



Pulmonalvenenisolation mittels Radiofrequenzablation

Leon Iden¹ · Sonia Busch² · Daniel Steven³ · Roland R. Tilz⁴ · Dong-In Shin^{5,6} · KR Julian Chun⁷ · Heidi Estner⁸ · Felix Bourier⁹ · David Duncker¹⁰ · Philipp Sommer¹¹ · Andreas Metzner¹² · Tilman Maurer¹³ · Nils-Christian Ewertsen¹⁴ · Henning Jansen¹⁵ · Andreas Rillig¹² · Victoria Johnson¹⁶ · Till Althoff¹⁷

¹ Klinik für Kardiologie, Herz- und Gefäßzentrum Bad Segeberg, Bad Segeberg, Deutschland;

² Medizinische Klinik II, Klinikum Coburg GmbH, Coburg, Deutschland; ³ Abteilung für Elektrophysiologie, Herzzentrum der Uniklinik Köln, Köln, Deutschland; ⁴ Sektion für Elektrophysiologie, Medizinische Klinik II, Universitäres Herzzentrum Lübeck, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein (UKSH), Lübeck, Deutschland;

⁵ Klinik für Kardiologie, Herzzentrum Niederrhein, HELIOS Klinikum Krefeld, Krefeld, Deutschland; ⁶ Center for Clinical Medicine Witten-Herdecke, University Faculty of Health, Wuppertal, Deutschland; ⁷ Cardioangiologisches Centrum Bethanien – CCB, Frankfurt, Deutschland; ⁸ Medizinische Klinik und Poliklinik I, LMU Klinikum der Universität München, München, Deutschland; ⁹ Klinik für Herz- und Kreislauferkrankungen, Deutsches Herzzentrum München, München, Deutschland; ¹⁰ Hannover Herzzentrum, Klinik für Kardiologie und Angiologie, Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland; ¹¹ Klinik für Elektrophysiologie/Rhythmologie, Herz- und Diabeteszentrum NRW, Ruhr-Universität Bochum, Bad Oeynhausen, Deutschland; ¹² Universitäres Herzzentrum Hamburg, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Hamburg, Deutschland; ¹³ Klinik für Kardiologie, Asklepios Klinik St. Georg, Hamburg, Deutschland; ¹⁴ Klinik für Innere Medizin – Kardiologie und konservative Intensivmedizin, Vivantes Klinikum Am Urban, Berliner-Herzzentrum-Zentrum, Berlin, Deutschland; ¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹¹ Klinik für Elektrophysiologie/Rhythmologie, Herz- und Diabeteszentrum NRW, Ruhr-Universität Bochum, Bad Oeynhausen, Deutschland; ¹² Universitäres Herzzentrum Hamburg, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Hamburg, Deutschland; ¹³ Klinik für Kardiologie, Asklepios Klinik St. Georg, Hamburg, Deutschland; ¹⁴ Klinik für Innere Medizin – Kardiologie und konservative Intensivmedizin, Vivantes Klinikum Am Urban, Berliner-Herzzentrum-Zentrum, Berlin, Deutschland;

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹¹ Klinik für Elektrophysiologie/Rhythmologie, Herz- und Diabeteszentrum NRW, Ruhr-Universität Bochum, Bad Oeynhausen, Deutschland; ¹² Universitäres Herzzentrum Hamburg, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Hamburg, Deutschland; ¹³ Klinik für Kardiologie, Asklepios Klinik St. Georg, Hamburg, Deutschland; ¹⁴ Klinik für Innere Medizin – Kardiologie und konservative Intensivmedizin, Vivantes Klinikum Am Urban, Berliner-Herzzentrum-Zentrum, Berlin, Deutschland;

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

¹⁵ Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland; ¹⁶ Klinik für Innere Medizin, Universitätsklinikum Gießen, Gießen, Deutschland; ¹⁷ Med. Klinik m.S. Kardiologie u. Angiologie, Charité – Universitätsmedizin Medizin Berlin, Berlin, Deutschland

Zusammenfassung

Die Katheterablation von Herzrhythmusstörungen hat sich für die meisten tachykarden Arrhythmieformen als primäre Behandlungsform etabliert. Hierbei ist die interventionelle Behandlung eines symptomatischen Vorhofflimmerns der medikamentösen Therapie überlegen, sodass die Durchführung einer Katheterablation zunehmend zum klinischen Alltag vieler Kliniken gehört. Die elektrische Isolation der Pulmonalvenen (PVI) stellt den Eckpfeiler der interventionellen Therapie sowohl von paroxysmalem als auch von persistierendem Vorhofflimmern dar. Dieser Artikel beschreibt die Durchführung einer Pulmonalvenenisolation mittels Radiofrequenzablation in Punkt-für-Punkt-Technik und soll eine praktische Anleitung für die Arbeit im Herzkatheterlabor sein. Diese Arbeit setzt eine Reihe von Artikeln fort, die für eine Weiterbildung im Bereich der speziellen Rhythmologie erstellt worden sind.

Schlüsselwörter

Herzrhythmusstörungen · Vorhofflimmern · Katheterablation · Pulmonalvenenisolation · Punkt-für-Punkt-Ablation

Zusatzmaterial online

Zusätzliche Informationen sind in der Online-Version dieses Artikels (<https://doi.org/10.1007/s00399-021-00794-z>) enthalten.

Die Autoren Leon Iden und Sonia Busch haben gleichermaßen zu diesem Manuskript beigetragen



QR-Code scannen & Beitrag online lesen

Die Erkenntnis, dass spontane Depolarisationen aus den Pulmonalvenen (PV) für die Initiierung des Vorhofflimmerns (VHF) eine entscheidende Rolle spielen, wird als eine der größten elektrophysiologischen Entdeckungen der letzten Jahrzehnte betrachtet [1–3].

Experimentelle Studien haben gezeigt, dass die elektrophysiologischen Eigenschaften der PV ein Substrat für Mikro-Reentries darstellen, das durch program-

mierte Stimulation nachweisbar ist [4]. Das atriale Myokard im Bereich des PV-Ostiums weist im Vergleich zum Rest des linken Atriums (LA) eine signifikant langsamere Leitungsgeschwindigkeit auf, wobei eine dekrementale Überleitung und ein variabler Eintrittsblock bei schnelleren atrialen Stimulationsraten beobachtet werden. Nach Isoproterenol-Gabe konnte auch eine fokale elektrische Aktivität in der Nähe des Substrats mit langsamer

Tab. 1 Überblick über gängige Ablationskatheter

Katheter	Hersteller	Anpressdruckmessung	Prädiktiver Läsionsindex	Mikroelektroden
TactiCath™	Abbott (Chicago, Ill, USA)	Ja	Lesion Size Index (LSI)	Nein
FlexAbility™	Abbott	Nein	–	Nein
Thermocool SmartTouch™	Biosense Webster (Irvine, CA, USA)	Ja	Ablation Index (AI)	Nein
Thermocool SmartTouch™	Biosense Webster	Ja	Ablation Index (AI)	Nein
IntellaNav™	Boston Scientific (Marlborough, MA, USA)	Nein	–	Nein
IntellaTip MIFI™	Boston Scientific	Nein	–	Ja

Leitung beobachtet werden. Klinische Studien haben diese charakteristischen Eigenschaften arrhythmogener PV bestätigt [4]. Eine Identifizierung und selektive Isolation der arrhythmogenen PV konnte sich jedoch als Routineansatz für die Ablation von paroxysmalem VHF nicht etablieren, da die Arrhythmogenität der PV zeitlich und unter Einfluss des autonomen Nervensystems variiert [5].

Die zirkumferenzielle elektrische Isolation aller PV ist daher heute der entscheidende Endpunkt jeder interventionellen Therapie von Vorhofflimmern und wird in den aktuellen Leitlinien mit einer Klasse-IA-Indikation bewertet [6, 7]. Eines der am besten etablierten und am weitesten verbreiteten Verfahren ist nach wie vor die sequenzielle Katheterablation (Punkt-für-Punkt) mittels Applikation von Radiofrequenzstrom. Im Folgenden soll die technische Umsetzung dieses Verfahrens unter Verwendung dreidimensionaler Navigationssysteme erläutert werden. Ein besonderes Augenmerk liegt dabei auch auf der Bedeutung technologischer Neuerungen und innovativer Ablationsansätze für Eingriffe der klinischen Routine.

Material, Katheterlabor und Mapping

Ablationskatheter

Es ist eine Vielzahl geeigneter Ablationskatheter von unterschiedlichen Herstellern verfügbar. Diese unterscheiden sich neben der Kurve (Krümmungsradius und Bogenlänge) und der Kompatibilität mit verschiedenen 3-D-Navigationssystemen und RF-Generatoren hinsichtlich der Möglichkeit einer Anpressdruckmessung, Anzahl und Anordnung von Spüllöchern, des Abstands und der Elektrodengröße sowie der Schaftkonstruktion. Im Hinblick auf Sicherheit und Effektivität der Ablation sind aus-

schließlich extern gekühlte Katheter zu empfehlen. Die Möglichkeit zur Messung des Gewebepressdrucks erlaubt eine gewisse Standardisierung der Ablation (s. Abschnitt „Indexgeführte Ablation“) sowie möglicherweise eine Verbesserung des Sicherheitsprofils der Untersuchungen.

In **Tab. 1** wird eine Übersicht über einige der gängigsten Modelle gegeben (ohne Anspruch auf Vollständigkeit).

Pulmonalvenenkatheter

Zum Erstellen einer elektroanatomischen Geometrie und zur Visualisierung der PV-Signale werden in der Regel zirkuläre Katheter verwendet. Diese unterscheiden sich im Durchmesser, der Anzahl der Elektroden sowie dem Abstand der Elektroden. Es gibt Varianten mit fixem sowie variabel einstellbarem Diameter (**Abb. 1**).

Für den Nachweis der PV-Isolation bzw. zur Lokalisierung von Lücken in einer bereits angelegten Ablationslinie sind sowohl klassische zirkuläre PV-Katheter als auch nichtzirkuläre multipolare Mapping-Katheter geeignet. Mit diesen Kathetern kann ein hochauflösendes elektroanatomisches Map des linken Vorhofs erstellt werden. Im Hinblick auf eine möglichst hohe Sensitivität und räumliche Auflösung bei der Detektion lokaler Elektrogramme sollten hier nach Möglichkeit Katheter mit Mikroelektroden (≤ 1 mm) und minimalen Elektrodenabständen ≤ 2 mm verwendet werden. Dies ist bei den meisten der verfügbaren zirkulären Katheter, nicht aber bei der Mehrzahl der derzeit verfügbaren Ablationskatheter gegeben, weshalb von einem Verzicht auf einen diagnostischen PV-Katheter abzuraten ist.

Strukturelle Voraussetzungen

Aufgrund des Grades an Invasivität sowie der regelhaft angewandten tiefen An-

algosedierung, die zur Aufrechterhaltung stabiler Untersuchungsbedingungen und adäquater Analgesie notwendig sind, wurden Vorgaben der Fachgesellschaften bezüglich der strukturellen Voraussetzungen sowie des Sedationsmanagements erarbeitet [8, 9]. Diese sollten sowohl unter dem Gesichtspunkt der Patientensicherheit als auch aus forensischen Gründen Beachtung finden.

Zugang/Schleusen

Für den venösen und linksatrialen Zugang verweisen wir auf die entsprechenden Manuskripte dieser Publikationsreihe [10]. Ergänzend hierzu empfehlen wir einen dualen transeptalen Zugang, um Katheterwechsel über linksatriale Schleusen zu vermeiden und so das Risiko von Luftembolien zu minimieren. Dieser duale Zugang kann entweder über eine doppelte transeptale Punktion oder aber, bei bereits im LA liegendem transeptalem Draht, durch Sondierung der Punktionsstelle mit einem zweiten Draht oder dem Ablationskatheter hergestellt werden. Bei letzterem Vorgehen kann die unabhängige Steuerbarkeit der beiden Schleuse etwas eingeschränkt sein.

Für den Ablationskatheter kann eine steuerbare Schleuse verwendet werden, um die Manövrierbarkeit und Stabilität während RF-Applikationen zu verbessern. Letztere ist eine kritische Determinante der Läsionsqualität und damit von entscheidender Bedeutung für den prozeduralen Erfolg [11, 12]. Für den diagnostischen Mapping-Katheter ist in aller Regel eine nichtsteuerbare transeptale Schleuse ausreichend.

Mit Etablierung des linksatrialen Zugangs ist eine „activated clotting time“(ACT)-kontrollierte Heparinisierung (ACT ≥ 300 s) sicherzustellen, um thrombo-

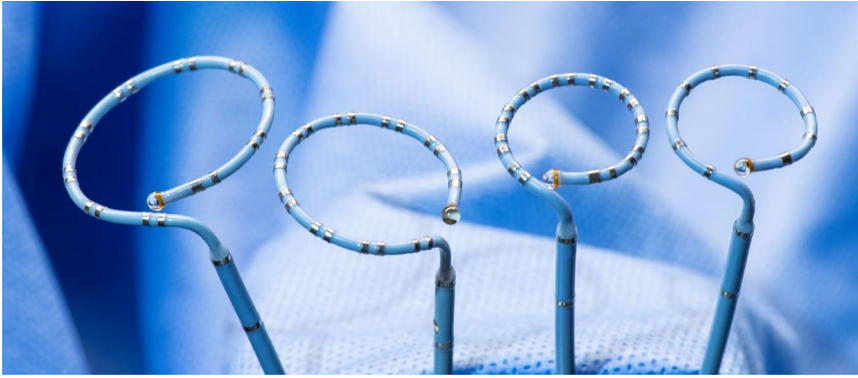


Abb. 1 ▲ Verschiedene zirkuläre Katheter zum Mapping der Pulmonalvenen: v.l. n. r. 25 mm – 20 Pol; 20 mm – 20 Pol; 15 mm – 20 Pol; 15 mm – 10-Pol. Beachte die paarweise Anordnung der Elektroden sowie die unterschiedlichen Abstände der Elektroden. (Mit freundlicher Genehmigung von Johnson & Johnson Medical GmbH, Norderstedt)

embolische Komplikationen zu verhindern [13].

Ösophagus-Temperaturmonitoring

Die Frage, ob ein Ösophagus-Temperaturmonitoring und eine entsprechende Titrierung der RF-Energieabgabe das Risiko thermaler Ösophagusläsionen und damit insbesondere der lebensbedrohlichen Komplikation einer atrioösophagealen Fistel im Rahmen der RF-Ablation verringert, ist nicht geklärt und nicht Gegenstand dieser Arbeit. Zwar schätzt ein gemeinsames Konsensuspapier internationaler Fachgesellschaften zur katheterbasierten und chirurgischen Ablation von Vorhofflimmern eine Temperaturmessung als sinnvoll ein (Klasse-IIa-Empfehlung, Evidenzgrad C; [13]). Bislang konnte in den beiden bis dato verfügbaren randomisierten Studien kein Nutzen dieser Technologien gezeigt werden [14, 15]. Auch sind die derzeit verfügbaren Temperatursonden kaum vergleichbar, und weder eines der Systeme noch einer der Temperaturgrenzwerte wurden systematisch hinsichtlich klinischer Endpunkte validiert. Die Verwendung dieser Sonden wird in den jeweiligen Zentren unterschiedlich gehandhabt (in der Autorenschaft werden in 3 der 17 Zentren routinemäßig Ösophagussonden verwendet).

Periprozedurale Bildgebung

Schnittbildgebende Verfahren wie CT oder MRT, aber auch angiographische Verfahren, erlauben eine präzise Darstellung des

linken Vorhofs mitsamt der einmündenden PV und ggf. die Detektion anatomischer Varianten oder Anomalien. Eine Kombination aus Bildgebung und elektroanatomischem Mapping kann die anatomische Orientierung erleichtern. Bei Visualisierung des Ösophagus im Navigationssystem kann die Ablationslinie und Dosierung der Energieabgabe entsprechend angepasst und das Risiko ösophagealer Läsionen und assoziierter Komplikationen möglicherweise reduziert werden.

Eine präprozedurale MRT-Bildgebung mit Gadolinium-Kontrastmittel erlaubt darüber hinaus eine Charakterisierung des arrhythmogenen Substrats im Sinne einer atrialen Fibrosierung über die Detektion interstitieller Kontrastmittelanreicherungen („late gadolinium enhancement“). Dies könnte perspektivisch hilfreich sein, die Erfolgsaussichten des Eingriffs besser einzuschätzen und die Patientenselektion zu optimieren [6, 16]. Insbesondere für MRT-geführte substratbasierte Ablationsansätze gibt es allerdings noch keine Evidenz, die eine Anwendung in der klinischen Routine rechtfertigt [17].

Aufgrund der Weiterentwicklung der 3-D-Mappingsysteme spielt die periprozedurale Bildgebung bei der routinemäßigen PVI mittels RF-Ablation nur noch eine untergeordnete Rolle.

Eine weitere Funktion der periprozeduralen Bildgebung kann der präprozedurale Ausschluss intrakavitärer Thromben sein. Zu diesem Zweck findet überwiegend die transösophageale Echokardiographie Anwendung. Diese kann bei therapeutischer oraler Antikoagulation für mindes-

tens 3 Wochen vor dem Eingriff gemäß der aktuellen Leitlinie entfallen [6]. (Unter den Autoren wird in 6/17 Zentren generell eine TEE durchgeführt.)

Elektroanatomisches Mapping

Für die PVI ist eine anatomische Darstellung des linken Vorhofs und insbesondere der Pulmonalvenenantra mit Hilfe eines 3-D-Navigationssystems wegweisend. Prinzipiell kann hier zwar auf Röntgendurchleuchtung weitgehend verzichtet werden; gerade am Anfang der Lernkurve sollte diese aber im Zweifel durchaus genutzt werden. Dabei kann es hilfreich sein, zunächst die PV mit Hilfe des Mapping-Katheters zu sondieren und darzustellen, um die anatomische Orientierung während des elektroanatomischen Mappings (EAM) zu erleichtern. Anschließend können dann der linke Vorhof und insbesondere die PV-Antra definiert werden. Multipolare Mapping-Katheter in Kombination mit automatisierter Annotierung der einzelnen Mapping-Punkte haben geholfen, diesen Prozess zu optimieren.

Je höher der eingestellte Grad der Interpolation durch das Navigationssystem ist, desto weniger annotierte Punkte sind für die Erstellung einer dreidimensionalen Geometrie notwendig. Allerdings geht eine erhöhte Interpolation zu Lasten der Präzision und sollte daher insbesondere für das Mapping der besonders relevanten Strukturen nicht zu tolerant eingestellt werden.

Um Bewegungsartefakte durch Atemexkursionen zu minimieren, sollte nach Möglichkeit der Atemzyklus berücksichtigt und eine Atemkompensation genutzt werden. Dabei erfolgt die Annotierung ausschließlich in einem definierten Bereich innerhalb des Atemzyklus. Der Untersucher sollte die Atemkurve und den entsprechenden Filter auch im Verlauf der Prozedur im Blick haben; so können Änderungen des Atemmusters dazu führen, dass das Navigationssystem Inspiration und Expiration verwechselt, was mit einer erheblichen lokalen Verschiebung der annotierten Mapping- und Ablationspunkte einhergeht.

Anatomische Orientierungspunkte und manuelle Annotation

Trotz erheblicher technologischer Fortschritte im Bereich der 3-D-Mapping-Systeme ist eine hinreichend präzise Darstellung aller für die Ablation relevanten Strukturen auch unter Zuhilfenahme zusätzlicher Bildgebungsmodalitäten nicht immer möglich. Insbesondere der anatomische Übergang zwischen der linken oberen PV und dem linken Herzohr („left atrial appendage ridge“) wird aufgrund limitierter Auflösung auch bei minimaler Interpolation oft nicht korrekt dargestellt. Hier kann eine manuelle Markierung anatomischer Orientierungspunkte hilfreich sein. So kann der Übergang zum linksatrialen Vorhofohr durch Rückzug des Mapping-Katheters aus der linken oberen PV unter Ausübung von Anpressdruck nach anterior (Rotation von Schleuse und/oder Katheter gegen den Uhrzeigersinn) definiert werden. Dabei wird die Katheterposition unmittelbar vor dem Sprung in Richtung Vorhofohr markiert. Analog können so auch weitere relevante Orientierungspunkte markiert werden. Einige Untersucher definieren auf diese Weise auch ihre avisierte Ablationslinie, indem sie die gesamte Zirkumferenz der Pulmonalvenenanatren mit dem Katheter *abtasten* und entsprechend markieren. Alternativ kann die Ablationslinie in der dreidimensionalen Anatomie vorgezeichnet werden.

Substrat-Mapping

Neben der Anatomie des linken Vorhofs, liefert das EAM zugleich die Möglichkeit zu einer farbkodierten Darstellung der bipolaren Elektrogramme im Sinne eines Voltage-Maps. Dieses gibt näheren Aufschluss über das strukturelle arrhythmogene Substrat des jeweiligen Patienten (mögliche Grenzwerte für sog. Low-voltage-Areale, z. B. $<0,1$ mV bzw. $<0,5$ mV; [18–22]). Auch wenn bislang keine hinreichende Evidenz und entsprechend nur eine Klasse-IIb-Indikation für substratbasierte Ablationsansätze vorliegt, erlaubt ein solches Voltage-Map eine Charakterisierung des individuellen Substrats und eine Phänotypisierung des Patienten, die bei weiteren Therapieentscheidungen in Betracht gezogen

werden können [6, 23]. So ist, wie oben angedeutet, eine ausgedehnte linksatriale Fibrosierung mit hohen Rezidivraten assoziiert, was hinsichtlich einer möglichen weiteren Eskalation der Rhythmisierungsmaßnahmen zu berücksichtigen ist [16].

Ablation

Leistungs- vs. temperaturkontrollierte Ablation

Prinzipiell lassen sich leistungs- und temperaturkontrollierte Ablationsmodi unterscheiden. Im leistungskontrollierten Ablationsmodus („power control“) wird eine fixe Leistung abgegeben, was eine relativ konstante Stromstärke bzw. -dichte im Gewebe gewährleistet. Allerdings ist das Ausmaß der Gewebeerhitzung neben der angelegten Leistung abhängig von weiteren Faktoren, wie u. a. der Elektrodengröße, der Katheterausrichtung, dem Gewebekontakt, der lokalen Impedanz des Gewebes, der Impedanz des Stromkreises sowie der konvektiven Oberflächenkühlung durch den lokalen Blutfluss (passive Kühlung). Entsprechend erlaubt die angelegte Leistung allein keine Vorhersage bezüglich der Läsionsgröße.

Im temperaturkontrollierten Ablationsmodus („temperature control“) hingegen wird die Leistung über einen Regelkreis dynamisch reguliert, um die an der Katheterspitze gemessene Temperatur auf dem gewünschten Niveau zu stabilisieren. Je nach Beschaffenheit und Anordnung der Thermoelemente entspricht die gemessene Temperatur näherungsweise der Temperatur an der Grenzfläche zwischen Katheterspitze und Gewebeoberfläche, die unter bestimmten Voraussetzungen die Gewebetemperatur reflektiert.

Um Koagelbildung oder Verkohlungen durch zu hohe Temperaturen an der Gewebeoberfläche zu vermeiden, werden für die PVI mittlerweile ausschließlich extern gekühlte Katheter verwendet. Die externe Kühlung hat jedoch zur Folge, dass die gemessene Temperatur kaum noch Rückschlüsse auf die Gewebetemperatur zulässt, weshalb herkömmliche gekühlte Katheter nur im leistungskontrollierten Modus genutzt werden. In den letzten Jahren wurden Kathetersysteme entwickelt, die eine valide Messung der Gewebeober-

flächentemperatur trotz externer Kühlung gewährleisten sollen und entsprechend eine Ablation im temperaturkontrollierten Modus erlauben [24, 25].

Antrale Ablationsführung

Während in früheren Ablationsprozeduren die Pulmonalvenen auch segmental, also jede Vene einzeln elektrisch isoliert wurde, konnte in der Zwischenzeit festgestellt werden, dass auch atriales Myokard im Bereich der Mündung und zwischen den Venen für spontane elektrische Entladungen und damit für das Auftreten von Vorhofflimmern verantwortlich sein kann. Daher werden heute bei der Ablation mittels Radiofrequenzstrom die Isolationslinien so geführt, dass sie antral liegen und somit einen möglichst großen Bereich dieses Ostiums elektrisch einschließen. Diese schließen dann auch die Carina, also den Bereich zwischen den beiden ipsilateralen Pulmonalvenen [26] mit ein. Die größere Distanz zwischen dem Ostium und der Ablationslinie dient neben der Reduktion der Wahrscheinlichkeit von Rezidiven vor allem auch der Schonung der Pulmonalvenen und kann mit größerer Sicherheit das Auftreten von PV-Stenosen durch die Ablation verhindern.

Läsionsqualität

Eine wesentliche Limitation der Katheterablation von Vorhofflimmern besteht in den Rezidiven, also dem Wiederauftreten der Rhythmusstörung nach erfolgter Ablation. Zum Teil liegt das an einem Progress der häufig begleitenden Erkrankungen, wie z. B. eines arteriellen Hypertonus, zu einem anderen wichtigen Teil sind hier aber auch elektrische Leitungserholungen zwischen Pulmonalvenen (PV) und Vorhof maßgeblich [27]. Im Umkehrschluss könnte somit ein Rezidiv vermieden werden, wenn einer solchen Leitungserholung (Rekonnektion) schon bei der Indexablation vorgebeugt werden könnte. Bei der Erreichung dieses Ziels kommt der Läsionsqualität eine besondere Bedeutung zu. Um die Ablationslinie auf Dauer haltbar zu machen, sind verschiedene Maßnahmen in den letzten Jahren auf ihre Effektivität hin untersucht worden (■ Abb. 2).

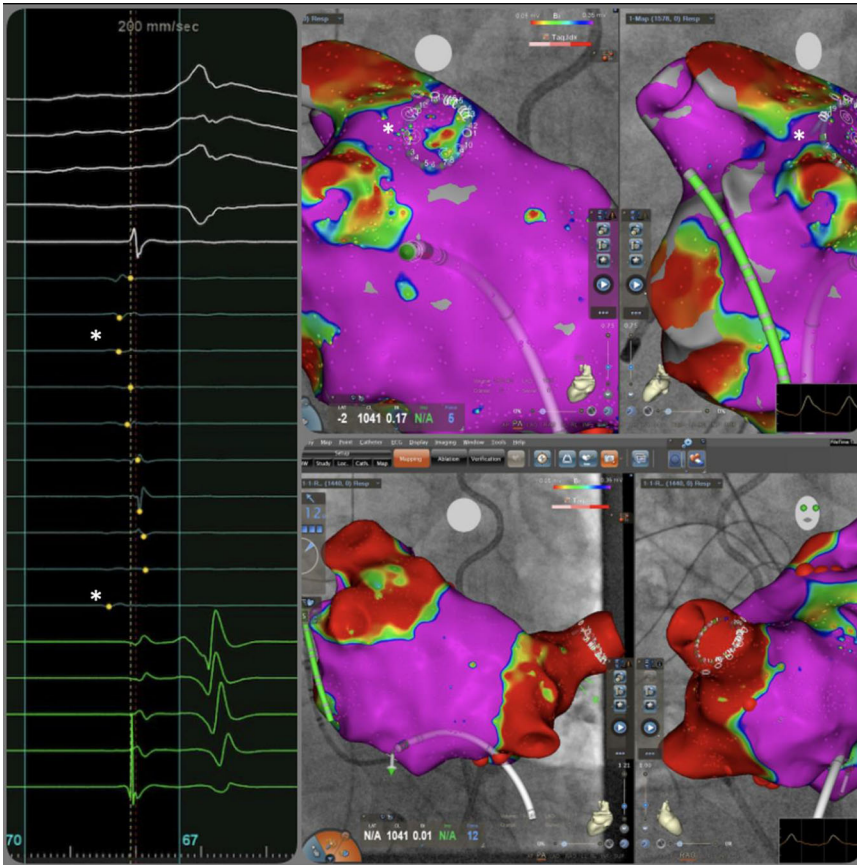


Abb. 2 ▲ Beispiel einer Pulmonalvenen(PV)-Rekonnektion im Voltage-Map: Die Voltage im Bereich der linken PV in Kombination mit den abgeleiteten PV-Signalen weisen auf die PV-Rekonnektion hin. Die führenden Elektrodenpaare (*Sternchen*) weisen auf die Lokalisation der Rekonnektion hin. Vergleiche die Voltage nach Reisolation (*unten*)

Punkt-für-Punkt Ablation

Während vor einigen Jahren im Rahmen einer PVI der Katheter während der Ablation in einer sog. „dragging technique“ bewegt wurde, führen moderne Ablationsansätze den Katheter eher Punkt für Punkt. Diese Technik eröffnet die Möglichkeit, die Qualität der einzelnen Läsionen besser zu kontrollieren.

Indexgeführte Ablation und Läsionsabstand

Traditionell werden Parameter wie Reduktion der lokalen Signalamplitude sowie der Abfall der lokalen Impedanz als Surrogat für die Läsionsqualität bzw. Gewebeerhitzung genutzt.

Seit der Einführung von Kathetern, die den Anpressdruck messen, ist ein neuer Parameter, der für die Ausbildung von Ablationsläsionen von großer Bedeutung ist, mit in das Handwerkszeug des interventionellen Elektrophysiologen eingegangen.

Man kann nun aus verschiedenen Parametern (Anpressdruck, Leistung und Dauer der RF-Applikation) einen Index ermitteln, der in der Lage ist, zuverlässig die Ausdehnung und Transmuralität der Läsionen zu antizipieren.

Neben der Transmuralität der Läsionen ist auch deren Kontinuität von entscheidender Bedeutung. Diese wird, neben der Ausdehnung der einzelnen Läsionen, durch den Abstand benachbarter Ablationspunkte determiniert („interlesion distance“; [28]). Das sog. CLOSE-Protokoll ist das erste Ablationsprotokoll, das beide Faktoren berücksichtigt [29]. Dieses Protokoll wurde in zahlreichen klinischen Studien hinsichtlich Sicherheit und Effektivität validiert [29–34]. Dabei suggerieren ein höherer Anteil unmittelbarer PV-Isolationen mit erster Umrundung der PV („first-pass isolation“) sowie höhere Raten dauerhafter PV-Isolationen eine verbesserte Läsionsqualität mit diesem Ansatz [30, 31].

Validierte Zielbereiche für die jeweiligen Indizes und den anzustrebenden Abstand benachbarter Ablationspunkte ermöglichen so erstmals eine standardisierte RF-Ablation [34]. In **Tab. 1** (indexbasiertes Ablationsprotokoll) sind validierte Zielkriterien für die indexgeführte Ablation auf Basis des CLOSE-Protokolls aufgeführt.

Generell ist aufgrund der anatomischen Besonderheiten im Bereich der Hinterwand (Nähe Ösophagus und Wanddicke) besondere Achtsamkeit geboten – entsprechend werden hier niedrigere Index-Ziele empfohlen. Viele Autoren reduzieren zudem die Leistung bei Ablation der Hinterwand. Bezüglich der empfohlenen „interlesion distance“ ist zu beachten, dass es sich bei der im CLOSE-Protokoll definierten Distanz von 6 mm um einen maximal zu tolerierenden Abstand und nicht um einen anzustrebenden Zielwert handelt. So mögen zwar einzelne *Ausreißer* mit einem Abstand von bis zu 6 mm noch mit einer erfolgreichen Isolation vereinbar sein, präklinische und klinische Daten legen aber nahe, dass deutlich geringere Abstände um 4 mm anzustreben sind, um zuverlässig lückenlose Läsionen zu generieren [35–37].

Die indexgeführte Ablation unter Berücksichtigung der Abstände benachbarter RF-Applikationen wird durch 3-D-Mapping-Systeme ermöglicht, die zum einen in Echtzeit den Ablationsindex sowie den Abstand des Ablationskatheters zum vorangegangenen Ablationspunkt anzeigen, und zum anderen die einzelnen Ablationspunkte automatisch markieren. Dabei ist wahlweise auch eine farbliche Kodierung gemäß der erreichten Index-Werte als Surrogat für die Intensität der jeweiligen RF-Applikation möglich (**Abb. 3**).

Katheterstabilität

Da die Stabilität des Katheters unter Ablation ebenfalls eine entscheidende Determinante der Läsionsqualität ist, werden nur solche Ablationspunkte automatisch annotiert, die prädefinierte Kriterien der Katheterstabilität erfüllen [38]. Die in **Tab. 2** definierten Stabilitätskriterien stellen eine gängige Einstellung dar. Maßnahmen wie Allgemeinanästhesie mit mechanischer Beatmung, insbesondere spezielle hochfrequente Beatmungsverfahren (Hochfrequenz-Oxygenierungs-

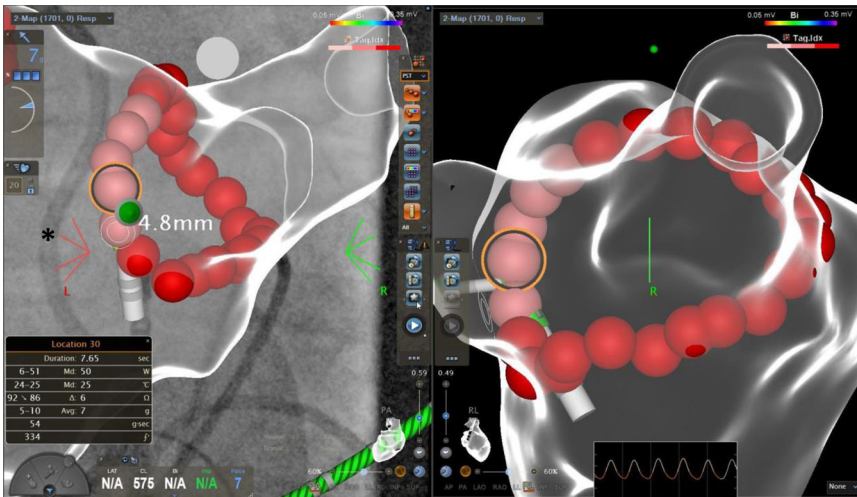


Abb. 3 ▲ Beispiel einer indexgeführten Ablation mit Anzeige der Distanz zum letzten Ablationspunkt und farbkodierter Visualisierung des eingesetzten Ablations-Index. Beachte die blassrote Färbung der Ablationspunkte in anatomischer Nähe zur Ösophagus-Temperatursonde (Sternchen)

ventilation) oder aber der Einsatz steuerbarer Schleusen können helfen, die Katheterstabilität zu verbessern [10, 11].

Ablationssequenz

Neben den bereits genannten Variablen der „interlesion distance“, der Ablationsindices sowie der Katheterstabilität beeinflusst auch die lokale und zeitliche Reihenfolge der Läsionsplatzierung die Läsionsqualität [38]. So erhöht eine sequenzielle, primär lückenlose Aneinanderreihung punktueller Läsionen ohne zeitliche Verzögerung die Effektivität der Ablation. Hierzu trägt, neben der Vermeidung einer Beeinträchtigung des Energietransfers durch ein sich entwickelndes lokales Ödem, wohl auch ein Effekt der lokalen Hitzeakkumulation („heat stacking“) bei [39]. Dabei ist zu bedenken, dass der Effekt der Hitzeakkumulation im Bereich der Hinterwand eine Erhitzung des Ösophagus und entsprechende Läsionen begünstigen kann [39].

Leistung und Dauer der RF-Applikation

Traditionelle Ablationsansätze sehen die RF-Applikationen mit einer Leistung um 30–40 W über Zeiträume um 20–40 s vor. Mit dem Ziel, die Effizienz der Ablation zu erhöhen und Kollateralschäden zu minimieren, ohne Effektivität einzubüßen, werden nun zunehmend Ablationsansätze verfolgt, bei denen RF-Energie mit höherer Leistung (bis zu 90 W) über einen kürzeren

Zeitraum abgegeben wird („high power-short duration ablation“). Diesem Konzept liegt die Rationale zugrunde, den Anteil der direkten Gewebeerhitzung über Joulesche Wärmeentwicklung zu erhöhen und den Anteil der indirekten Erhitzung angrenzender Gewebe über Konduktion entlang des entstandenen Temperaturgradienten zu minimieren [35, 40]. Eine ausreichende Stromdichte vorausgesetzt, führt die direkte Wärmeentwicklung zu einer unmittelbaren und relativ einheitlichen sowie zuverlässigen Gewebeerhitzung $> 50^{\circ}\text{C}$ und entsprechend zum Zelltod. Die Konduktionseffekte hingegen sind weniger vorhersehbar und treten mit deutlicher Verzögerung (bis > 1 min) ein. Dabei bleibt die Gewebeerhitzung bei entsprechendem Abstand zur Hitzequelle unterhalb der kritischen 50°C , was dann lediglich eine reversible Zellschädigung und Ödembildung zur Folge hat. Das relative Überwiegen der direkten Wärmeentwicklung bei Applikation hoher Leistung über einen kurzen Zeitraum resultiert zudem in einer flacheren bzw. breiteren Läsionsgeometrie, was in Anbetracht der geringen atrialen Wanddicken günstig erscheint und größere Abstände benachbarter Ablationspunkte erlauben sollte [35, 40]. Aufgrund der kürzeren RF-Applikationszeiten wird zudem der Zeitraum, über den der Katheter stabilisiert werden muss, reduziert. Umgekehrt kann aber ein kurzzeitiger Verlust der Katheterposition oder des Wandkontakts bei Gesamt-Applikationszeiten von teilweise

nur 4 s schon relevante Einbußen in der Läsionsqualität zur Folge haben, sodass der Katheterstabilität bei diesen Ansätzen wohl eine noch größere Bedeutung zukommt.

Mittlerweile wurden zahlreiche Ablationsprotokolle mit Zielleistungen von 40–90 W validiert [24, 41–43], darunter auch durch indexgeführte Ansätze mit bis zu 50 W Leistung [44–46]. Aufgrund der geringeren Dauer der einzelnen RF-Applikationen waren diese Ansätze durchweg mit reduzierten Ablations- und Prozedurzeiten assoziiert. Dabei zeigte sich die Ablation mit hoher Leistung prinzipiell als sicher und effektiv. Trotz überzeugender klinischer Daten bleiben jedoch gewisse Bedenken, insbesondere in Bezug auf das Risiko lokalisierter Gewebsexplosionen, sog. „steam pops“ [45], aber auch im Hinblick auf mögliche Verletzungen des Ösophagus [46]. So wurde kürzlich gezeigt, dass die Inzidenz ösophagealer Läsionen unter High-power-short-duration-Ablation deutlich höher sein könnte, als durch die initialen klinischen Studien suggeriert [47]. Auch wenn die spezifische Läsionsgeometrie prinzipiell günstig und weniger invasiv zu sein scheint, wurden bereits relevante Ösophaguskomplikationen berichtet [46]. Diese reflektieren möglicherweise eine geringere Sicherheitsmarge bei Applikation hoher Leistung, bei der bereits eine geringe Verlängerung der Applikationszeit eine exzessive Energieabgabe zur Folge haben kann [35, 46]. Die berichteten Komplikationen waren durchweg mit hohen Gewebepressdrücken assoziiert, was den Schluss nahelegt, dass gerade bei Applikation hoher Leistung neben exzessiven Energieabgaben auch hohe Anpressdrücke im Bereich der Hinterwand vermieden werden sollten ([46]; **Tab. 2**). Dies ist im Einklang mit einer gerade publizierten Studie, die einen Anpressdruck > 20 g als unabhängigen Prädiktor für ösophageale Verletzungen nach indexgeführter HPSD-Ablation identifiziert hat – dies auch unabhängig von den erzielten Index-Werten [48].

Pulmonalvenensignale

Zur Beurteilung der Endpunkte einer Pulmonalvenenisolation sowie zur Steuerung

Tab. 2 Mögliche Kriterien für eine standardisierte indexgeführte Pulmonalvenenisolation (PVI) auf Basis des CLOSE-Protokolls. Die Kriterien stellen lediglich ein Beispiel für ein standardisiertes Protokoll dar

Standardisierte Index-geführte PVI		
Index-Ziele	Zielbereich posterior	Ablationsindex 300–400 Lesion Size Index 5.0–5.5
	Zielbereich anterior	Ablation Index 450–550 Lesion Size Index 5.5–6.0
„Interlesion distance“	Maximal tolerabler Punktabstand	6,0 mm
	Anzustrebender Punktabstand	4,0 mm
Katheterstabilitätskriterien	Maximaler Bewegungsradius	≤ 3 mm
	Stabilisierungsdauer	> 8 s
	Minimaler Anpressdruck	5 g
	Zeitlicher Anteil mit minimalem Anpressdruck	> 50 %
Sicherheitskriterium	Maximaler Anpressdruck	40 g

der Prozedur ist das Verständnis der elektrischen Signale der PV-Ostien unerlässlich.

Aufgrund der aus dem Vorhofmyokard verwoben und spiralförmig in die PV hineinreichenden Myokardfasern lassen sich innerhalb der PV Potenziale ableiten. Darüber hinaus ist häufig ein Fernfeldsignal, hervorgerufen durch die Potenziale des Vorhofmyokards, in den PV ableitbar. Morphologie, Amplitude und Verhältnis dieser Komponenten zueinander sind abhängig von der Position des Mapping-Katheters am PV-Ostium, der Signalamplitude des Vorhofmyokards und der Lokalisation im Vorhof. Darüber hinaus werden die Charakteristika der Signale durch Größe und Abstand der Elektroden des gewählten Mapping-Katheters beeinflusst.

Beispielsweise lässt sich an der linken superioren PV regelhaft ein hochamplitudiges Fernfeld des linken Vorhofohrs ableiten, an der rechten superioren PV kann häufig ein Fernfeld aus der V. cava superior abgeleitet werden.

Typischerweise sind die Fernfeldsignale aufgrund der Erregungsleitung vom Vorhof in die PV hinein in der zeitlichen Abfolge vor dem PV-Signal abzuleiten, zu Beginn der Prozedur können beide Komponenten auch miteinander verschmolzen sein (Abb. 4a).

In der Regel sind Fernfeldsignale niedrigamplitudiger und in der Signalmorphologie abgerundet, während Nahfeldsignale hochamplitudiger sind und eine schärfere Signalcharakteristik aufweisen. Zur Differenzierung kann beispielsweise eine Sti-

mulation im linken Vorhofohr vorgenommen werden. Hierdurch wird eine zeitliche Trennung der Erregung von LAA-Fernfeld und PV-Signal erreicht. Das Fernfeldsignal lässt sich unmittelbar nach dem Stimulus registrieren, während die Erregung der PV in Abhängigkeit von der lokalen Leitungsgeschwindigkeit verzögert erfolgt (Abb. 4b).

Zur Differenzierung sollten vor Beginn der PVI bei antraler Katheterposition die Signale registriert und gespeichert werden, um einen späteren Vergleich zu ermöglichen. Auch sollte während der Ablation die antrale Position des zirkulären Katheters möglichst beibehalten werden, um eine Veränderung der Signale, wie beispielsweise eine zeitliche Trennung von Vorhof- und PV-Signal, zu bemerken. Häufig ist die Separation der Signale besonders eindrucksvoll zu sehen, wenn die Ablation am Dach des Ostiums begonnen wird (Abb. 4c).

Die zeitliche Abfolge der Erregung am PV-Ostium kann zur Lokalisation einer Lücke in der PV-Isolationslinie hilfreich sein. So lässt sich die Lücke häufig nahe an dem Elektrodenpaar mit der frühesten Erregung am PV-Ostium lokalisieren (Abb. 4d). Wichtig hierfür sind eine gute Apposition des Mapping-Katheters am PV-Antrum sowie ein adäquater Durchmesser des Mapping-Katheters in Bezug auf das PV-Ostium. Bei früher Erregung eines Elektrodenpaares im Bereich der Carina zwischen den ipsilateralen PV sollte eine Lücke im Bereich der jeweils anderen Vene

in Betracht gezogen und eine Umpositionierung des zirkulären Katheters erwogen werden.

Nach vollständiger elektrischer Isolation der PV vom linken Vorhof kann häufig eine dissoziierte Aktivität innerhalb der PV beobachtet werden. Hier finden sich einzelne oder regelmäßige Signale, morphologisch den vormals registrierten PV-Potenzialen entsprechend, die dissoziiert von der Vorhoferregung auftreten (Abb. 4f). Selten kann auch beobachtet werden, dass innerhalb einer isolierten PV weiterhin hochfrequente elektrische Aktivität besteht, während im Vorhof Sinusrhythmus besteht (Abb. 4h).

Zur Beurteilung des Ablationserfolgs sollte neben dem Entranceblock, also der fehlenden Leitung atrialer Aktivität in die PV – charakterisiert durch das nicht mehr oder dissoziiert ableitbare PV-Signal – auch der Exitblock, also die fehlende Überleitung bei Stimulation in der PV auf den Vorhof geprüft werden. Auch hier sollte auf die korrekte, antrale Katheterposition und eine lokale Reizantwort (Capture) geachtet werden (Abb. 4g).

Endpunkte

Bei der PVI sollte eine unmittelbare Isolation mit erster Umrundung der PV, ohne Notwendigkeit nachträglicher RF-Applikationen, angestrebt werden. Diese sog. First-pass-Isolation wurde kürzlich als unabhängiger Prädiktor für eine Rezidivfreiheit nach Ablation bestätigt [49].

Neben den o. g. etablierten Endpunkten (Entrance- und Exitblock) sind in der Vergangenheit folgende (zusätzliche) Endpunkte evaluiert worden.

So konnte gezeigt werden, dass neben der Anwendung einer Wartezeit von 30 min auch die Gabe von Adenosin in der Lage ist eine Leitungslücke entlang der Ablationslinie zu demaskieren [50, 51]. Die Gabe des Medikaments zeigt eine Leitungserholung der PV bei unter Basisbedingungen erreichtem Endpunkt des Entranceblocks. Nach erfolgter elektrischer Isolation kann durch Gabe von Adenosin getestet werden, ob eine Leitungserholung eingetreten ist und somit eine weitere Ablation erforderlich sein kann.

Eine weitere Möglichkeit besteht in der Stimulation mit einem definierten Output

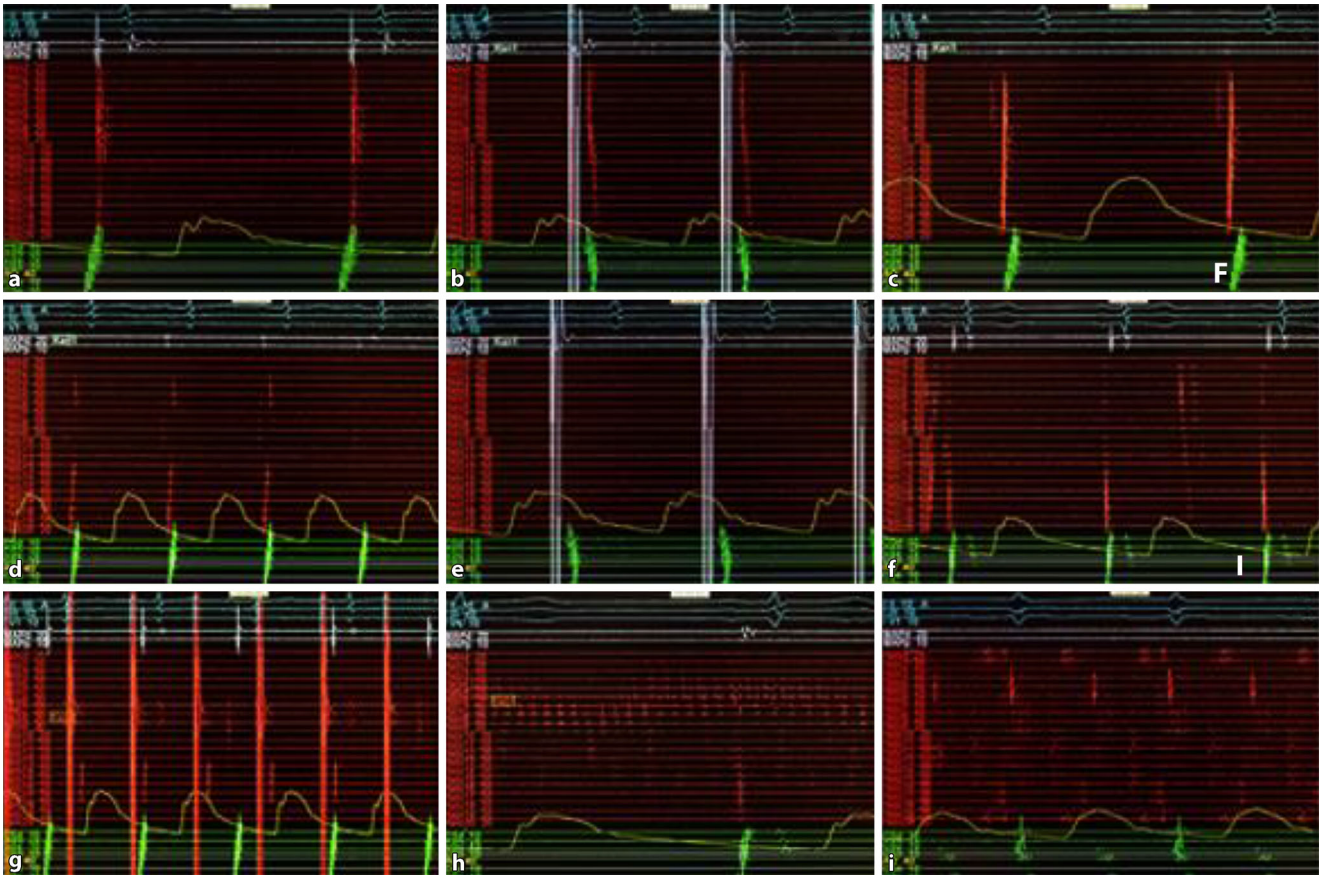


Abb. 4 ▲ Exemplarische Darstellung von Pulmonalvenensignalen in verschiedenen Szenarien. **a** Verschmolzene Komponenten des Signals (LAA-Fernfeld und PV-Signal). **b** Stimulation über den Ablationskatheter aus dem LAA mit Separation der Komponenten (LAA-Fernfeld mit dem Stimulationsspike verschmolzen, PV-Signal zeitlich abgesetzt). **c** Separation der Komponenten unter Ablation. **d** Akute Isolation der PV, beachte die Aktivierung des Ablationskatheters am PV-Antrum deutlich vor dem PV-Signal. **e** Stimulation aus dem LAA mit Nachweis eines Entranceblocks. **f** Dissoziierte Aktivität in den PV bei hochamplitudigem LAA-Fernfeld. **g** Nachweis eines Exitblocks bei Stimulation über den zirkulären Katheter in den PV, beachte das verzögerte Signal (Halo 14–17) als Zeichen des lokalen Captures. **h** Ableitung von elektrischer Aktivität hoher Frequenz innerhalb der Lungenvene bei Dissoziation, im Vorhof besteht Sinusrhythmus. **i** Pulmonalvenenabhängige Reentry-Tachykardie mit Abbildung der gesamten Zykluslänge der Tachykardie in der Lungenvene während der isoelektrischen Phase des Oberflächen-EKGs

von 10 mV während 2 ms, um eine Erregbarkeit des Myokards entlang der Ablationslinie zu evaluieren. Mit dieser Stimulation kann möglicherweise entlang der Ablationslinie atriales Myokard identifiziert werden, welches später zu einer Leitungserholung beiträgt. Untersuchungen hierzu konnten zeigen, dass die Erfolgsrate bei Patienten, bei denen dieser zusätzliche Endpunkt evaluiert wurde, deutlich höher war [52].

Gerade in US-amerikanischen Laboren hat sich die Gabe von Isoproterenol, einem β_1 -Mimetikum etabliert. Hierbei wird unter der adrenergen Stimulation das Auftreten von extrapulmonalvenösen Entladungen untersucht. Auch die zusätzliche Ablation dieser Foci konnte die Rezidivwahrschein-

lichkeit für Vorhofflimmern nach der Ablation senken [53, 54].

Fazit für die Praxis

- Zusammenfassend stellt die Kombination aus RF-Ablation und Verwendung eines 3-D-Mappingsystems zur Ablation von Vorhofflimmern eine anspruchsvolle Prozedur dar, welche idealerweise in einem erfahrenen Zentrum unter entsprechender Supervision erlernt werden sollte.
- In den letzten Jahren haben sich weitreichende Verbesserungen bei der Katheterablation mit dem Ziel der dauerhaften, antralen Isolation der PV entwickelt.
- Die aktuellen Neuerungen der RF-geführten PVI einschließlich Punkt-für-Punkt-geführter Ablationen, Katheter mit Anpressdruckmessung, Anwendung von Ablationsindizes sowie Applikation höherer

Leistungsniveaus werden in diesem Teil der Manuskriptreihe dargestellt und alle uns derzeit essenziell erscheinenden Punkte kompakt beschrieben.

- Die Innovationen in diesem dynamischen Therapiebereich tragen dazu bei, dass sich die Erfolgsraten bei der interventionellen Behandlung von Vorhofflimmern weiter verbessern.

Korrespondenzadresse

Univ.- Prof. Dr. med. Daniel Steven
 Abteilung für Elektrophysiologie, Herzzentrum
 der Uniklinik Köln
 Köln, Deutschland
 daniel.steven@uk-koeln.de

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. L. Iden, S. Busch, D. Steven, R.R. Tilz, D.-I. Shin, K.J. Chun, H. Estner, F. Bourrier, D. Duncker, P. Sommer, A. Metzner, T. Maurer, N.-C. Ewertson, H. Jansen, A. Rillig, V. Johnson und T. Althoff geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Für diesen Beitrag wurden von den Autoren keine Studien an Menschen oder Tieren durchgeführt. Für die aufgeführten Studien gelten die jeweils dort angegebenen ethischen Richtlinien.

Literatur

- Nathan H, Eliakim M (1966) The junction between the left atrium and the pulmonary veins. An anatomic study of human hearts. *Circulation* 34(3):412–422
- Ho SY, Cabrera JA, Tran VH, Farre J, Anderson RH, Sanchez-Quintana D (2001) Architecture of the pulmonary veins: relevance to radiofrequency ablation. *Heart* 86(3):265–270
- Haissaguerre M, Jais P, Shah DC, Takahashi A, Hocini M, Quiniou G et al (1998) Spontaneous initiation of atrial fibrillation by ectopic beats originating in the pulmonary veins. *N Engl J Med* 339(10):659–666
- Jais P, Hocini M, Macle L, Choi KJ, Deisenhofer I, Weerasooriya R et al (2002) Distinctive electrophysiological properties of pulmonary veins in patients with atrial fibrillation. *Circulation* 106(19):2479–2485
- Fichtner S, Hessling G, Ammar S, Reents T, Estner HL, Jilek C et al (2013) A prospective randomized study comparing isolation of the arrhythmogenic vein versus all veins in paroxysmal atrial fibrillation. *Clin Cardiol* 36(7):422–426
- Hindricks G, Potpara T, Dagres N, Arbelo E, Bax JJ, Blomström-Lundqvist C et al (2021) 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* 42(5):373–498. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehaa612>
- Calkins H, Hindricks G, Cappato R, Kim YH, Saad EB, Aguinaga L et al (2018) 2017 HRS/EHRA/ECAS/APHS/SOLAECE expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation. *Europace* 20(1):e1–e160
- Tilz RR, Chun KRJ, Deneke T, Kelm C, Piorkowski C, Sommer P, Stellbrink CS (2017) Positionspapier der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie zur Kardioanalogsedierung. *Kardiologie* 11(11):369–382
- Kuck K, Böcker D, Chun J, Deneke T, Hindricks G, Hoffmann E, Piorkowski C, Willems S (2017) Qualitätskriterien zur Durchführung der Katheterablation von Vorhofflimmern. *Kardiologie* 11(11):161–182
- Duncker D, Sommer P, Busch S, Tilz RR, Althoff T, Iden L et al (2021) Puncture techniques in invasive cardiac electrophysiology. *Herzschrittmacherther Elektrophysiol* 32(2):274–284
- Hutchinson MD, Garcia FC, Mandel JE, Elkassabany N, Zado ES, Riley MP et al (2013) Efforts to enhance catheter stability improve atrial fibrillation ablation outcome. *Heart Rhythm* 10(3):347–353
- Piorkowski C, Eitel C, Rolf S, Bode K, Sommer P, Gaspar T et al (2011) Steerable versus nonsteerable sheath technology in atrial fibrillation ablation: a prospective, randomized study. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 4(2):157–165
- Calkins H, Hindricks G, Cappato R, Kim YH, Saad EB, Aguinaga L et al (2018) 2017 HRS/EHRA/ECAS/APHS/SOLAECE expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation: executive summary. *Europace* 20(1):157–208
- Schoene K, Arya A, Grashoff F, Knopp H, Weber A, Lerche M et al (2020) Oesophageal probe evaluation in radiofrequency ablation of atrial fibrillation (OPERA): results from a prospective randomized trial. *Europace* 22(10):1487–1494
- Grosse Meininghaus D, Blembel K, Waniek C, Kruells-Muench J, Ernst H, Kleemann T et al (2021) Temperature monitoring and temperature-driven irrigated radiofrequency energy titration do not prevent thermally induced esophageal lesions in pulmonary vein isolation: A randomized study controlled by esophagoscopy before and after catheter ablation. *Heart Rhythm* 18(6):926–934
- Marrouche NF, Wilber D, Hindricks G, Jais P, Akoum N, Marchlinski F et al (2014) Association of atrial tissue fibrosis identified by delayed enhancement MRI and atrial fibrillation catheter ablation: the DECAAF study. *JAMA* 311(5):498–506
- Bisbal F, Benito E, Teis A, Alarcón F, Sarrías A, Caixal G et al (2020) Magnetic resonance imaging-guided fibrosis ablation for the treatment of atrial fibrillation: the ALICIA trial. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 13(11):e8707
- Kottkamp H, Berg J, Bender R, Rieger A, Schreiber D (2016) Box isolation of fibrotic areas (BIFA): a patient-tailored substrate modification approach for ablation of atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 27(1):22–30
- Rolf S, Kircher S, Arya A, Eitel C, Sommer P, Richter S et al (2014) Tailored atrial substrate modification based on low-voltage areas in catheter ablation of atrial fibrillation. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 7(5):825–833
- Zghaib T, Keramati A, Chrispin J, Huang D, Balouch MA, Ciuffo L et al (2018) Multimodal examination of atrial fibrillation substrate: correlation of left atrial bipolar voltage using multi-electrode fast automated mapping, point-by-point mapping, and magnetic resonance image intensity ratio. *JACC Clin Electrophysiol* 4(1):59–68
- Ammar-Busch S, Buiatti A, Tatzber A, Reents T, Bourrier F, Semmler V et al (2020) Predictors of low voltage areas in persistent atrial fibrillation: is it really a matter of time? *J Interv Card Electrophysiol* 57(3):345–352
- Sim I, Bishop M, O'Neill M, Williams SE (2019) Left atrial voltage mapping: defining and targeting the atrial fibrillation substrate. *J Interv Card Electrophysiol* 56(3):213–227
- Hindricks G, Potpara T, Dagres N, Arbelo E, Bax JJ, Blomström-Lundqvist C et al (2021) 2020 ESC guidelines for the diagnosis and management of atrial fibrillation developed in collaboration with the European association for cardio-thoracic surgery (EACTS). *Eur Heart J* 42(5):373–498
- Reddy VY, Grimaldi M, De Potter T, Vijgen JM, Bulava A, Duytschaever MF et al (2019) Pulmonary vein isolation with very high power, short duration, temperature-controlled lesions: the QDOT-FAST trial. *JACC Clin Electrophysiol* 5(7):778–786
- Iwasawa J, Koruth JS, Petru J, Dujka L, Kralovec S, Mzourkova K et al (2017) Temperature-controlled radiofrequency ablation for pulmonary vein isolation in patients with atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol* 70(5):542–553
- Chee J, Kalogeropoulos AP, Almasry I, Singh A, Rashba E, Fan R (2021) Identification and endocardial ablation of the ligament of Marshall for pulmonary vein isolation. *JACC Clin Electrophysiol* 7(3):283–291
- Ouyang F, Antz M, Ernst S, Hachiya H, Mavrakis H, Deger FT et al (2005) Recovered pulmonary vein conduction as a dominant factor for recurrent atrial tachyarrhythmias after complete circular isolation of the pulmonary veins: lessons from double Lasso technique. *Circulation* 111(2):127–135
- El Haddad M, Taghji P, Philips T, Wolf M, Demolder A, Choudhury R et al (2017) Determinants of acute and late pulmonary vein reconnection in contact force-guided pulmonary vein isolation: identifying the weakest link in the ablation chain. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 10(4):e4867
- Taghji P, El Haddad M, Philips T, Wolf M, Knecht S, Vandekerckhove Y et al (2018) Evaluation of a strategy aiming to enclose the pulmonary veins with contiguous and optimized radiofrequency lesions in paroxysmal atrial fibrillation: a pilot study. *JACC Clin Electrophysiol* 4(1):99–108
- De Potter J, Strisciuglio T, El Haddad M, Wolf M, Philips T, Vandekerckhove Y et al (2019) Pulmonary vein reconnection no longer occurs in the majority of patients after a single pulmonary vein isolation procedure. *JACC Clin Electrophysiol* 5(3):295–305
- Philips T, Taghji P, El Haddad M, Wolf M, Knecht S, Vandekerckhove Y et al (2018) Improving procedural and one-year outcome after contact force-guided pulmonary vein isolation: the role of interlesion distance, ablation index, and contact force variability in the 'CLOSE'-protocol. *Europace* 20(FI_3):f419–f427
- Wolf M, El Haddad M, De Wilde V, Philips T, De Potter J, Almorad A et al (2019) Endoscopic evaluation of the esophagus after catheter ablation of atrial fibrillation using contiguous and optimized radiofrequency applications. *Heart Rhythm* 16(7):1013–1020
- Duytschaever M, De Potter J, Demolder A, El Haddad M, Philips T, Strisciuglio T et al (2020) Long-term impact of catheter ablation on arrhythmia burden in low-risk patients with paroxysmal atrial fibrillation: the CLOSE to CURE study. *Heart Rhythm* 17(4):535–543
- Duytschaever M, Vijgen J, De Potter T, Scherr D, Van Herendael H, Knecht S et al (2020) Standardized pulmonary vein isolation workflow to enclose veins with contiguous lesions: the multicentre VISTAX trial. *Europace* 22(11):1645–1652
- Leshem E, Zilberman I, Tschabrunn CM, Barkagan M, Contreras-Valdes FM, Govari A et al (2018) High-power and short-duration ablation for pulmonary vein isolation: biophysical characterization. *JACC Clin Electrophysiol* 4(4):467–479
- Hoffmann P, Diaz Ramirez I, Baldenhofer G, Stangl K, Mont L, Althoff TF (2020) Randomized study defining the optimum target interlesion distance in ablation index-guided atrial fibrillation ablation. *Europace* 22(10):1480–1486
- Park CI, Lehmann H, Keyl C, Weber R, Schiebeling J, Allgeier J et al (2014) Mechanisms of pulmonary vein reconnection after radiofrequency ablation of atrial fibrillation: the deterministic role of contact force and interlesion distance. *J Cardiovasc Electrophysiol* 25(7):701–708
- Jankelson L, Dai M, Aizer A, Bernstein S, Park DS, Holmes Detal (2021) Lesion sequence and catheter spatial stability affect lesion quality markers in atrial fibrillation ablation. *JACC Clin Electrophysiol* 7(3):367–377
- Barbhaiya CR, Kogan EV, Jankelson L, Knotts RJ, Spinelli M, Bernstein S et al (2020) Esophageal temperature dynamics during high-power short-

- duration posterior wall ablation. *Heart Rhythm* 17(5 Pt A):721–727
40. Bourrier F, Duchateau J, Vlachos K, Lam A, Martin CA, Takigawa Metal (2018) High-power short-duration versus standard radiofrequency ablation: insights on lesion metrics. *J Cardiovasc Electrophysiol* 29(11):1570–1575
 41. Kottmaier M, Popa M, Bourrier F, Reents T, Cifuentes J, Semmler V et al (2020) Safety and outcome of very high-power short-duration ablation using 70 W for pulmonary vein isolation in patients with paroxysmal atrial fibrillation. *Europace* 22(3):388–393
 42. Winkle RA, Mohanty S, Patrawala RA, Mead RH, Kong MH, Engel G et al (2019) Low complication rates using high power (45–50 W) for short duration for atrial fibrillation ablations. *Heart Rhythm* 16(2):165–169
 43. Yavin HD, Leshem E, Shapira-Daniels A, Sroubek J, Barkagan M, Haffajee C et al (2020) Impact of high-power short-duration radiofrequency ablation on long-term lesion durability for atrial fibrillation ablation. *JACC Clin Electrophysiol* 6(8):973–985
 44. Castrejón-Castrejón S, Martínez Cossiani M, Ortega Molina M, Escobar C, Froilán Torres C, Gonzalo Bada N et al (2020) Feasibility and safety of pulmonary vein isolation by high-power short-duration radiofrequency application: short-term results of the POWER-FAST PILOT study. *J Interv Card Electrophysiol* 57(1):57–65
 45. Chen S, Schmidt B, Bordignon S, Urbanek L, Tohoku S, Bologna F et al (2019) Ablation index-guided 50 W ablation for pulmonary vein isolation in patients with atrial fibrillation: procedural data, lesion analysis, and initial results from the FAFA AI high power study. *J Cardiovasc Electrophysiol* 30(12):2724–2731
 46. Wielandts JY, Kyriakopoulou M, Almorad A, Hilfiker G, Strisciuglio T, Philips T et al (2021) Prospective randomized evaluation of high power during CLOSE-guided pulmonary vein isolation: the POWER-AF study. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 14(1):e9112
 47. Piringer R, Deneke T, Foldyna B, Sonne K, Nentwich K, Ene E et al (2021) Incidence of ablation-induced esophageal injury associated with high-power short duration temperature-controlled pulmonary vein isolation using a specialized open-irrigated ablation catheter: a retrospective single-center study. *J Cardiovasc Electrophysiol* 32(3):695–703. <https://doi.org/10.1111/jce.14883>
 48. Kaneshiro T, Amami K, Hijioka N, Nodera M, Yamada S, Yokokawa T et al (2021) Significance of contact force on esophageal thermal injury during relative high-power short-duration ablation of atrial fibrillation. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 14(6):e9897
 49. Osorio J, Hunter TD, Rajendra A, Zei P, Silverstein J, Morales G (2021) Predictors of clinical success after paroxysmal atrial fibrillation catheter ablation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 32(7):1814–1821. <https://doi.org/10.1111/jce.15028>
 50. Macle L, Khairy P, Weerasooriya R, Novak P, Verma A, Willems S et al (2015) Adenosine-guided pulmonary vein isolation for the treatment of paroxysmal atrial fibrillation: an international, multicentre, randomised superiority trial. *Lancet* 386(9994):672–679
 51. Kobori A, Shizuta S, Inoue K, Kaitani K, Morimoto T, Nakazawa Y et al (2015) Adenosine triphosphate-guided pulmonary vein isolation for atrial fibrillation: the UNmasking dormant electrical

Pulmonary vein isolation using radiofrequency ablation

Catheter ablation represents the primary treatment for most arrhythmias. The effectiveness of catheter ablation for the treatment of atrial fibrillation is superior to drug therapy. Therefore, catheter ablation has been established as an increasingly common procedure in clinical routine. In this context, the electrical isolation of the pulmonary veins (PVI) constitutes the cornerstone of the interventional therapy of paroxysmal and persistent atrial fibrillation. This article describes the procedure of pulmonary vein isolation utilizing radiofrequency point-by-point ablation. It shall be a practical guide for the staff in the electrophysiological laboratory. This article continues a series of manuscripts focusing on interventional electrophysiology topics in the course of EP (electrophysiology) training.

This article describes the procedure of pulmonary vein isolation utilizing radiofrequency point-by-point ablation. It shall be a practical guide for the staff in the electrophysiological laboratory. This article continues a series of manuscripts dealing with topics of interventional electrophysiology in the course of EP training.

Keywords

Arrhythmia · Atrial fibrillation · Catheter ablation · Pulmonary vein isolation · Point-by-point ablation

reconduction by adenosine triphosphate (UNDER-ATP) trial. *Eur Heart J* 36(46):3276–3287

52. Steven D, Sultan A, Reddy V, Luker J, Altenburg M, Hoffmann B et al (2013) Benefit of pulmonary vein isolation guided by loss of pace capture on the ablation line: results from a prospective 2-center randomized trial. *J Am Coll Cardiol* 62(1):44–50
53. Santangeli P, Marchlinski FE (2017) Techniques for the provocation, localization, and ablation of non-pulmonary vein triggers for atrial fibrillation. *Heart Rhythm* 14(7):1087–1096
54. Zhao Y, Di Biase L, Trivedi C, Mohanty S, Bai R, Mohanty P et al (2016) Importance of non-pulmonary vein triggers ablation to achieve long-term freedom from paroxysmal atrial fibrillation in patients with low ejection fraction. *Heart Rhythm* 13(1):141–149