

**Fokus-Modell und Simulation der Diagnostik
und Pulmonalvenenisolation bei
Vorhofflimmern**

Muhamed Fenjan

BACHELORARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades Bachelor of Science (B.Sc.)

Studiengang Medizintechnik

Fakultät Elektrotechnik, Medizintechnik und Informatik
Hochschule für Technik, Wirtschaft und Medien Offenburg

28.02.2022

Betreuer

Prof. Dr-Ing. med. habil. Matthias Heinke, Hochschule Offenburg

Christian Quester, B. Sc., Hochschule Offenburg

Vorwort

Die vorliegende Bachelorarbeit entstand aufgrund meines persönlichen Interesses an der Kardiologie im Rahmen meines Medizintechnik-Studiums an der Hochschule Offenburg bei Prof. Dr-Ing. med. habil. Matthias Heinke. Von Oktober 2021 bis Februar 2022 beschäftigte ich mich intensiv mit der Modellierung, Simulation und dem Schreiben der Bachelorarbeit.

An dieser Stelle möchte ich mich nochmals recht herzlich bei Herrn Prof. Dr-Ing. med. habil. Matthias Heinke von der Fakultät Elektrotechnik, Informationstechnik und Medizintechnik der Hochschule Offenburg, der durch die Übernahme der Betreuung den erfolgreichen Abschluss dieser Arbeit maßgeblich unterstützt hat und jederzeit eine Antwort auf meine Fragen hatte. Des Weiteren danke ich meinem Zweitbetreuer Christian Quester B. Sc. für seine Unterstützung und die angenehme Zusammenarbeit während des gesamten Zeitraums meiner Bachelorarbeit. Ich möchte ebenso Herrn Echle und Herrn Hörth, M. Sc. für ihre freundliche Unterstützung danken. Auch möchte ich Herrn Hug für das Korrekturlesen danken.

Ich wünsche Ihnen viel Freude beim Lesen dieser Bachelorarbeit.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich eidesstattlich, dass die vorliegende Bachelor-Thesis

Fokus-Modell und Simulation der Diagnostik und Pulmonalvenenisolation bei Vorhofflimmern

von mir selbstständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt worden ist, insbesondere, dass ich alle Stellen, die wörtlich oder annähernd wörtlich oder dem Gedanken nach aus Veröffentlichungen, unveröffentlichten Unterlagen und Gesprächen entnommen worden sind, als solche an den entsprechenden Stellen innerhalb der Arbeit durch Zitate kenntlich gemacht habe, wobei in den Zitaten jeweils der Umfang der entnommenen Originalzitate kenntlich gemacht wurde. Ich bin mir bewusst, dass eine falsche Versicherung rechtliche Folgen haben wird.

Offenburg, 28.02.2022

Muhamed Fenjan

Freigabe der Daten, Programme, Modelle und Simulationen

Hiermit stimme ich der Nutzung und Bearbeitung der in dieser Arbeit erstellten Modelle, inklusive aller Ergebnisse und Simulationen durch Herrn Prof. Dr.-Ing. med. habil. Matthias Heinke und ausschließlich durch ihn autorisierte Personen zu.

Offenburg, 28.02.2022

Muhamed Fenjan

Zusammenfassung

Fokus-Modell und Simulation der Diagnostik und Pulmonalvenenisolation bei Vorhofflimmern

Vorhofflimmern ist die häufigste tachykarde Herzrhythmusstörung weltweit. Dabei verliert das Herz seinen normofrequenten Sinusrhythmus und schlägt nicht mehr regelmäßig, sondern zu schnell und unregelmäßig. Vorhofflimmern ist normalerweise keine lebensbedrohliche Herzrhythmusstörung, aber es kann zu einem Schlaganfall führen. Die Ursache dieser Herzrhythmusstörung sind die Kreisende bzw. die fokalen Erregungen im linken Atrium, die hauptsächlich aus einer oder mehreren Pulmonalvenen kommen. Die übliche Therapieverfahren des Vorhofflimmerns ist die Pulmonalvenenisolation.

Diese Bachelorthesis beschäftigt sich daher mit der Modellierung unterschiedlicher linksatrialer Fokus-Modelle und intrakardialer Elektrodenkatheter für die Diagnostik und Terminierung von Vorhofflimmern mittels Pulmonalvenenisolation im Offenburger Herzrhythmusmodell nach *Schalk, Krämer und Benke*, welches in CST Studio Suite realisiert wurde.

Zu Beginn wurden die verschiedenen linksatrialen fokalen Flimmerquellen modelliert und daraufhin simuliert. Hierbei wurde jeweils eine Simulation mit linksatrialen fokalen Flimmerquellen, die aus einzelnen, dualen oder allen vier Pulmonalvenen kommen, durchgeführt. Es wurde ebenfalls eine weitere Simulation mit Biosignalen (aus der Realität) erstellt. Mit diesen Simulationen konnte nun der elektrische Erregungsablauf sichtbar gemacht werden. Daraufhin wurden die Katheter für die Diagnostik und für die Pulmonalvenenisolation modelliert und in das bestehende Offenburger Herzrhythmusmodell integriert. Bei den Diagnostik-Kathetern handelte es sich um 10-polige Lasso® Katheter, zwei Varianten von PentaRay® NAV eco Katheter und 4-polige Diagnostik-Katheter „OSYPKA FINDER pure®“. Ablationskatheter sind zwei Varianten von Pentaspline Basket pose Katheter und HELIOSTAR™ Ablation Ballon. Abschließend wurden verschiedene Varianten von Isolationsverfahren der Pulmonalvenen modelliert und daraufhin die linksatrialen fokalen Flimmerquellen nach der Isolation der Pulmonalvenen simuliert.

Abstract

Focus model and simulation of diagnostics and pulmonary vein isolation of Atrial fibrillation

Atrial fibrillation is the most common tachycardia arrhythmia worldwide. Atrial fibrillation is a quivering or irregular heartbeat (arrhythmia) that is usually not life-threatening but it can lead to blood clots, stroke, heart failure and other heart-related complications. In atrial fibrillation, the signals in the upper chambers of the heart come from one or more pulmonary veins and they are chaotic. As a result, the upper chambers shake. The most common used treatment of atrial fibrillation is the pulmonary vein isolation.

This bachelor thesis deals with the modeling of different left atrial focus models and intracardiac electrode catheters for the diagnosis and treatment of atrial fibrillation using pulmonary vein isolation by the Offenburger heart rhythm model according to *Schalk, Krämer and Benke*. The software CST Studio Suite is used for both modeling and simulation.

At the beginning, many left atrial focus models were modeled and then individually simulated. Another simulation was also accomplished using biosignals. Through different models and programs, different mechanisms of atrial fibrillation could be visualized using the electrical excitation process. The catheters for diagnosis as well as the catheters for the pulmonary vein isolation were modeled and integrated into the Offenburger heart rhythm model. Diagnostic catheters are Lasso® catheter with 10 poles, two versions of PentaRay® NAV eco catheters with 20 poles and a regular catheter with just 4 poles „OSYPKA FINDER pure®“. Ablation catheters are two versions of Pentaspline Basket pose catheters and HELIOSTAR™ ablation balloon. Finally, different isolation methods of the pulmonary veins were modeled and then Atrial fibrillation by pulmonary vein isolation simulated.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Motivation	1
1.2. Ziel der Arbeit	1
2. Grundlagen	2
2.1. Medizinische Grundlagen	2
2.1.1. Anatomie des menschlichen Herzens	2
2.1.2. Erregungsbildung und Reizleitungssystem	3
2.1.3. Vorhofflimmern	4
2.2. Medizintechnische Grundlagen	10
2.2.1. Hochfrequenz Katheterablation	10
2.2.2. Pulse Field Ablation	12
2.3. CST Studio Suite	13
2.3.1. Einführung	13
2.3.2. Solver	14
2.3.3. Einstellungen im thermalen Solver	15
2.3.4. Meshing	18
3. Methodik	19
3.1. Modellierung	19
3.1.1. Offenburger Herzmodell	19
3.1.2. Modellierung unterschiedlicher linksatrialer Fokus-Modelle	21
3.1.3. Excitation Signale	23
3.1.4. Modellierung Intrakardiale Elektrodenkatheter	27
3.1.5. Modellierung Ablationskatheter	32
3.2. Diskussion	37
4. Ergebnisse	38
4.1. Rhythmussimulationen	38
4.1.1. Sinusrhythmus	38
4.1.2. Vorhofflimmern	40
4.1.3. Diskussion	53
4.2. Diagnostik	54
4.2.1. Diagnostik mit Lasso® Katheter	54

Inhaltsverzeichnis

4.2.2.	Diagnostik mit PentaRay® NAV eco	57
4.2.3.	Diagnostik mit FINDER pure®	60
4.2.4.	Diskussion	61
4.3.	Ablation	62
4.3.1.	HF Ablation mit Biotronik AICath LT G FullCircle	62
4.3.2.	Pulsed Field Ablation mit Pentaspline Basket pose Katheter	70
4.3.3.	Pulsed Field Ablation mit HELIOSTAR™ Ballon	72
4.3.4.	Pulmonalvenenisolation (PVI)	73
4.3.5.	Diskussion	77
5.	Fehlerbetrachtung	79
6.	Zusammenfassung	80
7.	Ausblick	81
	Abkürzungsverzeichnis	
	Tabellenverzeichnis	i
	Abbildungsverzeichnis	ii
	Quellcodeverzeichnis	vi
	Literatur	vii
A.	Anhang	x
A.1.	MATLAB Skript zur Generierung eines LA Signals	x
A.2.	MATLAB Skript zur Generierung eines LV Signals	xii
A.3.	MATLAB Skript zur Generierung eines HF Signals	xiv
A.4.	Datenblätter der modellierten Katheter	xv
B.	Anhang	xxvii
B.1.	Electrode modelling and simulation of diagnostic and pulmonary vein isolation in atrial fibrillation	xxvii

1. Einleitung

1.1. Motivation

Simulationsumgebungen spielen heutzutage bei der Herstellung oder der Entwicklung eines neuen Produktes eine große Rolle und werden in vielen Bereichen eingesetzt. Denn die Entwicklung von neuartigen Elektroden oder die Weiterentwicklung bestehender Produkte bedeuten für ein Unternehmen hohe Kosten, weil vor der Produktion zuerst ein Prototyp hergestellt werden muss. Der zeitliche Aufwand für die Herstellung der Prototypen und deren Testung in einer Realumgebung sind in der Regel sehr teuer. Mit einer virtuellen Simulation könnten beispielsweise vorab die passenden Materialien des Produktes unter verschiedenen Umgebungen getestet werden. Somit werden Kosten und Zeit eingespart.

Simulationen finden ebenfalls in der Medizin immer mehr Anwendungsgebiete, beispielsweise durch virtuelles Training von Ärzten für bestimmte Prozeduren oder durch die Visualisierung der Rhythmusstörungen. Daraufhin können durch die Simulation die Tierversuchen und in vivo Tests minimiert werden.

1.2. Ziel der Arbeit

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit soll unter Zuhilfenahme der Simulationssoftware CST¹ Studio Suite® der Firma Dassault Systèmes das bisher bestehende Offenburger Herzrhythmusmodell nach *Schalk, Krämer und Benke* erweitert werden. Hierbei sollen die unterschiedlichen linksatrialen Fokus-Modelle und intrakardialen Elektrokatheter für die Diagnostik und Therapie erstellt werden. Die Ablation bzw. die Therapie von Vorhofflimmern wird mithilfe der Pulmonalvenenisolation realisiert.

¹Computer Simulation Technology

2. Grundlagen

2.1. Medizinische Grundlagen

2.1.1. Anatomie des menschlichen Herzens

Das menschliche Herz ist ein etwa faustgroßes Muskelorgan, das im Durchschnitt 300 g schwer und positioniert sich zwischen den beiden Lungenflügeln leicht nach links verlagert hinter dem Brustbein. Es besteht aus zwei Hälften (siehe Abb. 2.1). Die beiden Hälften sind durch die Herzscheidewand getrennt. Die rechte Herzhälfte „*rechtes Herz*“ und die linke Herzhälfte „*linkes Herz*“ sind etwas auf der Hauptachse verdreht, sodass die linke Herzhälfte mehr hinten im Herzbeutel liegt und die rechte Herzhälfte mehr nach vorne kommt [RL06].

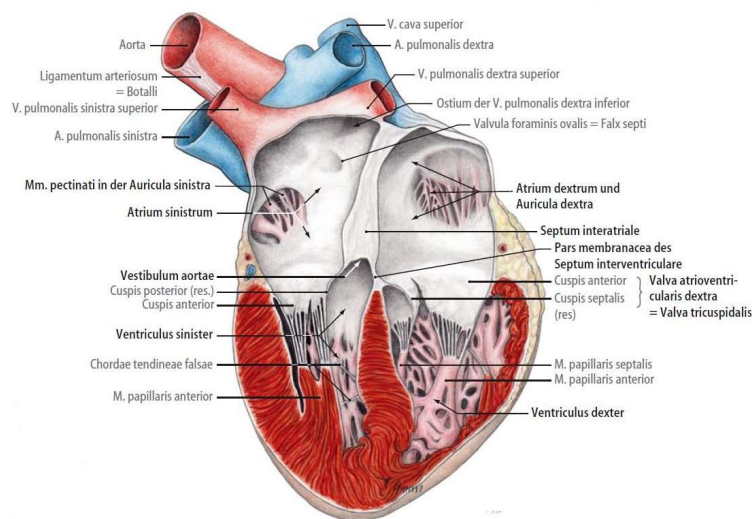


Abbildung 2.1: Anatomie des menschlichen Herzens [Ti16]

Es pumpt das Blut durch die Blutgefäße in den ganzen Körper. Die rechte Herzhälfte besteht aus rechtem Vorhof und rechtem Ventrikel und hat einen relativ geringen

Druck, da das Blut nur den Lungenkreislauf zur Anreicherung mit Sauerstoff durchläuft.

Die linke Herzhälfte besteht ebenfalls aus linkem Vorhof und linkem Ventrikel und hat dagegen einen höheren Druck, da sie über die Hauptschlagader „die Aorta“ Blut in den Körperkreislauf pumpt. Durch das Blut werden die einzelnen Organe mit Sauerstoff und Nährstoffen versorgt. Die Versorgung des Herzmuskelgewebes mit sauerstoffreichem Blut erfolgt über die Herzkranzgefäße.

Das Herz besitzt vier Herzklappen, nämlich „Mitralklappe, Aortenklappe, Trikuspidalklappe und Pulmonalklappe“, welche eine Ventilfunktion übernehmen, indem sie Blut nur in einer Richtung durchlassen [SL14].

2.1.2. Erregungsbildung und Reizleitungssystem

Das gesunde Herz schlägt in einer regelmäßigen rhythmischen Folge, da das Herz über Nervenzellen verfügt, die Erregungsimpulse bilden und weiterleiten, was die Autonomie des Herzens nachweist [Ge08].

Zellen im Vorhof- und Ventrikelmyokard sind nicht gegeneinander isoliert, sondern sie sind durch den so genannten *Gap Junctions* miteinander verbunden. Eine aus den Vorhöfen ausbreitende Erregung führt immer im gesunden Herzen zu einer vollständigen Kontraktion beider Ventrikel [SD12].

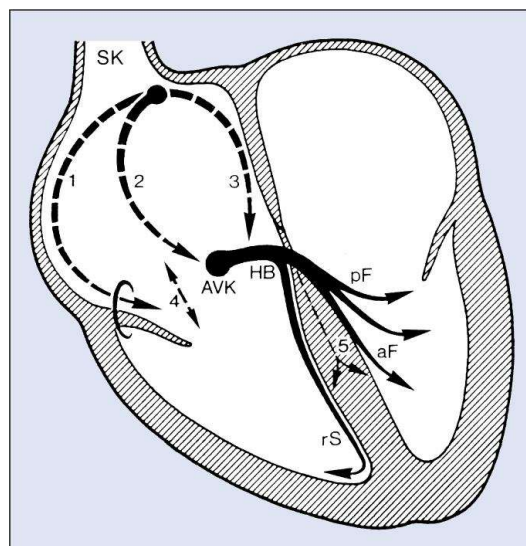


Abbildung 2.2: Schematische Darstellung des Reizbildungs- und Erregungsleitungssystems des Herzens [LL10]

Die Erregung breitet sich normalerweise vom rechten oberen Atrium im Sinusknoten „*Schrittmacher des Herzens*“ aus, läuft dann über das rechte und über das linke Atrium. Nun kommt die Erregung am AV-Knoten an und wird wenig aufgehalten, was dabei hilft, das Blut vollständig aus den Vorhöfen in die Ventrikel zu pumpen. Der elektrische Impuls breitet sich anschließend über das His-Bündel, die Tawaraschenkel und die Purkinje-Fasern zum gesamten Ventrikelmyokard weiter aus (siehe Abb. 2.3). Nur bei einer vollständigen Erregung des gesamten Ventrikelmyokards werden die Ventrikel kontrahieren. Wird jedoch die Erregung teilweise oder komplett gestört bzw. blockiert, ist dann von einer Erregungsausbreitungsstörungen zu sprechen [SD12].

2.1.3. Vorhofflimmern

Überblick

Die häufigste supraventrikuläre Herzrhythmusstörung im Erwachsenenalter ist Vorhofflimmern. Dabei findet die Vorhofkontraktion völlig unkoordiniert statt und das Schlagvolumen des Herzens nimmt deswegen stark ab. Flimmerwellen sind im Oberflächen-EKG leicht zu erkennen [Vob]. Diese Flimmerwellen entstehen an verschiedenen Stellen in den Vorhöfen und stören die rhythmische Impulse aus dem Sinusknoten. Sie sind vollkommen unregelmäßig und zu schnell, was einen unregelmäßigen Herzrhythmus zur Folge hat (siehe Abb. 2.3).

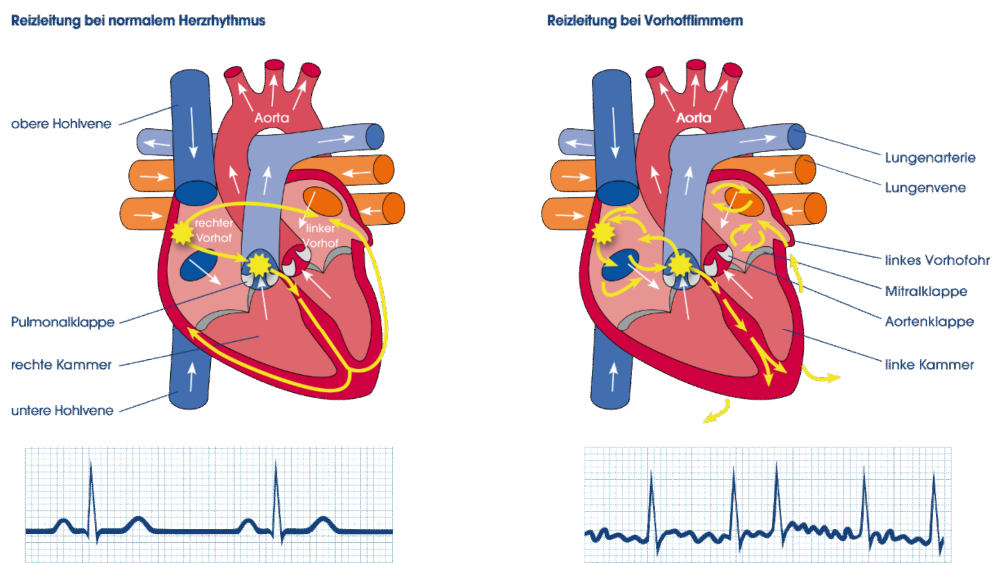


Abbildung 2.3: Erregungsverlauf bei Vorhofflimmern [Vob]

Einteilung

Die vorliegenden unterschiedlichen Einteilungen des Vorhofflimmerns beziehen sich auf pathophysiologische, ätiologische und klinische Aspekte.

- **Paroxysmales Vorhofflimmern:** Es tritt spontan auf und dauert nicht länger als sieben Tagen [LL10]. Betroffene haben plötzliche Herzrhythmusveränderungen, beispielsweise Herzstolpern oder Herzrasen. Engegefühl sowie Unruhe können dabei auftreten. Ein weiteres Zeichen für paroxysmales AFib¹ sind Schwindel, Atemnot und Schwitzen [Voa].
- **Persistierendes Vorhofflimmern:** Im Gegenteil zum paroxysmales AFib dauert persistierendes „anhaltendes“ AFib länger als sieben Tagen und lässt sich nur nach einer KV² „elektrische oder medikamentöse KV“ terminieren. Allerdings treten die Anfälle hierbei häufiger auf [Voa].
- **Permanentes Vorhofflimmern:** Diese Herzrhythmusstörung kann nicht mehr mit einer KV terminiert werden. Prinzipiell äußert sich, dass die Erfolgsaussichten beim Terminieren des Vorhofflimmerns umso niedriger sind, je länger es schon vorliegt [LL10].

Angelehnt an die NYHA³ Klassifizierung zur Einteilung der Herzinsuffizienz in verschiedene Stadien dient der EHRA⁴ Score AFib nach Symptomatik zu klassifizieren.

EHRA Score	Symptome
I	Keine Symptome; keine eingeschränkte Alltagsaktivität
II	Milde Symptome; keine eingeschränkte Alltagsaktivität
III	Ausgeprägte Symptomatik; Beeinflussung der Alltagsaktivität
IV	Massive Symptomatik; Alltagsaktivität nicht möglich

Tabelle 2.1.: EHRA-Score zur Klassifizierung von Vorhofflimmern

¹Atrial Fibrillation

²Kardioversion

³New York Heart Association

⁴European Heart Rhythm Association

Pathophysiologie

Die aktuellen Vorstellungen, wie Vorhofflimmern zustande kommt, ist in den meisten Fällen die kreisenden Erregungen in den Vorhöfen (siehe Abb. 2.4 A). Dabei finden mehrere kreisende Erregungswellen gleichzeitig statt, die ständig ihre Position wechseln und sich teilweise gegenseitig auslöschen. Langsame Leitungseigenschaften des Vorhofmyokards, kurze Refraktärzeiten der Muskelzellen der PV⁵ sowie der Anatomie der Vorhöfe sind mögliche Grundlagen für die Initiierung und Aufrechterhaltung der Rhythmusstörung [Sö18].

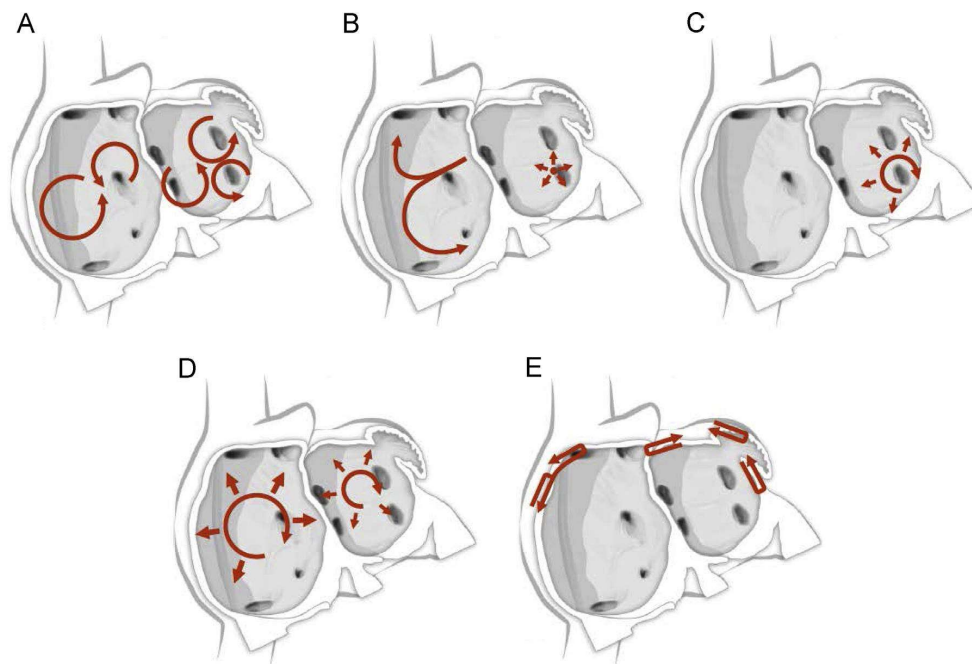


Abbildung 2.4: Schematische Darstellungen verschiedener Hypothesen und Vorschläge zu den Mechanismen von Vorhofflimmern [Hu17]

Ein ektopter atrialer Fokus liegt vor, wenn der Impuls eine hohe Frequenz hat und Vorhofflimmern auslöst bzw. die Rhythmusstörung initiieren kann (siehe Abb. 2.4 B & C). Bei einer EPU⁶ konnten solche Arrhythmiezentren im linken Atrium identifiziert bzw. lokalisiert werden [HB03].

Fokales ektopisches Feuern, das von den Myozytenhüllen in der PV ausgeht, wurde erstmals Ende der 90er-Jahre als auslösender Mechanismus von AFib vorgeschlagen. Dies führte zur Entwicklung einer katheterbasierten Ablation [Sö18] im Rahmen der Terminierung von AFib.

⁵Pulmonalvenen

⁶Elektrophysiologische Untersuchung

Komplikationen

Schlaganfall ist eine der lebensbedrohlichen Komplikationen von AFib. Durch die rapide, schwache Kontraktion ist ein konstanter Blutfluss nicht mehr gewährleistet, wodurch sich das Blut in den Vorhöfen besonders im „Herzohre“ staut. Löst sich der Thrombus, so kann sich dieser in die Coronararterien oder in Blutgefäße des Gehirns festsetzen und einen Herzinfarkt oder einen ischämischen Schlaganfall zufolge haben [NP13].

Das Schlaganfallrisiko bei Patienten mit Vorhofflimmern variiert stark und ist von Alter, Geschlecht und Begleiterkrankungen abhängig. Bei Personen unter 65 Jahren ohne andere Herzerkrankungen oder andere Erkrankungen beträgt das Schlaganfallrisiko im Folgejahr weniger als 1%. Im Gegensatz dazu hatten ältere Patienten mit zusätzlichen Herzerkrankungen ein viel höheres Schlaganfallrisiko [Voa].

Diagnostik

Das EKG⁷ ist die einfachste Untersuchungsmethode zur Identifizierung von Herzrhythmusstörungen. Anhand der Klassifikation von Vorhofflimmern wird entschieden, welche Untersuchungsmethode am besten geeignet ist.

Bei paroxysmalem AFib, also nur anfallsartigem Auftreten, wird ein Langzeit-EKG zur Diagnostik herangezogen. Dies speichert die Herzaktivität über einen Zeitraum von 24 Stunden. Bleibt auch diese Untersuchung ohne Befund, so besteht die Möglichkeit, einen Herzmonitor unter den linken Brustmuskel zu implantieren. Dieser besitzt eine Laufzeit von mehreren Jahren und überwacht in diesem Zeitraum den Herzrhythmus des Patienten [NP13].

Eine Untersuchung mit einem Ultraschall ist ebenfalls möglich. Hierbei wird die Pumpverhalten des Herzens untersucht. Hierbei ist es wichtig, dass bei einer Feststellung des Vorhofflimmerns nach einem Blutgerinnsel gesucht wird [CI].

⁷Elektrokardiogramm

Therapie

Therapeutische und prophylaktische Maßnahmen vom Vorhofflimmern unterteilen sich in zwei wesentliche Behandlungsverfahren.

- **Medikamentöse Therapie (Antikoagulation):** Falls bei einer Person ein Vorhofflimmern diagnostiziert wurde, bekommt der Erkrankte Antiarrhythmika wie z. B. *Vernakalant*, *Flecainid* und *Propafenon* oder einen *Kalium-Kanal-Blocker* wie *Amiodaron* verschrieben [LL10].
- **Nicht medikamentöse Therapie:** Durch eine elektrische KV wird Vorhofflimmern terminiert. Die Energieabgabe einer elektrischen KV erfolgt mithilfe eines Defibrilators wie bei einer Reanimation oder durch einen ICD⁸. [NP13]
 - **Pulmonalvenenisolation:** Die Indikation für dieses Therapieverfahren ist eine Einzelfallentscheidung, da die Symptomatik, der Therapiewunsch des Patienten, Therapiealternativen und andere Kritiken betrachtet werden müssen [LL10]. Abhängig von dem Mechanismus des Vorhofflimmerns wird die PVI⁹ durchgeführt. Abbildung 2.5 zeigt Läsionsorte bei Vorhofflimmern u. a. die Pulmonalvenendiskonnektion (A), die zirkumferentielle PVI (B), die Substratmodifikation mit linearen Ablationslinien (C) und die kombinierte Strategie aus PVI und linearen Ablationslinien (D). [Pi06]

⁸implantierbarer cardioverter defibrillator

⁹Pulmonalvenenisolation

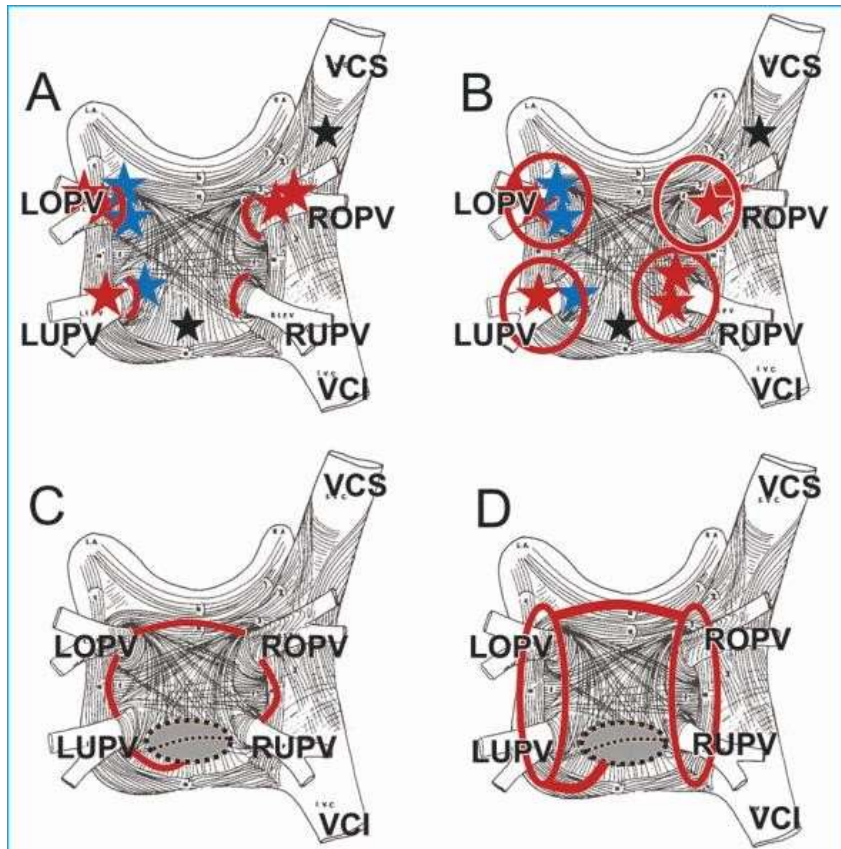


Abbildung 2.5: Schematische Darstellung der gesetzten Läsionsorte bei Vorhofflimmern [P106]

2.2. Medizintechnische Grundlagen

2.2.1. Hochfrequenz Katheterablation

Die Hochfrequenz-Ablation ist ein Verfahren, bei dem punktuell die Leitungsfähigkeit des Myokards unter Verwendung der aus hochfrequentem Wechselstrom 350-700 kHz erzeugten Wärme zerstört wird. Wenn es über einen Katheter abgegeben wird, wird dies als Hochfrequenz-Katheterablation bezeichnet. Zur Durchführung einer Ablation wird ein leitfähiges Pad auf dem Körper „meistens auf dem Rücken“ des Patienten befestigt (siehe Abb. 2.6). Über einen Ablationskatheter, der normalerweise über eine Vene in das Herz eingeführt wird (siehe Abb. 2.7), fließt der Strom zwischen der Katheterspitze und diesem Pad. Durch die große Fläche des Pads herrscht an dieser Stelle nur eine kleine Stromdichte, wohingegen an der Katheterspitze eine hohe Stromdichte herrscht. Deshalb kommt es am Katheter zur Vernarbung, am Pad hingegen nicht [Zr06].

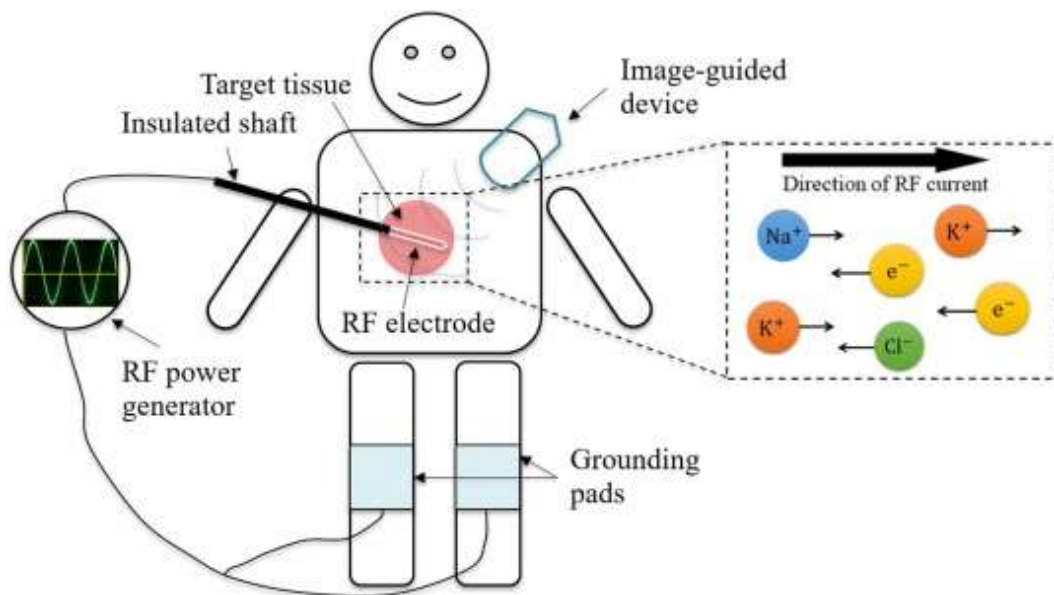


Abbildung 2.6: Vereinfachte Darstellung der Hochfrequenz Katheterablation im menschlichen Körper [Zh16]

Es existieren zwei verschiedene Arten der Hochfrequenz-Ablation. Zum einen gibt es die heute kaum verwendete leistungsgesteuerte Ablation. Hier wird ein fixer Wert eingestellt, der ohne Rücksicht auf die Temperatur immer gleich bleibt. Zum anderen gibt es die temperaturgesteuerte Ablation. Bei dieser Art von Ablation wird eine maximale Temperatur eingestellt, die nicht überschritten werden soll. Bis dieser Wert erreicht wird, wird auch weiter Leistung abgegeben. Durch spezielle kühlbare

2. Grundlagen

Katheter kann die abgegebene Leistung stark erhöht werden, wodurch wesentlich größere und tiefere Läsionen erzeugt werden können. Außerdem karbonisierte sich das Blut an der Katheterspitze nicht, da es von der Kühlflüssigkeit weggeschwemmt wird.

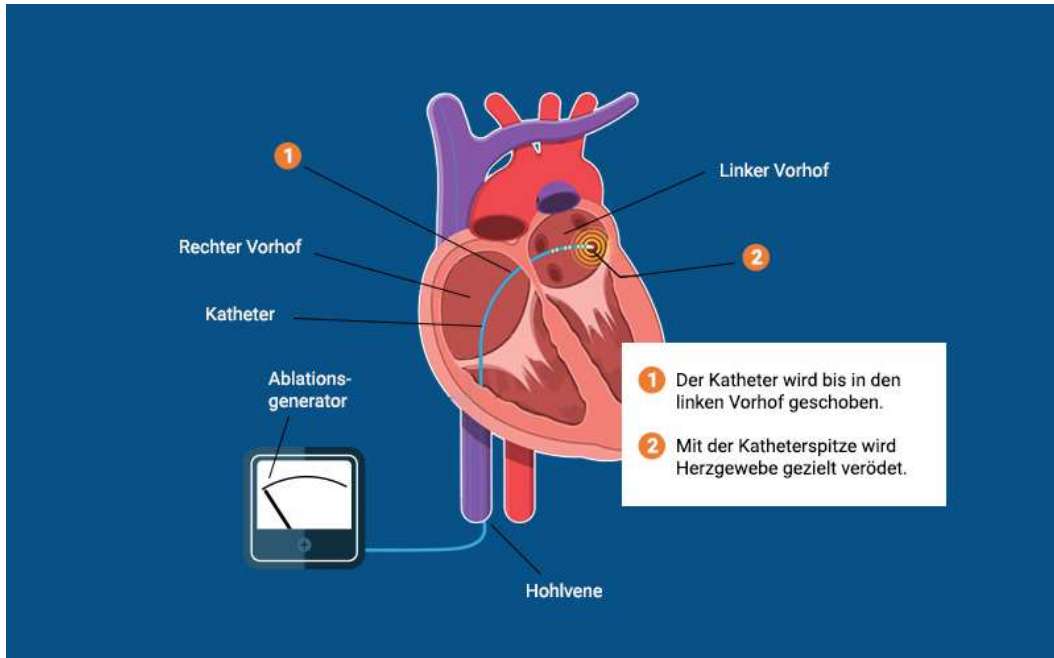


Abbildung 2.7: Hochfrequenz Katheterablation bei Vorhofflimmern [pr]

Bei einer leistungsgesteuerten Ablation wird ein fest definierter Wert eingestellt, der ohne Rücksicht auf die Temperatur immer gleich bleibt. Die übliche maximale Leistung wird in einem Bereich von ca. 10-70 Watt sowie die übliche maximale Temperatur zwischen 40-60 °C und die Behandlungszeit zwischen 30 und 120 Sek. (Je nach Bedarf) eingestellt. Bei einer Leistung von 10 W traten keine (oder mikroskopisch) Läsionen auf. Leistungen über 30 W führten selbst bei kurzer Applikationsdauer zu unerwünschten Auswirkungen z. B. bei falschem Umgang mit dem Hochfrequenzstrom kann zu starken Verbrennungen führen und bei einer höheren Temperatur über 100 °C entstehen Knalle die sogenannten „Pops“.

Dagegen wird bei einer temperaturgesteuerten Ablation eine maximale Temperatur eingestellt, die nicht überschritten werden soll. Gezielte Leistungsabgabe um Temperatur gleichzuhalten.

2.2.2. Pulse Field Ablation

Pulsed Field Ablation (PFA) ist ein neuartiger Ansatz zur kardialen Ablation von Vorhofflimmern. Diese Ablationsmethode verwendet eine Folge von sehr kurzen „in Millisekunden Bereich“ elektrischen Impulse mit hoher Spannung „ca. 200 V“, welche zur Zerstörung der Zellmembranen führt und dadurch Poren entstehen, die die Zellpermeabilität erhöhen und letztendlich zu einem nicht thermischen Zelltod führen (siehe Abb. 2.8) [Re20].

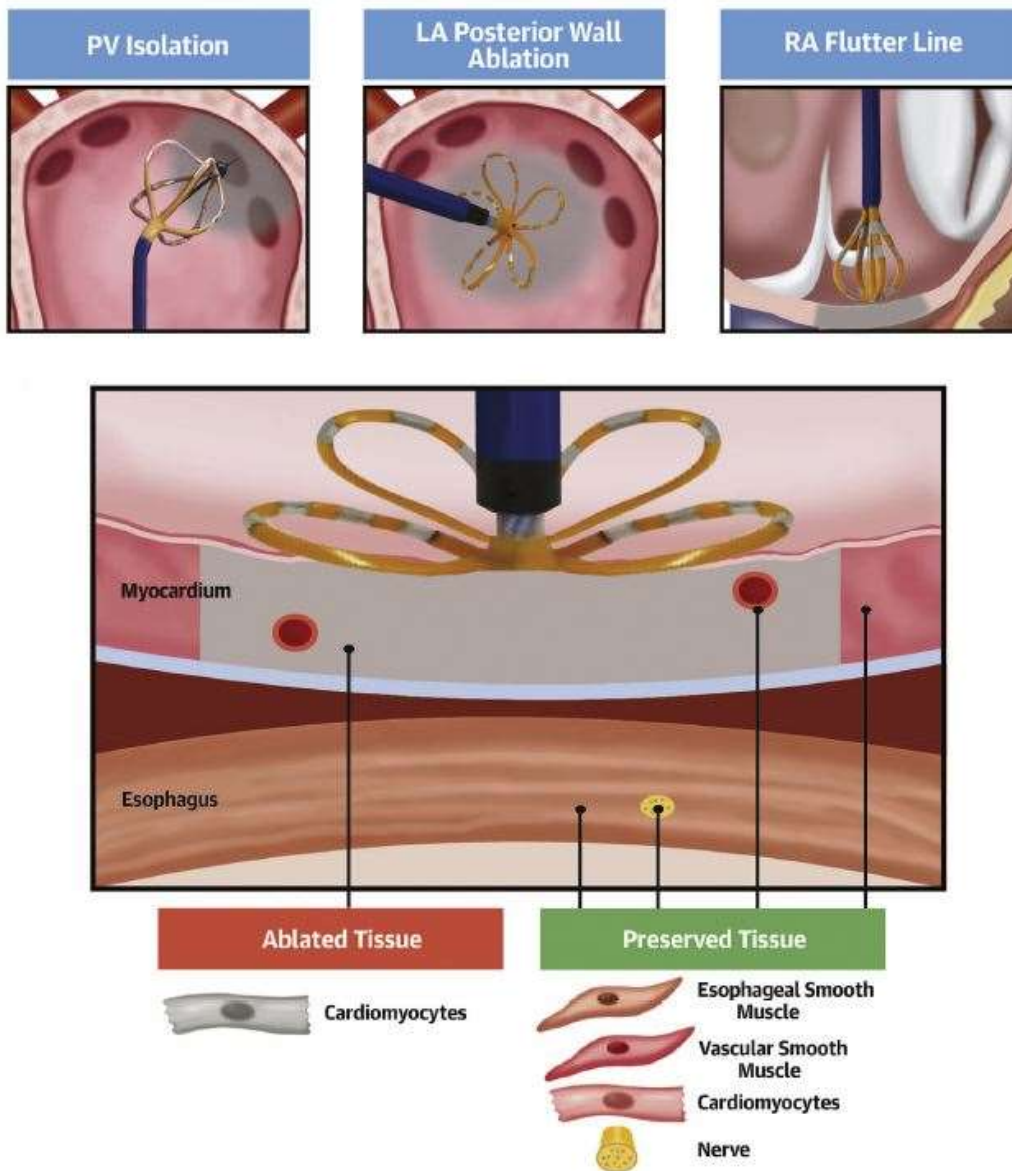


Abbildung 2.8: Pulse Field Ablation zur Terminierung von Persistierendem Vorhofflimmern [Re20]

2.3. CST Studio Suite

2.3.1. Einführung

CST STUDIO SUITE® ist eine Modellierungs- und Simulationsumgebung der Firma Dassault Systèmes. Diese Simulationssoftware ermöglicht die Fertigung von dreidimensionalen Objekten und die Simulation von elektromagnetischen Feldern sowohl im Zeitbereich als auch im Frequenzbereich. Des Weiteren können die erstellten Objekte nach der Simulation an Hand eines H-Felds, E-Felds, Far-Felds und thermischen Map analysiert werden [SIa].

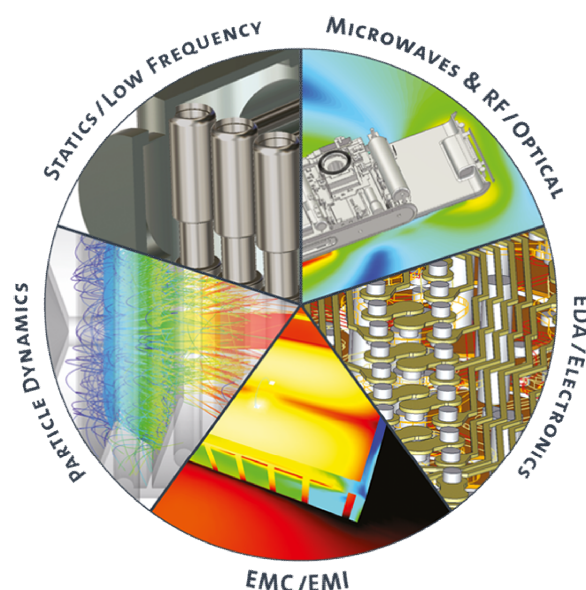


Abbildung 2.9: Problemstellungen bzw. Simulationsbereiche bei CST

Da CST STUDIO SUITE® eine vielfältige Material-Bibliothek hat, die den menschlichen Körper inkludiert, mit deren spezifischen Wärmekapazität, Dichte und elektrischen Leitfähigkeit, können die gewünschten Materialien ausgesucht und verwendet werden.

In dieser Bachelorarbeit wurden insbesondere zwei Teilbereiche des Programmes verwendet. Zum Einen die elektromagnetische Simulation und zum anderen die Temperatursausbreitung. Bei der elektromagnetischen Simulation werden alle Felder mit ihrem Potenzial berechnet. Dadurch kann z. B. die Erregungsausbreitung im Herzen dargestellt werden. In der Temperatursausbreitung kann beispielsweise einem Ablationskatheter eine Wärmequelle zugewiesen werden und somit die Erwärmung des umliegenden Gewebes veranschaulicht bzw. berechnet werden.

2.3.2. Solver

CST Studio Suite stellt Anwendern umfangreiche Angebote an Solvern bzw. Solvertypen zur Lösung unterschiedlichster Problemstellungen der Modellierung zur Verfügung. Sie beschäftigen sich mit der Hochfrequenz- und Niederfrequenztechnologie, Analysen von Kabelbäumen, Simulationen von frei beweglichen geladenen Teilchen, sowie der Analyse von thermischen und mechanischen Problemstellungen [SIa]. Nachfolgend sind die verschiedenen Problemstellungen näher mit deren Solvertypen, die in dieser Arbeit verwendet wurden, erläutert.

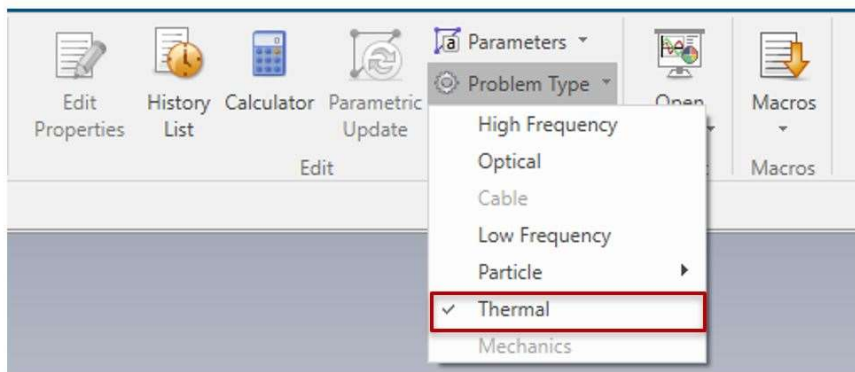
- CST MICROWAVE STUDIO® (MWS) wird für die Simulation bei Hochfrequenzen, wie die Analyse von Antennen verwendet. Typische Anwendung hierbei ist beispielsweise das Antennendesign [SIb].
- CST EM STUDIO® (EMS) wird für niederfrequente oder statische Systeme sowohl im Zeit- als auch im Frequenzbereich verwendet [SIb].
 - Stationary Current Solver
 - **LF¹⁰ Frequency Domain Solver** wird für die Simulation und Diagnostik von Herzrhythmusstörungen, z. B. Vorhofflimmern, verwendet.
 - LF Time Domain Solver
 - E-Static Solver
 - LF Frequency Domain (EQS) Solver
- CST MPHYSICS® STUDIO (MPS) ermöglicht eine thermische und mechanische Spannungsanalyse [SIb].
 - Thermal Steady State Solver
 - **Thermal transient Solver** wird für die Simulation der Temperaturentbreitung während der Ablation verwendet.
 - Conjugate Heat Transfer Solver
- CST PARTICLE STUDIO® (PS) wird bei der Simulation von frei beweglichen geladenen Teilchen verwendet. Klassische Anwendung ist z. B. die Elektrodenkanonen [SIb].

¹⁰Low Frequency

2.3.3. Einstellungen im thermalen Solver

Wie bereits im vorherigen Unterkapitel 2.3.2 erläutert wurde, existieren verschiedene Solver-Typen in CST® STUDIO SUITE®, jedoch ist der thermale Solver bei der Ablation von Bedeutung. Dieser Solver dient dazu, Temperaturentstehungen und Temperaturentstehungen zu simulieren.

Vor dem Simulationsbeginn muss erst der Problemtyp thermal ausgewählt werden. Zudem muss das Setup Solver, unter der Kategorie Simulation, auf Thermal Transient Solver gestellt werden, um zeitliche Temperaturverläufe simulieren zu können (siehe Abb. 2.10).



(a) Auswahl des Problemtyps



(b) Auswahl des Setup Solvers

Abbildung 2.10: Einstellung des Problemtyps und des Setup Solvers in CST

Um bei der Ablation die Temperaturentstehung bzw. -ausbreitung betrachten zu können, muss eine Wärmequelle „Heat Source“ erstellt werden. Diese wird in der Menüleiste „Simulation“- „Heat Source“ (siehe Abb. 2.14) ausgewählt. Daraufhin muss das Bauteil des Modells ausgewählt werden, welches als „Heat Source“ dienen soll. Daraufhin öffnet sich ein Dialogfenster bei dem die Eigenschaften, wie die abgegebene Energie festgelegt wird (siehe Abb. 2.11).

2. Grundlagen

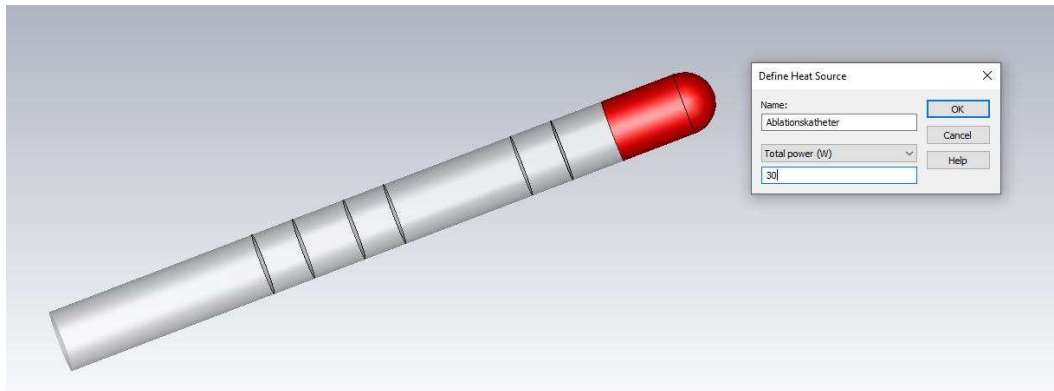


Abbildung 2.11: Auswahl der Katheterspitze als Heat Source sowie die Eingabe des Energiewerts

Nachdem die Wärmequelle definiert wurde, muss diese mit einem Signal verknüpft werden. Eine Ablation mit einem HF¹¹ Signal war bis jetzt unmöglich, jedoch mit einer Verschiebung des HF Signals in y-Richtung (nach oben verschieben) um den Faktor 0,05 hat es funktioniert und lieferte plausibel Temperaturergebnisse (siehe Abb. 2.12). Das HF Signal wurde in CST® STUDIO SUITE® unter *Excitation Signals* als Sinussignal angelegt. Eine weitere Möglichkeit, ein Signal zu generieren, ist in MATLAB (siehe Abb. 2.12) und dieses Signal als ASCII-Tabelle zu speichern. Schließlich kann die ASCII-Tabelle in CST® STUDIO SUITE® unter „*new Excitation Signals Import from ASCII Table*“ importiert werden. MATLAB Skript ist in Anhang A.3 zu finden.

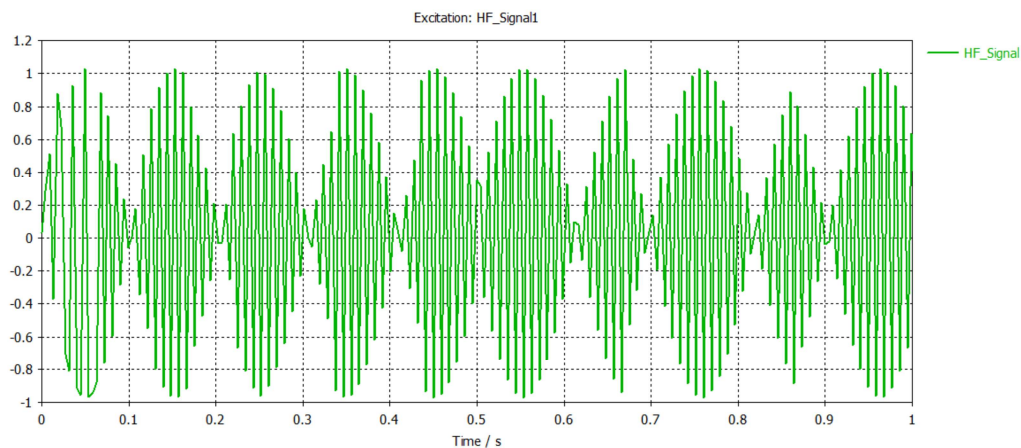


Abbildung 2.12: Gezoomte Darstellung von HF Signal mit 400 kHz

¹¹Hochfrequenz

2. Grundlagen

Des Weiteren ist es wichtig, eine 3D Field Monitor anzulegen. Denn ohne 3D Field Monitor werden keine 2D/3D Ergebnisse angezeigt. Dazu wird in der Menü Leiste „Simulation“- „Field Monitor“ ausgewählt und die Schritte eingestellt (siehe Abb. 2.13).

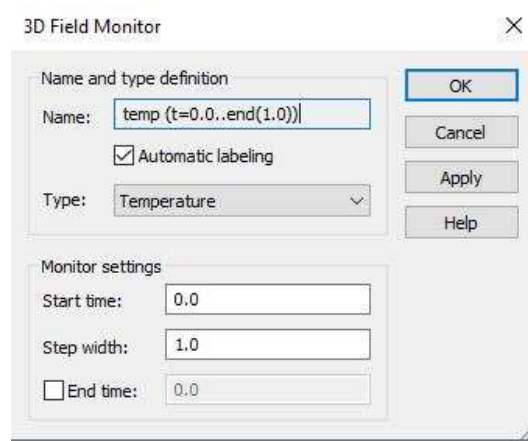


Abbildung 2.13: 3D Field Monitor bei Thermal Transient Solver

Während der Simulation soll die Temperatur in bestimmten Gewebetiefen bzw. an dem Katheter-Tip gemessen werden. Hierfür wird in der Menüleiste „Simulation“- „Monitor at Point“ ausgewählt (siehe Abb. 2.14). Nach abgeschlossener Simulation ist das Ergebnis der Temperatur über eine Zeitspanne in Form eines Diagramms unter dem Reiter „1D Results“ im „Navigation Tree“ zu finden (siehe Abb. 2.15).

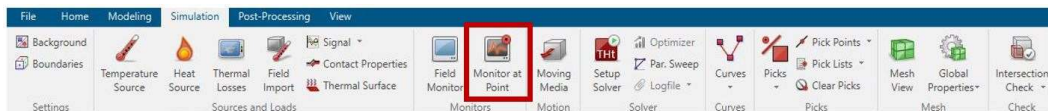


Abbildung 2.14: Monitor at Point bei Thermal Transient Solver

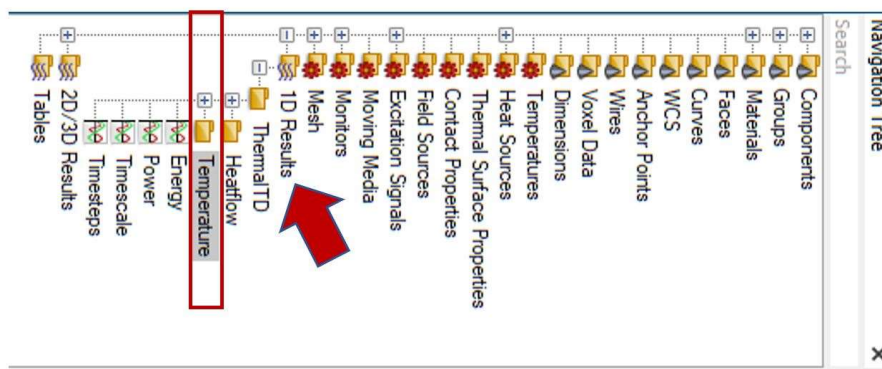


Abbildung 2.15: Ergebnis der Temperatur über eine Zeitspanne in Form eines Diagramms

2.3.4. Meshing

Vor der Simulation soll eine Gitterstruktur für die erstellten bzw. zur Verfügung gestellten Objekte erzeugt werden. Ziel dabei ist, mit CST Netze (eng. Mesh) zu erzeugen, die sich in einer Reihe von Linien und Punkten verbinden, um die Geometrie des Modells anzunähern (siehe Abb.2.16).

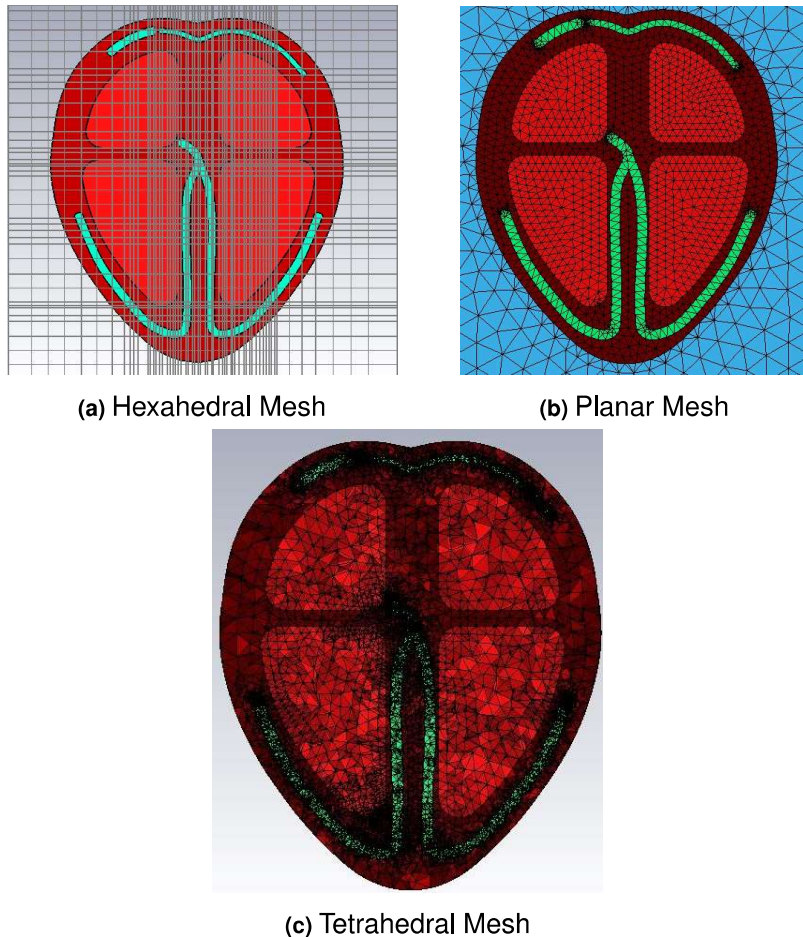


Abbildung 2.16: Darstellung von Meshing Möglichkeiten am Herzmodell

CST Studio Suite® bietet drei verschiedene Möglichkeiten (siehe Abb.2.16) bzw. Mesh-Typen. Der Auswahl kann zwischen einem tetrahedralem, hexahedralem und einer Oberflächen-Gitterstruktur getroffen werden. Das tetrahedrale Gitter ist genauer als das hexahedrale, es passt sich besser an Rundungen und andere komplexe Geometrien an. Die Typenbezeichnung sagt aus, welcher geometrische Grundkörper für die Erstellung des dreidimensionalen Objektes verwendet wurde. Bei dem tetrahedralen Mesh wird das Objekt durch Tetraeder aufgebaut.

3. Methodik

3.1. Modellierung

CST Studio Suite® wird zur Erstellung der für diese Bachelorarbeit relevanten Modelle verwendet. Dabei dient das Offenburger Herzrhythmusmodell als Grundlage.

3.1.1. Offenburger Herzmodell

Das Offenburger Herzrhythmusmodell nach *Schalk und Krämer, Benke, Klotz, Schleh und Pascual* ist ein vereinfachtes 3D Modell, welches mithilfe von CST Studio Suite® erstellt wurde [SHE17]. Vereinfacht bedeutet hierbei, dass es einen linken und rechten Vorhof, eine linke und rechte Kammer sowie ein Reizleitungssystem bestehend aus Sinusknoten, Bachmann-Bündel, AV-Knoten sowie einem rechten und zwei linken Tawaraschenkeln besitzt (siehe Abbi.3.2).

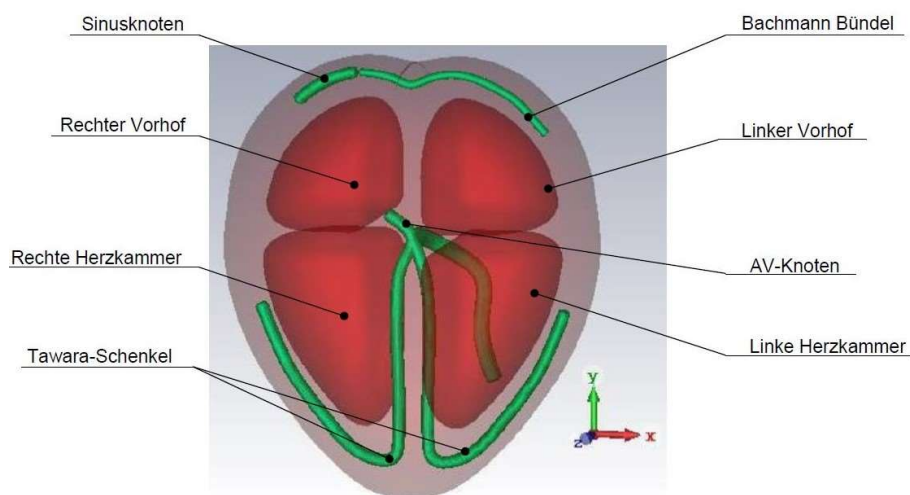


Abbildung 3.1: Vereinfachte Darstellung von Offenburger Herzrhythmusmodell nach Schalk und Krämer, Benke, Klotz, Schleh und Pascual

3. Methodik

Das Herzmodell wurde ursprünglich von Herrn Schalk entworfen, er konstruierte ein Modell in der Größe eines Kinderherzens. Die Maße betragen etwa 85 mm x 70 mm x 45 mm. Es hat sich herausgestellt, dass das Größenverhältnis zwischen den in weiteren Abschlussarbeiten entstandenen Kathetern und dem Herzmodell nicht passend ist. Sodass die Katheter sehr groß wirken und teilweise nur schlecht in das Modell zu integrieren sind, obwohl das Herzmodell mit dem Faktor 1,33 skaliert wurde. So wurden die Maße 110 mm x 95 mm x 60 mm erreicht, welche ungefähr den Maßen eines erwachsenen Herzens entsprechen.

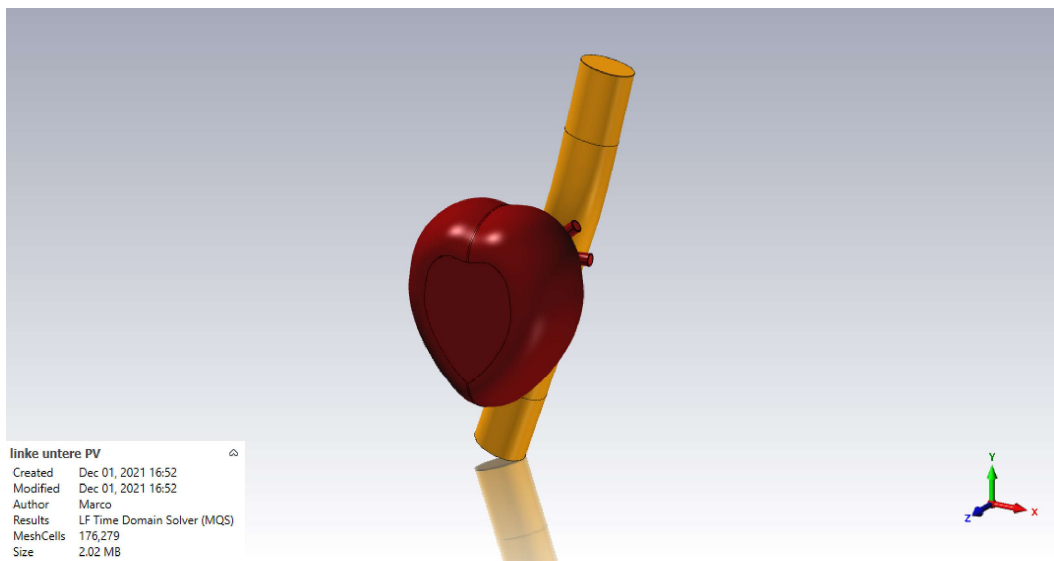


Abbildung 3.2: Offenburger Herzrhythmusmodell mit dem Ösophagus

Für mögliche realitätsnahe Simulationen wurden die spezifischen Materialeigenschaften für die unterschiedlichen Biomaterialien wie z. B. Herzmuskel, Blut, Nervengewebe und Ösophagus in CST hinterlegt. Tabelle 3.1 stellt die materialspezifischen Eigenschaften der verwendeten Biomaterialien dar.

Werkstoff	Dichte $\frac{kg}{m^3}$	Diffusionsvermögen $\frac{m^2}{S}$	Wärmeleitfähigkeit $\frac{W}{m \cdot K}$	Spezifische Wärmekapazität $\frac{kJ}{kg \cdot K}$
Blut	1060	$1,258 * 10^{-7}$	0,51	3,824
Herz/Myokard	1060	$1,369 * 10^{-7}$	0,54	3,720
Ösophagus	1040	$1,456 * 10^{-7}$	0,53	3,500
Nervengewebe	1038	$1,209 * 10^{-7}$	0,46	3,664

Tabelle 3.1.: Biomaterialeigenschaften des Offenburger Herzmodells

3.1.2. Modellierung unterschiedlicher linksatrialer Fokus-Modelle

Offenburger Herzmodell mit Pulmonalvenen

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit liegt das Augenmerk auf dem Vorhofflimmern. Aus diesem Grund musste das Offenburger Herzrhythmusmodell um Pulmonalvenen erweitert werden, um eine kreisende Erregung und eine Pulmonalvenenisolation simulieren zu können. Abbildung 3.3 zeigt die von Herrn Müssig erstellten Pulmonalvenen im Rahmen seiner Abschlussarbeit „*Kryoballon-Modellierung und Simulation der Pulmonalvenenisolation zur Katheterablation des Vorhofflimmerns*“ [MMH18].

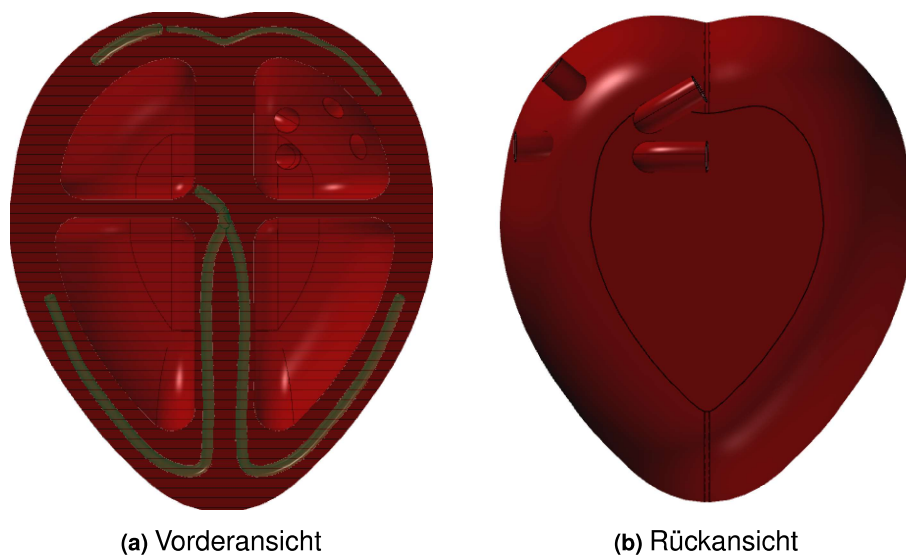


Abbildung 3.3: Offenburger Herzmodell mit Pulmonalvenen nach Müssig [MMH18]

Um die unterschiedlichen linksatrialen Fokus-Modelle zu erstellen, müssen erst die linksatrialen fokalen Flimmerquellen modelliert und mit Eigenschaften verknüpft werden. Für diesen Zweck besitzt CST Studio Suite® ein Menüreiter „Modeling“, welcher alle Grundbauteile zur Modellierung beinhaltet. Dieser stellt verschiedene Operationen zur Verfügung, um neue Objekte zu erstellen oder bestehende Objekte zu verändern. In Abbildung 3.4 ist die Menüleiste dargestellt.

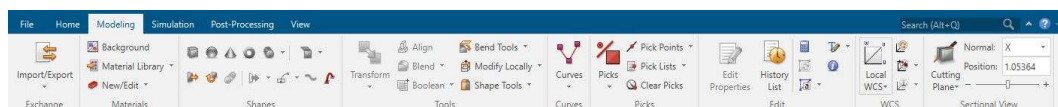


Abbildung 3.4: Menüleiste Modelling

3. Methodik

Für den Fokus wurde über den Menüreiter „*create Sphere*“ ein Torus erstellt und über das Menü „*Transform*“ an die gewünschte Stelle verschoben und in das Herzmodell integriert. Anschließend wurde das Material vom Torus als „*Nervengewebe*“ angelegt. Um die Simulation der fokalen Erregung durchführen zu können, muss erst im Fokus ein „*Voltage Path*“ und ein Signal erstellt werden. Der „*Voltage Path*“ hat die Aufgabe, die Erregung zu ermöglichen und erlaubt die Simulation mit einem beliebigen Signal. Hierfür wurde zuerst über den Menüpunkt „*Curves*“ mit der Operation „*Circle*“ einen Kreis gezeichnet (siehe Abb. 3.5), welcher wiederum durch die „*Transform*“ Operation in den Fokus gelegt wurde. Daraufhin konnte durch das Auswählen der Operation „*voltage Path from Curve*“ ein Voltage Path an Stelle der Kreise erstellt werden (siehe Abb. 3.6). Daraufhin öffnet sich ein Fenster in welchem die Einstellungen des *Voltage Paths* angepasst werden können.



Abbildung 3.5: Menüleiste 2D Zeichnen in CST

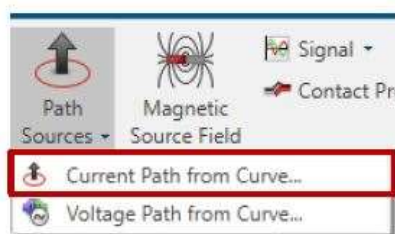


Abbildung 3.6: Voltage Path als Path Source in CST anlegen

3.1.3. Excitation Signale

Excitation Signale mit MATLAB

Zur Simulation einer fokalen Erregung muss der bereits erstellte Fokus mit einem Signal verknüpft werden. CST Studio Suite® bietet leider nur die Generierung eines rhythmischen Signals, welches jedoch bei AFib nicht der Fall ist. Deshalb kommt hierbei MATLAB zum Einsatz. Hierfür wurde den MATLAB Skript von *Herrn Quester* verwendet [QHH21]. Folgende unregelmäßige Signale wurden mit diesem MATLAB Skript generiert (siehe Anhang A).

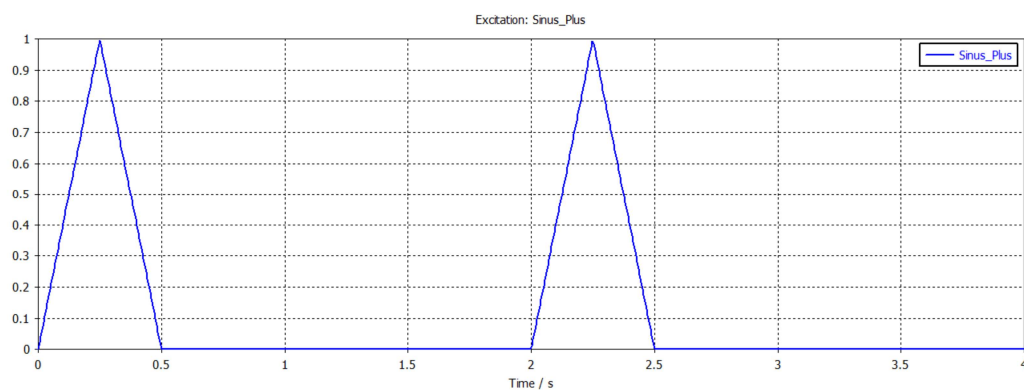


Abbildung 3.7: Mit CST generiertes Signal für den Sinuspuls bei Vorhofflimmern

Abbildung 3.7 stellt dem Sinuspuls bei Vorhofflimmern dar. Im Oberflächen-EKG sind nur die Flimmerwellen zu erkennen. Der Sinuspuls ist trotzdem vorhanden jedoch zu langsam und zu schwach. Im Gegensatz dazu sind die LA¹ Signale stärker und schneller (siehe Abb. 3.8).

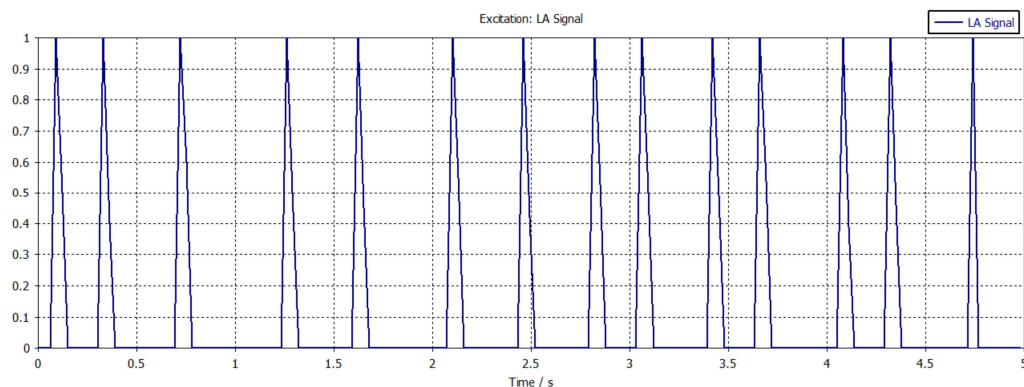


Abbildung 3.8: Mit MATLAB generiertes Signal für die linksatriale Flimmerquellen

¹Left Atrium

3. Methodik

Wie im Unterkapitel 2.1.3 beschrieben wurde, schlägt das Herz im Falle eines Vorhofflimmerns nicht mehr regelmäßig d. h. die Kammeraktionen sind völlig unkoordiniert, da die Ventrikel unregelmäßig erregt werden. In CST kann die interventrikuläre Überleitung nicht simuliert werden. Deshalb muss das unregelmäßige LV² Signal für die ventrikuläre Erregung angelegt werden (siehe Abb. 3.9).

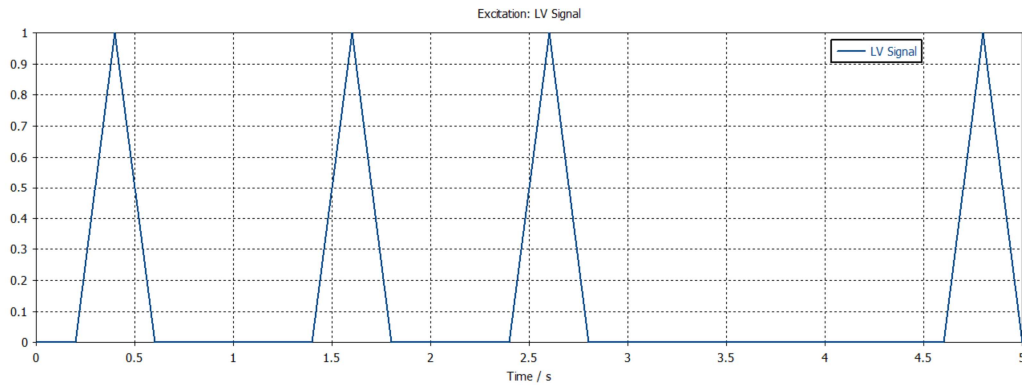


Abbildung 3.9: Mit MATLAB generiertem Signal für die ventrikuläre Erregung

Das Signal in Abb. 3.8 & 3.9 wurden mit MATLAB erstellt und als ASCII Tabelle gespeichert. Die gespeicherte Datei kann über die Auswahl der Option „Import ASCII File“ in CST Studio Suite® eingelesen und als *Excitation Signal* verwendet werden (siehe Abb. 3.10).

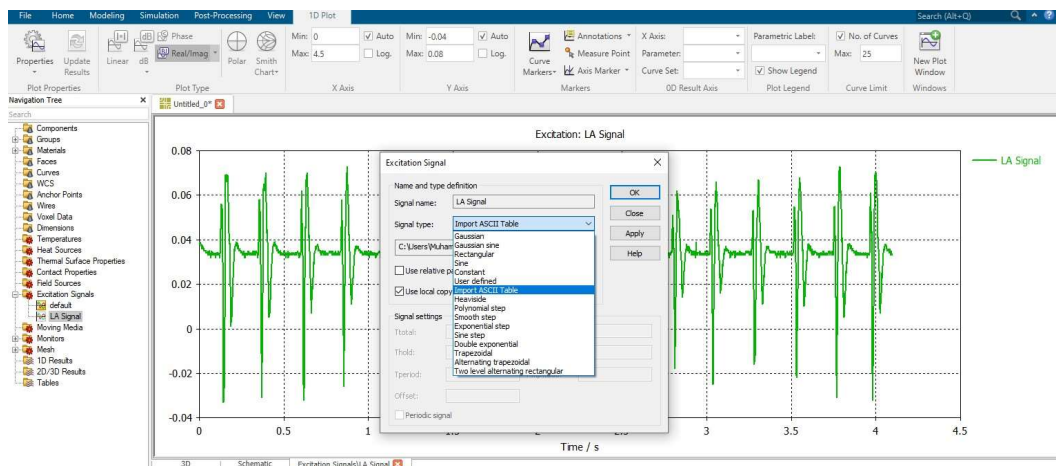


Abbildung 3.10: Import Excitation Signal aus ASCII Tabelle in CST

²Left Ventrikel

Biosignale in CST als Excitation Signal

Folgende Signale wurden mithilfe eines Oszilloskops aus einem HSM³, der in einem Patienten implantiert war, aufgenommen und als Tabelle gespeichert. Abbildung 3.11 stellt die mittels Oszilloskop aufgenommenen LA und LV Signale dar. Um die beiden Signale in CST einzusetzen, müssen sie erst voneinander getrennt, skaliert und auf die Nulllinie verschoben werden (siehe Abb. 3.12 & 3.13).

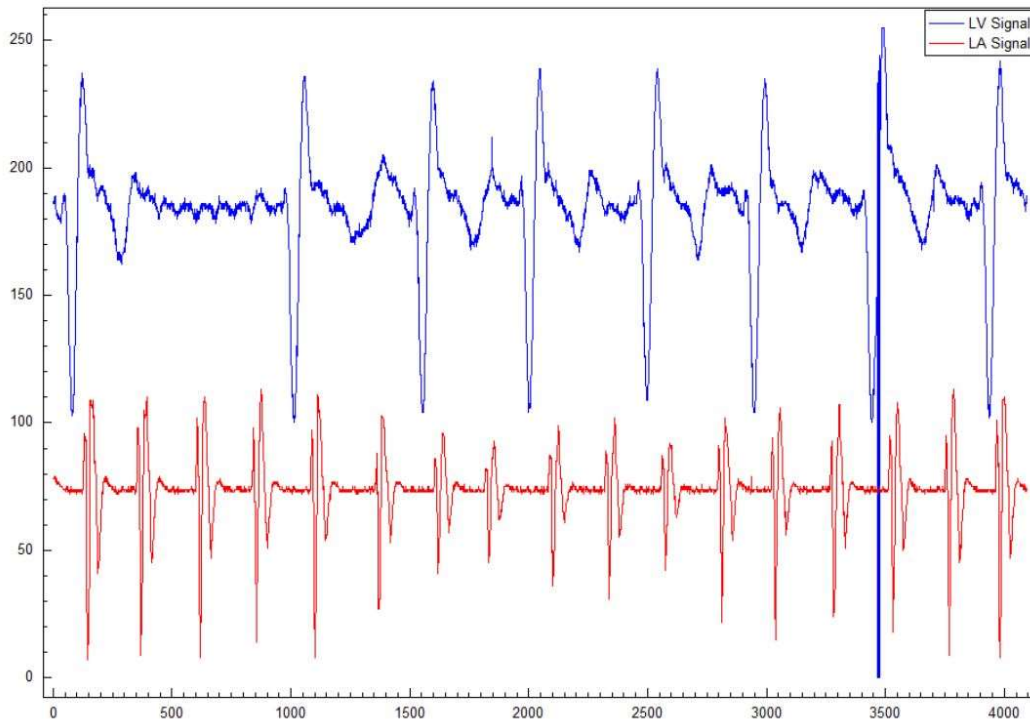


Abbildung 3.11: Biosignale bei Vorhofflimmern

Mithilfe von OriginPro wurde die Tabelle, die mit dem Oszilloskop gespeichert wurde, für den Einsatz in CST bearbeitet. Die gespeicherte Tabelle hat Zeitwerte von 0-4095, was 4095 ms entspricht. Deswegen wurden die Zeitwerte durch den Faktor 1000 geteilt, um ein Signal mit der Länge von ca. 4,1 s zu bekommen. Daraufhin wurden die Amplitudenwerte von den LA- und LV-Werte ebenfalls durch den Faktor 1000 geteilt, da die Amplitude viel zu groß im Vergleich zu einem Biosignal ist. Anschließend wurden die LV- und LA-Signale auf die Nulllinie verschoben und als zwei separate ASCII-Tabellen exportiert.

Für die Simulation von linksatrialen Flimmerwellen wurde, das in der folgenden Abbildung 3.12 dargestellte LA Signal verwendet. Hierfür wurde die von Origin-

³Herzschrittmacher

3. Methodik

Pro exportierte Tabelle in CST als ASCII-Tabelle importiert und als Excitation Signal für die linksatrialen Flimmerquellen angelegt. Die Amplitude des finalen LA-Signals beträgt ca. 0,072 V und damit liegt sie im Bereich der Herzpotenziale.

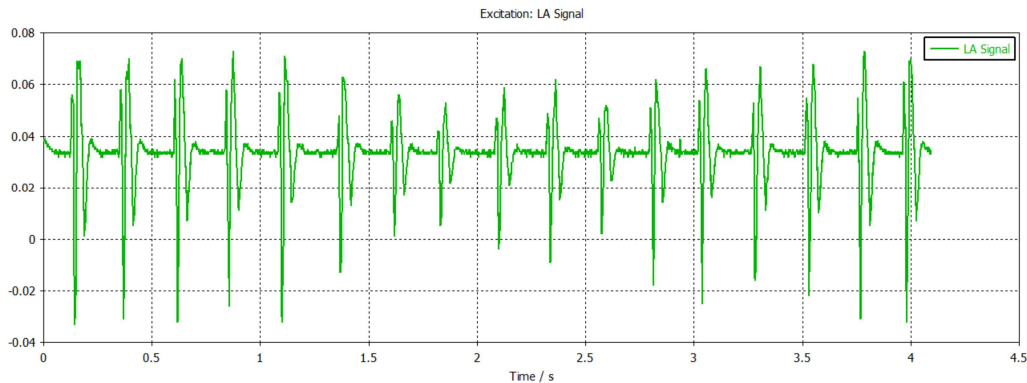


Abbildung 3.12: Skaliertes und verschobenes Biosignal für die linksatriale Flimmerquellen

Um eine unregelmäßige ventrikuläre Erregung mit Biosignalen für die Simulation von Vorhofflimmern realisieren zu können, wurde in der folgenden Abbildung 3.13 dargestellte LV Signal benutzt. Hierfür wurde auch die von OriginPro exportierte Tabelle in CST als ASCII-Tabelle importiert und für die Kammererregung definiert. Die Amplitude des finalen LV-Signals beträgt ca. 0,06 V und damit liegt sie im Bereich der Herzpotenziale.

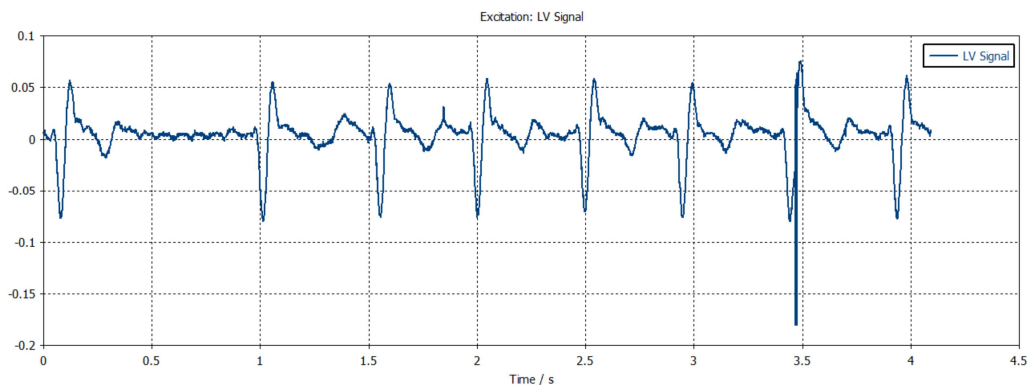


Abbildung 3.13: Skaliertes und verschobenes Biosignal für die ventrikuläre Erregung

Die vorgestellten LA und LV Signale ermöglichen eine sehr realitätsnahe Simulation einer Herzrhythmusstörung, was drauf hindeutet, dass sobald Daten von einer beliebigen Herzrhythmusstörung vorhanden sind, ist die Implementierung in das Offenburger Herzrhythmusmodell möglich.

3.1.4. Modellierung Intrakardiale Elektrodenkatheter

Intrakardiale Elektrodenkatheter werden in der Diagnostik eingesetzt, um Herzaktionen wahrnehmen und aufzeichnen zu können. Beim Vorhofflimmern kommt zu meist ein Lasso-Katheter oder beispielsweise ein PentaRay-Katheter zum Einsatz. Dieser wurde ebenfalls benutzt, um ein Map vom Herzen zu erstellen, da sie hoch auflösende Signale aufgrund ihrer hohen Anzahl von Elektroden liefern. Tabelle 3.2 stellt die einzelnen Materialeigenschaften für die verwendeten Materialien während der Modellierung dieser Katheter dar.

Werkstoff	Elektrische Leitfähigkeit $\frac{S}{m}$	Wärmeleitfähigkeit $\frac{W}{m \cdot K}$	spezifische Wärmekapazität $\frac{kJ}{kg \cdot K}$	Dichte $\frac{kg}{m^3}$
Platin	$9,52 \cdot 10^6$	70	0,13	21450
Silikon	0	0,16	2	930

Tabelle 3.2.: Werkstoffeigenschaften der modellierten Diagnostik-Kathetern

Die Grundeinstellungen der Diagnostik-Katheter in CST Studio Suite® vor dem Beginn mit der Modellierung sind in der Tabelle 3.3 aufgelistet.

Abmessungen	mm
Frequenz	Hz
Zeit	s
Temperatur	Celsius
Solver	LF Time Domain

Tabelle 3.3.: Grundeinstellungen in CST Studio Suite® für Diagnostik-Katheter

Lasso® Katheter 10 polig

Lasso® Katheter ist ein berühmter Diagnostik-Katheter. Davon gibt es zwei Varianten, ein 10-Poliger und ein 20-Poliger. Der 10-polige Katheter besteht aus zehn einzelnen Elektroden, die auf einem ringförmigen Katheter-Schaft gleichmäßig verteilt sind (siehe Abb. 3.15). Der 20-polige Katheter besitzt hierbei 10 Elektroden paare, sodass jeweils 2 Elektroden nahe beieinanderliegen und zwischen den Elektrodenpaaren jeweils ein größerer Abstand besteht (siehe Abb. 3.14). Für diese Arbeit wurde nur ein 10-Poliger mit zwei Wendungen erstellt (siehe Abb. 3.15).

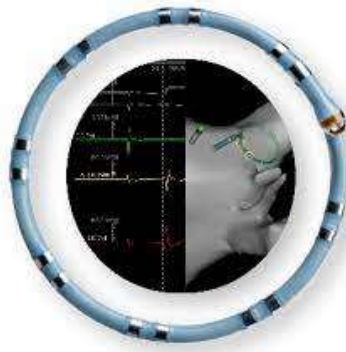


Abbildung 3.14: Darstellung von 20 poligen Lasso® Katheter [JM]

Ein Überblick über die Maße und Werkstoffe der modellierten Lasso-Katheter liefert die Tabelle 3.4 und eine noch detaillierte Information über diese Katheter sind auf den Datenblättern im Anhang A.4 zu finden.

Ring-Elektroden	Maximaler Durchmesser	2,5 mm
	Länge	2 mm
	Anzahl	10
	Werkstoff	Platin
	Spacing	8 mm
SHAFT	Maximaler Durchmesser	7F
	Werkstoff	Silikon

Tabelle 3.4.: Maße und Werkstoffe des 10 poligen Lasso® Katheters

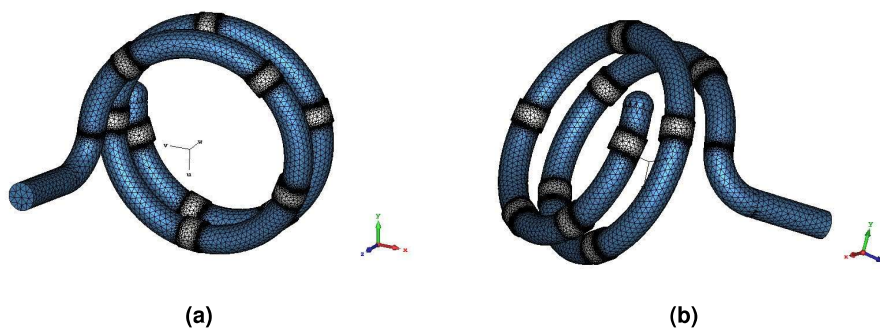


Abbildung 3.15: Mit CST modellierter 10 poliger Lasso® Katheter

Um die Diagnose des Vorhofflimmerns simulieren zu können, wurde der Lasso-katheter über „*Import Sub-Project*“ in das Herzmodell eingeführt und im linken Atrium platziert. Damit der Katheter die Erregungsausbreitung des Herzens wahrnimmt, wurden über „*Monitor at Points*“ sogenannte *Fieldmonitore* an den einzelnen Elektroden definiert. Daraufhin wird die Simulation gestartet.

PentaRay® NAV eco Katheter

Der Mappingkatheter PentaRay® NAV eco besteht aus fünf flexiblen Ästen jeweils mit vier Elektroden (siehe Abb. 3.16), die sich in unterschiedlichen Richtungen aufspannen. Der Katheter hat insgesamt 20 Elektroden, der typischerweise bei einer dreidimensionalen Rekonstruktion des linken Vorhofs und der PVs eingesetzt wurde. Aufgrund der hohen Anzahl von Elektroden erhöht das ebenfalls die Anzahl der in CST eingesetzten „Monitor at Points“, was eine bessere simulierte Diagnostik ermöglichen könnte.

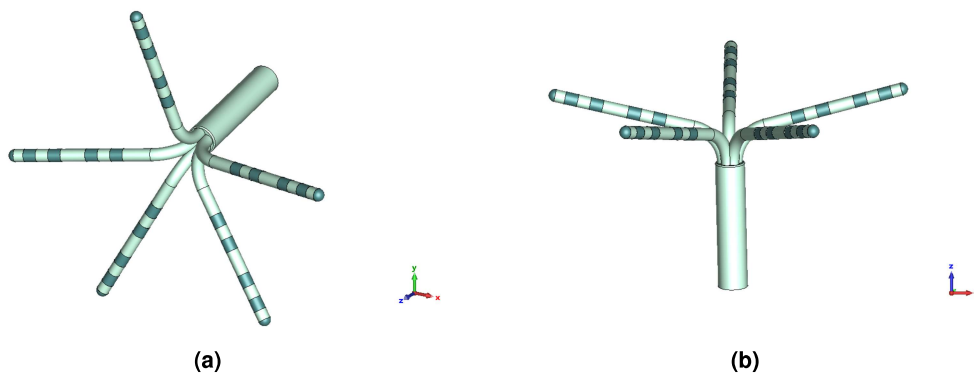


Abbildung 3.16: Mit CST modellierter 20 poliger PentaRay® NAV eco Katheter

Auf der Tabelle 3.5 sind alle verwendeten Maße und Werkstoffe dargestellt.

Ring-Elektroden	Maximaler Durchmesser	1,1 mm
	Länge	1 mm
	Maximaler Anzahl per Ast	4
	Werkstoff	Platin
	Spacing	2-6-2 mm
SHAFT	Maximaler Durchmesser	7F
	Anzahl der Äste	5
	Werkstoff	Silikon

Tabelle 3.5.: Maße und Werkstoffe des 20 poligen PentaRay® NAV eco Katheters

Zur Simulation der Diagnose des Vorhofflimmerns wurde der PentaRay® NAV eco Katheter über „Import Sub-Project“ in das Offenburger Herzmodell eingeführt und im linken Vorhof platziert. Infolgedessen wurden auf die Elektroden jeweils ein Monitoring-Punkte gesetzt, um die Erregungsausbreitung des Herzens zu erfassen. Anschließend wurde die Simulation durchgeführt.

3. Methodik

Aufgrund der ungenaueren Skalierung des Herzmodells bzw. des Durchmessers der PVs wurde folgender PentaRay® NAV eco Katheter so modelliert, dass die Äste leicht nach innen gebogen sind (siehe 3.17), damit der Katheter in die PV geschoben werden kann. I.d.R. passt der Katheter problemlos in die PV-Ostien, da die Arme hochflexible und sehr dünn sind.

Trotz der neuen Modellierung des PentaRay® NAV eco Katheters konnte er nicht in der PV platziert werden, da er nach dem Importieren ein wenig zu groß war bzw. die PV-Ostien des Herzmodells zu klein waren. Deshalb wurde der Katheter um den Faktor 0.7 skaliert.

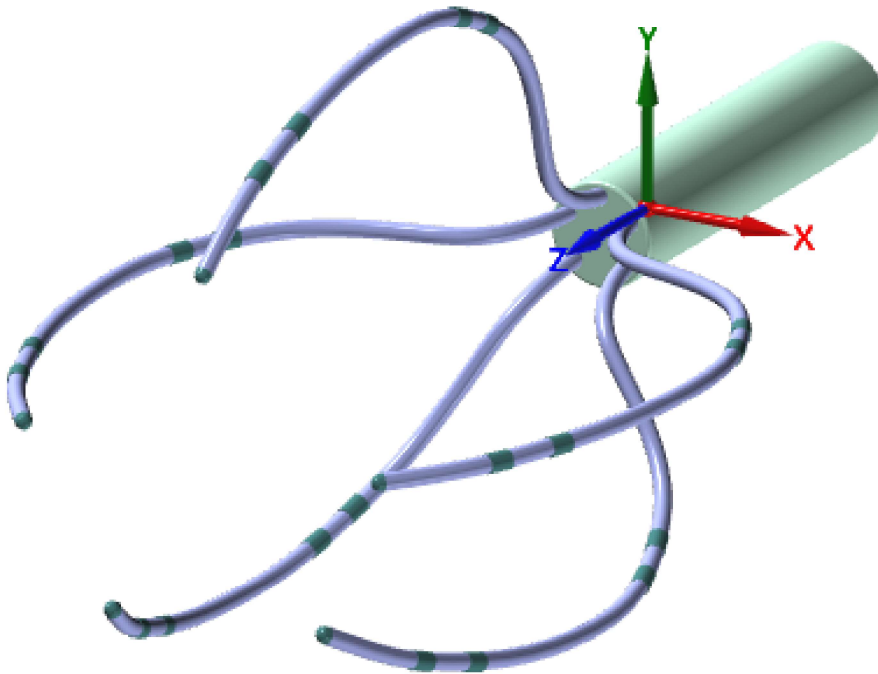


Abbildung 3.17: Mit CST modellierter 20 poliger PentaRay® NAV eco Katheter zweite Variante

Nach der Skalierung des Katheters konnte er problemlos in der PV platziert werden und wie üblich wurden die Monitoring-Punkte auf jeder Elektrode eingesetzt. Das Ziel dabei war, eine bessere Signalerfassung zu erzielen, da der Katheter sehr nah an der Erregungsquelle des Vorhofflimmerns liegt.

OSYPKA FINDER pure® 4 polig

Bei diesem Katheter wurde dem selben Problem mit der Skalierung vom Herzmodell begegnet. Dieser Katheter wurde modelliert und konnte trotz des Skalierungsproblems in die PV eingeführt werden. Außerdem konnte dieser Katheter für Stimulation „Pacing“ verwendet werden, um z. B. eine Kontrollstimulation nach der Pulmonalvenenisolation durchzuführen.

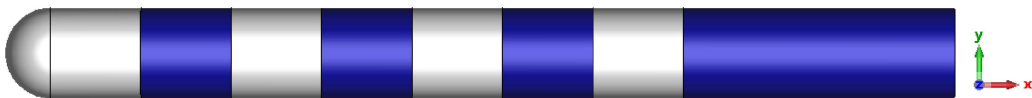


Abbildung 3.18: Mit CST modellierter OSYPKA FINDER pure® 4 poliger Katheter

In der folgenden Tabelle 3.6 sind die verwendeten Maße und Werkstoffe des OSYPKA FINDER pure® aufgelistet. Für die Diagnose vom Vorhofflimmern wurde der FINDER pure-Katheter in das Herzmodell über „*Import Sub-Project*“ eingefügt und in einer Pulmonalvene platziert. Daraufhin wurden die „*Monitor at Points*“ an den Elektroden angelegt und anschließend wird die Simulation durchgeführt.

Tip-Elektrode	Maximaler Durchmesser Werkstoff Oberfläche	1,5 mm Platin
Ring-Elektroden	Maximaler Durchmesser Länge Anzahl Spacing Werkstoff Oberfläche	2,1 mm 2 mm 4 2-2-2 mm Platin
SHAFT	Maximaler Durchmesser Werkstoff	6F Silikon

Tabelle 3.6.: Maße und Werkstoffe von OSYPKA FINDER pure®

3.1.5. Modellierung Ablationskatheter

Modellierte Ablationskatheter

Wie bereits erwähnt wurde, stehen verschiedene Ablationskatheter, die im Rahmen alter Abschlussarbeiten modelliert wurden, von unterschiedlichen Herstellern zur Verfügung, die sich in der Größe der Spitzenelektrode, der Anzahl der Ringelektroden und im Abstand der Elektroden voneinander unterscheiden. Normalerweise unterscheiden sich die Katheter auch in ihrer Flexibilität und Kontrollierbarkeit. Diese Variation ist notwendig, um den Vorlieben der Ärzte gerecht zu werden und vor allem, um verschiedene Regionen im Herzen, welche oft nicht leicht zu erreichen sind, ansteuern und erreichen zu können. Allerdings sind die Schaftsteifigkeit und die Steuerbarkeit des Katheters in dieser Arbeit irrelevant, da die Katheter vor der Simulation an Ort und Stelle platziert werden.

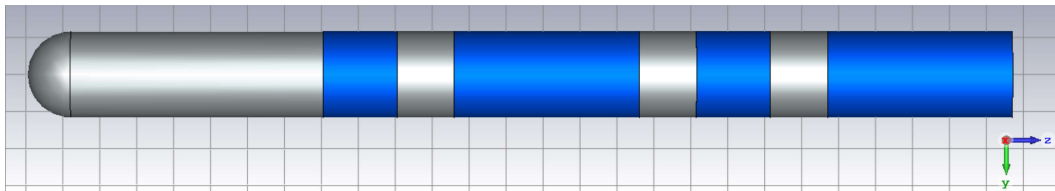


Abbildung 3.19: HF Ablationskatheter Biotronik AICath LT Platin FullCircle mit 8 mm Tip-Elektrode [MMH18]

Ein weiteres Unterscheidungskriterium ist das verwendete Material für die Spitzenelektrode, durch die die HF-Energie abgegeben wird. Die Elektroden bestehen hauptsächlich aus Platin, Iridium Platin oder Gold (siehe Tabelle 3.7). Für diese Arbeit wird der „Biotronik AICath LT Platin Full Circle mit 8 mm Tip-Elektrode“ verwendet (siehe Abb. 3.19) [MMH18].

In der folgenden Tabelle 3.7 sind die elektrische Leitfähigkeit, die Wärmeleitfähigkeit, die spezifische Wärmekapazität und die Dichte der Ablationskatheter aufgelistet.

Werkstoff	Elektrische Leitfähigkeit $\frac{S}{m}$	Wärmeleitfähigkeit $\frac{W}{m \cdot K}$	spezifische Wärmekapazität $\frac{kJ}{kg \cdot K}$	Dichte $\frac{kg}{m^3}$
Platin	$9,52 \cdot 10^6$	70	0,13	21450
Gold	$4,561 \cdot 10^7$	314	0,13	19320
Silikon	0	0,16	2	930

Tabelle 3.7.: Werkstoffeigenschaften des Biotronik Katheters

3. Methodik

Folgende Tabelle 3.8 fasst die unterschiedlichen Längen der Tip-Elektroden, den Durchmesser, Spacing der Elektroden und das Material der Elektroden von Biotronik Ablationskatheter zusammen.

Tip-Elektrode	Maximaler Durchmesser Länge Werkstoff	1,5 mm 8 mm Platin
Ring-Elektroden	Maximaler Durchmesser Anzahl Spacing Werkstoff	2 mm 4 2-4-2 Platin
SHAFT	Maximaler Durchmesser Werkstoff	6F Silikon

Tabelle 3.8.: Maße und Werkstoffe des Biotronik Ablationskatheters

Pentaspine Basket pose Katheter

Der Pentaspine Basket pose Katheter ist ein neuartiger Ansatz zur kardialen Ablation von Vorhofflimmern mit PFA⁴. Wie in Grundlagen 2.2.2 erklärt wurde, funktioniert diese Art Katheter durch die Abgabe der Energie in Form einer Folge von Mikrosekunden-langen elektrischen Impulsen mit hoher Amplitude, die das Myokard zerstört, jedoch ist das für diese Arbeit irrelevant, da die Elektroden der Katheter als Wärmequelle „*Heat Source*“ angelegt werden. In der folgenden Tabelle 3.9 sind die verwendeten Grundeinstellungen in CST STUDIO SUITE® für die Simulation der PFA-Katheter aufgelistet.

Abmessungen	mm
Frequenz	kHz
Zeit	s
Temperatur	Celsius
Solver	HF Time Domain & Thermal Transient Solver

Tabelle 3.9.: Grundeinstellungen von dem Pentaspine Basket pose Katheter

Aufgrund der hohen Flexibilität vom Pentaspine Basket pose Katheter konnten die Äste des Katheters an die Anatomie der gewünschten Stelle angepasst werden. In dieser Arbeit kann der modellierte Katheter nur in einer einzigen Form erstellt werden und an den gewünschten Platz gebracht werden. Aus diesem Grund wurden zwei Formen vom Pentaspine Basket pose Katheter modelliert. Auf der Abbildung 3.20 ist die sogenannte Flower-Variante des PFA Katheters dargestellt, der üblicherweise bei der Ablation der Hinterwand des linken Atriums verwendet wird, da seine Form eine große Fläche überdeckt und somit ein großer abladiertes Bereich in kurzer Zeit erzielt wird.

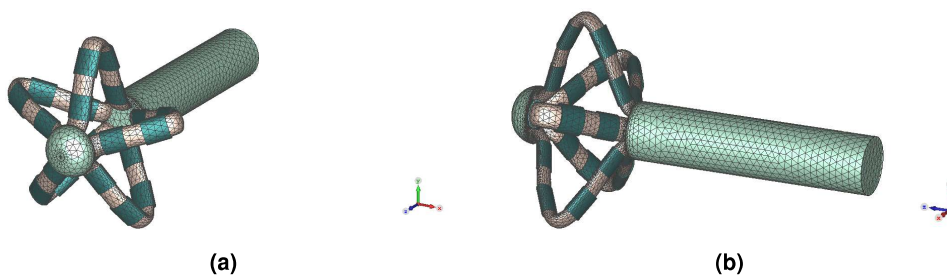


Abbildung 3.20: Mit CST modellierte Pentaspine Basket pose Katheter in Flower-Variante

⁴Pulsed Field Ablation

3. Methodik

Eine weitere Form des Pentaspline Basket pose Katheters ist auf der Abbildung 3.21 dargestellt. Dieser wird am meisten für die PVI mit PFA angewendet. Wobei an den distalen Elektroden die Energie am Gewebe der PV-Ostien abgegeben wird und somit eine Isolation der einzelnen PV erzielt wird.

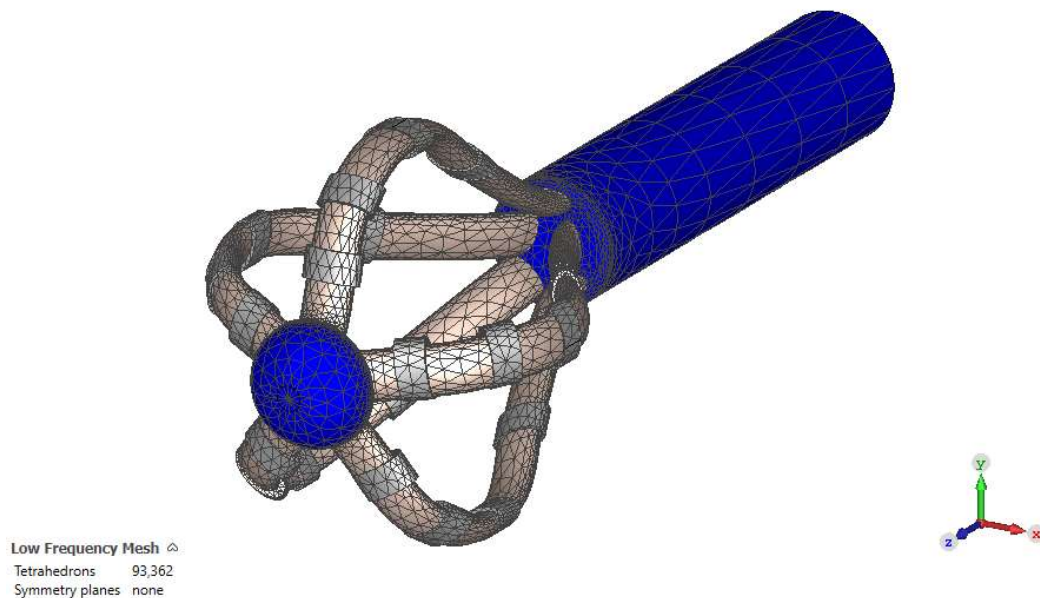


Abbildung 3.21: Mit CST modellierte Pulsed field ablation (PFA) Katheter

In der folgenden Tabelle 3.10 sind die verwendeten Maße und Werkstoffe des Pentaspline Basket pose Katheters aufgelistet. Zur Simulation der Ablation wurde der Katheter in das Herzmodell über „*Import Sub-Project*“ eingefügt und an der gewünschten PV gesetzt. Daraufhin wurden die distalen Elektroden als „*Heat Source*“ angelegt. Um der Temperatur-Verlauf zu beobachten, wurden Monitoring-Punkte an den einzelnen Elektroden sowie Monitoring-Punkte am Myokard angebracht.

Ring-Elektroden	Maximaler ovaler Durchmesser	1,1 mm & 2,1 mm
	Länge	1 mm
	Maximaler Anzahl per Ast	4
	Werkstoff	Platin
	Spacing	2-4-2
SHAFT	Maximaler Durchmesser	7F
	Anzahl der Äste	5
	Werkstoff	Silikon

Tabelle 3.10.: Maße und Werkstoffe des Pentaspline Basket pose Katheters

HELIOSTAR™ Balloon Ablation Katheter

Die Funktionsweise von „HELIOSTAR™ Ablation-Balloon“ ist ähnlich zu dem Pentaspline Basket pose Katheter jedoch hat dieser Katheter eine Ballon-Form (siehe Abb. 3.22). Die Grundeinstellungen in CST Studio Suite® sind in der folgenden Tabelle 3.9 und sowie die Werkstoffeigenschaften in der Tabelle 3.11 aufgelistet.

Werkstoff	Elektrische Leitfähigkeit $\frac{S}{m}$	Wärmeleitfähigkeit $\frac{W}{m \cdot K}$	spezifische Wärmekapazität $\frac{kJ}{kg \cdot K}$	Dichte $\frac{kg}{m^3}$
Gold	$4,561 \cdot 10^7$	314	0,13	19320
Silikon	0	0,16	2	930

Tabelle 3.11.: Werkstoffeigenschaften HELIOSTAR™ Ablation Ballon

In der Tabelle 3.12 sind die verwendeten Maße und Werkstoffe vom HELIOSTAR™ Ablation-Balloon aufgelistet. Zur Simulation der Ablation wurde der HELIOSTAR™ Balloon in das Herzmodell über „Import Sub-Project“ eingefügt und an der gewünschten PV angesetzt. Daraufhin wurden alle Elektroden als „Heat Source“ angelegt. Um der Temperatur-Verlauf zu beobachten, wurden Monitoring-Punkte an den einzelnen Elektroden und Monitoring-Punkte an dem Myokard definiert.

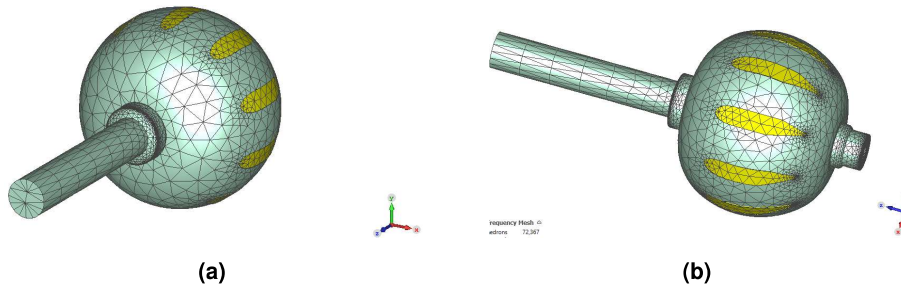


Abbildung 3.22: Mit CST modellierte HELIOSTAR™ Ablation Ballon

Ballon	Maximaler Durchmesser	28 mm
	Werkstoff des Ballons	Silikon
Elektroden	Breite	1 mm
	Anzahl	10
	Werkstoff	Gold
SHAFT	Maximaler Durchmesser	7F
	Werkstoff	Silikon

Tabelle 3.12.: Maße und Werkstoffe der HELIOSTAR™ Ablation Ballon

3.2. Diskussion

CST Studio Suite® bietet für die Erzeugung einfacher geometrischer Objekte eine einfach zu bedienende und klar strukturierte Modellierungsoberfläche. Sollen komplizierte unsymmetrische Objekte modelliert werden, sind die in CST Studio Suite® zur Verfügung stehende Modellierungswerkzeuge ungeeignet. Deshalb bietet es sich an ein anderes CAD-Programm zu verwenden. Die CST Software bietet jedoch eine Importfunktion. Dadurch lassen sich auch CAD-Dateien in ausreichenden Formaten einlesen. Die Stärke der Modellierungswerkzeuge liegt darin, dass bei der Erstellung von Objekten eine Beziehung zwischen den verschiedenen Materialien und Kontaktflächen erstellt wird, wodurch weniger Probleme und Fehlberechnungen bei der Simulation entstehen.

In CST Studio Suite® können nur periodische Signale generiert werden. Sollen aperiodische Signale für die Simulation notwendig sein, sind die in CST Studio Suite® zur Verfügung stehende „*User defined*“ Option, recht schwierig zu bedienen. Deshalb bietet es sich an ein anderes Programm zu verwenden. Die CST Software bietet jedoch eine Importfunktion, mit der sich ASCII Tabellen importieren lassen. Im Verlauf der Arbeit wurde deswegen ein MATLAB Skript erstellt, um arhythmische Signale zu erstellen, welche in CST Studio Suite® für die Simulation importiert werden.

4. Ergebnisse

4.1. Rhythmussimulationen

Das folgende Kapitel widmet sich den Simulationsergebnissen, die mit dieser Arbeit erzielt werden konnten. Die Simulationen wurden mit den Einstellungen durchgeführt, wie sie in den vorherigen Kapiteln erläutert worden sind. Hierbei wurde zuerst der Spontanrhythmus (Sinusrhythmus) am Offenburger Herzrhythmusmodell simuliert. Daraufhin wurden unterschiedliche linksatriale fokale Flimmerquellen, die Vorhofflimmern initiieren können, simuliert, wobei die LA-Signale aus verschiedenen Pulmonalvenen kommen.

4.1.1. Sinusrhythmus

Als normofrequenter Sinusrhythmus eines gesunden Menschen wird die physiologische Reizweiterleitung mit 60-100 bpm¹ bezeichnet. In der Abbildung 4.1 ist der in CST Studio Suite simulierte Sinusrhythmus mit einer zeitlichen Abfolge von 0,05 Sek. dargestellt. In den ersten vier Bildern (Bilder a-d) entsteht die Erregung im Sinusknoten und breitet sich über das Bachmannbündel in den beiden Vorhöfen aus. Nachdem die Vorhöfe erregt wurden, breitet sich die Erregung auf den AV-Knoten aus (Bild(e)). Nach einer kurzen Zeit ist die Erregung des AV-Knotens abgeschlossen. Dann leitet dieser die Erregung an das His'sche Bündel (Bild(f)) und daraufhin an die Tawara-Schenkel weiter (Bilder(g-r)). Letztes Bild (t) stellt einen neuen Herzschlag am Sinusknoten dar.

¹beats per minute

4. Ergebnisse

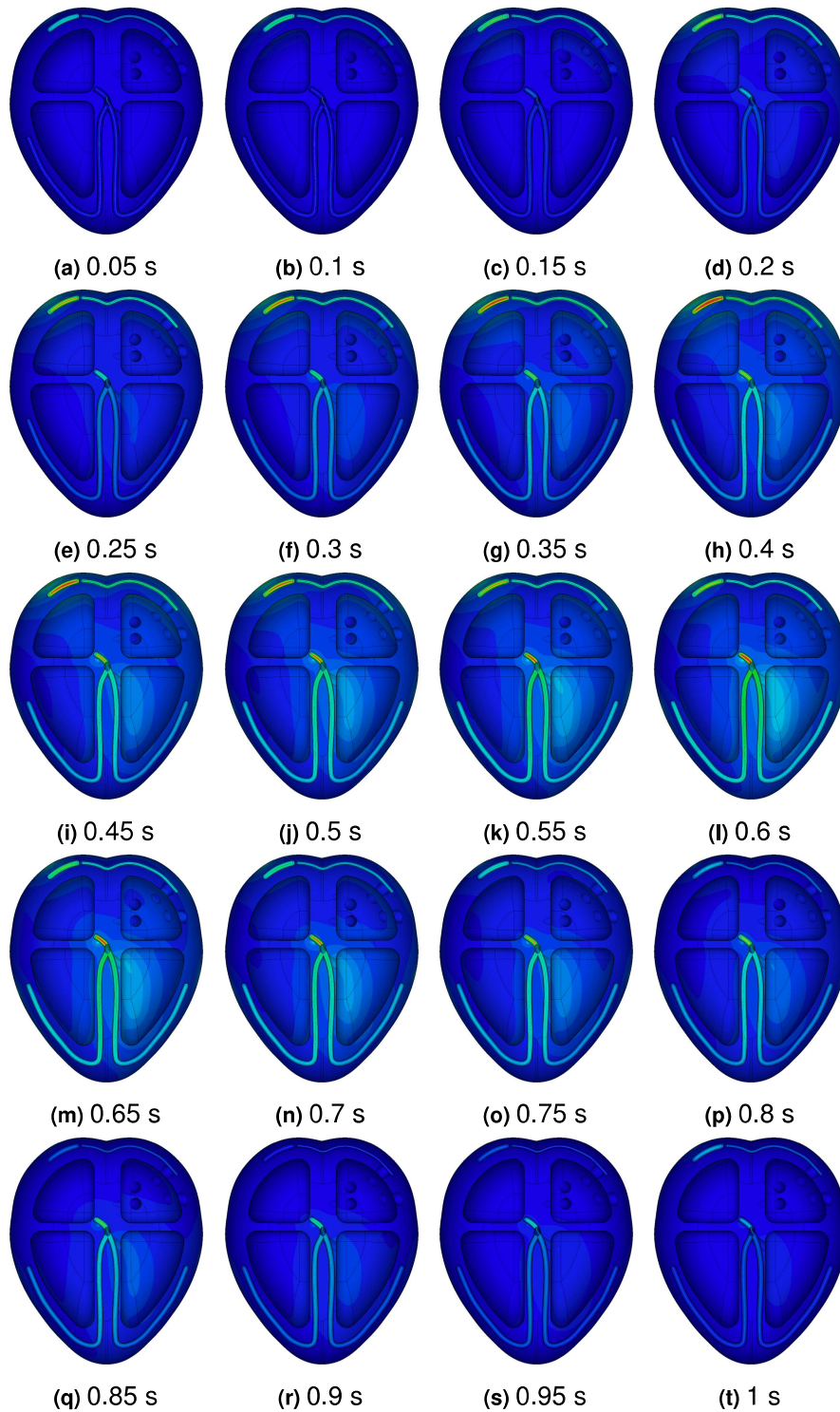


Abbildung 4.1: Bilderfolge des simulierten Videos vom Sinusrhythmu mit HF 60 bpm und HPD 1000 ms
(Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

4.1.2. Vorhofflimmern

Die Simulation vom Vorhofflimmern, bei dem LA fokale Flimmerquellen aus allen Polumenalvenen kommen, ist in der folgenden Bilderfolge 4.2 dargestellt. Hierbei ist zu erkennen, dass die Erregung in den PVs beginnt und sich im gesamten linken Atrium ausbreitet (Bilder (b-d)). Erst auf dem Bild (e) beginnt die Erregung vom Sinusknoten. Es ist deutlich, dass das linke Atrium fast immer erregt ist. Des Weiteren beginnt die LV-Erregung zu spät und endet zu früh (Bilder(h-n)) im Vergleich zu dem simulierten Spontanrhythmus.

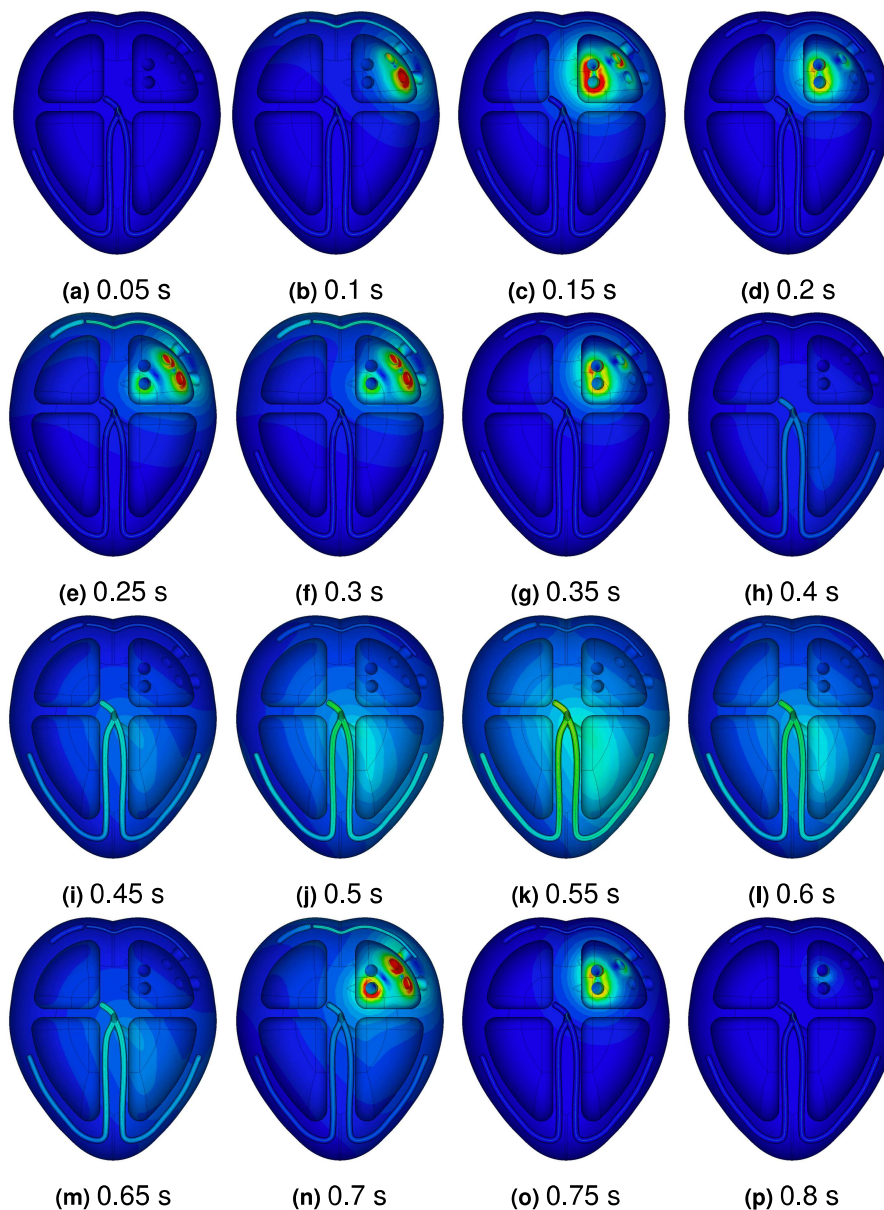


Abbildung 4.2: Bilderfolge des simulierten Videos von der linksarrialen fokalen Flimmerquellen aus allen Polumenalvenen (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

Vorhofflimmern mit Biosignalen

Die in der Abbildung 4.3 dargestellte Bildfolge zeigt die Simulation eines Vorhofflimmerns, bei der LA fokale Flimmerquellen aus allen Pulmonalvenen kommen, unter der Verwendung von LA- und LV- Biosignalen eines mit Vorhofflimmern erkrankten Patienten. Hierbei unterscheidet sich diese Simulation sehr stark von der Simulation des Vorhofflimmerns mit MATLAB generierten LA- bzw. LV-Signalen (siehe Abb. 4.2). Es fällt auf, dass das linke Atrium immer erregt bleibt. Außerdem ist die LV-Erregung sehr kurz (Bilder(j-k)) im Vergleich zu der Simulation vom Vorhofflimmern in der Abbildung 4.2.

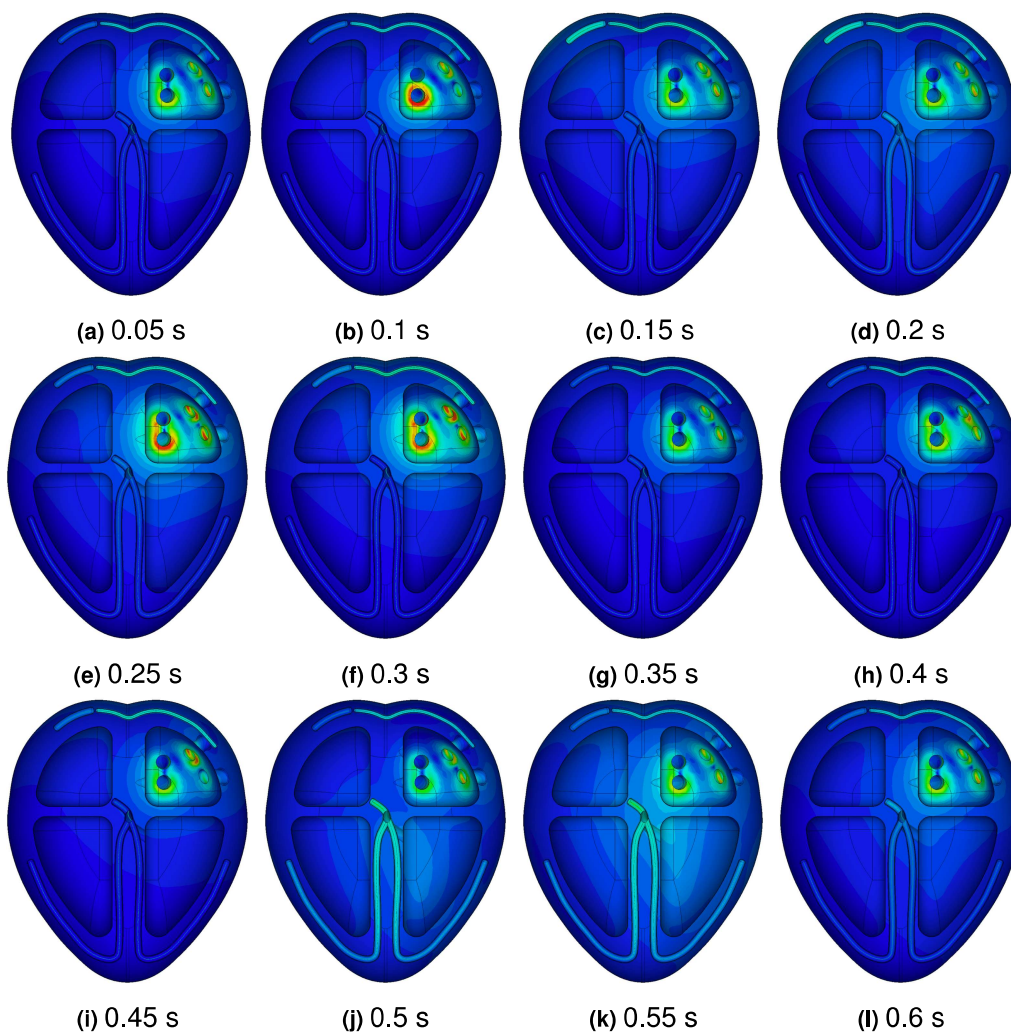


Abbildung 4.3: Bilderfolge des simulierten Videos eines Vorhofflimmerns mit Biosignale (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

Left Inferior Pulmonary Vein

Folgende Abbildung 4.4 stellt die Bilderfolge vom AFib dar, wobei die linksatriale fokale Flimmerquelle nur aus der LIPV² kommt. Bild (a) zeigt das fokale Feuern der Pulmonalvene, was möglicherweise die Ursache eines Vorhofflimmerns ist. Erst nach 0,15 Sek. (Bild (b)) beginnt eine sehr schwache Erregung des Sinusknotens. Währenddessen breitet sich die Erregung über das Bachmann-Bündel in das rechte Atrium (Bild (c)) aus. Nach ca. 0,35 Sek. wurde der AV-Knoten erregt (Bild(f)) und danach beginnt die ventrikuläre Erregung (siehe Bilderfolge (f-l)).

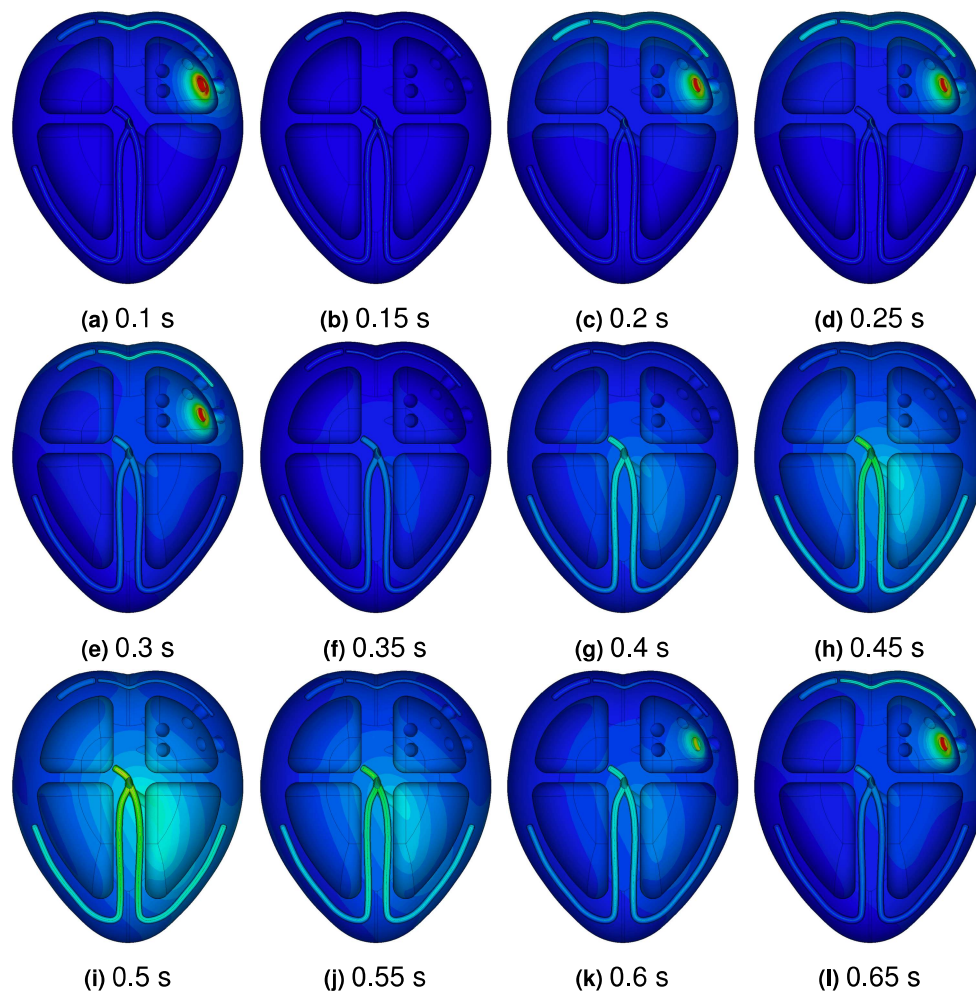


Abbildung 4.4: Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen aus LIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

²Left Inferior Pulmonary Vein

Left Superior Pulmonary Vein

Die Simulation vom Vorhofflimmern, bei der die linksatrialen fokalen Flimmerquellen nur aus der LSPV³ kommen, ist in der folgenden Bilderfolge 4.5 dargestellt. Es ist auffällig, dass das fokale Feuern der linken oberen Pulmonalvene (Bild (a)) vor der Erregung des Sinusknotens beginnt. Die Bilderfolge (c, d & f) zeigt, wie die Erregung im gesamten linken Vorhof abgeschlossen wurde und in den rechten Vorhof über das Bachmann-Bündel und in den AV-Knoten weitergeleitet wurde. Die vollständige LV-Erregung beginnt erst nach ca. 0,4 Sek. und dauert ca. 0,25 Sek. (Bilder (g-k)), jedoch gibt die LSPV wieder elektrische Impulse ab, obwohl die ventrikuläre Erregung noch nicht ganz abschlossen ist (siehe Bild (k)).

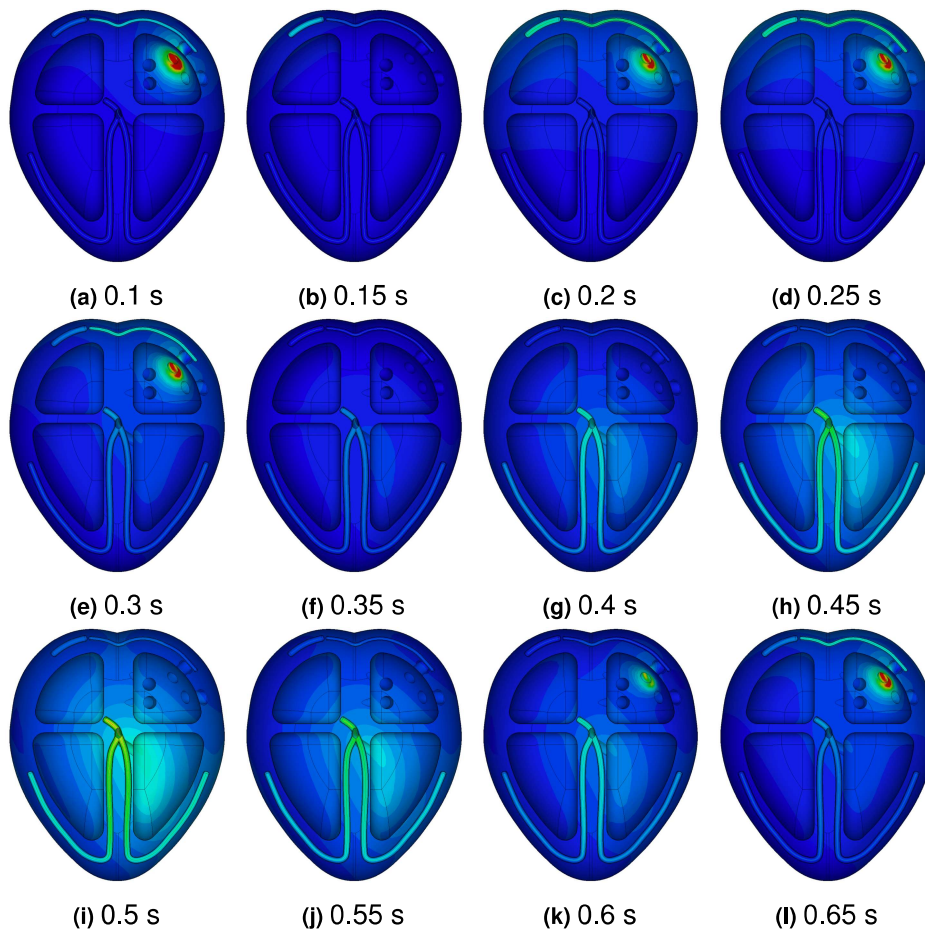


Abbildung 4.5: Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen aus LSPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

³Left Superior Pulmonary Vein

Right Inferior Pulmonary Vein

Die Simulation vom Vorhofflimmern, bei der die linksatrialen fokalen Flimmerquellen nur aus der RIPV⁴ kommen, ist in der folgenden Bilderfolge 4.6 dargestellt. Hierbei sind keine merkwürdigen Auffälligkeiten zu erkennen.

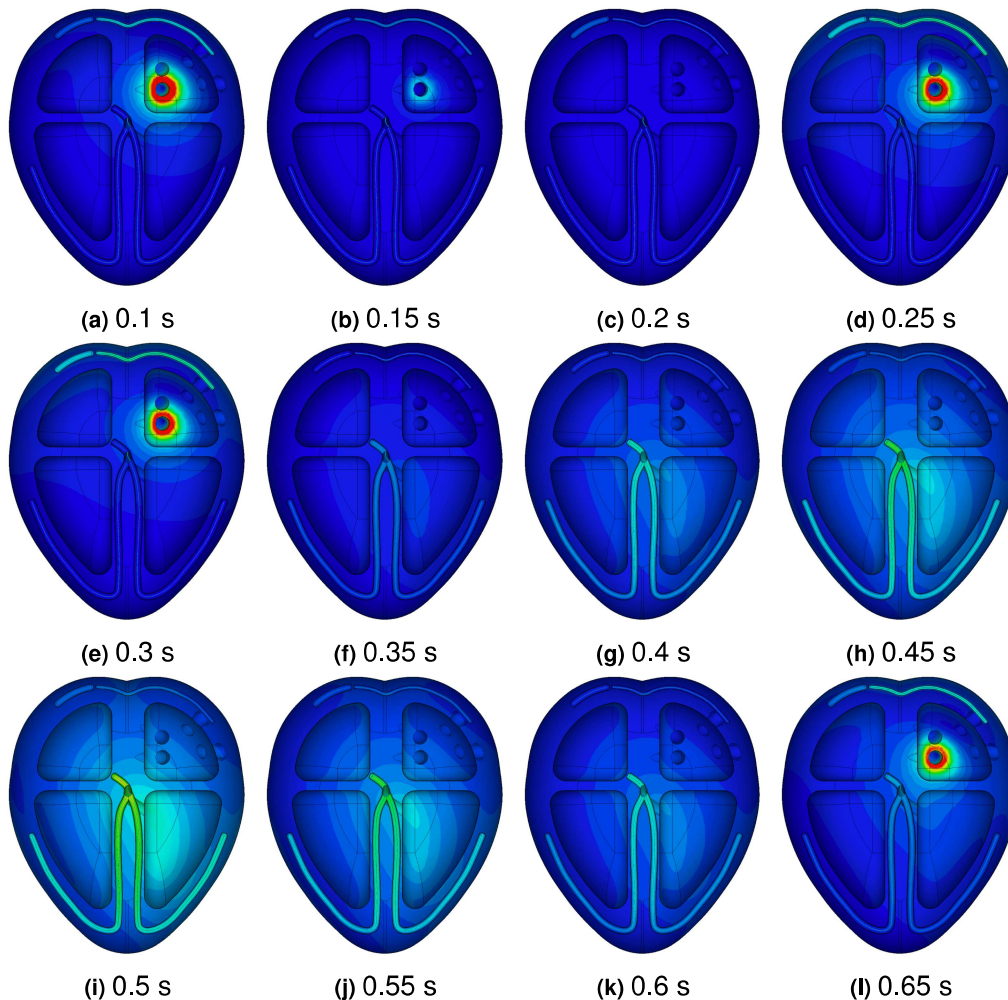


Abbildung 4.6: Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen RIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

⁴Right Inferior Pulmonary Vein

Right Superior Pulmonary Vein

In der unten gezeigten Abbildung 4.7 ist die Erregungsausbreitung aus der RSPV⁵ (Bild (a)) dargestellt. Auf dem Bild (c) folgt eine sehr schwache Erregung des Sinusknotens. Daraufhin wurde das rechte Atrium über das Bachmann-Bündel erregt (Bilder (d-e)). Nach einer Pause von 0,15 Sek. feuert der RSPV wieder (Bild (f)). Dann beginnt die ventrikuläre Erregung (Bild (g)).

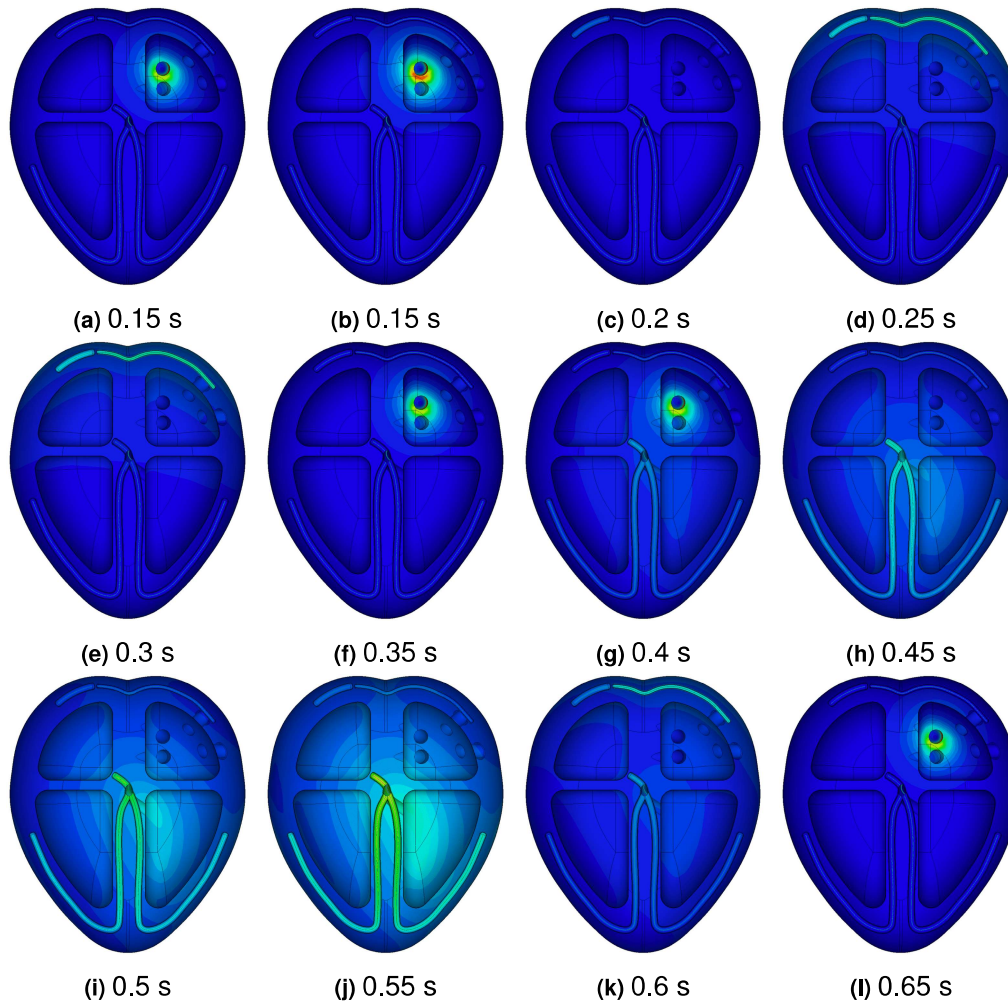


Abbildung 4.7: Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen aus RSPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

⁵Right Superior Pulmonary Vein

Right Inferior PV vs. Right Superior PV

Folgende Bilderfolge 4.8 stellt die linksatriale Erregung dar, wobei die Erregung nur aus den rechten Pulmonalvenen kommt „der rechte untere PV und der rechte obere PV“. Im Gegensatz zu den Abbildungen 4.4, 4.5, 4.6 und 4.7 breitet sich die kreisende Erregung aus zwei Pulmonalvenen aus und deshalb ist das linke Atrium fast immer erregt. Hierbei zeigt Bild (a) den Beginn der fokalen Erregung.

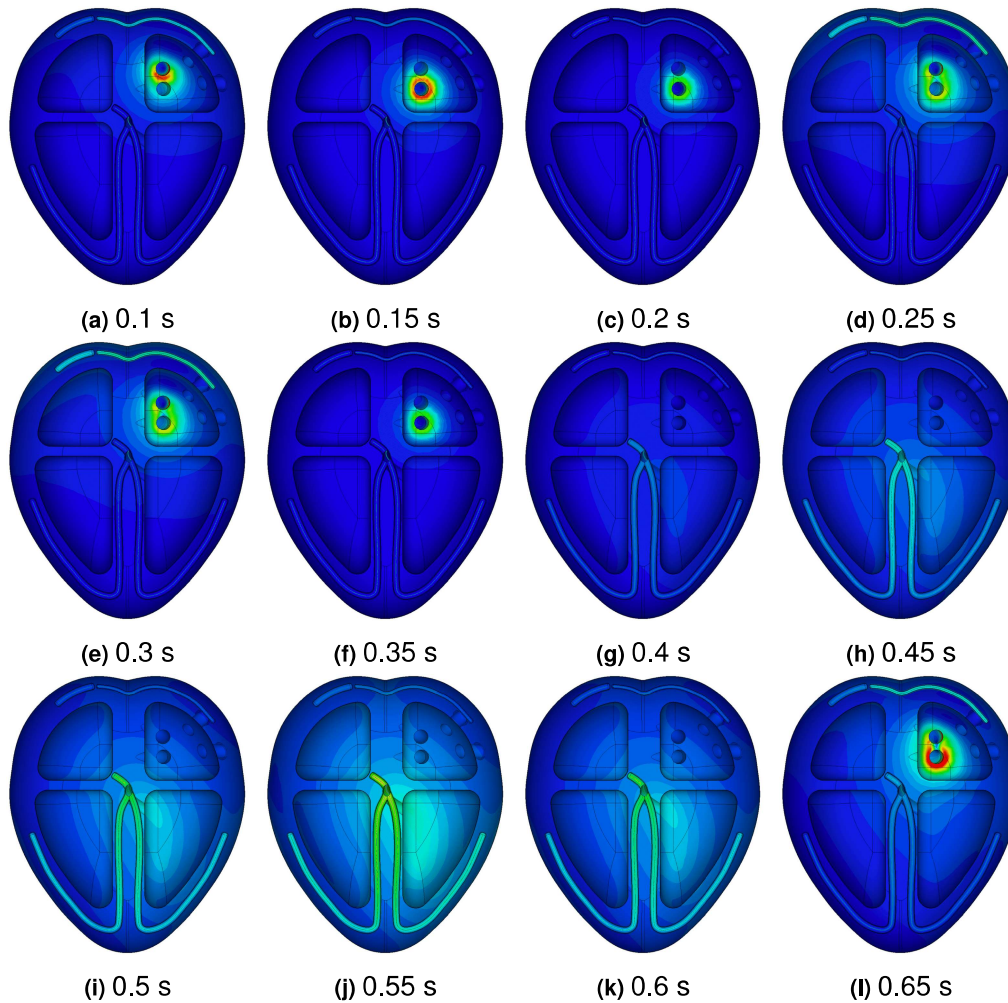


Abbildung 4.8: Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen aus RIPV und RSPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

Left Inferior PV vs. Left Superior PV

Folgende Bilderfolge 4.9 stellt die linksatriale Erregung aus den linken PVs „die linke untere PV und die linke obere PV“ dar. Der Erregungsablauf in der Bilderfolge der Abbildung 4.9 verhält sich ähnlich wie in der Abbildung 4.8 bis auf den Beginn der ventrikulären Erregung (Bild(g)). Dabei beginnt die fokale Erregung, obwohl die Kammer-Erregung noch nicht vollständig abgeschlossen wurde (Bild(j)). Es kann gut daran liegen, dass die verwendeten LA-Signale zufällig generiert sind und jedes Mal sich unterschiedlich verhalten.

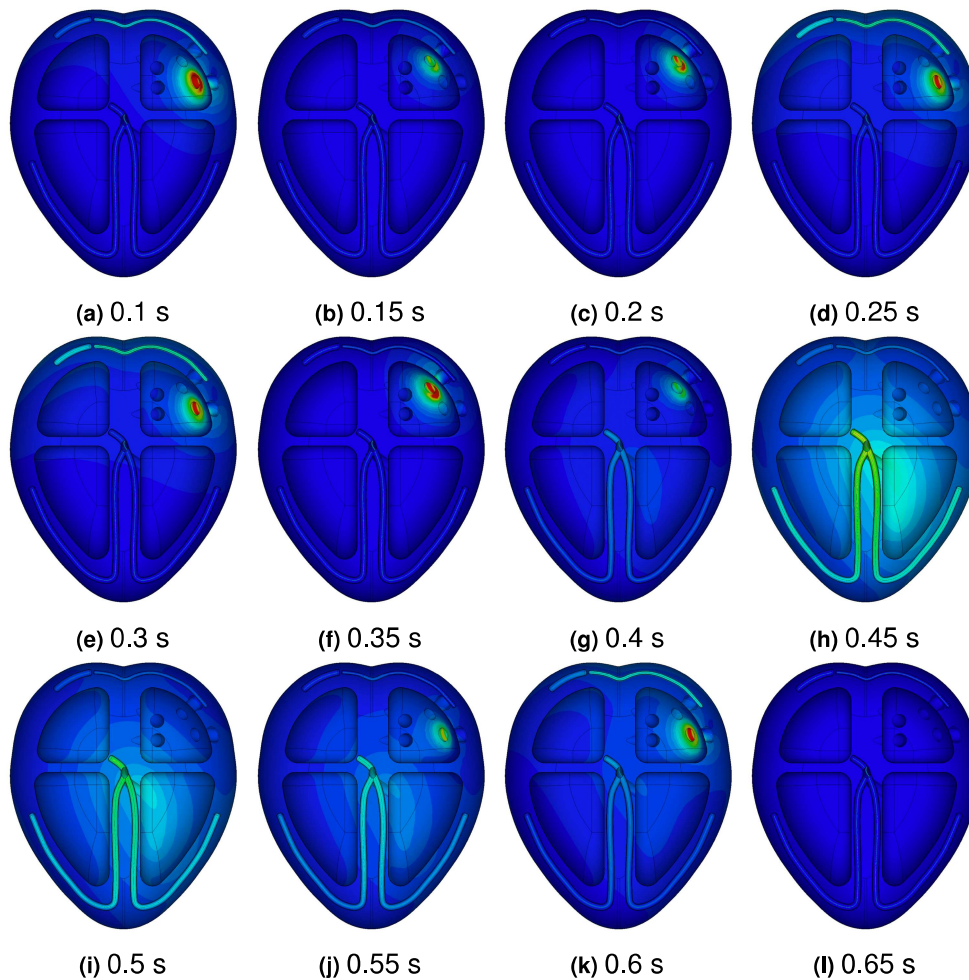


Abbildung 4.9: Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen aus LIPV und LSPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

Right Superior PV vs. Left Superior PV

Folgende Abbildung 4.10 zeigt die linksatriale fokale Erregung aus Right Superior PV und Left Superior PV. Es ist auffällig, dass das Verhalten des Erregungsablaufs im linken Atrium ähnlich zu der Abbildung 4.9 ist. Die Kammer-Erregung beginnt nach ca. 0,4 Sek. (Bild(g)) und endet bei ca. 0,6 Sek. (Bild(k)). Dabei beginnen die linksatrialen fokalen Flimmerquellen das linke Atrium zu erregen, obwohl die Ventrikel-erregung noch nicht abgeschlossen ist (Bilder(k-l)).

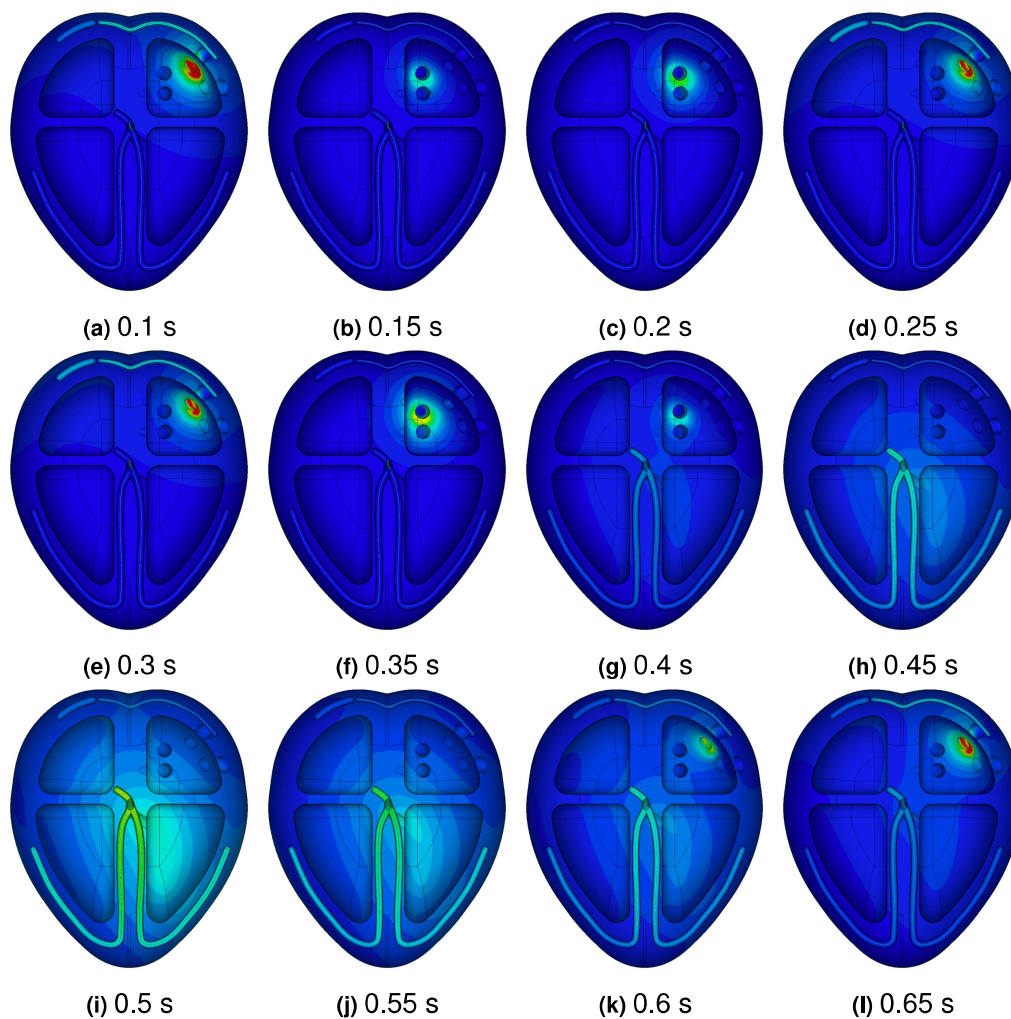


Abbildung 4.10: Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen aus RSPV und LSPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

Right Inferior PV vs. Left Superior PV

Folgende Simulationsbilderfolge 4.11 beschreibt wie die linksatriale fokale Erregung aussieht, wenn die Right Inferior PV und Left Superior PV elektrische Impulse abgeben und somit Vorhofflimmern erzeugen. Obwohl die unteren Pulmonalvenen die Ursache einer kreisenden Erregung sind, ist eine sehr kurze Pause auf dem Bild (c) zu erkennen, jedoch der Erregungsablauf bleibt sehr ähnlich zu allen andern dualen fokalen Erregungsquellen. Bild (l) zeigt eine größere erregte Fläche als auf Bild (l) in der Abbildung 4.10. Es kann gut daran liegen, dass zufälligerweise die zwei unteren Pulmonalvenen gleichzeitig feuern, welches zu einer Verstärkung der abgegebenen elektrischen Impulse führt. Infolgedessen ist die Wahrscheinlichkeit höher, einen Kammer Schlag zu initiieren, als bei dem Bild (l) in der Abbildung 4.10.

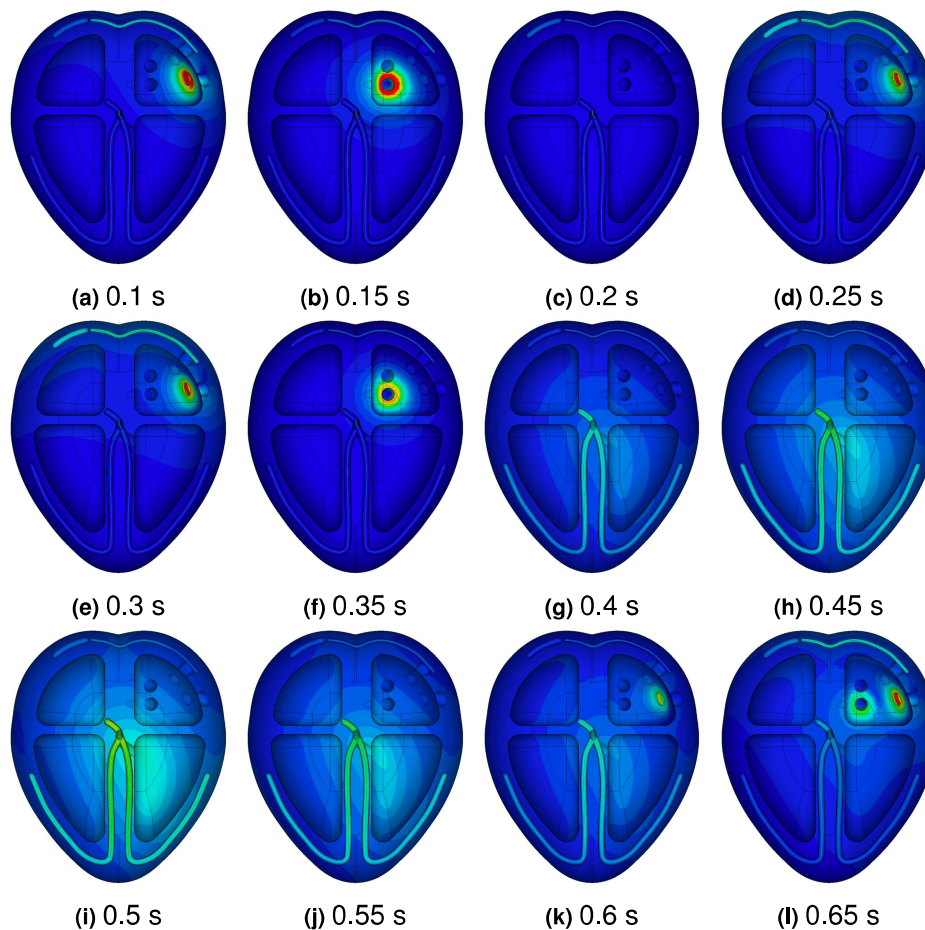


Abbildung 4.11: Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen aus RIPV und LIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

Right Superior PV vs. Left Inferior PV

Die Simulation vom Vorhofflimmern, bei der linksatriale fokale Flimmerquellen aus Right Superior PV und Left Inferior PV kommen, ist in der folgenden Bilderfolge 4.12 dargestellt. Auf den ersten Blick ist zu erkennen, dass das Bachmann-Bündel stark von der fokalen Erregung beeinflusst wird (siehe Bilder (a, c, d & k)). Dies tritt nur auf, wenn die rechte obere Pulmonalvene feuert, ansonsten nicht. Außerdem beginnt die fokale Erregung des linken Atriums bei ca. 0,05 Sek. (siehe Bild (j)) früher als alle anderen Fälle mit einer dualen linksatrialen Erregung.

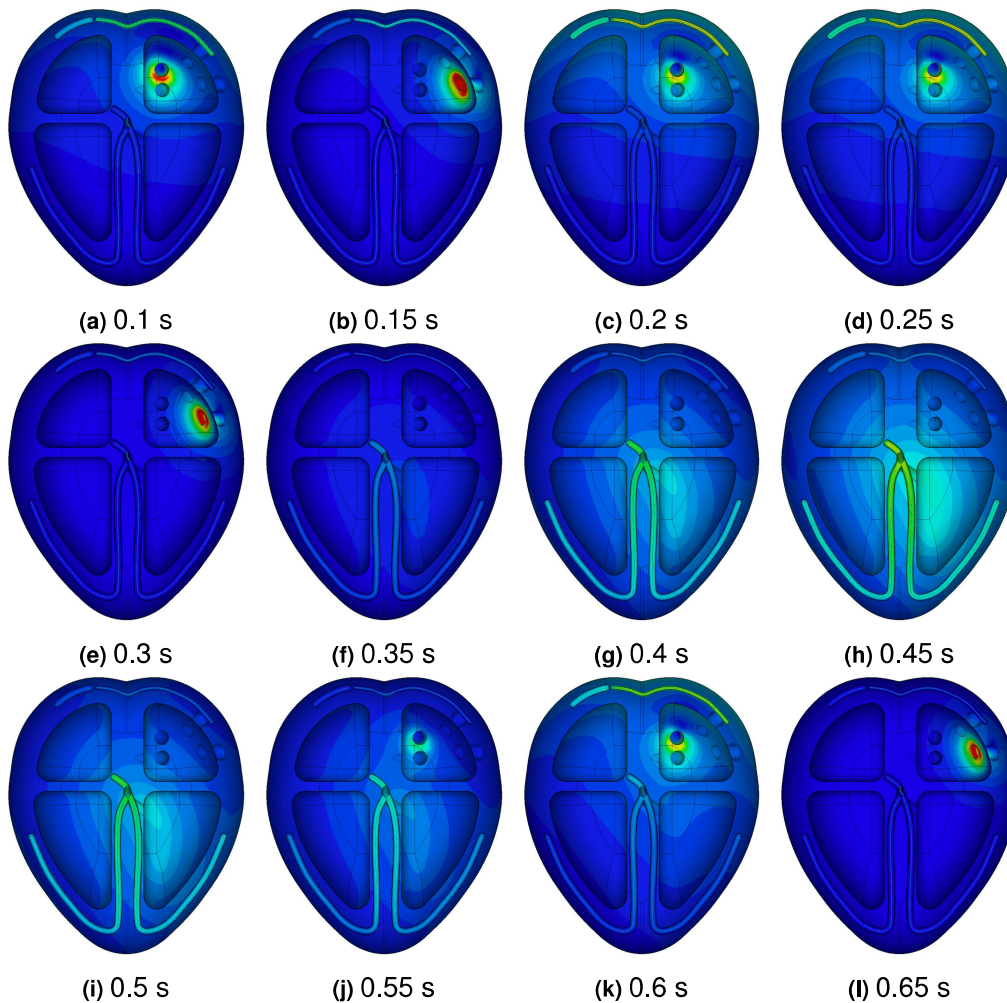


Abbildung 4.12: Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen aus RSPV und LIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

Left Superior PV vs. Right Inferior PV

Die Simulation vom Vorhofflimmern, bei der linksatriale fokale Flimmerquellen aus Left Superior PV und Right Inferior PV kommen, ist in der folgenden Bilderfolge 4.13 dargestellt. Folgende Simulation zeigt wieder eine leicht verstärkte Erregung des Bachmann-Bündels (siehe Bilder (a, c, d & k)). Im Gegensatz zu der Simulation in der Abbildung 4.12 ist der Bachmann-Bündel nur dann stark beeinflusst, wenn die linke obere Pulmonalvene elektrische Impulse abgibt.

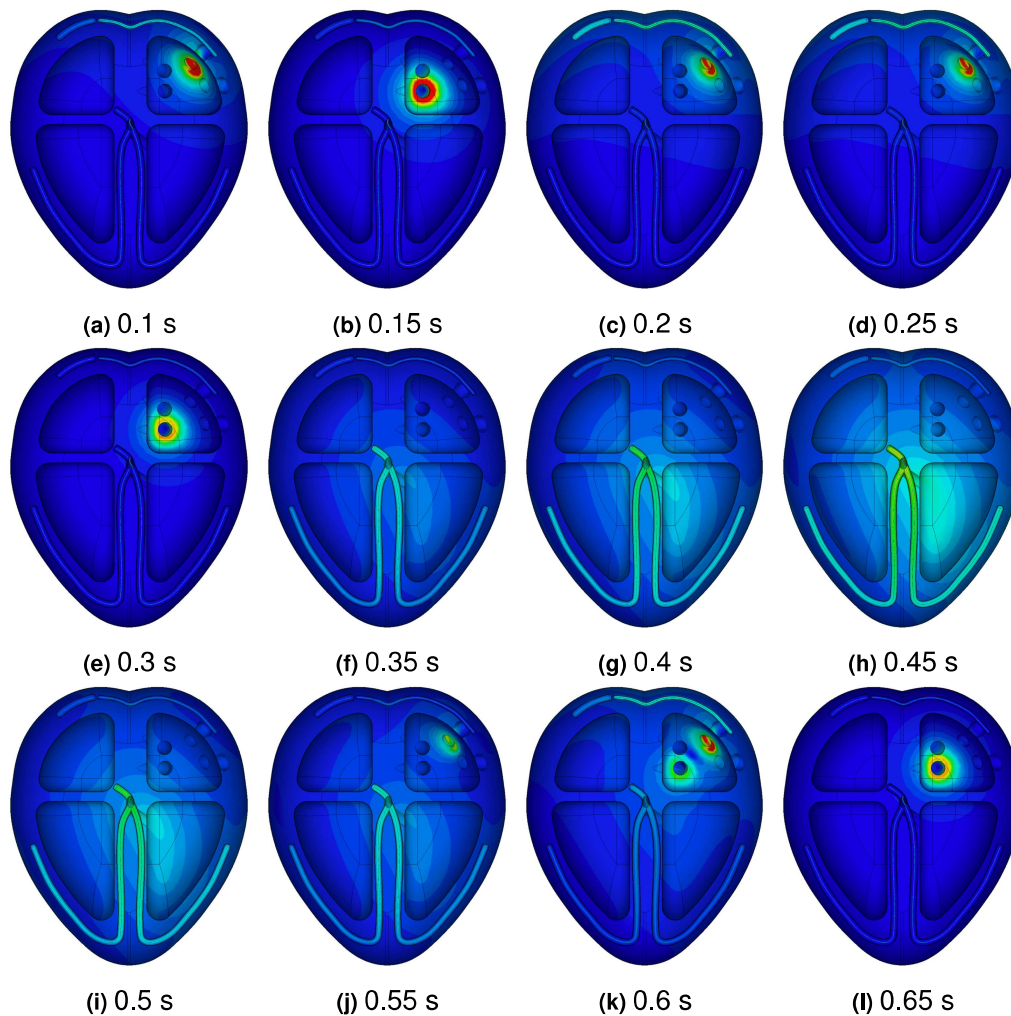


Abbildung 4.13: Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen aus LSPV und RIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

Left Inferior PV vs. Right Inferior PV

Die Simulation der linksatrialen Erregung aus Left Inferior PV und Right Inferior PV wurde auf der folgenden Abbildung 4.14 dargestellt. Wie bei fast allen dualen linksatrialen Erregungen weist diese Simulation keine merkwürdigen Auffälligkeiten auf. Der Erregungsablauf des gesamten Herzmodells verhält sich wie bei der vorherigen Bilderfolge in der Abbildung 4.13, jedoch ist die linksatriale Erregung aus anderen Pulmonalvenen.

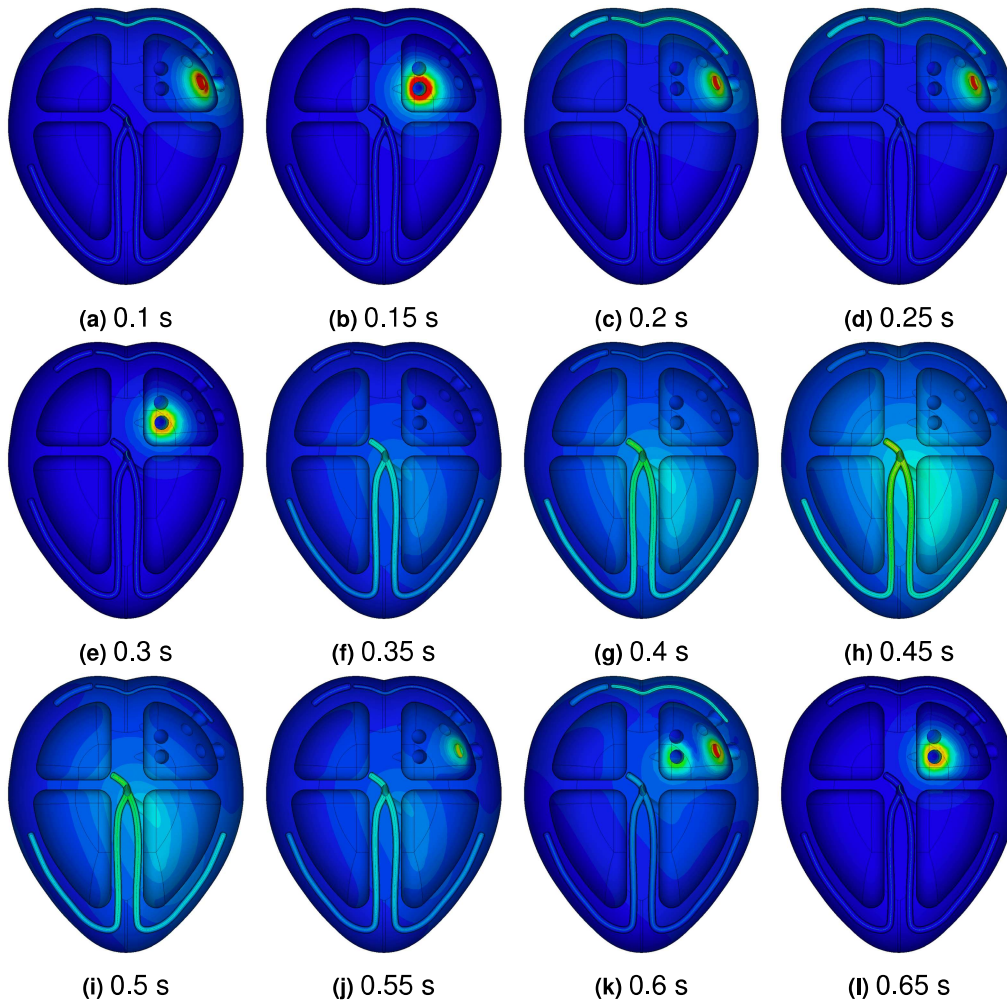


Abbildung 4.14: Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen aus LIPV und RIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)

4.1.3. Diskussion

Im Rahmen dieser Arbeit wurden unterschiedliche linksatriale fokale Flimmerquellen simuliert. Es ist auffällig, dass die linksatrialen fokalen Flimmerquellen gut erkennlich sind. Alle Fokus-Modelle vom Vorhofflimmern sind sowohl im GIF als auch in der Bildabfolge ebenfalls gut erkennbar. Dies gilt sowohl für die Simulation mit LA- & LV-Biosignalen als auch mit künstlichen „MATLAB“ LA- & LV-Signalen. Dennoch entstanden dabei Artefakte, was teilweise an dem Simulationsprogramm CST Studio Suite® selbst lag, aber auch an der gewählten Auflösung z. B. bei höher Meshing sind bessere Ergebnisse zu erzielen. Eine Veränderung der Solver-Einstellungen, von zweiter Ordnung „dt. gute Genauigkeit“ zu dritter Ordnung „dt. höchste Genauigkeit“ sowie die Integrationszeit des Solvers von Low „dt. niedrig“ zu High „dt. hoch“ führte bereits zu einem realistischen Ergebnis.

Eine der besten linksatrialen Simulationen in dieser Arbeit ist die Darstellung vom Vorhofflimmern mit einem LA- und LV-Biosignal. Denn diese Simulation präsentiert das Vorhofflimmern deutlicher als die Simulation mit MATLAB generierten LA- und LV-Signalen.

4.2. Diagnostik

In diesem Kapitel wird die Diagnostik des Vorhofflimmerns anhand drei unterschiedlichen Diagnostik-Kathetern, die im Rahmen dieser Arbeit modelliert wurden, Biosense Webster Lasso mit 10 Elektroden, Biosense Webster PentaRay® NAV eco mit 20 Elektroden und OSYPKA FINDER pure® mit 4 Elektroden, simuliert. Hierfür wurde der Katheter so platziert, dass er wie bei einer realen EPU vorkommen würde. Um ein Rückschluss vom Simulationsergebnis zu ziehen, wurden Monitor-Punkte, wie in Kapitel 3.1.4 beschrieben, auf die Elektroden des Katheters aufgesetzt, die den elektrischen Felder abtasten und grafisch darstellen.

4.2.1. Diagnostik mit Lasso® Katheter

Der erste Diagnostik-Katheter ist der 10-polige Lasso® Katheter der Firma Biosense Webster. In der folgenden Abbildung 4.15 ist die Lage des Katheters im linken Vorhof zu erkennen.

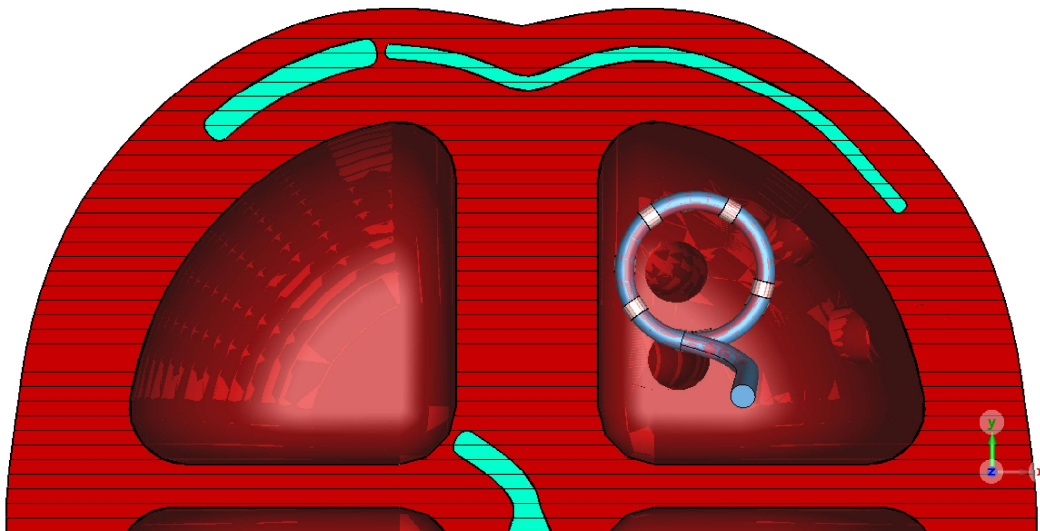


Abbildung 4.15: Darstellung der Lage des Lasso® Katheters im linken Atrium

Nach der Simulation wurden die Ergebnisse der „Monitor at Points“ betrachtet. Die grafische Darstellung davon ist in der Abbildung 4.16 präsentiert. Es fällt auf, dass die Morphologie von X-Komponente der elektrischen Felder mit der Morphologie der *Excitation Signal* unabhängig von der Amplitude des Signals übereinstimmt. Dies liegt daran, dass der Katheter bzw. die Monitoring-Punkte alle elektrische Felder im linken Atrium abgesehen von der Quelle der Erregung wahrnehmen. Außer-

4. Ergebnisse

dem spielt die Lage des Katheters im linken Atrium eine wichtige Rolle. Denn je näher der Katheter an der Erregungsquelle ist, desto stärker und deutlicher ist das Signal. Immerhin ist diese grafische Darstellung der Simulation ein aussagekräftiger Nachweis zu einem Vorhofflimmern, da diese Signale dem Sinusrhythmus nicht entsprechen.

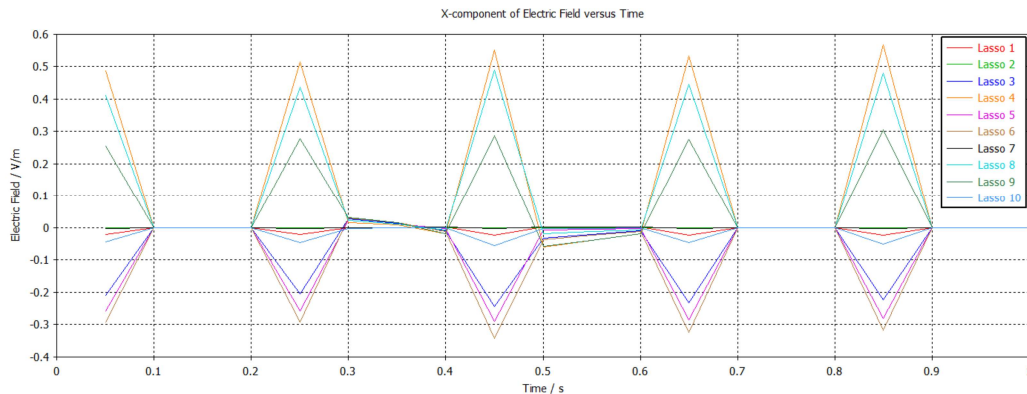


Abbildung 4.16: X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des Lasso® Katheters im linken Vorhof

In dem folgenden Teil der Diagnostik wurde versucht, den Unterschied zwischen der Diagnostik des Vorhofflimmerns mit einem Lasso® Katheter in dem linken Atrium und einem Lasso® Katheter in einer PV darzustellen. Die Lage des Lasso® Katheters ist in der Abbildung 4.17 dargestellt. Es ist auffällig, dass der Katheter zu klein erscheint. Dies liegt daran, dass die Skalierung des Herzmodells bzw. der Durchmesser der Pulmonalvenen zu klein modelliert wurden. Deshalb wurde der Katheter um den Faktor 0.5 skaliert und in der rechten unteren Pulmonalvene platziert.

4. Ergebnisse

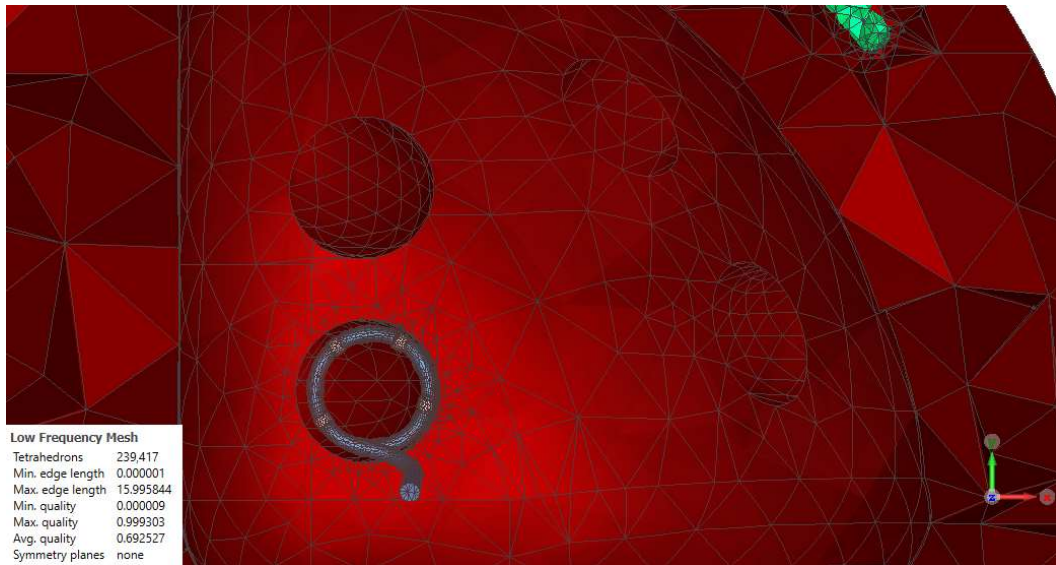


Abbildung 4.17: Darstellung der Lage des Lasso Katheter in der RIPV

Nach der Simulation wurden die Ergebnisse der „Monitor at Points“ betrachtet. Abbildung 4.18 zeigt die X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des Lasso Katheters in der RIPV. Es ist eindeutig, dass diese Grafik ein ähnliches Verhalten zu Abbildung 4.16 darstellt. Hierbei ist jedoch die Amplitude viel stärker, da der Katheter in der Nähe der fokalen Flimmerquelle platziert wurde. Immerhin ist diese grafische Darstellung der Simulation ein aussagekräftiger Nachweis für Vorhofflimmern.

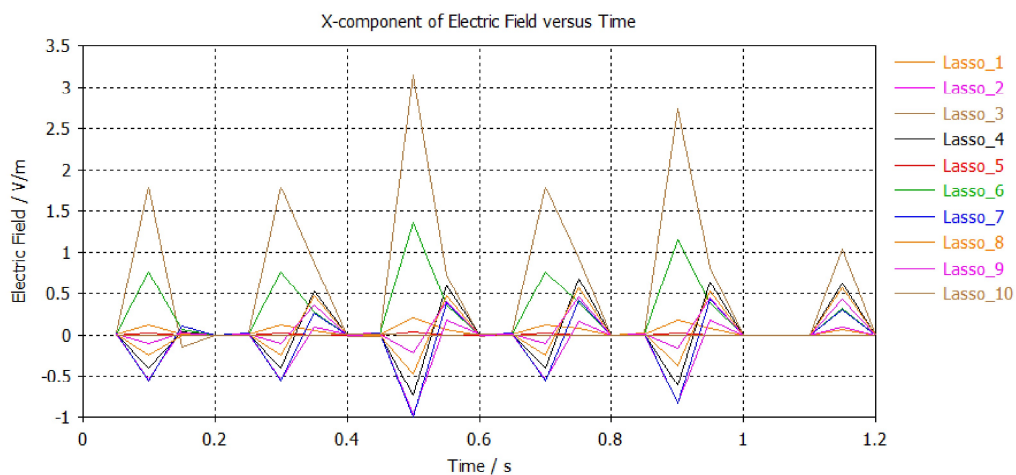


Abbildung 4.18: X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des Lasso Katheters in der RSPV

4.2.2. Diagnostik mit PentaRay® NAV eco

Der zweite Diagnostik-Katheter ist der 20-polige PentaRay® NAV eco der Firma Biosense Webster. Die Lage dieses Katheters im linken Atrium ist in der folgenden Abbildung 4.19 dargestellt.

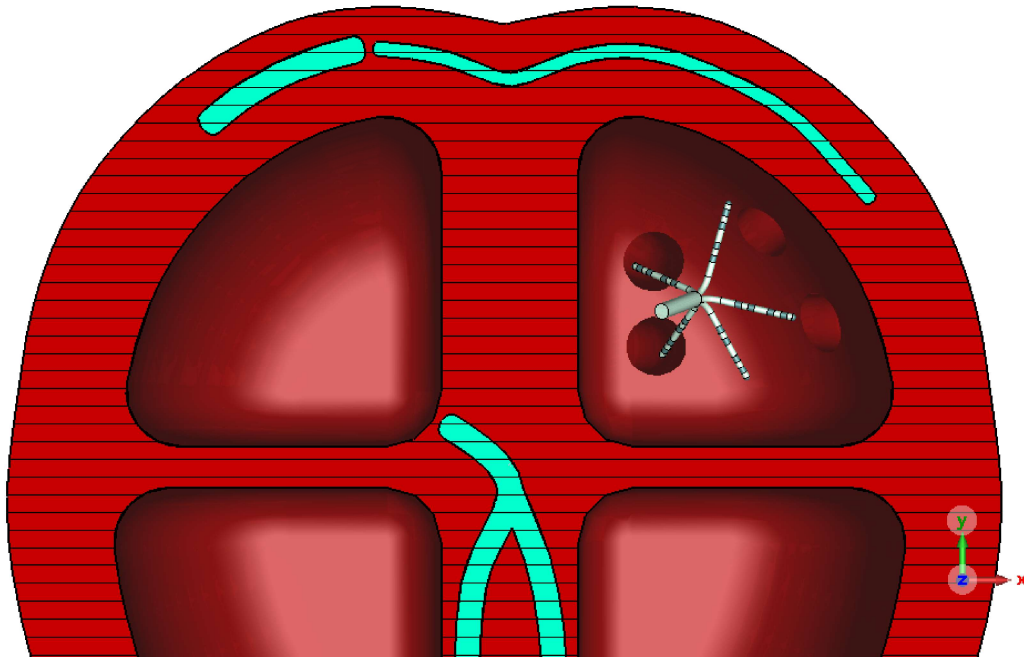


Abbildung 4.19: Darstellung der Lage des PentaRay® NAV eco Katheters im linken Vorhof

Für die Abtastung der elektrischen Felder im linken Vorhof wurden Monitore auf die Elektroden des Katheters gesetzt. CST Studio Suite® erstellt automatisch eine Grafik der Spannung über die Zeit. Diese Grafik ist in Abbildung 4.20 dargestellt. Hierbei ist zu erkennen, dass die Signale gut abgetastet wurden. Insbesondere ist die Unregelmäßigkeit des Vorhofflimmerns zu erkennen. Dadurch ist ersichtlich, dass der PentaRay® NAV eco Katheter das Vorhofflimmern wahrnehmen konnte.

4. Ergebnisse

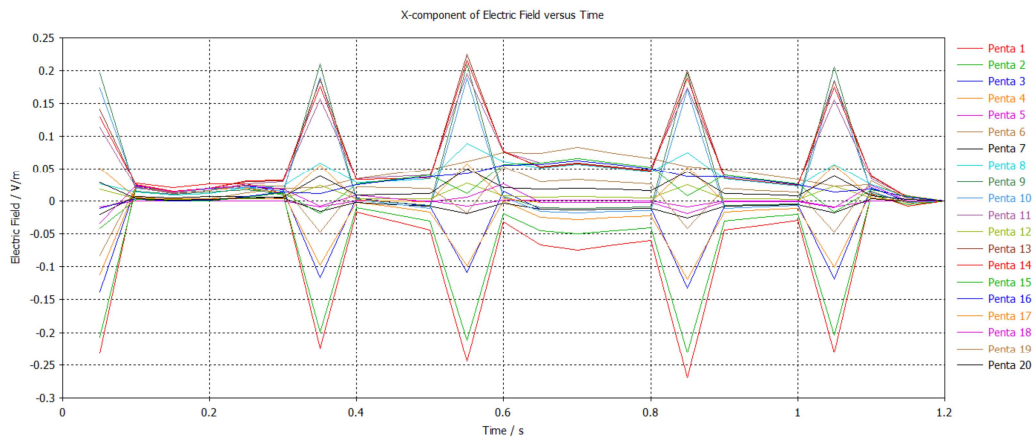


Abbildung 4.20: X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des PentaRay® NAV eco Katheters im linken Atrium

In dem folgenden Teil der Diagnostik wurde versucht, den Unterschied zwischen der Diagnostik des Vorhofflimmerns mit einem PentaRay-Katheter in dem linken Atrium und einem PentaRay-Katheter in einer Pulmonalvene darzustellen. Die Lage des Katheters ist in der Abbildung 4.21 dargestellt. Hierbei wurde auch der Katheter um den Faktor 0.5 skaliert und in unterschiedlichen Pulmonalvenen platziert, wie es bei einer üblichen EPU vorkommt.

Abbildung 4.22 zeigt die X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des PentaRay® NAV eco Katheters im RSPV. Dabei ist keine klare Unregelmäßigkeit der fokalen Flimmerquellen zu erkennen, jedoch ist es schon ein Nachweis über eine kreisende Erregung in der rechten oberen Pulmonalvene.

4. Ergebnisse

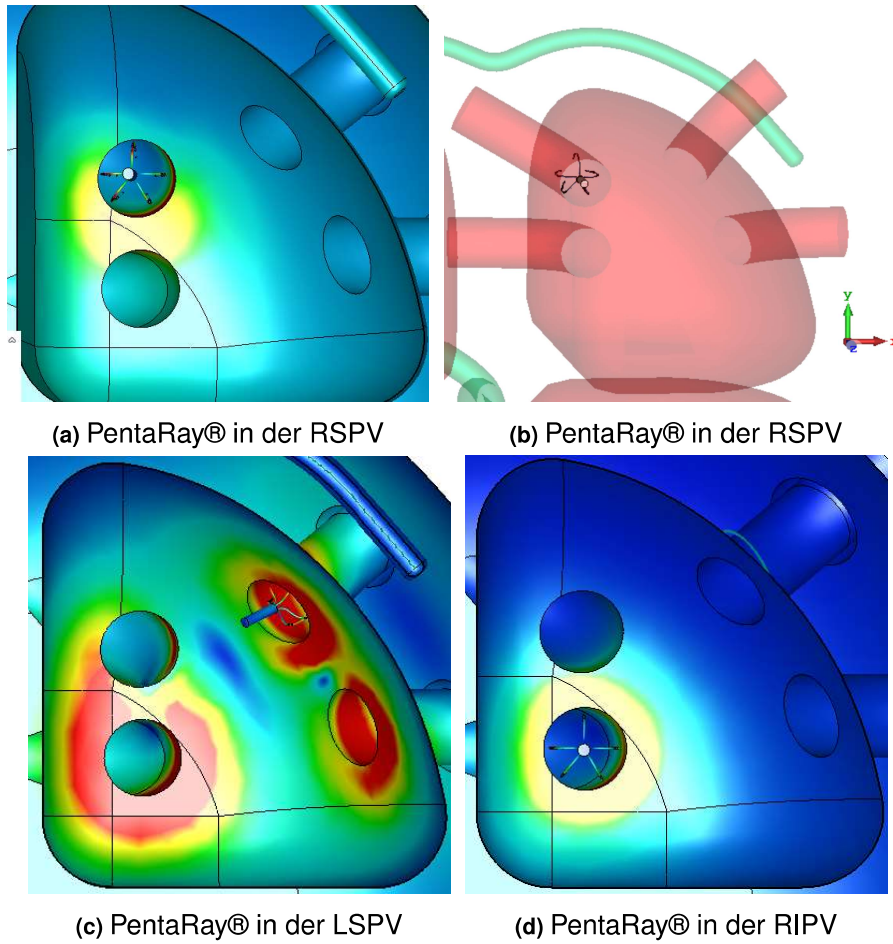


Abbildung 4.21: Darstellung der Lage des PentaRay® NAV eco Katheters in unterschiedlicher Pulmonalvenen

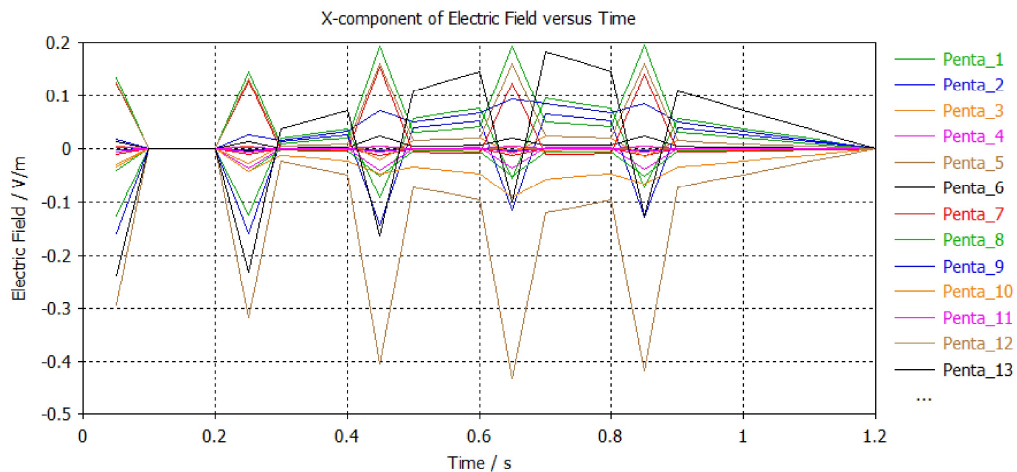


Abbildung 4.22: X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des PentaRay® Katheters im RSPV

4.2.3. Diagnostik mit FINDER pure®

Der letzte Teil der Diagnostik von Vorhofflimmern erfolgt mit einem 4-poligen Katheter „FINDER pure®“ der Firma Osypka. Aufgrund der inkorrekten Skalierung der Pulmonalvenen des Herzmodells, wie im Kapitel 3.1.4 erläutert wurde, kommt dieser Katheter zum Einsatz. Die Lage des FINDER pure-Katheters ist in der folgenden Abbildung 4.23 in left Inferior Pulmonary Vein zu erkennen.

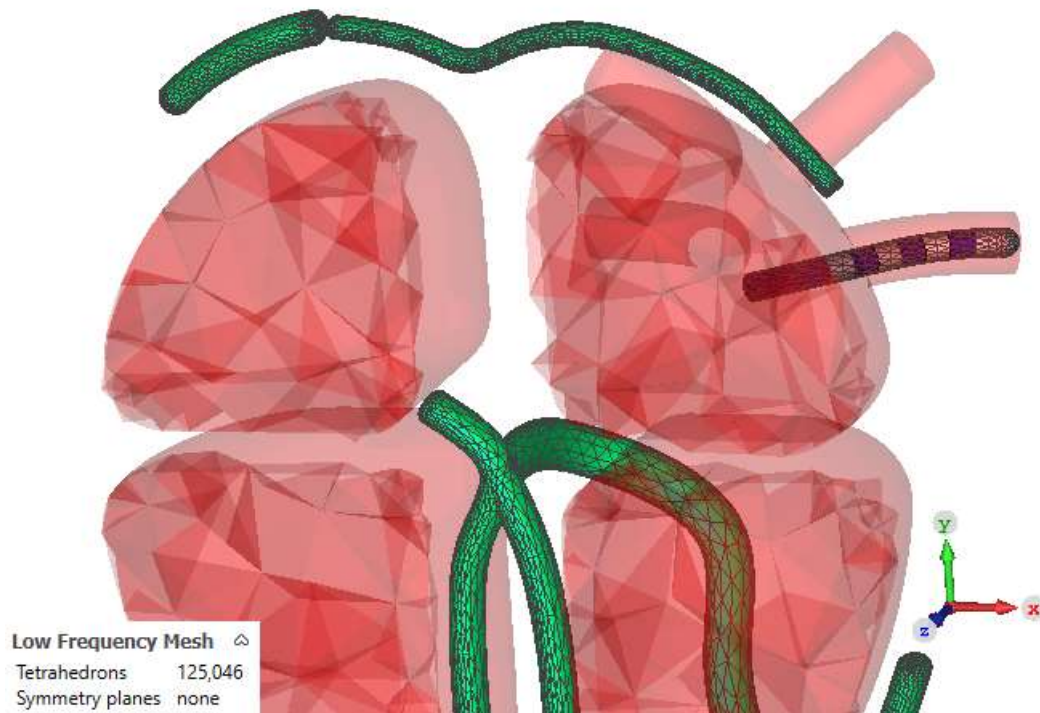


Abbildung 4.23: Darstellung der Lage des OSYPKA FINDER pure® Katheters im LIPV

Nach der Simulation wurden die Ergebnisse der „Monitor at Points“ betrachtet. Abbildung 4.24 zeigt die X-Komponente der elektrischen Felder an den Elektroden des Katheters in der LIPV.

4. Ergebnisse

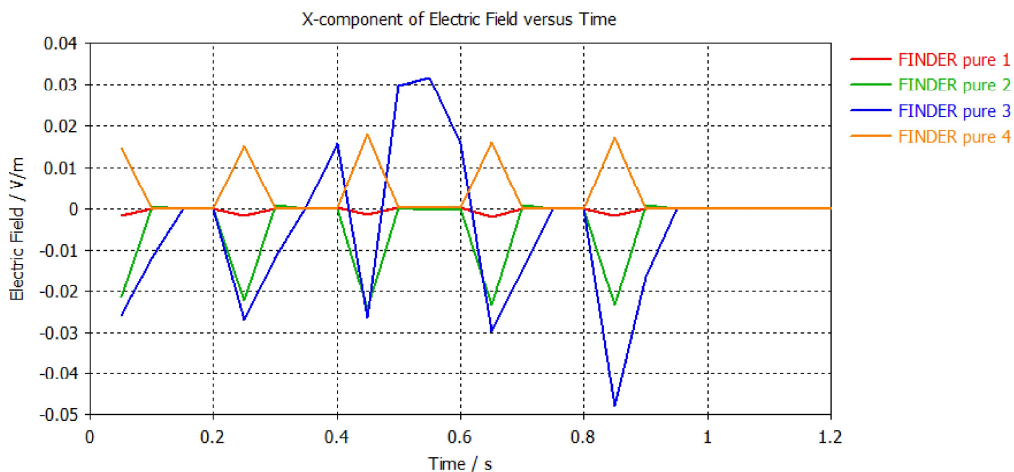


Abbildung 4.24: X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des OSYPKA FINDER pure® Katheters im LIPV

Es ist auffällig, dass der erste Punkt „FINDER pure 1“ eine sehr schwache Amplitude hat. Dies liegt daran, dass dieser Monitor weit weg von der Erregungsquelle, nämlich an der Tip-Elektrode angelegt wurde und somit keine Signale wahrgenommen wurden. Die Punkte „FINDER pure 2“ und der vierte „FINDER pure 4“ stellen die besten Ergebnisse dar, jedoch sind sie bidirektional.

4.2.4. Diskussion

Die Simulation der Diagnostik hat gezeigt, dass alle modellierten Diagnostik-Katheter mithilfe von „Monitor at Points“ die Erregung des Herzens wahrnehmen konnten. Allerdings hängt die Erzielung guter Ergebnisse von der Entfernung des Katheters zu der Erregungsquelle „Voltage Paths“ ab. Je weiter der Katheter von der kreisenden Erregung entfernt ist, desto undeutlicher sind die Ergebnisse, da das Signal einerseits schwächer wird und andererseits sich mit anderen Signalen „beispielsweise Bachmann-Bündel-Signal“ überlagert, was zu einer Verfälschung der Ergebnisse führen kann. Insgesamt stimmen die erzielten Ergebnisse mit den erwarteten überein.

Die Ergebnisse haben auch gezeigt, dass ein Katheter mit 20 Elektroden aussagekräftiger ist und das Signal besser abtastet. Hierbei ist der PentaRay® NAV eco der Firma Biosense Webster aufgrund des Designs (fünf Ästen, die sich in allen Richtungen aufspalten) ein gutes Beispiel.

4.3. Ablation

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse zur Pulmonalvenenisolation präsentiert. PVI ist eine Therapiemöglichkeit zur Terminierung von Vorhofflimmern, die mithilfe der Hochfrequenzablation durchgeführt werden kann. Die Simulationen wurden mit den thermalen Solver-Einstellungen durchgeführt, wie im Kapitel 2.3.3 erläutert wurde. Die veränderlichen Größen, wie z.B. die abgegebene Leistung in Watt ist für jedes Ergebnis explizit angegeben. Die abgegebenen Leistungen wurden hierbei an die Realität angepasst. Für die HF-Ablation wurden zum einen die zur Verfügung stehende Ablation-Katheter „AICath LT G FullCircle“ und zum anderen die bereits modellierte Ablation-Katheter „Pentaspine Basket pose Katheter und HELIOSTAR™ Ballon“ verwendet.

4.3.1. HF Ablation mit Biotronik AICath LT G FullCircle

HF Ablation an der LIPV

Die Pulmonalvenenisolation der left Inferior Pulmonary Vein durch Hochfrequenzablation wurde mit 8 mm Tip HF Ablationskatheter „AICath LT G FullCircle“ der Firma Biotronik simuliert. Dabei wurde der HF-Katheter in die Nähe von dem Ostium der linken unteren Pulmonalvene platziert. Zum Vergleich wurden hier mehrere Leistungen eingestellt. Angesteuert wurde die Tip-Elektrode mit einer Leistung von 1W, 5W, 10W, 15W, 20W, 25W, 30W und einer Frequenz von 400 kHz. Die Umgebungstemperatur wurde auf 37°C eingestellt.

Bei einer Abgabe von 1W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 45 Sekunden eine Temperatur von 37,04°C ein (siehe Abb. 4.25). Bei dieser Temperatur entsteht noch keine Läsionen und damit ist die Ablation nicht erfolgreich.

4. Ergebnisse

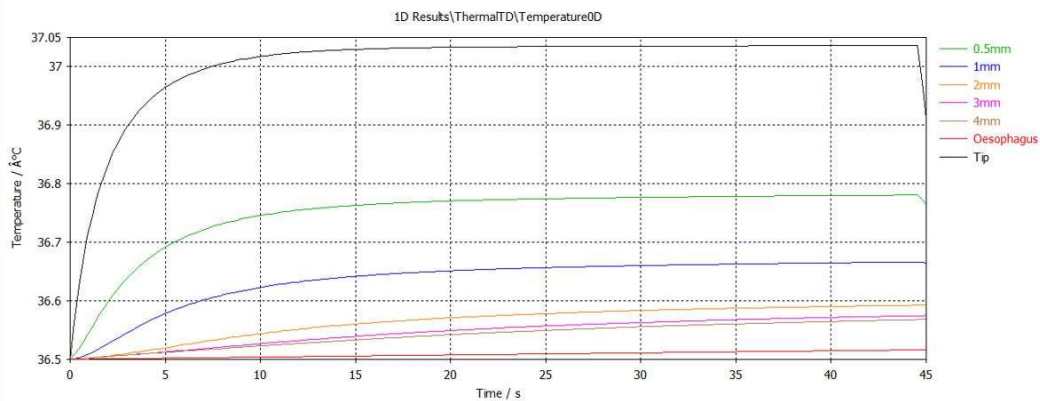


Abbildung 4.25: Temperaturverlauf bei 1W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV

Bei der Abgabe von 5 W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 43 Sekunden eine Temperatur von 39,1°C ein (siehe Abb. 4.26). Bei dieser Temperatur entsteht noch keine Nekrose und damit ist die Ablation noch nicht erfolgreich.

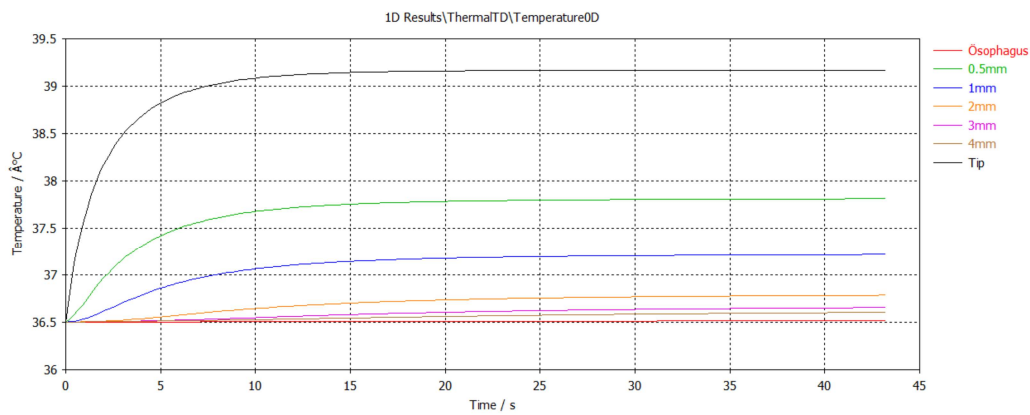


Abbildung 4.26: Temperaturverlauf bei 5W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV

Bei der Abgabe von 10 W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 30 Sekunden eine Temperatur von 41,9°C ein (siehe Abb. 4.27). Bei dieser Temperatur entsteht noch keine Nekrose und damit ist die Ablation noch nicht erfolgreich.

4. Ergebnisse

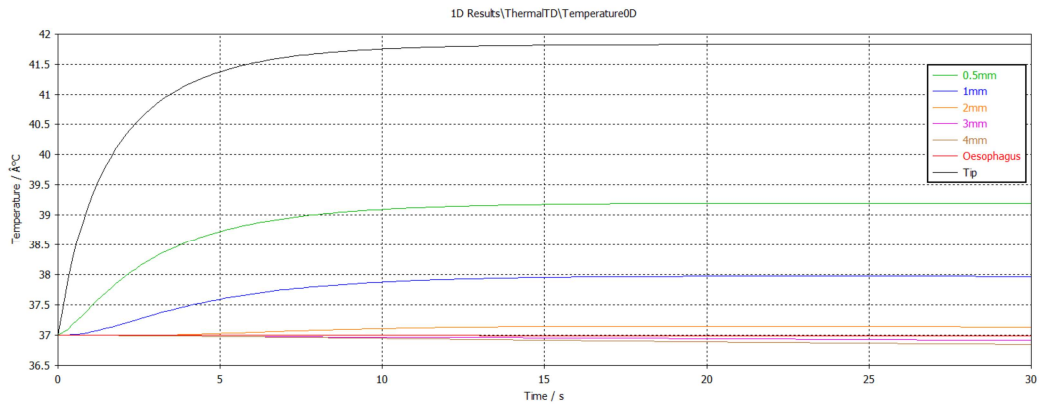


Abbildung 4.27: Temperaturverlauf bei 10W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV

Bei der Abgabe von 15 W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 18 Sekunden eine Temperatur von 44,54°C ein (siehe Abb. 4.28). Bei dieser Temperatur ist bereits ein Ablationserfolg vorhanden, jedoch mit geringer Läsionstiefe und -breite.

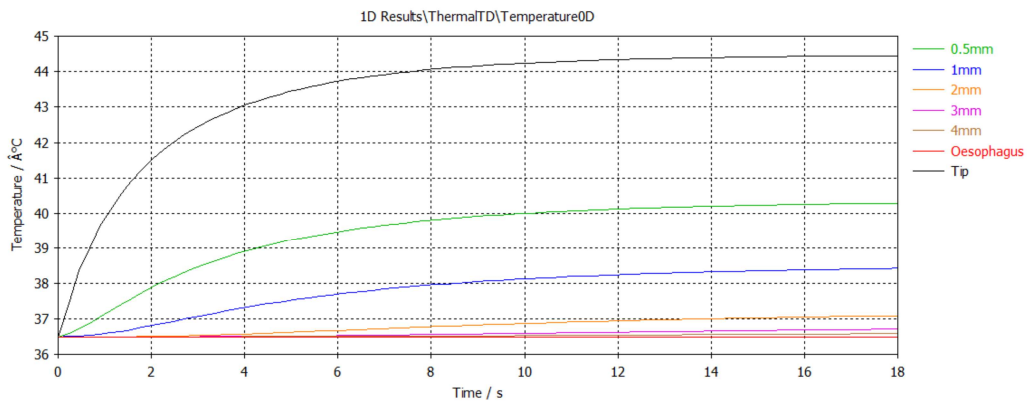


Abbildung 4.28: Temperaturverlauf bei 15W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV

Bei der Abgabe von 20 W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 45 Sekunden eine Temperatur von 47,3°C ein (siehe Abb. 4.29). Bei dieser Temperatur ist ein guter Ablationserfolg zu erwarten.

4. Ergebnisse

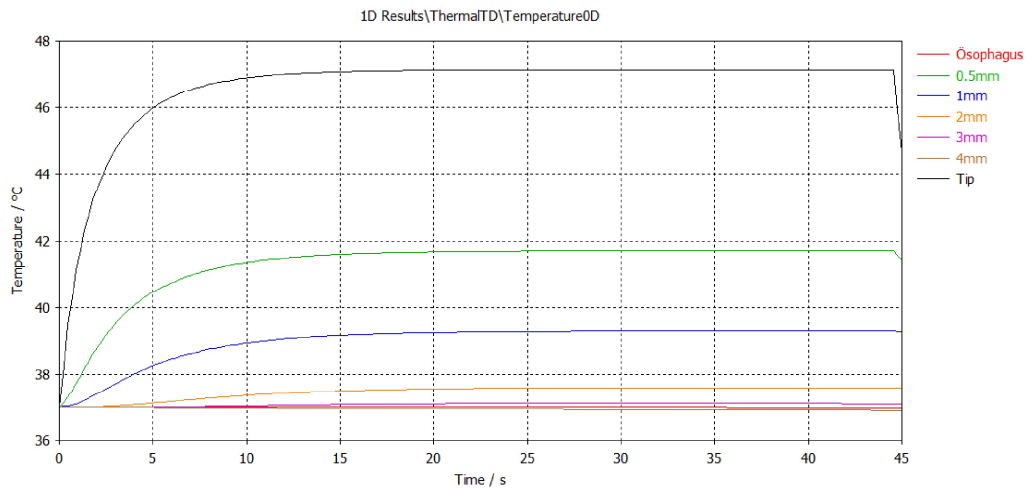


Abbildung 4.29: Temperaturverlauf bei 20W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV

Bei der Abgabe von 25 W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 40 Sekunden eine Temperatur von 49,9°C ein (siehe Abb. 4.30). Bei dieser Temperatur ist ein guter Ablationserfolg und tiefere Läsionen zu erwarten.

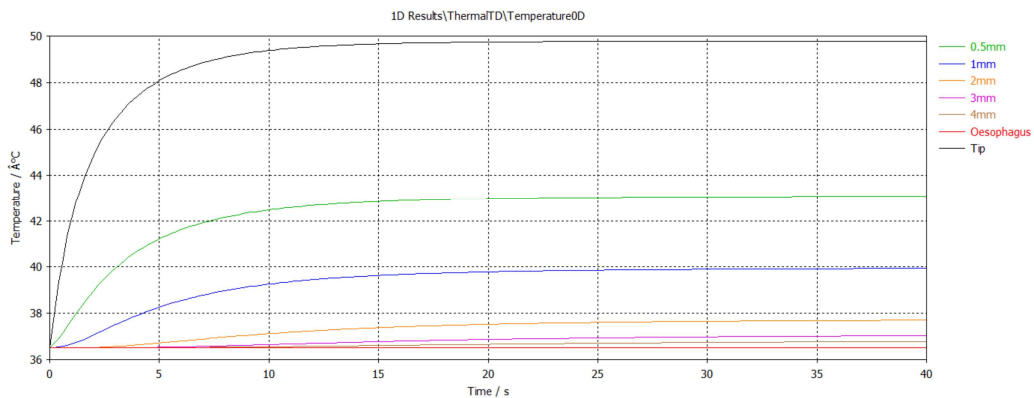


Abbildung 4.30: Temperaturverlauf bei 25W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV

Bei der Abgabe von 30 W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 30 Sekunden eine Temperatur von 72°C ein (siehe Abb. 4.31). Bei dieser Temperatur ist ein guter Ablationserfolg zu erwarten, jedoch mit kürzerer Dauer.

4. Ergebnisse

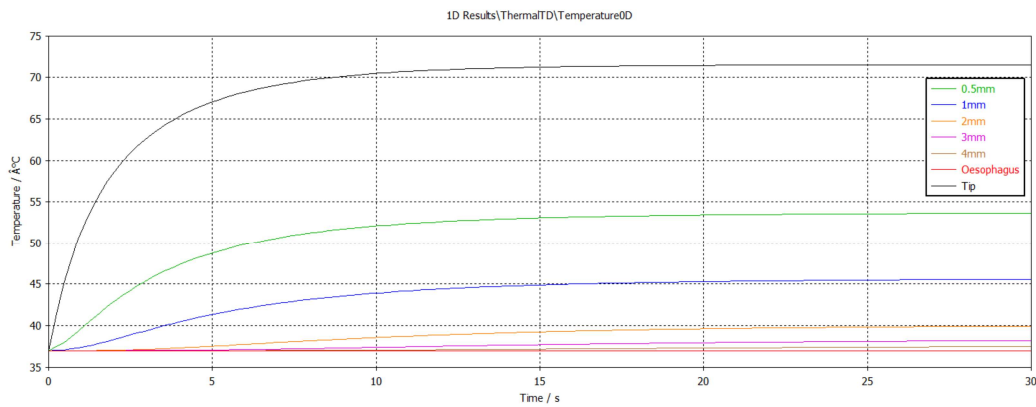


Abbildung 4.31: Temperaturverlauf bei 30W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV

Nachfolgend ist die Temperaturentstehung und –ausbreitung in Abhängigkeit von der Leistung farblich dargestellt. Die Elektrode wurde an der Innenwand des Myokards in die Nähe von dem Ostium der left Inferior Pulmonary Vein platziert (siehe Abb. 4.32). Es ist auffällig, dass die Ablation mit den Leistungen 1W, 5W und 10W mit einer Ablationsdauer von 45 Sekunden ineffektiv ist. Hierbei treten keine (oder mikroskopisch) Läsionen auf. Im Gegensatz dazu, zeigt die Ablation mit der Leistungen 15W, 20W und 25W realistische Ergebnisse. Dabei lagen die Temperaturwerte zwischen 43-50°C. Die Ablation mit 30W oder höher möglich [AV], jedoch mit kürzerer Dauer.

4. Ergebnisse

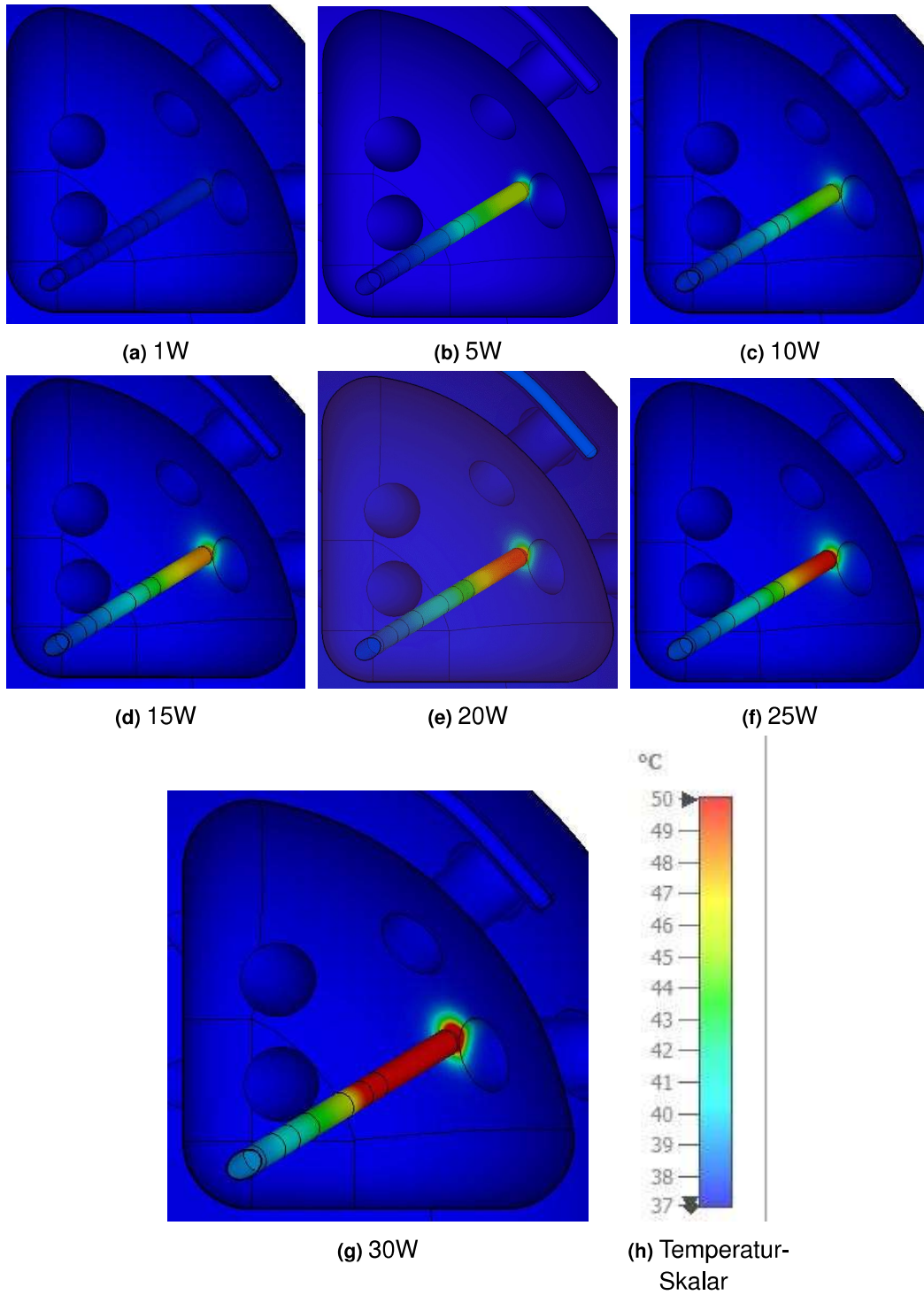


Abbildung 4.32: Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach ca. 20 s an der RIPV bei unterschiedlicher Energien 1-30 W

HF Ablation an der LSPV

Die Pulmonalvenenisolation der left Superior Pulmonary Vein durch Hochfrequenzablation erfolgt in CST mit 8 mm Tip HF Ablationskatheter „AlCath LT G Full-Circle“ der Firma Biotronik simuliert. Hierbei wurde der HF-Katheter in die Nähe von dem Ostium der linken oberen Pulmonalvene platziert. Angesteuert wurde die Tip-Elektrode mit einer Leistung von 15W und einer Frequenz von 400 kHz. Die Umgebungstemperatur wurde auf 37°C eingestellt.



Abbildung 4.33: Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach 20 s an der LSPV bei 15W

Bei der Abgabe von 15 W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 25 Sekunden eine Temperatur von 47,8°C ein (siehe Abb. 4.34). Bei dieser Temperatur ist bereits ein Ablationserfolg vorhanden.

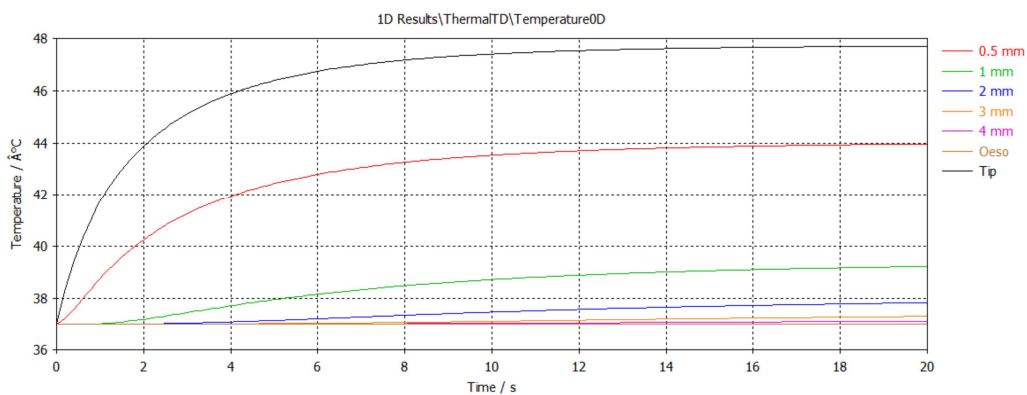


Abbildung 4.34: Temperaturverlauf bei 15W Energieabgabe während der Ablation an der LSPV

HF Ablation an der RSPV

Die Pulmonalvenenisolation der right Superior Pulmonary Vein durch Hochfrequenzablation erfolgt in CST mit dem 8 mm Tip HF Ablationskatheter „AICath LT G FullCircle“ der Firma Biotronik. Dabei wurde der HF-Katheter in die Nähe von dem Ostium der rechten oberen Pulmonalvene platziert. Angesteuert wurde die Tip-Elektrode mit einer Leistung von 15W und einer Frequenz von 400 kHz. Die Umgebungstemperatur wurde auf 37°C eingestellt.

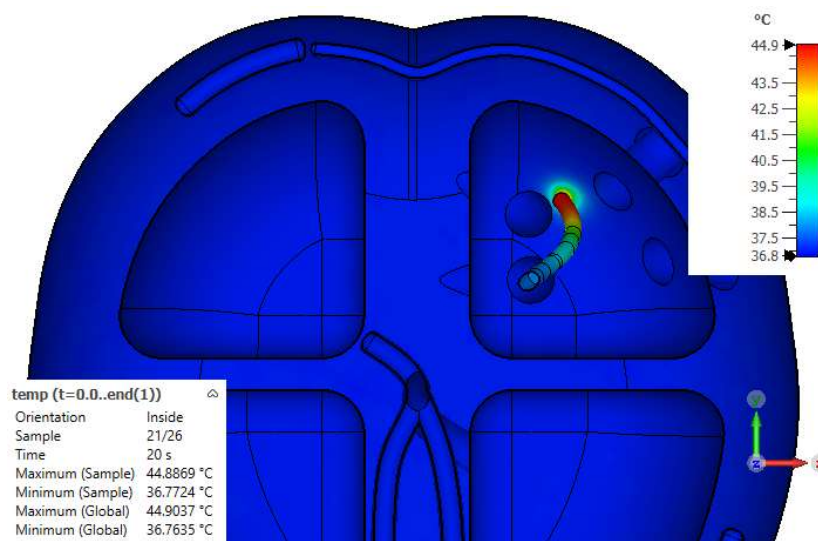


Abbildung 4.35: Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach 25 s an der RSPV bei 15W

Bei der Abgabe von 15 W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 25 Sekunden eine Temperatur von 44,9°C ein (siehe Abb. 4.36). Bei dieser Temperatur ist bereits ein Ablationserfolg vorhanden.

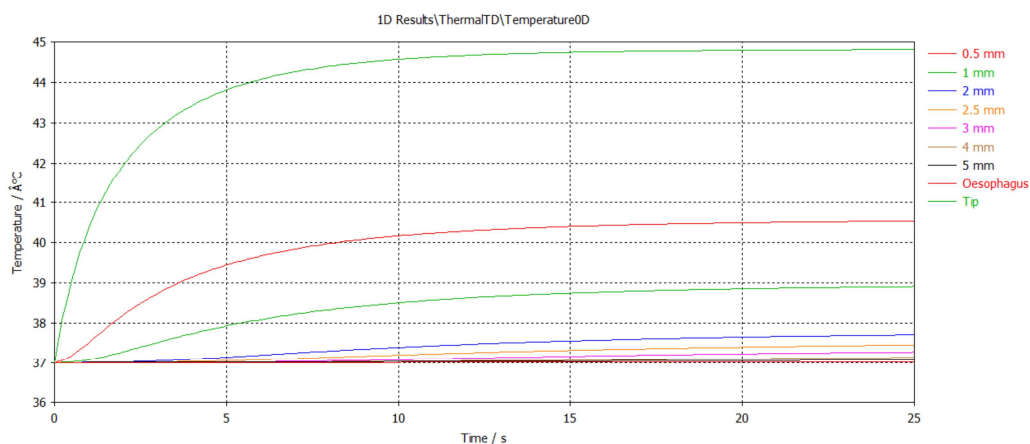


Abbildung 4.36: Temperaturverlauf bei 15W Energieabgabe während der Ablation an der RSPV

4.3.2. Pulsed Field Ablation mit Pentaspline Basket pose Katheter

Pulsed Field Ablation der LIPV

Die Pulmonalvenenisolation der Right Superior Pulmonary Vein durch Pulsed Field Ablation erfolgt in CST mit dem Ablationskatheter „pentaspline Basket pose Katheter“. Hierfür wurde der Ablation-Katheter am Ostium der linken unteren Pulmonalvene platziert. Angesteuert wurden die Tip-Elektroden mit einer Leistung von 15W und einer Frequenz von 700 kHz. Die Umgebungstemperatur wurde auf 37°C eingestellt.

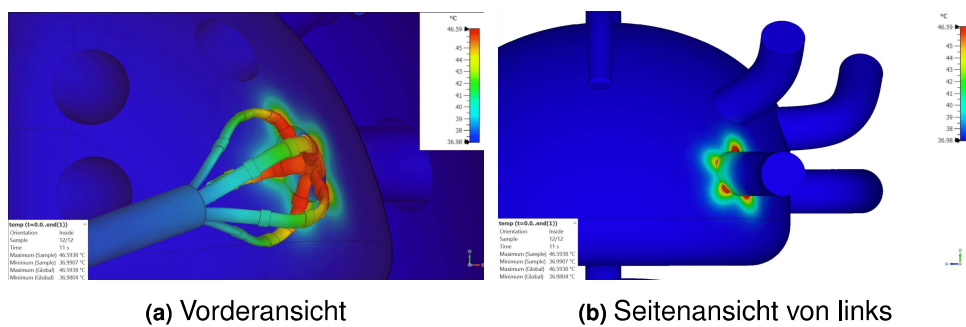


Abbildung 4.37: Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach 12 s an der LIPV bei 15W mit Pentaspline Basket pose Katheter

Bei der Abgabe von 15 W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 12 Sekunden eine Temperatur von 46,7°C ein (siehe Abb. 4.38). Bei dieser Temperatur ist bereits ein Ablationserfolg vorhanden.

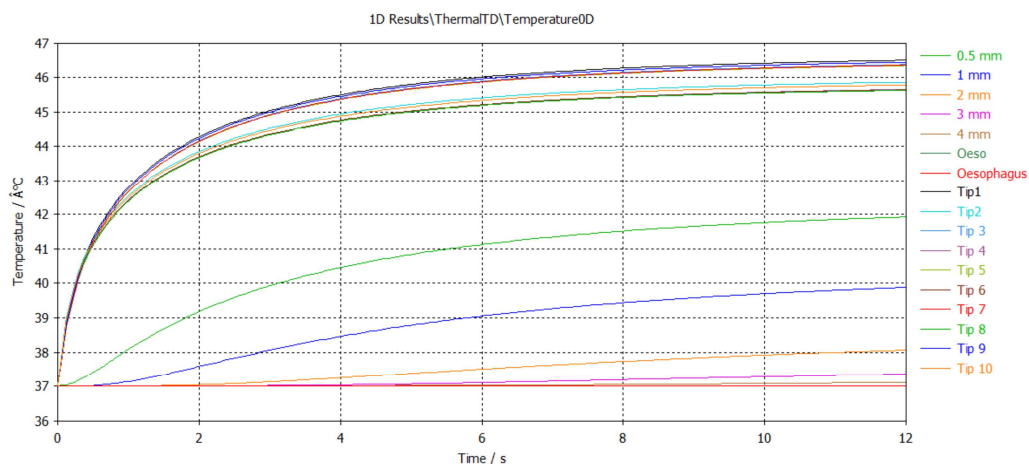


Abbildung 4.38: Temperaturverlauf bei 15W Energieabgabe während der Ablation an der RSPV

Pulsed Field Ablation der RIPV

Die Pulmonalvenenisolation der Right Superior Pulmonary Vein durch Pulsed Field Ablation erfolgt in CST mit dem Ablationskatheter „Pentaspine Basket pose Katheter in Flower Form“. Hierbei wurde der Ablations-Katheter am Ostium der rechten unteren Pulmonalvene platziert. Angesteuert wurden die Tip-Elektroden mit einer Leistung von 20 W und einer Frequenz von 700 kHz. Die Umgebungstemperatur wurde auf 37°C eingestellt.

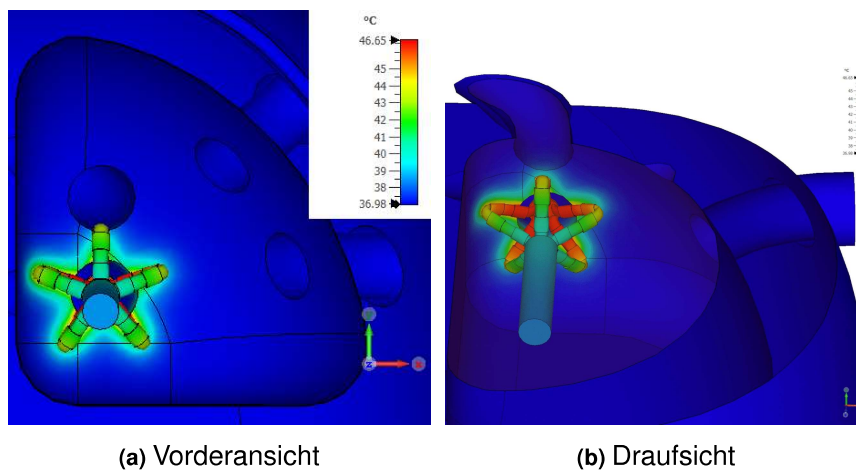


Abbildung 4.39: Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach 12 s an der RIPV bei 20W mit Pentaspine Basket pose Katheter in Flower Form

Bei der Abgabe von 20 W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 12 Sekunden eine Temperatur von 46,65°C ein (siehe Abb. 4.40). Bei dieser Temperatur ist bereits ein Ablationserfolg vorhanden.

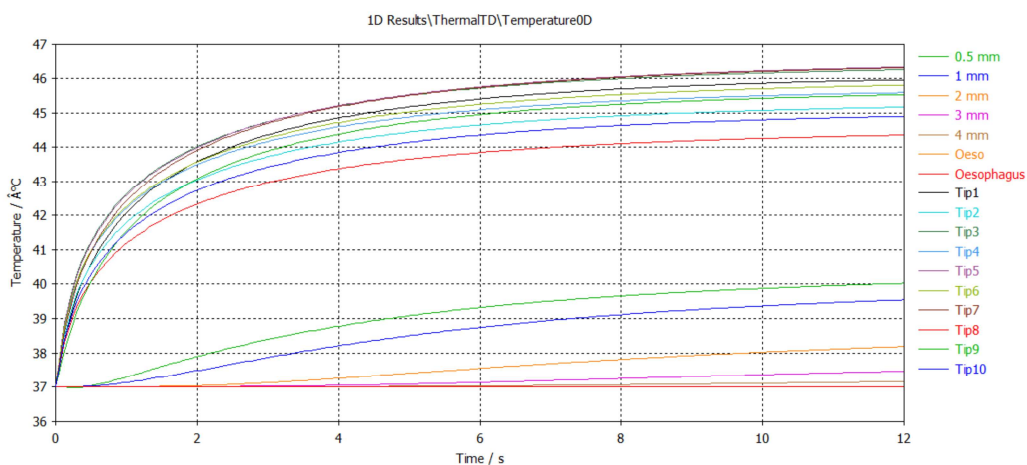


Abbildung 4.40: Temperaturverlauf bei 20 W Energieabgabe während der Ablation an der RSPV

4.3.3. Pulsed Field Ablation mit HELIOSTAR™ Ballon

Die Pulmonalvenenisolation der left Superior Pulmonary Vein durch Pulsed Field Ablation erfolgt in CST mit dem Ablationsballon „HELIOSTAR™ Balloon“. Hierfür wurde der Ablationsballon am Ostium der linken unteren Pulmonalvene platziert. Angesteuert wurden die Tip-Elektroden mit einer Leistung von 15 W und einer Frequenz von 700 kHz. Die Umgebungstemperatur wurde auf 37°C eingestellt.

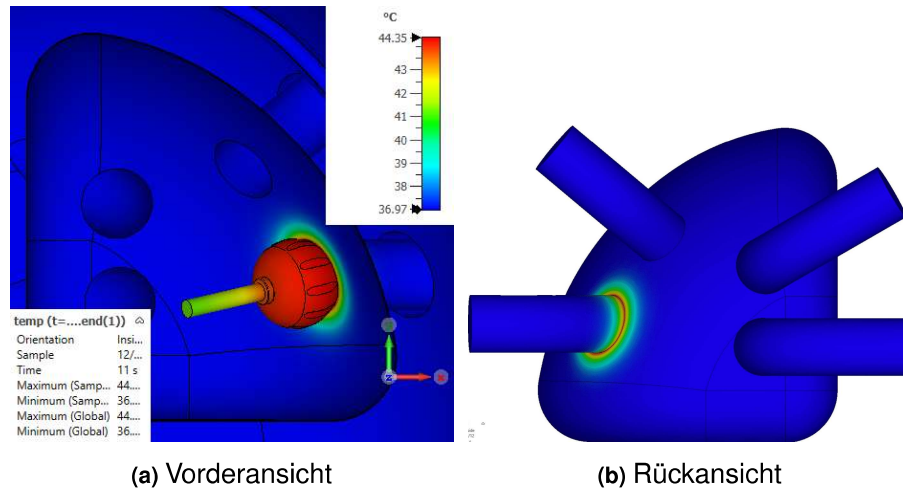


Abbildung 4.41: Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach 12 s an der LIPV bei 15W mit HELIOSTAR™ Ballon

Bei der Abgabe von 15 W stellt sich nach einer Ablationsdauer von 12 Sekunden eine Temperatur von 44,35°C ein (siehe Abb. 4.42). Bei dieser Temperatur ist bereits ein Ablationserfolg vorhanden.

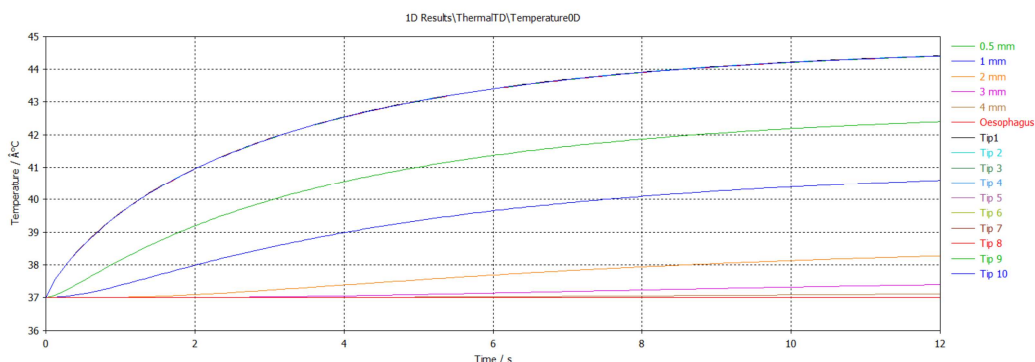


Abbildung 4.42: Temperaturverlauf bei 15 W Energieabgabe während der Ablation an der LSPV

4.3.4. Pulmonalvenenisolation (PVI)

Bei der Pulmonalvenenisolation werden die elektrischen Impulse aus der PV so ver-
 ödet, dass sie die Herzvorhöfe nicht mehr erregen können und dadurch eine elektri-
 sche Isolation entsteht. Infolgedessen wird die mechanische Funktion des Herzens
 nicht beeinträchtigt und schlägt wieder mit seinem Sinusrhythmus. Folgendes sind
 alle möglichen Isolationstechniken der Pulmonalvenenisolation.

1. Zirkumferentielle Ablationslinien um die rechte und linke PV

Diese Technik ist das häufigste verwendete Verfahren für die Pulmonalvenenisola-
 tion. Hierbei werden die Ablationslinien um die rechte und linke PV gesetzt (siehe
 Abb. 4.43). Das Ziel hierbei ist die elektrische Isolation der Pulmonalvenen zu er-
 reichen.

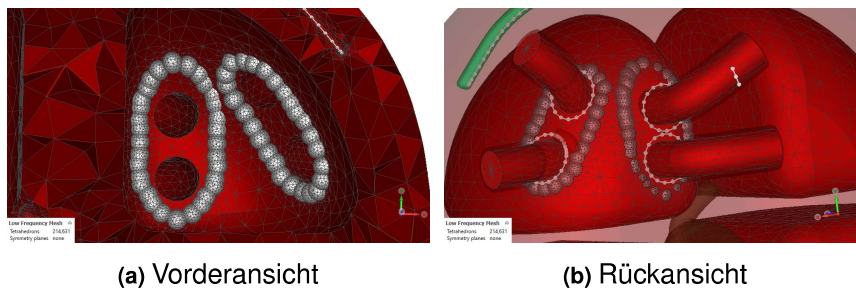


Abbildung 4.43: Darstellung von der zirkumferentiellen Ablationslinien um die rechten und linken PVs

In der folgenden Abbildung 4.44 wurde die Simulation der linksatrialen fokalen
 Flimmerquellen nach der Isolation dargestellt. Hierbei wurde das rechte Atrium
 durch den Sinusknoten erregt und das linke Atrium über das Bachmann-Bündel.
 Trotz der Isolationspunkte ist die Erregungsausbreitung über diese zu sehen, jedoch
 wurde der Herzrhythmus dadurch nicht beeinflusst (siehe Abb. 4.53).

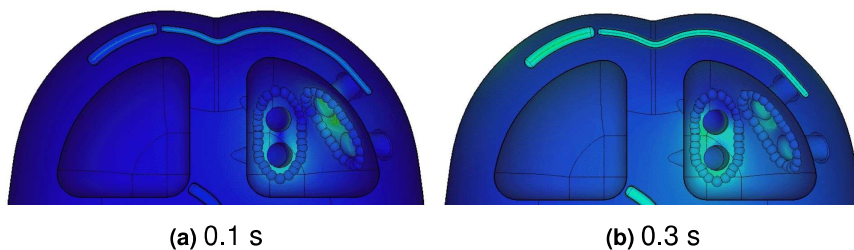


Abbildung 4.44: Simulation vom Vorhofflimmern nach der Isolation von den rechten und linken PV

2. Lineare Ablationsläsionen mit Dachlinie

Dieser Methode ist prinzipiell ähnlich wie die erste Technik, jedoch mit einer Dachlinie und einer posterioren inferioren Linie, die die Isolierung der hinteren linken Vorhofwand ermöglicht (siehe Abb. 4.45).

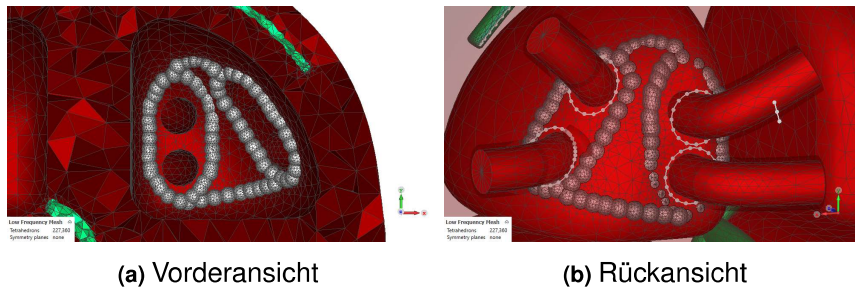


Abbildung 4.45: Darstellung von den häufigsten Stellen der linearen Ablationsläsionen mit Dachlinie

In der folgenden Abbildung 4.46 wurde die Simulation der linksatrialen fokalen Flimmerquellen nach der Isolation präsentiert. Es ist auffällig, dass das rechte Atrium durch den Sinusknoten erregt und das linke Atrium über das Bachmann-Bündel erregt wurde. Dabei breiten sich die fokalen Flimmerquellen aus allen Pulmonalvenen trotz der Isolationspunkte weiter aus. Allerdings hat dies keinen Einfluss auf den normalen Herzrhythmus (siehe Abb. 4.53).

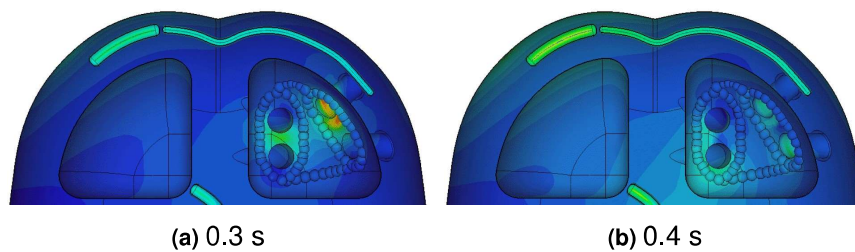


Abbildung 4.46: Simulation vom Vorhofflimmern nach der PVI mit Dachlinie

3. Lineare Ablationsläsionen mit Dachlinie und zusätzliche lineare Läsionen zwischen der superioren und inferioren PV

In der folgenden Abbildung 4.47 ist eine Kombination von linearen Ablationsläsionen mit Dachlinie und zusätzliche lineare Läsionen zwischen der superioren und inferioren PV, welche eine Achterform darstellt.

4. Ergebnisse

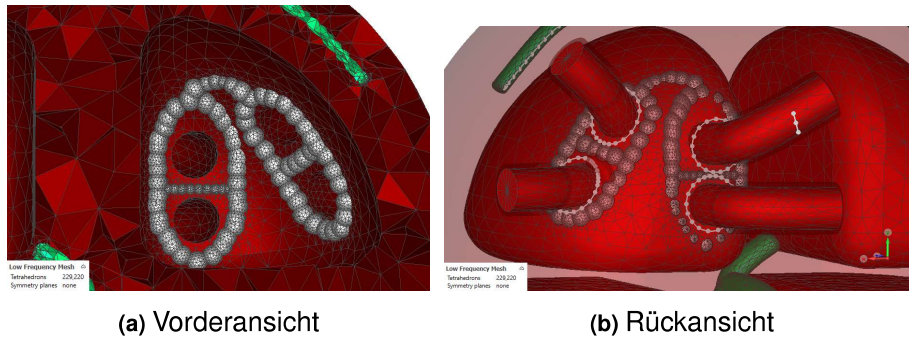


Abbildung 4.47: Darstellung von der linearen Ablationsläsionen mit Dachlinie und zusätzlichen linearen Läsionen zwischen der superioren und inferioren PV

In der folgenden Abbildung 4.48 wurde die Simulation der linksatrialen fokalen Flimmerquellen nach der Isolation dargestellt. Auffällig ist, dass sich die fokalen Flimmerquellen nicht im gesamten linken Atrium ausbreiten.

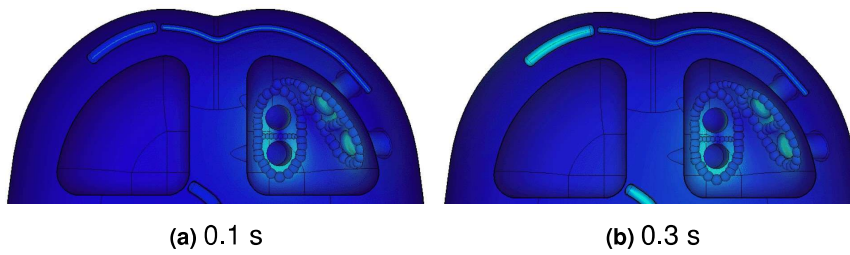


Abbildung 4.48: Simulation der linksatrialen fokalen Erregung bei zirkumferentiellen Ablationslinien (Bild zu Bild 0,1 s)

4. Zirkumferentiellen Ablationslinien um alle PV

Diese Technik wird nur verwendet, wenn die Pulmonalvenen sehr nah beieinander sind, beispielsweise beim Offenburger Herzmodell. Hierbei wird eine zirkumferentielle Ablationslinie um alle PVs gezogen, mit dem Ziel, eine elektrische Isolation der Pulmonalvenen zu erhalten (siehe Abb. 4.49).

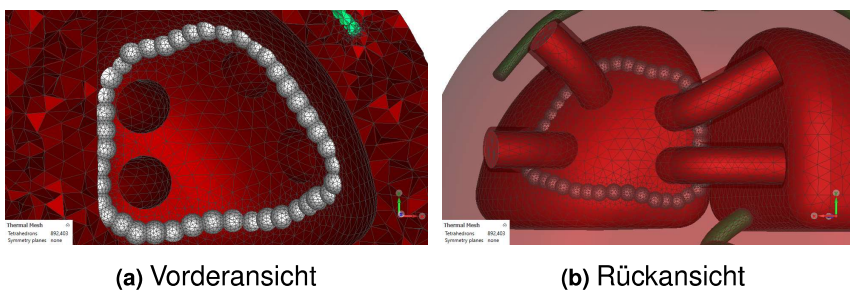


Abbildung 4.49: Darstellung von zirkumferentiellen Ablationslinien um alle PV herum

4. Ergebnisse

In der folgenden Abbildung 4.50 wurde die Simulation der linksatrialen fokalen Flimmerquellen nach der Isolation gezeigt. Mithilfe dieser Simulation scheint diese Isolationstechnik nicht zu funktionieren, da es immer noch viele kreisende Erregungen im linken Atrium gibt.

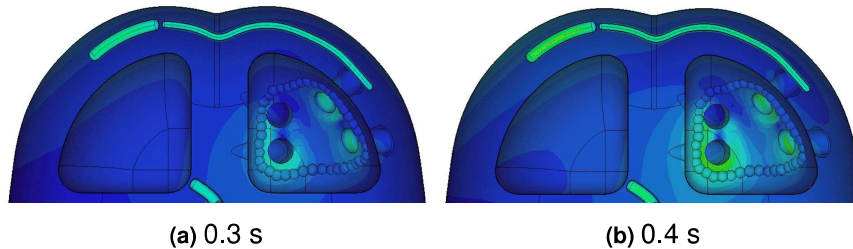


Abbildung 4.50: Simulation der linksatrialen fokalen Erregung bei zirkumferentiellen Ablationslinien

5. Zirkumferentiellen Ablationslinien um die einzelne PV

Dieses Verfahren wird heutzutage kaum verwendet, da die Prozedur viel zu lange dauert. Hierfür werden die Pulmonalvenen einzeln mit einem ringförmigen Ablationspunkten diskonnektiert (siehe Abb. 4.51).

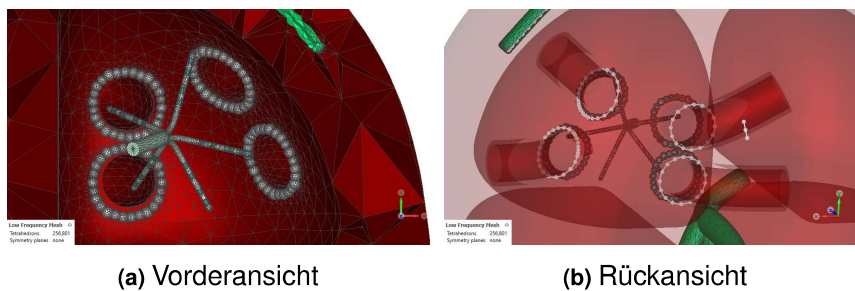


Abbildung 4.51: Darstellung von zirkumferentiellen Ablationslinien um die einzelne PV herum

In der folgenden Abbildung 4.52 wurde die Simulation der linksatrialen fokalen Flimmerquellen nach der Isolation präsentiert.

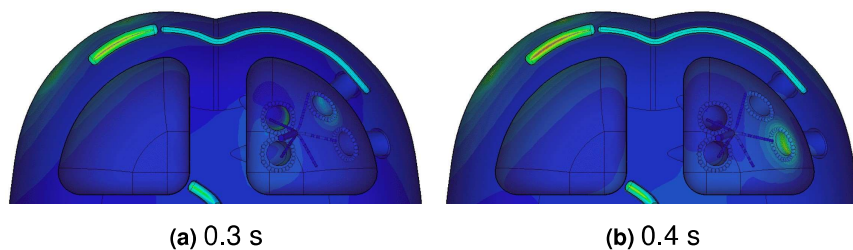


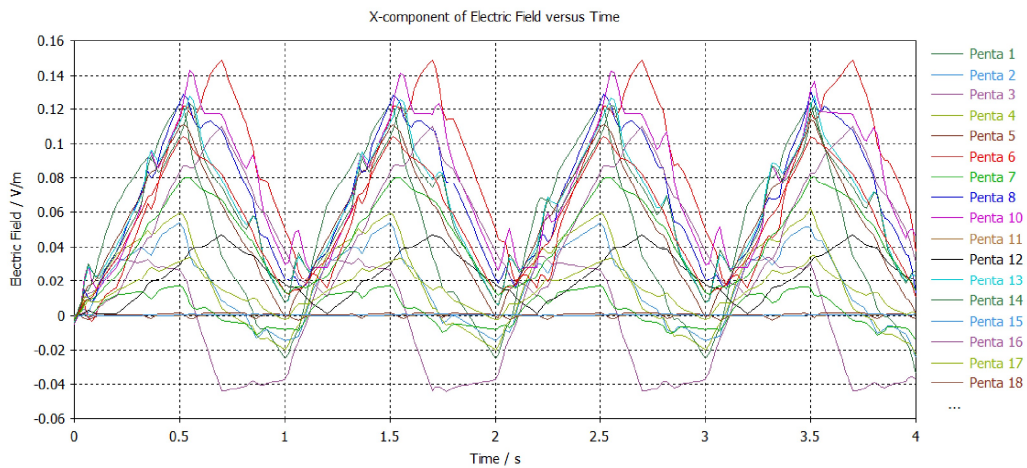
Abbildung 4.52: Simulation der linksatrialen fokalen Erregung bei zirkumferentiellen Ablationslinien um die einzelne PV

4.3.5. Diskussion

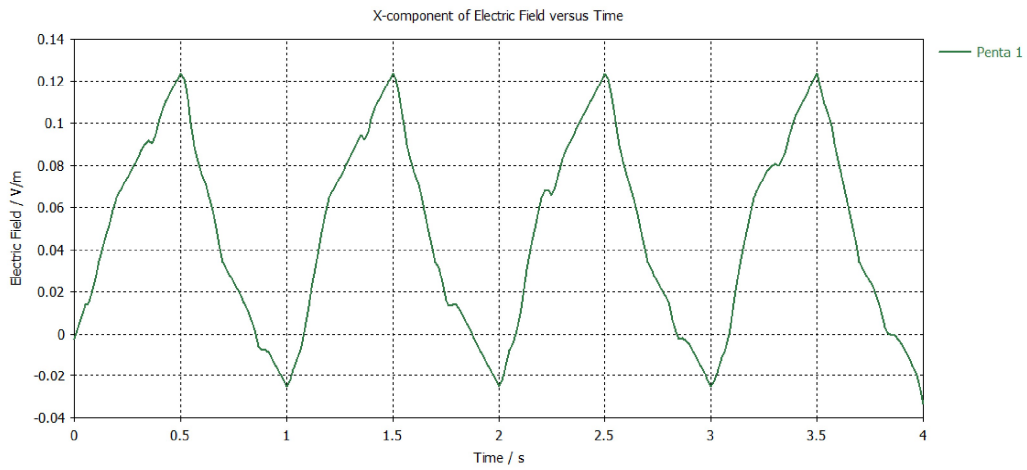
Die Pulmonalvenenisolation erfolgt in der Regel mit Ablationspunkten. Die Ablation wurde im thermalen Solver mit einer HF-Signal als *Excitation Signal* durchgeführt. Es ist quasi eine Kombination aus zwei Solvern, da sich keine Temperatur im HF-Solver erzeugen lässt. Trotzdem wurden realitätsnahe Simulationsergebnisse „Temperaturwerte“ erzielt. Es hat sich jedoch gezeigt, dass sich bei Veränderungen der Simulationsparameter, die Simulationsergebnisse stark beeinflussen können, z. B. die Veränderung der Solver-Genauigkeit führt zu einer Veränderung der Ergebnisse bis zu $\pm 4^{\circ}\text{C}$. Eine sehr niedrige Auflösung des Modells „Mesh Einstellungen“ führt ebenfalls zur Veränderung der Ergebnisse bzw. zeigt unerwünschte Artefakte. Deswegen lässt sich die Genauigkeit der Ergebnisse nur im Vergleich mit Untersuchungen an echtem Herzgewebe herausfinden.

Bezüglich der Isolation der Pulmonalvenen scheint die Simulation der Ausbreitung von den elektrischen Feldern nicht gut zu funktionieren, jedoch zeigte die abgetastete X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des PentaRay® Katheters im linken Vorhof nach der Isolation sehr gute Ergebnisse (siehe Abb. 4.53). Denn der PentaRay® Katheter lag im linken Atrium (siehe Abb. 4.51) mit 20 „Monitor at Point“. Nach der Simulation 4.52 wurden die Ergebnisse betrachtet. Hierbei fällt es auf, dass die Morphologie des eingestellten Signals weitestgehend erhalten geblieben ist (siehe Abb. 4.53 (b)), d. h. das linke Atrium wurde über das Bachmann-Bündel aus dem Sinusknoten erregt und damit ist Isolation der PV erfolgreich.

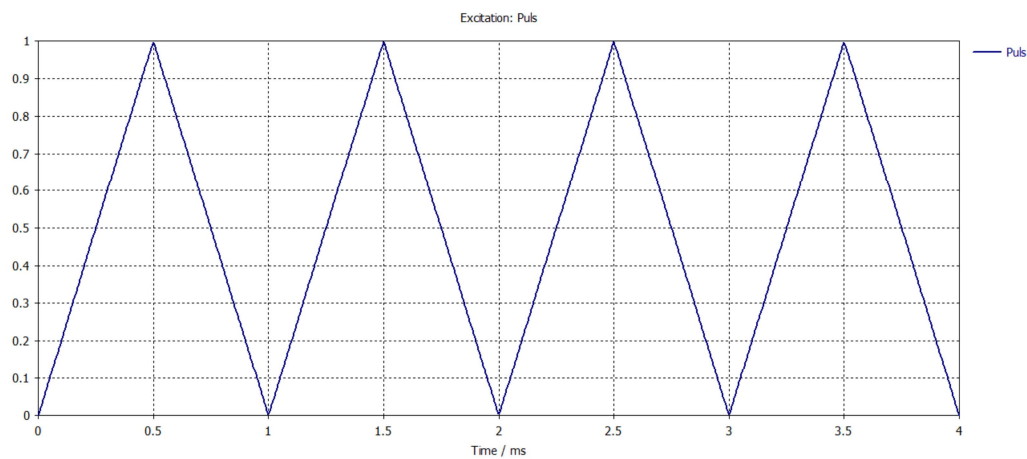
4. Ergebnisse



(a) X-Komponente der elektrischen Felder von Penta 1-20



(b) X-Komponente der elektrischen Felder von Penta 1



(c) Eingestellter Puls

Abbildung 4.53: Vergleich der abgetasteten X-Komponente der elektrischen Felder im linken Atrium nach der Pulmonalvenenisolation mit dem eingestellten Puls

5. Fehlerbetrachtung

In dem Offenburger Herzrhythmusmodell lassen sich verschiedene Herzerkrankungen mit CST Studio Suite simulieren, jedoch zeigte es sich im Laufe dieser Arbeit, dass die Veränderung des Mesh-Parameters einen Einfluss auf die Simulationsergebnisse hat. Außerdem hat die Integrationsordnung „*Solver Order* z. B. *1st, 2nd oder 3rd Grade*“ ebenfalls einen Einfluss auf die Simulationsergebnisse unabhängig von dem Solver- oder Problem-Typ, beispielsweise bei einer Simulation des Thermalfeldes führt die Veränderung der Solver-Genauigkeit von 1st Grade auf 3rd zu einer Veränderung der Ergebnisse bis zu ± 4 °C.

Des Weiteren können unterschiedliche Arten von Mesh-Fehler auftreten, wenn z. B. ein Katheter nicht richtig in das Gewebe platziert bzw. integriert wurde und mehrere Materialien sich überlappen, oder wenn während des Modellierens eines Katheters die einzelnen Komponenten nicht richtig zusammengefügt werden.

6. Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit konnten mithilfe der gesammelten Erfahrung mit CST Studio Suite® weitere linksatriale Diagnostik- und Ablationskatheter modelliert werden. Das Offenburger Herzrhythmusmodell wurde mit dieser Arbeit mit unterschiedlichen linksatrialen Fokus-Modellen „von Vorhofflimmern“ und deren Terminierung mittels HF-Ablation erweitert. Dabei wurden alle möglichen linksatrialen fokalen Flimmerquellen simuliert, die zum Vorhofflimmern führen können. Währenddessen wurden sowohl LA- & LV-Signale, die mit MATLAB generiert wurden, als auch LA- & LV-Biosignale verwendet, um möglichst realitätsnahe Visualisierungen des Vorhofflimmerns zu erhalten.

Für die Diagnostik wurden die in dieser Arbeit modellierten Diagnostik-Katheter „PentaRay- und Lasso-Katheter“ benutzt und die Ergebnisse miteinander verglichen. Zur Terminierung bzw. Pulmonalvenenisolation mittels HF-Ablation wurde mit dem bereits gestellten Ablationskatheter „Biotronik AICath Platin Full Circle“ durchgeführt und die Ergebnisse bei verschiedenen Energien miteinander verglichen. Eine weitere Pulmonalvenenisolation wurde mit Hilfe der Pulsed Field Ablation realisiert. Dazu wurden PFA Elektroden „Pentaspline Basket pose Katheter und HELIOSTAR Ballon“ modelliert. Nach der Ablation an allen Pulmonalvenen mit verschiedenen Ablationskathetern wurden unterschiedliche Isolationstechniken der Pulmonalvenen modelliert. Anschließend wurde die Simulation unterschiedlicher linksatrialer fokaler Erregungsausbreitungen nach der Isolation durchgeführt, um zu überprüfen, ob die Isolation erfolgreich war oder nicht.

Insgesamt ist festzuhalten, dass CST Studio Suite® eine geeignete Software für die Visualisierung verschiedener Herzrhythmusstörungen ist. Dennoch gibt es noch viele Verbesserungs- und Erweiterungsmöglichkeiten im Bereich der Simulation. Es wäre daher erstrebenswert, weitere Abschlussarbeiten in diesem Bereich zu vergeben.

7. Ausblick

Die bereits simulierte linksatriale fokale Flimmerquelle mit LA-Biosignalen sind eine gute Grundlage zur Simulation unterschiedlicher Herzrhythmusstörungen mit weiteren Biosignalen, da CST Studio Suite® diese Möglichkeit durch „*Import from ASCII table*“ bietet. Diese realitätsnahen Rhythmussimulationen sind eine Möglichkeit, zahlreiche Herzrhythmusstörungen zu visualisieren, die in der Lehre zur Veranschaulichung der Erregungsausbreitung des Herzens verwendet werden können. Dies kann den Studierenden zur Vereinfachung dienen, die vielen unterschiedlichen Möglichkeiten der Erkrankungen des Erregungsbildungs- und Weiterleitungssystem zu vertiefen.

Die Hybrid-Ablation, welche die Kombination aus einer EPU und einer chirurgischen Ablation zur Behandlung von Vorhofflimmern umfasst, könnte am Offenburger Herzrhythmusmodell mithilfe von CST Studio Suite® simuliert bzw. visualisiert werden, um das Beste von beiden Verfahren zu erzielen und somit die Lebensqualität der Patienten mit komplexem Vorhofflimmern zu verbessern.

Im Bereich der Ablation konnte in dieser Arbeit ein HF-Signal im thermalen Solver verwendet werden und damit realistische Temperaturwerte erzielt werden. Allerdings können in CST Studio Suite® mit der Funktion „*Multiphysics*“ mittels HF-Solver im Rahmen der HF-Ablation realitätsnähere Simulationen realisiert werden.

Abkürzungsverzeichnis

AFib	Atrial Fibrillation	5
bpm	beats per minute	38
CST	Computer Simulation Technology	1
EHRA	European Heart Rhythm Association	5
EKG	Elektrokardiogramm	7
EPU	Elektrophysiologische Untersuchung	6
HF	Hochfrequenz	16
HSM	Herzschrittmacher	25
ICD	implantierbarer cardioverter defibrillator	8
KV	Kardioversion	5
LA	Left Atrium	23
LF	Low Frequency	14
LIPV	Left Inferior Pulmonary Vein	42
LSPV	Left Superior Pulmonary Vein	43
LV	Left Ventrikel	24
NYHA	New York Heart Association	5
PFA	Pulsed Field Ablation	34
PV	Pulmonalvenen	6
PVI	Pulmonalvenenisolation	8
RIPV	Right Inferior Pulmonary Vein	44
RSPV	Right Superior Pulmonary Vein	45

Tabellenverzeichnis

2.1. EHRA-Score zur Klassifizierung von Vorhofflimmern	5
3.1. Biomaterialeigenschaften des Offenburger Herzmodells	20
3.2. Werkstoffeigenschaften der modellierten Diagnostik-Kathetern	27
3.3. Grundeinstellungen in CST Studio Suite® für Diagnostik-Katheter	27
3.4. Maße und Werkstoffe des 10 poligen Lasso® Katheters	28
3.5. Maße und Werkstoffe des 20 poligen PentaRay® NAV eco Katheters	29
3.6. Maße und Werkstoffe von OSYPKA FINDER pure®	31
3.7. Werkstoffeigenschaften des Biotronik Katheters	32
3.8. Maße und Werkstoffe des Biotronik Ablationskatheters	33
3.9. Grundeinstellungen von dem Pentaspline Basket pose Katheter	34
3.10. Maße und Werkstoffe des Pentaspline Basket pose Katheters	35
3.11. Werkstoffeigenschaften HELIOSTAR™ Ablation Ballon	36
3.12. Maße und Werkstoffe der HELIOSTAR™ Ablation Ballon	36

Abbildungsverzeichnis

2.1.	Anatomie des menschlichen Herzens [Ti16]	2
2.2.	Schematische Darstellung des Reizbildungs- und Erregungsleitungs- systems des Herzens [LL10]	3
2.3.	Erregungsverlauf bei Vorhofflimmern [Vob]	4
2.4.	Schematische Darstellungen verschiedener Hypothesen und Vor- schläge zu den Mechanismen von Vorhofflimmern [Hu17]	6
2.5.	Schematische Darstellung der gesetzten Läsionsorte bei Vorhoff- limmern [Pi06]	9
2.6.	Vereinfachte Darstellung der Hochfrequenz Katheterablation im mensch- lichen Körper [Zh16]	10
2.7.	Hochfrequenz Katheterablation bei Vorhofflimmern [pr]	11
2.8.	Pulse Field Ablation zur Terminierung von Persistierendem Vor- hofflimmern [Re20]	12
2.9.	Problemstellungen bzw. Simulationsbereiche bei CST	13
2.10.	Einstellung des Problemtyps und des Setup Solvers in CST	15
2.11.	Auswahl der Katheterspitze als Heat Source sowie die Eingabe des Energiewerts	16
2.12.	Gezoomte Darstellung von HF Signal mit 400 kHz	16
2.13.	3D Field Monitor bei Thermal Transient Solver	17
2.14.	Monitor at Point bei Thermal Transient Solver	17
2.15.	Ergebnis der Temperatur über eine Zeitspanne in Form eines Dia- gramms	17
2.16.	Darstellung von Meshing Möglichkeiten am Herzmodell	18
3.1.	Vereinfachte Darstellung von Offenburger Herzrhythmusmodell nach Schalk und Krämer, Benke, Klotz, Schleh und Pascual	19
3.2.	Offenburger Herzrhythmusmodell mit dem Ösophagus	20
3.3.	Offenburger Herzmodell mit Pulmonalvenen nach Müssig [MMH18]	21
3.4.	Menüleiste Modelling	21
3.5.	Menüleiste 2D Zeichnen in CST	22
3.6.	Voltage Path als Path Source in CST anlegen	22
3.7.	Mit CST generiertes Signal für den Sinuspuls bei Vorhofflimmern	23
3.8.	Mit MATLAB generiertes Signal für die linksatriale Flimmerquellen	23
3.9.	Mit MATLAB generiertem Signal für die ventrikuläre Erregung	24

3.10. Import Excitation Signal aus ASCII Tabelle in CST	24
3.11. Biosignale bei Vorhofflimmern	25
3.12. Skaliertes und verschobenes Biosignal für die linksatriale Flimmerquellen	26
3.13. Skaliertes und verschobenes Biosignal für die ventrikuläre Erregung	26
3.14. Darstellung von 20 poligen Lasso® Katheter [JM]	28
3.15. Mit CST modellierter 10 poliger Lasso® Katheter	28
3.16. Mit CST modellierter 20 poliger PentaRay® NAV eco Katheter . . .	29
3.17. Mit CST modellierter 20 poliger PentaRay® NAV eco Katheter zweite Variante	30
3.18. Mit CST modellierter OSYPKA FINDER pure® 4 poliger Katheter	31
3.19. HF Ablationskatheter Biotronik AlCath LT Platin FullCircle mit 8 mm Tip-Elektrode [MMH18]	32
3.20. Mit CST modellierte Pentaspine Basket pose Katheter in Flower- Variante	34
3.21. Mit CST modellierte Pulsed field ablation (PFA) Katheter	35
3.22. Mit CST modellierte HELIOSTAR™ Ablation Ballon	36
4.1. Bilderfolge des simulierten Videos vom Sinusrhythmu mit HF 60 bpm und HPD 1000 ms (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)	39
4.2. Bilderfolge des simulierten Videos von der linksarrialen fokalen Flimmerquellen aus allen Polumenalvenen (Bild zu Bild 0,05 s Schrit- te)	40
4.3. Bilderfolge des simulierten Videos eines Vorhofflimmerns mit Bio- signale (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)	41
4.4. Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flim- merquellen aus LIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)	42
4.5. Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flim- merquellen aus LSPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)	43
4.6. Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flim- merquellen RIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)	44
4.7. Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flim- merquellen aus RSPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)	45
4.8. Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flim- merquellen aus RIPV und RSPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte) . . .	46
4.9. Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flim- merquellen aus LIPV und LSPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte) . . .	47
4.10. Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flim- merquellen aus RSPV und LSPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte) . . .	48
4.11. Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flim- merquellen aus RIPV und LIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)	49
4.12. Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flim- merquellen aus RSPV und LIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte) . . .	50
4.13. Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flim- merquellen aus LSPV und RIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte) . . .	51

4.14. Bilderfolge des simulierten Videos der linksatrialen fokalen Flimmerquellen aus LIPV und RIPV (Bild zu Bild 0,05 s Schritte)	52
4.15. Darstellung der Lage des Lasso® Katheters im linken Atrium	54
4.16. X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des Lasso® Katheters im linken Vorhof	55
4.17. Darstellung der Lage des Lasso Katheter in der RIPV	56
4.18. X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des Lasso Katheters in der RSPV	56
4.19. Darstellung der Lage des PentaRay® NAV eco Katheters im linken Vorhof	57
4.20. X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des PentaRay® NAV eco Katheters im linken Atrium	58
4.21. Darstellung der Lage des PentaRay® NAV eco Katheters in unterschiedlicher Pulmonalvenen	59
4.22. X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des PentaRay® Katheters im RSPV	59
4.23. Darstellung der Lage des OSYPKA FINDER pure® Katheters im LIPV	60
4.24. X-Komponente der elektrischen Felder an verschiedenen Elektroden des OSYPKA FINDER pure® Katheters im LIPV	61
4.25. Temperaturverlauf bei 1W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV	63
4.26. Temperaturverlauf bei 5W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV	63
4.27. Temperaturverlauf bei 10W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV	64
4.28. Temperaturverlauf bei 15W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV	64
4.29. Temperaturverlauf bei 20W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV	65
4.30. Temperaturverlauf bei 25W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV	65
4.31. Temperaturverlauf bei 30W Energieabgabe während der Ablation an der LIPV	66
4.32. Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach ca. 20 s an der RIPV bei unterschiedlicher Energien 1-30 W	67
4.33. Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach 20 s an der LSPV bei 15W	68
4.34. Temperaturverlauf bei 15W Energieabgabe während der Ablation an der LSPV	68
4.35. Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach 25 s an der RSPV bei 15W	69
4.36. Temperaturverlauf bei 15W Energieabgabe während der Ablation an der RSPV	69

4.37. Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach 12 s an der LIPV bei 15W mit Pentaspline Basket pose Katheter	70
4.38. Temperaturverlauf bei 15W Energieabgabe während der Ablation an der RSPV	70
4.39. Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach 12 s an der RIPV bei 20W mit Pentaspline Basket pose Katheter in Flower Form	71
4.40. Temperaturverlauf bei 20 W Energieabgabe während der Ablation an der RSPV	71
4.41. Simulation der Thermalfeld Ausbreitung nach 12 s an der LIPV bei 15W mit HELIOSTAR™ Ballon	72
4.42. Temperaturverlauf bei 15 W Energieabgabe während der Ablation an der LSPV	72
4.43. Darstellung von der zirkumferentiellen Ablationslinien um die rechten und linken PVs	73
4.44. Simulation vom Vorhofflimmern nach der Isolation von den rechten und linken PV	73
4.45. Darstellung von den häufigsten Stellen der linearen Ablationsläsionen mit Dachlinie	74
4.46. Simulation vom Vorhofflimmern nach der PVI mit mit Dachlinie	74
4.47. Darstellung von der linearen Ablationsläsionen mit Dachlinie und zusätzlichen linearen Läsionen zwischen der superioren und inferioren PV	75
4.48. Simulation der linksatrialen fokalen Erregung bei zirkumferentiellen Ablationslinien (Bild zu Bild 0,1 s)	75
4.49. Darstellung von zirkumferentiellen Ablationslinien um alle PV herum	75
4.50. Simulation der linksatrialen fokalen Erregung bei zirkumferentiellen Ablationslinien	76
4.51. Darstellung von zirkumferentiellen Ablationslinien um die einzelne PV herum	76
4.52. Simulation der linksatrialen fokalen Erregung bei zirkumferentiellen Ablationslinien um die einzelne PV	76
4.53. Vergleich der abgetasteten X-Komponente der elektrischen Felder im linken Atrium nach der Pulmonalvenenisolation mit dem eingestellten Puls	78

Listings

A.1. Matlab Skript zur Generierung eines LA Signals	x
A.2. Matlab Skript zur Generierung eines LV Signals	xii
A.3. Matlab Skript zur Generierung eines HF Signals	xiv

Literatur

- [AV] AV, A. S.-J.: CLOSE-geführte Pulmonalvenenisolation mit leistungsstarken und stabilen HF-Anwendungen, URL: <https://ichgcp.net/de/clinical-trials-registry/NCT04122963>.
- [CI] Clemens Gödel, D. m. A. R.: Vorhofflimmern, Echokardiografie, hrsg. von NetDoktor, Besucht am 03.10.2021, URL: <https://www.netdoktor.de/krankheiten/herzrhythmusstoerungen/vorhofflimmern/>.
- [Ge08] Gertsch, M.: Das EKG - Auf einen Blick und im Detail. Springer Science und Business Media, Berlin Heidelberg, 2008, ISBN: 978-3-540-79121-8.
- [HB03] Haverkamp, W.; Breithardt, G.: Moderne Herzrhythmustherapie -. Thieme, Stuttgart, 2003, ISBN: 978-3-131-26281-3.
- [Hu17] Hugh Calkins GerhardHindricks, R. C.: Expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation. Journal of Arrhythmia/, 2017, URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1016/j.joa.2017.08.001>.
- [JM] Johnson; Medical, J.: LASSO Catheter, URL: <https://www.jnjmedicaldevices.com/de-DE/product/lasso-katheter>.
- [LL10] Lewalter, T.; Lüderitz, B.: Herzrhythmusstörungen - Diagnostik und Therapie. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2010, ISBN: 978-3-540-76755-8.
- [MMH18] Müssig, R.; Müssig, R.; Hörth, J.: Cryoballoon model and simulation of catheter ablation for pulmonary vein isolation in atrial fibrillation. Current Directions in Biomedical Engineering 4/1, S. 473–475, 2018, URL: <https://doi.org/10.1515/cdbme-2018-0113>.
- [NP13] Neuzner, J.; Pitschner, H.: Vorhofflimmern Vorhofflattern - Aktuelle Diagnostik und Therapie. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2013, ISBN: 978-3-662-13383-5.

- [Pi06] Piorkowski C Hindricks G Weidlich C, K. H.: Katheterablation von Vorhofflimmern: Eine Standortbestimmung im Jahr 2006. *Journal für Kardiologie - Austrian*, 2006, URL: <https://www.kup.at/kup/pdf/6229.pdf>.
- [pr] praktischArzt, E. W.: Ablation Herz, Besucht am 08.10.2021, URL: <https://www.praktischerarzt.de/behandlung/ablation-herz/>.
- [QHH21] Quester, C.; Heinke, M.; Hörth, J.: Simulation and Visualization of the electrical Activity of the Heart with focal ventricular tachycardia in a 3D Model. *Current Directions in Biomedical Engineering* 7/2, S. 17–20, 2021, URL: <https://doi.org/10.1515/cdbme-2021-2005>.
- [Re20] Reddy Vivek, Y.; Ante, A.; Jacob, K.; Jan, P.; Moritoshi, F.; Kentaro, M.; Toni, B.; Ivan, S.; Dukkipati Srinivas, R.; Iwanari, K.; Petr, N.: Pulsed Field Ablation in Patients With Persistent Atrial Fibrillation. *Journal of the American College of Cardiology* 76/9, S. 1068–1080, Sep. 2020, URL: <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2020.07.007>.
- [RL06] Rohen, J. W.; Lütjen-Drecoll, E.: Funktionelle Anatomie des Menschen - Lehrbuch der makroskopischen Anatomie nach funktionellen Gesichtspunkten. Schattauer Verlag, Stuttgart, 2006, ISBN: 978-3-794-52440-2.
- [SD12] Silbernagl, S.; Despopoulos, A.: Taschenatlas Physiologie -. Thieme, Stuttgart, 2012, ISBN: 978-3-131-52538-3.
- [SHE17] Schalk, M.; Heinke, M.; Echle, R.: P919 Heart rhythm model and simulation of electrophysiological studies and high-frequency ablations. *EP Europace* 19/, S. iii182–iii182, Juni 2017, ISSN: 1099-5129, eprint: https://academic.oup.com/europace/article-pdf/19/suppl_3/iii182/17902910/eux151.101.pdf, URL: <https://doi.org/10.1093/ehjci/eux151.101>.
- [SIa] SIMULIA: LÖSER FÜR ELEKTROMAGNETISCHE SIMULATION, URL: <https://www.3ds.com/de/produkte-und-services/simulia/produkte/cst-studio-suite/loeser/>.
- [SIb] SIMUSERV: CST Studio Suite, URL: https://www.simuserv.de/software/cst?no_cache=1.
- [SL14] Steffel, J.; Luescher, T.: Herz-Kreislauf -. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2014, ISBN: 978-3-642-55112-3.

- [Sö18] Sörnmo, L.: Atrial Fibrillation from an Engineering Perspective -. Springer, Berlin, Heidelberg, 2018, ISBN: 978-3-319-68515-1.
- [Ti16] Tillmann, B. N.: Situs. In: Atlas der Anatomie des Menschen: mit Muskeltabellen. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S. 247–388, 2016, ISBN: 978-3-662-49288-8, URL: https://doi.org/10.1007/978-3-662-49288-8_5.
- [Voa] Vorhofflimmern.de: Vorhofflimmern, Welche Arten von Vorhofflimmern gibt es?, Besucht am 03.10.2021, URL: <https://www.vorhofflimmern.de/content/vorhofflimmern>.
- [Vob] Vorhofflimmern.de: Die chirurgische Ablation, Vorhofflimmern mit chirurgischer Operation behandeln, Besucht am 20.12.2021, URL: <https://www.vorhofflimmern.de/content/die-chirurgische-ablation>.
- [Zh16] Zhang, B.; Moser, M. A. J.; Zhang, E. M.; Luo, Y.; Liu, C.; Zhang, W.: A review of radiofrequency ablation: Large target tissue necrosis and mathematical modelling. Physica Medica: European Journal of Medical Physics 32/8, S. 961–971, Aug. 2016, ISSN: 1120-1797, URL: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.07.092>.
- [Zr06] Zrenner, B.; Kolb, C.; Luik, A.; Ndrepepa, G.: Basic principles. In (Schmitt, C.; Deisenhofer, I.; Zrenner, B., Hrsg.): Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias: A Practical Approach. Steinkopff, Darmstadt, S. 1–33, 2006, ISBN: 978-3-7985-1576-5, URL: https://doi.org/10.1007/3-7985-1576-X_1.

A. Anhang

A.1. MATLAB Skript zur Generierung eines LA Signals

```
1
2 clc;clear;
3
4 time = 0:.03:5;
5
6 signal = zeros(1,length(time));
7
8 for i = 1:length(time)
9
10     switch i
11         case 4
12             signal(i) = 1;
13         case 5
14             signal(i) = 0.5;
15         case 12
16             signal(i) = 1;
17         case 13
18             signal(i) = 0.4;
19         case 25
20             signal(i) = 1;
21         case 26
22             signal(i) = 0.6;
23         case 43
24             signal(i) = 1;
25         case 44
26             signal(i) = 0.5;
27         case 55
28             signal(i) = 1;
29         case 56
30             signal(i) = 0.45;
31         case 71
32             signal(i) = 1;
33         case 72
34             signal(i) = 0.55;
35         case 83
36             signal(i) = 1;
37         case 84
```

```
38     signal(i) = 0.42;
39     case 95
40         signal(i) = 1;
41     case 96
42         signal(i) = 0.53;
43     case 103
44         signal(i) = 1;
45     case 104
46         signal(i) = 0.57;
47     case 115
48         signal(i) = 1;
49     case 116
50         signal(i) = 0.49;
51     case 123
52         signal(i) = 1;
53     case 124
54         signal(i) = 0.54;
55     case 137
56         signal(i) = 1;
57     case 138
58         signal(i) = 0.39;
59     case 145
60         signal(i) = 1;
61     case 146
62         signal(i) = 0.46;
63     case 159
64         signal(i) = 1;
65     case 170
66         signal(i) = 0.54;
67     case 171
68         signal(i) = 1;
69     case 172
70         signal(i) = 0.6;
71     end
72 end
73
74 timeverw = time';
75 signalverw = signal';
76 ExcitationSignal = horzcat(timeverw,signalverw);
77
78 plot(ExcitationSignal(:,1),ExcitationSignal(:,2));
79
80 save('ExcitationPVSignale.txt','ExcitationSignal','-ascii');
```

Listing A.1: Matlab Skript zur Generierung eines LA Signals

A.2. MATLAB Skript zur Generierung eines LV Signals

```
1
2
3 clc;clear;
4
5 time = 0:.2:5;
6
7 signal = zeros(1,length(time));
8
9 for i = 1:length(time)
10     switch i
11         case 3
12             signal(i) = 1;
13         case 9
14             signal(i) = 1;
15         case 14
16             signal(i) = 1;
17         case 25
18             signal(i) = 1;
19         case 33
20             signal(i) = 1;
21         case 37
22             signal(i) = 1;
23         case 43
24             signal(i) = 1;
25         case 48
26             signal(i) = 1;
27         case 63
28             signal(i) = 1;
29         case 64
30             signal(i) = 0.39;
31     case 70
32         signal(i) = 1;
33     case 71
34         signal(i) = 1;
35     case 83
36         signal(i) = 1;
37     case 84
38         signal(i) = 0.53;
39     case 90
40         signal(i) = 1;
41     case 91
42         signal(i) = 0.39;
43     case 103
44         signal(i) = 1;
45     case 104
46         signal(i) = 0.53;
47     case 113
48         signal(i) = 1;
49     case 114
50         signal(i) = 0.55;
```

```
51     case 123
52         signal(i) = 1;
53     case 124
54         signal(i) = 0.66;
55     case 133
56         signal(i) = 1;
57     case 134
58         signal(i) = 0.7;
59     case 153
60         signal(i) = 1;
61     case 154
62         signal(i) = 0.35;
63     case 160
64         signal(i) = 1;
65     case 161
66         signal(i) = 0.39;
67     case 173
68         signal(i) = 1;
69     case 174
70         signal(i) = 0.48;
71     end
72 end
73
74 timeverw = time';
75 signalverw = signal';
76 ExcitationSignal = horzcat(timeverw,signalverw);
77
78 plot(ExcitationSignal(:,1),ExcitationSignal(:,2));
79
80 save('ExcitationSignalKammererregung.txt','ExcitationSignal','-ascii');
```

Listing A.2: Matlab Skript zur Generierung eines LV Signals

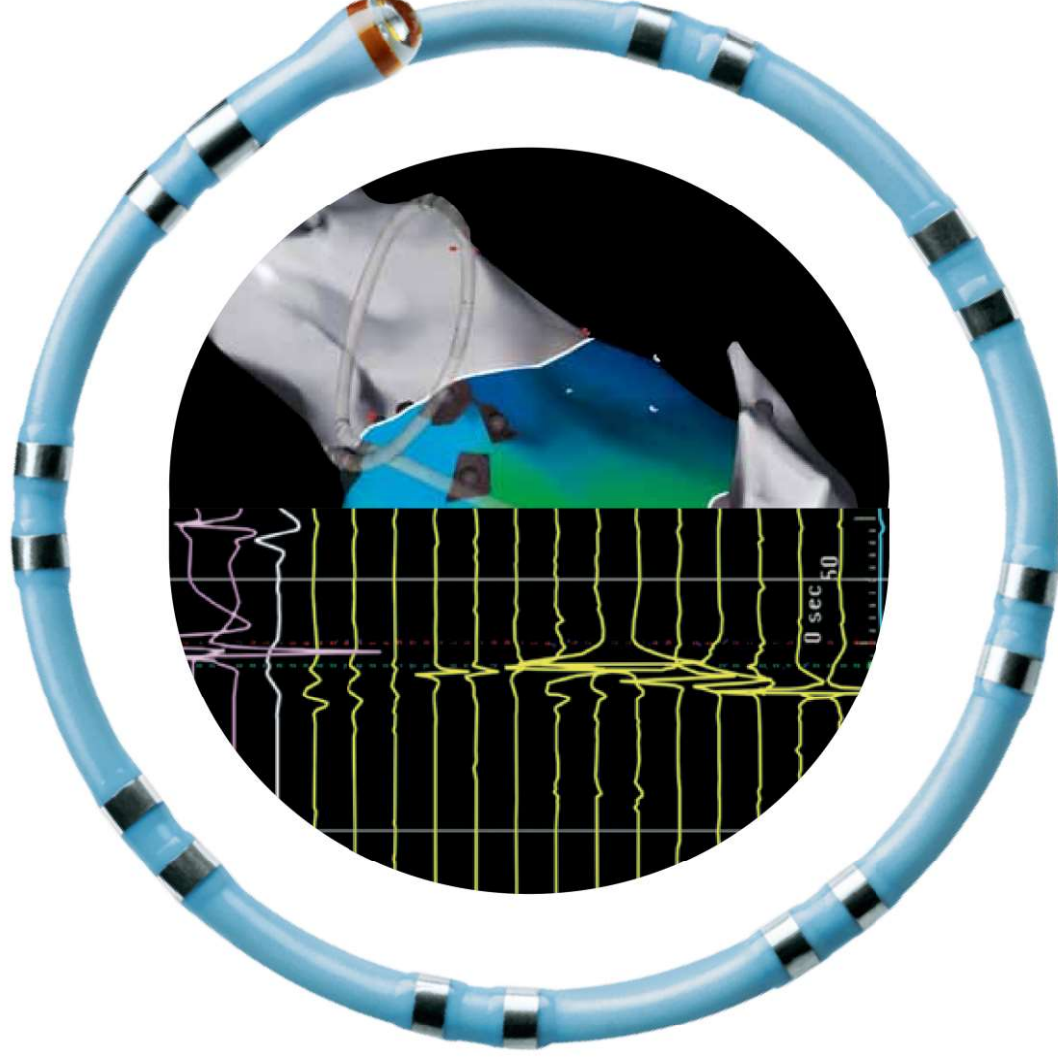
A.3. MATLAB Skript zur Generierung eines HF Signals

```
1
2 clc;clear;
3 %%Time specifications:
4 Fs = 250;           % samples per second
5 dt = 1/Fs;         % seconds per sample
6 StopTime = 45;     % seconds
7 t = (0:dt:StopTime)'; % seconds
8
9 %%Sine wave:
10 Fc = 400000;       % hertz
11 HFSignal = cos(Fc*t)+0.05;
12
13 Save_Ascii= horzcat(t, HFSignal);
14 % Plot the signal versus time:
15 figure;
16 plot(t,HFSignal);
17 xlabel('time (in seconds)');
18 title('HF Signal');
19
20 save('HFSignal.txt','Save_Ascii','-ascii');
```

Listing A.3: Matlab Skript zur Generierung eines HF Signals

A.4. Datenblätter der modellierten Katheter

Auf den folgenden Seiten sind Auszüge aus den Benutzerhandbüchern der verschiedenen modellierten Elektroden der Firma Biotronik abgebildet. Alle verwendeten Handbücher und technischen Manuals stehen auf der Herstellerwebsite frei zur Verfügung.



**CIRCLE INTO
HIGH-RESOLUTION
ELECTROGRAMS.**

Map with clarity and
precision for targeted
AF therapy using the
LASSO[®] NAV eco Catheter.

FAM AND MEM* WITH OPTIMAL SIGNAL QUALITY.

Lasso® NAV eco Catheters are designed to:

- Deliver high-resolution, high-density maps for targeted AF therapy
- Reduce pollutants on disposal by transferring components to the reusable 20-pole eco cable



To order, visit biosensewebster.com or call your **Biosense Webster sales representative**.

Biosense Webster, Inc.

3333 Diamond Canyon Road
Diamond Bar, CA 91765, USA

Tel: 909-839-8500

Tel: 800-729-9010

Fax: 909-468-2905

www.biosensewebster.com

EU Representative

Biosense Webster

A Division of

Johnson & Johnson Medical NV/SA

Leonardo da Vinciiaan 15

1831 Diegem, Belgium

Tel: +32-2-7463-401

Fax: +32-2-7463-403

*Fast Anatomical Mapping (FAM) and Multi-Electrode Mapping (MEM) are available on the CARTO® 3 System with CARTO® 3 MEM Version using a MEM-enabled catheter.

Federal law restricts these devices to sale by or on the order of a physician. Please refer to the instructions for use accompanying each device before use. For healthcare professionals only. As part of Biosense Webster policy of continuous development, we reserve the right to change product specifications without prior notification.

© Biosense Webster, Inc. 2012. All rights reserved.

5137B-2012 06EMEAINTEXT

LASSO® NAV eco Catheter

ORDERING #	POLES	DIAMETER	LOOP	CURVE	SPACING	FRENCH SIZE	LENGTH
D134901	10	15 mm	4.5F	D	4.5 mm	7F	115 cm
D134902	20	15 mm	4.5F	D	4.5 mm pairs	7F	115 cm
D134903	10	20 mm	4.5F	D	6.0 mm	7F	115 cm
D134904	20	20 mm	4.5F	D	6.0 mm pairs	7F	115 cm
D134905	10	25 mm	4.5F	D	8.0 mm	7F	115 cm
D134906	20	25 mm	4.5F	D	8.0 mm pairs	7F	115 cm

LASSO® 2515 NAV eco Variable Catheter

ORDERING #	POLES	DIAMETER	LOOP	CURVE	SPACING	FRENCH SIZE	LENGTH
D134301	20	25-15 mm	4F	D	2-6-2 mm	7F	115 cm
D134302	10	25-15 mm	4F	D	8 mm	7F	115 cm

U.S.C. Code for this catheter is C1732.

CARTO® 3 System eco Interface Cable

ORDERING #	LENGTH
D134401	3 m

20-Pole eco Cable

ORDERING #	LENGTH
M5050060	20 cm



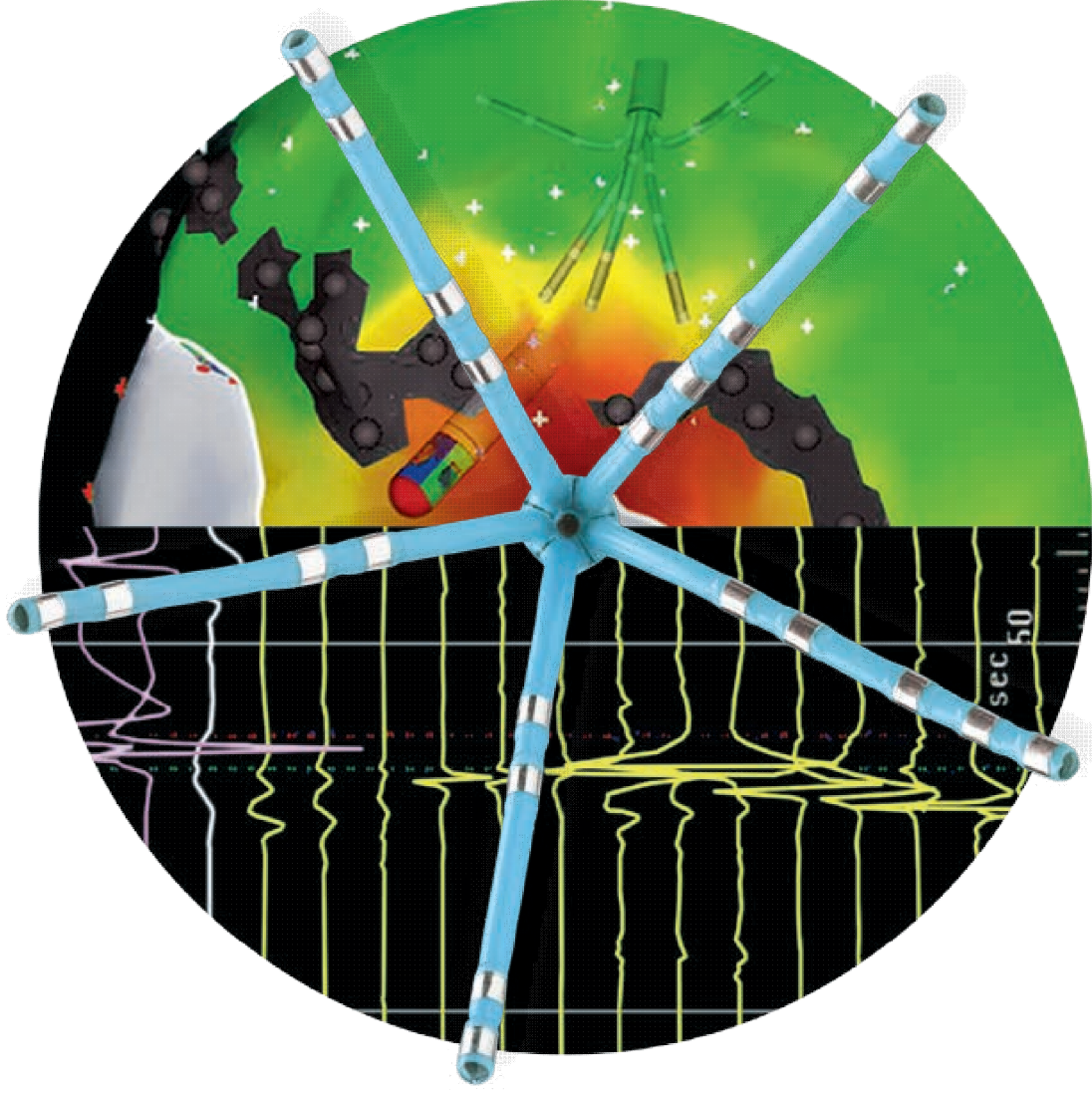
This brochure is printed on FSC-certified paper with a minimum of 30% recycled content.



BRANCH INTO HIGH SIGNAL RESOLUTION.

Map in all four chambers

- Map and record signals with high resolution over a large area
- FAM and MEM* atrial tachycardias, ventricular tachycardias, and complex fractionated electrograms in atrial fibrillation
- Maneuver with multi-branch efficiency



FAM AND MEM* COMPLEX ARRHYTHMIAS IN ALL FOUR CHAMBERS.

PENTARAY® NAV^{ECO}
CATHETER

Small 1-mm electrodes
deliver high signal resolution

Five soft, flexible 3F branches
provide atraumatic contact with
endocardium

Unique star shape
provides full-coverage, high-density map

User-friendly connector
snaps into place with ease



CARTO® 3 System MEM Version allows our complete line of MEM-enabled catheters to sample multiple points of cardiac mapping data simultaneously for reduced procedure and fluoroscopy time.

PENTARAY® NAV eco Catheter

ORDERING #	POLES	SPINES (FRENCH SIZE)	SPACING	CURVE	SHAFT (FRENCH SIZE)	LENGTH
D128207	20	3F	4-4-4	F	7F	115 cm
D128208	20	3F	2-6-2	F	7F	115 cm
D128210	20	3F	4-4-4	D	7F	115 cm
D128211	20	3F	2-6-2	D	7F	115 cm

U.S.C-Code for this catheter is C1732.

CARTO® 3 System eco Interface Cable

ORDERING #	LENGTH	ORDERING #	LENGTH
D134401	3 m (10 ft)	EM15050060	20 cm

20-Pole eco Cable

To order, visit biosensewebster.com or call your Biosense Webster, Inc. sales representative.



Biosense Webster, Inc.
3333 Diamond Canyon Road
Diamond Bar, CA 91765, USA
Tel: 909-839-8500
Tel: 800-729-9010
Fax: 909-468-2905
www.biosensewebster.com

EU Representative
Biosense Webster
A Division of
Johnson & Johnson Medical NV/SA
Leonardo da Vinciiaan 15
1831 Diegem, Belgium
Tel: +32-2-7463-401
Fax: +32-2-7463-403



This brochure is printed
on FSC-certified paper.

*Fast Anatomical Mapping (FAM) and Multi-Electrode Mapping (MEM) are available on the CARTO® 3 System with CARTO® 3 System MEM Version using a MEM-enabled catheter.

Federal law restricts these devices to sale by or on the order of a physician. Please refer to the instructions for Use accompanying each device before use. For healthcare professionals only.

As part of Biosense Webster policy of continuous development, we reserve the right to change product specifications without prior notification.

Third-party trademarks used herein are trademarks of their respective owners.

© Biosense Webster, Inc. 2014. All rights reserved.

70088-2014 02EMEAINTEXT



HELIOSTAR™

Balloon Ablation Catheter



Power to Personalize

Customizable PV Ablation | Conform to Anatomy | CARTO® Ready

HELIOSTAR™

Balloon Ablation Catheter

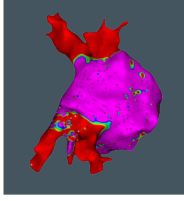
Platform Advantage

Customizable Energy Delivery



- Automatically titrate energy delivery based on anatomical location
- Perform circumferential or segmental ablation

CARTO® integration



- Visualize and navigate the balloon in real-time for fluoroscopy reduction*
- Monitor ablation parameters

Optimal Anatomical Fit



- Compliant 28 mm balloon
- Conforms to varied PV anatomy

Real-time PVI Validation



- Assess signals during PV isolation
- Perform voltage mapping post-ablation

*Use direct imaging guidance (fluoroscopy or ultrasound) and the CARTO® 3 System and electrogram data to monitor the advancement of the catheter and removal of the catheter from the sheath.

- Compliant, 28 mm radiopaque balloon
- Navigation-enabled
- Pace from balloon electrodes



10 gold-plated electrodes, each with 4 irrigation holes

Individual thermocouples

Deflectable segment

Radiopaque Markers:
Readily identify electrodes under fluoroscopy



Electrode #1



Electrode #4

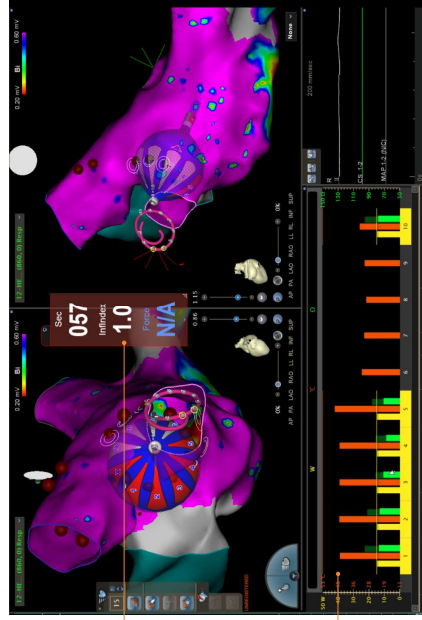


Electrode #7

CARTO® Ready

Complete CARTO® Integration for Fluoroscopy Reduction

- Readily identify posterior and anterior electrodes
- Reconstruct left atrial anatomy (FAM)



Inflation index displays feedback on balloon volume

Monitor ablation parameters

LASSOSTAR™

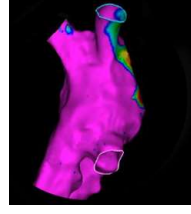
Catheter

Map and Validate with Confidence

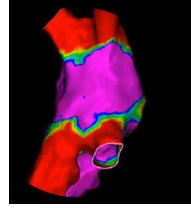
- 10 evenly-spaced 1 mm electrodes
- Loop sizes: 15 mm, 20 mm, 25 mm
- 3 Fr fixed loop

4.5 mm electrode spacing*

Short distance from balloon tip to LASSOSTAR™ Catheter to support real-time PVI validation workflow



Pre-ablation



Post-ablation

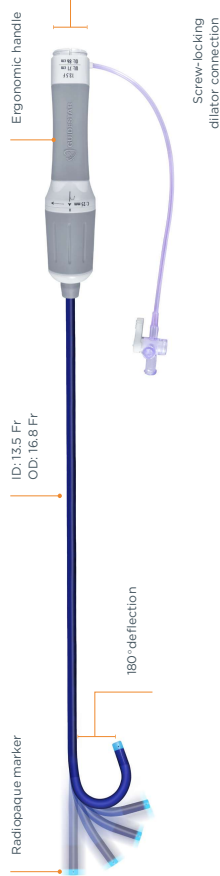
*15 mm LASSOSTAR™ Catheter.

CARTO® 3 System Integration

- Generate left atrial anatomy with LASSOSTAR™ Catheter and may reduce fluoroscopy use
- Monitor electrograms in real-time for efficiency
- Perform post-ablation voltage mapping to confirm PV isolation with LASSOSTAR™ Catheter

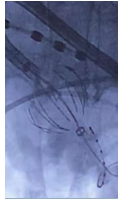
GUIDESTAR™ Deflectable Sheath

Access All Pulmonary Veins with Ease



Maximal Deflection to Facilitate RIPV Maneuverability and Isolation*1,2

- Isolation time: 9 seconds¹
- Maneuverability time: 6.2 minutes²



*For the HELIOSTAR™ Catheter, when used with the GUIDESTAR™ Sheath.
 1. Schilling, R., Tondo, C., Riva, S., et al. Safety and Effectiveness of Pulmonary Vein Isolation for Paroxysmal Atrial Fibrillation With a Multi-Electrode Radiofrequency Balloon Catheter: Results From the SHINE Study. *APHS Scientific Session*, 24-27 October 2019. Pending formal publication.
 2. Schilling, R., Tondo, C., Riva, S., et al. Safety and Effectiveness of Pulmonary Vein Isolation for Paroxysmal Atrial Fibrillation With a Multi-Electrode Radiofrequency Balloon Catheter: A multicenter evaluation. *APHS Scientific Session*, 24-27 October 2019. Pending formal publication.

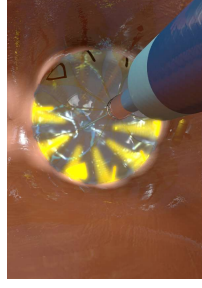
nGEN™ Generator

Customizable Energy Delivery for Greater Control



Tailored Energy Delivery

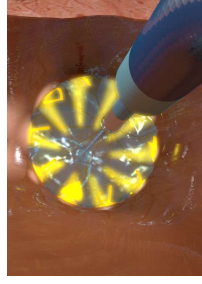
Titrate power to individual electrodes based on anatomical location



Automatically disable energy to posterior electrodes at 20-30s and to anterior electrodes at 60s

Circumferential Ablation

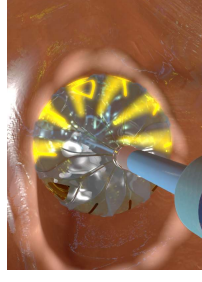
Single-shot PVI



Conform to varied PV anatomy to create a circumferential contiguous ablation

Segmental Ablation

Address common ostia efficiency



Independently turn on/off any of the 10 irrigated electrodes

Clinical Performance*

88 Minutes

Total procedure time

11 Minutes

Total fluoroscopy duration

86%

Freedom from documented atrial arrhythmia at 12 months[†]

9-12 Seconds

Average time to isolation

99% of Veins

Isolated without focal touch-up

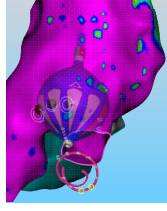
≤ 5 Cases

Learning curve

*Schilling, R., Tondo, C., Riva, S., et al. Safety and Effectiveness of Pulmonary Vein Isolation for Paroxysmal Atrial Fibrillation With a Multi-Electrode Radiofrequency Balloon Catheter: Results From the SHINE Study. *APHS Scientific Session*, 24-27 October 2019. Pending formal publication.
 †n = 99% of veins. This data is based on 7 operators. PV isolation is defined as sustained PV entrance block on adenosine/isoproterenol challenge.
 • 88 minutes: Roll-in time = 8 patients. Per SHINE protocol, a roll-in phase of up to 3 patients per physician was implemented. Total procedure time: 87.6 ± 22.25 min, and dwell time: 40.3 ± 16.69 min.
 • 9-12 second: PVI single shot isolation was achieved by one initial RF application (regardless of the duration of ablation). Time to isolation (mean ± SD, sec) was 9.0 ± 6.46 (LIPV), 12.0 ± 11.58 (LSPV), 9.1 ± 4.95 (RIPV), 8.9 ± 6.22 (RSPV).
 • ≤5 cases: Procedure time decreased by 76.0 min on average after the first procedure. This data is based on 7 operators.
 • Isolation of 99% of veins: A roll-in phase of up to 3 patients per physician was implemented. Total procedure time: 87.6 ± 22.25 min, and dwell time: 40.3 ± 16.69 min.
 • 86%: Freedom from any documented atrial arrhythmia was 86.4%.

Power to Personalize

Comprehensive Portfolio



HELIOSTAR™ Module

Real-time visualization and ablation parameters display



LASSOSTAR™ Catheter

Over-the-wire technology with CARTO™ integration



GUIDESTAR™ Deflectable Sheath

180° deflection for accessing all PVs



nGEN™ Generator

Automates customized energy delivery

FINDER pure[®]

Electrophysiology / Diagnostic Catheters



+++

Nicht steuerbarer Diagnostik-Katheter
Non-deflectable Diagnostic Catheter

 **OSYPKA**
Technology for an active life

FINDER pure®

Diagnostik-Katheter

„FINDER pure®“ ist die Brücke zwischen Anforderungen und Kosten eines Diagnostik-Katheters, der für alle EP-Untersuchungen verwendbar ist.

Die Steuerungseigenschaften ermöglichen eine rasche und stabile Positionierung des Katheters und eine ideale Anpassung an die komplexen kardialen Strukturen.

Das Elektrodenmaterial bietet hervorragende Signalqualität und beste Pacing Fähigkeiten.

Die verschiedenen Kurvenformen und unterschiedlichen Elektrodenabstände des „FINDER pure®“ bieten eine hohe Flexibilität bei der Auswahl der geeigneten Katheter für jede gewünschte Anwendung.

Besondere Eigenschaften:

- Hervorragende Steuerungseigenschaften
- Beste Anpassung an kardiales Gewebe
- Optimale Sensing und Pacing Eigenschaften
- Besondere Konfiguration zum Mappen von HIS-Potentialen

Technische Daten:

- 6F Durchmesser
- 4- und 10-polig
- Verschiedene Polabstände
- Nutzbare Länge 110 cm

Diagnostic Catheter

“FINDER pure®” is the bridge between function and cost in a diagnostic catheter, ideally suited for all EP diagnostic purposes.

The features of the catheter allow quick and reliable positioning as well as adaption to complex cardiac structures.

The electrode material used to make the electrodes provides excellent signal quality and has the best thresholds for pacing.

The wide variety of geometries, as well as variable spacing between electrodes allow the “FINDER pure®” to provide a highly flexible choice when selecting the appropriate catheters for individual cases.

Special Features:

- *Excellent steerability*
- *Best adaptation to cardiac tissue*
- *Outstanding capability for sensing and pacing*
- *Individual configuration for the mapping of cardiac action potentials*

Technical Data:

- *6F Diameter*
- *4- and 10-polar*
- *Different spacings*
- *Usable length 110 cm*



Das Original OSYPKA Katheterdesign

gewährleistet hervorragende Produkteigenschaften dank hochwertiger Materialien und präziser Fertigung „Made in Germany“.

The original OSYPKA catheter design guarantees excellent product features thanks to high quality materials and precise manufacturing “Made in Germany”.



C-Curve



J-Curve



D-Curve



C2/HIS-HUGGER

1.

Elektroden | Electrodes

Die Edelstahlelektroden liefern überlegene Sensing- und Pacing Funktionen und damit eine hervorragende Signalqualität.

The stainless steel electrodes deliver superior sensing capabilities and thus an outstanding signal quality.

2.

Material | Material

Es ermöglicht eine schnelle, stabile und konstante Positionierung des Katheters, hervorragende Dreh- und Längsstabilität und somit einen exzellenten Kontakt zum Endokard.

It allows fast, stable and constant positioning, excellent torqueability, longitudinal stability and thus excellent tissue contact.



FINDER pure®

Bestellinformationen / Ordering Information:

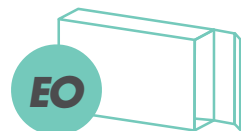
Artikel-Nr. Article No.	Bezeichnung Name	Polanzahl No. of poles	French French	Kurvenform Type of curve	Polabstand Pole spacing	Pollänge Pole length	Nutzbare Länge Usable length
245 10	FINDER pure®	4	6	J-Curve	2-2-2 mm	2 mm	110 cm
245 11	FINDER pure®	4	6	J-Curve	2-5-2 mm	2 mm	110 cm
245 12	FINDER pure®	4	6	J-Curve	5-5-5 mm	2 mm	110 cm
245 13	FINDER pure®	4	6	C-Curve	2-2-2 mm	2 mm	110 cm
245 14	FINDER pure®	4	6	C-Curve	2-5-2 mm	2 mm	110 cm
245 15	FINDER pure®	4	6	D-Curve	5-5-5 mm	2 mm	110 cm
245 17	FINDER pure®	4	6	C2-Curve	2-5-2 mm	2 mm	110 cm
245 20	FINDER pure®	10	6	J-Curve	2-2-2 mm	2 mm	110 cm
245 21	FINDER pure®	10	6	J-Curve	5-5-5 mm	2 mm	110 cm
245 22	FINDER pure®	10	6	J-Curve	2-5-2 mm	2 mm	110 cm
245 23	FINDER pure®	10	6	C-Curve	2-2-2 mm	2 mm	110 cm
245 24	FINDER pure®	10	6	C-Curve	5-5-5 mm	2 mm	110 cm
245 25	FINDER pure®	10	6	C-Curve	2-5-2 mm	2 mm	110 cm
245 26	FINDER pure®	10	6	D-Curve	2-5-2 mm	2 mm	110 cm
245 27	FINDER pure®	10	6	J-Curve	5-5-5-5-5-30-2-5-2 mm	2 mm	110 cm

Zubehör / Accessories:

Artikel-Nr. Article No.	Bezeichnung Name	Länge Length	Resterilisierbar (Anzahl) Resterilizable (Number)	Polanzahl (Katheter) Number of poles (catheter)	Weiteres benötigtes Zubehör Additional required accessories
538 20	D 350	2,00 m	nein / no	10 / 6	Adapter / adaptor 53821 / 53822
538 21	350-4	n/a	nein / no	4	Kabel / cable 53820
538 22	350-10	n/a	nein / no	10 / 6	Kabel / cable 53820
538 25	DX-4/10	2,30 m	Ja (20) / Yes (20)	4	n/a
538 27	DX-10/10	2,30 m	Ja (20) / Yes (20)	10 / 6	n/a



Für den Einmalgebrauch bestimmt!
For single use only!



EO-Sterilisiert
EO-sterilized



Gebrauchsanleitung beachten
Consult instructions for use

OSYPKA
Technology for an active life

B. Anhang

B.1. Electrode modelling and simulation of diagnostic and pulmonary vein isolation in atrial fibrillation