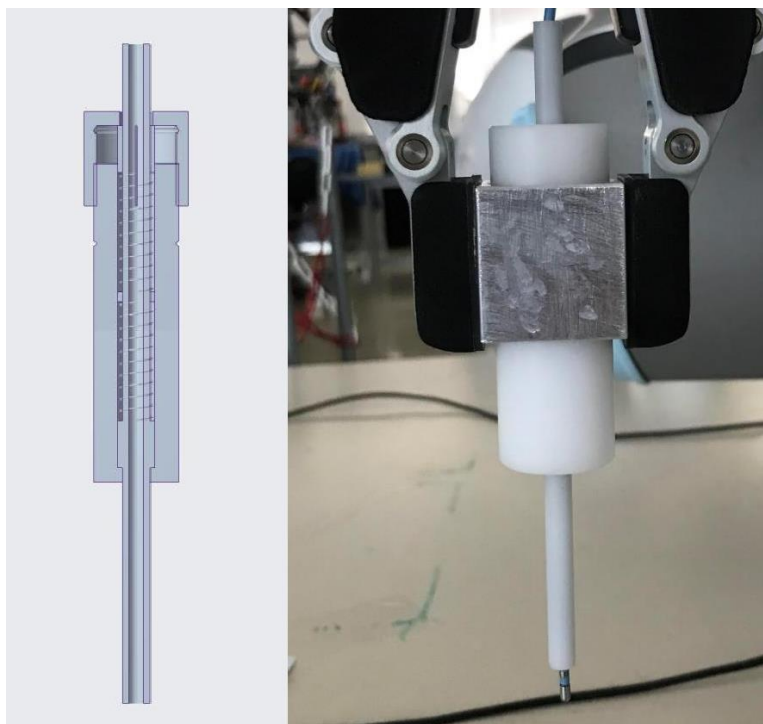
A mérésnél alkalmazott berendezést az alábbi két ábra mutatja. Irrigált katéter helyett Standard Biosense Webster Thermo Cool katétert használtunk, Stockert generátorral [1] dolgoztunk, amelyen Power és Temperature kontroll állítható. Célunk a valódi műtéti környezet imitálása volt, hogy a kísérleti és műtéti eredmények összehasonlíthatóságát lehetővé tegyünk. A kísérletet egy nagyméretű műanyag ládában [2] végeztük, az állandó 37,5 °C -on tartáshoz egy sous vide rudat [4] használtunk. Az ablálást egy Universal Robots UR16e robotkarral [3] végeztük az emberi eredetű pontatlanság csökkentése érdekében. A szövet és az elektróda között fellépő kontakterőt rugós kontakterő határoló [6] segítségével állítottuk, amit egy OnRobot RG6 megfogóval rögzítettünk a robotkarhoz. Földelésre a tárgyasztalt [5] használtuk.

4.3. Rugós kontakterő határoló

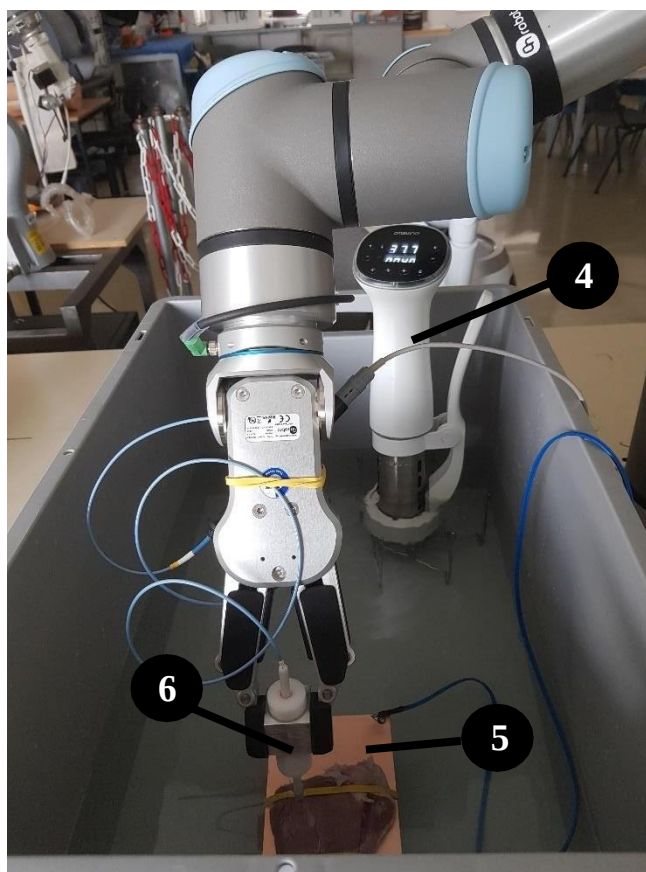
Kontakterő mérésére az orvosi gyakorlatban elterjedt mértékegység a gramm. Ennek elméleti alapja, hogy a Földön 1 kg tömegű tárgynak 9,81, azaz kb. 10 N a súlya. Ebből kiindulva egy gramm kontakterő – az egyszerűsítésekkel élve - közel azonos 10^{-3} N-al.

Korábbi műtéti beavatkozások tapasztalata szerint az orvosok általában 30 gramm kontakterőt alkalmaznak abláláshoz. A mérés pontosságának növelése érdekében készítettünk egy kontakterő határolót, amellyel az elektróda és a szív közötti erőt 30 ± 10 grammra állíthatjuk.

Az erőt a rugók segítségével szabályozhatjuk. A merevsége határozza meg, hogy adott összenyomottság mellett mekkora erő ébred a rugókban, így ennek a mechanikai jellemzőnek ismeretében könnyen kiszámolható a 0,3 N nyomóerőhöz szükséges elmozdulás. A belső csőbe rögzítettük az elektródát, illetve bejelöltük rajta a 30 gramm kontakterő szintjét, amit egy elektromos mérleggel le is ellenőriztünk (9. ábra). A mérőberendezés és a mérési elrendezés látható a következő ábrákon (10. ábra, 11. ábra).



9. ábra: Rugós kontakterő-határoló CAD modellje és a kész eszköz



10. ábra: Mérőberendezés



11. ábra: Mérési elrendezés

4.4. Mérés menete

A kísérletet 0,9%-os fiziológiás sóoldatban végeztük el, mivel ez összetételében hasonlít az ember véréhez. Az állandó 37,5 °C -os folyadék impedanciáját 100 Ω körülire állítottuk. A méréshez a sertésszívet a tárgyasztalhoz rögzítve a sóoldatba helyeztük.

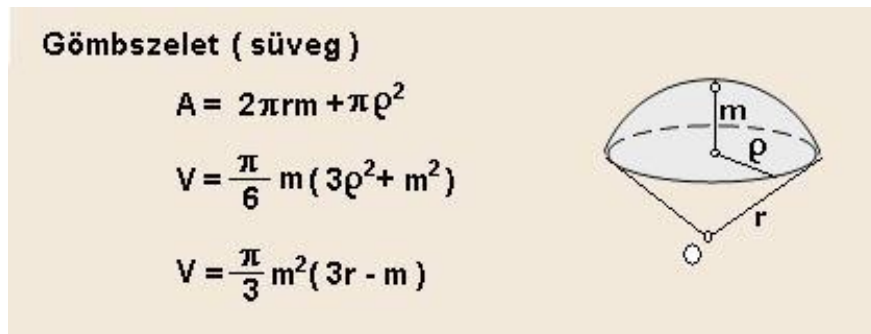
A kísérletet az elektróda hőmérsékletének változtatásával (temperature control) végeztük. Az idő változásának függvényében vizsgáltuk a kialakult léziók méreteit, a hőmérséklet-tartomány 60-70 °C volt, a kísérletet 10, 20 vagy 30 másodpercig végeztük. Azonos beállítások mellett 8 lézióból álló sorozatot készítettünk. A beszkenelt keresztmetszeti képekről leolvashatók a léziók méretei, ezek alapján tudunk térfogatot számolni. A vizsgálatot a szívkamrában végeztük. Az erő rugós kontakterő határolóval 0,3 N-ra állítottuk.

4.5. Kiértékelés

A mérési sorozatokról felülnézeti, illetve keresztmetszeti képeket készítettünk egy szkennel segítségével. A léziók dimenzióit az Inkscape, majd később az Adobe Photoshop 2019 nevű programmal mértük, majd ezeket az adatokat Microsoft Excelben dolgoztuk fel.

A kísérleteket kezdetben a pitvaron végeztük, ám a vékony felület és a halvány kialakult léziók miatt a méreteket nem lehetett pontosan leolvasni, így az ablálást a szívkamrában folytattuk.

A térfogat az alábbi ábrán látható összefüggés alapján került számításra (12. ábra).



12. ábra: Léziók térfogatára használt összefüggés

5. EREDMÉNYEK

Azonos beállítások mellett egy 5 lézióból álló sorozatot készítettünk, amiket később beszkeneltünk. Összesen 3 szíven végeztük a mérést, mindegyiken 3 sorozattal. Temperature controlt alkalmazva 60-65-70 C°-on 10-20-30 másodpercig abláltunk (13. ábra).

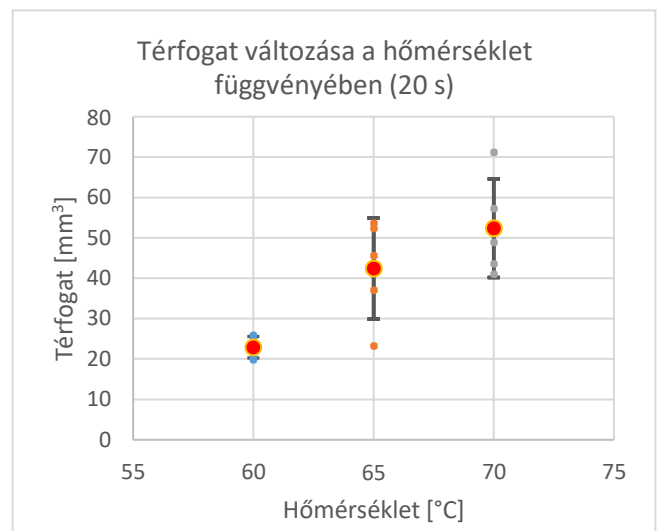
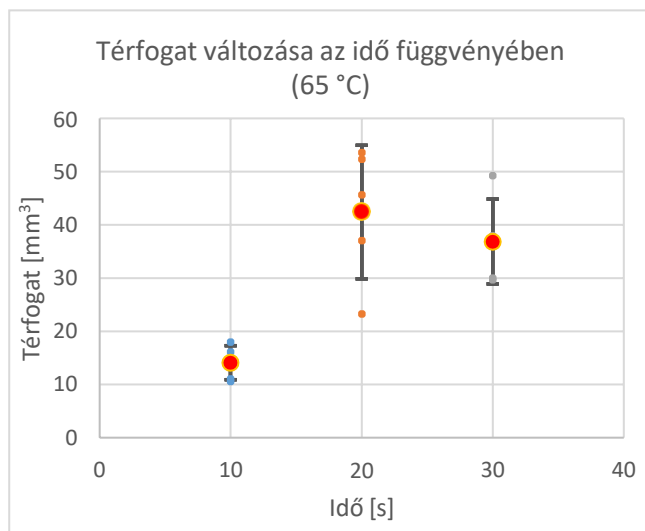
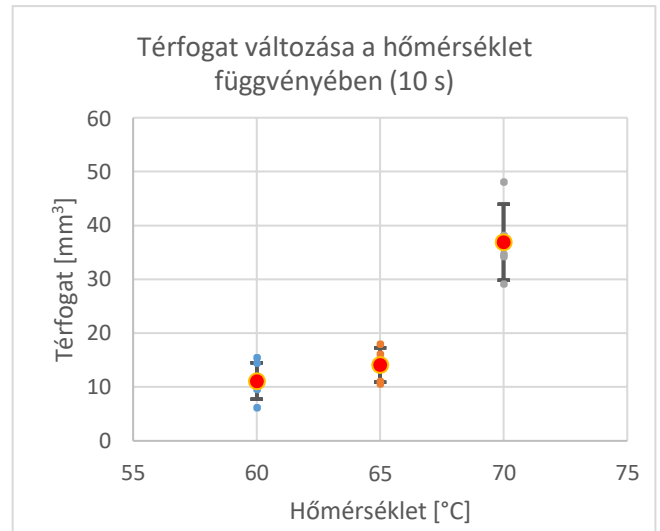
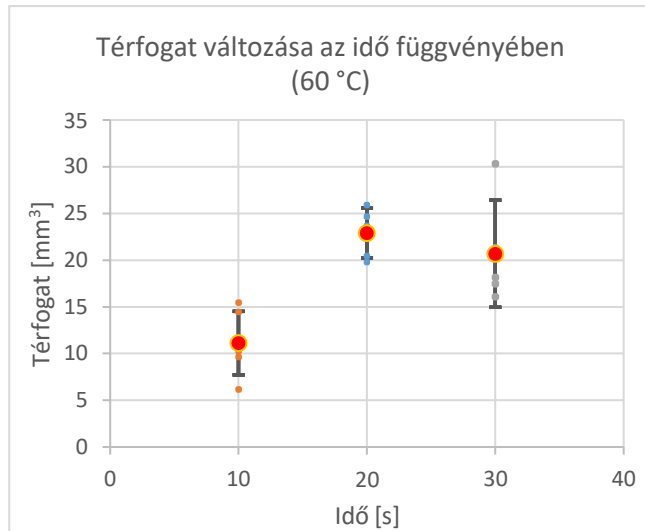


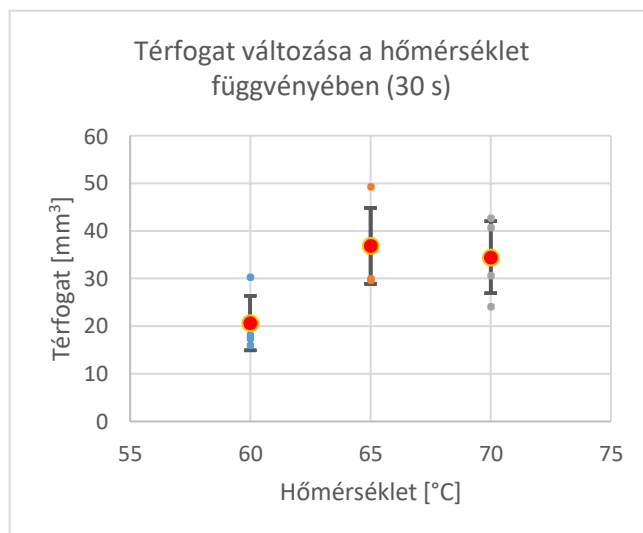
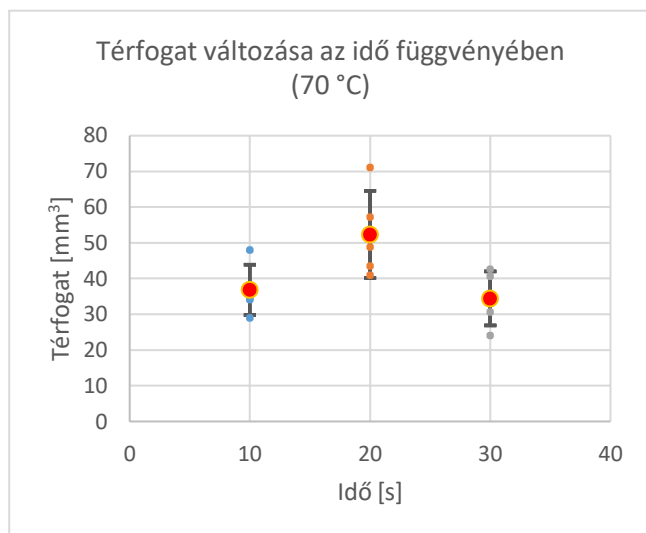
13. ábra: Mérés

A kapott eredményeket az alábbi táblázat tartalmazza, ahol D [mm] a lézió átmérője, m [mm] a mélysége és V [mm³] a térfogata.

5.1. Mérési adatokból készült diagramok

A mérés adataiból generált diagramokon a térfogat változását vizsgáljuk (14. ábra). Az ábrákon jelölésre került a szórás, az Excel beépített szórás függvényét alkalmazva, illetve piros ponttal az adatsor átlaga.





14. ábra: Térfogat változása az idő és hőmérséklet függvényében, első mérés

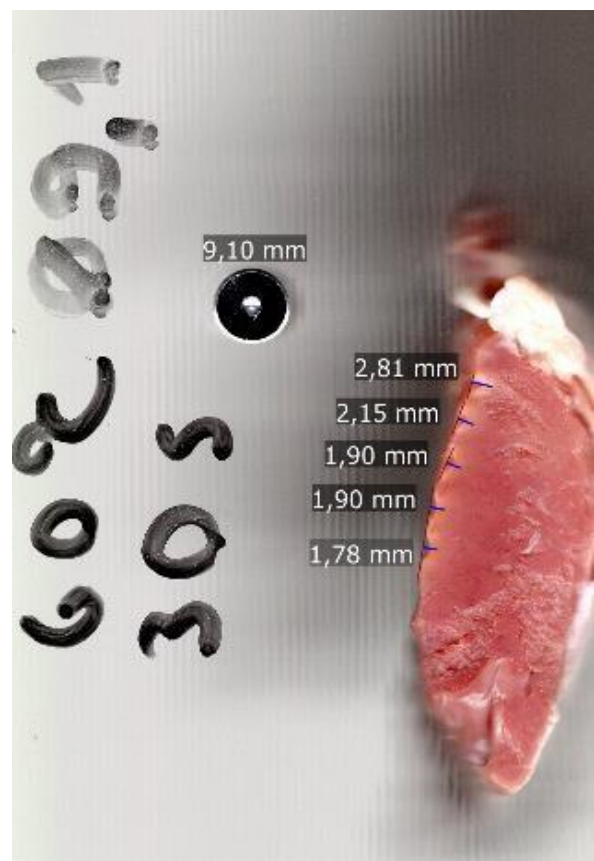
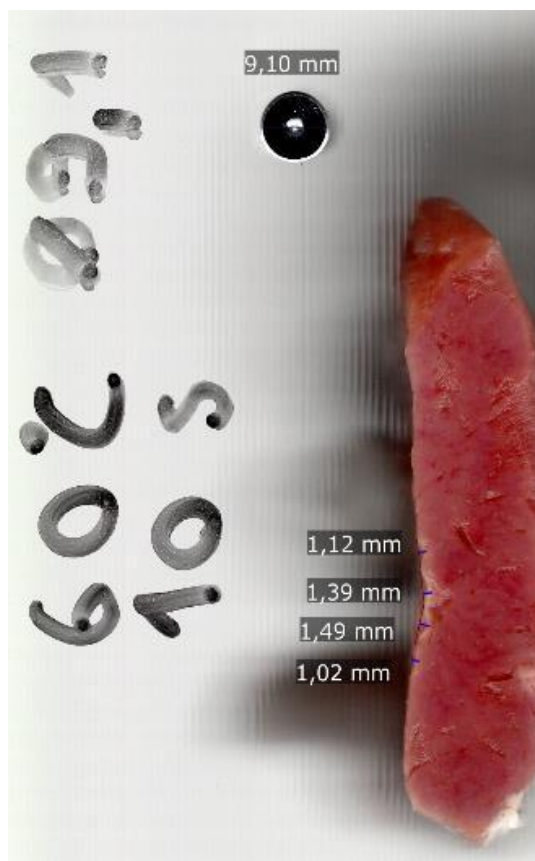
A kiértékelés során nem a várt eredményeket kaptuk. Hipotézisünk alapján hosszabb ablációs idő, illetve magasabb hőmérséklet esetén a léziók mélysége és térfogata is nő. A fenti diagrammok alapján magasabb hőmérsékletértékhez többnyire nagyobb térfogat társul, viszont időfüggésnél ugyanez nem jelenthető ki. Az idő szerinti vizsgálat során 10 és 20 másodperc között növekvő, majd 20 és 30 másodperc között csökkenő tendencia figyelhető meg. Ennek lehetséges okairól a későbbiekben lesz szó.

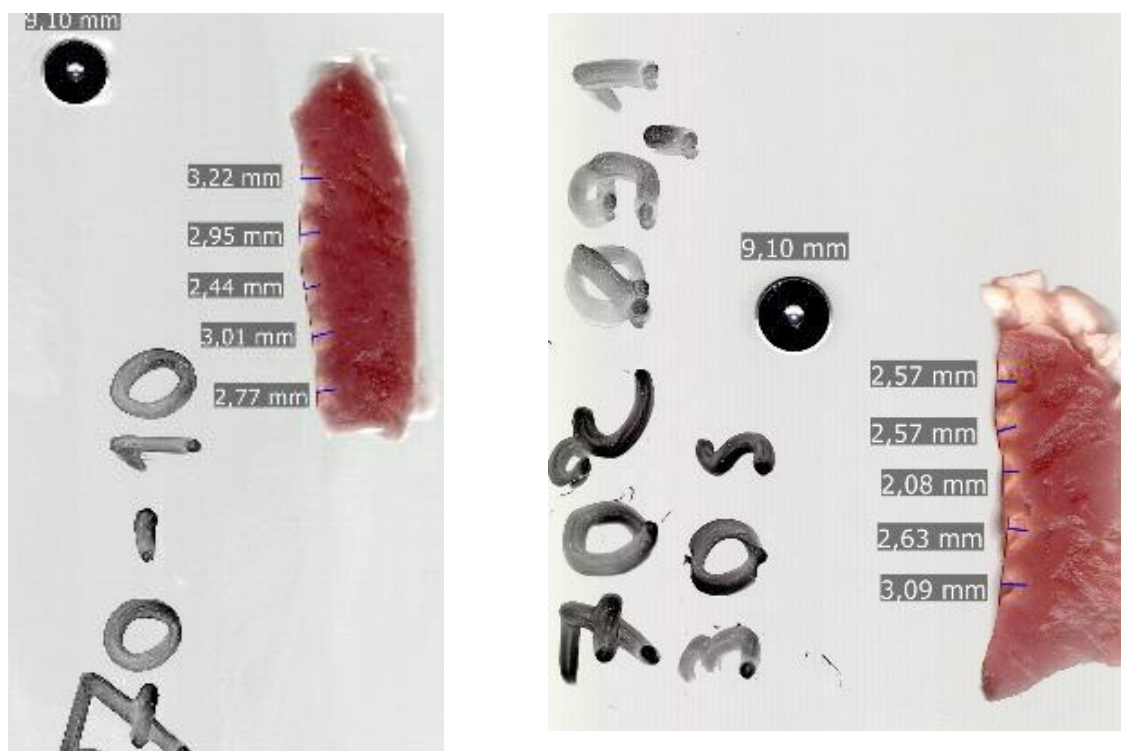
6. EREDMÉNYEK ÉRTÉKELÉSE

A diagramokon a térfogatot vizsgálva adott hőmérsékleten a 20 másodpercig tartó abláláskor nagyobb értékeket kaptunk, mint 30 másodpercnél. Mivel több sorozatban hasonló összefüggést találunk, így az eredményt valószínűleg nem egy egyszeri mérési pontatlanság okozta. A legvalószínűbb indok a másodlagos léziók kialakulása. Hosszabb ablálási idő esetén tovább tart a konduktív fázis, azaz nagyobb területen fog a hő átadódni. A másodlagos lézió határait nehezebb behatárolni, így ez leolvasási pontatlanságot okozott.

Az alábbi két ábrán megfigyelhető, hogy 30 másodpercnél az elsődleges léziók hasonló méretűek, mint 10 másodpercnél, viszont körülötte a szövet színe sokkal halványabb, azaz megjelentek a másodlagos léziók is.

Másodlagos léziók megfigyelése: 60 illetve 70 °C, 10 és 30 másodperc időtartamú ablálás során. Megfigyelhető, mennyivel világosabb a léziók környéke az idő növelésével (15. ábra).





15. ábra: Másodlagos léziók megfigyelése

6.1. Jövőbeli tervek

A méréseket több tényező nehezítette. Az abláláshoz használt elektróda nagyon vékony és könnyen elhajlik, valamint beleakad a szövetbe felszínen való mozgatás alatt, akadályozva a vonal típusú ablálás vizsgálatát. Ezen felül a rugós kontakterő-határoló is pontatlan, ezáltal befolyásoló tényező a végeredmények tekintetében. A jövőben cél egy olyan elektróda végére illeszthető fej tervezése, mely geometriai kialakításának köszönhetően biztosítja az egyenletes haladást a szövet felszínén, illetve digitális módon méri a kontakterőt.

A kapott eredményeket nagyban befolyásolhatja a felhasznált szív izomzata, frissessége. Felmerült a javaslat, hogy a pontosság növelése érdekében ki kell zárni a szív sajátosságaiból eredő eltéréseket. Ennek érdekében a következő kísérletet érdemes lenne 4 különböző sertésszíven végezni, szívenként azonos beállítás mellett 2 léziót készíteni, így beállításonként 8 db keletkezne.

A léziók méreteit a beszkenelt képek alapján kaptuk, ám sok esetben nagyon nehéz meghatározni a pontos körvonalat. A másodlagos zónák sokkal halványabban jelennek meg, itt a szövet már kisebb hőhatásnak volt kitéve. A méretek helytelen leolvasása komoly mérési hibát eredményeznek, így lényeges ezen technikán javítani. A képek szerkesztése egy lehetséges megoldás, például egyes színcsatornák megjelenítésével jobban észrevehető a

különbség. RGB képek esetében 3 színcsatorna van, a piros, zöld és kék. A képek ehhez hasonló módosítása lehetővé teszi a pontosabb mérést.

Jövőbeli terveink között szerepel újabb sorozatok készítése, power control beállítással a HPSD technika alkalmazásával. Ezeket a jelenlegi mérési eredményekkel összevetve jobb rálátást kaphatunk az idő és leadott teljesítmény befolyásáról.

7. IRODALOMJEGYZÉK

1. <https://fodi.unideb.hu/hu/hir/kulso/548?ac=0>.
2. Becker Dávid, M.D., Merkely Béla, M.D.: Szív- és érgyógyászat. Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió. 2020. 9789633315088.
3. Ghzally, Yousra, Ahmed, Intisar, Gerasimon., Gregg: Catheter Ablation. New England Journal of Medicine. 2021.
4. Oussama Wazni, M.D., Bruce Wilkoff, M.D., and Walid Saliba, M.D.: Catheter Ablation for Atrial Fibrillation. New England Journal of Medicine.
5. Nassir F. Marrouche, M.D., Johannes Brachmann, M.D., Dietrich Andresen, M.D., Jürgen Siebels, M.D., Lucas Boersma, M.D., Luc Jordaens, M.D., Béla Merkely, M.D., Evgeny Pokushalov, M.D., Prashanthan Sanders, M.D., Jochen Proff, B.S., Heribert Schunkert, M.: Catheter Ablation for Atrial Fibrillation with Heart Failure. New England Journal of Medicine.
6. Andres Enriquez, Luis C. Saenz, Raphael Rosso, Frank E. Silvestry, David Callans, Francis E. Marchlinski, Fermin Garcia: Use of Intracardiac Echocardiography in Interventional Cardiology.
7. Lukas Fiedler, Charlotte Eitel, Sascha Rolf, Phillip Sommer, Thomas Gaspar, Emmanuel Koutalas, Arash Arya, Gerhard Hindricks, Christopher Piorkowski: Current status and future catheter ablation strategies in atrial fibrillation. Science Direct.
8. Fred H.M. Wittkamp, Hiroshi Nakagawa, M.D., Ph.D. :RF Catheter Ablation: Lessons on Lesions. In: Pacing and Clinical Electrophysiology,. 29. (2006) 11. sz. .
9. Sunil Nath, M.D., John P. DiMarco, M.D., Ph.D., David E. Haines, M.D. :Basic Aspects of Radiofrequency Catheter Ablation. In: Journal of Cardiovascular Electrophysiology, 5. (1994), 10. sz.
10. . Matteo Bertini, Alessandro Brieda, Cristina Balla, Annalisa Pollastrelli, Vittortio Smarrazzo, Vitali Francesco, Michele Malagú, Roberto Ferrari: Efficacy and safety of catheter ablation of atrioventricular nodal re-entrant tachycardia by means of flexible-tip irrigated catheters ,In: Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology, 58. (2020) 1. sz.
11. Dhiraj Gupta, Tom De Potter, Tim Disher, Kiefer Eaton, Laura Goldstein, Leena Patel, Daniel Grima, Maria Velleca, Graça Costa: Comparative effectiveness of catheter ablation devices in the treatment of atrial fibrillation: a network meta-analysis.. In: Journal of Comparative Effectiveness Research, 9. (2020) 2. sz.
12. Ryan T. Borne, MD, William H. Sauer, MD, Matthew M. Zipse, MD, Lijun Zheng, MS, Wendy Tzou, MD, Duy T. Nguyen, MD. : Longer Duration Versus Increasing Power During

Radiofrequency Ablation Yields Different Ablation Lesion Characteristics. In: JACC: Clinical Electrophysiology, 4. (2018) 7. sz.

13. Andreas Müssigbrodt, Matthias Grothoff, Borislav Dinov, Jędrzej Kosiuk, Sergio Richter, Philipp Sommer, Ole A. Breithardt, Sascha Rolf, Andreas Bollmann, Arash Arya, Gerhard Hindricks: Irrigated Tip Catheters for Radiofrequency Ablation in Ventricular Tachycardia. In: BioMed Research International, (2015)

14. Piros Katalin, Szegedi Nándor, Salló Zoltán, Perge Péter, Nagy Klaudia Vivien, Osztheimer István, Zima Endre, Merkely Béla, Gellér László: Point-by-point pitvarfibrilláció-abláció új technikai aspektusai: High power – short duration abláció. 3, In: Cardiologia Hungarica, 51. (2021) 3. sz.

15. Matthew Wright, MB, BS, PHD, Erik Harks, PHD, Szabolcs Deladi, PHD, Steven Fokkenrood, MSC, Rob Brink, BSC, Harm Belt, PHD, Alexander F. Kolen, PHD, Darrell Rankin, MENG, William Stoffregen, DVM, Debra A. Cockayne, PHD, Joseph Cefalu, BSC, David E. Haines: Characteristics of Radiofrequency Catheter Ablation Lesion Formation in Real Time In Vivo Using Near Field Ultrasound Imaging. In: JACC: Clinical Electrophysiology, 4. (2018) 8.sz.

16. Laura Rottner, Barbara Bellmann, Tina Lin, Bruno Reissmann, Tobias Tönnis, Ruben Schleberger, Moritz Nies, Christiane Jungen, Leon Dinshaw, Niklas Klatt, Jannis Dickow, Paula Münkler, Christian Meyer, Andreas Metzner, Andreas Rillig: Catheter Ablation of Atrial Fibrillation: State of the Art and Future Perspectives. ,In: Cardiology and Therapy, 9. (2020), 1. sz.

7.1. Ábrajegyzék

1. ábra: <https://www.buoyhealth.com/learn/atrial-fibrillation> (Letöltve: 2021. 10. 10.)
 2. ábra: <https://www.escardio.org/Guidelines/Clinical-Practice-Guidelines/Atrial-Fibrillation-Management> (Letöltve: 2021. 10. 10.)
 3. ábra: <https://www.buoyhealth.com/learn/atrial-fibrillation#definition> (Letöltve: 2021. 10. 10.)
 4. ábra: Catheter Ablation for Atrial Fibrillation:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22168644/> (Letöltve: 2021. 10. 10.)
 5. ábra: Current status and future catheter ablation strategies in atrial fibrillation
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010865013001161> (Letöltve: 2021. 10. 10.)
 6. ábra: <https://www.bostonscientific.com/en-EU/products/catheters-ablation/blazer-open-irrigated.html> (Letöltve: 2021. 10. 10.)
 7. ábra: <https://www.uchicagomedicine.org/conditions-services/heart-vascular/arrhythmias/treatments/ablation-therapy> (Letöltve: 2021. 10. 10.)
 8. ábra: <https://www.businesswire.com/news/home/20150127006471/en/St.-Jude-Medical-Announces-FDA-Approval-of-FlexAbility-Ablation-Catheter> (Letöltve: 2021. 10. 10.)
 9. ábra: Rugós kontakterő-határoló CAD modellje és a kész eszköz: Saját kép
 10. ábra: Mérőberendezés: Saját kép
 11. ábra: Mérőberendezés: Saját kép
 12. ábra: Léziók térfogatára használt összefüggés:
http://wpaulina.hu/asztali/emlekeztet/felszin_terfogat/gomb_html.html (Letöltve: 2021. 10. 10.)
 13. ábra: Saját ábra
 14. ábra: Térfogat változása az idő és hőmérséklet függvényében, első mérés: Saját ábra
 15. ábra: Másodlagos léziók megfigyelése: Saját ábra
1. táblázat: Mérés adatai: Saját

8. MELLÉKLET

A mérés adataiból készült táblázat:

Kamra							
Sorszám	Hőmérséklet [°C]	Idő [s]	Impedancia [Ω]	Teljesítmény [W]	D [mm]	m [mm]	V [mm ³]
1.	60	10	160	3,7	4,41	1,61	14,481
2.	60	10	150	4,1	4,19	1,8	15,463
3.	60	10	151	3,2	3,75	1,02	6,188
4.	60	10	132	3,8	3,91	1,49	10,677
5.	60	10	136	3,5	3,88	1,39	9,624
6.	60	10	156	2,5	4,65	1,12	10,246
1.	60	20	152	3,1	4,31	2,12	20,454
2.	60	20	154	2,7	3,83	2,63	24,675
3.	60	20	159	2,6	4,44	2,01	19,812
4.	60	20	163	2,2	4,7	2,14	23,695
5.	60	20	141	2,8	4,71	2,27	25,900
1.	60	30	126	5,1	4,12	2,81	30,349
2.	60	30	149	4	4,37	2,15	21,327
3.	60	30	158	3	4,42	1,9	18,168
4.	60	30	136	3,8	4,09	1,9	16,073
5.	60	30	152	3,1	4,56	1,78	17,488
1.	65	10	131	4,1	4,02	1,48	11,090
2.	65	10	137	4,2	4,1	1,39	10,582
3.	65	10	137	4,5	4,53	1,57	14,678
4.	65	10	139	3,8	4,31	1,94	17,975
5.	65	10	138	4	4,26	1,82	16,127
1.	65	20	165	3,1	4,6	3,53	52,364
2.	65	20	166	4	4,34	3,69	53,601
3.	65	20	163	4,1	4,53	3,31	45,662
4.	65	20	162	4,3	4,09	3,15	37,058
5.	65	20	158	3,5	4,23	2,35	23,308
1.	65	30	133	6,1	5,16	2,64	37,238
2.	65	30	132	5,3	5,01	2,75	37,995
3.	65	30	146	5,3	4,6	2,54	29,686
4.	65	30	163	4,1	4,85	3,3	49,300
5.	65	30	163	3,9	5,26	2,23	30,036
1.	70	10	145	6,6	4,61	2,77	34,246
2.	70	10	160	6,7	4,5	3,01	38,215
3.	70	10	159	6,4	4,74	2,44	29,134
4.	70	10	156	6,4	4,28	2,95	34,663
5.	70	10	159	4,6	4,92	3,22	48,090
1.	70	20	143	5,1	4,78	3,62	57,319
2.	70	20	171	4,3	4,83	4,03	71,190
3.	70	20	169	4,5	4,92	3,25	48,868
4.	70	20	160	3,4	4,65	3,17	43,596
5.	70	20	164	2,6	4,38	3,19	41,029
1.	70	30	160	3,4	5,79	2,57	42,722
2.	70	30	139	5,9	4,98	2,57	33,917
3.	70	30	160	3,3	4,88	2,08	24,164
4.	70	30	163	4,3	4,53	2,63	30,719
5.	70	30	171	4,5	4,57	3,09	40,791

1. táblázat: Mérés adatai