

Ablacja — tajemnicze słowo brzmiące jak cudowne zaklęcie. Kilka słów o tym, jak to się robi (i jak się robiło kiedyś)

**Ablation: a mysterious word that sounds like a miracle
spell. A few words about how it's done (and how it was
done in the past)**

STRESZCZENIE

W niniejszej części poświęconej elektrofizjologii przedstawiono zagadnienie ablacji podłoża zaburzeń rytmu serca. Autorzy prezentują rodzaje elektrod, systemów obrazowania i różnych form energii służących niszczeniu tkanki arytmogennej. Pokazują również efekt tkankowy i elektrokardiograficzny takiego działania. Temat ujęty nieco historycznie obrazuje postęp, jaki dokonał się w ciągu ostatnich 38 lat.

Forum Medycyny Rodzinnej 2020, tom 14, nr 6, 245–264

Słowa kluczowe: ablacja, prąd częstotliwości radiowej, krioablacja, systemy elektroanatomiczne, elektroporacja

ABSTRACT

In current electrophysiological episode we present the issue of ablation of cardiac arrhythmias. We present different types of electrodes, electroanatomical systems and different forms of energy for the destruction of arrhythmogenic tissue. We also show the tissue and electrocardiographic effect of such intervention. The subject, somewhat historically, shows the progress that has been made over the last 38 years.

Forum Medycyny Rodzinnej 2020, tom 14, nr 6, 245–264

Key words: ablation, radiofrequency current, cryoablation, electroanatomical systems, electroporation

Edward Koźluk¹,
Agnieszka Piątkowska²,
Dariusz Rodkiewicz¹,
Grzegorz Opolski¹

¹Katedra i Klinika Kardiologii
Warszawski Uniwersytet Medyczny

²Katedra i Klinika Medycyny Ratunkowej
Uniwersytet Medyczny
im. Piastów Śląskich we Wrocławiu

Adres do korespondencji:

Agnieszka Piątkowska
I Katedra i Klinika Kardiologii WUM
ul. Banacha 1a, 02-097 Warszawa
tel.: 22 599 10 48
e-mail: elektrofizjologia@wum.edu.pl

Copyright © 2020 Via Medica
ISSN 1897-3590

*Jest w I Księdze Pana Tadeusza
taki ustęp, panie doktorze:
„Gdzie bursztynowy świerzop, gryka jak
śnieg biała...”
I właśnie przez ten świerzop neurastenii cała...
O Boże, Boże...*

*Bo gdy spytałem Kridla, co to takiego świerzop,
Kridl odpowiedział: – Hm, może to jaki przyrząd?
Potem pytałem Pigionia,
a Pigion podniósł ramiona.*

*Potem rylem w cyklopediach,
w katalogach i słownikach,
i w staropolskich trajediach,
i w herbarzach i w zielnikach...*

*Idzie jesień i zima.
Ale świerzopa ni ma.*

*Już szepczą naokół panie:
– Cóż się zrobiło z chłopca!
Dziękuję, panie Adamie!!!
Jestem ofiara świerzopa.*

*Konstanty Ildefons Gałczyński
„Ofiara świerzopa”*



**Ablacja oznacza
usunięcie lub
zniszczenie. Ablacja
podłoża arytmii
to zniszczenie lub
odizolowanie tkanki
odpowiedzialnej za
zaburzenia rytmu serca**

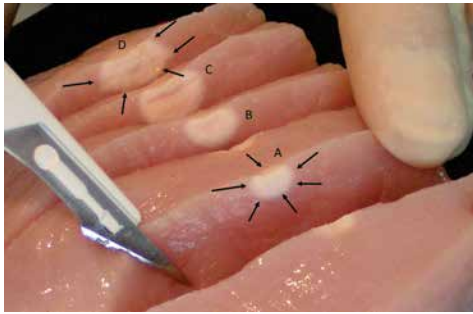
Ablacja to słowo może nie tak trudne jak świerzop, co do którego (przynajmniej w odniesieniu do inwokacji w *Panu Tadeuszu*) nie ma jednoznacznego wyjaśnienia. Aby jednak nie wpędzać nikogo w wir trudnych poszukiwań, jakich doświadczył Gałczyński, krótkie wyjaśnienie: ablacja (łac. *ablatio*) to usunięcie lub zniszczenie materiału z przedmiotu poprzez odparowanie, odpryski lub inne procesy erozyjne. W elektrofizjologicznym tego słowa znaczeniu chodzi o zniszczenie lub odizolowanie tkanki odpowiedzialnej za zaburzenia rytmu serca [1]. Coś trzeba zepsuć, by naprawić serce.

Na rycinach 1–7 pokazano, jak to oddziaływanie wygląda przy ablacji punktowej lub przy użyciu aplikacji wielopunktowej. Obrazy mogą wyglądać nieco przerażająco, ale trzeba uwzględnić, że demonstrują one proces na martwej tkance (przepływ mikrokrążenia w żywym mięśniu zmniejsza zakres oddziaływania ciepła lub zimna) oraz że jest to zobrazowany efekt bezpośredni. W procesie gojenia stosunkowo rozległe oparzenie zamieni się w niewielką bliznę. I co najważniejsze — to działanie jest wycelowane w tkankę patologiczną.

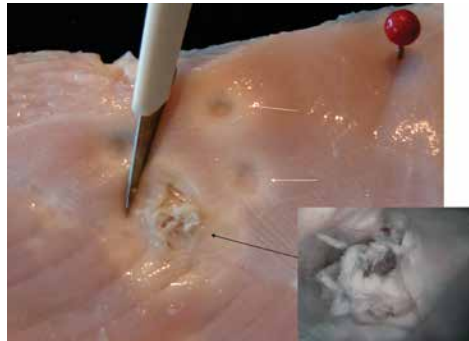
Niniejszy tekst należy traktować jako drugą część wstępu. Poprzedni poświęcony był

badaniu elektrofizjologicznemu, które zazwyczaj stanowi diagnostyczny wstęp do zabiegu ablacji [2]. W niniejszym artykule autorzy chcą przybliżyć sam zabieg ablacji, jego różne warianty i możliwości. O wskazaniach do tego zabiegu w różnych zaburzeniach rytmu będzie mowa w kolejnych odsłonach rozpoczętego cyklu, które zostaną ukazane od strony pacjenta. Podobnie jak w poprzedniej części, by ułatwić czytanie artykułu, treści bardziej szczegółowe umieszczone są pod rycinami (stąd nieco rozbudowane opisy).

Przygoda zaczęła się przypadkowo. Podczas badania elektrofizjologicznego trzeba było wykonać kardiowersję elektryczną. Nastąpiło przebicie prądu do elektrody zlokalizowanej w pobliżu pęczka Hisa z następowym blokiem całkowitym. Zamiast rozpaczać nad powikłaniem, operatorzy postanowili wykorzystać wypadek do celowanego leczenia pacjentów. Ablacja prądem stałym (DC, *direct current*) stała się pierwszą metodą przeznaczonego leczenia pacjentów z zaburzeniami rytmu [3, 4]. Miała jednak istotną wadę — tak zwany efekt barotraumatyczny (czyli uszkodzenia ciśnieniowego), który nie dawał się kontrolować, powodował w dzisiejszego punktu widzenia dość rozległe i niejednorodne uszkodzenia (potencjalne ryzyko proarytmii) (ryc. 2)



Rycina 1. Pierś kurczaka poddana ablacji elektrodą punktową chłodzoną o długości 3,5 mm w warunkach łaźni wodnej. Kolejne przekroje po aplikacjach o wzrastającej mocy. Rozległość uszkodzenia (zarówno szerokość jak i głębokość) zależą od przyłożonej mocy. Zakres uszkodzenia od 3 mm (blizna A) do 7 mm (blizna D). Pierwsza i ostatnia blizna zaznaczone strzałkami



Rycina 2. Pierś kurczaka poddana ablacji. Białe strzałki pokazują typowe uszkodzenie podczas ablacji punktowej z dużym dociskiem elektrody. Czarna strzałka pokazuje efekt tzw. steam-popu — na skutek przegrzania tkanki (temperatura tkankowa > 100°C) dochodzi do gotowania się wody i tworzenia pęcherzyków powietrza. Polaryzacja ładunków prowadzi do różnicy potencjałów między powierzchnią wewnętrzną i zewnętrzną pęcherzyka. Powstający lokalny łuk elektryczny znacznie podnosi temperaturę, doprowadzając do eksplozji gazu. Powstaje efekt barotraumatyczny analogiczny do uzyskiwanego podczas ablacji prądem stałym (DC, direct current). W przypadku trafienia na miejsce o mniejszej grubości mięśnia może dojść do jego rozerwania z następową tamponadą serca.



Rycina 3. Testowanie okrężnej elektrody ablacyjnej chłodzonej obiegiem zewnętrznym nMarq w łaźni wodnej na mięsie wołowym. Średnica pętli z elektrodami wynosi 25 mm. Przy dostarczaniu małej ilości energii (moc 10–15W) powstająca blizna jest nieciągła (składa się z wyseppek), co może przekładać się na nieskuteczność wykonywanej ablacji

i nierzadko skutkowało rozerwaniem struktur serca z następową tamponadą. Dlatego ograniczała się do relatywnie prostych zabiegów (ablacja łącza przedsionkowo-komorowego, ablacja łatwo dostępnego dodatkowego szlaku) u bardzo objawowych chorych. Z tego powodu poszukiwano bezpieczniejszego źródła energii. Okazał się nim wykorzystywany przez chirurgów do koagulacji prąd o częstotliwości radiowej (RF, radiofrequency) [5, 6]. Do ablacji używa się jednak niższej niż w chirurgii energii, by nie dopuścić do koagulacji, która w tym wypadku jest efektem niepożądanym. Ze względu na bezpieczeństwo metoda ta całkowicie wyparła poprzednią. Jednak duch ablacji prądem stałym ożywa w zmodyfikowanej wersji, o której będziemy pisać poniżej — elektroporacji.

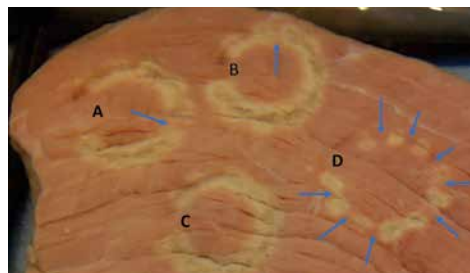
W zależności od okoliczności wadą lub zaletą ablacji prądem RF (ryc. 8) jest relatywnie szybki efekt tkankowy (zaleta przy planowanym uszkodzeniu, wada przy nieplanowanym uszkodzeniu). W przypadku elektrod klasycznych trwały efekt można uzyskać po około 10–12 sekundach [7], w przypadku elektrod chłodzonych — jeszcze szybciej. Dlatego dla miejsc o podwyższonym ryzyku wprowadzono sposób wymagający dłuższego czasu do trwałego uszkodzenia — krioablację [8] (ryc. 9). Przy obniżeniu temperatury do około –30 stopni Celsjusza uzyskuje się efekt czasowy. Wykorzystuje się go do tak zwanego kriomapowania — sprawdzenia, czy aplikacja w tym miejscu jest skuteczna i bezpieczna (np. czy ustąpieniu preekscytacji spowodowanej szlakiem przewodowym nie towarzyszy ustąpienie przewodzenia przez szlaki fizjologiczne). Jeśli obserwuje się zamierzony i tylko zamierzony efekt, tylko wówczas należy obniżyć temperaturę do około –80 stopni Celsjusza na około 4 minuty, uzyskując w ten sposób trwały efekt. Rozkwit techniki krioablacji nastąpił w momencie wprowadzenia do kliniki metody balonowej



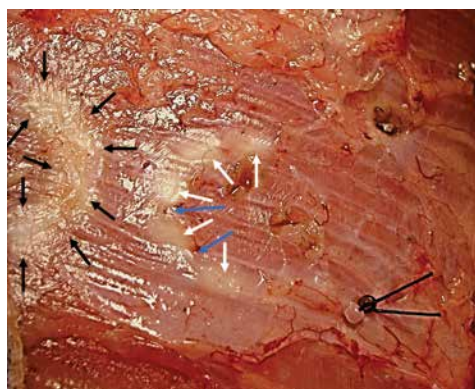
Do ablacji używa się energii niższej niż w chirurgii, by nie dopuścić do koagulacji



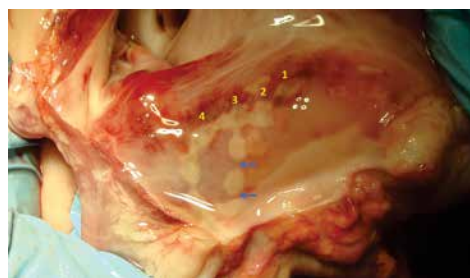
Rycina 4. Przy dostarczaniu większej ilości energii (moc 20–25 W) powstaje cięta okężna blizna obejmująca około 270–300 stopni (strzałki). Ciągłość blizny o grubości 4,5 mm (efekt bezpośredni, odległy, po procesie gojenia i formowania blizny łącznotkankowej będzie dużo cieńsza) widoczna na przekroju zaznaczona suwmiarką. Szerokość i głębokość blizny są porównywalne



Rycina 5. Skutki aplikacji z elektrody okrężnej chłodzonej-przepływowej (nMarq), przy ustawieniu różnych parametrów. Poablacyjne regiony A i B zawierają pojedyncze przepusty (niebieskie strzałki), z powodu których powstająca blizna jest nieciągła, co może się przekładać na nieskuteczność wykonywanej ablacji. Region D składa się z wysepka. Pomiędzy uszkodzeniem z każdej elektrody jest przepust (niebieskie strzałki), który może odpowiadać za nieskuteczność ablacji. Region C — poablacyjna linia ciągła z elektrody okrężnej (nie ma niebieskich strzałek = brak przepustów). Taka linia jest niezbędna do skutecznej ablacji i należy dążyć do jej uzyskania podczas zabiegu



Rycina 6. Ablacja wykonywana przyżyciowo u uśpionej świni na mięśni pośladkowym za pomocą elektrody PVAC (elektroda okrężna wielopunktowa niechłodzona). Ablacja wykonywana prądem wielofazowym. W zależności od parametrów fizycznych wykonywanej ablacji powstaje blizna ciągła (oznaczona czarnymi strzałkami) lub nieciągła (oznaczona białymi strzałkami); przepusty zaznaczono strzałkami niebieskimi)



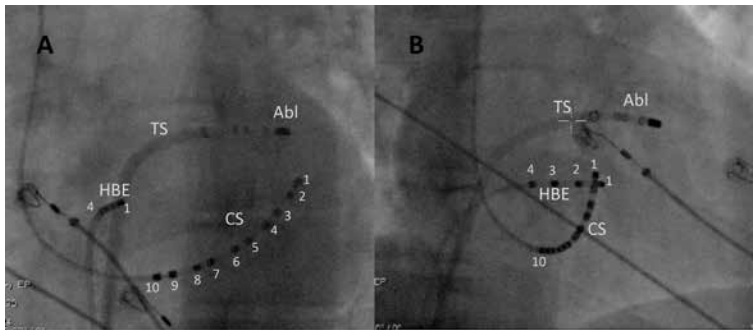
Rycina 7. Rezultat ablacji wykonywanej elektrodą okrężną nieprzepływową PVAC przy użyciu prądu wielofazowego przyżyciowo w żyłę główną górną serca uśpionej świni. Efekt uzależniony od parametrów fizycznych. Linia 1 prawie niewidoczna — ablacja praktycznie bez efektu. Linia 2 — w większości miejsc słabo efektywna. Blizna tylko w miejscu dużego docisku. Linia 3 — ciągła z dwoma przepustami (niebieskie strzałki), linia 4 — blizna ciągła



Dla większości istotnych klinicznie zaburzeń rytmu ablacja jest najskuteczniejszą i najbezpieczniejszą metodą leczenia

(ryc. 10, 11), przeznaczonej do izolacji żył płucnych u pacjentów z migotaniem przedsionków [10, 11]. Do ablacji balonami można też używać innych źródeł energii (prąd częstotliwości radiowej, mikrofałe czy najbardziej fotogeniczny laser [ryc. 12]). Są to zazwyczaj techniki droższe i o mniejszym bezpieczeństwie od krioblacji, dlatego obecnie wykonywane w nielicznych (doświadczalnych) ośrodkach. W najbliższym czasie będą prawdopodobnie wprowadzone (obecnie są na końcowym etapie testów i rejestracji) balony RF do izolacji żył płucnych (ryc. 12). Trudno obecnie stwierdzić, jak wypadnie ich konfrontacja z kriobalonami.

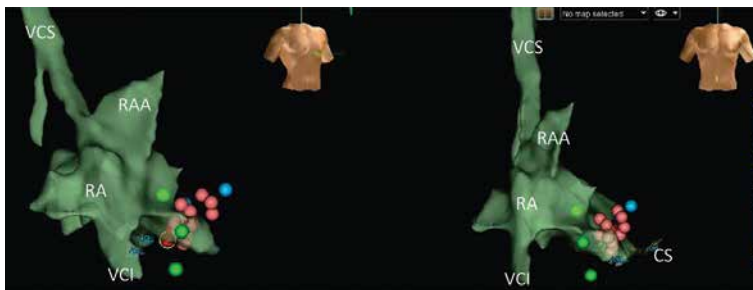
Duże nadzieje w uproszczeniu procedury izolacji żył płucnych wiąże się z elektroporacją — ablacją polem elektrycznym [12]. Nie wymaga ona bezpośredniego kontaktu z tkanką i wybiórczo niszczy określoną tkankę (w zależności od parametrów pola elektrycznego). W przypadku ablacji czynnika wyzwalającego migotanie przedsionków jest to tkanka mięśniowa serca w rejonie ujść żył płucnych. Technika ta, przynajmniej teoretycznie, nie powinna stwarzać ryzyka przetoki przedsionkowo-przełykowej i zwężenia żył płucnych. Musi to jednak zostać zweryfikowane w większych grupach pacjentów. Zabieg jest



Rycina 8. Przykładowy obraz RTG podczas ablacji klasycznej (bez użycia systemu 3D, tylko pod kontrolą skopii RTG) lewostronnego bocznego szlaku dodatkowego wykonywanej z dostępu przez nakłucie transeptalne. By zwyfikować przestrzenne położenie elektrody, należy tego dokonać w dwóch prostopadłych płaszczyznach (wydłuża to czas zabiegu i czas fluoroskopii). W systemach 3D (ryc. 9, 11, 14, 15, 17, 26, 31) można obserwować obrazy w dwóch prostopadłych płaszczyznach jednocześnie. Ponieważ wolna ściana pierścienia mitralnego jest daleko od ważnych życiowo a podatnych na uszkodzenie struktur w sercu, można bezpiecznie zastosować prąd częstotliwości radiowej (RF). Abl — elektroda ablacyjna; CS — 10-punktowa elektroda w zatoce wieńcowej; HBE — elektroda w rejonie rejestracji potencjału pęczka Hisa (górnoprzegrodowy brzeg zastawki trójdzielnej); TS — koszulka transeptalna (zaznaczone miejsce przejścia przez przegrodę międzyprzedsionkową)

Panel A — projekcja lewa skośna (LAO, *left anterior oblique*) 30 stopni (po prawej stronie obrazu lewa wolna ściana, po lewej stronie prawa wolna ściana. Przegroda międzyprzedsionkowa i międzykomorowa przebiegają przez środek obrazu. Przegrodę międzyprzedsionkową w przybliżeniu wyznaczają elektroda HBE i pierścienie 7–8 elektrody w zatoce wieńcowej)

Panel B — projekcja prawa skośna (RAO, *right anterior oblique*) 30 stopni. Po prawej stronie ściana przednia, po lewej stronie ściana tylna. Widok na płaszczyznę przegrody międzyprzedsionkowej i międzykomorowej. W połowie obrazu rzutują się zastawki przedsionkowo-komorowe (elektroda HBE 2–3 wyznacza górny biegun zastawki trójdzielnej, elektroda CS dolny i boczny odcinek zastawki mitralnej. Elektroda ablacyjna znajduje się w rejonie przednio-bocznym pierścienia mitralnego)



Rycina 9. Mapa anatomiczna uzyskana przy użyciu systemu EnSite podczas krioablacji drogi wolnej stanowiącej element pętli reentry nawrotnego częstoskurczu węzłowego u kobiety w ciąży. Zabieg z dostępu przez żyłę szyjną wewnętrzną prawą i żyłę główną górną. Mapa uproszczona w celu minimalizacji czasu trwania zabiegu. Ze względu na stan pacjentki i co prawda niewielkie (< 1%), ale jednak istniejące, ryzyko jatrogennego bloku całkowitego zdecydowano o wykonaniu krioablacji. Niebieska kropka — miejsce rejestracji potencjału pęczka Hisa. CS — cień elektrody w zatoce wieńcowej. Różowe kropki — miejsca, gdzie wykonywano jedynie kriomapowanie (obniżenie temperatury do -30°C), czyli w zakresie odwracalnego ogłuszenia; w tych miejscach krioaplikacja nie powodowała przerwania częstoskurczu. Czerwone kropki — miejsca wykonania pełnej ablacji (-80°C) w miejscu skutecznej kriomapy (ustąpienie częstoskurczu) i dwie aplikacje. Zielone kropki zaznaczają położenie ściany przedniej (nie wykonano mapy anatomicznej, by nie zasłaniać obszaru zainteresowania) [zmodyfikowano za: 9]

technicznie znacznie prostszy i przy tym krótszy. Po nakłuciu transeptalnym wprowadza się elektrodę typu Lasso kolejno do każdej żyły płucnej i wykonuje z niej kilka kilkusekundowych wyładowań prądu elektrycznego.

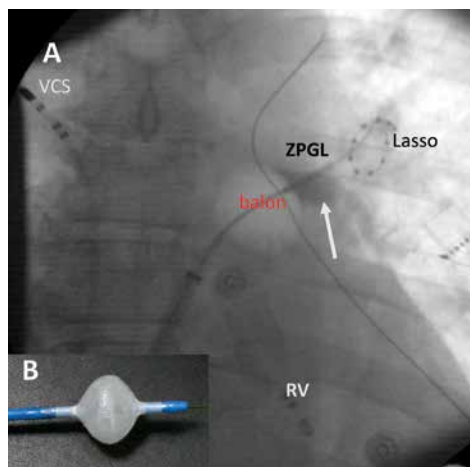
Początkowo zabiegi ablacji wykonywano wyłącznie pod kontrolą fluoroskopii (skopii

RTG) (ryc. 8, 13). W przypadku złożonych arytmii wiązało się to z dużą ekspozycją na promieniowanie jonizujące zarówno pacjenta, jak i personelu. Ponieważ nie ma bezpiecznej dawki promieniowania jonizującego, Hirsfeld i wsp. [13] wprowadzili koncepcję ALARA (*as low as reasonably*



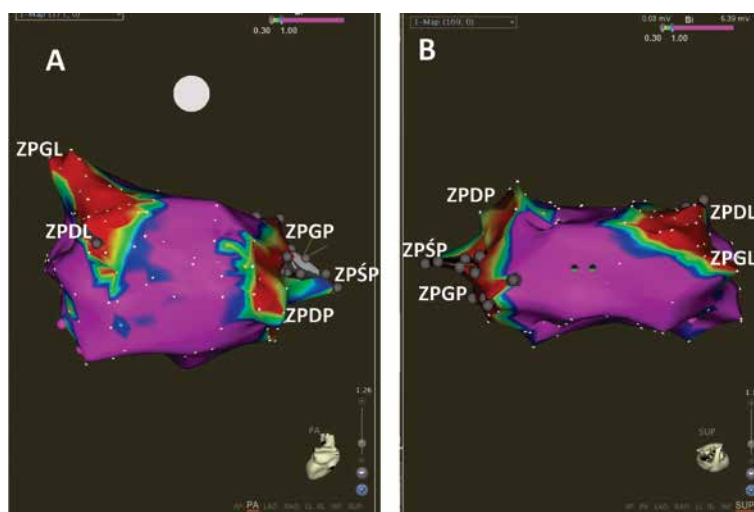
Ablacja prądem o częstotliwości radiowej pozwala na szybkie i precyzyjne osiągnięcie trwałego efektu tkankowego

achievable), zalecającą używanie różnych technik minimalizujących fluoroskopię, którą należy stosować w ilości minimalnej, niezbędnej do bezpiecznego i skutecznego wykonania zabiegu. Dlatego dużym przełomem w technikach ablacyjnych było wprowadzenie systemów elektroanatomicznych (zwanych systemami 3D) (ryc. 14–16) [14, 15]. Wykorzystując pole elektromagnetyczne [16] lub pomiary impedancji [17], pozwalają one śledzić położenie elektrod niezależnie od skopii RTG, tworzyć za ich pomocą mapy jam serca, na których można obrazować kierunek szerzenia się aktywacji w obrębie jam serca (ryc. 14), potencjał własny w różnych miejscach jamy serca (pozwala odróżnić mięsień zdrowy, uszkodzony, czyli potencjalnie arytmogenny, i bliznę, która jest tkanką niepodobną, ale może stanowić barierę umożliwiającą powstanie pętli reentry) [18–20] (ryc. 15). W określonych sytuacjach przydatna może być mapa impedancyjna lub propagacyjna (ryc. 16) [20]. Istnieje możliwość integracji obrazu elektrofizjologicznego z obrazami uzyskanymi z CT (*computed tomography*), NMR (*nuclear magnetic resonance*) czy echokardiografii (przezprzetykowej,

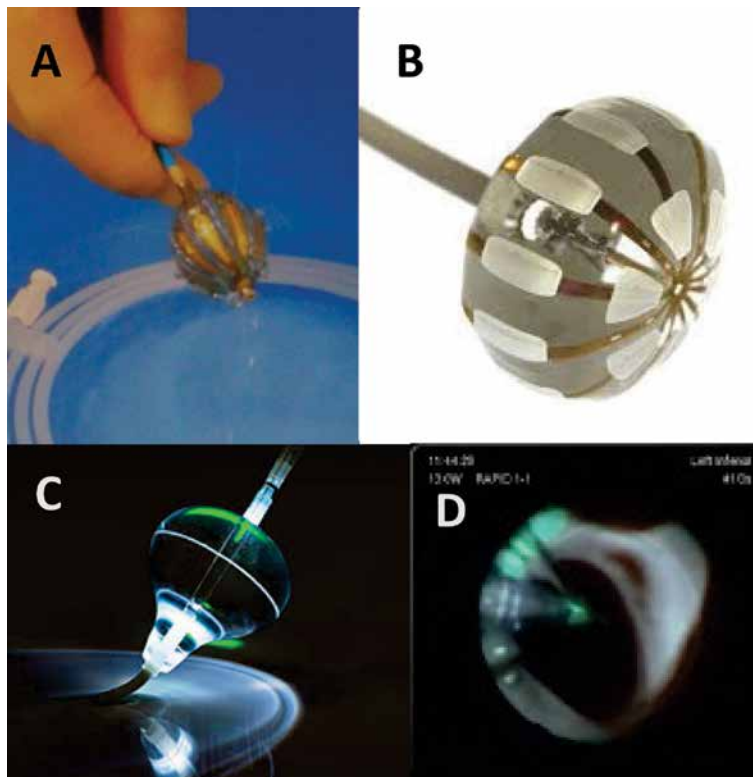


Rycina 10. Panel A — Krioablacja balonowa (na tej rycinie żyły płucnej górnej lewej). Dobrze przyleganie balonu do ujścia żyły potwierdza zaleganie kontrastu (biała strzałka). Przez światło balonu wprowadzona jest okrężna elektroda diagnostyczna typu „lasso” pozwalająca monitorować ustępowanie lub izolację potencjałów żylnych. Widoczna jest elektroda wprowadzona do prawej komory służąca do ewentualnej stymulacji w przypadku wystąpienia odruchowej bradykardii/asystolii. Druga elektroda umieszczona w żyłę główną górną do stymulacji nerwu przeponowego podczas izolacji prawych żył płucnych. Lasso — okrężna elektroda diagnostyczna typu Lasso; RV — elektroda w prawej komorze; VCS — elektroda w żyłę główną górną; ZPGL — żyła płucna górna lewa. **Panel B** — zdjęcie balonu do krioablacji wypełnionego gazem (podtlenek azotu)

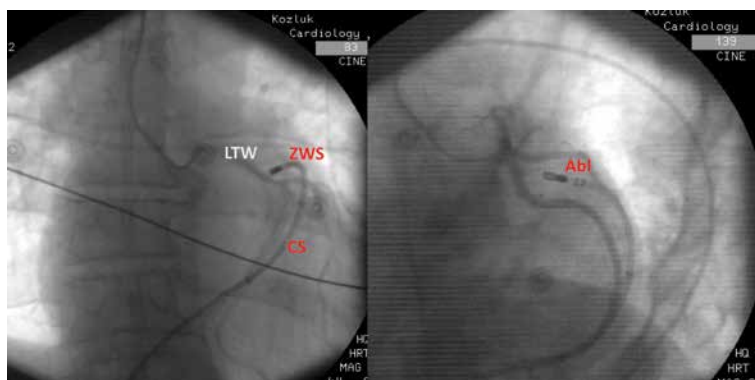
wewnątrzsercowej) (ryc. 17, 18) [22]. Zastosowanie systemów elektroanatomicznych pozwala znacznie zredukować, a w wielu



Rycina 11. Mapa potencjałowa wykonana przy użyciu systemu CARTO bezpośrednio po skutecznej krioablacji balonowej. Na czerwono/szaro zaznaczony obszar uszkodzenia spowodowany ablacją. Obszar fioletowy obrazuje zdrowy mięsień. Wąska strefa w kolorach żółtym, zielonym i niebieskim wynika z uśrednienia wartości potencjałów i wskazuje na obszar graniczny uzyskanego uszkodzenia. Mapa obrazuje optymalny efekt zabiegu. **Panel A** — projekcja tylna, skala o granicach dla blizny (< 0,3 mV) i zdrowego przedsionka (> 1,0 mV). **Panel B** — projekcja górna. ZPDL — żyła płucna dolna lewa; ZPDP — żyła płucna dolna prawa; ZPGL — żyła płucna górna lewa; ZPGP — żyła płucna górna prawa; ZPSP — żyła płucna środkowa prawa



Rycina 12. Panel A — Heliostar (Johnson&Johnson) — 10 elektrod ablacyjnych chłodzonych obiegem zewnętrznym umieszczonych na balonie o średnicy 28 mm. Balon i elektrody wizualizowane przez system CARTO. Możliwe jest wykonanie szybkiej mapy anatomicznej przy użyciu balonu. Światło w cewniku umożliwia wprowadzenie przez balon do żyły płucnej (podobnie jak w przypadku kriobalonus) elektrody typu „lasso” (średnica cewnika 3F, czyli 1 mm; do wyboru cewniki o trzech średnicach pętli: 15, 20 i 25 mm), która weryfikuje skuteczność aplikacji. **Panel B** — balon LUMINIZE (Boston Scientific) — średnica balonu 28 mm, 2 okręgi elektrod ablacyjnych (12 przy równiku, 6 przy dystalnym biegunie), z możliwością ablacji z dowolnych elektrod. Mikroelektrody w dystalnym kręgu pozwalają na rejestrację potencjałów w żyłę płucną i stymulację weryfikującą blok wyjścia. Dzięki temu nie ma konieczności wprowadzania elektrody typu „lasso”. Mikrokamera i źródło światła LED pozwalają optycznie weryfikować docisk i efekt ablacji (podobnie jak się to dzieje w balonach laserowych). **Panel C** — najbardziej malowniczy. Excalibur balloon — balon laserowy firmy Cardio Focus. Na **panelu D** obraz widoczny z wnętrza balonu z panelu C, pozwalający wzrokiem kontrolować przyleganie balonu i kontrolować efekt ablacji. Zielone światło — miejsce poddawane ablacji. Widoczna biała blizna poablacyjna na części obwodu (odpowiadającej godzinie 12 > 4). Źródło: zasoby internetowe Johnson&Johnson, Boston Scientific, Cardio Focus

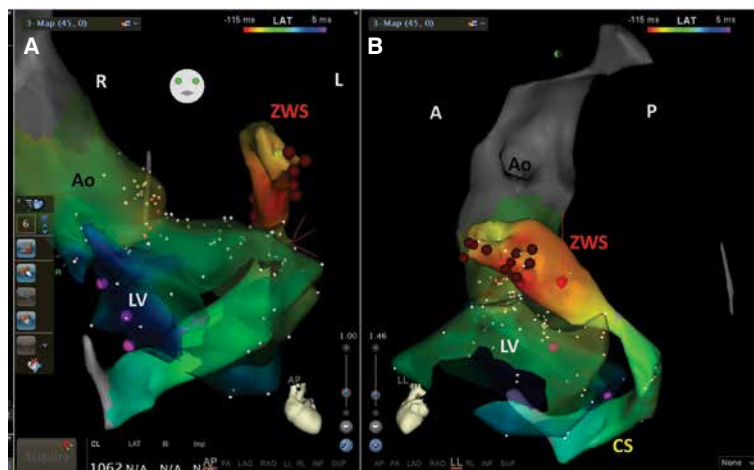


Rycina 13. Ablacja epikardialna z dostępu przez układ żylny serca (elektroda wprowadzona przez żyłę udową do prawego przedsionka, z którego przez zatokę wieńcową doprowadzona jest do żyły wielkiej serca). Ponieważ epikardialnie przebiegają tętnice wieńcowe, a jest to obszar, gdzie podziałowi ulega pień lewej tętnicy wieńcowej, przed ablacją wykonuje się koronarografię, by wykluczyć bezpośredni kontakt elektrody z tętnicą wieńcową. Na **panelu A** elektroda i tętnica rzutują się na siebie. Inna projekcja (tzw. „pająk”) na **panelu B** uwiadcza, że elektroda jest w bezpiecznej odległości od dużych tętnic wieńcowych. Można w tym miejscu bezpiecznie wykonać ablację. Abl — elektroda ablacyjna; CS — zatoka wieńcowa; LTW — zakontrastowana lewa tętnica wieńcowa; ZWS — żyła wielka serca

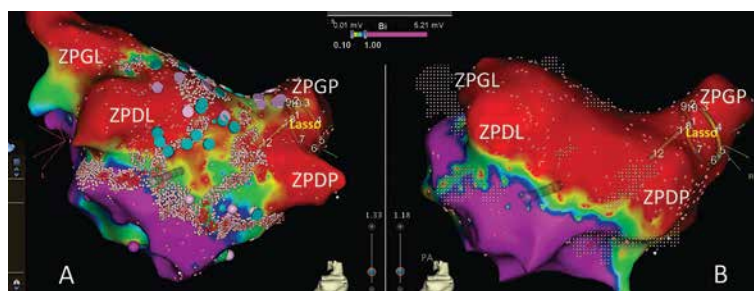
”
Kriobalacja pozwala na długoczasowy odwracalny efekt. Jest to szczególnie przydatne w miejscach o dużym ryzyku uszkodzenia ważnych struktur



Koncepcja ALARA zaleca używanie różnych technik minimalizujących fluoroskopię, którą należy stosować w ilości minimalnej, niezbędnej do bezpiecznego i skutecznego wykonania zabiegu



Rycina 14. Panel A — projekcja AP, panel B — projekcja lewa-boczna. Mapa CARTO LAT (*local activation time*) obrazująca sekwencję aktywacji wykonaną podczas pobudzeń komorowych. Najwcześniejsza aktywacja (kolor czerwony) w żyłę wielkiej serca (ognisko epikardialne), najpóźniejsza (kolor fioletowy) w górnej części lewej komory. W miejscu najwcześniejszej aktywacji wykonano serię aplikacji RF (brązowe kropki), uzyskując ustąpienie pobudzeń komorowych. A — przód, Ao — aorta wstępująca; CS — zatoka wieńcowa; L — strona lewa; LV — górna część lewej komory; P — tył; R — strona prawa; ZWS — żyła wielka serca

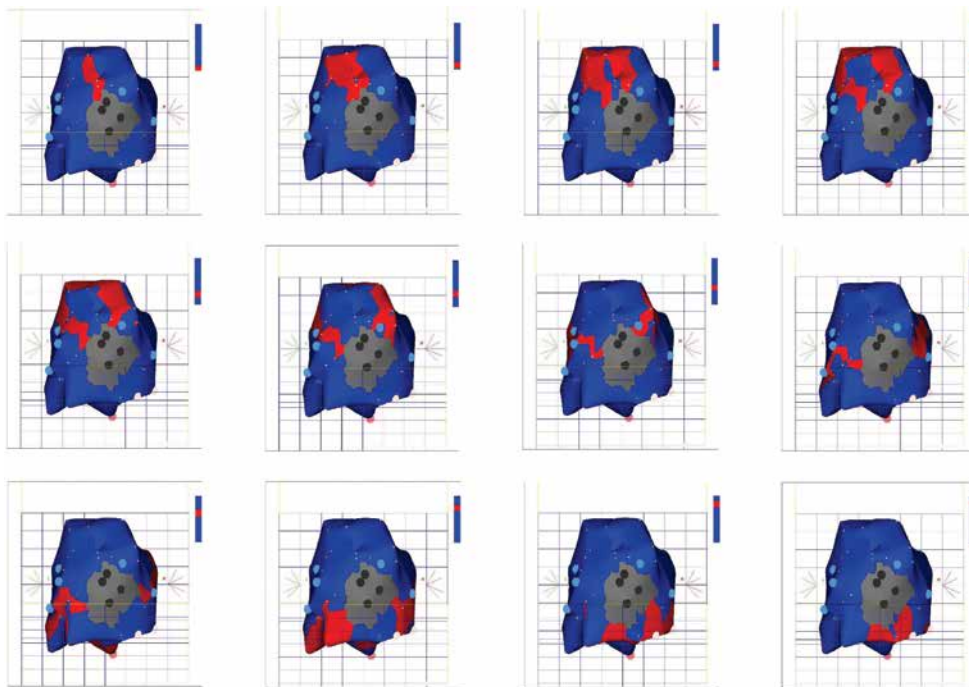


Rycina 15. Widok podczas zabiegu z użyciem systemu CARTO. Pacjent z nawrotem migotania przedsionków po krioabblacji balonowej. Mapa potencjalowa przed (panel A) i po (panel B) reizolacji żył płucnych i izolacji segmentu tylnego lewego przedsionka. Projekcja tylna. Czerwony kolor oznacza bliźnię (lokalny potencjał $< 0,1$ mV), fioletowy — zdrowy mięsień przedsionka (lokalny potencjał $> 1,0$ mV). Pozostałe kolory wskazują obszar uszkodzenia. Na mapie przed ablacją (po lewej stronie — panel A) żyły płucne nie są w pełni odizolowane (nie są czerwone), a ściana tylna jest kolorowa. Niebieskie kropki obrazują miejsca, gdzie rejestrowano rozbite potencjały, różowe — pofragmentowane potencjały. Cały segment tylny pomiędzy żyłami płucnymi jest obszarem uszkodzenia. Małe różowe kropeczki wskazują miejsca poddane ablacji na bazie wcześniej wykonanej mapy. Efekt tej ablacji przedstawia panel B. Mapa po ablacji (po prawej stronie — panel B): żyły płucne i segment tylny są w kolorze czerwonym, co potwierdza ich pełną izolację. Poza obszarem odizolowanym dominuje kolor fioletowy. Żółto-zielono-niebieska linia pomiędzy obszarem odizolowanym a zdrowym nie wynika ze strefy uszkodzenia a z uśrednienia wartości potencjałów pomiędzy tymi obszarami. Lasso — elektroda Lasso w żyłę płucną górną prawą; ZPDL — żyła płucna dolna lewa; ZPDP — żyła płucna dolna prawa; ZPGL — żyła płucna górna lewa; ZPGP — żyła płucna górna prawa [zmodyfikowano za: 21]

sytuacjach wręcz wyeliminować promieniowanie jonizujące (fluoroskopię) [23]. Zostało to wykorzystane początkowo wśród pacjentów pediatrycznych [24], następnie u kobiet w ciąży [9, 25, 26]. Wydaje się to również mieć znaczenie dla pacjentów onkologicznych lub z podwyższonym ryzykiem onkologicznym [23].

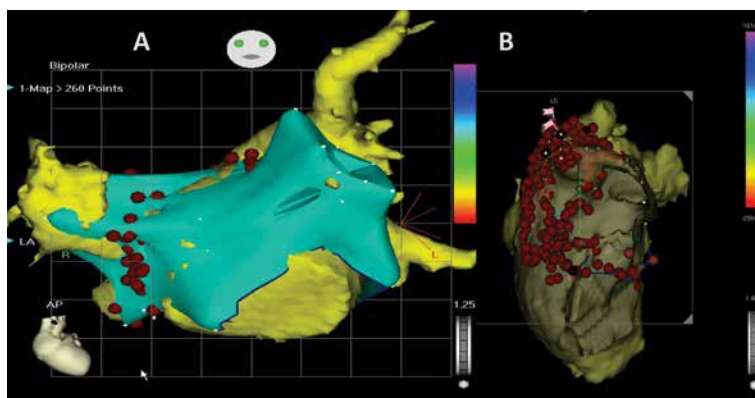
W redukcji obciążenia radiologicznego oraz w zwiększaniu bezpieczeństwa zabiegów

(a w określonych sytuacjach również ich skuteczności) poprzez obrazowanie struktur serca znaczenie ma również echokardiografia wewnątrzsercowa [27] (ryc. 19). Wykorzystuje się ją do obrazowania przegrody międzyprzedsionkowej podczas nakłucia transseptalnego, monitorowania położenia elektrody podczas izolacji żył płucnych (by unikać wprowadzania elektrody do żyły), śledzenia przylegania elektrody do tkanki podczas



Rycina 16. Mapa propagacyjna. Czerwona linia obrazuje rozprzestrzenianie się aktywacji. Widoczne kolejne klatki mapy obrazujące wyjście aktywacji z blizny (pierwszy obraz) oraz krążenie pętli reentry o kształcie cyfry 8 wokół blizny (obszar zaznaczony na szaro). Pętle reentry zamyka uszkodzone, wolnoprzewodzące włókno Purkiniego w obrębie blizny (niewidoczne na tym modelu)

”
Wykonywanie ablacji bez użycia skopii RTG jest szczególnie istotne u pacjentek w ciąży, pacjentów pediatrycznych i u pacjentów z podwyższonym ryzykiem onkologicznym



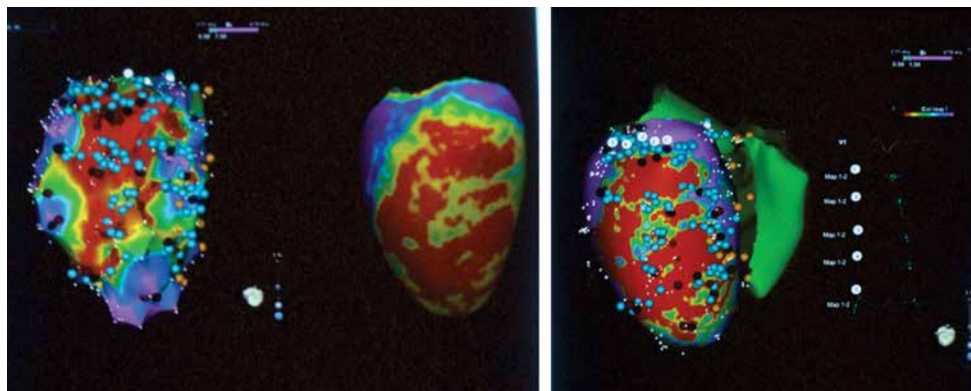
Rycina 17. Opcja MERGE w systemie 3D (w tym wypadku CARTO) umożliwiająca integrację obrazów (w tym wypadku z tomografii komputerowej). Jej rola zmniejszyła się wraz z pojawieniem możliwości wykonania szybkiej mapy anatomicznej elektrod wielopunktową. Główna wartość pozostała w wyznaczeniu przebiegu naczyń wieńcowych w przypadku ablacji w opuszcce aorty lub z dostępu epikardialnego oraz w nanoszeniu obrazu z rezonansu magnetycznego zawierającego informacje o położeniu i głębokości blizn (pełnościenne, podsięrdziowa, podnasierdziowa). Brązowe kropki odpowiadają miejscom, gdzie wykonano aplikację prądu RF. Na panelu A naniesiono żółty obraz bryty lewego przedsionka i proksymalnych odcinków żył płucnych na niewielką mapę anatomiczną wykonaną elektrodą ablacyjną (wypełnioną kolorem niebieskim). Konieczne jest wykonanie mapy orientacyjnej z zaznaczeniem kilku jednoznacznych punktów, które umożliwiają właściwe przestrzenne usytuowanie mapy uzyskanej z CT/NMR/ICE. Ablację można dalej wykonywać na bazie mapy uzyskanej z tych technik obrazowania. Panel B — widok na ujścia lewych żył płucnych, uszko lewego przedsionka i rąbek pomiędzy nimi od strony lewego przedsionka. Obraz wprowadzony do systemu 3D i ustawiony zgodnie z aktualną mapą anatomiczną (widok z panelu A). Dokładny obraz struktur wewnątrzsercowych (np. rąbek pomiędzy żyłą płucną górną lewą i uszkiem) jest trudny do osiągnięcia przy użyciu jedynie mapy 3D i pozwala na bardziej precyzyjną ablację

ablacji cieśni trójdzielno-żylniej (szczególnie w przypadku jej hiperkinezy i gdy występują w niej zachyłki) lub ognisk arytmii komorowej

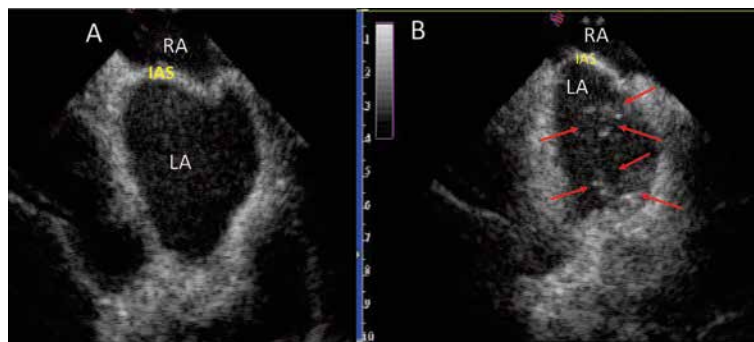
wywodzącej się z mięśnia brodawkowego (trudne do uwidocznienia w systemach elektroanatomicznych).



Zastosowanie systemów elektroanatomicznych pozwala zredukować dawkę fluoroskopii nawet do zera



Rycina 18. Wykorzystanie opcji MERGE w ablacji pozawatowego częstoskurczu komorowego. **Panel A** — mapa potencjalowa z naniesionymi miejscami rejestracji pofragmentowanych potencjałów (niebieskie kropki). **Panel B** — obraz z magnetycznego rezonansu jądrowego z zaznaczoną na czerwono blizną. Kolor fioletowy oznacza mięsień zdrowy. Kolory żółty, zielony, niebieski oznaczają obszar uszkodzenia (tkanka pobudliwa, potencjalnie arytmogenna). **Panel C** — nałożone obrazy z paneli A i B pozwalające bardziej precyzyjnie wyznaczyć miejsca krytyczne dla arytmii

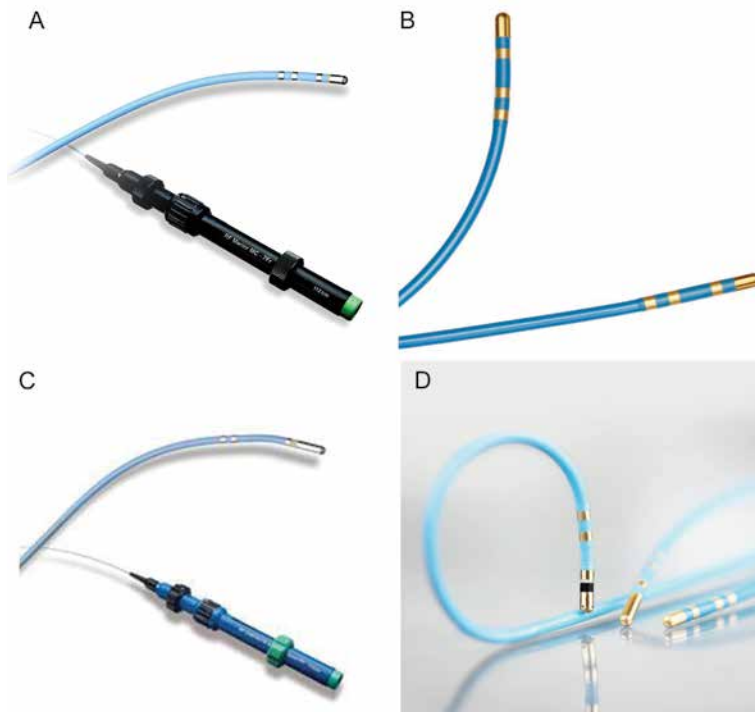


Rycina 19. Obraz z echokardiografii wewnątrzsercowej podczas nakłucia transseptalnego. Głowica umieszczona w prawym przedsionku. IAS — przegroda międzyprzedsionkowa; LA — lewy przedsionek; RA — prawy przedsionek. **Panel A** — charakterystyczne uwypuklenie przegrody międzyprzedsionkowej w kierunku lewego przedsionka (z angielskiego tzw. *tenting*) spowodowane dociśnięciem zestawu transseptalnego. W pracowni autorów zamiast kalki językowej *tenting* preferuje się określenie „serca w sercu” [zmodyfikowano za: 28]. **Panel B** — po przejściu igły do lewego przedsionka weryfikacja jej położenia podaniem kontrastu (soli fizjologicznej). Pęcherzyki powietrza (strzałki) potwierdzają, że igła transseptalna przedostała się do lewego przedsionka

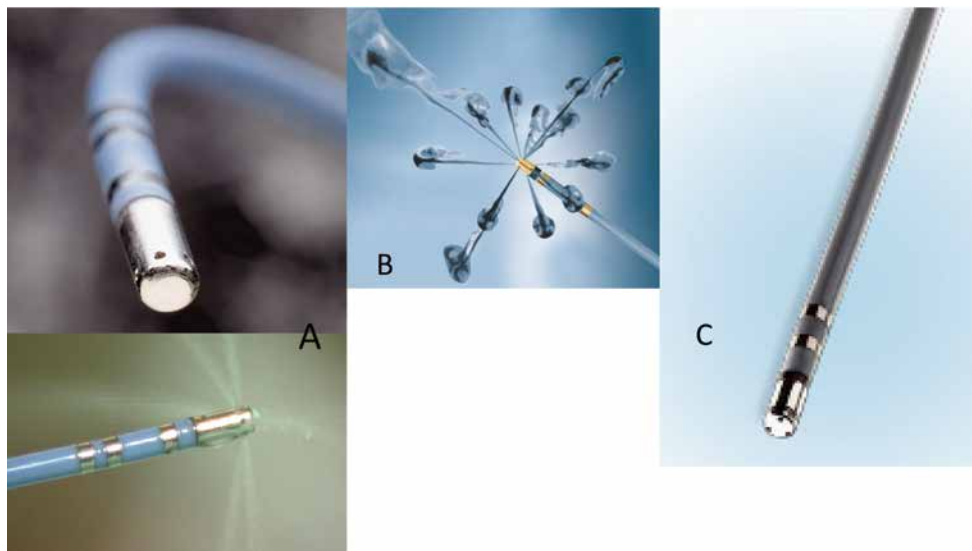
Dzięki systemom elektrofizjologicznym można lepiej zrozumieć mechanizmy zaburzeń rytmu, znaleźć ich krytyczne miejsca, zaznaczyć miejsca zwiększonego ryzyka lub przejściowej skuteczności, bardziej precyzyjnie wykonywać linie stanowiące barierę dla krążenia lub wychodzenia aktywacji. Należy również wspomnieć o realnych zabiegach 3D wykonywanych przy użyciu technik holograficznych z wykorzystaniem gogli VR [29]. Obecnie są to pierwsze próby, ale rozwój technologii daje tutaj również potencjalnie ogromne możliwości.

Gdy zaczynaliśmy wykonywać ablacje, wykorzystywaliśmy klasyczne elektrody z końcówką 2 mm. Szybko okazało się, że im

większa elektroda, tym głębsze i rozleglejsze uszkodzenie. „Złotym standardem” stały się elektrody 4 mm (ryc. 20). Do ablacji liniowych zaczęto używać elektrod o końcówce 8 mm (ryc. 20). Przy większych elektrodach tracono kontrolę nad uzyskiwaną temperaturą i rosło ryzyko wykrzepiania, a w konsekwencji powikłań zakrzepowo-zatorowych. Już elektrody 8 mm używane w lewych jamach serca zwiększały ryzyko powikłań zakrzepowo-zatorowych, szczególnie udaru mózgu. Rozwiązaniem tego problemu okazały się elektrody z chłodzoną końcówką (ryc. 21). Przepływająca ciecz (zwykle obieg otwarty, w którym sól fizjologiczna wypływa z elektrody do jamy serca; bywa też obieg zamknięty w obrębie



Rycina 20. Panel A — elektroda ablacyjna o 3 stopniach swobody (przygięcie, ruch boczny i zmiana krzywizny) sterowana z rączki (widoczne pokrętki). Klasyczna elektroda ablacyjna o platynowej końcówce 4 mm. Proksymalnie od niej kolejne 3 pierścienie elektrod diagnostycznych. **Panel B** — elektroda ablacyjna 4 mm ze złota. Ze względu na większą pojemność cieplną pozwala uzyskać bardziej jednorodny rozkład energii w tkance. Elektroda ma możliwość przygięcia w dwóch kierunkach (różne krzywizny). Pierścienie 2–4 diagnostyczne o szerokości 2 mm. **Panel C** — elektroda ablacyjna platynowa o końcówce 8 mm sterowalna o 3 stopniach swobody (analogicznie jak na ryc. A). **Panel D** — elektroda 8 mm w wersji platynowej i złotej. Bez ruchu bocznego z możliwością przygięcia do 270 stopni. Źródło: zasoby internetowe Medtronic i Biotronik



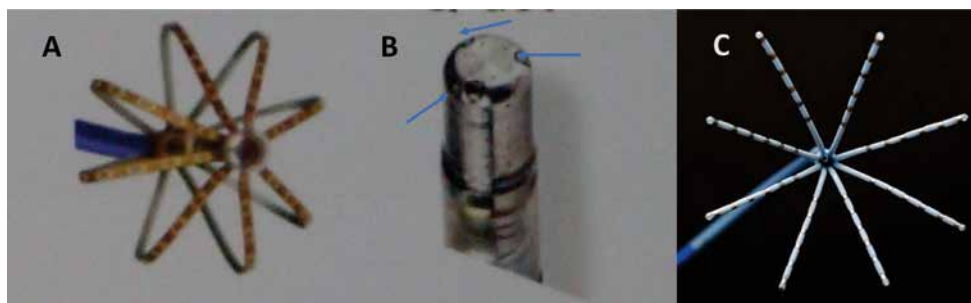
Rycina 21. Panel A — elektroda chłodzona o obiegu zewnętrznym z końcówką 3,5 mm. Na dystalnym biegunie widoczne otwory (górny panel). Na dolnym panelu zobrazowano płyn wypływający przez te otwory (przepływ służący do przepłukiwania elektrody). W warunkach zabiegu przepływ spoczynkowy 2 ml/min, w czasie ablacji 8–15 ml/min w zależności od użytej energii. **Panel B** — złota elektroda chłodzona o obiegu zewnętrznym. Dla celów demonstracyjnych przepływ atramentu w warunkach łaźni wodnej. **Panel C** — elektroda chłodzona o obiegu zewnętrznym diamentowa (jeszcze większa pojemność cieplna). Ze względu na parametry fizyczne i kilka czujników typu termopara jako jedyna elektroda chłodzona pozwala na wykonywanie ablacji pod kontrolą temperatury. Źródło: materiały własne i zasoby internetowe firm Biotronik i Medtronic

”
U pacjentów z niestabilnymi hemodynamicznie częstoskurczami komorowymi mapa potencjałowa przy użyciu systemu elektroanatomicznego pozwala wykonać skuteczną ablację bez wyzwalania częstoskurczu

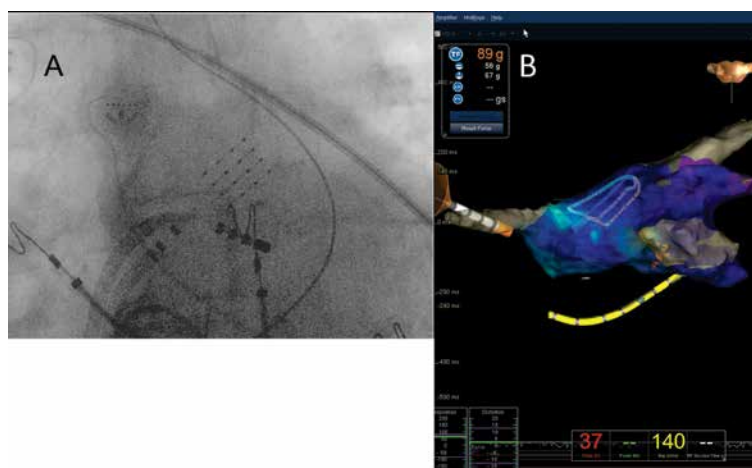
”
Redukcję fluoroskopii w niektórych zabiegach można uzyskać dzięki zastosowaniu echokardiografii wewnątrzsercowej (alternatywnie przezprzełykowej)



Systemy elektroanatomiczne pozwalają lepiej zrozumieć mechanizmy zaburzeń rytmu serca oraz zlokalizować miejsce krytyczne dla arytmii



Rycina 22. Przykładowe elektrody do zagęszczonego mapowania. Przykłady rozwiązań technicznych. **Panel A** — elektroda Orion — rozkładana rozетка składająca się z 8 ramion. Na każdym ramieniu znajduje się 8 małych elektrod o powierzchni 0,4 mm² ułożonych w odstępach 2,5 mm (sumarycznie 64 elektrody). Elektroda współpracuje z systemem Rhythmia (Boston Scientific) umożliwia automatyczne wykonywanie mapy od dużej gęstości punktów (anotacja sygnałów odbywa się automatycznie, ręcznie byłoby to niewykonalne). **Panel B** — elektroda Q-dot. Elektroda współpracuje z systemem CARTO (Johnson&Johnson). Jest to jednocześnie elektroda ablacyjna dostosowana do ablacji klasycznych i wysokoenergetycznych (patrz: kolejne części cyklu). Końcówka elektrody ablacyjnej ma wmontowane dodatkowe 3 mikroelektrody do mapowania o dużej gęstości (niebieska strzałka). **Panel C** — elektroda mapująca Octarey składająca się z 8 elastycznych ramion zawierających po 6 małych elektrod (0,5 mm długości) oddalonych o 2 mm (sumarycznie 48 elektrod). Jest to udoskonaloną wersją elektrody Pentharey zawierającej na każdym ramieniu 4 elektrody. Współpracuje z systemem CARTO. Źródło: zasoby internetowe firm Boston Scientific i Johnson&Johnson



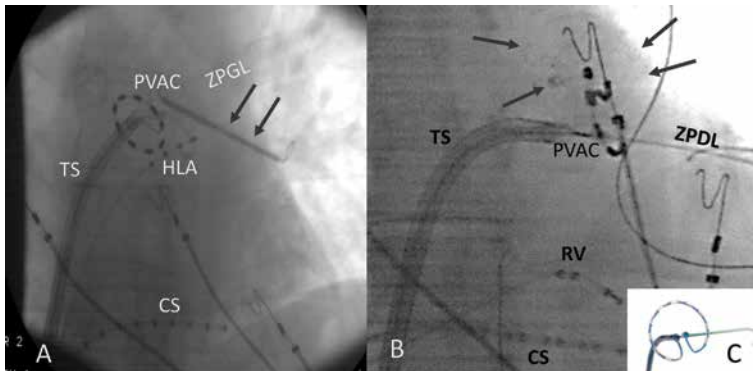
Rycina 23. Elektroda do mapowania o dużej gęstości (Advisor HD-grid, Abbott) współpracująca z systemem EnSite składająca się z 4 pasm elektrod (długość/szerokość 1 mm; oddalone od siebie o 3 mm) po 4 elektrody w każdym. Odstęp pomiędzy elektrodami w obydwu kierunkach jest jednakowy, dzięki czemu powstają 24 pary elektrod do zapisów dwubiegunowych i 16 elektrod do zapisów jednobiegunowych). Dzięki równomiernemu rozkładowi można oceniać elektrogramy dwubiegunowe w obydwu prostopadłych płaszczyznach. **Panel A** — obraz w skopii RTG, **panel B** — obraz na systemie 3D (EnSite)

elektrody, bez wydostawania się płynu do ciała pacjenta [mniej popularny]). By zmniejszyć obciążenie płynem (jest to szczególnie ważne u pacjentów z niewydolnością serca) podczas długich zabiegów zmieniono konstrukcję elektrod na tak zwane niskoprzepływowe.

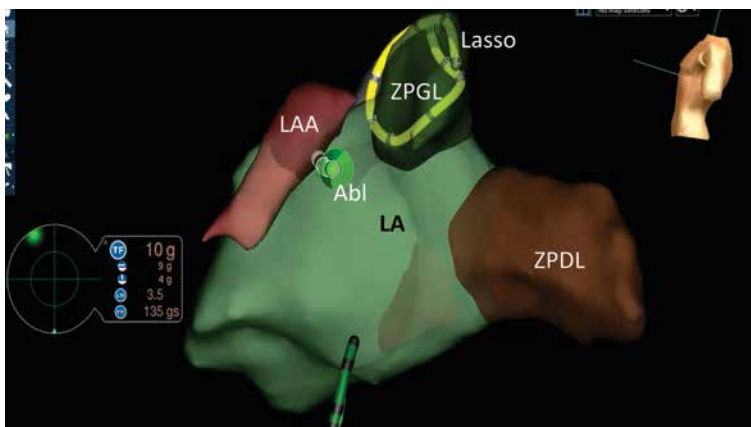
W celu przyspieszenia mapowania i zwiększenia dokładności tworzonej w systemie 3D mapy wprowadzono elektrody wielopunktowe do tak zwanego gęstego mapowania (kilka tysięcy punktów zbieranych w czasie

kilku minut) (ryc. 22, 23). Sprawdzają się one szczególnie w przypadku arytmii złożonych (np. trzepotanie lewoprzedsionkowe w uszkodzonym przedsionku, mnogie częstoskurcze u pacjenta po zawale/zawałach serca).

Niezależnie, do zabiegów liniowych wprowadzono elektrody wielopunktowe umożliwiające wykonywanie aplikacji w wielu punktach jednocześnie. Może to być ablacja liniowa (np. cieśń trójdzielnno-żylna) [30] lub okrężna (np. wokół ujścia żyły płucnej lub ujścia żyły głównej) [31, 32] (ryc. 24). Elektrody te można



Rycina 24. Panel A — okrężna elektroda ablacyjna PVAC (Medtronic) na zewnątrz od ujścia żyły płucnej górnej lewej. Strzałki wskazują epikardialnie założoną zapinkę zamykającą uszko lewego przedsionka. **Panel B** — okrężna elektroda ablacyjna PVAC na zewnątrz od ujścia żyły płucnej dolnej lewej. Strzałki wskazują zatyczkę Watchman zamykającą uszko lewego przedsionka. **Panel C** — zdjęcie elektrody PVAC (Medtronic) z liderem przechodzącym przez jej światło. CS — elektroda w zatoce wieńcowej; HLA — elektroda w górnej części lewego przedsionka u podstawy kikuta uszka — do stymulacji różnicującej potencjały żyłne od przedsionkowych; PVAC — okrężna elektroda ablacyjna; RV — elektroda w prawej komorze; TS — koszulka transseptalna (w przypadku elektrod okrężnych i balonów jest to koszulka sterowalna — jej wygięcie widoczne dobrze na panelu B); ZPDL — żyła płucna dolna lewa (jej przebieg wyznacza lider przechodzący przez światło elektrody PVAC), ZPGL — żyła płucna górna lewa



Rycina 25. Elektroda ablacyjna TactiCath (Abbott) z kontrolą siły docisku obrazowana przez system EnSite (Abbott). Na podstawie mapy lewego przedsionka i proksymalnych żył płucnych (projekcja lewoboczna zmodyfikowana) rozpoczyna się izolacja lewych żył płucnych. Na bocznym panelu widoczna siła docisku 10 g skierowana w kierunku przednio-górnym (zielona kropka na „celowniku” skierowana na godzinę 11). W ZPGL elektroda typu Lasso monitorująca obecność potencjałów żylnych. Abl — elektroda ablacyjna; LAA — uszko lewego przedsionka; Lasso — okrężna elektroda diagnostyczna; ZPDL — żyła płucna dolna lewa; ZPGL — żyła płucna górna lewa

wykorzystywać z systemami 3D, co pozwala zredukować dawkę fluoroskopii [32, 33].

Ilość energii przenikającej do tkanki, za którą idą skuteczność i bezpieczeństwo zabiegu, zależą od siły docisku elektrody. Manualna ocena siły docisku jest bardzo nieprecyzyjna, dlatego wprowadzono czujniki oceniające siłę docisku (ryc. 25–28). W połączeniu z pomiarem odległości pomiędzy sąsiednimi punktami pozwala to robić bardzo precyzyjne, trwale szczelne linie (ryc. 26). Dokładność wykonywanych linii aplikacyjnych uzyskano

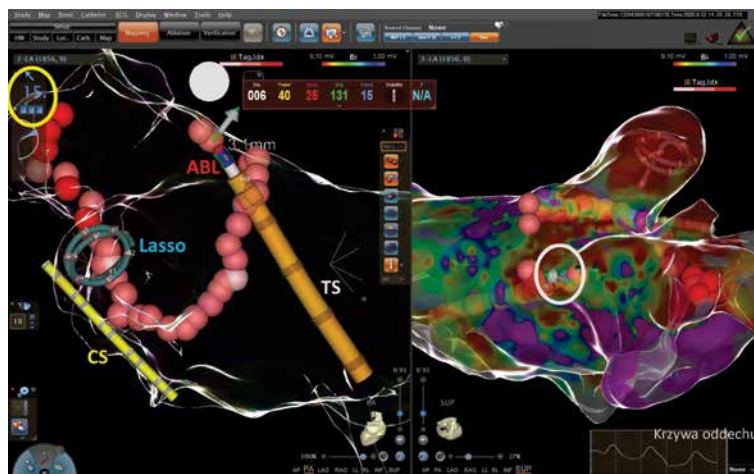
również dzięki wykorzystywanej przez systemy elektroanatomicznej kalibracji oddechowej (punkty zbierane są w tej samej fazie cyklu oddechowego) i sprzężeniu czasu zbierania punktów z fazą cyklu serca (istotę tego zjawiska zilustrowano na rycinie 29).

W ostatnim czasie zostały wprowadzone koszulki transseptalne widoczne przez system 3D (ryc. 26). Jest to kolejny krok ku zwiększeniu bezpieczeństwa zabiegu i redukcji fluoroskopii przy zabiegach w obrębie lewego przedsionka. W redukcji fluoroskopii oraz w bezpieczniejszej

”
Krioablacja balonowa w migotaniu przedsionków jest prostsza technicznie, trwa krócej i wiąże się z mniejszym ryzykiem groźnych dla życia powikłań niż punktowa ablacja RF



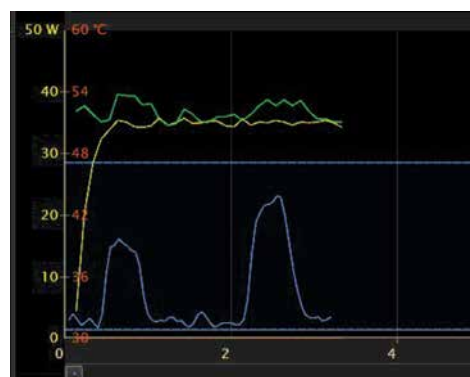
**Wytyczne ESC
w migotaniu
przedsiionków zalecają
izolację żył płucnych
jako podstawową
metodę leczenia
inwazyjnego**



Rycina 26. Ablacja — izolacja żył płucnych elektrodą z kontrolą siły docisku przy użyciu systemu CARTO (Johnson&Johnson). Na lewym panelu projekcja PA, na prawym widok od góry. Aktualna siła docisku (w górnym lewym rogu 15 g (zaznaczone w żółtym kółku). Kierunek docisku pokazuje strzałka przy końcówce elektrody (lepiej widoczna na lewym panelu, na prawym zaznaczona białym kółkiem). Widoczny fragment linii (różowe i czerwone kulki) okrążającej lewe żyły płucne. Zabieg wykonywany na podstawie mapy potencjalowej lewego przedsionka. Do zabiegu wykorzystuje się protokół „close”, to znaczy odległość pomiędzy punktami jest < 6 mm, co gwarantuje ciągłość linii. Na pomarańczowo widoczna koszulka naczyniowa Vizigo, przez którą wprowadzona jest elektroda ablacyjna. W prawym dolnym rogu widoczna krzywa oddechowa. Na pomarańczowo zaznaczono okres fazy oddechowej w którym zbierane są punkty do mapy. Pozwala to zmniejszyć niedokładności na mapie spowodowane ruchem oddechowym. Abl — elektroda ablacyjna (zabarwienie końcówki na czerwono informuje o aktualnie przeprowadzanej aplikacji prądu RF; CS — dziesięciopunktowa elektroda wprowadzona do zatoki wieńcowej (jasno-żółta elektroda); Lasso — elektroda Lasso wprowadzona do żyły płucnej dolnej lewej w celu monitorowania jej potencjałów; TS — koszulka transseptalna wizualizowana przez system elektroanatomiczny



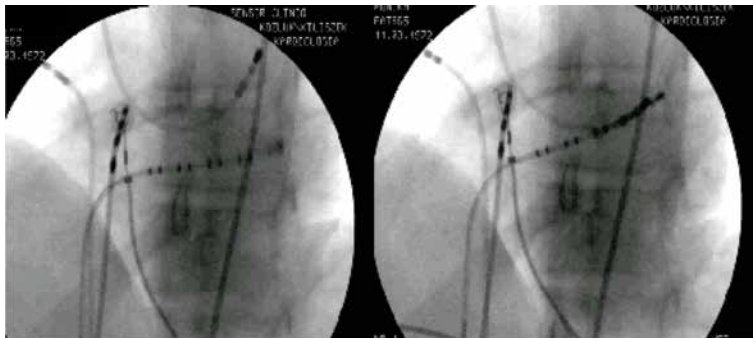
Rycina 27. Wykres parametrów monitorowanych z elektrody w czasie ablacji. Niebieska linia wskazuje siłę docisku elektrody do ściany serca. Siła docisku zmienia się wraz z ruchami oddechowymi przepony, które przemieszczają serce w obrębie klatki piersiowej, wraz z ruchami ściany serca, zmianami docisku elektrody przez operatora. Zielona linia — przebieg impedancji, która maleje na początku aplikacji. Żółta linia — dostarczana do elektrody moc prądu RF. Parametry optymalne — niewielkie wahania docisku wokół poziomu 10 g/cm², stabilność mocy, niewielki spadek, następnie stabilność impedancji



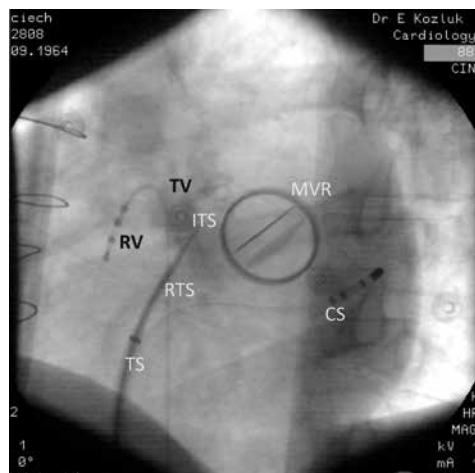
Rycina 28. Wykres parametrów monitorowanych z elektrody w czasie ablacji. Niebieska linia wskazuje siłę docisku elektrody do ściany serca, zielona — przebieg impedancji, która maleje na początku aplikacji. Żółta linia — dostarczana do elektrody moc prądu RF. Rycina obrazuje niekorzystny wpływ głębokich oddechów na docisk elektrody. Towarzyszą temu wahania impedancji. Przez większość czasu brak dostatecznego docisku (duże ryzyko braku trwałego efektu aplikacji prądu RF, na głębokim wdechu gwałtowny wzrost docisku. W przypadku przekroczenia 40 g grozi to perforacją mięśnia z następową tamponadą (tu szczęśliwie osiągamy docisk maksymalnie 23 g). Ze względu na niekorzystne parametry techniczne aplikacja przerwana w 3 sekundzie

nawigacji pomocne może być echo wewnątrzsercowe (lub bardziej nieprzyjemne, ale dużo tańsze echo przezprzełykowe).

Dostęp naczyniowy zależy od jamy, do której chcemy dotrzeć. Do prawego przedsionka i prawej komory, podobnie jak w opisywanym



Rycina 29. Wpływ ruchu hiperkinetycznej wolnej ściany na położenie elektrody w obrazie RTG. To samo położenie elektrody podczas ablacji lewostronnego dodatkowego szlaku obserwowane w czasie skurczu i w rozkurczu. O stabilności położenia elektrody świadczy skuteczność tej aplikacji. W systemach 3 D punkty zbierane są w tej samej fazie cyklu serca, co pozwala uniknąć tej niedokładności



Rycina 30. Projekcja lewa skośna (LAO 30). Nakłucie transseptalne u pacjenta ze sztuczną zastawką mitralną dwudyskową. Wybór pacjenta wynika z tego, że sztuczna zastawka w pozycji mitralnej lepiej obrazuje stosunki anatomiczne. Dolny brzeg przegrody międzyprzedsionkowej wyznacza ujście zatoki wieńcowej (elektroda czteropunktowa wprowadzona do zatoki wieńcowej). Górny brzeg zastawki trójdzielnej wyznaczony przez „kolanko” elektrody wprowadzonej do prawej komory wyznacza górne ograniczenie przegrody międzyprzedsionkowej. Zestaw transseptalny ze schowaną igłą sprowadza się z żyły głównej dolnej po przegrodzie do momentu „skoku” związanego ze spadnięciem elektrody z rąbka dołu owalnego do dołu owalnego. W projekcji LAO zestaw powinien znajdować się pomiędzy elektrodą HBE (tu miejsce oznaczone jako TV) a elektrodą w zatoce wieńcowej. Gdy istnieje pewność właściwego położenia zestawu, wysuwa się igłę, a po przejściu igły weryfikuje jej położenie w lewym przedsionku (ciśnienie w igle, kontrast rentgenowski lub kontrast echokardiograficzny), następnie wsuwa rozszerzacz po igłę, by dostał się do lewego przedsionka. CS — elektroda w zatoce wieńcowej; ITS — igła transseptalna wysunięta z zestawu; MVR — sztuczna zastawka mitralna (dwa dyski w pozycji otwartej); RTS — rozszerzacz transseptalny; RV — elektroda w prawej komorze; TS — koszulka transseptalna; TV — górny biegun zastawki trójdzielnej

w poprzednim odcinku badania elektrofizjologicznym [2], elektrody wprowadza się przez układ żylny (zazwyczaj żyły udowe, czasem żyły szyjne, podobojczykowe czy żyła odłokciowa). Droga do lewego przedsionka prowadzi przez prawy przedsionek i przegrodę międzyprzedsionkową (u ok. 20% pacjentów przez przetrwały otwór owalny, u pozostałych za pomocą nakłucia transseptalnego opisanego na rycinie 30 [przykład zabiegu na ryc. 8]). Do lewej komory można się najczęściej dostać przez układ

tętniczy (tzw. dostęp transaortalny, zwykle z tętnicy udowej [ryc. 29]), czasem drogą nakłucia transseptalnego przez lewy przedsionek. Do powierzchni epikardialnej można się dostać przez układ żylny serca (ryc. 13, 14) (drogą od układu żylnego, przez prawy przedsionek i ujście zatoki wieńcowej) lub z bezpośredniego nakłucia worka osierdziowego.

Poszczególne rodzaje zabiegów zostaną przybliżone w kolejnych artykułach z serii. Trzeba jednak wyraźnie podkreślić, że nie

„
Nie ma uniwersalnie
najlepszej metody
ablacji czy najlepszego
sprzętu do niej



Ograniczeniem dla krioabblacji balonowej jest nietypowa anatomia żył płucnych, konieczność podawania kontrastu i relatywnie duże obciążenie radiologiczne

Tabela 1. Aspekty historyczne abblacji

Rodzaj zabiegu	Pierwszy zabieg na świecie	Pierwszy zabieg w Polsce
Ablacja DC	Scheinman, 1982 [3]	Drzewiecki, 1986 [4]
Ablacja RF	Jackman, 1991 [5]	Walczak, 1992 [6]
Ablacja z użyciem systemu elektroanatomicznego	Kottkamp, 1997 [14]	Wnuk-Wojnar, 2000 [15]
Ablacja bez fluoroskopii	Drago, 2002 [24]	Koźluk, 2004 [18]
Ablacja mikroelektrodą (3,5F) wielopunktową	Chan, 2000 [30]	Koźluk, 2008 (informacja ustna)
Ablacja okężną elektrodą wielopunktową	Boersma, 2008 [31]	Koźluk, 2009 [32]
Krioabblacja punktowa	Skanes, 2000 [8]	Sielski, 2003 (informacja ustna)
Krioabblacja balonowa	van Belle, 2007 [10]	Koźluk, 2008 [11]
Elektroporacja	Reddy, 2018 [12]	BD

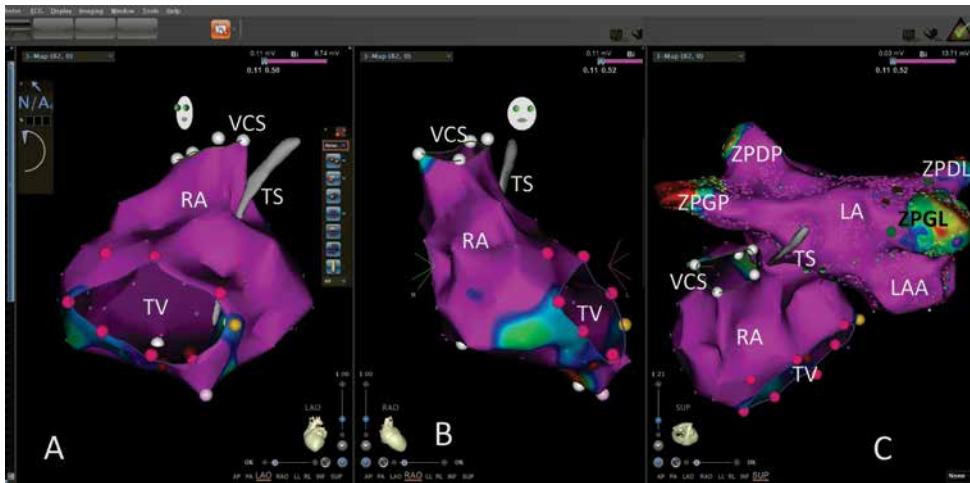
ma uniwersalnie najlepszej metody abblacji czy najlepszego sprzętu do niej. Wybór metody zależy w dużej mierze od rodzaju arytmii, miejsca położenia jej podłoża czy innych obciążeń pacjenta. Duży wybór elektrod i źródeł energii, różne rodzaje systemów elektrofizjologicznych i elektroanatomicznych pozwalają na indywidualne dostosowanie ich do potrzeb pacjenta przy zwiększeniu skuteczności i bezpieczeństwa (okołozabiegowych i odległych) wykonywanych zabiegów abblacji. Aspekty historyczne abblacji przedstawiono tabeli 1.

OPIS PRZYPADKU

Pacjent, lat 58, z napadowym migotaniem przedsionków został przyjęty do kliniki autorów niniejszej pracy w celu wykonania abblacji podłoża arytmii. Arytmia była rozpoznana od około 5 lat. Napady połączone z zawrotami głowy i silnym osłabieniem kwalifikowane w skali *European Heart Rhythm Association* [34] jako EHRA IV. Dwukrotnie towarzyszył im epizod omdlenia bez pełnej utraty przytomności (ostatni na miesiąc przed obecną hospitalizacją). Z czynników ryzyka migotania przedsionków, powikłań zakrzepowo-zatorowych i krwotocznych u pacjenta występowało nadciśnienie tętnicze (kontrolowane telmisartanem z torasemidem). Wśród innych obciążeń kardiologicznych stwierdzono dyslipidemię, którą leczono rosuvastatiną, i hiperurykemię leczoną allopurynolem. Pacjent ze względu na przebyte usunięcie

czerniaka w lewej okolicy podżebrowej został zakwalifikowany do abblacji z restrykcyjną minimalizacją obciążenia radiologicznego [13, 23]. Ponadto u pacjenta występowała kamica nerkowa dwukrotnie leczona laparoskopowo. Zgodnie z zaleceniami wytycznych *European Society of Cardiology* (ESC) dotyczących leczenia migotania przedsionków [34], przed abblacją pacjent miał włączone leczenie dabigatranem, którego ostatnią dawkę 150 mg przyjął wieczorem w dniu poprzedzającym zabieg. W godzinach rannych przed zabiegiem wykonano echo przezprzełykowe, które wykluczyło materiał zatorowy w lewym przedsionku. Ponadto stwierdzono wiotką przegrodę międzyprzedsionkową bez ewidentnych cech przetrwałego otworu owalnego. Wiotka przegroda międzyprzedsionkowa jest często związana z niewielkim połączeniem międzyprzedsionkowym, dlatego ze względu na wywiady onkologiczne zdecydowano o próbie weryfikacji tego połączenia bez użycia fluoroskopii [23].

Na początku zabiegu abblacji pacjent miał rytm zatokowy. Zabieg wykonywano pod wpływem dabigatranu, stosując heparynizację pod kontrolą wskaźnika ACT (*activating clotting time*). W początkowej fazie zabiegu wprowadzono 2 koszulki transseptalne do żyły głównej dolnej. Po elektrodzie mapującej (abblacyjnej) Navistar wprowadzono je do prawego przedsionka, następnie do żyły



Rycina 31. Procedura przejścia przez przegrodę międzyprzedsionkową u pacjenta z przetrwałym otworem owalnym (PFO) bez użycia fluoroskopii. LA — lewy przedsionek; LAA — uszko lewego przedsionka; RA — prawy przedsionek; TS — droga elektrody przechodzącej z prawego do lewego przedsionka przez PFO; TV — zastawka trójdzielna; VCS — żyła główna górna; ZPDL — żyła płucna dolna lewa; ZPDP — żyła płucna dolna prawa; ZPGL — żyła płucna górna lewa; ZPGP — żyła płucna górna prawa. Żółta kropka — ujście zatoki wieńcowej. **Panel A** — mapa potencjałowa prawego przedsionka (mięsień zdrowy — zabarwiony na fioletowo) w projekcji LAO (wyjaśnienie projekcji na ryc. 8). Na szaro zaznaczone przejście przez PFO. **Panel B** — ten sam obraz w projekcji RAO (wyjaśnienie ryc. 8). **Panel C** — mapa prawego i lewego przedsionka z proksymalnymi odcinkami żył płucnych. Projekcja górna (nieosiągalna we fluoroskopii). Szara linia pokazuje miejsce przejścia z prawego do lewego przedsionka. Obydwa przedsionki bez ubytków potencjałów (kolor fioletowy). Ubytki potencjałów jedynie w dystalnych żyłach płucnych i bezpośrednio przy pierścieniu trójdzielnym (obraz prawidłowy)

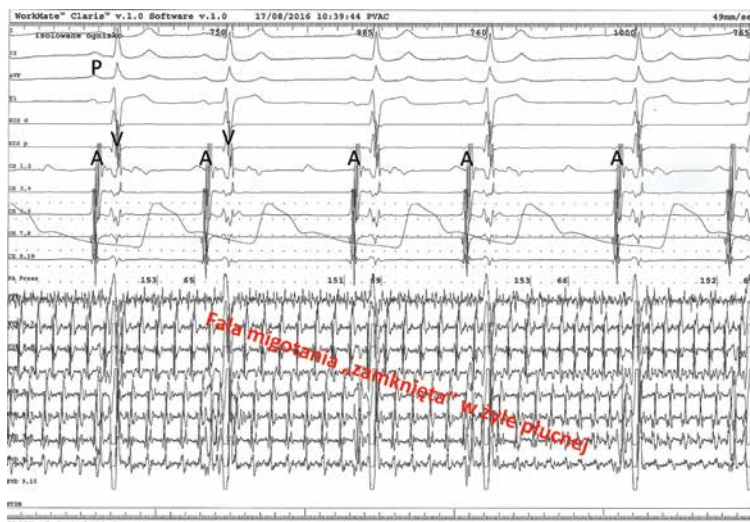
głównej górnej. Okrężną elektrodą mapującą LassoNav wykonano szybką mapę anatomiczną prawego przedsionka (ryc. 31 A, B), elektrodą mapującą punktową mapowanie proksymalnego odcinka zatoki wieńcowej. Na podstawie wykonanej mapy elektrodą ablacyjną zidentyfikowano przetrwały otwór owalny w przegrodzie międzyprzedsionkowej (ryc. 31 A, B). Przez otwór wprowadzono elektrodę mapującą/ablacyjną do lewego przedsionka (ryc. 31 A, B). Po elektrodzie wprowadzono koszulkę transseptalną. Przełożono elektrodę do drugiej koszulki. Ponownie wprowadzono elektrodę do lewego przedsionka, po niej koszulkę transseptalną. Przez koszulkę wprowadzono elektrody okrężną mapującą LassoNav i mapującą-ablacyjną Navistar ThC STSF. Wykonano mapę CARTO lewego przedsionka i proksymalnych odcinków żył płucnych (ryc. 31 C). Potwierdzono potencjały żyłne we wszystkich 4 żyłach płucnych. Potencjał własny przedsionka > 1mV (spełnione kryteria dla zdrowego mięśnia przedsionka). Z wykorzystaniem algorytmu „ablation

index” (zostanie przybliżony w kolejnych odcinkach) wykonano izolację żył płucnych według protokołu „close” (tzn. odstęp pomiędzy najbliższymi punktami < 6 mm), którą zweryfikowano elektrodą Lasso (ryc. 32). Po izolacji obserwowano „głębokie” potencjały w żyłach płucnej górnej prawej ze skuteczną stymulacją przedsionków z przedniej ściany żyły. Może to świadczyć o mięśniowych połączeniach pomiędzy żyłą płucną górną prawą a żyłą główną górną. Na podstawie mapy prawego przedsionka wykonano izolacje tylnego segmentu ujścia żyły głównej górnej, uzyskując ustąpienie tych potencjałów i przechwyty przez przedsionki stymulacji z żyły płucnej. W celu pełnej oceny mostków mięśniowych wprowadzono elektrodę Lasso do żyły głównej górnej. Po stymulacyjnym wykluczeniu przebiegu nerwu przeponowego wykonano izolację ujścia tej żyły. W wykonanym po zabiegu echo serca nie stwierdzono patologicznej ilości płynu w worku osierdziowym. Czas zabiegu wyniósł 2 godziny i 40 minut. Zabieg wykonano całkowicie bez użycia skopii

”
U pacjentów onkologicznych należy się starać wykonywać zabiegi bez użycia fluoroskopii



Wybór metody ablacji zależy w dużej mierze od rodzaju arytmii, miejsca położenia jej podłoża czy innych obciążeń pacjenta



Rycina 32. „Sięgaj, gdzie wzrok nie sięga”. Powyższe EKG (na podstawie zapisów wewnętrznych) można opisać jako „migotanie żyły płucnej”. W powierzchniowym EKG widać rytm zatokowy (prawidłowe załamki P z prawidłowym przewodzeniem przedsionkowo-komorowym), potwierdzony zapisami wewnątrzsercowymi z zatoki wieńcowej (potencjały A poprzedzające potencjały V w stosunku 1:1). Na elektrodzie Lasso umieszczonej w żyłę płucnej widoczny driver o dużej częstotliwości. Dzięki skutecznej izolacji żyły szybka aktywacja nie przedostaje się do przedsionków, dzięki czemu nie wzbudza napadu migotania przedsionków

RTG. Sumaryczny czas 152 aplikacji prądu ARF wyniósł 51 minut i 55 sekund. Po zabiegu utrzymywał się rytm zatokowy 60/min, ciśnienie tętnicze 110/60 mm Hg. W czasie zabiegu podano 20 000 IU heparyny. Sedacja została przeprowadzona za pomocą fentanylu (0,4 mg) i midazolamu (2 mg).

W kolejnej dobie pacjenta w stanie ogólnym dobrym wypisano do dalszej opieki w trybie ambulatoryjnym. W czasie rocznej obserwacji u pacjenta nie występują napady migotania przedsionków.

OMÓWIENIE PRZYPADKU

Jak wspomniano, u pacjentów onkologicznych należy się starać wykonywać zabiegi bez użycia fluoroskopii (promieniowania RTG) [23]. W przypadku zaburzeń rytmu, których podłożem jest w lewym przedsionku, jest to bardzo trudne zadanie, co wynika z konieczności nakłucia przegrody międzyprzedsionkowej [23]. Istnieją doniesienia o tego typu zabiegach wykonywanych z wykorzystaniem echokardiografii wewnątrzsercowej lub przezprzelykowej [35–40]. Ta pierwsza znacznie zwiększa koszty zabiegu, czego aktualnie nie refunduje NFZ, ta druga bywa źle tolerowana, a wzbudzany nią kaszel zwiększa ryzyko powikłań.

U około 20% istnieje naturalne połączenie między przedsionkami określane jako przetwały otwór owalny (polega na nie zrośnięciu się blaszek dołu owalnego i można pomiędzy nimi przeprowadzić elektrodę). To przejście wykorzystano podczas opisywanego zabiegu. Łatwiej to wykorzystać, gdy koszulki transseptalne są widziane przez system 3D (ryc. 26). Niestety, u opisywanego pacjenta nie było możliwości ich wykorzystania, gdyż są dostępne od kilku miesięcy [41].

W zaleceniach ESC w migotaniu przedsionków [34] rekomenduje się izolację żył płucnych jako podstawową metodę inwazyjnego leczenia migotania przedsionków. Dopuszcza się rozszerzenie tego zabiegu, jednak nie ma danych na temat korzyści z rutynowego (słowo kluczowe) rozszerzania zabiegu. Będzie to szerzej omówione w jednym z kolejnych odcinków. Autorzy wykazali, że dodatkowa izolacja żyły głównej górnej zwiększa skuteczność tego typu zabiegów [42]. Nie wykonuje się jej rutynowo, a jedynie u pacjentów, u których można wykazać elektryczne połączenie między prawą żyłą płucną a żyłą główną dolną lub obecność arytmogennego ogniska w tej żyły. Prezentowany pacjent należał do tej właśnie grupy.

PODSUMOWANIE

Ablacja podłoża zaburzeń rytmu polega na zidentyfikowaniu i zniszczeniu (zamiana w nieprzewodząca bliznę) tkanki arytmogennej. Wśród technik przeznaczyniowych największe znaczenie ma obecnie ablacja prądem RF. W przypadku miejsc o większym ryzyku powikłań (okolice układu przewodzącego, ujęć lub przebiegu tętnic wieńcowych, przebieg nerwu przeponowego lub błędnego) należy rozważyć zastosowanie krioabblacji. W niedalekiej przyszłości znaczącą rolę, szczególnie w ablacji podłoża migotania przedsionków, może odegrać elektroporacja (ablacja polem elektrycznym).

Decyzja o leczeniu inwazyjnym jest podejmowana indywidualnie po rozważeniu potencjalnych korzyści i ryzyka zabiegu. Z powodu relatywnie wysokiej skuteczności i bezpieczeństwa zabiegów abblacji u większości pacjentów z istotną klinicznie arytmia korzyści dominują nad potencjalnym ryzykiem. Szczegóły dotyczące poszczególnych rodzajów arytmii będą przedstawione w kolejnych artykułach.

W zmniejszaniu obciążenia radiologicznego duża rola przypada systemom elektroanatomicznym i echokardiografii wewnątrzsercowej (ewentualnie przezprzełykowej). Obecne systemy u wielu pacjentów umożliwiają wykonanie zabiegu abblacji całkowicie bez użycia fluoroskopii, co jest szczególnie istotne u dzieci, ciężarnych i pacjentów onkologicznych lub z dużym ryzykiem onkologicznym.

Wybór techniki zabiegu, rodzaju energii, zastosowania konkretnego systemu elektrofizjologicznego czy rodzaju elektrody zależą od problemu klinicznego, potencjalnego położenia substratu arytmii i innych obciążeń pacjenta.

PIŚMIENNICTWO:

1. Piątkowska A, Koźluk E. Nowoczesne techniki w kardiologii – abblacja i jej ograniczenia u najstarszych pacjentów. *Terapia*. 2010; 9(2): 42–46.
2. Koźluk E, Rodkiewicz D, Piątkowska A, et al. Badanie elektrofizjologiczne – nie taki diabeł straszny jak go malują. *Forum Medycyny Rodzinnej*. 2020; 14(5): 143–156.
3. Scheinman MM, Morady F, Hess DS, et al. Catheter-induced ablation of the atrioventricular junction to control refractory supraventricular arrhythmias. *JAMA*. 1982; 248(7): 851–855, indexed in Pubmed: [7097946](#).
4. Drzewiecki J, Jaklik A, Wnuk-Wojnar M. Własne doświadczenia w stosowaniu przezżylną abblacji łącza przedsionkowo-komorowego. *Kardiologia Polska*. 1989; 32: 229–236.
5. Jackman WM, Wang XZ, Friday KJ, et al. Catheter ablation of accessory atrioventricular pathways (Wolff-Parkinson-White syndrome) by radiofrequency current. *N Engl J Med*. 1991; 324(23): 1605–1611, doi: [10.1056/NEJM199106063242301](#), indexed in Pubmed: [2030716](#).
6. Walczak F, Szufladowicz E, Jedynak Z, et al. Ablacja prądem wysokiej częstotliwości drogi o wolnym przewodzeniu u chorych z nawrotnym częstoskurczem węzłowym – doniesienie wstępne. *Kardiologia Polska*. 1993; 38(3): 199–204.
7. Koźluk E, Walczak F, Szufladowicz E, et al. Jaki powinien być czas działania aplikacji prądu częstotliwości radiowej aby trwale uszkodzić drogę o wolnym przewodzeniu – doniesienie wstępne. *Kardiologia Polska*. 1994; 41: 117–118.
8. Skanes AC, Dubuc M, Klein GJ, et al. Cryothermal ablation of the slow pathway for the elimination of atrioventricular nodal reentrant tachycardia. *Circulation*. 2000; 102(23): 2856–2860, doi: [10.1161/01.cir.102.23.2856](#), indexed in Pubmed: [11104744](#).
9. Koźluk E, Piątkowska A, Kiliszek M, et al. Catheter ablation of cardiac arrhythmias in pregnancy without fluoroscopy: A case control retrospective study. *Adv Clin Exp Med*. 2017; 26(1): 129–134, doi: [10.17219/acem/68275](#), indexed in Pubmed: [28397444](#).
10. Van Belle Y, Janse P, Rivero-Ayerza MJ, et al. Pulmonary vein isolation using an occluding cryoballoon for circumferential ablation: feasibility, complications, and short-term outcome. *Eur Heart J*. 2007; 28(18): 2231–2237, doi: [10.1093/eurheartj/ehm227](#), indexed in Pubmed: [17569680](#).
11. Koźluk E, Kiliszek M, Neuzil P, et al. Krioabblacja balonowa u pacjenta z przetrwałym migotaniem przedsionków. *Polski Przegląd Kardiologiczny*. 2008; 10(2): 170–175.
12. Reddy VY, Koruth J, Jais P, et al. Ablation of Atrial Fibrillation With Pulsed Electric Fields: An Ultra-Rapid, Tissue-Selective Modality for Cardiac Ablation. *JACC Clin Electrophysiol*. 2018; 4(8): 987–995, doi: [10.1016/j.jacep.2018.04.005](#), indexed in Pubmed: [30139499](#).
13. Hirshfeld JW, Balter S, Brinker JA, et al. American College of Cardiology Foundation, American Heart Association/, HRS, SCAI, American College of Physicians Task Force on Clinical Competence and Training. ACCF/AHA/HRS/SCAI clinical competence statement on physician knowledge to optimize patient safety and image quality in fluoroscopically guided invasive cardiovascular procedures: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association/American College of Physicians Task Force on Clinical Competence and Training. *Circulation*. 2005; 111(4): 511–532, doi: [10.1161/01.CIR.0000157946.29224.5D](#), indexed in Pubmed: [15687141](#).
14. Kottkamp H, Hindricks G, Breithardt G, et al. Three-dimensional electromagnetic catheter technology: electroanatomical mapping of the right atrium and ablation of ectopic atrial tachycardia. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 1997; 8(12): 1332–1337, doi: [10.1111/j.1540-8167.1997.tb01029.x](#), indexed in Pubmed: [9436770](#).
15. Wnuk-Wojnar AM, Trusz-Gluza M, Czerwiński C, et al. Circumferential pulmonary vein RF ablation in the treatment of atrial fibrillation: 3-year experience of one centre. *Kardiologia Polska*. 2005; 63(4): 362–371, indexed in Pubmed: [16273473](#).

16. Gepstein L, Hayam G, Ben-Haim SA. A novel method for nonfluoroscopic catheter-based electroanatomical mapping of the heart. In vitro and in vivo accuracy results. *Circulation*. 1997; 95(6): 1611–1622, doi: [10.1161/01.cir.95.6.1611](https://doi.org/10.1161/01.cir.95.6.1611), indexed in Pubmed: [9118532](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9118532/).
17. Wittkampf FH, Wever EF, Derksen R, et al. LocaLisa: new technique for real-time 3-dimensional localization of regular intracardiac electrodes. *Circulation*. 1999; 99(10): 1312–1317, doi: [10.1161/01.cir.99.10.1312](https://doi.org/10.1161/01.cir.99.10.1312), indexed in Pubmed: [10077514](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10077514/).
18. Koźluk E, Łodziński P, Kiliszek M, et al. Izolacja żył płucnych z wykorzystaniem elektroanatomicznego systemu CARTO — czyli do czego mogą się przydać kolorowe obrazki. *Kardiologia po Dyplomie*. 2004; 3(4): 56–62.
19. Koźluk E, Łodziński P, Kiliszek M, et al. Co wnosi system elektroanatomiczny CARTO podczas ablacji przedwczesnych pobudeń komorowych z drogi odpływu prawej komory? *Kardiologia po Dyplomie*. 2005; 4(6): 60–66.
20. Koźluk E, Kowalska M, Łodziński P, et al. System elektroanatomiczny CARTO — podstawowe informacje i przykład pułapki. *Kardiologia po Dyplomie*. 2009; 8(8): 45–52.
21. Koźluk E, Opolski G. Migotanie przedsionków. In: Pruszczyk P, Hryniewiecki T, Drożdż J. (ed.) *Wielka Interna. Kardiologia z elementami angiologii*. Cz. II. *Medical Tribune Polska* 2018: 128–158.
22. Koźluk E, Kowalska M, Kiliszek M, et al. Opcja MERGE — parę słów o integracji obrazu. *Kardiologia po Dyplomie*. 2009; 8(8): 28–33.
23. Koźluk E, Gawrysiak M, Piątkowska A, et al. Radiofrequency ablation without the use of fluoroscopy — in what kind of patients is it feasible? *Arch Med Sci*. 2013; 9(5): 821–825, doi: [10.5114/aoms.2013.38676](https://doi.org/10.5114/aoms.2013.38676), indexed in Pubmed: [24273563](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24273563/).
24. Drago F, Silvetti MS, Di Pino A, et al. Exclusion of fluoroscopy during ablation treatment of right accessory pathway in children. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2002; 13(8): 778–782, doi: [10.1046/j.1540-8167.2002.00778.x](https://doi.org/10.1046/j.1540-8167.2002.00778.x), indexed in Pubmed: [12212697](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12212697/).
25. Koźluk E, Tokarczyk M, Kozłowski D, et al. Przeszkórna ablacja prądem o częstotliwości radiowej podłoża arytmii u kobiet w ciąży. *Folia Cardiologica*. 2005; 12(5): 338–342.
26. Szumowski L, Szufladowicz E, Orczykowski M, et al. Ablation of severe drug-resistant tachyarrhythmia during pregnancy. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2010; 21(8): 877–882, doi: [10.1111/j.1540-8167.2010.01727.x](https://doi.org/10.1111/j.1540-8167.2010.01727.x), indexed in Pubmed: [20158563](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20158563/).
27. Chu E, Fitzpatrick AP, Chin MC, et al. Radiofrequency catheter ablation guided by intracardiac echocardiography. *Circulation*. 1994; 89(3): 1301–1305, doi: [10.1161/01.cir.89.3.1301](https://doi.org/10.1161/01.cir.89.3.1301), indexed in Pubmed: [8124819](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8124819/).
28. Koźluk E, Piątkowska A. Badanie elektrofizjologiczne i ablacja. In: Pruszczyk P, Hryniewiecki T, Drożdż J. (ed) *Wielka Interna. Kardiologia z elementami angiologii*. Cz. I. *Medical Tribune Polska* 2018: 115–148.
29. Łodziński PR, Balsam P, Peller M, et al. First-in-man percutaneous pulmonary vein isolation enhanced by augmented reality system. *Kardiol Pol*. 2018; 76(2): 475, doi: [10.5603/KP.2018.0046](https://doi.org/10.5603/KP.2018.0046), indexed in Pubmed: [29457620](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29457620/).
30. Chan EK, Abati AL, Vepa K. Coagulum index predicts coagulum formation in right atrial radiofrequency energy delivery to ablate atrial fibrillation. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2000; 23(11 Pt 2): 1856–1858, doi: [10.1111/j.1540-8159.2000.tb07037.x](https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.2000.tb07037.x), indexed in Pubmed: [11139942](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11139942/).
31. Boersma LVA, Wijffels MC, Oral H, et al. Pulmonary vein isolation by duty-cycled bipolar and unipolar radiofrequency energy with a multielectrode ablation catheter. *Heart Rhythm*. 2008; 5(12): 1635–1642, doi: [10.1016/j.hrthm.2008.08.037](https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2008.08.037), indexed in Pubmed: [19084796](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19084796/).
32. Koźluk E, Łodziński P, Kiliszek M, et al. Spelnione marzenie elektrofizjologów: jedna elektroda typu lasso do mapowania i ablacji okrężającej ujęcia żył płucnych. *Kardiologia po Dyplomie*. 2009; 8(12): 69–74.
33. Koźluk E, Piątkowska A, Rodkiewicz D, et al. Direct results of a prospective randomized study comparing ablation with the nMARQ catheter and the PVAC catheter used with and without a 3D system (MAPER 3D Study). *Arch Med Sci*. 2019; 15(1): 78–85, doi: [10.5114/aoms.2017.68054](https://doi.org/10.5114/aoms.2017.68054), indexed in Pubmed: [30697256](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30697256/).
34. Hindricks G, Potpara T, Dagres N, et al. ESC Scientific Document Group. 2020 ESC Guidelines for the diagnosis and management of atrial fibrillation developed in collaboration with the European Association of Cardio-Thoracic Surgery (EACTS). *Eur Heart J*. 2020 [Epub ahead of print], doi: [10.1093/eurheartj/ehaa612](https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehaa612), indexed in Pubmed: [32860505](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32860505/).
35. Reddy VY, Morales G, Ahmed H, et al. Catheter ablation of atrial fibrillation without the use of fluoroscopy. *Heart Rhythm*. 2010; 7(11): 1644–1653, doi: [10.1016/j.hrthm.2010.07.011](https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2010.07.011), indexed in Pubmed: [20637313](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20637313/).
36. Bulava A, Hanis J, Eisenberger M. Catheter Ablation of Atrial Fibrillation Using Zero-Fluoroscopy Technique: A Randomized Trial. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2015; 38(7): 797–806, doi: [10.1111/pace.12634](https://doi.org/10.1111/pace.12634), indexed in Pubmed: [25790320](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25790320/).
37. Romero J, Patel K, Briceno D, et al. Fluoroless atrial fibrillation catheter ablation: technique and clinical outcomes. *Card Electrophysiol Clin*. 2020; 12(2): 233–245, doi: [10.1016/j.ccep.2020.01.001](https://doi.org/10.1016/j.ccep.2020.01.001), indexed in Pubmed: [32451107](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32451107/).
38. Žižek D, Antolić B, Kalinšek TP, et al. Intracardiac echocardiography-guided transseptal puncture for fluoroless catheter ablation of left-sided tachycardias. *J Interv Card Electrophysiol*. 2020, doi: [10.1007/s10840-020-00858-z](https://doi.org/10.1007/s10840-020-00858-z).
39. Zhang G, Cheng L, Liang Z, et al. Zero-fluoroscopy transseptal puncture guided by right atrial electroanatomical mapping combined with intracardiac echocardiography: A single-center experience. *Clin Cardiol*. 2020; 43(9): 1009–1016, doi: [10.1002/clc.23401](https://doi.org/10.1002/clc.23401), indexed in Pubmed: [32506504](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32506504/).
40. O'Brien B, Balmforth DC, Hunter RJ, et al. Fluoroscopy-free AF ablation using transesophageal echocardiography and electroanatomical mapping technology. *J Interv Card Electrophysiol*. 2017; 50(3): 235–244, doi: [10.1007/s10840-017-0288-9](https://doi.org/10.1007/s10840-017-0288-9), indexed in Pubmed: [29134434](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29134434/).
41. Koźluk E, Łojewska K, Hiczkiewicz J. First experience with left atrial arrhythmia ablation using a bi-directional steerable transseptal sheath (Vizigo) visible in the CARTO system as a method to reduce fluoroscopy. *Eur J Transl Clin Med*. 2020; 3(2): 18–21. DOI: [10.31373/ejtc/131049](https://doi.org/10.31373/ejtc/131049)
42. Koźluk E, Balsam P, Peller M, et al. Efficacy of multi-electrode duty-cycled radiofrequency ablation in patients with paroxysmal and persistent atrial fibrillation. *Cardiol J*. 2013; 20(6): 618–625, doi: [10.5603/CJ.2013.0162](https://doi.org/10.5603/CJ.2013.0162), indexed in Pubmed: [24338539](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24338539/).