

Herzschr Elektrophys
<https://doi.org/10.1007/s00399-024-00995-2>
Eingegangen: 16. Dezember 2023
Angenommen: 16. Januar 2024

© The Author(s) 2024



Charakterisierung der Vorhofflimmerlast mittels Wearables

Konstanze Betz^{1,2,3} · Dominik Linz^{1,4,5} · David Duncker⁶ · Henrike A. K. Hillmann⁶

¹ Department of Cardiology and Cardiovascular Research Institute Maastricht (CARIM), Maastricht University Medical Center, Maastricht, Niederlande

² Klinik für Innere Medizin, Eifelklinik St. Brigida GmbH & Co. KG, Simmerath, Deutschland

³ Netherlands Heart Institut, Utrecht, Niederlande

⁴ Centre for Heart Rhythm Disorders, University of Adelaide and Royal Adelaide Hospital, Adelaide, Australien

⁵ Department of Biomedical Science, Faculty of Health and Medical Sciences, University of Copenhagen, Kopenhagen, Dänemark

⁶ Hannover Herzrhythmus Centrum, Klinik für Kardiologie und Angiologie, Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland

In diesem Beitrag

- Wearables zur Arrhythmiediagnostik – Grundlagen
- Charakterisierung der Vorhofflimmerlast – Stellenwert im klinischen Alltag
- Stellenwert von Wearables bei der Evaluation der Vorhofflimmerlast
- Offene Fragen
- Ausblick

Zusammenfassung

Die Charakterisierung von Vorhofflimmern (VHF) entsprechend der aktuellen Leitlinien bezieht sich kategorisch auf die Differenzierung zwischen paroxysmale, persistierendem und permanentem VHF. Eine genauere Charakterisierung, auch mithilfe einer Evaluation der Vorhofflimmerlast, spielt sowohl in der Wissenschaft als auch im klinischen Alltag eine zunehmende Rolle. Wearables, insbesondere mit der Möglichkeit einer passiven (semi-)kontinuierlichen Aufzeichnung, können hier zur genaueren Quantifizierung beitragen. Primär bei Patient:innen mit bereits etablierter Vorhofflimmerdiagnose kann die Evaluation der Vorhofflimmerlast beispielsweise zur Erfolgskontrolle einer antiarrhythmischen Therapie, sei es medikamentös oder interventionell, eingesetzt werden. Offen bleiben jedoch noch wichtige Fragestellungen: Neben einer einheitlichen, evidenzbasierten Definition der Vorhofflimmerlast müssen auch klinisch relevante Cut-off-Werte sowie daraus resultierende therapeutische Konsequenzen (z. B. eines subklinischen Vorhofflimmerns) erarbeitet werden. Zudem sollte eine Etablierung und Evaluation von Versorgungsstrukturen zur Auswertung und klinischen Anwendung der Vorhofflimmerlast, insbesondere unter Einbezug von mittels Wearables erhobenen Daten, stattfinden.

Schlüsselwörter

Vorhofflimmern · Tragbare digitale Geräte · Photoplethysmographie · 1-Kanal-EKG · Digitale Medizin



QR-Code scannen & Beitrag online lesen

Wearables, tragbare digitale Geräte, dienen der Überwachung des Herzrhythmus und der Erkennung von Herzrhythmusstörungen. Sie haben in den letzten Jahren an Bedeutung gewonnen und sind zum Zweck der Herzrhythmusüberwachung heute bereits gut im klinischen Alltag etabliert. Empfohlen werden sie von den Fachgesellschaften zum aktuellen Zeitpunkt insbesondere zum Vorhofflimmer-screening sowie zur Rhythmus-Symptom-Korrelation bei vermuteten Herzrhythmus-

störungen [1, 2]. Die klinisch relevante Charakterisierung von VHF, nach der aktuell Therapieentscheidungen getroffen werden, bezieht sich kategorisch auf die Differenzierung zwischen paroxysmale, persistierendem und permanentem VHF. Eine genauere Charakterisierung des VHF durch den dynamischen, progressiven Charakter der Vorhoferkrankung und das neue pathophysiologische Konzept der atrialen Kardiomyopathie, rücken in der letzten Zeit vermehrt in den klinischen und

Tab. 1 Übersicht und Eigenschaften im Klinikalltag häufig genutzter Wearables				
Wearable	EKG (mögliche Ableitungen)	PPG	Aktiv	Passiv
Smartwatch	+ (1)	+	+	+
Smartphone	–	+	+	–
Smart Ring	–	+	–	+
Tragbares Daumen-EKG (Kardia)	+ (1–6)	–	+	–
Aufklebbare Patches	+	–	–	+ ^a

EKG Elektrokardiogramm, *PPG* Photoplethysmographie
^aPassive Aufzeichnung nur für eine begrenzte Dauer (i. d. R. 7–14 Tage) möglich

wissenschaftlichen Fokus [3–5]. Neben verschiedenen elektrokardiographischen, bildgebenden und biomarkerbasierten Verfahren kann auch die Bestimmung der Vorhofflimmerlast eine weitere, im Vergleich zur kategorischen Einteilung genauere, Differenzierungsmöglichkeit des VHF bieten. Wearables können zur Charakterisierung der Vorhofflimmerlast herangezogen werden.

Wearables zur Arrhythmie-diagnostik – Grundlagen

Der Begriff Wearable umfasst unterschiedliche Gerätetypen. Hierzu zählen Smartphones mit zugehöriger Appfunktion, Smartwatches, Armbänder sowie andere tragbare Geräte, jeweils mit integrierten Sensoren, die der Herzrhythmusaufzeichnung und -interpretation dienen. Je nach Wearable werden unterschiedliche Technologien genutzt. Hier unterscheidet man bezüglich der Herzrhythmusüberwachung insbesondere das Elektrokardiogramm (EKG) von der Photoplethysmographie (PPG; **Abb. 1**).

Bei Wearables mit integrierter EKG-Funktion kann, je nach genutztem Wearable, ein 1-Kanal- bis hin zu einem 12-Kanal-EKG aufgezeichnet werden. Aktuellen Leitlinien folgend, kann die Diagnose Vorhofflimmern (VHF) anhand eines 30-sekündigen 1-Kanal-EKG gestellt werden [2]. Die PPG-Technologie basiert auf der Messung von Lichtabsorption. Ein im Wearable eingebauter Sensor misst die im Blut reflektierten Lichtimpulse einer

auf die Haut gerichteten Lichtquelle und zeichnet diese grafisch als Kurve auf. Über die Variation der reflektierten Impulse, die der Pulsvariation entsprechen, können so Veränderungen im Herzrhythmus erkannt und der Verdacht auf die zugrunde liegende Herzrhythmusstörung gestellt werden [6, 7]. Laut aktuellen Leitlinien bedarf die Diagnosestellung von VHF und anderen Arrhythmien einer EKG-Dokumentation [8]. Daher muss jede PPG-dokumentierte Vorhofflimmerepisode bei einer Person, bei der bislang kein VHF diagnostiziert wurde, durch eine EKG-Dokumentation bestätigt werden. Jedoch kann durch eine große Anzahl an normalen PPG-Aufnahmen, aufgrund der hohen Sensitivität und Spezifität, [9, 10] ein VHF relativ sicher ausgeschlossen werden.

Weiterhin wird zwischen aktiver und passiver Überwachung unterschieden: Im Rahmen der aktiven Überwachung wird die Aufzeichnung durch die Patient:innen selbst ausgeführt, während bei der passiven Überwachung eine Aufzeichnung beim Tragen des Devices ohne (aktive) Unterstützung der Nutzer erfolgt. Eine aktive Überwachung ermöglicht punktuelle Aufzeichnungen, während eine passive Überwachung die Möglichkeit zur (semi-)kontinuierlichen Aufzeichnung bietet. Eine Übersicht häufig genutzter Wearables und deren Eigenschaften ist in **Tab. 1** dargestellt.

Charakterisierung der Vorhofflimmerlast – Stellenwert im klinischen Alltag

Die Detektion von VHF kann EKG-basiert oder Device-basiert erfolgen: Durch implantierbare Schrittmacher mit einer Vorhofsonde kann die Gesamtdauer in atrialen Hochfrequenzepisoden (AHRE) und durch implantierbare Loop-Rekorder

kann die Zeit mit VHF während der Beobachtungszeit evaluiert werden (Device-detektiertes VHF; [2]). Die Interpretation von AHRE als Surrogatparameter für VHF sollte aufgrund einer hohen Rate an falsch-positiven Ereignissen [11] unter Vorsicht erfolgen und bedarf einer visuellen Beurteilung der Aufnahmen. Die klinische Vorhofflimmerlast wird hingegen mittels temporärer Überwachungsformen, wie intermittierender EKG-Überwachung (EKG-detektiertes VHF), charakterisiert. Eine langzeitliche, intermittierende Überwachung von VHF-Episoden mittels Wearables zeigte in Studien eine effektivere Detektion von VHF-Rezidiven im Vergleich zu kurzzeitigem, kontinuierlichem Holter-Monitoring [12]. Weiterhin ergab ein Vergleich verschiedener Screening-Strategien zur Erkennung von VHF bei Personen mit Schlaganfallrisikofaktoren, dass der diagnostische Ertrag mit zunehmender Dauer, Verteilung und Anzahl der Screenings zunahm, wobei alle VHF Screeningstrategien einen, im Vergleich zum implantierten Loop-Rekorder, geringeren diagnostischen Ertrag aufwiesen [13].

Weitere Studien zur Vereinheitlichung vorhandener Definitionen sowie die Suche nach weiteren, möglicherweise geeigneteren Methoden zur Messung der Vorhofflimmerlast, sind zum aktuellen Zeitpunkt noch ausstehend [2, 14].

Der Umgang mit Device-detektiertem VHF bei Patient:innen mit bislang noch nicht EKG-diagnostiziertem klinischem VHF wird weiterhin aktiv diskutiert. Neben Post-hoc-Analysen [15–17], die bei Patient:innen mit persistierendem im Vergleich zu paroxysmalen VHF ein erhöhtes Schlaganfallrisiko aufzeigen, weisen auch andere Studien auf ein erhöhtes Risiko bei Patient:innen mit AHRE hin [18–20]. Die kürzlich publizierten Ergebnisse der NOAH-AFNET-6-Studie [21] zeigten bei Patient:innen ohne bekanntes VHF mit dem Zufallsbefund von AHRE keine signifikante Senkung des kumulativen Endpunkts bestehend aus Schlaganfall, systemischen Embolien oder kardiovaskulärem Tod durch orale Antikoagulation (OAK) mittels Edoxaban im Vergleich zu Placebo, unabhängig von der Episodendauer [21, 22]. Es zeigte sich ein erhöhtes Risiko für schwere Blutungsereignisse [21]. Daten der randomisierten ARTESiA-Studie ergaben

Abkürzungen	
AHRE	Atriale Hochfrequenzepisoden
EKG	Elektrokardiogramm
OAK	Orale Antikoagulation
PPG	Photoplethysmographie
VHF	Vorhofflimmern

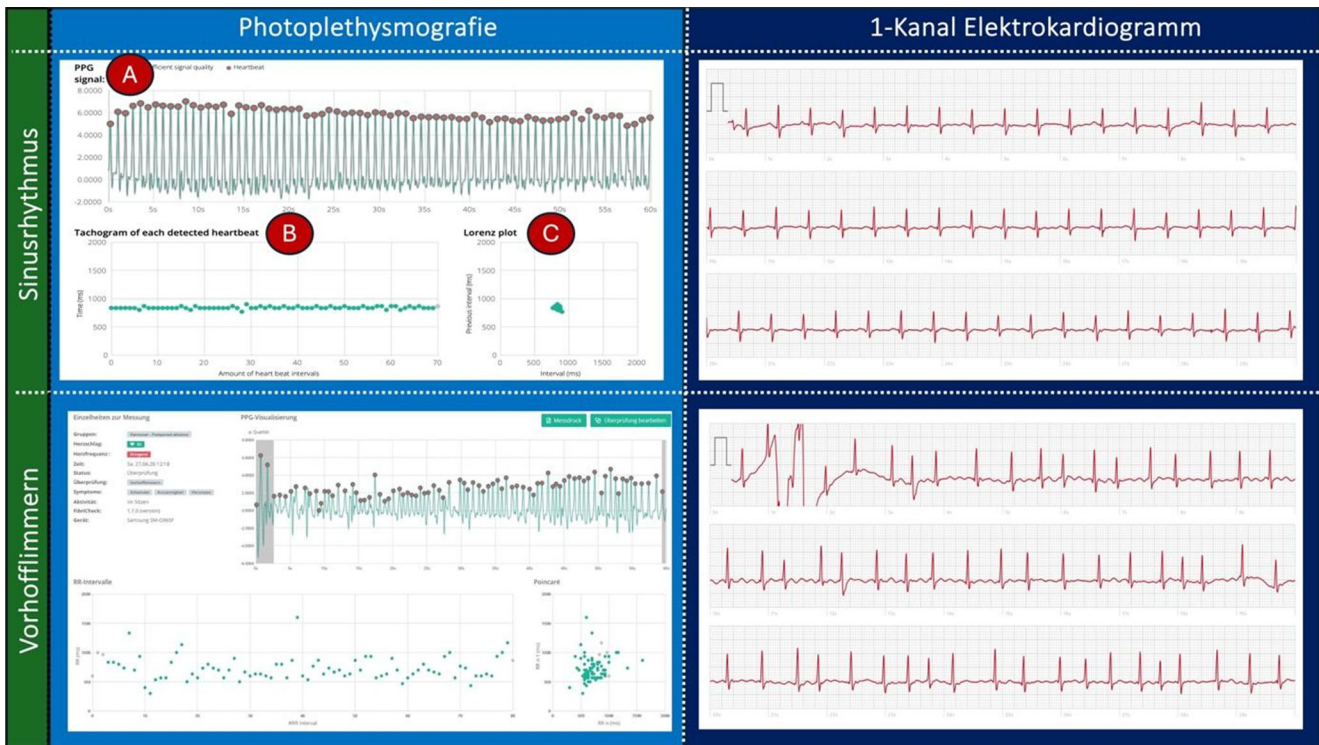


Abb. 1 ▲ Wearable-basierte Technologien zur Herzrhythmusüberwachung. Vergleich zwischen der grafischen Darstellung einer Sinusrhythmus- und einer Vorhofflimmerepisode, aufgezeichnet mittels Photoplethysmographie und 1-Kanal-EKG. Die Darstellung mittels Photoplethysmographie (PPG) setzt sich zusammen aus einem PPG-Signal (A), einem Tachogramm (B) und einem Poincaré bzw. Lorenzplot (C). Das PPG-Signal zeigt die Herzrhythmusaufzeichnung über 60 s. Einzelne Schläge sind rot markiert und zeigen die Frequenz pro Minute an. Der Zyklus wird durch die zeitliche Distanz zweier aufeinander folgender Schläge (rote Punkte) berechnet. Das Tachogramm zeigt die Zeitintervalle (Y-Achse) der aufeinanderfolgenden Pulssignale (X-Achse). Der Poincaré/Lorenzplot stellt die Pulszykluslänge zusätzlich als Funktion des vorangegangenen Intervalls dar [6]

bei Patient:innen mit subklinischem VHF und OAK (Apixaban) im Vergleich zu einer Kontrollgruppe mit Aspirin, ein geringeres Risiko für Schlaganfall und systemische Thromboembolien, bei jedoch erhöhtem Risiko für schwere Blutungsereignisse [23]. Eine Metaanalyse der beiden randomisierten Studien (NOAH-AFNET 6 und ARTESiA) mit insgesamt 6548 Patient:innen zeigte eine Konsistenz der Studienergebnisse mit hoher Qualität der Evidenz: Eine orale Antikoagulation (Edoxaban oder Apixaban) reduzierte das Risiko für ischämischen Schlaganfall bei Patient:innen mit Device-detektiertem VHF signifikant, jedoch einhergehend mit einem erhöhten Risiko für schwere Blutungen [24].

Aktuelle Leitlinien empfehlen zur Indikationsstellung einer Antikoagulation bei Patient:innen mit VHF die Evaluation des vaskulären Risikoprofils anstelle der Vorhofflimmerlast [2, 14]. Weiterhin haben bisherige Interventionen zur Reduktion der Vorhofflimmerlast auch hinsichtlich einer Verbesserung der Lebensqualität keinen

Erfolg zeigen können [25–27]. Eine höhere Vorhofflimmerlast ist jedoch mit einem höheren Sterblichkeitsrisiko assoziiert [28]. Erneut ist die Datenlage hier jedoch bezüglich AHRE ungenau.

Insbesondere in Bezug auf das erhöhte Mortalitätsrisiko sollte die Vorhofflimmerlast trotz der bleibenden Wissenslücken gesenkt werden. Analog zur Therapie des VHF ist eine strukturierte und umfassende Behandlung von atherosklerotischen Risikofaktoren, inklusive dauerhafte Reduktion von Übergewicht, dabei effektiv [29, 30]. Die Datenlage hinsichtlich der Effekte von körperlichem Training, intensiver Blutdrucksenkung und Stressreduktion auf Senkung der Vorhofflimmerlast ist derzeit noch nicht einheitlich [14].

Neben der (Erst-)Detektion von Vorhofflimmern hat auch die Rezidivsuche nach erfolgter antiarrhythmischer Therapie einen relevanten Stellenwert im klinischen Alltag. Auch hier wird aktuell noch diskutiert, inwiefern eine genauere Charakterisierung der Vorhofflimmerlast

im Vergleich zur kategorischen Identifizierung von Rezidiven therapeutische und/oder prognostische Vorteile bringen kann. Kontinuierliches Rhythmusmonitoring vor einer Ablation sagte in einer Subanalyse der CIRCA-DOSE-Studie die Vorhofflimmerlast genauer voraus und reflektierte die Freiheit von VHF-Rezidiven nach Ablation besser als die klinische Einschätzung [31]. Eine Sekundäranalyse basierend auf dem gleichen Studienprotokoll (CIRCA DOSE) ergab zudem, dass die klinische Klassifikation des VHF möglicherweise nicht ausreichend die Ergebnisse nach Ablation widerspiegelt, da Patient:innen mit VHF-Episoden von weniger als 24 h in einem kontinuierlichen Rhythmusmonitoring eine signifikant niedrigere Inzidenz von VHF-Rezidiven nach der Ablation aufwiesen [32].

Offen bleibt, ob die Vorhofflimmerlast als Marker der Schwere und des Progresses der atrialen Kardiomyopathie gesehen werden kann. Prospektive Daten aus größeren Kohorten können hier ausschlag-

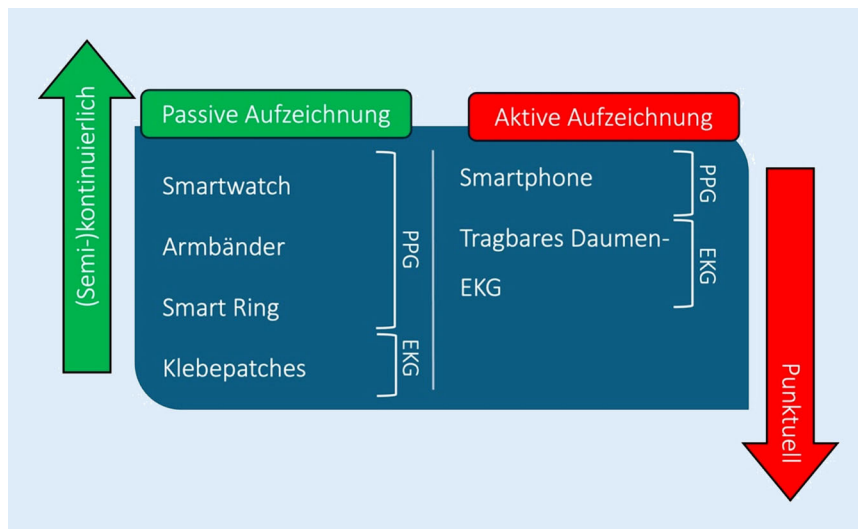


Abb. 2 ▲ Potenzielle Wearables zur Charakterisierung der Vorhofflimmerlast. Während aktive Aufzeichnung aufgrund der punktuellen Dokumentation nur eine Momentaufnahme darstellen, ist es mittels passiver Aufzeichnung möglich, eine (semi-)kontinuierliche Aufzeichnung und somit eine Quantifizierung der Vorhofflimmerlast vorzunehmen

bend sein. Wearables können zudem eine Möglichkeit der (semi-)kontinuierlichen Erfassung der Vorhofflimmerlast bieten [14].

Stellenwert von Wearables bei der Evaluation der Vorhofflimmerlast

Wie oben beschrieben, erfolgen Evaluationen der Vorhofflimmerlast aktuell hauptsächlich mit Hilfe von (semi-)kontinuierlichen EKG-Aufzeichnungen, beispielsweise mittels Langzeit-EKG oder im Rahmen von Kontrollen implantierter Schrittmacher- oder Defibrillatoren in Form von AHRE Device-basiert. Ferner können auch implantierbare Loop-Rekorder zum kontinuierlichen Rhythmusmonitoring, beispielsweise nach erfolgter Ablation, zur Evaluation der postprozeduralen Vorhofflimmerlast genutzt werden [2]. Neben den genannten Devices erscheint auch der Einsatz von Wearables zur Bestimmung der Vorhofflimmerlast sinnvoll.

Aufgrund der punktuellen Rhythmusaufzeichnung und -überwachung sollten Wearables mit ausschließlich aktiver Überwachungsfunktion zur Charakterisierung der Vorhofflimmerlast nicht eingesetzt werden. Sinnvoll ist der Einsatz von Wearables mit passiver (semi-)kontinuierlicher Überwachungsfunktion (■ Abb. 2).

Im Gegensatz zu herkömmlichen Verfahren wie der Nutzung eines Langzeit-EKG

besteht hier die Möglichkeit einer längerfristigen und dadurch ggf. genaueren Beurteilung der Vorhofflimmerlast. Voraussetzung ist eine engmaschige (semi-)kontinuierliche Aufzeichnung. Wearables mit passiver Aufzeichnungsmöglichkeit basieren häufig auf PPG-Messungen, da eine EKG-Messung bei den meisten Devices eine aktive Initiierung durch PatientInnen voraussetzt. In einer kürzlich publizierten Studie zur Machbarkeit und Genauigkeit eines PPG-Monitorings mittels eines Armbands identifizierte die PPG-basierte Methode die Vorhofflimmerlast im Vergleich zum Holter-Monitoring in 85,1% der Fälle korrekt [33]. Auch das Smartwatch-basierte Monitoring zeigte eine hohe Sensitivität für die Detektion von Vorhofflimmerauftreten sowie die Vorhofflimmerdauer im Vergleich zu implantierbaren Rekordern [34]. Dennoch zeigen Studien auch mögliche Probleme der PPG-basierten Erfassung der Vorhofflimmerlast auf. Eine absolute Quantifizierung kann durch artefaktüberlagerte Signale erschwert werden, was insbesondere in der breiten alltäglichen Anwendung der Wearables ein Problem darstellen kann [33]. In verschiedenen Analysen zeigten sich so etwa 50% der PPG-Daten auswertbar [33–35]. Weiterhin können atriale/ventrikuläre Extrasystolen zu falsch-positiven, Vorhofflattern mit regelmäßiger Frequenz zu falsch-negativen Ergebnissen führen [33]. Eine An-

passung des auswertenden Algorithmus hin zu Robustheit gegenüber verrauschten Signalen kann die Sensitivität von PPG-basierten Wearables verbessern [36]. Weiterhin ist eine individuelle Anpassung der Wearables nach Größe und Material eine Möglichkeit, um die Aufnahmequalität zu steigern [33].

Laut aktuellen Empfehlungen ist bei mittels PPG gestelltem Verdacht auf VHF zwar eine EKG-Dokumentation vor Diagnosestellung notwendig – bei bereits etablierter Vorhofflimmerdiagnose erscheint eine Quantifizierung der Vorhofflimmerlast mittels PPG-Technologie sinnvoll, wenn dies auch in den aktuellen Empfehlungen bisher aufgrund der geringen Datenlage nicht abgebildet ist. Mögliche Anwendungsbereiche für die Bestimmung der Vorhofflimmerlast über Wearables können die postprozedurale Überwachung nach Vorhofflimmerablation zur Bestimmung asymptomatischer Rezidive sein [2, 37, 38]. Eine aktuelle Studie zeigte hier eine Assoziation zwischen mittels PPG detektierter Vorhofflimmerepisoden innerhalb der ersten Woche nach Pulmonalvenenisolation und Langzeitrezidiven [39]. Auch möglich ist die Evaluation einer Symptom-Rhythmus-Korrelation zur Differenzierung der Symptomatik basierend auf Vorhofflimmerepisoden oder z.B. anderer Arrhythmien ohne Ablationsperspektive [2]. Weiterhin bietet das Monitoring der Vorhofflimmerlast mittels Wearables auch Möglichkeiten zur außerklinischen Überwachung einer rhythmus- bzw. frequenzkontrollierenden Therapie. Aus wissenschaftlicher Perspektive bringt die potenzielle Zunahme an (semi-)kontinuierlicher Rhythmusüberwachung die Möglichkeit, die Vorhofflimmerlast in breiten Bevölkerungsgruppen (z.B. im niedrigen Risikobereich) sowie über einen längeren zeitlichen Verlauf und hinsichtlich klinischer Implikationen, wie z.B. dem Umgang mit der Detektion von subklinischem VHF, besser analysieren und verstehen zu können [14]. Es bleiben jedoch einige grundsätzliche Fragen offen, die vor einer breiten Anwendung evaluiert werden müssen.

Offene Fragen

Die drängendsten Fragen zeigen sich in Hinblick auf die Evidenz und Evaluation einer einheitlichen Definition der Vorhofflimmerlast sowie bezüglich der richtigen Messmethodik. Darauf aufbauend sollten Cut-off-Werte für eine klinisch relevante Vorhofflimmerlast definiert und evaluiert werden [14]. Letzteres baut jedoch auf einem besseren Verständnis der zugrundeliegenden pathophysiologischen Mechanismen hinter der Vorhofflimmerlast auf. Dies kann zu einer besseren Interpretation führen und somit womöglich auch offene klinische Fragen, beispielsweise nach kardialen oder vaskulären Risiken bei einer erhöhten Vorhofflimmerlast, beantworten. Wearables bieten die Möglichkeit, durch (semi-)kontinuierliche Aufzeichnungen in breiten Bevölkerungsgruppen wichtige Informationen zu generieren und prospektiv zu untersuchen [14]. Eine breite Verfügbarkeit und Generierung von (semi-)kontinuierlichen Rhythmusdaten kann jedoch zu neuen Problemen in den Versorgungsstrukturen führen, über die rechtzeitiger Konsens geschaffen werden muss. So sollte der Umgang mit (subklinischem) VHF als Zufallsbefund durch weitere prospektive Studien zu therapeutischen Strategien untersucht werden [40, 41]. Eine Integration der Rhythmusdaten in ein umfassendes, patientenzentriertes und multidisziplinäres Therapiekonzept kann unter Einbeziehung von telemedizinischen Zentren künftig erfolgen. Somit könnten Daten über Vorhofflimmerlast als relevantes Diagnostikum für Therapieentscheidungen (z. B. Reablation) integriert und genutzt werden, zugleich aber auch in einem strukturierten und multimodalen Risikofaktorenmanagement therapiert und verbessert werden.

Ausblick

Die aktuelle Studienlage zeigt ein verbessertes Verständnis der pathophysiologischen Hintergründe des VHF. Eine dynamischere Definition des VHF, im Sinne der Quantifizierung einer Vorhofflimmerlast, könnte das Erkrankungsstadium besser widerspiegeln. In der Evidenz finden sich jedoch noch deutliche Wissenslücken, insbesondere muss eine einheitliche

Definition der Vorhofflimmerlast generiert und evaluiert sowie der zeitliche und pathophysiologische Zusammenhang zwischen erhöhter Vorhofflimmerlast und Schlaganfallrisiko durch weitere Studien untersucht werden. Der Einsatz von Wearables, insbesondere mit passiver Überwachungsfunktion, zur (semi-)kontinuierlichen Rhythmusaufzeichnung kann dazu beitragen, bestehende Wissenslücken zu schließen. Es muss jedoch frühzeitig der Einsatz notwendiger Versorgungsstrukturen, z. B. telemedizinischer Zentren, evaluiert werden.

Fazit für die Praxis

- Eine genauere Charakterisierung von Vorhofflimmern, auch mithilfe der Quantifizierung der Vorhofflimmerlast, spielt sowohl auf wissenschaftlicher als auch auf klinischer Ebene eine immer wichtiger werdende Rolle.
- Wearables, insbesondere mit der Möglichkeit der passiven (semi-)kontinuierlichen Aufzeichnung können zur Quantifizierung der Vorhofflimmerlast herangezogen werden.
- PPG-basierte Aufzeichnungen mittels Wearables können vor allem zur Erfolgskontrolle einer antiarrhythmischen Therapie bei bereits etablierter Vorhofflimmerdiagnose herangezogen werden
- Vor einer breiten Anwendung von Wearables zur Charakterisierung der Vorhofflimmerlast sollte unter anderem die Frage nach notwendigen Versorgungsstrukturen zur Bearbeitung der Datenmenge geklärt werden.

Korrespondenzadresse



Konstanze Betz

Department of Cardiology and Cardiovascular Research Institute Maastricht (CARIM), Maastricht University Medical Center Universiteitssingel 50, 6229 ER Maastricht, Niederlande
konstanze.betz@mumc.nl

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. K. Betz gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht. Die Universität Maastricht und Universität Kopenhagen erhielten für Vortrags-, Consulting- und Forschungsaktivitäten von D. Linz finanzielle Unterstützung von Bayer, Biosense Webster, AstraZeneca, Biotronik, Medtronic, Microport und NovoNordisk. D. Duncker erhielt Vortragshonorare, Reisekostenunterstützung und/oder ein Fellowship Stipendium von Abbott, AstraZeneca, Biotronik, Boehringer Ingelheim, Boston Scientific, Bristol Myers Squibb, CVRx, Medtronic, Microport, Pfizer und Zoll. H.A.K. Hillmann erhielt Vortragshonorare von AstraZeneca und Zoll sowie ein Fellowship Stipendium von Boston Scientific.

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

Open Access. Dieser Artikel wird unter der Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz veröffentlicht, welche die Nutzung, Vervielfältigung, Bearbeitung, Verbreitung und Wiedergabe in jeglichem Medium und Format erlaubt, sofern Sie den/die ursprünglichen Autor(en) und die Quelle ordnungsgemäß nennen, einen Link zur Creative Commons Lizenz beifügen und angeben, ob Änderungen vorgenommen wurden.

Die in diesem Artikel enthaltenen Bilder und sonstiges Drittmaterial unterliegen ebenfalls der genannten Creative Commons Lizenz, sofern sich aus der Abbildungslegende nichts anderes ergibt. Sofern das betreffende Material nicht unter der genannten Creative Commons Lizenz steht und die betreffende Handlung nicht nach gesetzlichen Vorschriften erlaubt ist, ist für die oben aufgeführten Weiterverwendungen des Materials die Einwilligung des jeweiligen Rechteinhabers einzuholen.

Weitere Details zur Lizenz entnehmen Sie bitte der Lizenzinformation auf <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.de>.

Literatur

1. Svennberg E, Caiani EG, Bruining N, Desteghe L, Han JK, Narayan SM, Rademakers FE, Sanders P, Duncker D (2023) The digital journey: 25 years of digital development in electrophysiology from an Europace perspective. *Europace*. <https://doi.org/10.1093/europace/euad176>
2. Hindricks G, Potpara T, Dagres N, Arbelo E, Bax JJ, Blomström-Lundqvist C, Boriani G, Castella M, Dan G-A, Dilaveris PE, Fauchier L, Filippatos G, Kalman JM, La Meir M, Lane DA, Lebeau J-P, Lettino M, Lip GYH, Pinto FJ, Thomas GN, Valgimigli M, Van Gelder IC, Van Putte BP, Watkins CL, Kirchhof P, Kühne M, Aboyans V, Ahlsson A, Balsam P, Bauersachs J, Benussi S, Brandes A, Braunschweig F, Camm AJ, Capodanno D, Casadei B, Conen D, Crijns HJGM, Delgado V, Dobrev D, Drexel H, Eckardt L, Fitzsimons D, Folliguet T, Gale CP, Gorenek B, Haessler KG, Heidbuchel H, Jung B, Katus HA, Kotecha D, Landmesser U, Leclercq C, Lewis BS, Mascherbauer J, Merino JL, Merkely B, Mont L, Mueller C, Nagy KV, Oldgren J, Pavlović N, Pedretti RFE, Petersen SE, Piccini JP, Popescu BA, Pürerfellner H, Richter DJ, Roffi M, Rubboli A, Scherr D, Schnabel RB, Simpson IA, Shlyakhto E, Sinner MF,

- Steffel J, Sousa-Uva M, Suwalski P, Svetlosak M, Touyz RM, Dagues N, Arbelo E, Bax JJ, Blomström-Lundqvist C, Boriani G, Castella M, Dan G-A, Dilaveris PE, Fauchier L, Filippatos G, Kalman JM, La Meir M, Lane DA, Lebeau J-P, Lettino M, Lip GH, Pinto FJ, Thomas GN, Valgimigli M, Van Gelder IC, Watkins CL (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*. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/eha612>
3. Hermans BJM, Weberndörfer V, Vijvoet GP, Chaldoupi S-M, Linz D (2022) New concepts in atrial fibrillation pathophysiology. *Herzschr Elektrophys* 33:362–366. <https://doi.org/10.1007/s00399-022-00897-1>
 4. De With RR, Erküner Ö, Rienstra M, Nguyen B-O, Körver FWJ, Linz D, Ten HC, Spronk H, Kroon AA, Maass AH, Blaauw Y, Tieleman RG, Hemels MEW, de Groot JR, Elvan A, de Melis M, Scheerder COS, Al-Jazairi MIH, Schotten U, Luermans JGLM, Crijns HJGM, Van Gelder IC (2020) Temporal patterns and short-term progression of paroxysmal atrial fibrillation: data from RACEV. *Europace* 22:1162–1172. <https://doi.org/10.1093/europace/euad123>
 5. van de Lande ME, Rama RS, Koldenhofer T, Arita VA, Nguyen B-O, van Deutekom C, Weberndörfer V, Crijns HJGM, Hemels MEW, Tieleman RG, de Melis M, Schotten U, Linz D, Van Gelder IC, Rienstra M (2023) Time of onset of atrial fibrillation and atrial fibrillation progression data from the RACE V study. *Europace*. <https://doi.org/10.1093/europace/euad058>
 6. Betz K, van der Velden R, Gawalko M, Hermans A, Pluymaekers N, Hillmann HAK, Hendriks J, Duncker D, Linz D (2021) Interpretation der Photoplethysmographie: Schritt für Schritt. *Herzschr Elektrophys* 32:406–411. <https://doi.org/10.1007/s00399-021-00795-y>
 7. van der Velden RMJ, Verhaert DVM, Hermans ANL, Duncker D, Manninger M, Betz K, Gawalko M, Desteghe L, Pisters R, Hemels M, Pison L, Sohaib A, Sultan A, Steven D, Wijtvliet P, Gupta D, Svennberg E, Luermans JGLM, Chaldoupi M, Vernooy K, den Uijl D, Lodzinski P, Jansen WPJ, Eckstein J, Bollmann A, Vandervoort P, Crijns HJGM, Tieleman R, Heibuchel H, Pluymaekers NAHA, Hendriks JM, Linz D (2021) The photoplethysmography dictionary: practical guidance on signal interpretation and clinical scenarios from Telecheck-AF. *Eur Heart J*. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehab050>
 8. Svennberg E, Tjong F, Goette A, Akoum N, Di Biase L, Bordachar P, Boriani G, Burri H, Conte G, Dehara JC, Deneke T, Drossart I, Duncker D, Han JK, Heibuchel H, Jais P, de Oliveira Figueiredo MJ, Linz D, Lip GH, Malaczynska-Rajpold K, Márquez M, Ploem C, Soejima K, Stiles MK, Wierda E, Vernooy K, Leclercq C, Meyer C, Pisani C, Pak HN, Gupta D, Pürerfellner H, Crijns HJGM, Chavez EA, Willems S, Waldmann V, Dekker L, Wan E, Kavoor P, Turagam MK, Sinner M (2022) How to use digital devices to detect and manage arrhythmias: an EHRA practical guide. *Europace* 24:979–1005. <https://doi.org/10.1093/europace/euac038>
 9. Proesmans T, Mortelmans C, Van Haelst R, Verbrugge F, Vandervoort P, Vaes B (2019) Mobile phone-based use of the photoplethysmography technique to detect atrial fibrillation in primary care: diagnostic accuracy study of the fibricheck app. *JMIR Mhealth Uhealth*. <https://doi.org/10.2196/12284>
 10. Hermans ANL, Isaksen JL et al (2023) Accuracy of continuous photoplethysmography-based 1 min mean heart rate assessment during atrial fibrillation. *Europace* 25:835–844. <https://doi.org/10.1093/europace/ead011>
 11. Kaufman ES, Israel CW, Nair GM, Armaganian L, Divakaramenon S, Mairesse GH, Brandes A, Crystal E, Costantini O, Sandhu RK, Parkash R, Connolly SJ, Hohnloser SH, Healey JS (2012) Positive predictive value of device-detected atrial high-rate episodes at different rates and durations: an analysis from ASSERT. *Heart Rhythm* 9:1241–1246. <https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2012.03.017>
 12. Hermans ANL, Gawalko M, Pluymaekers NAHA, Dinh T, Weijts B, van Mourik MJW, Vorstermans B, den Uijl DW, Opsteyn L, Snippe H, Vernooy K, Crijns HJGM, Linz D, Luermans JGLM (2021) Long-term intermittent versus short continuous heart rhythm monitoring for the detection of atrial fibrillation recurrences after catheter ablation. *Int J Cardiol* 329:105–112. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2020.12.077>
 13. Diederichsen SZ, Haugan KJ, Kronborg C, Graff C, Højberg S, Køber L, Krieger D, Holst AG, Nielsen JB, Brandes A, Svendsen JH (2020) Comprehensive evaluation of rhythm monitoring strategies in screening for atrial fibrillation. *Circulation* 141:1510–1522. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.119.044407>
 14. Chen LY, Chung MK, Allen LA, Ezekowitz M, Furie KL, McCabe P, Noseworthy PA, Perez MV, Turakhia MP (2018) Atrial fibrillation burden: moving beyond atrial fibrillation as a binary entity: a scientific statement from the American heart association. *Circulation*. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000568>
 15. Al-Khatib SM, Thomas L, Wallentin L, Lopes RD, Gersh B, Garcia D, Ezekowitz J, Alings M, Yang H, Alexander JH, Flaker G, Hanna M, Granger CB (2013) Outcomes of apixaban vs. warfarin by type and duration of atrial fibrillation: results from the ARISTOTLE trial. *Eur Heart J* 34:2464–2471. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehd135>
 16. Steinberg BA, Hellkamp AS, Lokhnygina Y, Patel MR, Breithardt G, Hankey GJ, Becker RC, Singer DE, Halperin JL, Hacke W, Nessel CC, Berkowitz SD, Mahaffey KW, Fox KAA, Califf RM, Piccini JP (2015) Higher risk of death and stroke in patients with persistent vs. paroxysmal atrial fibrillation: results from the ROCKET-AF Trial. *Eur Heart J* 36:288–296. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehu359>
 17. Link MS, Giugliano RP, Ruff CT, Scirica BM, Huikuri H, Oto A, Crompton AE, Murphy SA, Lanz H, Mercuri MF, Antman EM, Braunwald E (2017) Stroke and mortality risk in patients with various patterns of atrial fibrillation. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. <https://doi.org/10.1161/CIRCEP.116.004267>
 18. Glotzer TV, Hellkamp AS, Zimmerman J, Sweeney MO, Yee R, Marinchak R, Cook J, Paraschos A, Love J, Radoslovich G, Lee KL, Lamas GA (2003) Atrial high rate episodes detected by pacemaker diagnostics predict death and stroke. *Circulation* 107:1614–1619. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000057981.70380.45>
 19. Shanmugam N, Boerdlein A, Proff J, Ong P, Valencia O, Maier SKG, Bauer WR, Paul V, Sack S (2012) Detection of atrial high-rate events by continuous home monitoring: clinical significance in the heart failure-cardiac resynchronization therapy population. *Europace* 14:230–237. <https://doi.org/10.1093/europace/eur293>
 20. Witt CT, Kronborg MB, Nohr EA, Mortensen PT, Gerdes C, Nielsen JC (2015) Early detection of atrial high rate episodes predicts atrial fibrillation and thromboembolic events in patients with cardiac resynchronization therapy. *Heart Rhythm* 12:2368–2375. <https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2015.07.007>
 21. Kirchhoff P, Toennis T, Goette A, Camm AJ, Diener HC, Becher N, Bertaglia E, Blomström-Lundqvist C, Borlich M, Brandes A, Cabanelas N, Calvert M, Chlouverakis G, Dan G-A, de Groot JR, Dichtl W, Kravchuk B, Lubiński A, Marijon E, Merkely B, Mont L, Ozga A-K, Rajappan K, Sarkozy A, Scherr D, Sznajder R, Velchev V, Wichterle D, Sehner S, Simantirakis E, Lip GH, Vardas P, Schotten U, Zapf A (2023) Anticoagulation with edoxaban in patients with atrial high-rate episodes. *N Engl J Med* 389:1167–1179. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa2303062>
 22. Becher N, Toennis T, Bertaglia E, Blomström-Lundqvist C, Brandes A, Cabanelas N, Calvert M, Camm AJ, Chlouverakis G, Dan G-A, Dichtl W, Diener HC, Fierenz A, Goette A, de Groot JR, Hermans ANL, Lip GH, Lubinski A, Marijon E, Merkely B, Mont L, Ozga A-K, Rajappan K, Sarkozy A, Scherr D, Sznabel RB, Schotten U, Sehner S, Simantirakis E, Vardas P, Velchev V, Wichterle D, Zapf A, Kirchhof P (2023) Anticoagulation with edoxaban in patients with long atrial high-rate episodes ≥ 24 hours. *Eur Heart J*. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehad771>
 23. Healey JS, Lopes RD, Granger CB, Alings M, Rivard L, McIntyre WF, Atar D, Birnie DH, Boriani G, Camm AJ, Conen D, Erath JW, Gold MR, Hohnloser SH, Ip J, Kautzner J, Kutiyafa V, Linde C, Mabo P, Mairesse G, Benezet Mazuecos J, Cosedis Nielsen J, Philippon F, Proietti M, Sticherling C, Wong JA, Wright DJ, Zarraga IG, Couatts SB, Kaplan M, Pombo M, Ayala-Paredes F, Xu L, Simek K, Nevills S, Mian R, Connolly SJ (2023) Apixaban for stroke prevention in subclinical atrial fibrillation. *N Engl J Med*. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa2310234>
 24. McIntyre WF, Benz AP, Becher N, Healey JS, Granger CB, Rivard L, Camm AJ, Goette A, Zapf A, Alings M, Connolly SJ, Kirchhof P, Lopes RD (2023) Direct oral anticoagulants for stroke prevention in patients with device-detected atrial fibrillation: a study-level meta-analysis of the NOAH-AFNET 6 and ARTESIA trials. *Circulation*. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.123.067512>
 25. Nielsen JC, Johannessen A, Raatikainen P, Hindricks G, Walfridsson H, Pehrson SM, Englund A, Hartikainen J, Mortensen LS, Hansen PS (2017) Long-term efficacy of catheter ablation as first-line therapy for paroxysmal atrial fibrillation: 5-year outcome in a randomised clinical trial. *Heart* 103:368–376. <https://doi.org/10.1136/heartjnl-2016-309781>
 26. Suman-Horduna I, Roy D, Frasure-Smith N, Talajic M, Lespérance F, Blondeau L, Dorian P, Khairy P (2013) Quality of life and functional capacity in patients with atrial fibrillation and congestive heart failure. *J Am Coll Cardiol* 61:455–460. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2012.10.031>
 27. Jenkins LS, Brodsky M, Schron E, Chung M, Rocco T Jr, Lader E, Constantine M, Sheppard R, Holmes D, Mateski D, Floden L, Prasun M, Greene HL, Shemanski L (2005) Quality of life in atrial fibrillation: the atrial fibrillation follow-up investigation of rhythm management (AFFIRM) study. *Am Heart J* 149:112–120. <https://doi.org/10.1016/j.ahj.2004.03.065>
 28. Ganesan AN, Chew DP, Hartshorne T, Selvanayagam JB, Aylward PE, Sanders P, McGavigan AD (2016) The impact of atrial fibrillation type on the

- risk of thromboembolism, mortality, and bleeding: a systematic review and meta-analysis. *Eur Heart J* 37:1591–1602. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehw007>
29. Abed HS, Wittert GA, Leong DP, Shirazi MG, Bahrami B, Middeldorp ME, Lorimer MF, Lau DH, Antic NA, Brooks AG, Abhayaratna WP, Kalman JM, Sanders P (2013) Effect of weight reduction and cardiometabolic risk factor management on symptom burden and severity in patients with atrial fibrillation. *JAMA* 310:2050. <https://doi.org/10.1001/jama.2013.280521>
 30. Pathak RK, Middeldorp ME, Meredith M, Mehta AB, Mahajan R, Wong CX, Twomey D, Elliott AD, Kalman JM, Abhayaratna WP, Lau DH, Sanders P (2015) Long-term effect of goal-directed weight management in an atrial fibrillation cohort. *J Am Coll Cardiol* 65:2159–2169. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2015.03.002>
 31. Andrade JG, Yao RRJ, Deyell MW, Hawkins NM, Rizkallah J, Jolly U, Khoo C, Raymond J-M, McKinney J, Cheung C, Steinberg C, Ha A, Ramanathan K, Luong C, Glover B, Verma A, Macle L, Khairy P (2020) Clinical assessment of AF pattern is poorly correlated with AF burden and post ablation outcomes: a CIRCA-DOSE sub-study. *J Electrocardiol* 60:159–164. <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2020.03.008>
 32. Andrade JG, Deyell MW, Verma A, Macle L, Champagne J, Leong-Sit P, Novak P, Badra-Verdu M, Sapp J, Khairy P, Nattel S (2020) Association of atrial fibrillation episode duration with arrhythmia recurrence following ablation. *JAMA Netw Open* 3:e208748. <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2020.8748>
 33. Reissenberger P, Serfözö P, Piper D, Juchler N, Glanzmann S, Gram J, Hensler K, Tonidandel H, Börlin E, D'Souza M, Badertscher P, Eckstein J (2023) Determine atrial fibrillation burden with a photoplethysmographic mobile sensor: the atrial fibrillation burden trial: detection and quantification of episodes of atrial fibrillation using a cloud analytics service connected to a wearable with photoplethysmographic sensor. *Eur Heart J* 4:402–410. <https://doi.org/10.1093/ehjdh/ztad039>
 34. Wasserlauf J, You C, Patel R, Valys A, Albert D, Passman R (2019) Smartwatch performance for the detection and quantification of atrial fibrillation. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. <https://doi.org/10.1161/CIRCEP.118.006834>
 35. Chang P-C, Wen M-S, Chou C-C, Wang C-C, Hung K-C (2022) Atrial fibrillation detection using ambulatory smartwatch photoplethysmography and validation with simultaneous holter recording. *Am Heart J* 247:55–62. <https://doi.org/10.1016/j.ahj.2022.02.002>
 36. Zhu L, Nathan V, Kuang J, Kim J, Avram R, Olgin J, Gao J (2022) Atrial fibrillation detection and atrial fibrillation burden estimation via wearables. *IEEE J Biomed Health Inform* 26:2063–2074. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2021.3131984>
 37. Hillmann HAK, Soltani S, Mueller-Leisse J, Hohmann S, Duncker D (2022) Cardiac rhythm monitoring using wearables for clinical guidance before and after catheter ablation. *J Clin Med* 11:2428. <https://doi.org/10.3390/jcm11092428>
 38. Lawin D, Kuhn S, Schulze Lammers S, Lawrenz T, Stellbrink C (2022) Use of digital health applications for the detection of atrial fibrillation. *Herzschr Elektrophys* 33:373–379. <https://doi.org/10.1007/s00399-022-00888-2>
 39. Manning M, Hermans ANL, Caracioni A-A, Rohrer U, Eberl A-S, Vernooy K, Zirlik A, Linz D, Scherr D

Characterization of atrial fibrillation burden using wearables

The characterization of atrial fibrillation (AF) according to current guidelines categorically refers to the differentiation between paroxysmal, persistent, and permanent AF. A more precise characterization of AF, including the evaluation of AF burden, is playing an increasingly significant role in both scientific research and clinical practice. Digital devices, especially those with the capability of passive (semi-)continuous recording, can contribute to a more accurate quantification of AF burden. Particularly in patients with an already established diagnosis of AF, the evaluation of AF burden can be used to monitor the success of antiarrhythmic therapy including antiarrhythmic drugs or pulmonary vein isolation. However, important questions remain unanswered: In addition to a uniform, evidence-based definition of AF burden, clinically relevant cut-offs for AF burden and resulting therapeutic consequences (e.g., subclinical AF) need to be elaborated. Furthermore, the establishment and evaluation of care structures for assessing and integrating AF burden in clinical care, especially by incorporating data from wearable medical devices, should take place.

Keywords

Atrial fibrillation · Wearable electronic devices · Photoplethysmography · 1-channel ECG · Digital health

- (2023) Photoplethysmography-documented atrial fibrillation in the first week after catheter ablation is associated with lower success rates. *Front Cardiovasc Med*. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2023.1199630>
40. Gunawardene M, Hartmann J, Willems S (2023) Asymptomatisches Vorhofflimmern. *Herzschr Elektrophys* 34:122–130. <https://doi.org/10.1007/s00399-023-00933-8>
41. Andrade JG, Deyell MW, Bennett R, Macle L (2023) Assessment and management of asymptomatic atrial fibrillation. *Heart*. <https://doi.org/10.1136/hheartjnl-2023-322428>

Hinweis des Verlags. Der Verlag bleibt in Hinblick auf geografische Zuordnungen und Gebietsbezeichnungen in veröffentlichten Karten und Institutsadressen neutral.