

Diplomarbeit

**Die Qualität von Reanimationsmaßnahmen am
Notarztstützpunkt des LKH-Universitätsklinikums Graz -
eine retrospektive, computergestützte Betrachtung von
Gerätedaten**

eingereicht von

Lukas Hobl

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der gesamten Heilkunde
(Dr. med. univ.)**

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt am

**Universitätsklinikum für Anästhesiologie und
Intensivmedizin**

unter der Anleitung von

Dr. med. univ. Simon Orlob

Ao. Univ.-Prof. Dr. med. univ. Gerhard Prause

Graz, am 09.03.2024

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 09.03.2024

Lukas Hobl eh.

Danksagungen

Zuerst möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Anfertigung der Diplomarbeit unterstützt und motiviert haben.

An dieser Stelle gebührt besonderer Dank Ao. Univ.-Prof. Dr. med. univ. Gerhard Prause für seine Betreuung und Ermöglichung dieser Diplomarbeit.

Außerdem gebührt besonderer Dank meinem Betreuer Dr. med. univ. Simon Orlob für die Vergabe dieses interessanten Themas und die großartige Betreuung.

In dieser Arbeit wurde ChatGPT-3.5 zur Korrekturlesung von Grammatik, Satzbau, Formulierung und Rechtschreibung verwendet. Alle Kapitel wurden entsprechend korrigiert und die verwendeten „Prompts“ sind im Anhang angeführt. Hierbei wurde darauf geachtet, dass bei der Übernahme von Korrekturen, diese nicht den Inhalt oder die Aussage des Textes verändern. ChatGPT wurde nicht zur Generierung von Daten oder Inhalten verwendet. Nach der Korrektur durch ChatGPT wurde die Arbeit auf herkömmliche Weise korrekturgelesen und verbessert.

Zusammenfassung

Der plötzliche Herzkreislaufstillstand ist der zeitdringlichste medizinischer Notfall, da nach wenigen Minuten ohne Reanimationsmaßnahmen irreversible Zellschäden auftreten (1). In Europa ist der plötzliche Herzkreislaufstillstand die dritt häufigste Todesursache bei Erwachsenen. Die Inzidenz des plötzlichen Herzkreislaufstillstandes außerhalb des Krankenhauses liegt bei 89 pro 100.000 Einwohner*innen (2). Die Qualität der durchgeführten Reanimationsmaßnahmen, insbesondere der Thoraxkompressionen (Teil der Cardiopulmonale Reanimation – CPR), ist maßgeblich für ein günstiges Ergebnis (3).

Die Qualität kann anhand Daten, die während der CPR vom Defibrillator aufgezeichnet werden, beurteilt werden (4). Am Standort der Notarzteeinsatzfahrzeuge (NEF) des Universitätsklinikum Graz werden diese Daten automatisch aufgezeichnet. Bisher ist jedoch eine routinemäßige Auswertung dieser Daten und deren Verwendung in Studien nicht möglich.

Daher stellt sich die Herausforderung, diese Daten benutzungsfreundlich zugänglich zu machen, um sie für das Qualitätsmanagement und Forschungsarbeiten verwendbar zu machen. Ziel dieser Arbeit ist die Implementierung einer graphischen Oberfläche zur Steuerung einer Datenbank, anhand welcher die Speicherung, Auswertung und Vorselektion von präklinischen Reanimationsdaten möglich ist. Dazu sollen Algorithmen implementiert werden, die Thoraxkompressionen anhand der Thoraximpedanz und Beatmungen mittels Kapnographiesignal erkennen.

Eine SQL-Datenbank mit 522 Reanimationsfällen wurde erfolgreich aufgesetzt und kann über eine grafische Benutzungsoberfläche gesteuert werden. Darüber können Fälle nach dem Vorhandensein von bestimmten Signalen gefiltert werden und für einzelne Fälle können die Signale grafisch dargestellt werden. Von den 522 Fällen wurden nur 425 in die Datenbank importiert und 97 automatisch aussortiert, da sie keine oder keine relevanten Impedanzsignale enthielten.

Aus diesen 425 Fällen wurden Kenngrößen für die CPR-Qualität bestimmt. Die mittlere Thoraxkompressionsrate der Fälle lag bei $116,3 \pm 9,1$ Kompressionen pro Minute und damit im Zielbereich zwischen 90–120. In 31% der Fälle wurde eine zu hohe Rate festgestellt.

Der Median für die Thoraxkompressionen pro Minute bezogen auf die gesamte Reanimationsdauer lag bei 99,2 ([89,4 – 106,7]) und der Anteil an Minuten ohne adäquater mittlerer Thoraxkompressionsrate bei 29,2 ([6,2; 60,4]) %.

Die mittlere Beatmungsfrequenz aller Fälle mit Kapnographiesignal (150 Fälle) lag bei $13,5 \pm 3,6$ Beatmungen pro Minute und damit innerhalb des Zielbereichs von maximal 15 Beatmungen. Jedoch wurde in 34% der Fälle eine Beatmung mit zu hoher Beatmungsfrequenz durchgeführt.

Der Anteil an Minuten mit Hyperventilation betrug im Median 24,0 [5,6 - 48,6] % und der Anteil an Minuten ohne Beatmung lag im Median bei 6,2 [2,0 - 16,6] %.

Die kumulierte Pausenzeit betrug im Median 117,7 [53,0; 280,7] Sekunden und der Anteil der Pausenzeit an der gesamten Reanimationsdauer lag im Median bei 13,1 [8,2 - 21,9] %.

Diese Arbeit zeigt, dass sich eine systematische und automatisierte Auswertung von Defibrillatoraufzeichnungen zur Beurteilung der Reanimationsqualität eignet. Die Bestimmung der Kenngrößen ergab plausible Ergebnisse und deckt sich mit Ergebnissen in Vorarbeiten an der Medizinischen Universität Graz, die noch händisch an signifikant kleineren Datensets durchgeführt wurden (5).

Abstract

Sudden cardiac arrest is an urgent medical emergency as an irreversible cell damage occurs after a few minutes without resuscitation measures (1). In Europe, sudden cardiac arrest is the third most common cause of death in adults. The incidence of sudden cardiac arrest outside of the hospital is 89 per 100,000 inhabitants (2). The quality of the resuscitation measures carried out, in particular the chest compressions (cardiopulmonary resuscitation – CPR), is crucial for a favorable result (3).

Quality can be assessed using data recorded by the defibrillator during CPR. This data is routinely recorded at the base of the emergency medical vehicles (NEF) at the University Hospital of Graz. However, a routine evaluation of this data and their use in studies is not yet possible.

The challenge is therefore to make this data accessible in a user-friendly manner and thus make it usable for quality management and research work. The aim of this work is to implement a graphical interface to control a database, which enables the storage, evaluation and pre-selection of preclinical resuscitation data. For this purpose, algorithms will be implemented that detect chest compressions based on the chest impedance and ventilations using capnography signals.

An SQL database has been successfully set up using a dataset with 522 cases and the database can be controlled via a graphical user interface. Cases can be filtered according to the presence of certain signals and the signals for individual cases can be displayed graphically. Of the 522 cases analyzed, only 425 were imported into the database, as 97 were automatically discarded as they contained no or no relevant impedance signals.

The parameters for CPR quality were determined from the 425 cases. The mean chest compression rate of the cases is 116.3 ± 9.1 compressions per minute, which is in the target range of 90 – 120. However, in 31% of cases the rate was found to be too high.

The median number of chest compressions per minute in relation to the total resuscitation time was 99.2 ([89.4 - 106.7]) and the proportion of minutes without an adequate mean chest compression rate was 29.2 ([6.2; 60, 4]) %.

The mean ventilation frequency of all cases with capnography signal (150 cases) was 13.5 ± 3.6 ventilations per minute and therefore within the target range of a

maximum of 15 ventilations. However, in 34% of cases the ventilation frequency was too high.

The median percentage of minutes with tachyventilation for each case was 24.0 [5.6 - 48.6] % and the median percentage of minutes without ventilation was 6.2 [2.0 - 16.6] %.

The median cumulative chest compression pause duration was 117.7 [53.0; 280.7] seconds and the proportion of the pause time during the total resuscitation duration was a median of 13.1 [8.2 - 21.9] %.

This work shows that a systematic and automated evaluation of defibrillator recordings is suitable for assessing the quality of resuscitation. The determined parameters produced plausible results and are consistent with the results of preliminary studies at the Medical University of Graz, which were carried out manually on significantly smaller data sets (5).

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-----|
| Danksagungen | iii |
| Zusammenfassung | iv |
| Abstract | vi |
| Abkürzungen und deren Erklärung | x |
| Abbildungsverzeichnis | xi |
| Tabellenverzeichnis | xii |
| 1 Einleitung | 1 |
| 1.1 Herzkreislaufstillstand | 2 |
| 1.1.1 Definition | 2 |
| 1.1.2 Epidemiologie | 2 |
| 1.2 Reanimation bei OHCA | 2 |
| 1.2.1 Die Überlebenskette bei OHCA | 2 |
| 1.2.2 Basic Life Support | 3 |
| 1.2.3 Advanced Life Support | 4 |
| 1.2.4 Qualitätskontrolle für eine hochwertige CPR | 6 |
| 1.3 Zielsetzung dieser Arbeit | 9 |
| 2 Material und Methoden | 11 |
| 2.1 Lifepak 15 | 11 |
| 2.1.1 Allgemeine Funktion | 11 |
| 2.1.2 Datenformat und Export von Reanimationsdaten | 11 |
| 2.2 Implementation der Datenbank und Steuerung aus MATLAB | 14 |
| 2.2.1 Graphische Benutzungsoberfläche | 14 |
| 2.2.2 Aufbau der SQL-Datenbank | 15 |
| 2.3 Algorithmus zur Verarbeitung der Daten | 17 |
| 2.3.1 Einlesen in MATLAB | 17 |
| 2.3.2 Verarbeiten der Daten | 18 |
| 2.3.3 Durchsuchen der Datenbank nach Fällen | 18 |
| 2.3.4 Plotten von Daten | 19 |
| 2.4 Signalanalyse | 21 |
| 2.4.1 Signalanalyse der Impedanz | 21 |

| | | |
|--------|--|----|
| 2.4.2 | Signalanalyse der Kapnographie..... | 23 |
| 2.4.3 | Berechnung von Kenngrößen zur Beurteilung der Qualität von Reanimationsmaßnahmen | 25 |
| 3 | Ergebnisse | 28 |
| 3.1 | Auswertung eines Beispielfalls | 28 |
| 3.2 | Reduktion des Datensatzes durch Algorithmus gestützte Selektion | 32 |
| 3.3 | Kenngrößen zur Beurteilung der Qualität von Reanimationsmaßnahmen | 34 |
| 3.3.1 | Thoraxkompressionen..... | 34 |
| 3.3.2 | Pausenzeiten | 36 |
| 3.3.3 | Beatmungen..... | 38 |
| 4 | Diskussion..... | 40 |
| 4.1 | Konzeption einer Datenbank | 40 |
| 4.2 | Erkennen von Thoraxkompressionen und Beatmungen | 41 |
| 4.3 | Kenngrößen der CPR | 41 |
| 4.4 | Einschränkungen | 43 |
| 4.5 | Verbesserungen | 44 |
| 5 | Literaturverzeichnis | 45 |
| Anhang | | 49 |

Abkürzungen und deren Erklärung

| | |
|-------------------|--|
| CPR | cardiopulmonary resuscitation |
| NEF | Notarzteinsatzfahrzeug |
| OHCA | Out Of Hospital Cardiac Arrest |
| ERC | European Resuscitation Council |
| BLS | Basic Life Support |
| ALS | Advanced Life Support |
| AED | automatisierter externer Defibrillator |
| i.V. | intravenös |
| SR | Samplerate |
| GUI | graphical User Interface |
| PPV | positive predictive value |
| etCO ₂ | endtidales CO ₂ |
| ROSC | return of spontaneous circulation |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|----|
| Abbildung 1: Wiederkehrende Schleifen des ALS | 5 |
| Abbildung 2: Beispiel für eine CSV-Datei ausgegeben | 12 |
| Abbildung 3: Graphische Benutzungsoberfläche in MATLAB | 15 |
| Abbildung 4: Schematische Darstellung des Aufbaus der SQL-Datenbank. | 17 |
| Abbildung 5: Plot des Paddles Signals und der Thoraximpedanz | 20 |
| Abbildung 6: Impedanzsignal nach Anwendung eines Tiefpassfilters | 22 |
| Abbildung 7: Kapnographiesignal im zeitlichen Verlauf..... | 25 |
| Abbildung 8: Impedanzsignal (blau) und Kapnographiesignal (rot) | 29 |
| Abbildung 9: Impedanzsignal mit erkannten Thoraxkompressionen | 30 |
| Abbildung 10: Kapnographiesignal mit erkannten Beatmungen | 30 |
| Abbildung 11: Impedanzsignal mit erkannten Thoraxkompressionen | 31 |
| Abbildung 12: Kapnographiesignal und Anzahl an erkannten Beatmungen..... | 32 |
| Abbildung 13: Drei repräsentative Beispiele für das Thoraximpedanzsignal..... | 33 |
| Abbildung 14: Histogramm der mittleren Thoraxkompressionsraten..... | 34 |
| Abbildung 15: Die festgestellte Reanimationsdauer | 35 |
| Abbildung 16: Anzahl der Kompressionen pro Minute..... | 35 |
| Abbildung 17: Prozentualer Anteil an Minuten..... | 36 |
| Abbildung 18: Die kumulierten Pausenzeiten aller 425 Fälle..... | 37 |
| Abbildung 19: Anteil der kumulativen Pausen | 37 |
| Abbildung 20: Durchschnittliche Ventilationsrate aller Fälle | 38 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|--|----|
| Tabelle 1: Parameter des Algorithmus zur Erkennung von Thoraxkompression.. | 23 |
| Tabelle 2: Ermittelte Kenngrößen der Reanimationsqualität | 39 |

1 Einleitung

Der unerwartete Herzkreislaufstillstand ist der zeitdringlichste Notfall der Medizin. Bereits nach wenigen Minuten ohne Reanimationsmaßnahmen treten erste irreversible Zellschäden auf (1). Diese betreffen in erster Linie das zentrale Nervensystem und das Herz. Ziel der kardiopulmonalen Reanimation (CPR) ist es ehestmöglich einen Spontankreislauf wiederherzustellen. Die Reanimationsmaßnahmen umfassen die Defibrillation, um eine kreisende elektrische Erregung zu konvertieren, die Thoraxkompressionen, um einen minimalen Blutfluss herzustellen und die Beatmung, um den Gasaustausch und insbesondere die Oxygenierung aufrecht zu erhalten. Die Herausforderung ist diese Maßnahmen ehestmöglich zu etablieren und mit nur minimalen Unterbrechungen der Thoraxkompressionen durchzuführen (3). Die Konformität mit diesen Vorgaben wird als CPR-Qualität (engl. CPR quality) bezeichnet und wird mit verschiedenen Kenngrößen erfasst (4). Da die CPR-Qualität Einfluss auf Überleben des Herzkreislaufstillstands hat (6) sind diese Kenngrößen, sowohl für das klinische Qualitätsmanagement, als auch für Studien, in hohem Maße relevant. Neben speziellen Geräten zur Messung der CPR-Qualität können die Aufzeichnungen von Defibrillatoren genutzt werden, um diese Kenngrößen zu erfassen. Die kommerziellen Lösungen sind in ihren Möglichkeiten bisweilen begrenzt und erfordern einen hohen manuellen Arbeitsaufwand um Ergebnisse zu erhalten (7,8). So wird derzeit am Standort des Notarzteeinsatzfahrzeugs (NEF) des Universitätsklinikum Graz die CPR-Qualität nicht routinemäßig ausgewertet und auch im Rahmen von Studien nicht eingehend betrachtet, obwohl die dafür nötigen Daten routinemäßig aufgezeichnet werden. Es stellt sich somit die Herausforderung diese Daten benutzungsfreundlich auszuwerten, um sie für das Qualitätsmanagement und Forschungsarbeiten zugänglich zu machen. In dieser Arbeit soll die Implementierung einer Datenbank sowie die grundlegende Auswertung von präklinischen Daten, die während der kardiopulmonalen Reanimation (CPR) erhoben wurden, beschrieben werden. Und die Machbarkeit an einer Stichprobe von 522 Fällen dargestellt werden.

1.1 Herzkreislaufstillstand

1.1.1 Definition

Der plötzliche Herzkreislaufstillstand (HKS) ist ein medizinischer Notfall, bei dem die Pumpfunktion des Herzens versagt, was zu einem schnellen Ausfall einer ausreichenden Blutzirkulation führt. Infolge der eingeschränkten Blutzirkulation kommt es zu einer Minderperfusion der verschiedenen Gewebe im Körper (1). Ohne sofortiger, qualitativ hochwertiger Intervention (die CPR) kann dies innerhalb weniger Minuten zu schweren Schäden im zentralen Nervensystem oder zum Tod führen. Ein Herzkreislaufstillstand, der außerhalb des Krankenhauses auftritt, wird als "Out-of-Hospital Cardiac Arrest" (OHCA) bezeichnet. Die in der Arbeit verwendeten Daten wurden während der Reanimation bei OHCA erfasst.

1.1.2 Epidemiologie

In Europa ist der plötzliche Herzkreislaufstillstand die dritt häufigste Todesursache bei Erwachsenen (2). Der OHCA hat in Europa eine Inzidenz 89 pro 100.000 Einwohner*innen im Jahr und schwankt je nach Land zwischen 53 und 166. In 50-60% der Fälle wurde eine Reanimation durch medizinisch geschultes Personal durchgeführt. Da eine systematische Erfassung nicht flächendeckend gegeben ist, ist eine Unterschätzung der Inzidenz nicht unwahrscheinlich. Die Überlebensrate in Europa nach einem OHCA bei Entlassung aus dem Krankenhaus liegt bei ca. 8% und schwankt je nach Land zwischen 0% bis 18% (9)(10).

1.2 Reanimation bei OHCA

1.2.1 Die Überlebenskette bei OHCA

Die Überlebenskette (engl. Chain of Survival) wurde erstmals im Jahr 1968 von F. Ahnefeld als Konzept zur Verbesserung der Überlebensraten bei einem OHCA beschrieben (11). Jedes Kettenglied steht dabei für einen zeitkritischen und

entscheidenden Schritt im Outcome der Reanimation der*des Patient*in. Seitdem wurde die Überlebenskette mehrmals angepasst und wurde beispielsweise in den Leitlinien des europäischen Rats für Wiederbelebung (eng.: European Resuscitation Council (ERC) im Jahr 2005 in angepasster Form veröffentlicht (12). Die ERC-Überlebenskette umfasst vier Schritte:

- frühzeitiges Erkennen eines Herzkreislaufstillstandes und Absetzen eines Notrufs,
- sofortige Durchführung von CPR,
- frühzeitige Defibrillation und
- schnellstmöglich erweiterte Reanimationsmaßnahmen und Rehabilitation nach einem OHCA (13).

Die Kette kann grob in Basis-Reanimationsmaßnahmen (engl.: Basic Life Support (BLS)) und erweiterte Reanimationsmaßnahmen (engl.: Advanced Life Support (ALS)) unterteilt werden.

1.2.2 Basic Life Support

Gemäß den aktuellen Richtlinien des European Resuscitation Councils beinhaltet der Basic Life Support (BLS) Maßnahmen, die direkt von Ersthelfer*innen durchgeführt werden können. Dazu zählen das Feststellen eines OHCA, das Alarmieren des Rettungsdienstes sowie die Durchführung von Herzdruckmassage und Beatmung.

Die verbreitete Definition eines Kreislaufstillstandes ist das Fehlen von Bewusstsein und das Nichtvorhandensein einer normalen Atmung (14). Sobald ein Kreislaufstillstand festgestellt wird, sollte der Rettungsdienst alarmiert werden und mit Herzdruckmassage und Beatmung begonnen werden. Sind mehrere Ersthelfer*innen vor Ort, sollte einer der Helfer*innen einen automatisierten externen Defibrillator (AED) holen. Die Ersthelfer*innen sollten die Herzdruckmassage und die Beatmung fortsetzen, bis der Rettungsdienst eintrifft und die lebensrettenden Maßnahmen übernimmt. Falls ein AED verfügbar ist, sollten die Anweisungen des Geräts bis dahin befolgt werden.

Eine qualitativ hochwertige Herzdruckmassage spielt eine entscheidende Rolle bei der Reanimation und ist ausschlaggebend für einen guten Outcome (6). Dabei sollten Thoraxkompressionen und die Beatmung im Verhältnis 30:2 erfolgen. Die Thoraxkompressionen sollten hierbei mit einer Frequenz von 100-120 Kompressionen pro Minute und mit einer Drucktiefe von 5 - 6 cm erfolgen (15). Eine qualitativ hochwertige Herzdruckmassage sollte durchgehend, ohne Unterbrechungen, durchgeführt werden. Weiter sind für eine qualitativ hochwertige Herzdruckmassage die Handposition (Mitte der Brust), die vollständige Entlastung des Thorax nach jeder Kompression und die Durchführung auf einem festen Untergrund entscheidend (15).

Wenn ein AED verfügbar ist, sollte die Herzdruckmassage auch während des Aufklebens der Elektroden weitergeführt werden. Nach dem Aufkleben sollte den Anweisungen des AED gefolgt werden. Die schnelle Verwendung eines AED ist von hohem Stellenwert, da bei schockbaren Rhythmen ein zeitnaher Schock die Prognose signifikant verbessert (16).

Mit Eintreffen von medizinisch geschultem Personal und entsprechendem Equipment wird der BLS zum ALS ausgebaut.

1.2.3 Advanced Life Support

Der grundsätzliche Ablauf des Advanced Life Supports (ALS) mit den wichtigsten Maßnahmen ist in Abbildung 1 dargestellt. Der ALS ist ein erweitertes Verfahren zur Reanimation von Patient*innen. Neben den Maßnahmen des Basic Life Support, den Thoraxkompressionen und der Ventilation, beinhaltet der ALS weitere lebensrettende Maßnahmen. Initial wird die CPR mit dem Verhältnis 30:2 fortgeführt. Nach Anschluss des Monitorings erfolgt direkt und darauf in immer wiederkehrenden 2 Minutenzyklen eine Rhythmuskontrolle. Abhängig vom Rhythmus erfolgt die Verabreichung von Medikamenten und im Falle eines schockbaren Rhythmus die manuelle Defibrillation (3).

Weiter erlaubt das entsprechende Equipment die Sicherung des Atemwegs, die Optimierung der Sauerstoffversorgung und die Überwachung der relevanten Ventilationsparameter der*des Patient*innen (3).

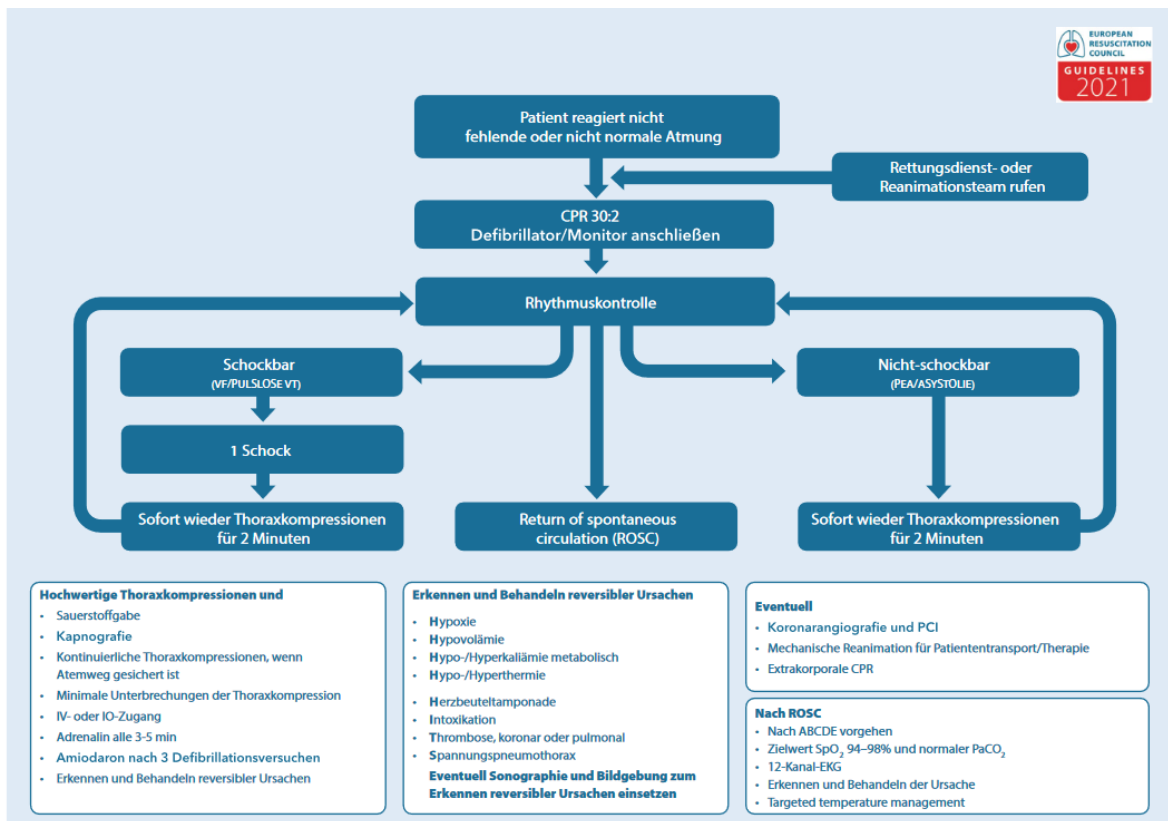


Abbildung 1: Wiederkehrende Schleifen des ALS bestehend aus CPR und einer alle 2 Minuten erfolgenden Rhythmuskontrolle. Abhängig von dem festgestellten Rhythmus erfolgt die Verabreichung von Medikamenten und im Falle eines schockbaren Rhythmus die manuelle Defibrillation.
Quelle: ERC-Guidelines

Im ALS bleiben die qualitativ hochwertige CPR und die Defibrillation von zentraler Bedeutung. Daher sollte nach Anschluss des Monitoring-Equipments und des Defibrillators bei möglichst kurzer Unterbrechung eine Rhythmuskontrolle erfolgen, um zu entscheiden, ob eine Defibrillation indiziert ist. Dabei wird zwischen schockbaren (Ventrikuläre Tachykardie, Pulslose Tachykardie) und nicht-schockbaren Rhythmen (Asystolie und pulslose elektrische Aktivität) unterschieden. Die Beatmung während der CPR des ALS kann mittels Beutel-Masken-Beatmung erfolgen. Im zeitlichen Verlauf kann der Wechsel auf eine supraglottische Atemwegshilfe (z.B. Larynxmaske) oder eine endotracheale Intubation sinnvoll sein. Dies bringt mehrere Vorteile mit sich, wie die Möglichkeit einer kontinuierlichen maschinellen Überdruckbeatmung, wodurch keine Unterbrechung der Thoraxkompressionen für eine Beatmung notwendig ist. Außerdem freit eine maschinelle Überdruckbeatmung personelle Kapazitäten für andere Maßnahmen. Jedoch ist ein solches erweitertes Atemwegsmanagement nach aktueller Studienlage nicht mit einem signifikant besseren Outcome verbunden. Wichtig bei

der Entscheidung über einen Umstieg von der Beutel-Maskenbeatmung ist die Intubationserfahrung des durchführenden Personals und ob dies ohne relevante Unterbrechung der laufenden CPR möglich ist. Außerdem sollten während der CPR die Patient*innen mit maximaler Sauerstoffkonzentration beatmet werden, um die Sauerstoffversorgung im Körper zu verbessern und damit mögliche Schäden im ZNS oder anderen Geweben zu minimieren (3).

Für eine Flüssigkeitstherapie und medikamentöse Therapie sollten mehrere intravenöse Venenverweilkanülen gelegt werden. Sollte dies nicht möglich sein, kann ein intraossärer Zugang gewählt werden. Eine Flüssigkeitstherapie mit größeren Flüssigkeitsmengen ist, außer bei bestehender Hypovolämie, nicht empfohlen (3).

Die Verabreichung von 1 mg Adrenalin intravenös (i.V.) sollte bei nicht-schockbaren Rhythmen so schnell wie möglich erfolgen und bei schockbaren Rhythmen nach der dritten frustranen Defibrillation. Nach der ersten Gabe werden alle 3-5 Minuten erneute Gaben von 1mg Adrenalin i.V. bis zur Beendigung der ALS empfohlen(3).

Bei schockbaren Rhythmen sollte die Gabe von 300 mg Amiodaron i.V. nach dem dritten Defibrillationsschock erfolgen, gefolgt von einer weiteren Gabe von 150 mg nach dem fünften Schock. Sollte Amiodaron nicht verfügbar sein, kann alternativ auch Lidocain 100 mg i.V. verwendet werden (3).

Eine medikamentöse Thrombolyse ist nur bei Verdacht auf eine Lungenembolie indiziert (3).

Weitere Maßnahmen im Rahmen des ALS können die Verwendung von mechanischen Geräten zur Durchführung der CPR, Ultraschall-Untersuchungen zur Findung reversibler Ursachen, sowie die veno-arterielle Extrakorporale Membran Oxygenierung (va-ECMO) als extrakorporale CPR sein (3).

1.2.4 Qualitätskontrolle für eine hochwertige CPR

Wie bereits beschrieben, spielt der qualitativ hochwertige BLS als auch der qualitativ hochwertige ALS eine zentrale Rolle und ist entscheidend für den Outcome des OHCA (17)(18). Daher ist bei der Laienreanimation die Schulung der Bevölkerung

in BLS von großer Bedeutung, sodass eine schnelle und effiziente Einleitung der Überlebenskette bei einem OHCA gewährleistet ist.

Für Institutionen, die für die professionelle Behandlung von OHCA zuständig sind, ist neben der regelmäßigen Schulung des Personals auch die regelmäßige Evaluation der Qualität und Effizienz der CPR sinnvoll. Hierfür ist es notwendig, einen Standard zur Beurteilung der Qualität der CPR zu definieren.

Ein Standard zur Erfassung von Reanimationsdaten wurde erstmalig 1990 von einer Arbeitsgruppe in Utstein entworfen und wurde als die Utstein Richtlinien bezeichnet (19). In dem dort beschriebenen Utstein-Stil wurden eine einheitliche Dokumentation, Nomenklatur und Definitionen von Schlüsselindikatoren während der Reanimation festgelegt. Dies erfolgte mit dem Ziel, eine Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Reanimationssystemen und deren verschiedenen Gruppen an Patient*innen zu ermöglichen. Außerdem sollte dies eine genauere Analyse der Performance von Reanimationssystemen ermöglichen. Der Utstein-Stil definierte 29 Kerndaten, die zur Qualitätsverbesserung erfasst werden sollten, wie das Alter und das Geschlecht der Patient*innen, das Überleben bis zur Krankenhausentlassung, die Ursache des OHCA und ob CPR durchgeführt wurde (20).

Der Utstein-Stil beinhaltet jedoch keine genauen Größen, die einen direkten Rückschluss auf die Qualität der CPR zulassen. Nachdem der hohe Stellenwert der CPR in der Überlebenskette zunehmend durch Studien erkannt wurde und in den Guidelines berücksichtigt wurde, schlugen Kramer-Johansen et al. im Jahr 2007 eine standardisierte Erfassung von Kenngrößen der CPR-Qualität vor (4). Empfohlene Kenngrößen sind unter anderem die Tiefe der Thoraxkompression, die vollständige Entlastung des Brustkorbs nach jeder Thoraxkompression, die Kompressionsrate, Pausen von Thoraxkompressionen während der CPR sowie die Beatmung. Die Auswahl der vorgeschlagenen Kenngrößen wurden auf Grundlage von diversen vorangegangenen Studien getroffen, die die entscheidende Bedeutung der Kenngrößen für die CPR-Qualität zeigten.

So wurde in mehreren vorangegangenen Studien gezeigt, dass die Tiefe der Thoraxkompression für den Outcome einer Reanimation von Bedeutung ist (17)(21). Daher soll der Mittelwert der Kompressionstiefe für die gesamte Reanimation dokumentiert werden. Ferner sollen die Mittelwerte der Kompressionstiefen für jede Minute ermittelt werden, sodass der Anteil der Minuten,

in denen der Mittelwert der Kompressionstiefen unter 38 mm betrug, dokumentiert werden kann. Hierfür können verschiedene Messinstrumente wie Accelerometer (22), linear Potentiometer (23) oder Druckkraftmesser verwendet werden (24)(25). Die vollständige Entlastung des Brustkorbs nach jeder Kompression zeigte einen besseren Outcome in mehreren Tiermodellstudien (26). Daher sollte der prozentuale Anteil an nicht vollständigen Entlastungen dokumentiert werden.

Die Kompressionsrate beschreibt die Frequenz der Thoraxkompressionen in einem Kompressionszyklus. In mehreren Tiermodellstudien konnte gezeigt werden, dass eine Frequenz von bis 120 Kompressionen pro Minute in Bezug auf die Hämodynamik optimal ist (27,28). Daher ist laut Leitlinie eine Frequenz von 100 Kompressionen pro Minute empfohlen. Demzufolge sollten der Mittelwert der Kompressionsfrequenz während der Reanimation sowie der prozentuale Anteil an Minuten, in denen die Frequenz außerhalb von 90-120 Kompressionen pro Minute lag, dokumentiert werden. Während einer Reanimation kann es zu Pausen zwischen den Thoraxkompressionen kommen, beispielsweise für die Beatmung oder Rhythmuskontrolle. Diese Pausen müssen berücksichtigt werden, da sie die berechnete Kompressionsrate verfälschen können. Als Pause wurde eine Unterbrechung der Thoraxkompressionen von über 1,5 Sekunden definiert. Für die Messung der Thoraxkompressionen können entweder ein Accelerometer oder das über die Pads des Defibrillators abgeleitete EKG- oder Impedanzsignal verwendet werden (29,30).

Die explizite Dokumentation der Pausen ist ebenfalls empfohlen, da sie einen entscheidenden Einfluss auf den Outcome der Reanimation haben können (17). Hierfür sollten die kumulative Pausenzeit während der gesamten Reanimation, der Anteil der gesamten Pausenzeit bezogen auf die Reanimationsdauer sowie die Pausen direkt vor und nach einer elektrischen Defibrillation erfasst werden. Laut mehreren Studien könnten die Pausen direkt vor der Defibrillation entscheidend für den Outcome sein (31,32).

Zur Dokumentation der Beatmung sollten die mittlere Beatmungsfrequenz, der Anteil der Minuten, in denen mehr als 15-mal pro Minute beatmet wurde, sowie der Anteil an Minuten, in denen keine Beatmung durchgeführt wurde, erfasst werden. Eine Erfassung der Beatmungsfrequenz ist relevant, da eine Überbeatmung zu einem erhöhten Thoraxinnendruck führt und es in der Folge zu einer verminderten Perfusion der Koronararterien kommt (33). Für die Erfassung der

Beatmungsfrequenz können die Kapnographie, Spirometrie oder die Impedanz verwendet werden (34).

1.3 Zielsetzung dieser Arbeit

Die Standardisierung der Berichterstattung über diese Kenngrößen kann die Qualität der CPR verbessern, da sie eine genauere Erfassung und Analyse der Leistung von Notfallteams ermöglicht. Dies erleichtert Benchmarking- und Qualitätsverbesserungsinitiativen sowie Forschungs- und Schulungsbemühungen. Eine einheitliche Berichterstattung über die gemessene Qualität der CPR ist insgesamt ein wichtiger Aspekt zur Optimierung der Versorgung von Herzkreislaufstillständen. Aus diesem Grund wurden am Notarztstützpunkt am Uniklinikum Graz über mehrere Jahre die Daten, die während einer Reanimation vom Monitor/Defibrillator (Lifepak 15) aufgezeichnet wurden, gespeichert. Erfasste Messgrößen sind die Kapnographie, die Impedanz, die intraarterielle Blutdruckmessung, die Sauerstoffsättigung, die EKG-Ableitungen und die Ableitungen über die Paddles.

Dies hat zu einem erheblichen Datensatz (über 2000 Fälle) geführt, der händisch nicht mehr ausgewertet werden kann. Außerdem sind in den Daten auch Dateien enthalten, die keine OHCA-Fällen sind, also Fälle in denen der Lifepak angeschaltet wurde, jedoch keine Reanimation stattgefunden hat.

Daher besteht die Notwendigkeit einen Algorithmus zu konzipieren, der die Daten voranalysiert (Erkennen von Fällen, in denen eine Reanimation durchgeführt wurde) und die relevanten Fälle geordnet in einer Datenbank speichert.

Hierfür soll eine graphische Benutzungsoberfläche in MATLAB entworfen werden, die es erlaubt Information über Fälle abzurufen (z.B. welche Messgrößen erfasst wurden), sich Fälle graphisch darstellen zu lassen und neue Fälle in die Datenbank einzulesen.

Zur Erkennung, ob eine Reanimation stattgefunden hat, soll die Thoraximpedanz verwendet werden, da Anhand der Impedanz festgestellt werden kann, ob Thoraxkompressionen stattgefunden haben. Deshalb soll ein Algorithmus entworfen werden, der die Thoraxkompressionen aus dem Impedanzsignal erkennt.

Eine weitere Messgröße, die analysiert werden soll, ist die Kapnographie. Hier soll ein Algorithmus entworfen werden, der Beatmungen erkennt.

Außerdem soll ein Datensatz von 522 Fällen der am Notarztstützpunkt erhoben wurde ausgewertet werden und die oben beschriebenen Kenngrößen der CPR für den Datensatz erfasst werden. Dafür sollen die beiden Algorithmen zur Erkennung von Thoraxkompressionen und Beatmungen zur automatisierten Analyse der Signale verwendet werden. Weiter sollen dann mit den festgestellten Thoraxkompressionen und Beatmungen die Kenngrößen entsprechend dem dem "Uniform Reporting of Measured Quality of Cardiopulmonary Resuscitation (CPR)" (4) bestimmt und statistisch ausgewertet werden.

2 Material und Methoden

2.1 Lifepak 15

2.1.1 Allgemeine Funktion

Der Lifepak 15 ist ein moderner batteriebetriebener Monitor/Defibrillator der Firma Physio-Control, der für den Einsatz in Rettungswagen und in der Notfallmedizin konzipiert wurde. Der Lifepak 15 verfügt über eine integrierte EKG-Überwachung, die den Herzrhythmus der*des Patient*innen kontinuierlich überwacht und aufzeichnet. Darüber hinaus bietet er eine Reihe von weiteren Funktionen, wie die kontinuierliche Überwachung und Aufzeichnung des intraarteriellen Blutdrucks, des Pulses, der Sauerstoffsättigung, der Kapnographie und der Thoraximpedanz. Der Lifepak 15 verfügt über einen manuellen sowie einen automatisierten Defibrillationsmodus, der eine schnelle Schockauslösung ermöglicht(35).

2.1.2 Datenformat und Export von Reanimationsdaten

Die während der Reanimation aufgezeichneten Daten können über Bluetooth oder Kabel übertragen und gespeichert werden. Um die Reanimationsdaten auf einen lokalen Rechner zu exportieren, muss hierfür eine Version der Herstellersoftware CODE-STAT installiert sein.

CODE-STAT wurde speziell für die Berichterstattung von Reanimationen entwickelt. Die Software analysiert Defibrillatordaten und bietet eine Auswertung der Leistung der Notfallteams. Somit kann CODE-STAT bereits dazu beitragen, die Qualität der Notfallversorgung zu verbessern und die Reanimationsqualität zu bewerten (35).

Jedoch ist CODE-STAT nicht für Forschungszwecke, Auswertungen über mehrere Fälle oder gezielte Analysen einzelner Signale konzipiert worden. Aus diesem Grund bietet es die Möglichkeit Reanimationsdaten als CSV-Datei zu exportieren (Abbildung 2). Die CSV-Datei wird mit dem Dateinamen benannt „xx_Continuous_Waveform.csv“, wobei xx das Aufzeichnungsdatum und die verwendete Geräte-ID beinhaltet.

| | A | B | C | D | E |
|----|-----------------|------------------|-----------------------------|--------------------|---------------------|
| 1 | General | | | | |
| 2 | | Version | "1.3" | | |
| 3 | | Generated | "2023-01-22 15:47:14.15118" | | |
| 4 | | Report Type | "Continuous" | | |
| 5 | | Incident ID | | | |
| 6 | | Patient ID | | | |
| 7 | | Software Version | "11.0.0.1036" | | |
| 8 | PatientID | | | | |
| 9 | | Sex | xx | | |
| 10 | | Race | xx | | |
| 11 | | Age () | xx | | |
| 12 | Record | | | | |
| 13 | | AcquisitionDate | xx | | |
| 14 | | AcquisitionTime | xx | | |
| 15 | RecordingDevice | | | | |
| 16 | | Manufacturer | "Physio-Control, Inc." | | |
| 17 | | Model | "LP15" | | |
| 18 | | SerialNumber | "LP1538135198" | | |
| 19 | | BaselineFilter | 0.049999997 | | |
| 20 | | LowpassFilter | | 150 | |
| 21 | | FilterBitMap | "50 Hertz notch filter" | | |
| 22 | | DeviceID | "Unknown" | | |
| 23 | Channel | "CO2" | "SpO2" | "Impedance" | "Paddles (Generic)" |
| 24 | Units | "mmHg" | "None" | "Ohm" | "mV" |
| 25 | Counts per Unit | | 1 | 1 | 1 |
| 26 | Start Offset | "00:00:16.10000" | "00:00:16.11000" | "00:00:24.55847" | "00:00:24.56000" |
| 27 | Duration | "00:04:14.90000" | "00:04:14.89000" | "00:04:07.77049" | "00:04:06.44000" |
| 28 | Sample Rate | 40 | 100 | 61.038 | 125 |
| 29 | Start Date | xx | xx | xx | xx |
| 30 | Start Time | xx | xx | xx | xx |
| 31 | Stop Date | xx | xx | xx | xx |
| 32 | Stop Time | xx | xx | xx | xx |
| 33 | BaseLineCutoff | 0.5 | 0.5 | 0.3 | 0.3 |
| 34 | LowPassCutoff | 30 | 30 | 30 | 30 |
| 35 | Data | | | -0.59756097560978 | -0.1171200187392 |
| 36 | | | | -0.590243902439048 | -0.1171200187392 |
| 37 | | | | -0.595121951219536 | -0.1171200187392 |

Abbildung 2: Beispiel für eine CSV-Datei ausgegeben durch CODE-STAT. Daten die direkt mit Informationen von Patient*innen verknüpft sind wurden durch „xx“ ersetzt. In Zeile 23 sind alle in dem Fall aufgezeichneten Signale vermerkt. Der Startzeitpunkt der entsprechenden Signalaufzeichnung ist in Zeile 30 vermerkt und die Abtastrate in Zeile 28. Die aufgezeichneten Signalwerte sind ab Zeile 35 vermerkt.

Im Folgenden wird der Inhalt und der Aufbau der CSV-Datei beschrieben:

Die in der CSV-Datei unter „General“ gespeicherten Daten beziehen sich auf die Softwareversion und wann die Daten exportiert wurden.

Unter „PatientID“ werden Merkmale der Patient*innen wie Geschlecht, Alter und ethnische Herkunft dokumentiert.

Unter „Record“ wird Uhrzeit und Datum beim Einschalten des Lifepak 15 dokumentiert. Das ist im Falle eines OHCA in der Regel beim Eintreffen an der*dem Patient*innen.

Unter „RecordingDevice“ werden gerätespezifische Daten und Einstellungen angegeben.

Unter „Channel“ werden die während der Reanimation gemessenen Größen aufgelistet (in Abbildung 2 ist das Kapnographie, die Sättigung, die Impedanz und die EKG-Ableitung über die Defibrillatordpaddels).

Unter „Units“ werden die dazugehörigen Einheiten der Messwerte angegeben.

Der „Start Offset“ gibt die Zeitspanne vom Einschalten des Geräts bis zum Beginn der Messung der entsprechenden Messgröße an.

Unter „Duration“ wird die gesamte Dauer der Messung der entsprechenden Größe angegeben.

Die „Sample Rate“ (SR) gibt die Abtastfrequenz der Messwerte in Hz an.

Das „Start Date“ gibt das Datum bei Beginn der Messwertaufzeichnung an.

Die „Start Time“ gibt die Uhrzeit bei Beginn der Messwertaufzeichnung an.

Das „Stop Date“ gibt das Datum bei Beendigung der Messwertaufzeichnung an.

Die „Stop Time“ gibt die Uhrzeit bei Beendigung der Messwertaufzeichnung an.

Die Werte für „BaseLineCutoff“ und „LowPassCutoff“ geben Filtereinstellungen für die entsprechenden Signale an.

Ab der Zeile, die mit „Data“ bezeichnet ist, sind die Messwerte in die entsprechenden Signalspalten eingetragen. Die Messwerte der Signale sind nicht mit einem Zeitstempel versehen. Der Zeitpunkt des n-ten Messwerts (t_n) kann mit dem Startzeitpunkt (t_{start}) und der Abtastrate des entsprechenden Signals berechnet werden:

$$t_n = t_{start} + \frac{n}{SR}$$

2.2 Implementation der Datenbank und Steuerung aus MATLAB

Ein Ziel dieser Arbeit besteht darin, dass weitere Arbeiten mit den Reanimationsdaten zu erleichtern. Hierfür wurde eine SQL-Datenbank erstellt, in welche die Daten aus den CSV-Dateien importiert werden können. Beim Import wird erfasst, welche Signale bei jedem Fall während aufgezeichnet wurden. Fälle von Reanimationen können nach vorhanden sein von Signalen (z.B. der Thoraximpedanz) gefiltert werden. Die Thoraximpedanz ist dabei insofern ein Hinweis auf eine Reanimation, da typischerweise das EKG im Rahmen der Reanimation über die Schockelektroden abgeleitet wird. Dies ist aber nicht exklusiv für die Reanimation. Um die Relevanz der importierten Fälle zu erhöhen, wird ein Algorithmus angewendet, der das Impedanzsignal auf das Vorhandensein von Thoraxkompressionen untersucht. Signale ohne vorhandene Thoraxkompressionen oder mit nur wenigen Thoraxkompressionen werden verworfen. Ebenfalls wurde ein Algorithmus entwickelt, der Beatmungen in der Kapnographie erkennt. Somit können Kapnographiedaten ohne Beatmungen verworfen werden.

Ein zusätzliches Tool ermöglicht die Suche nach Fällen mit bestimmten Signalen in der Datenbank. Dabei werden die Anzahl und IDs der Fälle ausgegeben, die diese Signale beinhalten. Außerdem wurde eine Funktion zum Plotten der Signale im zeitlichen Verlauf eines Falls implementiert. Hierfür wurde in MATLAB eine graphische Benutzeroberfläche (GUI) entworfen.

2.2.1 Graphische Benutzeroberfläche

Die graphische Benutzeroberfläche ist in Abbildung 3 dargestellt. Die GUI ermöglicht der*dem Benutzer*in, die Datenbank nach Fällen zu durchsuchen, bei denen bestimmte Signale gemessen wurden. Dazu können die gewünschten Signale angeklickt werden und nach einem Klick auf die Fallsuche-Schaltfläche werden die IDs der Fälle angezeigt, die die Kombination der ausgewählten Signale enthalten. Über den Plot-Button kann man sich dann mittels Fall-ID entsprechende Fälle graphisch anzeigen lassen.

Darüber hinaus können über den Import-Button neue Fälle in die Datenbank eingelesen werden.

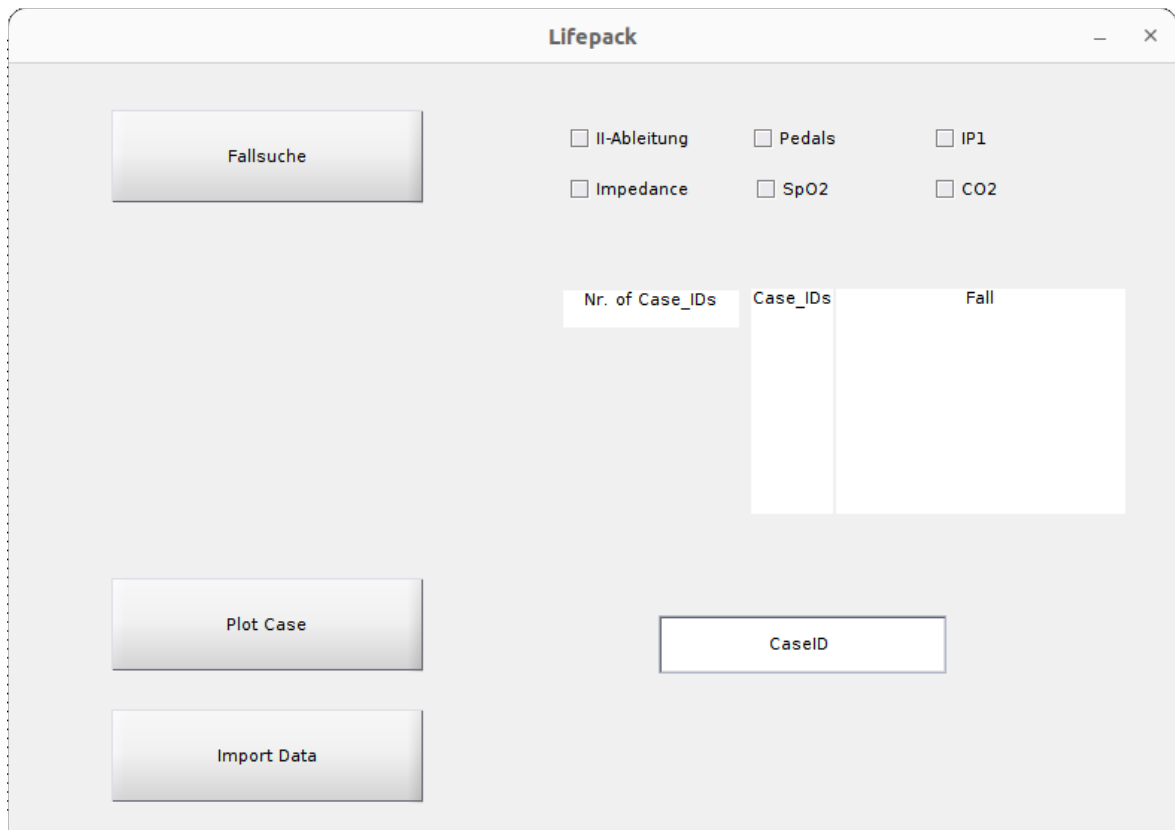


Abbildung 3: Graphische Benutzeroberfläche in MATLAB zur Suche nach Fällen mit bestimmten Signalen in der SQL-Datenbank zur graphischen Darstellung eines ausgewählten Falles und zum Importieren von Fällen aus den CSV-Dateien von CODE-STAT in die Datenbank.

2.2.2 Aufbau der SQL-Datenbank

Um die Daten zu speichern und zu verwalten wurde eine SQL-Datenbank erstellt (der SQL-Code befindet sich im Appendix). Das Schema der Datenbank ist in Abbildung 4 dargestellt.

Die Idee, eine SQL-Datenbank zu erstellen, basiert darauf, in der Zukunft einen zentralen Server zu schaffen, auf dem die Datenbank ausgeführt werden kann. Dies würde es erlauben auf die Datenbank von verschiedenen Rechnern im Universitätsklinikum Graz zuzugreifen. Dadurch könnten in der Zukunft neue Reanimationsdaten direkt vom NEF-Stützpunkt auf den Server importiert werden. Ein solcher Datenserver würde außerdem den gleichzeitigen Zugriff auf die Daten von verschiedenen Rechnern am Universitätsklinikum ermöglichen.

Derzeit werden die Daten am NEF-Stützpunkt übertragen und auf einem lokalen Rechner gespeichert, was den Zugriff auf die Daten auf einen einzigen Computer beschränkt und somit das Arbeiten mit den Daten erschwert.

Die Datenbank besteht aus sieben Tabellen, wobei die Tabelle "casetable" als übergeordnete Tabelle (sogenannte Parent-Table) zu den anderen sechs Tabellen (sogenannte Child-Tables) fungiert. Jeder importierte Fall wird durch eine eindeutige ID in der Tabelle "casetable" identifiziert, die fortlaufend, basierend auf der Import-Reihenfolge, als Integer vergeben wird.

Die Tabelle "casetable" enthält Informationen über den Fall, einschließlich der Fallbezeichnung, die Lifepak dem Fall gegeben hat ("fall_id"), des Startzeitpunkt des Falles mit Datum und Uhrzeit ("startzeitpunkt"), der eindeutigen ID, die von der Datenbank zugewiesen wurde, sowie der Startzeitpunkte der Signalaufzeichnungen ("dt_co2", "dt_spo2", "dt_pad", "dt_imp", "dt_ip1" und "dt_ii").

Die untergeordneten Tabellen („co2“, „iibleitung“, „impedance“, „ip1“, „paddles“, „spo2“) enthalten jeweils die eindeutige ID der übergeordneten Tabelle (sogenannter „Foreign Key“) sowie eine fortlaufende Integer, die als eindeutige ID für die jeweilige Tabelle dient (sogenannter „Privat Key“) und die Messwerte des jeweiligen Signals.

Auf das Speichern von Zeitstempeln wurde verzichtet, da diese durch den Startzeitpunkt der aufgezeichneten Signale (z. B. "dt_imp" aus der "casetable" für die Impedanz) und der Abtastrate berechnet werden können. Dadurch wird die Speicherung von nicht notwendigen Daten vermieden und die Effizienz der Datenbank verbessert.

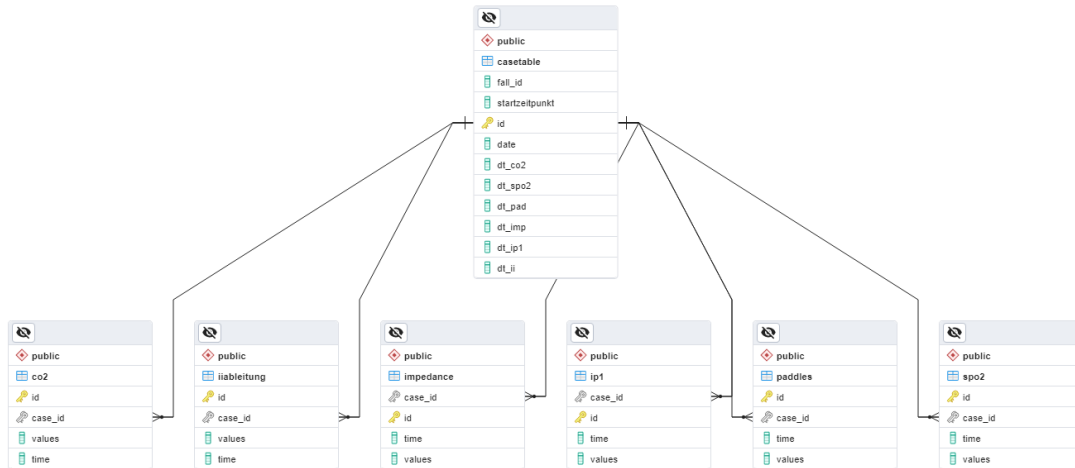


Abbildung 4: Schematische Darstellung des Aufbaus der SQL-Datenbank. Die übergeordnete Tabelle „casetable“ beinhaltet die Abstrakte und die Startzeitpunkte. Die untergeordneten Tabellen für die aufgezeichneten Reanimationssignale beinhalten die Signaldaten.

2.3 Algorithmus zur Verarbeitung der Daten

2.3.1 Einlesen in MATLAB

Um die Daten aus der CSV-Datei zu analysieren und gegebenenfalls in der SQL-Datenbank zu speichern, muss die Datei von MATLAB eingelesen werden. Hierfür wird die MATLAB-Funktion „import_to_sql()“ implementiert und beim Klicken des „Import Data“-Buttons auf der graphischen Benutzeroberfläche ausgeführt.

Die Funktion stellt eine Verbindung mit der SQL-Datenbank her. Danach muss durch die*den Anwender*in ein Ordner spezifiziert werden, aus dem die Daten importiert werden sollen. Daraufhin sucht der Algorithmus in diesem Ordner automatisch nach Dateien, die mit „Continuous_Waveforms.csv“ benannt sind und führt für jede gefundene Datei die Funktion „readCSV(selpath, filename)“ mittels einer Schleife aus. Da die CSV-Dateien nicht immer einheitlich sind und je nach Geräteeinstellung die Positionen um mehrere Zeilen verschoben sein können, ist es notwendig, nach den relevanten Größen (siehe Kapitel 2.1.2) mittels der von MATLAB bereitgestellten „strfind-Funktion“ zu suchen. Sind alle Positionen in der CSV-Datei identifiziert, können die Daten gezielt ausgelesen werden und in einem sogenannten „handle“ gespeichert werden.

2.3.2 Verarbeiten der Daten

Das Impedanzsignal wird nun mit der Funktion „impedanzauswerter()“ analysiert, um die stattgefundenen Thoraxkompressionen zu detektieren. Daraufhin wird ein Schwellenwert bestimmt, ab welcher Anzahl an erkannten Thoraxkompressionen das Impedanzsignal in die Datenbank gespeichert werden soll. Ähnlich wird auch das Kapnographiesignal auf stattgefundenene Beatmungen untersucht und je nach Anzahl der erkannten Beatmungen in der Datenbank gespeichert.

Danach werden noch die Startzeiten in Unix-Zeitstempel umgewandelt und die gesamten Daten in Tabellen formatiert, die dem Format der SQL-Tabellen entsprechen. Mithilfe der MATLAB-Funktion „sqlwrite()“ können die Daten dann in die entsprechende Tabelle in der SQL-Datenbank eingetragen werden. Hierbei ist zu beachten, dass zuerst die übergeordnete Tabelle („casetable“) befüllt werden muss, damit die untergeordneten Tabellen den von der Datenbank zugewiesenen „Foreign-Key“ (ID in „casetable“) übernehmen können.

2.3.3 Durchsuchen der Datenbank nach Fällen

Für die Suche nach Fällen, bei denen bestimmte Signale gemessen wurden, wurde die Funktion „sqlfinder(checkboxvalues)“ implementiert. Diese kann über die graphische Benutzungsoberfläche mit dem Fallsuche-Button gestartet werden. Die Funktion überprüft zuerst welche Kontrollkästchen beziehungsweise welche Signale in der graphische Benutzungsoberfläche angewählt sind. Abhängig von den ausgewählten Signalen durchsucht die Funktion die Datenbank nach Fällen, in denen entsprechende Signale aufgezeichnet wurden, und gibt eine Liste mit den IDs der Fälle aus. Hierbei wird nach Fällen gesucht, bei denen die entsprechenden Startzeitpunkte (d_t) in „casetable“ nicht 0 sind.

2.3.4 Plotten von Daten

Der Plot-Case-Button der graphischen Benutzungsoberfläche ermöglicht das Plotten der gewünschten Signale eines Falls. Hierfür muss die ID des gewünschten Falles in das entsprechende Textfenster eingegeben werden. Es werden nur die Signale geplottet, deren Kontrollkästchen markiert sind.

Bei Betätigen des Plot-Buttons wird zunächst mittels der Funktion „sqlfinder(checkboxvalues)“ geprüft, ob die ausgewählten Signale tatsächlich im angebenen Fall in der Datenbank vorhanden sind. Falls die ausgewählten Signale in dem entsprechenden Fall vorhanden sind, werden mittels der Funktion „sqlgetdata(case_ids, chbx)“ die entsprechenden Messdaten und Startzeiten aus der SQL-Datenbank geladen. Die Daten werden dann an die Funktion „plotCustomCh(Ch, PlotSig)“ übergeben.

Die Funktion „plotCustomCH(Ch, PlotSig)“ berechnet zunächst mithilfe der Abtastfrequenz und des Startzeitpunktes die Zeitstempel für jedes Signal. Anschließend werden die Messwerte aller ausgewählten Signale übereinander im zeitlichen Verlauf geplottet. Auf der x-Achse wird die Uhrzeit der Messung aufgetragen und auf der y-Achse die entsprechenden Amplituden der Messwerte des Signals dargestellt. Zur Veranschaulichung wurde in Abbildung 5 die Impedanz und die EKG-Ableitung über die Paddles für den Fall mit der ID 4 geplottet.

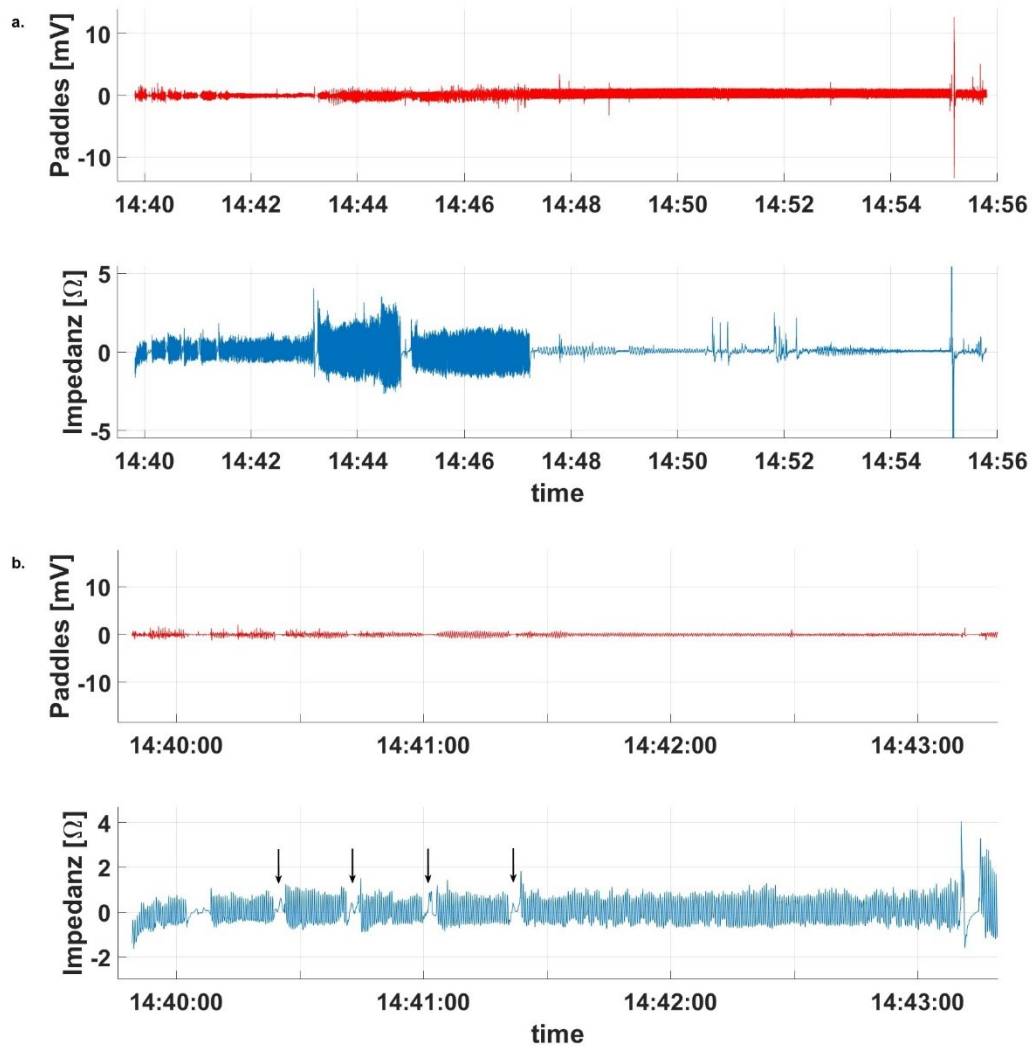


Abbildung 5: Plot des Paddles Signals und der Thoraximpedanz des Falls mit der ID 4.

a. Es wurden die Signale der Paddles und der Impedanz im gesamten zeitlichen Verlauf geplottet.

b. Es kann im Plot nach Belieben gezoomt werden und die Werte entlang der Zeitachse betrachtet werden. Das Impedanzsignal zeigt einen für den ALS typischen Verlauf. Bis zum Zeitpunkt 14:41:25 wurden Thoraxkompressionen und Beatmungen im 30:2 Verhältnis durchgeführt. Die Pfeile zeigen auf die Pausen in denen beatmet wurde. Nach dem letzten Pfeil folgen Thoraxkompressionen für ca. 2 Minuten bis zur nächsten Pause. Dies spricht für eine durchgehende maschinelle Beatmung und die Pause nach 2 Minuten ist für die Rhythmuskontrolle.

2.4 Signalanalyse

2.4.1 Signalanalyse der Impedanz

Die Zielsetzung dieser Arbeit ist es, das Arbeiten mit Vitaldaten aus dem Defibrillator und insbesondere die mit Aufzeichnungen von Reanimationen zu erleichtern. Um die Fälle, die keine Reanimationsmaßnahmen eines OHCA darstellen, auszusortieren, soll nun ein Algorithmus eingesetzt werden, der das Impedanzsignal analysiert. Der Algorithmus sucht nach Thoraxkompressionen im zeitlichen Verlauf des Impedanzsignals, die sich als sinusförmige Schwingungen darstellen (30).

Der verwendete Algorithmus basiert auf der Arbeit von Alonso et al. „Reliability and accuracy of the thoracic impedance signal for measuring cardiopulmonary resuscitation quality metrics “. Der dort verwendete Algorithmus zeigte eine hohe Genauigkeit mit einer Sensitivität von 97,2 % und einen „positiv predictiv value“ (PPV) von 97,7% für die Erkennung von Thoraxkompressionen und sollte daher für die Problemstellung ausreichend genau sein (36,37). Die grundlegende Idee des Algorithmus ist es, dass die Thoraxkompressionen sinusförmige Schwingungen in einer bestimmten Frequenz im Impedanzsignal erzeugen. Daher korrespondiert ein lokales Maximum (sogenannter Peak) im Impedanzsignal zumindest theoretisch mit einer Thoraxkompression. Allerdings können Bewegungen der*des Patient*in, Beatmungen und hochfrequentes Rauschen das Signal stören und zu nicht mit der Thoraxkompression korrelierten Peaks führen. Aus diesem Grund sind mehrere Maßnahmen notwendig, um Peaks, erzeugt von Thoraxkompressionen, von Peaks anderen Ursprungs zu unterscheiden.

Zu Beginn des Algorithmus wird das Impedanzsignal (y_{Imp}) mit einem Tiefpassfilter 3. Ordnung gefiltert, wobei die Grenzfrequenz von 1,8 Hz entsprechend der Arbeit von Alonso et al. gewählt wurde (37). Der Filter unterdrückt hochfrequenten Störungen und hilft daher bei der Suche nach relevanten Peaks im nächsten Schritt. Dort wird die Peakfinderfunktion „findpeaks ()“ von MATLAB verwendet, um Peaks im gefilterten Impedanzsignal (y_F) zu finden. Die so detektierten Peaks müssen nun analysiert werden, um festzustellen, ob es sich um eine Thoraxkompression handelt. Dazu werden für jeden gefundenen Peak die zeitlichen Abstände zu den beiden benachbarten lokalen Minima bestimmt (für den n -ten Peak T_{n1} und T_{n2}) und die Differenzen der Amplitude des Peaks zu den beiden

lokalen Minima (A_{n1} und A_{n2}) bestimmt. Dies ist zur Veranschaulichung in Abbildung 6 dargestellt.

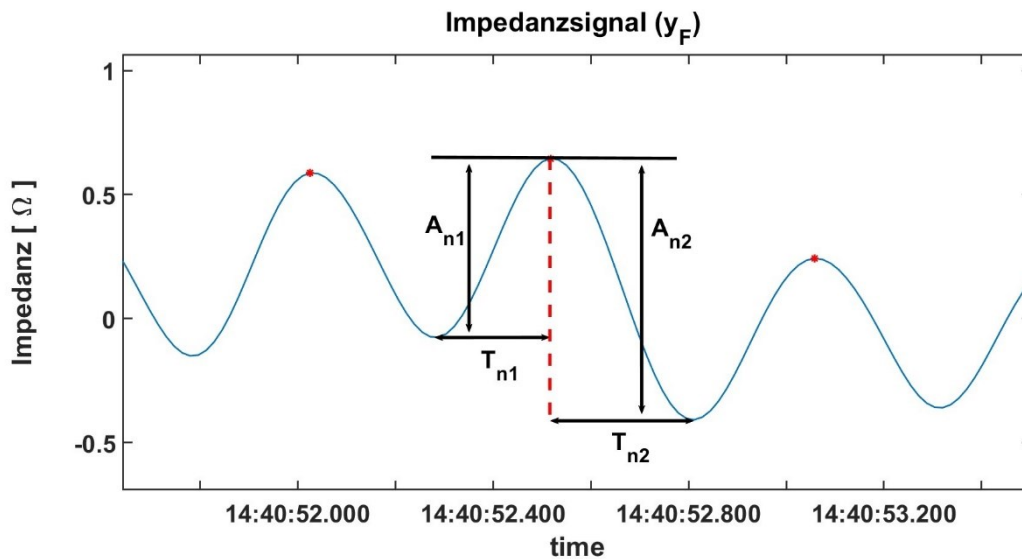


Abbildung 6: Impedanzsignal nach Anwendung eines Tiefpassfilters 3. Ordnung. Das Impedanzsignal (blau) zeigt höherfrequente Oszillationen (ca. 2 Hz), die Thoraxkompressionen repräsentieren und sich auf einer niederfrequenten schwingenden Grundlinie bewegen, welche die Überlagerungen durch die Beatmung darstellen. Ein Peakfinder identifiziert potenzielle Thoraxkompressionen (rote Punkte), wobei die dargestellten Größen $A_{n1/2}$ und $T_{n1/2}$ dem Algorithmus als Kriterien dienen, um zu bestimmen, ob der n-te Peak als Thoraxkompression gewertet wird.

Mithilfe des Algorithmus kann nun anhand der bestimmten Amplitudendifferenzen und der zeitlichen Abstände entschieden werden, ob es sich um eine Thoraxkompression handelt. Damit der n-te Peak als Thoraxkompression gewertet wird, müssen folgende Kriterien erfüllt werden:

- $T_{min} < T_{n(1+2)} < T_{max}$, wobei $T_{n(1+2)} = T_{n1} + T_{n2}$ ist. Die Werte T_{min} und T_{max} sind Grenzwerte, die entsprechend der Vorlage des Papers gewählt werden.
- $A_n > A_{th}$, wobei $A_n = (A_{n1} + A_{n2})/2$ die mittlere Amplitudendifferenz darstellt und A_{th} ein dynamischer Grenzwert ist:

$$A_{th} = \frac{W}{N} \sum_{n=1}^N \frac{A_{n1} + A_{n2}}{2}$$

Dieser Grenzwert wird nach jeder neu festgestellten Thoraxkompression neu über die letzten N Thoraxkompressionen berechnet, wobei W ein Gewichtungsfaktor ist. Wenn A_{th} kleiner als ein festgelegter Grenzwert A_{tmin} ,

oder größer als ein festgelegter Grenzwert A_{tmax} ist, wird stattdessen der entsprechende Grenzwert genommen.

- $dT > dT_{re}$, wobei dT der zeitliche Abstand zur vorherigen Thoraxkompression ist und dT_{re} ein festgelegter Mindestabstand zur vorherigen Thoraxkompression ist.

Sind alle Kriterien erfüllt, werden der Zeitpunkt (t_n) und die Amplitude (A_n) gespeichert. Abhängig davon, wie viele Thoraxkompressionen erkannt werden, kann nun das Impedanzsignal in die Datenbank übernommen oder verworfen werden. In *Tabelle 1* sind alle gewählten Größen eingetragen.

| T_{min} | T_{max} | W_c | dT_{re} | A_{tmin} | A_{tmax} |
|-----------|-----------|-------|-----------|------------|------------|
| 200 ms | 950 ms | 0.1 | 260 ms | 0.14 | 0.25 |

Tabelle 1: Parameter des Algorithmus zur Erkennung von Thoraxkompression in dem Impedanzsignal.

2.4.2 Signalanalyse der Kapnographie

Ein weiteres Ziel dieser Arbeit ist die Feststellung durchgeführter Beatmungen im Kapnographiesignal, um diesbezüglich nicht relevante Messdaten aussortieren zu können. Der Algorithmus basiert auf der Erkennung der typischen Struktur eines Beatmungszyklus im Kapnographiesignal.

Während der Beatmung weist das Kapnographiesignal typischerweise eine fast rechteckige Form auf, mit einer schnellen Anstiegsphase und einer schnellen Abfallphase (siehe Abbildung 7).

Während der Inspirationsphase wird ein CO_2 armes Gasmisch in die Lunge transportiert, wodurch der gemessene CO_2 -Wert stark, fast auf null, abfällt. Mit Beginn der Expirationsphase wird CO_2 reiche Luft aus der Lunge ausgestoßen, was zu einem schnellen Anstieg des gemessenen CO_2 -Werts führt, der sich dann auf einem Plateau stabilisiert. Am Ende der Expirationsphase ist der CO_2 -Wert typischerweise am höchsten. An diesem Punkt wird der Wert $etCO_2$, end-tidales CO_2 , gemessen.

Das Kapnographiesignal kann durch verschiedene Faktoren beeinflusst werden, insbesondere während der CPR kann es zu Pendelbewegungen des Gases im Schlauch kommen, was sinusartige Schwingungen im Signal verursacht (38).

Der implementierte Algorithmus basiert auf dem Algorithmus der in der Arbeit von Leturiondo et al. (39) beschrieben ist. Der Algorithmus identifiziert den schnellen Abfall und Anstieg des Kapnographiesignals, um den Beginn der Inspirationsphase bzw. Expirationsphase zu erkennen. Dazu wird ein Grenzwert für die Amplitude des Kapnographiesignals definiert und nach Abschnitten im Signal gesucht, die unterhalb des Grenzwerts liegen. Anschließend werden die Zeitpunkte ($t_{d,n}$), an denen das Signal den Grenzwert unterschreitet, gespeichert. Wenn das Signal nach dem Zeitpunkt $t_{d,n}$ wieder über den Grenzwert steigt, wird der Zeitpunkt ($t_{u,n}$) des Überschreitens ebenfalls gespeichert. Die Dauer, während der das Signal unter dem Grenzwert liegt $T_{in,n} = t_{u,n} - t_{d,n}$, sowie die Dauer, während das Signal über den Grenzwert liegt $T_{ex,n} = t_{d,n+1} - t_{u,n}$, kann somit berechnet werden. Damit der Algorithmus nun eine Beatmung feststellt, müssen $T_{in,n}$ und $T_{ex,n}$ größer als die festgelegten Grenzwerte $T_{g,in}$ (0,25s) bzw. $T_{g,ex}$ (0,5s) sein. Sind beide Bedingungen erfüllt, werden $t_{u,n}$ als Beginn der Expirationsphase und $t_{d,n}$ als Beginn der Inspirationsphase einer durchgeführten Beatmung dokumentiert. Wenn die Dauer eines Zeitintervalls für die Inspiration oder Expiration ($T_{in,n}$ oder $T_{ex,n}$) unter dem entsprechenden Grenzwert liegt, wird der nächste Zeitpunkt für den Beginn der Expiration bzw. Inspiration gewählt. Dies wird fortgesetzt, bis $T_{in,n}$ oder $T_{ex,n}$ den entsprechenden Grenzwert erreichen.

Abhängig davon, wie viele Beatmungen dokumentiert wurden, kann das Signal in der Datenbank gespeichert oder verworfen werden.

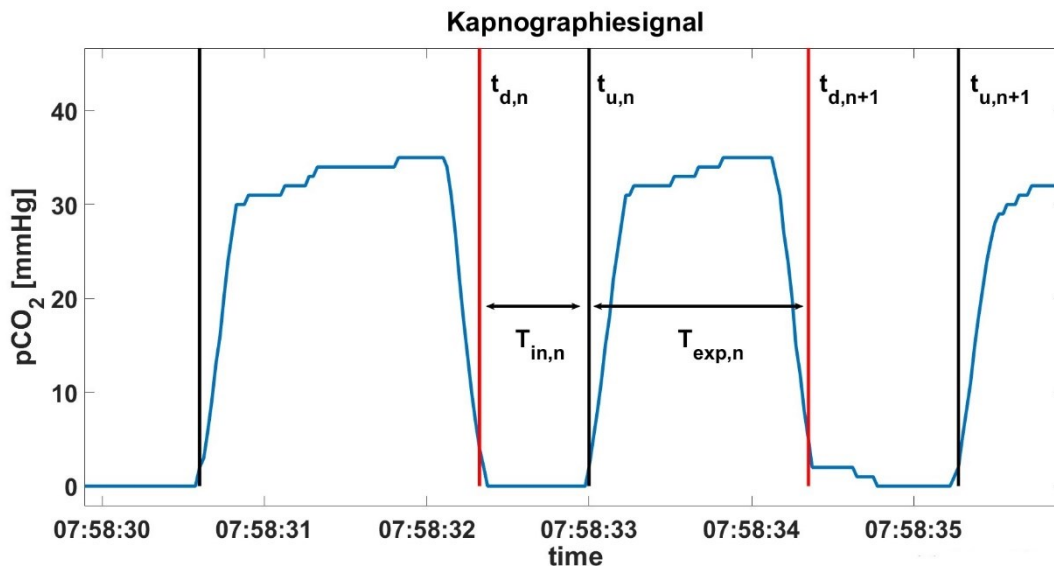


Abbildung 7: Kapnographiesignal im zeitlichen Verlauf. Das Kapnographiesignal im zeitlichen Verlauf stellt sich fast rechteckig dar, wobei der starke Anstieg des $p\text{CO}_2$ den Beginn der Expiration (T_{exp}) darstellt und der starke Abfall den Beginn der Inspiration (T_{in}). Die schwarzen Linien in der Abbildung markieren den Zeitpunkt ($t_{u,n}$) an dem der Algorithmus den Beginn der n -ten Expiration detektiert hat und die roten Linien den Zeitpunkt ($t_{d,n}$) an dem der Algorithmus den Beginn der n -ten Inspiration detektiert hat.

2.4.3 Berechnung von Kenngrößen zur Beurteilung der Qualität von Reanimationsmaßnahmen

Mit dem Algorithmus für die Detektion der Thoraxkompressionen können Kenngrößen für die CRP-Qualität berechnet werden (4). Dazu zählen die mittlere Thoraxkompressionsrate, die Minuten ohne adäquate mittlere Kompressionsrate und die Anzahl von Kompressionen pro Minute gemittelt über die gesamte Reanimationsdauer. Gemäß den Vorgaben des "Uniform reporting of measured quality of cardiopulmonary resuscitation (CPR)" sollen auch die kumulierte Pausenzeit (gesamte Pausenzeit) sowie der Anteil der Pausenzeit an der Gesamtanimationszeit berechnet werden.

Die mittlere Kompressionsrate (\bar{F}_{KR}) eines Falles wird berechnet, indem die zeitlichen Abstände ($\Delta t_{i,i+1}^I$) zwischen benachbarten detektierten Peaks berechnet werden und diese ergibt sich dann aus dem Mittelwert der inversen zeitlichen Abstände:

$$\bar{F}_{KR} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} \frac{1}{\Delta t_{i,i+1}^I}$$

Um die Anzahl der Kompressionen pro Minute in Bezug auf die Gesamtdauer der Reanimation für jeden Fall zu berechnen, wird die Gesamtzahl der Peaks eines Falles durch die Reanimationsdauer (T_{Re}) geteilt. Die Reanimationsdauer wird durch die Zeitdifferenz zwischen der ersten und der letzten festgestellten Thoraxkompression definiert.

Außerdem wird für jeden Fall der Anteil an Minuten berechnet, in denen die mittlere Kompressionsrate kleiner als 90 oder größer als 120 Kompressionen pro Minute ist und auf die gesamte Reanimationsdauer (T_{Re}) bezogen (4). Hierfür werden die detektierten Peaks in Zeitintervalle (sogenannte „bins“) mit einer Binbreite von einer Minute eingeteilt. Ferner werden die zeitlichen Abstände ($\Delta t_{i,i+1}^I$) für alle Peaks zu ihren nächsten Nachbarn bestimmt und jeweils dem entsprechenden Bin zugeordnet. Anschließend wird für jedes Bin der Mittelwert über die Inversen der darin enthaltenen Zeitabstände berechnet. Dies entspricht der mittleren Kompressionsrate für das entsprechende Bin.

Da jedes Bin einer Minute während der Reanimation entspricht, kann kontrolliert werden, wie viele Minuten die mittlere Kompressionsrate außerhalb des Zielbereichs liegt. Das heißt überschreiten (> 120 Kompressionen pro Minute) bzw. unterschreiten des Grenzwertes (< 90 Kompressionen pro Minute). Um den Anteil der Minuten zu berechnen, in denen die Kompressionsrate außerhalb des Zielbereichs lag, wird die Anzahl der Bins mit einem Mittelwert außerhalb des Zielbereichs durch die Gesamtzahl der Bins geteilt.

Die kumulierte Pausenzeit wird berechnet, indem die Abstände zwischen allen benachbarten Peaks eines Falles berechnet werden. Laut dem „Uniform reporting“ gilt ein zeitlicher Abstand von zwei benachbarten Peaks als Pause, wenn dieser über 1,5 Sekunden lang ist. Dieser Abstand entspricht einer Kompressionsrate von 40 Kompressionen pro Minute und es kann daher angenommen werden, dass es sich um eine bewusste Pause handelt (4). Für die kumulative Pausenzeit werden deshalb alle zeitlichen Abstände zwischen benachbarten Peaks aufsummiert, die über 1,5 Sekunden lang sind.

Um den Anteil der Pausen in Bezug auf die gesamte Reanimationsdauer zu berechnen, werden längere Pausen, in denen nicht gedrückt wurde, weil die*der Patient*in möglicherweise eine Rückkehr des Spontankreislaufs (ROSC) hatte, nicht berücksichtigt. Eine direkte Feststellung eines ROSCs ist mit den verfügbaren Daten nicht möglich. Daher werden Pausen, die länger als 20 Sekunden andauern und auf welche wieder Thoraxkompressionen durchgeführt wurden, als ein ROSC gewertet. Diese Pausen werden daher von der kumulierten Pausenzeit abgezogen, sowie von der gesamten Reanimationsdauer subtrahiert, bevor der Anteil der Pausen berechnet wird.

Mit dem Algorithmus für die Detektion der Beatmungen können Kenngrößen für die Ventilation berechnet werden(4). Dazu zählen die mittlere Ventilationsrate (\bar{F}_{VR}), der Anteil der Minuten in denen mehr als 15 Beatmungen pro Minute durchgeführt wurden und der Anteil der Minuten, in denen keine Beatmungen durchgeführt wurden.

Um die mittlere Ventilationsrate (\bar{F}_{VR}) zu bestimmen, wurde die Zeitdifferenz zwischen aufeinanderfolgenden Inspirationen ($\Delta t_{i,i+1}^K$) berechnet. Die mittlere Ventilationsrate ergibt sich dann aus dem Mittelwert der inversen zeitlichen Abstände:

$$\bar{F}_{VR} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} \frac{1}{\Delta t_{i,i+1}^K}$$

Um den Anteil der Minuten zu berechnen, in denen mehr als 15 Beatmungen pro Minute durchgeführt wurden, wurde die Gesamtdauer des aufgezeichneten Kapnographiesignals in Bins von jeweils einer Minute eingeteilt. Anschließend wurde die Anzahl der Beatmungen in jedem Bin erfasst und die Anzahl der Bins ermittelt, in denen mehr als 15 Beatmungen detektiert wurden. Diese Zahl wurde durch die Gesamtzahl der Bins geteilt. Ebenso wurde der Anteil der Minuten, in denen keine Beatmung durchgeführt wurde, berechnet.

3 Ergebnisse

3.1 Auswertung eines Beispielfalls

Die im Kapitel Methoden beschriebenen Algorithmen zur Erkennung von Thoraxkompressionen und Beatmungen wurden auf alle vorliegenden Fälle angewendet. Als Beispiel dienten die Ergebnisse des Falls mit ID 22, welcher in Abbildung 8 dargestellt wurde. Dabei wurden das Impedanzsignal (blau) und das Kapnographiesignal (rot) in einem Plot dargestellt. Zusätzlich wurde im unteren Bild der Zeitbereich von 07:59 bis knapp über 08:02 vergrößert dargestellt.

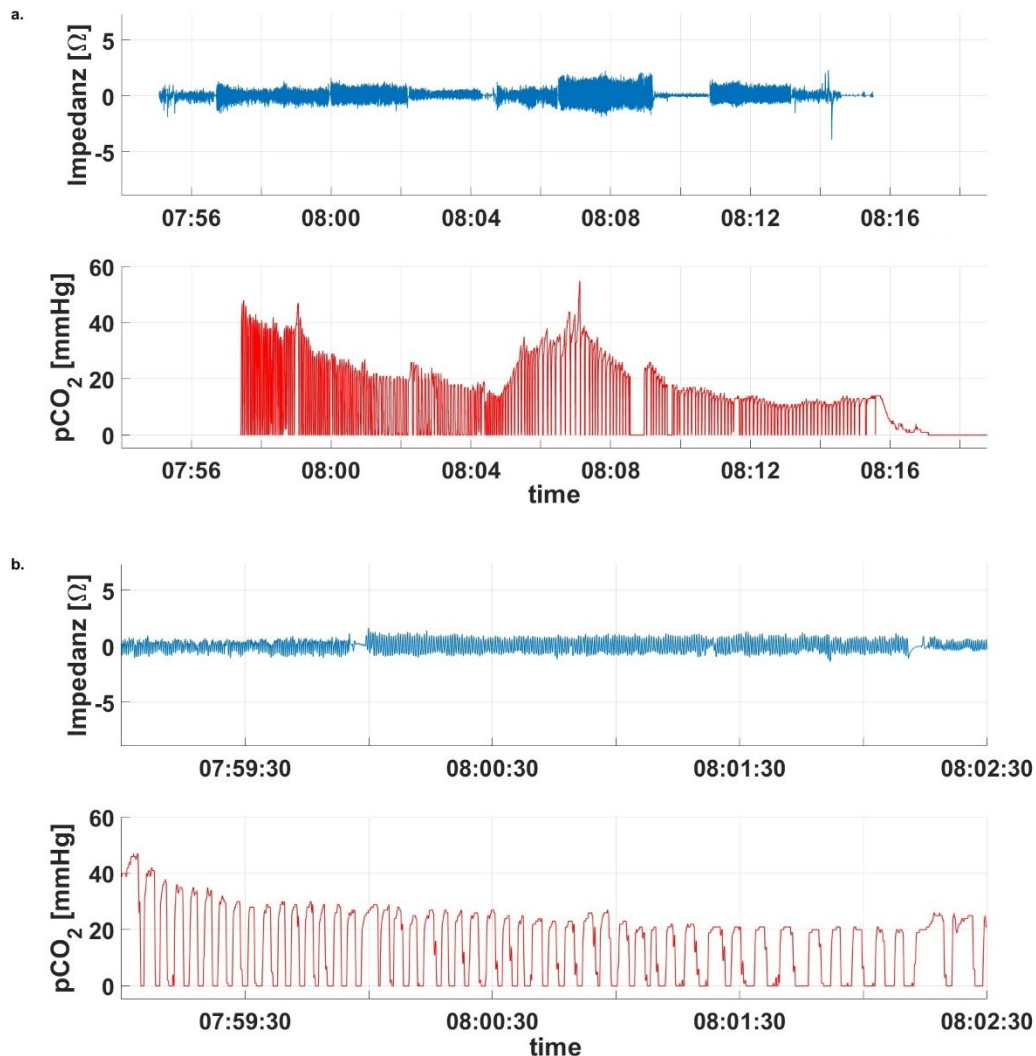


Abbildung 8: Impedanzsignal (blau) und Kapnographiesignal (rot) im zeitlichen Verlauf für den Fall mit ID 22. **a.** Das Impedanzsignal wurde für 20 Minuten aufgezeichnet. Es zeigte den typischen zeitlichen Verlauf für eine Reanimation mit anfänglich kurzen Pausen alle 2 Minuten zur Rhythmuskontrolle und einer längeren Pause von 8:09 bis 8:11 bei möglichen ROSC. Das Kapnographiesignal zeigte den typischen zeitlichen Verlauf für eine Reanimation. **b.** Vergrößerter Ausschnitt der Impedanz und der Kapnographie im Zeitintervall 7:59 bis 08:02:30. Im Impedanzsignal konnte noch deutlicher der 2 Minutenzyklus mit Unterbrechung der Thoraxkompressionen zur Rhythmuskontrolle gesehen werden. Der für das Kapnographiesignal typische Anstieg zu Beginn der Expiration und Abfall zu Beginn der Inspiration konnte gesehen werden.

Die beiden Signale wurden mithilfe der in Methoden beschriebenen Algorithmen analysiert und erkannte Thoraxkompressionen (markiert mit einem roten Stern) wurden in Abbildung 9, sowie Beatmungen (die blaue Linie markiert den Beginn einer Inspiration) in Abbildung 10, dargestellt. Unter den jeweiligen geplotteten Signalen und Markierungen wurde ein Histogramm dargestellt, das über die Dauer der Reanimation kontinuierlich die Anzahl der stattgefundenen Kompressionen und Beatmungen pro Minute anzeigt.

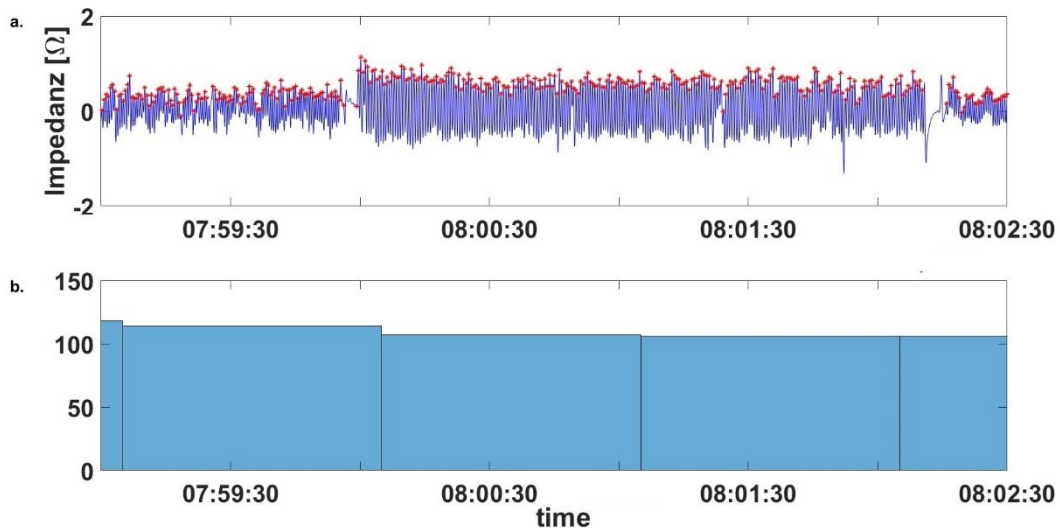


Abbildung 9: Impedanzsignal mit erkannten Thoraxkompressionen und die Anzahl an Thoraxkompressionen pro Minutenintervall.

a. Dargestellt wurde das Impedanzsignal (blau) in einem 3 Minuten Ausschnitt mit dem vom Algorithmus erkannten Thoraxkompressionen (rote Sterne). Es wurden zuverlässig die Kompressionen im Impedanzsignal erkannt. Um den Zeitpunkt 8:00:00 erkannte der Algorithmus fälschlicherweise zwei Kompressionen, die in der Pause zur Rhythmuskontrolle liegen.

b. Dargestellt wurde die Anzahl an Kompressionen, die in die 60 Sekunden langen Intervalle fielen. Die Anzahl der Kompressionen pro Minute war im zeitlichen Verlauf fast konstant.

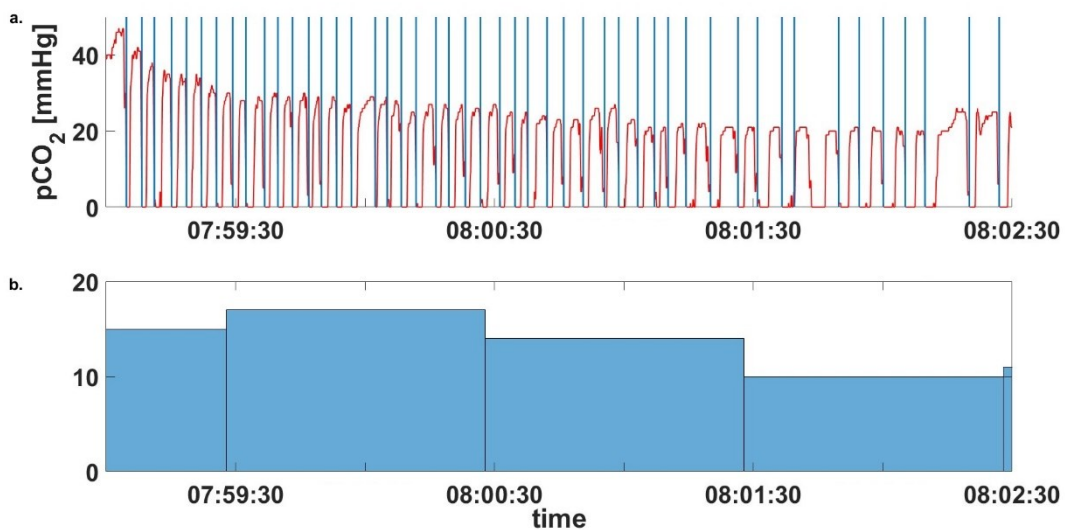


Abbildung 10: Kapnographiesignal mit erkannten Beatmungen und Anzahl an erkannten Beatmungen pro Minute.

a. Dargestellt wurde das Kapnographiesignal (rot) in einem 3 Minuten Ausschnitt mit dem vom Algorithmus erkannten Startzeitpunkten (blaue Linien) der Inspirationsphasen. Es wurden zuverlässig alle Beatmungen erkannt außer am Zeitpunkt 08:01:40. Dort wurde der Beginn einer zusätzlichen Inspiration erkannt, obwohl es sich nur um einen kurzzeitigen Abfall des Signals unter den Grenzwert handelte. Die darauffolgende Beatmung wurde als Folge nicht erkannt, da der Mindestzeitabstand für eine Expiration nicht eingehalten wurde.

b. Dargestellt wurde die Anzahl an Beatmungen, die in die jeweils 60 Sekunden langen Intervalle fielen. Die Anzahl der Beatmung pro Minute schwankte im zeitlichen Verlauf zwischen 16 und 10 Beatmungen pro Minute

In Abbildung 10 wurde im Kapnographiesignal eine fehlerhaft erkannte Beatmung dargestellt. Bei ca. 08:01:40 wurde der Beginn einer zusätzlichen Inspiration erkannt, obwohl es sich um einen kurzzeitigen Abfall des Signals unter den Grenzwert aufgrund von Störungen handelte. Die darauffolgende Beatmung wurde jedoch nicht erkannt, da der Mindestzeitabstand für die nächste Expiration nicht eingehalten wurde. Insgesamt hatte dies daher keine relevanten Auswirkungen auf das Ergebnis. Die Histogramme für den gesamten Fall wurden in Abbildung 12 dargestellt und zeigten den zeitlichen Verlauf der Thoraxkompressionsrate und Beatmungsrate.

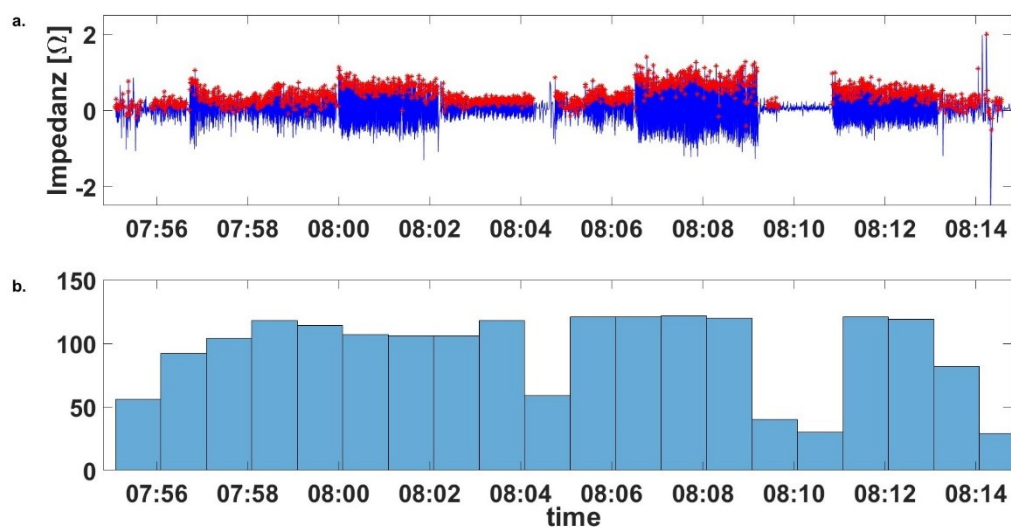


Abbildung 11: Impedanzsignal mit erkannten Thoraxkompressionen und Anzahl an Thoraxkompressionen pro Minuten im zeitlichen Verlauf

a. Dargestellt wurde das Impedanzsignal (blau) mit dem vom Algorithmus erkannten Thoraxkompressionen (rote Sterne). Es wurden zuverlässig die Kompressionen im Impedanzsignal erkannt. In der ca. 2 Minuten langen Pause von 8:09 bis 8:11 wurden mehrere Kompressionen fälschlicherweise erkannt.

b. Dargestellt wurde die Anzahl an Kompressionen pro Minute im zeitlichen Verlauf. In Phasen der CPR ohne Pausen lag die Anzahl bei ca. 100 Kompressionen pro Minute. Im Bereich der Pausen, zu Beginn und zum Ende der Reanimation fiel die Anzahl stark ab.

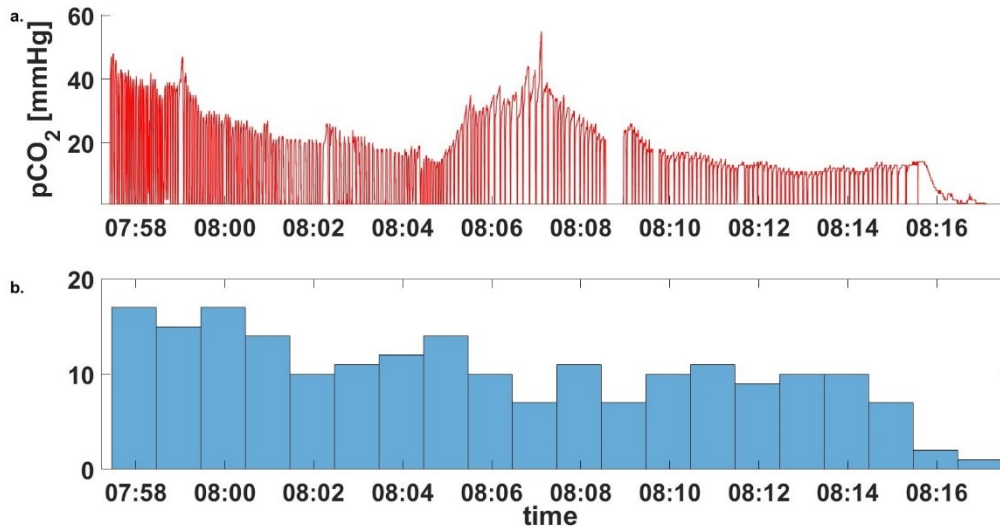


Abbildung 12: Kapnographiesignal und Anzahl an erkannten Beatmungen pro Minute. **a.** Dargestellt wurde der zeitliche Verlauf des Kapnographiesignal (rot) über die Falldauer. **b.** Dargestellt wurde die Anzahl an Beatmungen, die in die jeweils 60 Sekunden langen Intervalle fielen. Die Anzahl der Beatmung pro Minute schwankte im zeitlichen Verlauf zwischen 16 und 8 Beatmungen pro Minute. Am Ende ging die Anzahl an Beatmungen auf 0 zurück.

3.2 Reduktion des Datensatzes durch Algorithmus gestützte Selektion

Der verwendete Datensatz umfasste 522 Fälle, die von CODE-STAT als Reanimationsfälle identifiziert wurden. Von den 522 Fällen wurden 31 direkt nach dem Einlesen verworfen, da kein Impedanzsignal aufgezeichnet wurde. Anschließend wurde der Algorithmus zur Erkennung von Thoraxkompressionen auf das Impedanzsignal angewendet. Als relevant wurden alle Fälle angesehen, die eine Anzahl an erkannten Thoraxkompressionen über einem Grenzwert ($N_{\text{ThK}} = 100$) aufwiesen. Die Wahl dieses Grenzwertes war relativ willkürlich und basierte auf der Annahme, dass 100 Kompressionen in etwa drei Zyklen einer CPR mit 30:2 entsprachen und damit ungefähr einer Minute einer durchgeführten Reanimation. Mit dem gewählten Grenzwert wurden 66 weitere Fälle des verwendeten Datensatzes ausgeschlossen, so dass 425 Fälle in die Datenbank importiert wurden. Von allen ausgeschlossenen Fällen wurde automatisch ein Plot erzeugt und abgespeichert, der das Impedanzsignal und die detektierten Peaks im zeitlichen Verlauf zeigte. Angesichts der geringen Anzahl von 66 verworfenen Fällen konnten alle Plots begutachtet werden. Die Durchsicht der Plots ergab keinen Fall, der

offensichtlich fälschlicherweise verworfen wurde. Beispiele von verworfenen Plots sind in Abbildung 13 dargestellt.

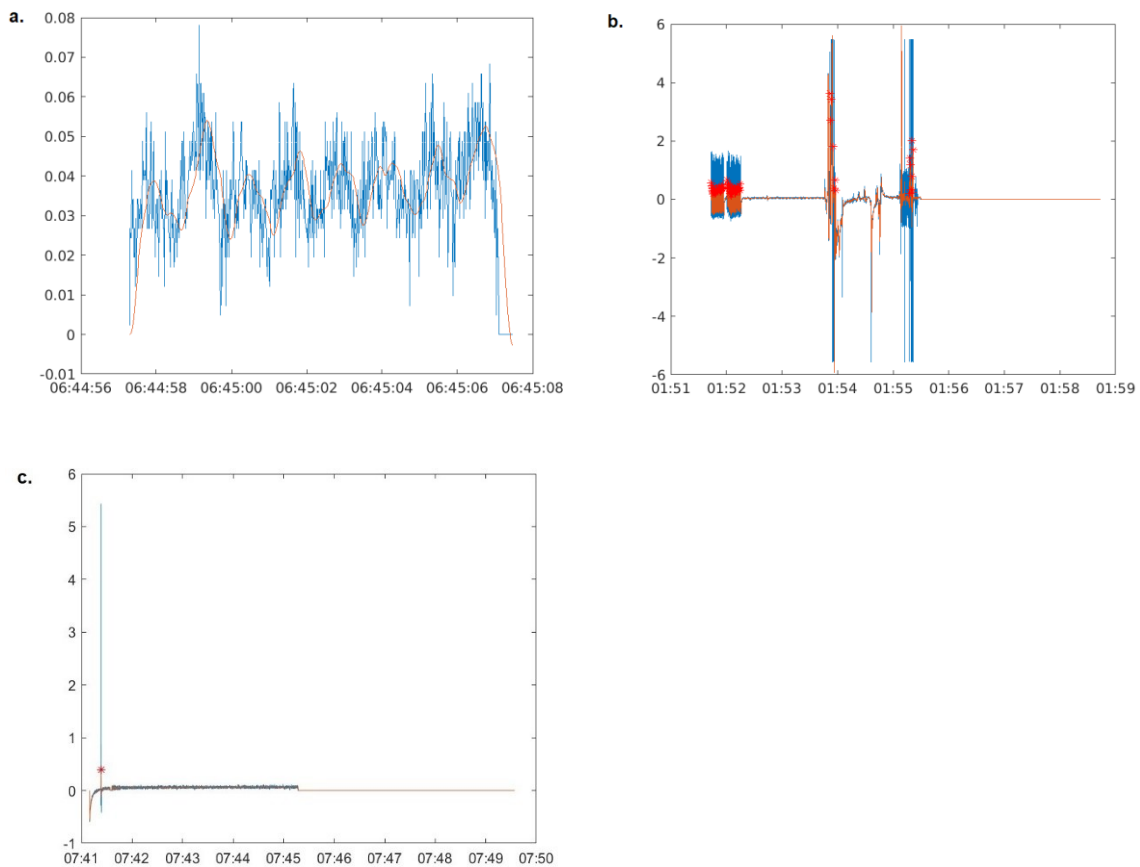


Abbildung 13: Drei repräsentative Beispiele für das Thoraximpedanzsignal der 66 verworfenen Fälle.
a. Das Impedanzsignal zeigte ein hochfrequentes Rauschen mit einer sehr geringen Amplitude (0,07 Ω).
b. In einigen Fällen wurden zwar Thoraxkompressionen erkannt, jedoch lag ihre Anzahl unterhalb des gesetzten Grenzwerts von 100.
c. Am häufigsten zeigte sich ein hochfrequentes Signal mit niedriger Amplitude, das über längere Zeit aufgenommen wurde und gelegentlich einzelne starke Ausschläge zeigte.

Die gewählten Fälle in der Abbildung 13 waren repräsentative Beispiele für die übrigen verworfenen Fälle. In einigen Fällen wurden zwar Thoraxkompressionen erkannt, jedoch lag ihre Anzahl unterhalb des Grenzwerts von 100 (b). Des Weiteren trat häufig hochfrequentes Rauschen mit niedriger Amplitude auf (a). Am häufigsten traten jedoch hochfrequente Signale mit niedriger Amplitude auf, die über längere Zeit aufgenommen wurden und gelegentlich einzelne starke Ausschläge aufwiesen (c).

3.3 Kenngrößen zur Beurteilung der Qualität von Reanimationsmaßnahmen

3.3.1 Thoraxkompressionen

Nachdem die als irrelevant eingestuft Fälle durch den Algorithmus aussortiert wurden, konnten nun die für die Thoraxkompression der CRP definierten Kenngrößen zur Beurteilung der CPR-Qualität berechnet werden (4). Dazu zählten die mittlere Thoraxkompressionsrate, die Minuten ohne adäquate mittlere Frequenz und die Anzahl von Kompressionen pro Minute über die gesamte Reanimationsdauer.

Der Mittelwert über die mittleren Kompressionsraten aller Fälle war $116,3 \pm 9,1$ Kompressionen pro Minute. Der Kolmogorov-Smirnov-Test zeigte eine Normalverteilung mit einer Signifikanz von $p < 0.05$.

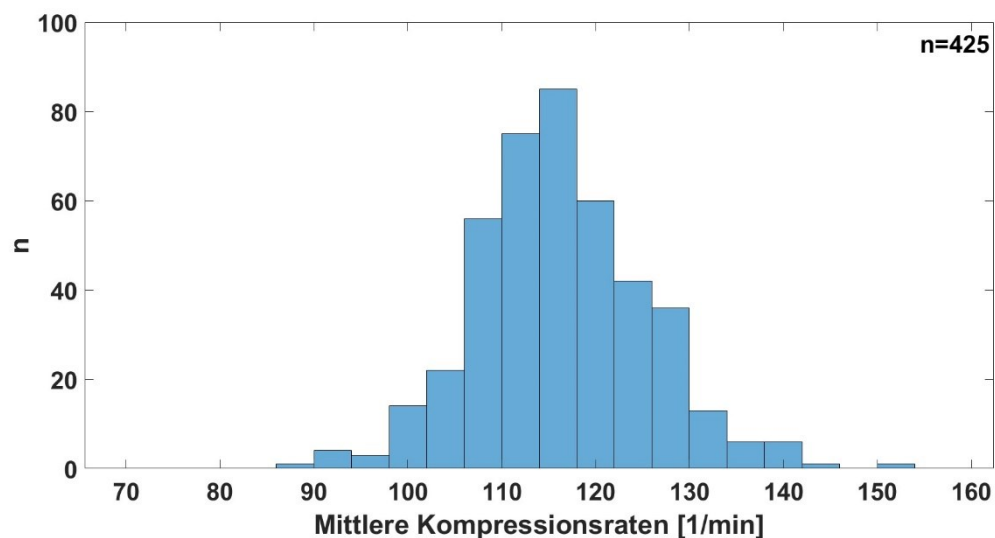


Abbildung 14: Histogramm der mittleren Thoraxkompressionsraten für alle 425 Fälle. Die mittleren Kompressionsraten waren normalverteilt und der Mittelwert betrug $116,3 \pm 9,1$ pro Minute.

Die Anzahl der Kompressionen pro Minute in Bezug auf die Gesamtdauer der Reanimation wurde für jeden Fall berechnet (Abbildung 16). Der Median der Ergebnisse war $99,2 [89,4 - 106,7]$ Thoraxkompressionen pro Minute.

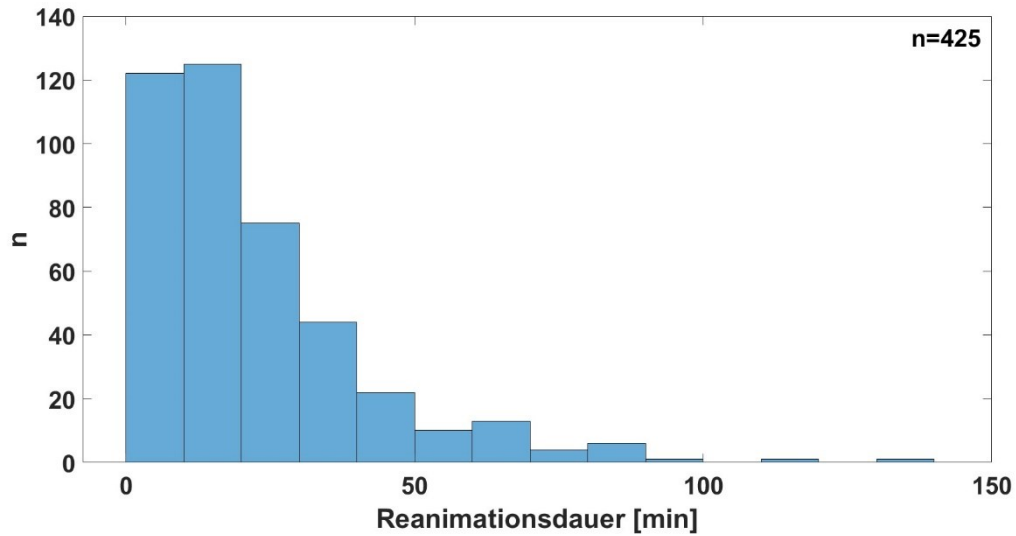


Abbildung 15: Die festgestellte Reanimationsdauer für alle 425 Fälle in bins von 10 Minuten. Die Reanimationsdauer wurde als erste und letzte festgestellte Thoraxkompression definiert. Die meisten Fälle hatten eine Reanimationsdauer von unter 30 Minuten.

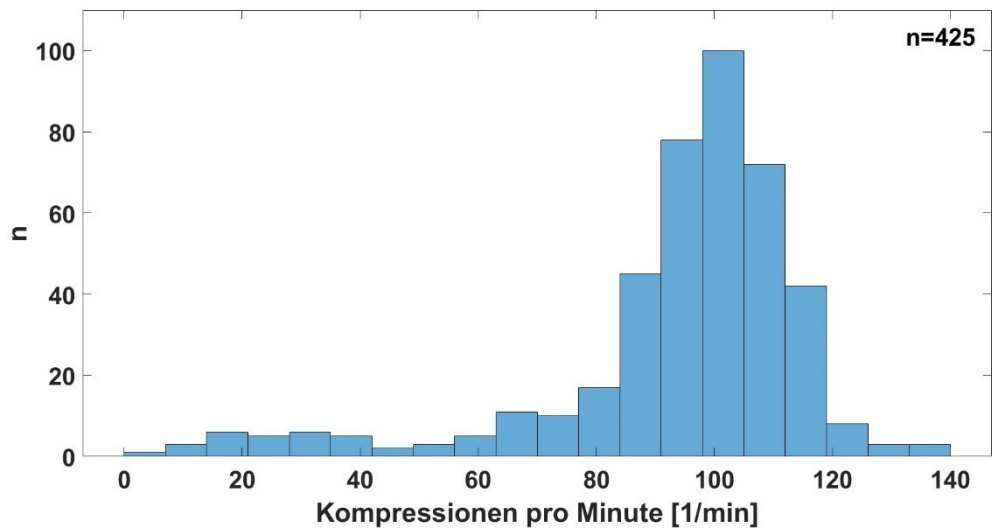


Abbildung 16: Anzahl der Kompressionen pro Minute in Bezug auf die Gesamtdauer der Reanimation. Die Anzahl an Kompressionen pro Minute war nicht normalverteilt und der Median war 99,2 [89,4 – 106,7] Thoraxkompressionen pro Minute.

Für jeden Fall wurde der Anteil an Minuten berechnet, in denen die mittlere Kompressionsrate kleiner als 90 Kompressionen pro Minute oder größer als 120 Kompressionen pro Minute war, und auf die gesamte Reanimationsdauer (T_{Re}) bezogen. Der Median für die Fälle lag bei 29,2 [6,2 - 60,4] %.

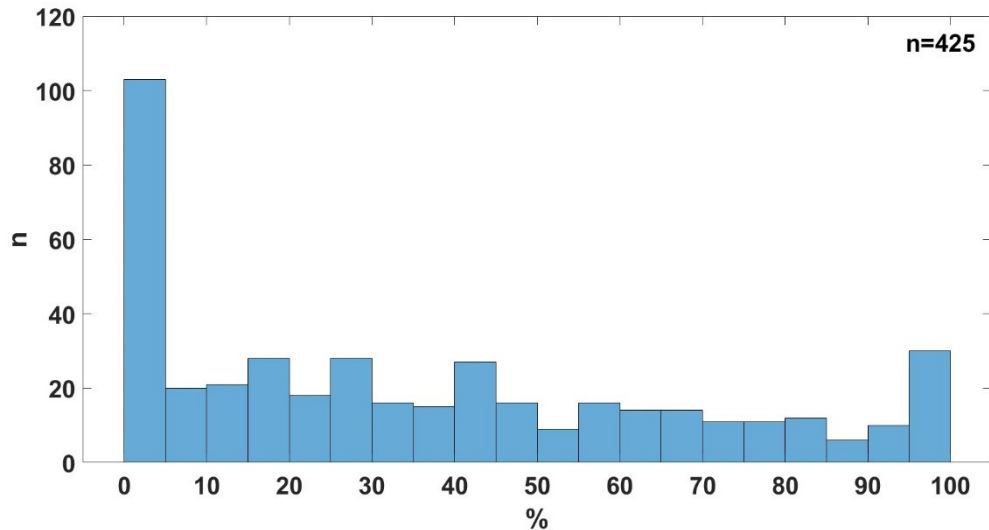


Abbildung 17: Prozentualer Anteil an Minuten in denen die mittlere Kompressionsrate kleiner als 90 Kompressionen pro Minute oder größer als 120 Kompressionen pro Minute war. Der Median für die Fälle lag bei 29,2 [6,2 - 60,4] %.

3.3.2 Pausenzeiten

Gemäß den Vorgaben des "Uniform reporting of measured quality of cardiopulmonary resuscitation (CPR)" sollten auch die kumulierte Pausenzeit (gesamte Pausenzeit) sowie der Anteil der Pausenzeit an der Gesamtreanimationszeit berechnet werden.

Der Median der kumulierten Pausenzeit der Fälle lag bei 117,8 ([53,0 - 280,7]) Sekunden.

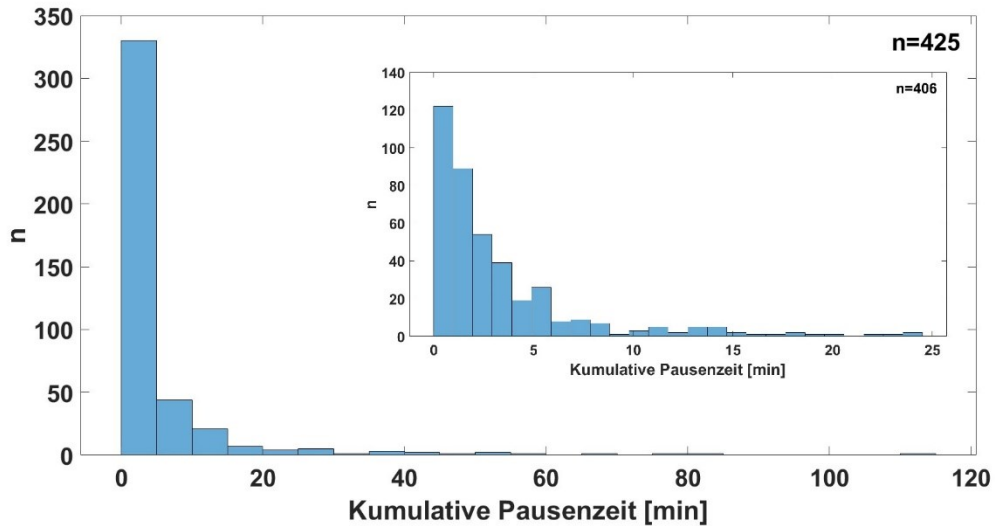


Abbildung 18: Die kumulierten Pausenzeiten aller 425 Fälle. Der Großteil der kumulierten Pausenzeiten betrug unter 5 Minuten. Der Median lag bei 117,8 ([53,0 - 280,7]) Sekunden.

Der Anteil der kumulativen Pausen in Bezug auf die gesamte Reanimationsdauer wurde berechnet und der Median des Anteils der Pausen lag bei 13,1 ([8,2 - 21,9]) %.

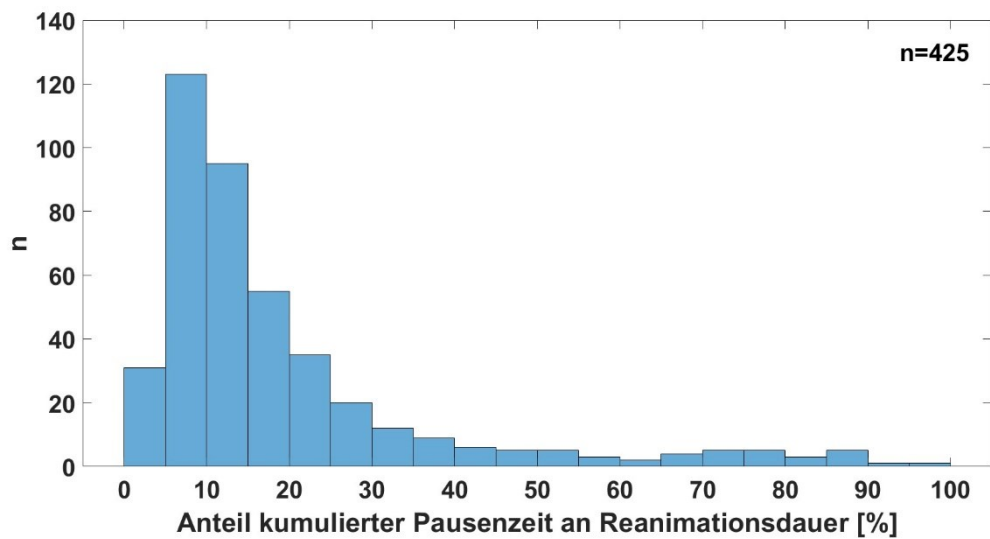


Abbildung 19: Anteil der kumulativen Pausen in Bezug auf die gesamte Reanimationsdauer. Der mediane Pausenanteils lag bei 13,1 ([8,2 - 21,9]) %.

3.3.3 Beatmungen

Das "Uniform Reporting of Measured Quality of Cardiopulmonary Resuscitation (CPR)" empfiehlt, die mittlere Ventilationsrate sowie den Anteil der Minuten zu bestimmen, in der eine zu hohe (über 15 Beatmungen pro Minute) oder gar keine Ventilation stattgefunden hat.

Die durchschnittliche Ventilationsrate über alle Fälle mit aufgezeichnetem Kapnographiesignal ($n = 125$) betrug $13,5 \pm 3,6$ Beatmungen pro Minute. Der Kolmogorov-Smirnov-Test zeigte eine Normalverteilung mit einer Signifikanz von $p < 0.05$.

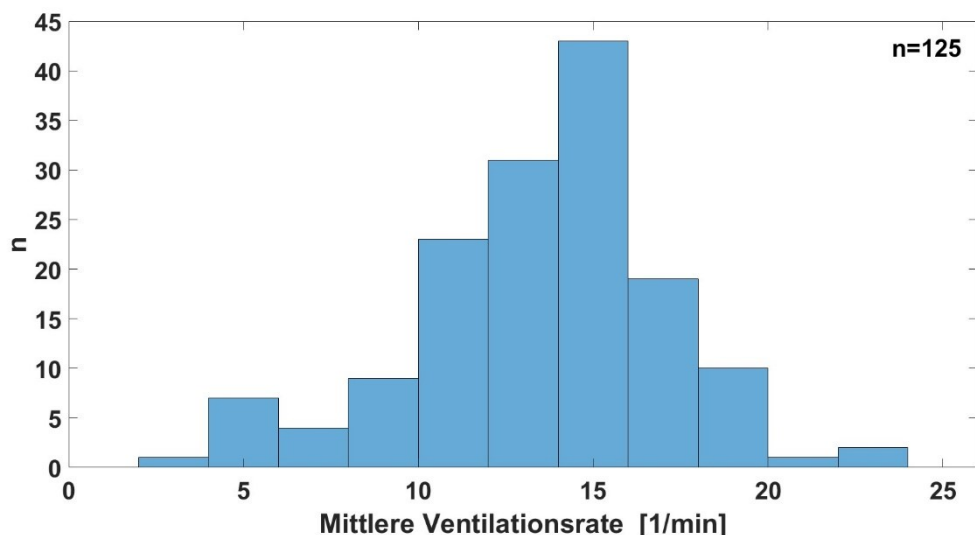


Abbildung 20: Durchschnittliche Ventilationsrate aller Fälle mit Kapnographiesignal ($n = 125$). Die Ventilationsraten waren normalverteilt. Der Mittelwert war $13,5 \pm 3,6$ Beatmungen pro Minute.

Der Anteil der Minuten, in denen mehr als 15 Beatmungen pro Minute durchgeführt wurden, betrug im Median 24 ([6 - 48]) %. Der Anteil der Minuten, in denen keine Beatmung durchgeführt wurde, war im Median 6 ([2 - 17]) %.

Die Ergebnisse für die Berechnungen wurden in *Tabelle 2* aufgeführt, einschließlich der Ergebnisse für den Beispiel-Fall mit der ID 22.

| | Mittelwert/Median | Fall mit ID 22 |
|---|----------------------|----------------|
| Mittlere Thoraxkompressionsrate (/min) (n=425) | 116,3 ± 9,1 | 117,0 ± 16,6 |
| Thoraxkompressionen pro Minute (/min) (n=425) | 99,2 [89,4 – 106,7] | 102,7 |
| Anteil an Minuten ohne adäquater mittlerer Thoraxkompressionsrate (n=425) | 29,2 [6,2 - 60,4] % | 40 % |
| Kumulierte Pausenzeit (s) (n=425) | 117,7 [53,0 - 280,7] | 124,5 |
| Anteil der kumulierten Pausenzeit in Bezug auf Gesamtdauer(n=425) | 13,1 [8,2 - 21,9] % | 14 % |
| Mittlere Beatmungsrate (/min) (n=150) | 13,5 ± 3,6 | 13,4 ± 2,1 |
| Anteil an Minuten mit Hyperventilation (> 15 / min) (n=150) | 24,0 [5,6 - 48,6] % | 0 % |
| Anteil an Minuten ohne Ventilation (0/min) (n=150) | 6,2 [2,0 - 16,6] % | 5,5 % |

Tabelle 2: Ermittelte Kenngrößen der Reanimationsqualität aus dem 522 Fälle Datenset.

4 Diskussion

Mit dieser Arbeit ist der Proof of Concept gelungen, dass eine systematische, weitestgehend automatisierte Auswertung von Defibrillatoraufzeichnungen hinsichtlich der Reanimationsqualität möglich ist. Dabei ist besonders hervorzuheben, dass die Auswertung unabhängig von proprietärer Herstellersoftware erfolgte. Somit sind die Verarbeitung und Auswertung der Signale transparent und nachvollziehbar, ein Vorteil hinsichtlich wissenschaftlicher Auswertung und Publikation. Die Auswertung direkt auf den Rohdaten, unabhängig von der Herstellersoftware, ermöglicht es neue Metriken abzuleiten und so ein umfassenderes Verständnis für die prozeduralen Abläufe zu gewinnen, damit unterscheidet sich diese Arbeit maßgeblich von der Methodik von Vorarbeiten (5).

4.1 Konzeption einer Datenbank

Ziel dieser Arbeit war unter anderem, eine Datenbank zu entwerfen, in die Aufzeichnungen von Defibrillatoren, welche am Notarztstützpunkt Graz generiert wurden, importiert werden können. Außerdem sollten die Reanimationsfälle vor dem Import in die Datenbank auf ihre Relevanz geprüft und gegebenenfalls aussortiert werden. Eine weitere Zielsetzung war die Entwicklung einer Anwendung, welche das Filtern von Fällen nach aufgezeichneten Signalen ermöglicht und entsprechende Fälle graphisch darstellt. Dies soll in Zukunft ein effizienteres Arbeiten mit den erhobenen Daten ermöglichen.

Die SQL-Datenbank konnte in dieser Arbeit erfolgreich implementiert werden und das Vorselektieren und Aussortieren von Daten konnte erfolgreich implementiert werden. Die 97 anhand des Algorithmus aussortierten Fälle enthielten keine Impedanzsignale, die den gesetzten Kriterien für Relevanz entsprachen. Daher wurden somit nur Fälle ohne Relevanz aussortiert. Die 97 aussortierten Fälle entsprechen 19% des gesamten Datensatzes mit insgesamt 522 Fällen. Am Notarztstützpunkt Graz wurden noch wesentlich größere Datensätze erhoben, daher ist ein Algorithmus, der automatisch in etwa 19% der Fälle aussortiert, mit einer erheblichen Zeitersparnis verbunden. Zuvor war dies nur manuell möglich. Die implementierte Filterfunktion ermöglicht zudem, nach Fällen zu suchen, in denen bestimmte Signale aufgezeichnet wurden. Somit lässt sich leichter ein Überblick über die Daten schaffen und die Planung von neuen Studien konzipieren.

4.2 Erkennen von Thoraxkompressionen und Beatmungen

Ein zentraler Aspekt dieser Arbeit war die Implementierung des Algorithmus zur Erkennung von Thoraxkompressionen im Impedanzsignal entsprechend der Arbeit von Alonso et al. (37). Der dort vorgestellte Algorithmus konnte Thoraxkompressionen mit einer Sensitivität von 97,2 % und einem PPV von 97,7% erkennen. Um die Implementation des Algorithmus selbst zu testen, wäre ein annotiertes Reanimationsdatenset notwendig gewesen, welches zum Zeitpunkt des Abschlusses der Arbeit nicht zur Verfügung stand. Um dennoch eine gewisse Sicherheit des Algorithmus zu garantieren, wurden alle Fälle mit einem relevanten Impedanzsignal geplottet und auf grobe Fehler bei der Erkennung von Thoraxkompressionen geprüft. Außerdem wurden mehrere einzelne Fälle (z.B. Fall mit ID 22) genauer begutachtet und hierbei kontrolliert, ob der Algorithmus, wie erwartet, funktioniert. Hier zeigten sich keine größeren Fehler in der Erkennung, daher wurde angenommen, dass der Algorithmus mit ähnlicher Genauigkeit wie der von Alonso et al funktioniert.

Ein weiterer Schwerpunkt dieser Arbeit war die Implementierung des Algorithmus zur Erkennung von Beatmungen im Kapnographiesignal nach der Arbeit von Leturiondo et al. (39). Der dort vorgestellte Algorithmus erreichte eine Sensitivität von 99,4 % und einem PPV von 98,6 %. Wie auch für den Algorithmus zur Erkennung von Thoraxkompressionen wäre für die Validierung der Implementation ein annotiertes Reanimationsdatenset notwendig gewesen. Um eine gewisse Sicherheit des Algorithmus zu garantieren, wurden analog zu den Thoraxkompressionen die Fälle mit einem Kapnographiesignal geplottet und auf grobe Fehler bei der Erkennung von Beatmungen geprüft. Außerdem wurden mehrere einzelne Fälle (z.B. Fall mit ID 22) genauer begutachtet und kontrolliert, ob der Algorithmus wie erwartet funktioniert. Hierbei zeigten sich ebenfalls keine größeren Fehler in der Erkennung, daher wurde angenommen, dass der Algorithmus mit ähnlicher Genauigkeit wie der von Leturiondo et al. funktioniert.

4.3 Kenngrößen der CPR

Es ist davon auszugehen, dass die Implementierungen der Algorithmen zur Erkennung von Thoraxkompressionen bzw. Beatmungen mit einer ähnlichen

Genauigkeit funktionieren wie die in den Arbeiten beschriebenen. Daher wurden die Kenngrößen für die Qualität der CPR entsprechend dem "Uniform Reporting of Measured Quality of Cardiopulmonary Resuscitation (CPR)" (4) für die Beatmung und die Thoraxkompressionen bestimmt.

Der Mittelwert der mittleren Thoraxkompressionsrate liegt bei $116,3 \pm 9,1$ Thoraxkompressionen in der Minute und damit im Zielbereich zwischen 90–120 Kompressionen pro Minute. Die mittleren Thoraxkompressionsraten der einzelnen Fälle sind normalverteilt. Somit ist davon auszugehen, dass eine systematische Diskriminierung einzelner Fälle bei der Erkennung von Kompressionen, wie eine fälschliche Feststellung von zu hohen oder niedrigen Thoraxkompressionsraten bei einem bestimmten Signalverlauf, unwahrscheinlich sind. Die mittlere Thoraxkompressionsrate liegt mit 116,3 Kompressionen pro Minute zwar im Zielbereich, jedoch liegt die obere Grenze von 120 Kompressionen pro Minute innerhalb der ersten Standardabweichung. Dies ergibt eine zu hohe mittlere Kompressionsrate in 31% der Fälle. Das Ergebnis ist vergleichbar mit Ergebnissen einer Vorarbeit die noch händisch durchgeführt wurde (5) und auf eine zu hohe Kompressionsrate in 33% der Fälle kam. Eine zu niedrige mittlere Kompressionsrate liegt in dieser Arbeit in nur 3% der Fälle vor.

Der Median für die Thoraxkompressionen pro Minute bezogen auf die gesamte Reanimationsdauer liegt bei 99,2 ([89,4 – 106,7]) und für den Anteil an Minuten ohne adäquater mittlerer Thoraxkompressionsrate bei 29,2 ([6,2; 60,4]) %. Eine gute Aussage über die Qualität der CPR kann aus diesen Kenngrößen nicht abgeleitet werden, da längere Pausenzeiten (bei einem ROSC) eine entscheidende Rolle spielen. Um genauere Aussagen zu treffen, müssten eine Methode entwickelt werden die Pausenzeiten zuverlässig erkennt. Auch die gesamte Reanimationsdauer wird scheinbar in manchen Fällen stark überschätzt. Dies kann durch das Weiterlaufenlassen des Monitors auch nach Beendigung der Reanimation zustande kommen. Fälschlicherweise werden dann kurz vor Ende der Signalaufzeichnung Thoraxkompressionen im Impedanzsignal vom Algorithmus erkannt, beispielsweise durch starke Oszillationen des Signals durch den Abbau des Monitorings.

Die mittlere Beatmungsrate aller Fälle von $13,5 \pm 3,6$ Beatmungen pro Minute liegt ebenfalls im Zielbereich von 15 Beatmungen in der Minute. Auch die mittleren Beatmungsraten der einzelnen Fälle sind normalverteilt und geben daher keinen

Anlass eine systematische Diskriminierung zu vermuten. Die mittlere Beatmungsrate von 13,5 Beatmungen pro Minute liegt zwar im Zielbereich, jedoch liegt der Grenzwert von 15 Beatmungen pro Minute innerhalb einer Standardabweichung. Dies spricht dafür, dass in 34% der Fälle eine zu hohe Beatmungsfrequenz gewählt wurde.

Ein weiteres Indiz für eine zu hohe Beatmungsfrequenz in manchen Fällen ist der Anteil an Minuten mit Hyperventilation (> 15 / min). Der Median der Fälle liegt hier bei 24,0 [5,6 - 48,6] %.

Der Anteil an Minuten ohne Beatmung liegt im Median bei 6,2 [2,0 - 16,6] %. Daraus können ebenfalls keine direkten Schlüsse auf die Qualität der Reanimation getroffen werden, da eine Pause der Beatmung aus verschiedenen Gründen auftreten kann. Um eine Einschätzung der Qualität der CPR anhand dieser Kenngröße treffen zu können, müsste für jeden Fall die Ursache der Pause der Beatmungen ermittelt werden, um zwischen gewollten und ungewollten Pausen unterscheiden zu können. Die kumulierte Pausenzeit ist im Median 117,7 [53,0; 280,7] Sekunden und der Anteil der Pausenzeit an der gesamten Reanimationsdauer liegt im Median bei 13,1 [8,2 - 21,9] %. Ohne die Ursache der Pausen zu kennen, kann keine genauere Aussage über die Qualität der CPR gemacht werden.

4.4 Einschränkungen

Bei der Betrachtung der Ergebnisse, die in der Arbeit präsentiert wurden, muss betont werden, dass die verwendeten Algorithmen nicht an einem annotierten bekannten Datenset erprobt wurden und die gewählten Größen und Grenzwerte nicht anhand eines solchen Sets optimiert werden konnten. Daher wurden die Grenzwerte anhand der Arbeiten von Alonso et al. und Leturiondo et al. gewählt. Jedoch wurden die Impedanzsignalen von Alonso et al. mittels dem Philips HeartStart MRx erhoben und nicht wie bei dem Datenset der Arbeit durch den Lifepak 15. Ebenfalls wurde das Kapnographiesignal von Leturiondo et al. durch das Microstream von Oridion Systems Ltd. erhoben. Die Grenzwerte in den Arbeiten wurden daher für Signale optimiert, die von einer anderen Hardware aufgezeichnet wurden. Daher lässt sich abschließend nicht beurteilen, ob die Grenzwerte für das

vom Lifepak 15 erhobene Datenset optimal sind bzw. zu einer schlechteren Sensitivität und einen schlechteren PPV führen.

Weiter wurden in der Arbeit von Leturiondo et al. verschiedene Störungen beschrieben, bei denen der Algorithmus zur Erkennung von Beatmungen eine geringe Sensitivität und PPV hat und zur falschen Erkennung von zusätzlichen Beatmungen führen kann.

Dadurch, dass die Algorithmen nicht durch ein annotiertes Datenset getestet wurden, sind die Ergebnisse nicht voll belastbar. Auf der anderen Seite wurden relativ viele Fälle einzeln betrachtet und in keinem dieser Fälle zeigten sich größere Probleme bei der Erkennung von Beatmungen und Thoraxkompressionen. Daher kann davon ausgegangen werden, dass die Algorithmen relativ zuverlässig funktionieren.

4.5 Verbesserungen

Die besprochenen Einschränkungen der Arbeit können durch das Testen der Algorithmen anhand eines annotierten Datensets behoben werden. Daher wäre ein wichtiger nächster Schritt das Schaffen eines solchen Datensets, indem ein Fachperson per Hand Fälle auswertet und die Zeitpunkte der Thoraxkompressionen sowie Beatmungen annotiert. Mit einem solchen Datenset sollten die Algorithmen dann optimiert und getestet werden. Sollte hierbei eine hohe Genauigkeit der Algorithmen erreicht werden, könnten als nächstes die Kenngrößen der CPR bei OHCA-Fällen schnell und effektiv ermittelt werden und für weitere Forschungsfragen ausgewertet werden.

5 Literaturverzeichnis

1. Perkins GD, Graesner JT, Semeraro F, Olasveengen T, Soar J, Lott C, et al. European Resuscitation Council Guidelines 2021: Executive summary. *Resuscitation* [Internet]. 2021;161:1–60. Available from: <https://cprguidelines.eu/assets/guidelines/European-Resuscitation-Council-Guidelines-2021-Ex.pdf>
2. Gräsner JT, Lefering R, Koster RW, Masterson S, Böttiger BW, Herlitz J, et al. EuReCa ONE—27 Nations, ONE Europe, ONE Registry: A prospective one month analysis of out-of-hospital cardiac arrest outcomes in 27 countries in Europe. *Resuscitation*. 2016;105:188–95.
3. Soar J, Böttiger BW, Carli P, Couper K, Deakin CD, Djärv T, et al. Adult advanced life support: European Resuscitation Council Guidelines 2021. *Notfall und Rettungsmedizin* [Internet]. 2021;24(4):406–46. Available from: https://cprguidelines.eu/assets/guidelines-translations/ALS_LL_2021.pdf
4. Kramer-Johansen J, Edelson DP, Losert H, Köhler K, Abella BS. Uniform reporting of measured quality of cardiopulmonary resuscitation (CPR). *Resuscitation*. 2007;74(3):406–17.
5. Lang P. EVALUIERUNG DER PRÄKLINISCHEN REANIMATION ANHAND OBJEKTIVER MESSDATEN AUS DEM MONITOR [Internet]. Medizinischen Universität Graz; 2018. Available from: https://online.medunigraz.at/mug_online/wbAbs.showThesis?pThesisNr=54317&pOrgNr=14044
6. Vestergaard LD, Lauridsen KG, Vinther NH, Krarup, Kristensen JU, Andersen LK, et al. Quality of Cardiopulmonary Resuscitation and 5-Year Survival Following in-Hospital Cardiac Arrest. *Open Access Emerg Med*. 2021;13:553–60.
7. Gupta V, Schmicker RH, Owens P, Pierce AE, Idris AH. Software annotation of defibrillator files: Ready for prime time? *Resuscitation* [Internet]. 2021;160(August):7–13. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2020.12.019>
8. Nielsen AM, Rasmussen LS. Data management in automated external defibrillators: A call for a standardised solution. *Acta Anaesthesiol Scand*. 2011;55(6):708–12.
9. Gräsner JT, Wnent J, Herlitz J, Perkins GD, Lefering R, Tjelmeland I, et al. Survival after out-of-hospital cardiac arrest in Europe - Results of the EuReCa TWO study.

- Resuscitation. 2020;148(December 2019):218–26.
10. Gräsner JT, Herlitz J, Tjelmeland IBM, Wnent J, Masterson S, Lilja G, et al. European Resuscitation Council Guidelines 2021: Epidemiology of cardiac arrest in Europe. *Resuscitation*. 2021;161:61–79.
 11. Ahnefeld FW. [Resuscitation in cardiac arrest]. *Verh Dtsch Ges Inn Med*. 1968;74:279–87.
 12. Nolan J. Leitlinien zur reanimation 2005 des European Resuscitation Council - Abschnitt 1: Einleitung. *Notfall und Rettungsmedizin*. 2006;9(1):6–9.
 13. Semeraro F, Greif R, Böttiger BW, Burkart R, Cimpoesu D, Georgiou M, et al. European Resuscitation Council Guidelines 2021: Systems saving lives. *Resuscitation*. 2021;161:80–97.
 14. Koster RW, Sayre MR, Botha M, Cave DM, Cudnik MT, Handley AJ, et al. Part 5: Adult basic life support: 2010 International consensus on cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care science with treatment recommendations. *Resuscitation*. 2010;81(1 SUPPL.1):48–70.
 15. Olasveengen TM, Semeraro F, Ristagno G, Castren M, Handley A, Kuzovlev A, et al. Basic life support: European Resuscitation Council Guidelines 2021. *Notfall und Rettungsmedizin*. 2021;24(4):386–405.
 16. Waalewijn RA, De Vos R, Tijssen JGP, Koster RW. Survival models for out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation from the perspectives of the bystander, the first responder, and the paramedic. *Resuscitation*. 2001;51(2):113–22.
 17. Edelson DP, Abella BS, Kramer-Johansen J, Wik L, Myklebust H, Barry AM, et al. Effects of compression depth and pre-shock pauses predict defibrillation failure during cardiac arrest. *Resuscitation*. 2006;71(2):137–45.
 18. Parnell N. Influence of cardiopulmonary resuscitation prior to defibrillation in patients with out-of-hospital ventricular fibrillation. *Crit Care*. 1999;1(1).
 19. Cummins RO, Chamberlain DA, Abramson NS, Allen M, Baskett PJ, Becker L, et al. Recommended guidelines for uniform reporting of data from out-of-hospital cardiac arrest: the Utstein Style. A statement for health professionals from a task force of the American Heart Association, the European Resuscitation Council, the Heart and Stroke. *Circulation* [Internet]. 1991;84(2):960–75. Available from: <https://www.ahajournals.org/doi/abs/10.1161/01.CIR.84.2.960>
 20. Jacobs I, Nadkarni V, Bahr J, Berg RA, Billi JE, Bossaert L, et al. Cardiac arrest and cardiopulmonary resuscitation outcome reports: Update and simplification of the

- Utstein templates for resuscitation registries. A statement for healthcare professionals from a task force of the International Liaison Committee on Resusci. *Circulation*. 2004;110(21):3385–97.
21. Kramer-Johansen J, Myklebust H, Wik L, Fellows B, Svensson L, Sørebo H, et al. Quality of out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation with real time automated feedback: A prospective interventional study. *Resuscitation*. 2006;71(3):283–92.
 22. Aase SO, Myklebust H. Compression depth estimation for CPR quality assessment using DSP on accelerometer signals. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2002;49(3):263–8.
 23. Gruben KG, Romlein J, Halperin HR, Tsitlik JE. System for mechanical measurements during cardiopulmonary resuscitation in humans. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1990;37(2):204–10.
 24. Perkins GD, Augré C, Rogers H, Allan M, Thickett DR. CPREzy™: An evaluation during simulated cardiac arrest on a hospital bed. *Resuscitation*. 2005;64(1):103–8.
 25. Tomlinson AE, Nysaether J, Kramer-Johansen J, Steen PA, Dorph E. Compression force-depth relationship during out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation. *Resuscitation*. 2007;72(3):364–70.
 26. Yannopoulos D, McKnite S, Aufderheide TP, Sigurdsson G, Pirrallo RG, Benditt D, et al. Effects of incomplete chest wall decompression during cardiopulmonary resuscitation on coronary and cerebral perfusion pressures in a porcine model of cardiac arrest. *Resuscitation*. 2005;64(3):363–72.
 27. Sunde K, Wik L, Naess PA, Grund F, Nicolaysen G, Steen PA. Improved haemodynamics with increased compression-decompression rates during ACD-CPR in pigs. *Resuscitation*. 1998;39(3):197–205.
 28. Wolfe JA, Maier GW, Newton JR, Glower DD, Tyson GS, Spratt JA, et al. Physiologic determinants of coronary blood flow during external cardiac massage. *J Thorac Cardiovasc Surg* [Internet]. 1988;95(3):523–32. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-5223\(19\)35774-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-5223(19)35774-5)
 29. Sunde K, Eftestøl T, Askenberg C, Steen PA. Quality assessment of defibrillation and advanced life support using data from the medical control module of the defibrillator. *Resuscitation*. 1999;41(3):237–47.
 30. Stecher FS, Olsen JA, Stickney RE, Wik L. Transthoracic impedance used to evaluate performance of cardiopulmonary resuscitation during out of hospital cardiac arrest. *Resuscitation*. 2008;79(3):432–7.
 31. Nakamura R, Egashira K, Machida Y, Hayashidani S, Takeya M, Utsumi H, et al.

- Adverse outcomes of interrupted precordial compression during automated defibrillation. *Circulation*. 2002;106(3):368–72.
32. Kolarova J, Ayoub IM, Yi Z, Gazmuri RJ. Optimal timing for electrical defibrillation after prolonged untreated ventricular fibrillation. *Crit Care Med*. 2003;31(7):2022–8.
 33. Aufderheide TP, Sigurdsson G, Pirralo RG, Yannopoulos D, McKnite S, Von Briesen C, et al. Hyperventilation-Induced Hypotension during Cardiopulmonary Resuscitation. *Circulation*. 2004;109(16):1960–5.
 34. Losert H, Risdal M, Sterz F, Nysæther J, Köhler K, Eftestøl T, et al. Thoracic impedance changes measured via defibrillator pads can monitor ventilation in critically ill patients and during cardiopulmonary resuscitation. *Crit Care Med*. 2006;34(9):2399–405.
 35. Physio-Control I. Operating instructions [Internet]. 2019. Available from: https://www.stryker.com/content/dam/stryker/ems/resources/operating-instructions/international/3314911-030_int-eng_lifepak_15_operating_instructions.pdf
 36. Ayala U, Eftestøl T, Alonso E, Irusta U, Aramendi E, Wali S, et al. Automatic detection of chest compressions for the assessment of CPR-quality parameters. *Resuscitation* [Internet]. 2014;85(7):957–63. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.resuscitation.2014.04.007>
 37. Alonso E, Ruiz J, Aramendi E, González-Otero D, Ruiz de Gauna S, Ayala U, et al. Reliability and accuracy of the thoracic impedance signal for measuring cardiopulmonary resuscitation quality metrics. *Resuscitation* [Internet]. 2015;88:28–34. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.resuscitation.2014.11.027>
 38. Gutiérrez JJ, Leturiondo M, Ruiz de Gauna S, Ruiz JM, Leturiondo LA, González-Otero DM, et al. Enhancing ventilation detection during cardiopulmonary resuscitation by filtering chest compression artifact from the capnography waveform. *PLoS One*. 2018;13(8):1–14.
 39. Leturiondo M, Ruiz de Gauna S, Ruiz JM, Julio Gutiérrez J, Leturiondo LA, González-Otero DM, et al. Influence of chest compression artefact on capnogram-based ventilation detection during out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation. *Resuscitation* [Internet]. 2018;124:63–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.resuscitation.2017.12.013>

Anhang

Code für die erstellte SQL-Datenbank

```
SET default_tablespace = "";

SET default_with_oids = false;

--
-- Name: co2; Type: TABLE; Schema: public; Owner: d
--

CREATE TABLE public.co2 (
    id integer NOT NULL,
    case_id integer,
    "values" double precision,
    "time" double precision
);

ALTER TABLE public.co2 OWNER TO postgres;

--
-- Name: CO2_ID_seq; Type: SEQUENCE; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE SEQUENCE public."CO2_ID_seq"
    AS integer
    START WITH 1
    INCREMENT BY 1
    NO MINVALUE
    NO MAXVALUE
    CACHE 1;

ALTER TABLE public."CO2_ID_seq" OWNER TO postgres;

--
-- Name: CO2_ID_seq; Type: SEQUENCE OWNED BY; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER SEQUENCE public."CO2_ID_seq" OWNED BY public.co2.id;

--
-- Name: casetable; Type: TABLE; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE TABLE public.casetable (
    fall_id character(100),
    startzeitpunkt time without time zone,
    id integer NOT NULL,
    date date
);

ALTER TABLE public.casetable OWNER TO postgres;

--
-- Name: Casetable_ID_seq; Type: SEQUENCE; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE SEQUENCE public."Casetable_ID_seq"
    AS integer
    START WITH 1
    INCREMENT BY 1
    NO MINVALUE
    NO MAXVALUE
    CACHE 1;

ALTER TABLE public."Casetable_ID_seq" OWNER TO postgres;
```

```
--  
-- Name: Casetable_ID_seq; Type: SEQUENCE OWNED BY; Schema: public; Owner: postgres  
--
```

```
ALTER SEQUENCE public."Casetable_ID_seq" OWNED BY public.casetable.id;
```

```
--  
-- Name: iibleitung; Type: TABLE; Schema: public; Owner: postgres  
--
```

```
CREATE TABLE public.iibleitung (  
  id integer NOT NULL,  
  case_id integer,  
  "values" double precision,  
  "time" double precision  
);
```

```
ALTER TABLE public.iibleitung OWNER TO postgres;
```

```
--  
-- Name: II-Ableitung_ID_seq; Type: SEQUENCE; Schema: public; Owner: postgres  
--
```

```
CREATE SEQUENCE public."II-Ableitung_ID_seq"  
  AS integer  
  START WITH 1  
  INCREMENT BY 1  
  NO MINVALUE  
  NO MAXVALUE  
  CACHE 1;
```

```
ALTER TABLE public."II-Ableitung_ID_seq" OWNER TO postgres;
```

```
--  
-- Name: II-Ableitung_ID_seq; Type: SEQUENCE OWNED BY; Schema: public; Owner: postgres  
--
```

```
ALTER SEQUENCE public."II-Ableitung_ID_seq" OWNED BY public.iibleitung.id;
```

```
--  
-- Name: ip1; Type: TABLE; Schema: public; Owner: postgres  
--
```

```
CREATE TABLE public.ip1 (  
  case_id integer,  
  id integer NOT NULL,  
  "time" double precision,  
  "values" double precision  
);
```

```
ALTER TABLE public.ip1 OWNER TO postgres;
```

```
--  
-- Name: IP1_ID_seq; Type: SEQUENCE; Schema: public; Owner: postgres  
--
```

```
CREATE SEQUENCE public."IP1_ID_seq"  
  AS integer  
  START WITH 1  
  INCREMENT BY 1  
  NO MINVALUE  
  NO MAXVALUE  
  CACHE 1;
```

```
ALTER TABLE public."IP1_ID_seq" OWNER TO postgres;
```

```
--  
-- Name: IP1_ID_seq; Type: SEQUENCE OWNED BY; Schema: public; Owner: postgres  
--
```

```

ALTER SEQUENCE public."IP1_ID_seq" OWNED BY public.ip1.id;

--
-- Name: impedance; Type: TABLE; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE TABLE public.impedance (
    case_id integer,
    id integer NOT NULL,
    "time" double precision,
    "values" double precision
);

ALTER TABLE public.impedance OWNER TO postgres;

--
-- Name: Impedance_ID_seq; Type: SEQUENCE; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE SEQUENCE public."Impedance_ID_seq"
    AS integer
    START WITH 1
    INCREMENT BY 1
    NO MINVALUE
    NO MAXVALUE
    CACHE 1;

ALTER TABLE public."Impedance_ID_seq" OWNER TO postgres;

--
-- Name: Impedance_ID_seq; Type: SEQUENCE OWNED BY; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER SEQUENCE public."Impedance_ID_seq" OWNED BY public.impedance.id;

--
-- Name: paddles; Type: TABLE; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE TABLE public.paddles (
    id integer NOT NULL,
    case_id integer,
    "time" double precision,
    "values" double precision
);

ALTER TABLE public.paddles OWNER TO postgres;

--
-- Name: Paddles_ID_seq; Type: SEQUENCE; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE SEQUENCE public."Paddles_ID_seq"
    AS integer
    START WITH 1
    INCREMENT BY 1
    NO MINVALUE
    NO MAXVALUE
    CACHE 1;

ALTER TABLE public."Paddles_ID_seq" OWNER TO postgres;

--
-- Name: Paddles_ID_seq; Type: SEQUENCE OWNED BY; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER SEQUENCE public."Paddles_ID_seq" OWNED BY public.paddles.id;

--

```

```

-- Name: spo2; Type: TABLE; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE TABLE public.spo2 (
  id integer NOT NULL,
  case_id integer,
  "time" double precision,
  "values" double precision
);

ALTER TABLE public.spo2 OWNER TO postgres;

--
-- Name: SpO2_ID_seq; Type: SEQUENCE; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE SEQUENCE public."SpO2_ID_seq"
  AS integer
  START WITH 1
  INCREMENT BY 1
  NO MINVALUE
  NO MAXVALUE
  CACHE 1;

ALTER TABLE public."SpO2_ID_seq" OWNER TO postgres;

--
-- Name: SpO2_ID_seq; Type: SEQUENCE OWNED BY; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER SEQUENCE public."SpO2_ID_seq" OWNED BY public.spo2.id;

--
-- Name: casetable id; Type: DEFAULT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.casetable ALTER COLUMN id SET DEFAULT nextval('public."Casetable_ID_seq"::regclass');

--
-- Name: co2 id; Type: DEFAULT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.co2 ALTER COLUMN id SET DEFAULT nextval('public."CO2_ID_seq"::regclass');

--
-- Name: iibleitung id; Type: DEFAULT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.iibleitung ALTER COLUMN id SET DEFAULT nextval('public."II-
Ableitung_ID_seq"::regclass');

--
-- Name: impedance id; Type: DEFAULT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.impedance ALTER COLUMN id SET DEFAULT
nextval('public."Impedance_ID_seq"::regclass');

--
-- Name: ip1 id; Type: DEFAULT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.ip1 ALTER COLUMN id SET DEFAULT nextval('public."IP1_ID_seq"::regclass');

--
-- Name: paddles id; Type: DEFAULT; Schema: public; Owner: postgres
--

```

```

ALTER TABLE ONLY public.paddles ALTER COLUMN id SET DEFAULT nextval('public."Paddles_ID_seq"'::regclass);

--
-- Name: spo2 id; Type: DEFAULT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.spo2 ALTER COLUMN id SET DEFAULT nextval('public."SpO2_ID_seq"'::regclass);

--
-- Name: casetable PK_Casetable; Type: CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.casetable
  ADD CONSTRAINT "PK_Casetable" PRIMARY KEY (id);

--
-- Name: co2 PK_ID_CO2; Type: CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.co2
  ADD CONSTRAINT "PK_ID_CO2" PRIMARY KEY (id);

--
-- Name: iibleitung PK_ID_II_Ableitung; Type: CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.iibleitung
  ADD CONSTRAINT "PK_ID_II_Ableitung" PRIMARY KEY (id);

--
-- Name: impedance PK_ID_IMP; Type: CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.impedance
  ADD CONSTRAINT "PK_ID_IMP" PRIMARY KEY (id);

--
-- Name: paddles PK_ID_Padd; Type: CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.paddles
  ADD CONSTRAINT "PK_ID_Padd" PRIMARY KEY (id);

--
-- Name: ip1 PK_IP1; Type: CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.ip1
  ADD CONSTRAINT "PK_IP1" PRIMARY KEY (id);

--
-- Name: spo2 PK_Spo2; Type: CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.spo2
  ADD CONSTRAINT "PK_Spo2" PRIMARY KEY (id);

--
-- Name: fki_FK-CASE_ID_II_Ableitung; Type: INDEX; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE INDEX "fki_FK-CASE_ID_II_Ableitung" ON public.iibleitung USING btree (case_id);

--
-- Name: fki_FK_CASE_ID; Type: INDEX; Schema: public; Owner: postgres
--

```

```

CREATE INDEX "fki_FK_CASE_ID" ON public.co2 USING btree (case_id);

--
-- Name: fki_FK_CASE_ID_IMP; Type: INDEX; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE INDEX "fki_FK_CASE_ID_IMP" ON public.impedance USING btree (case_id);

--
-- Name: fki_FK_CASE_ID_IP1; Type: INDEX; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE INDEX "fki_FK_CASE_ID_IP1" ON public.ip1 USING btree (case_id);

--
-- Name: fki_FK_Case_ID-Padd; Type: INDEX; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE INDEX "fki_FK_Case_ID-Padd" ON public.paddles USING btree (case_id);

--
-- Name: fki_FK_Case_ID_SPO2; Type: INDEX; Schema: public; Owner: postgres
--

CREATE INDEX "fki_FK_Case_ID_SPO2" ON public.spo2 USING btree (case_id);

--
-- Name: co2 FK_CO2; Type: FK CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.co2
  ADD CONSTRAINT "FK_CO2" FOREIGN KEY (case_id) REFERENCES public.casetable(id);

--
-- Name: iibleitung FK_II_Ableitung; Type: FK CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.iibleitung
  ADD CONSTRAINT "FK_II_Ableitung" FOREIGN KEY (case_id) REFERENCES public.casetable(id);

--
-- Name: impedance FK_Imp; Type: FK CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.impedance
  ADD CONSTRAINT "FK_Imp" FOREIGN KEY (case_id) REFERENCES public.casetable(id);

--
-- Name: paddles FK_Padd; Type: FK CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.paddles
  ADD CONSTRAINT "FK_Padd" FOREIGN KEY (case_id) REFERENCES public.casetable(id);

--
-- Name: spo2 FK_SpO2; Type: FK CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

ALTER TABLE ONLY public.spo2
  ADD CONSTRAINT "FK_SpO2" FOREIGN KEY (case_id) REFERENCES public.casetable(id);

--
-- Name: ip1 IP1; Type: FK CONSTRAINT; Schema: public; Owner: postgres
--

```

```
ALTER TABLE ONLY public.ip1
  ADD CONSTRAINT "IP1" FOREIGN KEY (case_id) REFERENCES public.casetable(id);
```

Code der Matlabfunktionen

```
function [] = import_to_sql()
close all;
clear all;
%Set preferences for sql
setdbprefs('DataReturnFormat', 'cellarray');
setdbprefs('NullNumberRead', 'NaN');
setdbprefs('NullStringRead', 'null');
%Make connection to database using ODBC driver.
conn = database('test', 'postgres', 'mydiplpw');
conn.Message

% Specify the folder where the files live.
handles.path = uigetdir();

if handles.path==0
    return
end

% Check to make sure that folder actually exists.
if ~isfolder(handles.path)
    errorMessage = sprintf('Error: The following folder does not exist:\n%s', handles.path);
    uiwait(warndlg(errorMessage));
    return;
end

% Get a list of all files in the folder with the desired file name pattern.
handles.filePattern = fullfile(handles.path, '*Continuous_Waveform.csv');
handles.theFiles = dir(handles.filePattern);

%Loop over all CSV-Files
for k = 1 : length(handles.theFiles)

    %just for info
    k/length(handles.theFiles)*100

    handles.fileName = handles.theFiles(k).name;
    fprintf(1, 'Now reading %s\n', fullfile(handles.path, handles.fileName));

    % read in the file
    [handles.Ch, handles.t0, handles.tend, handles.returnval] =readCSV(handles.path, handles.fileName);
    files=handles.Ch;
    if handles.returnval==1
        continue
    end

    %impedanzauswerter()
    %capnoauswerter()

    %Bring date and time to SQL format
    Date_Time = [files.TurnOnDate(1,3),files.TurnOnTime(1,3)];
    Date_Time = [Date_Time{1},',',Date_Time{2}];

    Date_Time = datetime(Date_Time,'Format','yyyy-MM-dd HH:mm:ss.SSSSS');
    Unixtime = posixtime(Date_Time);

    %----- Casetabele-----
    tablename = 'casetable';
    fall_id=files.IncidentID(1,3);
    startzeitpunkt=Date_Time;
    date=files.TurnOnDate(1,3);

    Messwert='CO2';
    [~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
    if isempty(col)==0
        %Bring date and time to SQL format
        Date_Time = [files.StartDate(1,col),files.StartTime(1,col)];
        Date_Time = [Date_Time{1},',',Date_Time{2}];
        Date_Time = datetime(Date_Time,'Format','yyyy-MM-dd HH:mm:ss.SSSSS');
```

```

dt_co2 = posixtime(Date_Time);
else
dt_co2=0;
end

Messwert='SpO2';
[~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
if isempty(col)==0
%Bring date and time to SQL format
Date_Time = [files.StartDate(1,col),files.StartTime(1,col)];
Date_Time = [Date_Time{1},',',Date_Time{2}];
Date_Time = datetime(Date_Time,'Format','yyyy-MM-dd HH:mm:ss.SSSSS');
dt_spo2 = posixtime(Date_Time);
else
dt_spo2=0;
end

Messwert='Paddles (Generic)';
[~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
if isempty(col)==0
%Bring date and time to SQL format
Date_Time = [files.StartDate(1,col),files.StartTime(1,col)];
Date_Time = [Date_Time{1},',',Date_Time{2}];
Date_Time = datetime(Date_Time,'Format','yyyy-MM-dd HH:mm:ss.SSSSS');
dt_pad = posixtime(Date_Time);
else
dt_pad=0;
end

Messwert='Impedance';
[~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
if isempty(col)==0
%Bring date and time to SQL format
Date_Time = [files.StartDate(1,col),files.StartTime(1,col)];
Date_Time = [Date_Time{1},',',Date_Time{2}];
Date_Time = datetime(Date_Time,'Format','yyyy-MM-dd HH:mm:ss.SSSSS');
dt_imp = posixtime(Date_Time);
else
dt_imp=0;
end

Messwert='IP1';
[~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
if isempty(col)==0
%Bring date and time to SQL format
Date_Time = [files.StartDate(1,col),files.StartTime(1,col)];
Date_Time = [Date_Time{1},',',Date_Time{2}];
Date_Time = datetime(Date_Time,'Format','yyyy-MM-dd HH:mm:ss.SSSSS');
dt_ip1 = posixtime(Date_Time);
else
dt_ip1=0;
end

Messwert='II';
[~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
if isempty(col)==0
%Bring date and time to SQL format
Date_Time = [files.StartDate(1,col),files.StartTime(1,col)];
Date_Time = [Date_Time{1},',',Date_Time{2}];
Date_Time = datetime(Date_Time,'Format','yyyy-MM-dd HH:mm:ss.SSSSS');
dt_ii = posixtime(Date_Time);
else
dt_ii=0;
end

%Create Table to be imported to SQL
sqlwrite(conn,tablename, table(fall_id, date, startzeitpunkt, dt_co2,...
    dt_spo2, dt_pad, dt_imp, dt_ip1, dt_ii))

%get Case_ID for PK
curs = exec(conn,'SELECT * FROM public."casetable" ORDER BY "id" DESC LIMIT 1');
curs = fetch(curs);
ID_PK=uint64(cell2mat(curs.Data(3)));

```

```

%-----CO2-----
%SqlCommand for CO2 and check frequency
tablename = 'co2';
Messwert='CO2';
[~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
if isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})==40
    dataupload(tablename, files,Messwert,ID_PK,conn)
elseif isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})~=40
    Error('Frequency is not right')
end

%-----SpO2-----
%SqlCommand for SpO2 and check frequency
tablename = 'spo2';
Messwert='SpO2';
[~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
if isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})==100
    dataupload(tablename, files,Messwert,ID_PK,conn)
elseif isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})~=100
    Error('Frequency is not right')
end

%-----Paddles-----
%SqlCommand for Paddles and check frequency
tablename = 'paddles';
Messwert='Paddles (Generic)';
[~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
if isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})==125
    dataupload(tablename, files,Messwert,ID_PK,conn)
elseif isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})~=125
    Error('Frequency is not right')
end

%-----Impedance-----
%SqlCommand for Impedance and check frequency
tablename = 'impedance';
Messwert='Impedance';
[~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
if isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})==61.038
    dataupload(tablename, files,Messwert,ID_PK,conn)
elseif isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})~=61.038
    Error('Frequency is not right')
end

%-----Ip1-----
%SqlCommand for Ip1 and check frequency
tablename = 'ip1';
Messwert='IP1';
[~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
if isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})==100
    dataupload(tablename, files,Messwert,ID_PK,conn)
elseif isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})~=100
    Error('Frequency is not right')
end

%-----II-Ableitung-----
%SqlCommand for II-Ableitung and check frequency
tablename = 'iiableitung';
Messwert='II';
[~,col] = find(cellfun(@(x)isequal(x,Messwert),files.Name));
if isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})==125
    dataupload(tablename, files,Messwert,ID_PK,conn)
elseif isempty(col)==0 && str2double(files.SampleRate{col})~=125
    Error('Frequency is not right')
end

end
'Upload Completed'
End

```

```

function [Ch, t0, tend,returnval] = readCSV(selpath, filename)

% open file
fid = fopen(fullfile(selpath, filename), 'r');

if fid == -1
    error('Cannot open file!');
end
delimiter = '\n';

% get first 100 lines of file
dataline = textscan(fid, '%s', 100, 'Delimiter', delimiter);

fclose(fid);
clear fid;

% define important strings to search in lines and the savenames for
% matlab
origStr = {'AcquisitionDate', 'AcquisitionTime', 'Channel', 'Units', 'Duration',...
'Sample Rate', 'Start Date', 'Start Time', 'Stop Date', 'Stop Time', 'Incident ID'};

saveStr = {'TurnOnDate', 'TurnOnTime', 'Name', 'Unit', 'Duration',...
'SampleRate', 'StartDate', 'StartTime', 'StopDate', 'StopTime', 'IncidentID'};

% search in lines for important information
for i1 = 1:(length(origStr))
    for i2 = 1:length(dataline{1,1})
        if ~isempty(strfind(dataline{1,1}{i2,1}, origStr{i1}))
            eval(['Ch.',saveStr{i1},' = strrep(strsplit(dataline{1,1}{',...
                num2str(i2),',1},',' ','CollapseDelimiters",false),''','');]);
            break;
        end
    end
end

% find begin of data lines
for i2 = 1:length(dataline{1,1})
    if ~isempty(strfind(dataline{1,1}{i2,1}, 'Data'))
        StrtLine = i2;
    end
end

% calculate number of samples for each channel
for i2 = 2:length(Ch.Duration)
    if ~isempty(Ch.Duration{i2})
        [~, ~, ~, H, MN, S] = datevec(Ch.Duration{i2});
        Ch.NumSample(i2-1) = floor((H*3600+MN*60+S)*(str2double(Ch.SampleRate(i2))));
    end
end
returnval=1;
t0=0;
tend=0;

% read csv and save specific data to struct
if isempty(Ch.Name{2})==0
    returnval=0;
    dataTemp2 = csvread([selpath,'/',filename],StrtLine,0);
    Ch.data = [dataTemp2(:,2:length(Ch.NumSample)+1)];

% calculate start and stop time of measuring of each channel
for i1 = 2:length(Ch.StartTime)
    a(i1-1) = posixtime(datetime([Ch.StartDate{i1}, ' ', Ch.StartTime{i1}],...
'TimeZone','+02:00','InputFormat', 'yyyy-MM-dd HH:mm:ss.SSSSS'));
end

for i1 = 2:length(Ch.StopTime)
    b(i1-1) = posixtime(datetime([Ch.StopDate{i1}, ' ', Ch.StopTime{i1}],...
'TimeZone','+02:00','InputFormat', 'yyyy-MM-dd HH:mm:ss.SSSSS'));
end

```

ChatGPT Eingaben:

user

verbesser diesen Text: Ziel der Arbeit ist es ein weiteres Arbeiten mit den Daten zu erleichtern. Hierfür wurde eine SQL-Datenbank erstellt, in die die Daten aus den CSV-Dateien eingelesen werden können. Beim Einlesen soll erfasst werden welche Signale bei jedem Fall während der Reanimation gemessen wurden. Für die Impedanz wurde ein Algorithmus geschrieben, um das Signale auf Thoraxkompressionen zu untersuchen, da ein Impedanzsignal ohne vorhandene Thoraxkompressionen keine Relevanz hat und nicht in die Datenbank aufgenommen wird. Für die Kapnographie wurde ebenfalls ein Algorithmus geschrieben der vorhandene Beatmungen feststellen kann. Ein weiteres entworfenes Tool ist die Möglichkeit die Datenbank nach Fällen mit bestimmten Signalen zu durchsuchen und die Anzahl und die ID der Fälle auszugeben. Auch wurde eine Funktion zum Plotten der Signale im zeitlichen Verlauf eines Falls programmiert.

user

verbessere diesen text: Zum Speichern der Daten wurde eine SQL-Datenbank angelegt (Code s. Appendix). Das Schema der Datenbank ist in Abbildung 4 dargestellt. Die Datenbank besteht aus sieben Tabellen (tables), wobei die Tabelle „casetable“ die sogenannte „parent table“ ist. Das bedeutet, sie ist den anderen sechs Tabellen („child tables“) übergeordnet und hat eine jedem Fall zugeordnete eindeutige ID (eine fortlaufende integer die nach der Reihenfolge des Importieren vergeben wird). Die Tabelle „casetable“ enthält die Fallbezeichnungen die Lifepak dem Fällen gegeben hat („fall_id“), den Startzeitpunkt mit Datum und Uhrzeit („startzeitpunkt“), die eindeutige ID (id), die von der Datenbank verwendet wird, sowie die Startzeitpunkte der Aufzeichnung der Signale (dt_co2, dt_spo2, dt_pad, dt_imp, dt_ip1, dt_ii

user

verbessere diesen text: In den child tables (co2, iiableitung, impedance, ip1, paddles, spo2) werden die eindeutige ID der casetable (sogenannte Foreign key), der private key (ID) sowie die Messwerte des Signals gespeichert. Auf das speichern von Timestamps wurde verzichtet, da diese mit dem Startzeitpunkt der aufgezeichneten Signale (z.B. dt_imp aus der casetable für die Impedanz) und der Abtastrate berechnet werden können.

user

verbesser : Zur Erkennung, ob eine Reanimation stattgefunden hat, soll die Thoraximpedanz verwendet werden. An der Impedanz kann festgestellt werden ob Thoraxkompressionen stattgefunden haben. Daher soll ein Algorithmus zur Erkennung von Thoraxkompressionen aus dem Impedanzsignal entworfen werden. Eine weitere Größe die Analysiert werden soll ist die Kapnographie. Hier soll ein Algorithmus entworfen werden, der Beatmungen erkennt.

user

verbesser bitte diesen Text: Das GUI wurde so entworfen, dass man von dem Interface aus die Datenbank nach Fällen durchsuchen kann in denen bestimmte

Signale gemessen wurden. Hiefür können die gewünschten Signale angeklickt werden. Danach kann mit einem Klick auf den Fallsuchebutton eine Liste der IDs der Fälle angezeigt werden die die Kombination aus gewünschten Signalen beinhalten.

user

verbessere diesen text: Die Erstellung einer SQL-Datenbank begründet sich auf der Idee einen Zentralen Sever zu schaffen auf dem diese läuft. Dies würde dann den Zugriff auf die Datenbank von verschiedenen Rechnern im Uniklinikum Graz ermöglichen. So könnten in Zukunft, die neue Reanimationsdaten direkt vom NEF-Stützpunkt auf den Server importiert werden. Außerdem würde eine Datenserver einen gleichzeitigen Zugriff auf die Daten von verschiedenen Rechnern erlauben. Bis jetzt werden die Daten am NEF-Stützpunkt übertragen und auf einen Lokalen Rechner gespeichert. Ein Zugriff auf die Daten ist daher bisher nur an diesem einen Rechner möglich, was das Arbeiten mit den Daten erschwert.

user

verbessere folgenden text: Wie schon erläutert ist das Ziel dieser Arbeit das Arbeiten mit den Reanimationsdaten zu erleichtern. Da es öfter vorkommt, dass Fälle im Lifepak aufgezeichnet werden bei denen es sich nicht um einen OHCA handelt, soll nun das Impedanzsignal mittels Algorithmus analysiert werden. Der Algorithmus sucht im zeitlichen Verlauf der Impedanz Thoraxkompressionen die sich im Signal als Sinusartige Schwingung darstellen

user

verbessere: Die Standardisierung der Berichterstattung dieser Kenngrößen kann die Qualität der CPR verbessern, indem sie eine genauere Messung und Analyse der Leistung ermöglicht. Dies kann Benchmarking- und Qualitätsverbesserungsinitiativen erleichtern sowie Forschungs- und Schulungsbemühungen verbessern. Insgesamt ist eine einheitliche Berichterstattung über die gemessene Qualität der CPR ein wichtiger Aspekt zur Optimierung der Versorgung von Herzstillständen. Deshalb wurden am Notarztstützpunkt am Uniklinikum Graz über mehrere Jahre die Daten, die während einer Reanimation vom Monitor/Defibrillator (Lifepak 15) aufgezeichnet wurden, gespeichert. Mögliche Messgrößen sind die Kapnographie, Impedanz, intraarterielle Blutdruckmessung, Sauerstoffsättigung, EKG-Ableitungen und Ableitungen über die Pedals. Dies hat zu einem erheblichen Datensatz geführt, der händisch nicht mehr zu auswerten ist. Auch befinden sich in den Daten auch Dateien, die keine OHCA-Fällen sind, also Fälle in denen der Lifepak angeschaltet wurde jedoch keine Reanimation stattgefunden hat. Daher besteht die Notwendigkeit einen Algorithmus zu konzipieren der die Daten voranalysiert (Erkennen von Fällen eine Reanimation durchgeführt wurde) und die relevanten Fälle geordnet in eine Datenbank einspeichert. Zur Erkennung, ob eine Reanimation stattgefunden hat, soll die Thoraximpedanz verwendet werden. An der Impedanz kann festgestellt werden ob Thoraxkompressionen stattgefunden haben. Daher soll ein Algorithmus zur Erkennung von Thoraxkompressionen aus dem Impedanzsignal entworfen werden. Eine weitere Größe die analysiert werden soll ist die Kapnographie. Hier soll ein Algorithmus entworfen werden, der Beatmungen erkennt. Um festzustellen, ob eine Reanimation durchgeführt wurde sollen in dem Impedanzsignal

Thoraxkompressionen erkannt werden. Zu diesem Zweck soll ein Algorithmus entwickelt werden, der in der Lage ist, aus dem Impedanzsignal die Thoraxkompressionen zu erkennen. Zusätzlich soll die Kapnographie analysiert werden, um durchgeführte Beatmungen zu erkennen. Hierfür wird ein weiterer Algorithmus benötigt, der in der Lage ist, die Beatmungen zu erkennen.

user

verbessere den text: Der implementierte Algorithmus basiert auf dem Algorithmus beschrieben in der Arbeit von Leturiondo et al. (39) und die Idee des Algorithmus ist den schnellen Anstieg und den schnellen Abfall im Kapnographiesignal, der für den Beginn der Inspiration bzw. Expiration steht, zu erkennen. Dafür wird ein Grenzwert für die Amplitude des Kapnographiesignals definiert. Der Algorithmus sucht nun nach Abfällen im Signal unter den Grenzwert und die die Zeitpunkt des Abfallens unter den Grenzwert werden gespeichert. Danach sucht der Algortihmus den darauf folgenden Anstieg des Signals über den Grenzwert und der Zeitpunkt des Überschreitens wird gespeichert.

user

verbessere: Der Lifepak 15 der Firma Physio-Control ist ein batteriebetriebener Monitor/Defibrillator für den Einsatz in der Rettung/Notfallmedizin. Der Lifepak besitzt eine integrierte EKG-Überwachung zum fortlaufenden Monitoring des Herzrhythmus. Neben dem Herzrhythmus können weitere Parameter überwacht werden wie der intraarterielle Blutdruck, die Pulsfrequenz, die Sauerstoffsättigung, die Kapnographie und Thoraximpedanz. Der Lifepak 15 zeichnet automatisch alle erfassten Parameter auf. Außerdem besitzt der Lifepak 15 einen Defibrillator mit einem manuellen sowie einen automatischen Modus. Dies ermöglicht eine automatische Defibrillation. Das Gerät ist tragbar und robust (35).

user

verbesser den text: Die aufgezeichneten Reanimationsdaten können mittels WLAN, Bluetooth oder Kabelgebund übertragen werden. Außerdem, um die Reanimationsdaten auf einen lokalen Rechner zu exportieren, muss hierfür eine Version der Herstellersoftware CODE-STAT installiert sein. CODE-STAT wurde für die Berichterstattung von medizinischen Notfällen entwickelt. Hiefür analysiert die Software die Defibrillatordaten und erlaubt somit eine Auswertung der Leistung der Notfallteams. Daher kann CODE-STAT bereits verwendet werden, um die Qualität der Notfallversorgung zu verbessern und die Reanimationsqualität zu bewerten (35). CODE-STAT wurde jedoch nicht für Forschungszwecke oder gezielte Analysen einzelner Signale entwickelt. Aus diesem Grund bietet es die Möglichkeit, Reanimationsdaten als CSV-Datei zu exportieren (Abbildung 2). Die CSV-Datei wird mit dem Dateinamen „xx_Continuous_Waveform.csv“ wobei xx das Aufzeichnungsdatum und die verwendete Gerät-ID beinhaltet.

user

verbessere: Im Folgenden soll der Inhalt der CSV-Datei und Aufbau beschrieben werden. Die in der CSV-Datei unter „General“ gespeicherten Daten beziehen sich auf Softwareversion und wann die Daten exportiert wurden. Unter „PatientID“ werden Merkmale der Patienten wie Geschlecht, Alter und ethnische Herkunft dokumentiert. Unter „Record“ wird Uhrzeit und Datum als das Gerät eingeschaltet

wurde dokumentiert. Das ist im Falle eines OHCA in der Regel beim Eintreffen am Patienten. Unter „RecordingDevice“ werden Gerätespezifische Daten und Einstellung angegeben. Unter „Channel“ werden die während der Reanimation gemessenen Größen aufgelistet (in Abbildung 2 ist das Kapnographie, Sättigung, Impedanz und EKG-Ableitung über die Defibrillatorpaddels). Unter „Units“ werden die dazugehörigen Einheiten der Messwerte angegeben. Der „Start Offset“ gibt die Zeitspanne vom Einschalten des Geräts bis zu Beginn der Messung der entsprechenden Messgröße. Unter „Duration“ wird die insgesamte Dauer der Messung der entsprechenden Größe angegeben. Die „Sample Rate“ (SR) gibt die Abtastfrequenz der Messwerte in Hz an. Das „Start Date“ gibt das Datum bei Beginn der Messwertaufzeichnung an. Die „Start Time“ gibt die Uhrzeit bei Beginn der Messwertaufzeichnung an. Das „Stop Date“ gibt das Datum bei Beendigung der Messwertaufzeichnung an. Die „Stop Time“ gibt die Uhrzeit bei Beendigung der Messwertaufzeichnung an. Die Werte für „BaseLineCutoff“ und „LowPassCutoff“ geben Filtereinstellungen für die Entsprechenden Signale an. Ab der Zeile mit „Data“ sind die Messwerte in die Entsprechenden Spalten eingetragen. Die Messwerte der Signale sind nicht mit Zeitstempel versehen. Der Zeitpunkt des n-ten Messwerts kann mit dem Startzeitpunkt und der Abtastfrequenz des entsprechenden Signals berechnet werden

user

verbessere den text: Das Ziel dieser Arbeit ist es, dass weitere Arbeiten mit den Daten zu erleichtern. Hierfür wurde eine SQL-Datenbank erstellt, in die Daten aus den CSV-Dateien eingelesen werden können. Beim Einlesen wird erfasst, welche Signale bei jedem Fall während der Reanimation gemessen wurden. Für die Impedanz wurde ein Algorithmus geschrieben, der das Signale auf Thoraxkompressionen untersucht, da ein Impedanzsignal ohne vorhandene Thoraxkompressionen keine Relevanz hat und nicht in die Datenbank aufgenommen wird. Für die Kapnographie wurde ebenfalls ein Algorithmus geschrieben, der vorhandene Beatmungen feststellen kann. Ein weiteres entwickeltes Tool ermöglicht die Suche in der Datenbank nach Fällen mit bestimmten Signalen und gibt die Anzahl und IDs der Fälle aus. Zudem wurde eine Funktion zum Plotten der Signale im zeitlichen Verlauf eines Falls programmiert.

user

verbessere: Hierfür wurde in Matlab ein Graphic User Interface (GUI) entworfen (Abbildung 3). Das GUI wurde so entworfen, dass man von der Benutzeroberfläche aus die Datenbank nach Fällen durchsuchen kann, bei denen bestimmte Signale gemessen wurden. Hierfür können die gewünschten Signale angeklickt werden. Anschließend kann man mit einem Klick auf den Suchen-Button eine Liste der IDs der Fälle anzeigen lassen, die die Kombination aus den gewünschten Signalen beinhalten. Über den Plot-Button kann man dann mittels Fall-ID sich einzelne Fälle graphisch anzeigen lassen. Weiter können über den Import-Button neue Fälle in die Datenbank eingelesen werden.

user

verbessere: Um die Daten zu speichern, wurde eine SQL-Datenbank erstellt (SQL-Code siehe Appendix). Das Datenbankschema ist in Abbildung 4 dargestellt. Die Idee, eine SQL-Datenbank zu erstellen, basiert darauf, einen zentralen Server zu schaffen, auf dem die Datenbank ausgeführt wird. Dies würde dann den Zugriff auf

die Datenbank von verschiedenen Rechnern im Universitätsklinikum Graz ermöglichen und so könnten in der Zukunft, die neue Reanimationsdaten direkt vom NEF-Stützpunkt auf den Server importiert werden. Ein solcher Datenserver würde außerdem den gleichzeitigen Zugriff auf die Daten von verschiedenen Rechnern am Universitätsklinikum erlauben. Derzeit werden die Daten am NEF-Stützpunkt übertragen und auf einen Lokalen Rechner gespeichert. Dies beschränkt den Zugriff auf die auf einen Computer und so das Arbeiten mit den Daten erschwert. Die Datenbank besteht aus sieben Tabellen, wobei die "casetable" die sogenannte Parent-Tabelle ist und den anderen sechs Tabellen (Child-Tabellen) übergeordnet ist. Jeder importierte Fall wird durch eine eindeutige ID in der Tabelle "casetable" identifiziert (eine fortlaufende Integer, die nach der Import-Reihenfolge vergeben wird).

user

verbessere: Die "casetable" enthält die Informationen über die Fallbezeichnung, die Lifepak dem Fall gegeben hat ("fall_id"), den Startzeitpunkt mit Datum und Uhrzeit ("startzeitpunkt"), die eindeutige ID, die von der Datenbank verwendet wird, sowie die Startzeitpunkte der Signalaufzeichnung ("dt_co2", "dt_spo2", "dt_pad", "dt_imp", "dt_ip1" und "dt_ii").

user

verbessere: Die Child-Tabellen (co2, iibleitung, impedance, ip1, paddles, spo2) enthalten die eindeutige ID der Parent-Tabelle (sogenannter Foreign Key), den privaten Schlüssel (eine fortlaufende Integer, die als eindeutige ID für die jeweilige Child-Tabelle dient) sowie die Messwerte des jeweiligen Signals. Auf das Speichern von Timestamps wurde verzichtet, da diese durch den Startzeitpunkt der aufgezeichneten Signale (z. B. "dt_imp" aus der "casetable" für die Impedanz) und der Abtastrate berechnet werden können. Dadurch wird die Speicherung von nicht notwendigen Daten vermieden und die Effizienz der Datenbank verbessert

user

verbessere: Auf das Speichern von Timestamps wurde verzichtet, da diese durch den Startzeitpunkt der aufgezeichneten Signale (z. B. "dt_imp" aus der "casetable" für die Impedanz) und der Abtastrate berechnet werden können. Dadurch wird die Speicherung von nicht notwendigen Daten vermieden und die Effizienz der Datenbank verbessert.

user

verbessere: Um die Daten aus der CSV-Datei analysieren und gegeben falls in der SQL-Datenbank speichern zu können, muss die Datei von MATLAB eingelesen werden. Hierfür wird die MATLABfunktion import_to_sql() geschrieben. Diese wird bei Klicken des Buttons „Import Data“ ausgeführt. Die Funktion stellt eine Verbindung mit dem SQL-Datenbank her. Danach muss ein Ordner spezifiziert werden, aus dem die Daten importiert werden sollen. Daraufhin scannt der Algorithmus in dem Ordner automatisch nach Dateien die mit 'Continuous_Waveforms.csv' benannt sind. Für alle gefundenen Dateien wird mittels for-loop die Funktion readCSV(selpath, filename) ausgeführt. Die CSV-Dateien sind leider nicht immer einheitlich und je nach Geräteeinstellung

verschieben sich die Zeilen um mehrere Zeilen ist es notwendig nach den relevanten Größen (siehe Kapitel 2.1.2) mittels von MATLAB bereitgestellter `strfind`-Funktion zu suchen. Sind alle Positionen im CSV-File identifiziert können die Daten gezielt ausgelesen werden und in einem „handel“ gespeichert werden.

user

verbessere : Jetzt kann das Impedanzsignal mittels der Funktion `impedanzauswerter()` auf stattgefundene Thoraxkompressionen untersucht werden und ein Threshold bestimmt werden, ab wie vielen erkannten Thoraxkompressionen das Impedanzsignal in die Datenbank gespeichert werden soll. Ebenso kann das Kapnographiesignal auf stattgefundene Beatmungen untersucht werden und je nach Anzahl an erkannten Beatmungen eingespeichert werden. Danach werden die Startzeiten noch in Unix timestamps umgewandelt und alle Daten in Tabellen gespeichert, die dem Format der SQL-Tabellen entspricht. Danach können sie mittels der MATLABfunktion `sqlwrite()` in die entsprechende Tabelle in der SQL-Datenbank eingetragen werden. Hierbei ist als erstes die Parent-Tabelle („casetable“) zu füllen damit danach die Children-Tabellen den von der Datenbank zugewiesenen Foreign-Key mit übernehmen können.

user

verbessere: Um Fälle zu suchen, bei denen bestimmte Signalen gemessen wurden, wurde die Funktion `sqlfinder(checkboxvalues)` geschrieben. Diese kann über das GUI mit dem Fallsuche-Button gestartet werden. Die Funktion kontrolliert als erstes welche Kästchen in der GUI ausgewählt sind. Je nach dem welche Signale ausgewählt wurden sucht die Funktion dann in der Datenbank nach Fällen in denen entsprechende Signale aufgezeichnet wurden und gibt eine Liste mit den IDs der Fälle aus. Die Funktion sucht dafür nach den Fällen bei denen die entsprechende `d_t` in `casetable` nicht 0 sind.

user

verbessere: Der Plot Case-Button in der GUI plottet bei Betätigung die gewünschten Signale eines Falls. Dafür muss die ID des gewünschten Fall in das Fenster eingegeben werden. Danach kann der Fall geplottet werden. Es werden nur die Signale geplottet deren Kästchen maskiert sind. Durch das Drücken des Plot-Buttons wird als erstes mittels `sqlfinder(checkboxvalues)` kontrolliert, ob die ausgewählten Signale tatsächlich im angebenen Fall in der Datenbank vorhanden sind. Wenn die ausgewählten Signale in dem entsprechenden Fall vorhanden sind wird mittels der Funktion `sqlgetdata(case_ids, chbx)` die entsprechenden Messdaten und Startzeiten aus der SQL-Datenbank geladen. Danach werden die Daten an die Funktion `plotCustomCh(Ch, PlotSig)` übergeben. Die Funktion `plotCustomCH(Ch, PlotSig)` berechnet zuerst aus der Abtastfrequenz und dem Startzeitpunkt die Timestmaps für jedes Signal. Danach plottet die Funktion alle ausgewählten Signale übereinander im zeitlichen Verlauf. Auf der x-Achse wird die Uhrzeit aufgetragen und auf der y-Achse die entsprechenden Messwerte des Signals. In Abbildung 5 wurde für den Fall mit der ID 4 die Impedanz und die EKG-Ableitung über die Paddles geplottet.

user

verbessere folgenden text: Wie bereits erläutert, ist das Ziel dieser Arbeit, das Arbeiten mit den Reanimationsdaten zu erleichtern. Da es jedoch häufig vorkommt, dass Fälle im Lifepak aufgezeichnet werden, bei denen es sich nicht um einen OHCA handelt, soll nun ein Algorithmus eingesetzt werden, um das Impedanzsignal zu analysieren. Der Algorithmus sucht im zeitlichen Verlauf der Impedanz nach Thoraxkompressionen, die sich im Signal als sinusförmige Schwingungen darstellen (30). Der verwendete Algorithmus basiert auf dem Paper von Alonso et al. „Reliability and accuracy of the thoracic impedance signal for measuring cardiopulmonary resuscitation quality metrics.“. Der dort verwendete Algorithmus zeigte eine Sensitivität von 97,2 % und einen PPV von 97,7% für die Erkennung von Thoraxkompressionen und sollte daher für die Problemstellung ausreichend genau sein (36,37). Die Idee des Algorithmus ist, dass die Thoraxkompressionen sinusförmige Schwingungen in einer bestimmten Frequenz im Impedanzsignal erzeugen. Daher korrespondiert ein lokales Maximum im Impedanzsignal (Peak) zumindest theoretisch einer Thoraxkompression. Jedoch können Bewegungen des Patienten, Beatmungen und hochfrequentes Rauschen dieses Signal stören und zu nicht mit der Thoraxkompression korrelierte Peaks erzeugen. Daher sind mehrere Maßnahmen notwendig, um Peaks von Thoraxkompressionen von Peaks anderen Ursprungs zu unterscheiden. Zu Beginn des Algorithmus wird das Impedanzsignal (y_{Imp}) mit einem order 3 Low-Pass-Filter auf das Impedanzsignal angewendet. Die Cutoff-Frequenz wurde mit 1,8 Hz entsprechend Alonso et al. gewählt. Der Filter sorgt dafür die hochfrequenten Störungen unterdrückt werden und hilft daher bei der Suche nach relevanten Peaks im nächsten Schritt. Für die Suche nach den Peaks im gefilterten Impedanzsignal (y_F) kann die Peakfinderfunktion `findpeaks()` von MATLAB benutzt werden. Die so detektierten Peaks müssen nun analysiert werden, um festzustellen, ob es sich um eine Thoraxkompression handelt. Daher werden für jeden Peak der Abstand zu den beiden benachbarten lokalen Minima bestimmt (für den n-ten Peak t_{1n} und t_{2n}) und die Differenz der Amplitude des Peaks zu beiden lokalen Minima (A_{1n} und A_{2n}). Dies ist zur Veranschaulichung in Abbildung 6 dargestellt.

user

verbessere: Mit den bestimmten Amplituden und Abständen kann jetzt mittels Algorithmus entschieden werden, ob es sich um eine Kompression handelt. Damit der n-te Peak als Kompression gilt müssen folgende Kriterien erfüllt werden: $t_{min} < t_n(1+2) < t_{max}$ wobei $t_n(1+2) = t_{n1} + t_{n2}$ ist. Die Werte t_{min} und t_{max} sind Grenzwerte die entsprechend der Vorlage des Papers gewählt werden $A_n > A_{th}$ wobei $A_n = (A_{1n} + A_{2n}) / 2$ die mittlere Amplitude ist und A_{th} ein dynamischer Grenzwert: $A_{th} = W_c / N_c \sum_{(n=1)^{(N_c)}} (A_{1n} + A_{2n}) / 2$ Dieser Grenzwert wird nach jeder neuen Thoraxkompression neu über die letzten N_c berechnet. W_c ist hierbei ein Wichtungsfaktor. Sollte A_{th} kleiner als der Grenzwert A_{tmin} , oder größer als der Grenzwert A_{tmax} werden so wird stattdessen der Grenzwert genommen. $dT > dT_{re}$ wobei dT der Abstand zur vorherigen Thoraxkompression ist und dT_{re} sozusagen der Mindestabstand zur vorherigen Thoraxkompression Sind alle Kriterien erfüllt wird der Zeitpunkt (t_n) und die Amplitude (A_n) gespeichert. Abhängig wieviele Thoraxkompressionen detektiert werden kann nun das Impedanzsignal in die Datenbank übernommen werden oder verworfen werden.

user

verbessere: Als weiteres Ziel dieser Arbeit wurde die Feststellung von durchgeführten Beatmungen im Kapnographiesignal festgelegt. Dies ermöglicht ebenfalls das Aussortieren von nicht relevanten Messdaten. Der Algorithmus basiert in auf dem Erkennen der typischen Struktur eine Beatmungszykluses im Kapnographiesignal. Das Kapnographiesignal weist eine fast rechteckige Form auf, mit einer schnellen Anstiegsphase und einer schnellen Abfallphase (siehe Abbildung 7).

user

verbessere: Während der Inspiration wird ein CO₂ armes Gasgemisch in die Lunge transportiert, Daher fällt während der Inspiration die gemessene CO₂ stark, auf fast null, ab. Mit beginn der Expiration wird CO₂ reiche Luft aus der Lunge ausgestoßen, dass zu einem schnellen Anstieg des gemssenen CO₂ führt und sich dann auf einen Plateau einpendelt. Am Ende der Expiration ist der CO₂ Wert am höchsten. Dieser Punkt wird etCO₂ genannt. Die hier beschriebene Form des Kapnographiesignals kann durch verschiedene Faktoren beeinflusst werden. Insbesondere kann es, während der CPR zu einem Pendeln des Gases im Schlauch kommen und so sinusartige Schwingungen im Signal verursachen (38).

user

verbessere : Die hier beschriebene Form des Kapnographiesignals kann durch verschiedene Faktoren beeinflusst werden. Insbesondere kann es, während der CPR zu einem Pendeln des Gases im Schlauch kommen und so sinusartige Schwingungen im Signal kommen (38). Der implementierte Algorithmus basiert auf dem Algorithmus beschrieben in der Arbeit von Leturiondo et al. (39). Die Idee des Algorithmus besteht darin, den schnellen Anstieg und Abfall des Kapnographiesignals zu identifizieren, der den Beginn der Inspiration bzw. Expiration anzeigt. Dazu wird ein Grenzwert für die Amplitude des Kapnographiesignals definiert. Der Algorithmus sucht nach Abschnitten im Signal, die unterhalb des Grenzwerts liegen, und speichert die Zeitpunkte ($t_{d,n}$), an denen das Signal den Grenzwert unterschreitet. Anschließend wird nach dem nächsten Anstieg des Signals über den Grenzwert gesucht ($t_{u,n}$), und der Zeitpunkt des Überschreitens wird ebenfalls gespeichert. Daraus kann nun die Dauer, wo das Signal unter dem Grenzwert ist berechnet werden ($T_{in,n} = t_{u,n} - t_{d,n}$) sowie die Dauer wo das Signal über den Grenzwert ist ($T_{ex,n} = t_{d,n+1} - t_{u,n}$). Damit der Algorithmus nun eine Beatmung detektiert müssen $T_{in,n}$ und $T_{ex,n}$ größer als festgelegten Grenzwerte G_{in} bzw. G_{ex} sein. Sind beide Bedingungen erfüllt werden $t_{u,n}$ und $t_{d,n}$ als durchgeführte Beatmung dokumentiert. In Abhängigkeit wieviele Beatmungen dokumentiert wurden kann nun das Signal in die Datenbank eingespeichert werden oder verworfen werden.

user

verbessere text: Falls die Dauer eines Zeitintervalls für die Inspiration bzw. der Expiration ($T_{in,n}$ oder $T_{ex,n}$) unter dem entsprechenden Grenzwerten liegen wird der nächste Zeitpunkt für den Beginn der Expiration bzw. Inspiration genommen. Dies wird solange Fortgeführt bis ($T_{in,n}$ oder $T_{ex,n}$) über den Entsprechenden Grenzwert liegen.

user

verbessere den Text: Die in Methoden beschriebenen Algorithmen zur Erkennung von Thoraxkompressionen und Beatmungen wurden auf alle vorliegenden Fälle angewendet. Als Beispiel sind hier die Ergebnisse des Falls mit ID 22 dargestellt. In Abbildung 8 wurde das Impedanzsignal (blau) und das Kapnographiesignal (Rot) geplottet. Im zweiten Bild ist auf den Zeitbereich von 07:59 bis knapp über 08:02 hineingezoomt.

user

verbessere: Die beiden Signale wurden dann mithilfe der Algorithmen analysiert und erkannte Thoraxkompressionen (roter Stern) beziehungsweise Beatmungen (blaue Linie markiert den Beginn einer Inspiration) wurden im Graph in Abbildung 9 markiert. Unter den jeweiligen geplotteten Signalen und Markierungen ist ein über die Dauer der Reanimation fortlaufendes Histogramm, das die Stattdgefundenen Kompressionen beziehungsweise Beatmungen für jede Minute darstellt

user

verbessere: Im Kapnographiesignal in Abbildung 9 kann eine fehlerhafte erkannte Beatmung gesehen werden. Bei ca. 08:01:40 wird der Beginn einer zusätzlichen Inspiration erkannt obwohl es sich wahrscheinlich um einen störungsbedingten kurzzeitigen Abfall des Signals unter den Grenzwert handelt. Jedoch wird die darauf folgende Beatmung deswegen nicht erkannt weil der mindestzeitabstand für die nächste Expiration nicht eingehalten wurde. Daher kommt es im Endeffekt zu keiner Relevanten Veränderung des Ergebnisses. Eine bessere Anpassung der Grenzwerte könnte das Problem grundsätzlich beheben. Die Histogramme für den Gesamten Fall sind in Abbildung 10. In den Histogrammen kann gut der zeitliche Verlauf der Thoraxkompressionsrate und Beatmungsrates gesehen werden.

user

verbessere: Der Verwendete Datensatz bestand aus 522 Fällen, die vorher nicht analysiert wurden und es wurde keine Vorauswahl getroffen. Von den 522 Fällen wurden 31 direkt nach dem Einlesen verworfen, da keine Impedanzsignal gemessen wurde. Danach wurde der Algorithmus zur Erkennung von Thoraxkompressionen auf das Impedanzsignal angewendet. Als relevant wurden alle Fälle angesehen, die über einen Grenzwert ($N_{ThK} = 100$) festgestellte Thoraxkompressionen aufwiesen. Die Wahl der des Grenzwertes ist hierbei gewissermaßen beliebig. Die Idee den Grenzwert auf 100 Kompressionen zu setzen, basiert auf der Annahme, dass dieses Ungefähr drei Zyklen in der CPR mit 30:2 entspricht beziehungsweise in etwa einer Minute laufender Reanimation bei einer Thoraxkompressionsfrequenz von 100 Kompressionen in der Minute. Mit dem gewählten Grenzwert wurden 66 weitere Fälle ausgeschlossen, sodass 425 Fälle in die Datenbank aufgenommen wurden. Von allen so ausgeschlossenen Fällen wurde automatisch ein Plot erzeugt und abgespeichert. Dieser zeigte das Impedanzsignal und die detektierten Peaks im zeitlichen Verlauf an. Angesichts der noch überschaubaren Zahl von 47 verworfenen Fällen konnten alle Plots begutachtet werden. Die Durchsicht der Plots wies keinen Fall auf, der offensichtlich fälschlich verworfen worden wären. Beispiele von Verworfenen Plots sind in Abbildung 12 zu sehen.

user

verbessere: Die in der Abbildung dargestellten Fälle sind stellvertretend für die anderen Verworfenen Fälle. Ein kleiner Teil der Fälle enthielt zwar Thoraxkompressionen jedoch waren deren Anzahl geringer als der Grenzwert 100. Weiter trat öfters hochfrequentes Rauschen mit niedriger Amplitude auf. Am häufigsten traten jedoch Signale auf die niederfrequent über längere Zeit aufgenommen wurden und gelegentlich einzelne starke Ausschläge aufwiesen

user

verbessere: Nachdem die vom Algorithmus als nicht relevant eingestuft Fälle aussortiert wurden, können nun die Größen, die im „Uniform reporting of measured quality of cardiopulmonary resuscitation (CPR)“ (4) für die Thoraxkompression der CRP definiert wurden, berechnet werden. Das sind die Mittlere Thoraxkompressionsrate, die Minuten, in denen nicht mit adäquater mittlerer Frequenz gedrückt wurde sowie Kompressionen pro Minute über die gesamte Reanimationsdauer. Hierfür muss gesagt werden, dass eine Validierung des Algorithmus durch einen Vergleich mit einem ausgewerteten, von einem Fachmann annotierten Trainingsset nicht möglich war. Daher müssen die Ergebnisse kritisch hinterfragt werden. Um eine gewisse Sicherheit der Ergebnisse zu ermöglichen, wurden alle Impedanzsignal der verwendeten Fälle automatisch geplottet und auf grobe Fehler bei der Erkennung begutachtet. Der Algorithmus schien bei dieser oberflächigen Betrachtung ohne grobe Fehler zu funktionieren. Die mittlere Kompressionsrate eines Falles wurde berechnet, indem die zeitlichen Abstände ($\Delta t_{(i,i+1)}$) zwischen benachbarten detektierten Peaks berechnet wurden. Die mittlere Kompressionsrate ergibt sich dann aus dem Mittelwert der inversen zeitlichen Abstände:

user

verbessere den text: Nachdem die vom Algorithmus als nicht relevant eingestuft Fälle aussortiert wurden, können nun die Größen, die im „Uniform reporting of measured quality of cardiopulmonary resuscitation (CPR)“ (4) für die Thoraxkompression der CRP definiert wurden, berechnet werden. Das sind die Mittlere Thoraxkompressionsrate, die Minuten, in denen nicht mit adäquater mittlerer Frequenz gedrückt wurde sowie Kompressionen pro Minute über die gesamte Reanimationsdauer. Hierfür muss gesagt werden, dass eine Validierung des Algorithmus durch einen Vergleich mit einem ausgewerteten, von einem Fachmann annotierten Trainingsset nicht möglich war. Daher müssen die Ergebnisse kritisch hinterfragt werden. Um eine gewisse Sicherheit der Ergebnisse zu ermöglichen, wurden alle Impedanzsignal der verwendeten Fälle automatisch geplottet und auf grobe Fehler bei der Erkennung begutachtet. Der Algorithmus schien bei dieser oberflächigen Betrachtung ohne grobe Fehler zu funktionieren.

user

verbessere: Die mittlere Kompressionsrate eines Falles wurde berechnet, indem die zeitlichen Abstände ($\Delta t_{(i,i+1)}$) zwischen benachbarten detektierten Peaks berechnet wurden. Die mittlere Kompressionsrate ergibt sich dann aus dem Mittelwert der inversen zeitlichen Abstände:

user

verbessere :Außerdem wurde die Standardabweichung berechnet. Der Mittelwert über alle mittleren Kompressionsraten betrug $116,3 \pm 9,1$ Kompressionen pro Minute. Die mittleren Kompressionsraten sollte normalverteilt sein. Daher wurde ein Kolmogorov-Smirnov-Test auf eine Normalverteilung durchgeführt. Dies Ergab mit einem $p < 0.05$ eine Normalverteilung. Daher kann davon ausgegangen werden, dass keine größeren systematischen Fehler in der Aufzeichnung und Auswertung vorhanden sind.

user

verbessere: Außerdem wurde die Standardabweichung berechnet. Der Mittelwert über alle mittleren Kompressionsraten betrug $116,3 \pm 9,1$ Kompressionen pro Minute. Die mittleren Kompressionsraten sollte normalverteilt sein. Daher wurde ein Kolmogorov-Smirnov-Test auf eine Normalverteilung durchgeführt. Das Ergebniss zeigte eine Normalverteilung bei einem $p < 0.05$. Somit kann davon ausgegangen werden, dass keine größeren systematischen Fehler bei der Aufzeichnung und Auswertung vorhanden sind. Macht das inhaltlich sin?

user

verbessere: Weiter soll die Anzahl der Kompressionen pro Minute bezogen auf die Gesamtdauer der Reanimation für jeden Fall berechnet werden. Hierfür wurde die Gesamtzahl der Peaks des Falls durch die Reanimationsdauer (TRe) geteilt. Die Reanimationsdauer ist durch die Zeitdifferenz der ersten festgestellte Thoraxkompression und der letzten festgestellten Thoraxkompression definiert. Dafür ergibt sich ein Median von 99,2 [89,4 – 106,7] Thoraxkompressionen pro Minute. Die Werte sind nicht normalverteilt, das erklärbar ist, da teilweise Fälle mit sehr langen Pausen zwischen Thoraxkompressionen vorkommen (z.B. bei einem ROSC). Würde man nur Fälle betrachten, in denen keine längeren Pausen gemacht wurden, müssten die Werte wieder normalverteilt seien.

user

verbessere: Weiter soll die Anzahl der Kompressionen pro Minute bezogen auf die Gesamtdauer der Reanimation für jeden Fall berechnet werden. Hierfür wurde die Gesamtzahl der Peaks des Falls durch die Reanimationsdauer (TRe) geteilt. Die Reanimationsdauer ist durch die Zeitdifferenz der ersten festgestellte Thoraxkompression und der letzten festgestellten Thoraxkompression definiert. Dafür ergibt sich ein Median von 99,2 [89,4; 106,7] Thoraxkompressionen pro Minute. Die Werte sind nicht normalverteilt, das erklärbar ist, da teilweise Fälle mit sehr langen Pausen zwischen Thoraxkompressionen vorkommen (z.B. bei einem ROSC). Würde man nur Fälle betrachten, in denen keine längeren Pausen gemacht wurden, müssten die Werte wieder normalverteilt seien.

user

verbessere: Weiter soll der Anteil an Minuten, in denen die mittlere Kompressionsrate kleiner 90 Kompressionen pro Minute oder größer 120 Kompressionen pro Minute war, bezogen auf die gesamte Reanimationsdauer (TRe) für jeden Fall berechnet werden. Um die mittlere Kompressionsrate pro Minute zu berechnen, wurden die detektierten Peaks in "Bins" mit einer Binbreite von einer Minute eingeteilt. Danach wurden wieder die zeitlichen Abstände ($\Delta t_{(i,i+1)}$) für alle Peaks bestimmt und dem jeweiligen Bin zugeordnet. Danach kann für jedes Bin der Mittelwert, der im Bin enthaltenen Zeitabstände berechnet werden.

Das Inverse dieses Mittelwerts ergibt dann die mittlere Kompressionsrate für das Bin. Da jedes Bin einer Minute während der Reanimation entspricht kann nun kontrolliert werden welcher Mittelwert der Bins die oben genannten Grenzwerte über (> 120 Kompressionen pro Minute) beziehungsweise unterschreiten (< 90 Kompressionen pro Minute). Für die Berechnung des Anteils der Minuten, in denen die Kompressionsrate außerhalb des Zielbereichs lag, muss nun die Anzahl der Bins mit einem Mittelwert außerhalb des Zielbereichs durch die Gesamtzahl der Bin geteilt werden. Für die Fälle war der Median bei 29,2 [6,2; 60,4] %.

user

verbessere: Da jedes Bin einer Minute während der Reanimation entspricht kann nun kontrolliert werden für wie viele Minuten die mittlere Kompressionsrate außerhalb des Zielbereichs liegt, das heißt die Grenzwerte überschreiten (> 120 Kompressionen pro Minute) beziehungsweise unterschreiten (< 90 Kompressionen pro Minute). Für die Berechnung des Anteils der Minuten, in denen die Kompressionsrate außerhalb des Zielbereichs lag, muss nun die Anzahl der Bins mit einem Mittelwert außerhalb des Zielbereichs durch die Gesamtzahl der Bin geteilt werden. Für die Fälle war der Median bei 29,2 [6,2; 60,4] %.

user

verbessere: Entsprechend dem „Uniform reporting of measured quality of cardiopulmonary resuscitation (CPR)“ soll ebenfalls die kumulative Pausenzeit (gesamte Pausenzeit) sowie der Anteil der Pausenzeit an der gesamte Reanimationszeit berechnet werden.

user

verbessere: Die kumulative Pausenzeit wurde berechnet, indem die Abstände zwischen allen benachbarten Peaks eines Falles berechnet wurde. Laut dem „Uniform reporting“ gilt ein zeitlicher Abstand von zwei benachbarten Peaks als Pause, wenn dieser über 1,5 Sekunden lang ist. Dieser Abstand würde einer Kompressionsrate von 40 Kompressionen pro Minute entsprechen und es kann daher angenommen werden, dass es sich daher um eine gewollte Pause handelt. Für die kumulative Pausenzeit werden daher alle zeitlichen Abstände zwischen benachbarten Peaks aufsummiert, die über 1,5 Sekunden lang sind. Der Median der kumulativen Pausenzeit lag bei 117,7 ([53,0; 280,7]) s

user

verbessere: Für den Anteil der Pausen bezogen auf die gesamte Reanimationsdauer sollen Zeiten, in denen nicht gedrückt wurde weil der Patient eine Rückkehr des Spontankreislaufs (ROSC) hatte nicht berücksichtigt werden. Eine direkte Feststellung ob ein ROSC stattgefunden hat war mit den verfügbaren Daten nicht möglich. Daher wurden Pausen, die länger als 20 Sekunden andauerten und danach wieder Thoraxkompressionen durchgeführt wurden, als ein ROSC gewertet. Daher wurden Pausen über 20 Sekunden sowohl von der kumulativen Pausenzeit abgezogen sowie von der gesamten Reanimationsdauer und danach durcheinander geteilt. Der Median der Anteile der Pause lag bei 13,1 ([8,2; 21,9]) %.

user

verbessere: Für den Anteil der Pausen bezogen auf die gesamte Reanimationsdauer sollen längere Pausen, in denen nicht gedrückt wurde, weil der Patient eine Rückkehr des Spontankreislaufs (ROSC) hatte, nicht berücksichtigt werden. Eine direkte Feststellung ob ein ROSC stattgefunden hat war mit den verfügbaren Daten nicht möglich. Daher wurden Pausen, die länger als 20 Sekunden andauerten und danach wieder Thoraxkompressionen durchgeführt wurden, als ein ROSC gewertet. Daher wurden Pausen über 20 Sekunden sowohl von der kumulativen Pausenzeit abgezogen sowie von der gesamten Reanimationsdauer und danach durcheinander geteilt. Der Median der Anteile der Pause lag bei 13,1 ([8,2; 21,9]) %.

user

verbessere; Das „Uniform reporting of measured quality of cardiopulmonary resuscitation (CPR)“ empfiehlt ebenfalls die mittlere Ventilationsrate und den Anteil der Minuten in denen eine zu hohe Ventilation (über 15 Beatmungen in der Minute) und keine Ventilation stattgefunden hat, zu bestimmen. Um die mittlere Ventilationsrate zu bestimmen, wurden die Zeitdifferenz der benachbarten Inspirationen bestimmt ($[\Delta t]_{(i,i+1)}$). Die mittlere Ventilationsrate ergibt sich dann aus dem Mittelwert der inversen zeitlichen Abstände:

user

verbessere: Außerdem soll die Standardabweichung berechnet und mit angegeben werden. Die mittlere Ventilationsrate aller Fälle betrug 13,5 Ventilationen pro Minute mit einer Standardabweichung von 3,6 und ist normalverteilt.

user

verbessere: Für die Berechnung des Anteils der Minuten in denen mehr als 15 Beatmungen, bezogen auf die Gesamtdauer, durchgeführt wurden, wurde die Gesamtdauer des aufgezeichneten Kapnographiesignals in Bins von jeweils einer Minute eingeteilt. Daraufhin wurde erfasst wie viele Beatmungen in jedem Bin festgestellt wurden. Und die Anzahl der Bins, in denen mehr als 15 Beatmungen detektiert wurden, wurde ermittelt und durch die Gesamtanzahl der Bins geteilt. Dies ergab im Median 24 % der erfassten Minuten ([6; 48] %). Das gleiche Verfahren wurde für den Anteil der Minuten, in denen keine Beatmung durchgeführt wurden, angewandt. Es wurde die Anzahl der Bins ohne detektierte Beatmungen ermittelt und durch die Gesamtanzahl der Bin geteilt. Im Median waren 6% der erfassten Minuten ohne detektierte Beatmung ([2; 17] %). Die Ergebnisse sind nochmal in der Tabelle 2 aufgelistet sowie die Ergebnisse des Beispielfall mit ID 22.

user

verbessere: Die dort vorgeschlagenen Kenngrößen wurden auf Basis von diversen Studien die die Bedeutung der Kenngrößen für die CPR-Qualität zeigten ausgewählt.

user

Verbessere satzbau und gramatik : Der unerwartete HerzKreislaufstillstand ist der zeitdringlichste Notfall der Medizin. Bereits nach wenigen Minuten ohne Reanimationsmaßnahmen treten erste irre-versible Zellschäden auf (1). In Europa ist der plötzliche HerzKreislaufstillstand die dritt häufigste Todesursache bei Erwachsenen (2). Der HerzKreislaufstillstand, der außerhalb des Krankenhauses

auftritt, hat in Europa eine Inzidenz 89 pro 100.000. Das Ergebnis (Outcome) ist maßgeblich abhängig von der Qualität der durchgeführten Reanimationsmaßnahmen. Hierbei liegt ein Hauptaugenmerk auf den durchgeführten Thoraxkompressionen und der Beatmung (Cardiopulmonale Reanimation (CPR)). Für die Einschätzung der Qualität der CPR wurden Kenngrößen definiert(4) die anhand von aufgezeichneten Daten während der CPR erhoben werden können. Am Standort des Notarzteinsatzfahrzeugs (NEF) des Universitätsklinikum Graz werden die nötigen Daten routinemäßig aufgezeichnet werden jedoch ist eine routinemäßige Auswertung der CPR-Qualität bis jetzt nicht möglich und die Daten werden im Rahmen von Studien nicht eingehend betrachtet. Daher stellt sich somit die Herausforderung diese Daten benutzerfreundlich auszuwerten, um sie für das Qualitätsmanagement und Forschungsarbeiten zugänglich zu machen. Deshalb ist Ziel dieser Arbeit die Implementierung einer Datenbank sowie die grundlegende Auswertung und Vorselektion von präklinischen Daten zu beschreiben und die Machbarkeit an einer Stichprobe dargelegt werden. Außerdem sollen anhand eines Datensatz von 522 Fällen die relevanten Kenngrößen der CPR-Qualität bestimmt werden. Hierfür wurde ein Algorithmus implementiert, der anhand der aufgezeichneten Thoraximpedanz stattgefundenen Thoraxkompressionen detektiert. Außerdem wurde ein Algorithmus implementiert, der stattgefundenen Beatmungen im Kapnographie-signal erkennt. In dieser Arbeit wurde gezeigt, dass eine systematische, weitestgehend automatisierte Auswertung von Defibrillatoraufzeichnungen hinsichtlich der Reanimationsqualität möglich ist und damit unterscheidet sich diese Arbeit maßgeblich von der Methodik von Vorarbeiten. Es wurde erfolgreich eine SQL-Datenbank eingerichtet, die über ein Graphisches Interface gesteuert werden kann. Hierüber ist das Filtern von Fällen nach Vorhandensein von Signalen möglich und für einzelne Fälle können die Signale graphisch dargestellt werden. Von den 522 Fällen wurden nur 425 in die Datenbank importiert, da 97 automatisch aussortiert wurden, da sie keine oder keine relevanten Impedanzsignale enthielten. Aus den 425 Fällen wurden die Kenngröße für die CPR-Qualität bestimmt. Es ergab sich eine mittlere Thoraxkompressionsrate der Fälle von $116,3 \pm 9,1$ Thoraxkompressionen in der Minute und liegt damit im Zielbereich zwischen 90–120 Kompressionen pro Minute. Es ergab sich eine zu hohe mittlere Kompressionsrate in 31% der Fälle. Das Ergebnis ist vergleichbar mit Ergebnissen einer Vorarbeiten an der Medizinischen Universität Graz die noch händisch an kleineren Datensets durchgeführt wurden (4). Der Median für die Kenngröße von Thoraxkompressionen pro Minute bezogen auf die gesamte Reanimationsdauer lag bei 99,2 ([89,4 – 106,7]) und für den Anteil an Minuten ohne adäquater mittlerer Thoraxkompressionsrate bei 29,2 ([6,2; 60,4]) %. Die mittlere Beatmungsfrequenz aller Fälle mit Kapnographiesignal (150 Fälle) war $13,5 \pm 3,6$ Beatmungen pro Minute und liegt im Zielbereich von maximal 15 Beatmungen in der Minute. Jedoch wurde in 34% der Fälle eine Beatmung mit zu hoher Beatmungsfrequenz gewählt. Der Anteil an Minuten mit Hyperventilation ($> 15 / \text{min}$) für jeden Fall liegt im Median bei 24,0 [5,6 - 48,6] %. Der Anteil an Minuten ohne Beatmung lag im Median bei 6,2 [2,0 - 16,6] %. Die kumulierte Pausenzeit betrug im Median 117,7 [53,0; 280,7] Sekunden und der Anteil der Pausenzeit an der gesamten Reanimationsdauer lag im Median bei 13,1 [8,2 - 21,9] %. Bei der Betrachtung der Ergebnisse, die in der Arbeit präsentiert wurden, muss betont werden, dass die verwendeten Algorithmen nicht an einem annotierten bekannten Datenset erprobt wurden und die gewählten Größen und Grenzwerte nicht anhand eines solchen Sets optimiert werden konnten.

user

Verbessere satzbau und gramatik und markiere änderungen : Der unerwartete Herzkreislaufstillstand ist der zeitdringlichste Notfall der Medizin. Bereits nach wenigen Minuten ohne Reanimationsmaßnahmen treten erste irre-versible Zellschäden auf (1). In Europa ist der plötzliche Herzkreislaufstillstand die dritt häufigste Todesursache bei Erwachsenen (2). Der Herzkreislaufstillstand, der außerhalb des Krankenhauses auftritt, hat in Europa eine Inzidenz 89 pro 100.000. Das Ergebnis (Outcome) ist maßgeblich abhängig von der Qualität der durchgeführten Reanimationsmaßnahmen. Hierbei liegt ein Hauptaugenmerk auf den durchgeführten Thoraxkompressionen und der Beatmung (Cardiopulmonale Reanimation (CPR)). Für die Einschätzung der Qualität der CPR wurden Kenngrößen definiert(4) die anhand von aufgezeichneten Daten während der CPR erhoben werden können. Am Standort des Notarzteeinsatzfahrzeugs (NEF) des Universitätsklinikum Graz werden die nötigen Daten routinemäßig aufgezeichnet werden jedoch ist eine routinemäßige Auswertung der CPR-Qualität bis jetzt nicht möglich und die Daten werden im Rahmen von Studien nicht eingehend betrachtet. Daher stellt sich somit die Herausforderung diese Daten benutzerfreundlich auszuwerten, um sie für das Qualitätsmanagement und Forschungsarbeiten zugänglich zu machen. Deshalb ist Ziel dieser Arbeit die Implementierung einer Datenbank sowie die grundlegende Auswertung und Vorselektion von präklinischen Daten zu beschreiben und die Machbarkeit an einer Stichprobe dargelegt werden. Außerdem sollen anhand eines Datensatz von 522 Fällen die relevanten Kenngrößen der CPR-Qualität bestimmt werden. Hierfür wurde ein Algorithmus implementiert, der anhand der aufgezeichneten Thoraximpedanz stattgefundenen Thoraxkompressionen detektiert. Außerdem wurde ein Algorithmus implementiert, der stattgefundenen Beatmungen im Kapnographie-signal erkennt. In dieser Arbeit wurde gezeigt, dass eine systematische, weitestgehend automatisierte Auswertung von Defibrillatorkurven hinsichtlich der Reanimationsqualität möglich ist und damit unterscheidet sich diese Arbeit maßgeblich von der Methodik von Vorarbeiten. Es wurde erfolgreich eine SQL-Datenbank eingerichtet, die über ein Graphisches Interface gesteuert werden kann. Hierüber ist das Filtern von Fällen nach Vorhandensein von Signalen möglich und für einzelne Fälle können die Signale graphisch dargestellt werden. Von den 522 Fällen wurden nur 425 in die Datenbank importiert, da 97 automatisch aussortiert wurden, da sie keine oder keine relevanten Impedanzsignale enthielten. Aus den 425 Fällen wurden die Kenngrößen für die CPR-Qualität bestimmt. Es ergab sich eine mittlere Thoraxkompressionsrate der Fälle von $116,3 \pm 9,1$ Thoraxkompressionen in der Minute und liegt damit im Zielbereich zwischen 90–120 Kompressionen pro Minute. Es ergab sich eine zu hohe mittlere Kompressionsrate in 31% der Fälle. Das Ergebnis ist vergleichbar mit Ergebnissen einer Vorarbeit an der Medizinischen Universität Graz die noch händisch an kleineren Datensets durchgeführt wurden (4). Der Median für die Kenngröße von Thoraxkompressionen pro Minute bezogen auf die gesamte Reanimationsdauer lag bei 99,2 ([89,4 – 106,7]) und für den Anteil an Minuten ohne adäquater mittlerer Thoraxkompressionsrate bei 29,2 ([6,2; 60,4]) %. Die mittlere Beatmungsfrequenz aller Fälle mit Kapnographiesignal (150 Fälle) war $13,5 \pm 3,6$ Beatmungen pro Minute und liegt im Zielbereich von maximal 15 Beatmungen in der Minute. Jedoch wurde in 34% der Fälle eine Beatmung mit zu hoher Beatmungsfrequenz gewählt. Der Anteil an Minuten mit Hyperventilation ($> 15 / \text{min}$) für jeden Fall liegt im Median bei 24,0 [5,6 - 48,6] %. Der Anteil an Minuten

ohne Beatmung lag im Median bei 6,2 [2,0 - 16,6] %. Die kumulierte Pausenzeit betrug im Median 117,7 [53,0; 280,7] Sekunden und der Anteil der Pausenzeit an der gesamten Reanimationsdauer lag im Median bei 13,1 [8,2 - 21,9] %. Bei der Betrachtung der Ergebnisse, die in der Arbeit präsentiert wurden, muss betont werden, dass die verwendeten Algorithmen nicht an einem annotierten bekannten Datenset erprobt wurden und die gewählten Größen und Grenzwerte nicht anhand eines solchen Sets optimiert werden konnten.

user

verbessere den text und markiere korrektoren: Der unerwartete Herzkreislaufstillstand ist der zeitdringlichste Notfall der Medizin. Bereits nach wenigen Minuten ohne Reanimationsmaßnahmen treten erste irre-versible Zellschäden auf (1). In Europa ist der plötzliche Herzkreislaufstillstand die dritt häufigste Todesursache bei Erwachsenen (2). Der Herzkreislaufstillstand, der außerhalb des Krankenhauses auftritt, hat in Europa eine Inzidenz 89 pro 100.000. Das Ergebnis (Outcome) ist maßgeblich abhängig von der Qualität der durchgeführten Reanimationsmaßnahmen. Hierbei liegt ein Hauptaugenmerk auf den durchgeführten Thoraxkompressionen und der Beatmung (Cardiopulmonale Reanimation (CPR)). Für die Einschätzung der Qualität der CPR wurden Kenngrößen definiert(3) die anhand von aufgezeichneten Daten während der CPR erhoben werden können. Am Standort des Notarzteinsatzfahrzeugs (NEF) des Universitätsklinikum Graz werden die nötigen Daten routinemäßig aufgezeichnet werden jedoch ist eine routinemäßige Auswertung der CPR-Qualität bis jetzt nicht möglich und die Daten werden im Rahmen von Studien nicht eingehend betrachtet. Daher stellt sich somit die Herausforderung diese Daten benutzerfreundlich auszuwerten, um sie für das Qualitätsmanagement und Forschungsarbeiten zugänglich zu machen.

user

verbessere: In dieser Arbeit wurde gezeigt, dass eine systematische, weitestgehend automatisierte Auswertung von Defibrillatoraufzeichnungen hinsichtlich der Reanimationsqualität möglich ist und damit unterscheidet sich diese Arbeit maßgeblich von der Methodik von Vorarbeiten. Bei der Betrachtung der Ergebnisse, die in der Arbeit präsentiert wurden, muss betont werden, dass die verwendeten Algorithmen nicht an einem annotierten bekannten Datenset erprobt wurden und die gewählten Größen und Grenzwerte nicht anhand eines solchen Sets optimiert werden konnten.

user

verbesser und kürze den folgenden text: Impedanzsignal nach Anwendung eines Tiefpassfilters 3. Ordnung. Das Impedanzsignal (blau) zeigt höherfrequente Oszillationen (ca. 2 Hz) die Thoraxkompressionen darstellen. Diese Oszillationen geschehen um eine niederfrequente schwingende Grundlinie, die die Überlagerungen mit der Beatmung darstellt. Durch einen Peakfinder werden wurden potentielle Thoraxkompressionen (rote Punkte) gefunden und es sind die Größen (An und Tn) die der Algorithmus zur festellung ob ein Peak als Thoraxkompression gewertet wird beispielhaft dargestellt.

user

verbessere und kürze: Das Impedanzsignal (blau) zeigt höherfrequente Oszillationen (ca. 2 Hz) die Thoraxkompressionen darstellen. Diese Oszillationen geschehen um eine niederfrequente schwingende Grundlinie, die die Überlagerungen mit der Beatmung darstellt. Durch einen Peakfinder werden wurden potentielle Thoraxkompressionen (rote Punkte) gefunden und es sind die Größen (An und Tn) die der Algorithmus zur festellung ob ein Peak als Thoraxkompression gewertet wird beispielhaft dargestellt.

user

correct this text: Sudden cardiac arrest is an urgent medical emergency and the quality of the resuscitation measures is crucial for a favorable result. Quality can be assessed using data recorded by the defibrillator during CPR. The data is routinely recorded at the base of the emergency medical vehicles at the University Hospital of Graz. Algorithms will be implemented that detect chest compressions based on the chest impedance and ventilations using capnography signals. With these algorithms in place the parameters for CPR quality can be determined. An SQL database was set up using a dataset with 522 cases of which 97 were automatically discarded as they contained no or no relevant impedance signals. The mean chest compression rate of the cases is 116.3 ± 9.1 compressions per minute, which is in the target range of 90 – 120. However, in 31% of cases the rate was found to be too high. The median number of chest compressions per minute in relation to the total resuscitation time was 99.2 ([89.4 - 106.7]) and the proportion of minutes without an adequate mean chest compression rate was 29.2 ([6.2; 60, 4]) %. The mean ventilation frequency of all cases with capnography signal (150 cases) was 13.5 ± 3.6 ventilations per minute and therefore within the target range of a maximum of 15 ventilations. However, in 34% of cases the ventilation frequency was too high. This work shows that a systematic and automated evaluation of defibrillator recordings is suitable for assessing the quality of resuscitation. The determined parameters produced plausible results and are consistent with the results of preliminary studies at the Medical University of Graz, which were carried out manually on significantly smaller data sets.

user

check spelling and grammar: Sudden cardiac arrest represents a critical medical emergency where the quality of resuscitation measures is crucial for favorable outcomes. The quality of cardiopulmonary resuscitation (CPR) can be assessed through the analysis of data recorded by the defibrillator during the CPR. The data is routinely recorded at the base of the emergency medical vehicles at the University Hospital of Graz. To assess the CPR quality, algorithms were implemented to identify chest compressions based on the chest impedance and ventilations using the capnography signals. With these algorithms parameters for CPR quality can be determined. A dataset with 522 cases was used of which 97 cases were automatically discarded as they contained no or no relevant impedance signals. The mean chest compression rate of the cases is 116.3 ± 9.1 compressions per minute, which is in the target range of 90 – 120. However, in 31% of cases the rate was found to be too high. The proportion of minutes without an adequate mean chest compression rate was 29.2 ([6.2; 60, 4]) %. The mean ventilation frequency of all cases with capnography signal (150 cases) was 13.5 ± 3.6 ventilations per minute and therefore within the target range of a maximum of 15 ventilations. However, in

34% of cases the ventilation frequency was too high. This work shows that a systematic and automated evaluation of defibrillator recordings is suitable for assessing the quality of resuscitation measures. The determined parameters produced plausible results and are consistent with the results of preliminary studies at the Medical University of Graz, which were carried out manually on significantly smaller data sets.

user

check grammar and spelling and highlight possible mistakes: Sudden cardiac arrest represents a critical medical emergency where the quality of resuscitation measures is crucial for favorable outcomes. The quality of cardiopulmonary resuscitation (CPR) can be assessed through the analysis of data recorded by the defibrillator during the CPR. The data is routinely recorded at the base of the emergency medical vehicles at the University Hospital of Graz. To assess the CPR quality, algorithms were implemented to identify chest compressions based on the chest impedance and ventilations using the capnography signals. With these algorithms parameters for CPR quality can be determined. A dataset with 522 cases was used of which 97 cases were automatically discarded as they contained no or no relevant impedance signals. The mean chest compression rate of the cases is 116.3 ± 9.1 compressions per minute, which is in the target range of 90 – 120. However, in 31% of cases the rate was found to be too high. The proportion of minutes without an adequate mean chest compression rate was 29.2 ([6.2; 60, 4]) %. The mean ventilation frequency of all cases with capnography signal (150 cases) was 13.5 ± 3.6 ventilations per minute and therefore within the target range of a maximum of 15 ventilations. However, in 34% of cases the ventilation frequency was too high. This work shows that a systematic and automated evaluation of defibrillator recordings is suitable for assessing the quality of resuscitation measures. The determined parameters produced plausible results and are consistent with the results of preliminary studies at the Medical University of Graz, which were carried out manually on significantly smaller data sets. .

user

verbessere: Ein Ziel dieser Arbeit war es eine Datenbank zu entwerfen in der die präklinischen Reanimationsdaten erhoben am Notarztstützpunkt Graz importiert werden können. Außerdem sollen die Reanimationsfälle vor dem Import auf Relevanz geprüft werden und gegebenenfalls aussortiert werden. Weiter sollte eine Anwendung entwickelt werden, die das Filtern von Fällen nach aufgezeichneten Signalen erlaubt und ausgewählte Fälle graphisch darstellbar machen soll. Dies soll in Zukunft ein erleichtertes Arbeiten mit den Daten erlauben. Die SQL-Datenbank konnte erfolgreich implementiert werden. Auch das Vorselektieren und gegebenenfalls Aussortieren von Daten konnte erfolgreich implementiert werden. Alle 97 aussortierten Fälle enthielten keine Impedanzsignale die den gesetzten Kriterien für Relevanz entsprochen hätten und es wurden daher nur Fälle ohne Relevanz aussortiert. Die 97 Fälle entsprechen 19% des gesamten Datensatzes mit 522 Fällen. Am Notarztstützpunkt Graz sind aber noch weit größere Datensätze erhoben worden, daher ist ein Algorithmus der um 19% der Fälle automatisch aussortiert mit einer hohen Zeitersparnis verbunden, da dies bis dahin nur händisch möglich war. Auch ermöglicht die Funktion des Filters nach Fällen in denen bestimmte Signale aufgezeichnet wurden sich einen Überblick über die Daten zu schaffen um die Planung von neuen Studien zu konzipieren.

user

verbessere: Ein zentraler Punkt dieser Arbeit war die Implementierung des Algorithmus entsprechend der Arbeit von Alonso et al. (37) zur Erkennung von Thoraxkompressionen im Impedanzsignal. Der dort vorgestellte Algorithmus konnte Thoraxkompressionen mit einer Sensitivität von 97,2 % und einem PPV von 97,7% erkennen. Um die Implementation des Algorithmus selbst zu testen wäre ein annotiertes Reanimationsdatenset notwendig gewesen. Da dieses zum Zeitpunkt des Abschlusses der Arbeit zur Verfügung stand konnte der Algorithmus nicht explizit geprüft werden. Um dennoch eine gewisse Sicherheit des Algorithmus zu garantieren wurden alle Fälle mit einem relevanten Impedanzsignal geplottet und auf grobe Fehler bei der Erkennung von Thoraxkompressionen geprüft. Außerdem wurden mehrere einzelne Fälle (z.B. Fall mit ID 22) genauer begutachtet und kontrolliert, ob der Algorithmus entsprechend funktioniert. Da hierbei keine größeren Fehler in der Erkennung auffielen wurde angenommen, dass der Algorithmus mit ähnlicher Genauigkeit wie der von Alonso et al funktioniert. Ein weiteres Ziel dieser Arbeit war die Implementierung des Algorithmus entsprechend der Arbeit von Leturiondo et al. (39) zur Erkennung von Beatmungen im Kapnographiesignal. Der dort verwendete Algorithmus hatte eine Sensitivität von 99,4 % und einem PPV von 98,6 %. Wie auch für den Algorithmus zur Erkennung von Thoraxkompressionen wäre ein annotiertes Reanimationsdatenset notwendig gewesen. Daher wurden, um dennoch eine gewisse Sicherheit des Algorithmus zu garantieren alle Fälle mit einem Kapnographiesignal geplottet und auf grobe Fehler bei der Erkennung von Beatmungen geprüft. Außerdem wurden mehrere einzelne Fälle (z.B. Fall mit ID 22) genauer begutachtet und kontrolliert, ob der Algorithmus entsprechend funktioniert. Da hierbei ebenfalls keine größeren Fehler in der Erkennung auffielen wurde angenommen, dass der Algorithmus mit ähnlicher Genauigkeit wie der von Leturiondo et al. funktioniert.

user

verbessere: Ein zentraler Aspekt dieser Arbeit war die Implementierung des Algorithmus entsprechend der Arbeit von Alonso et al. (37) zur Erkennung von Thoraxkompressionen im Impedanzsignal. Der dort vorgestellte Algorithmus konnte Thoraxkompressionen mit einer Sensitivität von 97,2 % und einem PPV von 97,7% erkennen. Um die Implementation des Algorithmus selbst zu testen wäre ein annotiertes Reanimationsdatenset notwendig gewesen. Da dieses zum Zeitpunkt des Abschlusses der Arbeit nicht zur Verfügung stand konnte der Algorithmus nicht explizit geprüft werden. Um dennoch eine gewisse Sicherheit des Algorithmus zu garantieren wurden alle Fälle mit einem relevanten Impedanzsignal geplottet und auf grobe Fehler bei der Erkennung von Thoraxkompressionen geprüft. Außerdem wurden mehrere einzelne Fälle (z.B. Fall mit ID 22) genauer begutachtet und kontrolliert, ob der Algorithmus entsprechend funktioniert. Da hierbei keine größeren Fehler in der Erkennung auffielen wurde angenommen, dass der Algorithmus mit ähnlicher Genauigkeit wie der von Alonso et al funktioniert.

user

verbessere: Ein weiteres Ziel dieser Arbeit war die Implementierung des Algorithmus entsprechend der Arbeit von Leturiondo et al. (39) zur Erkennung von Beatmungen im Kapnographiesignal. Der dort verwendete Algorithmus hatte eine Sensitivität von 99,4 % und einem PPV von 98,6 %. Wie auch für den Algorithmus

zur Erkennung von Thoraxkompressionen wäre ein annotiertes Reanimationsdatenset notwendig gewesen. Daher wurden, um dennoch eine gewisse Sicherheit des Algorithmus zu garantieren alle Fälle mit einem Kapnographiesignal geplottet und auf grobe Fehler bei der Erkennung von Beatmungen geprüft. Außerdem wurden mehrere einzelne Fälle (z.B. Fall mit ID 22) genauer begutachtet und kontrolliert, ob der Algorithmus entsprechend funktioniert. Da hierbei ebenfalls keine größeren Fehler in der Erkennung auffielen wurde angenommen, dass der Algorithmus mit ähnlicher Genauigkeit wie der von Leturiondo et al. funktioniert.

user

verbessere: Nachdem davon Auszugehen ist, dass die Algorithmen zur Erkennung von Thoraxkompressionen beziehungsweise Beatmungen mit einer ähnlichen Genauigkeit funktionieren wie die in den Arbeiten beschrieben wurden die Kenngrößen für die Qualität der CPR entsprechend dem "Uniform Reporting of Measured Quality of Cardiopulmonary Resuscitation (CPR)" (12) für die Beatmung und die Thoraxkompressionen bestimmt.

user

verbessere folgende texte die ich gleich reinkopiere

user

In dieser Arbeit soll die Implementation einer Datenbank und die grundlegende Auswertung von präklinischen erhobenen Daten während der kardiopulmonalen Reanimation (CPR) beschrieben werden.

user

Der plötzliche Herzkreislaufstillstand (HKS) ist ein medizinischer Notfall. Durch das Versagen der Pumpfunktion des Herzens kommt es zu einem schnellen Erliegen der suffizienten Blutzirkulation. Aus der nicht vorhandenen Blutzirkulation resultierend, kommt es zu einer Minderperfusion der verschiedenen Gewebe im Körper (1). Ohne sofortige qualitativ hochwertiger Intervention (CPR) kann es in wenigen Minuten zu schweren Schäden im Zentralnervensystem kommen und zum Tod führen. Ein Herzkreislaufstillstand, der außerhalb des Krankenhauses auftritt, wird als "Out-of-Hospital Cardiac Arrest" (OHCA) bezeichnet. Die verwendeten Daten sind alle, während der Reanimation von OHCA erfasst worden.

user

In Europa ist der plötzliche Herzkreislaufstillstand die dritt häufigste Todesursache bei Erwachsenen(2) und der OHCA hat in Europa eine Inzidenz 89 (zwischen 53 und 166) pro 100.000 Einwohner im Jahr. In 50-60% der Fälle wurde eine Reanimation durch medizinisch geschultes Personal durchgeführt. Da eine Systematische Erfassung nicht flächendeckend gegeben ist, ist eine Unterschätzung der Inzidenz nicht unwahrscheinlich. Die Überlebensrate nach einem OHCA bei Entlassung aus dem Krankenhaus liegt bei ca. 8% und schwankt je nach Land in Europa von 0% bis 18%(9)(10).

user

formuliere den text besser: In Europa ist der plötzliche Herzkreislaufstillstand die dritthäufigste Todesursache bei Erwachsenen(2). Der OHCA hat in Europa eine

Inzidenz von 89 pro 100.000 Einwohner pro Jahr (zwischen 53 und 166). In 50-60% der Fälle wurde eine Reanimation durch medizinisch geschultes Personal durchgeführt. Da eine systematische Erfassung nicht flächendeckend gegeben ist, ist eine Unterschätzung der Inzidenz nicht unwahrscheinlich. Die Überlebensrate nach einem OHCA bei Entlassung aus dem Krankenhaus liegt bei etwa 8% und schwankt je nach Land in Europa zwischen 0% und 18%(9)(10).

user

verbessere folgende texte

user

Der Basic Life Support (BLS) gemäß der aktuellen Richtlinie des European Resuscitation Council sind die Maßnahmen, die durch die Ersthelfer direkt durchzuführen sind und beinhaltet das Feststellen des OHCA, das Alarmieren des Rettungsdienstes, die Herzdruckmassage und der Beatmung. Die Definition einen Kreislaufstillstand die sich durchgesetzt hat ist das Fehlen von Bewusstsein und das nicht vorhanden sein einer normalen Atmung(14). Direkt nach Feststellung des Kreislaufstillstand sollte der Rettungsdienst verständigt werden und mit der Herzdruckmassage sowie der Beatmung begonnen werden. Sind mehrere Ersthelfer vor Ort sollte einer der Helfer damit beauftragt werden einen automatisierter externen Defibrillators (AED) zu holen. Die Ersthelfer sollte die Herzdruckmassage und die Beatmung fortsetzen, bis der Rettungsdienst eintrifft und die Fortsetzung der lebensrettenden Maßnahmen übernimmt oder bis ein automatisierter externen Defibrillators (AED) vorhanden ist.

user

Die Ersthelfer sollte die Herzdruckmassage und die Beatmung fortsetzen, bis der Rettungsdienst eintrifft und die lebensrettenden Maßnahmen übernimmt oder bis ein automatisierter externen Defibrillators (AED) verfügbar ist, dessen Anweisungen dann zu folgen ist.

user

Die Herzdruckmassage nimmt in der Reanimation eine Schlüsselrolle ein und eine hohe Qualität dieser ist entscheidend für einen guten Outcome (6). Die Thoraxkompressionen und die Beatmung sollen im Verhältnis 30:2 erfolgen. Die Thoraxkompressionen sollten hierbei in einer Frequenz von 100-120 Kompressionen pro Minute erfolgen. Eine qualitativ hochwertige Herzdruckmassage sollte durchgehende ohne Unterbrechungen durchgeführte werden und entscheidend sind die Handposition (Mitte der Brust), die Frequenz, die Drucktiefe und die vollständige Entlastung nach einer Thoraxkompression. Auch haben mehrere Studien gezeigt das die Qualität der Herzdruckmassage steigt, wenn sie auf einem festen Untergrund durchgeführt wird (15). Bei Eintreffen eines AED ist die Herzdruckmassage auch währende des Klebens der Elektroden weiterzuführen und danach sollte den Anweisungen des AED gefolgt werden. Die Verwendung eines AED ist von hohem Stellenwert, da bei Schockbaren Rhythmen ein zeitnaher Schock die Prognose signifikant verbessert (16). Mit Eintreffen von medizinisch Geschulten Personal wird der BLS zu dem Advanced Life Support ausgebaut.

user

verbessere: Der Advanced Life Support (ALS) bezeichnet ein erweitertes Verfahren zur verbesserten Reanimation von Patienten. Zusätzlich zu den Maßnahmen des Basic Life Support (Thoraxkompressionen und Beatmungen) werden weitere Maßnahmen im ALS eingeführt. Dazu gehören die Verabreichung von Medikamenten, die manuelle Defibrillation, die Sicherung des Atemwegs, die Optimierung der Sauerstoffversorgung und die Überwachung der relevanten Parameter des Patienten. Der grundsätzliche Ablauf des ALS mit den wichtigsten Maßnahmen ist in Abbildung 1 dargestellt.

Von zentraler Bedeutung bleiben auch im ALS die qualitativ hochwertige CPR und gegebenenfalls die Defibrillation. Daher sollte nach Anschluss des Monitorings und des Defibrillators bei möglichst kurzer Unterbrechung eine Rhythmuskontrolle erfolgen und die Entscheidung über einen Defibrillation gefällt werden (Schockbar (Ventrikuläre Tachykardie, pulslose Tachykardie); nicht Schockbar (Asystolie und pulslose elektrische Aktivität) (3).

user

bitte verbessere den text: Die Beatmung während der CPR des ALS kann mittels Beutel-Masken-Beatmung erfolgen. Im zeitlichen Verlauf kann der Umstieg auf eine supraglottische Atemwegshilfe (z.B. Larynxmaske) oder eine endotracheale Intubation sinnvoll sein. Dies bringt mehrere Vorteile mit sich, so ist eine kontinuierliche maschinelle Überdruckbeatmung möglich und es schafft personelle Kapazitäten für andere Maßnahmen. Dadurch ist keine Unterbrechung der Thoraxkompressionen für eine Beatmung notwendig. Jedoch ist ein solches erweitertes Atemwegsmanagement nach aktueller Studienlage nicht mit einem besseren Outcome verbunden. Wichtig bei der Entscheidung über einen Umstieg von der Beutel-Maskenbeatmung ist die Intubationserfahrung des durchführenden Personals und ob dies ohne relevante Unterbrechung der laufenden CPR möglich ist. Außerdem sollten während der CPR die Patienten mit maximaler Sauerstoffkonzentration beatmet werden, da so die Sauerstoffzufuhr im Körper verbessert werden kann und somit die Schäden im ZNS oder anderen Geweben vermindert werden kann (3).

user

Für eine Flüssigkeitstherapie und medikamentöse Therapie sollte eine intravenöse Venenverweilkanüle gelegt werden. Sollte dies nicht möglich sein kann ein intraossärer Zugang gewählt werden. Eine Flüssigkeitstherapie in größeren Mengen ist außer bei bestehender Hypovolämie nicht empfohlen. Die Gabe von 1mg Adrenalin sollte bei nicht schockbaren Rhythmen möglichst schnell erfolgen und bei schockbaren Rhythmen ist nach dem dritten Schock 1mg Adrenalin zu verabreichen. Danach ist eine erneute Gabe von 1mg Adrenalin alle 3-5 Minuten bis zur Beendigung der ALS empfohlen. Die Gabe von 300mg Amiodaron bei schockbaren Rhythmen sollte nach der dritten durchgeführten Defibrillation erfolgen. Eine weitere Gabe von 150mg nach dem 5ten Schock. Sollte Amiodaron nicht verfügbar sein kann alternativ auch Lidocain 100mg i.V. verwendet werden. Eine medikamentöse Thrombolyse ist nur bei Verdacht auf eine Lungenembolie durchzuführen, ansonsten besteht keine Empfehlung. Weitere Maßnahmen des ALS können z.B. der Einsatz mechanischer Geräte für die CPR, Ultraschall und extrakorporale CPR sein.

user

verbessere:

user

verbessere: Die Überlebenskette (Chain of Survival) ist ein Konzept erstmals beschrieben von F. Ahnefeld im Jahre 1968(4) zur Verbesserung der Überlebensraten bei einem OHCA, wobei jedes Kettenglied für einen zeitkritischen entscheidenden Schritt im Outcome der Reanimation des Patienten steht. Seitdem wurde die Überlebenskette mehrmals angepasst und wurde z.B. in den European Resuscitation Council (ERC) Guidelines im Jahr 2005 veröffentlicht. Die ERC-Überlebenskette beinhaltet vier Schritte: frühzeitiges Erkennen eines Herzkreislaufstillstandes und absetzen eines Notrufs, sofortige Durchführung von CPR, frühzeitige Defibrillation und schnellstmöglich erweiterte Reanimationsmaßnahmen sowie die Rehabilitation nach einem OHCA(5).

user

verbessere die nächsten texte

user

Wie beschrieben nimmt die qualitativ hochwertige CPR sowohl im BLS als auch im ALS eine zentrale Rolle ein und ist entscheidend für den Outcome des OHCA (17)(18). Bei der Laienreanimation spielt deshalb die Schulung der Bevölkerung in BLS eine Schlüsselrolle, sodass die Überlebenskette bei einem OHCA schnell und effizient begonnen wird. Für Institutionen die für die professionelle Behandlung von OHCA's zuständig sind ist hingegen neben der regelmäßigen Schulung des Personals auch eine Evaluation der Qualität und Effizienz sinnvoll. Hierfür ist es notwendig einen Standard zur Beurteilung der Qualität der CPR zu definieren.

user

verbessere: Ein Standard, wie die Daten einer Reanimation erfasst werden sollten, wurde erstmal 1990 von einer Arbeitsgruppe in Utstein entworfen und wurde als der Utstein Richtlinien benannt (19). Im Utstein Style wurden eine einheitliche Dokumentation, Nomenklatur und Definitionen von Schlüsselindikatoren während der Reanimation festgelegt, mit dem Ziel, dass eine Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Reanimationsteams möglich wurde. Außerdem sollte dadurch eine genauere Analyse der eigenen Performance der Reanimationsteams ermöglicht werden. Der Utstein Style definierte 29 Kerndaten die zur Qualitätsverbesserung erfasst werden sollten, wie das Alter der Patienten, das Geschlecht, Überleben bis zur Krankenhausentlassung, die Ursache und ob CPR durchgeführt wurde (20).

user

verbessere: Der Utstein-Stil beinhaltet jedoch keinen genauen Größen die einen Rückschluss auf die Qualität der CPR zulässt. Nachdem der hohe Stellenwert der CPR, in der Überlebenskette zunehmend erkannt wurde, und in den Guidelines berücksichtigt wurde, schlugen Kramer-Johansen et al. im Jahr 2007 eine standardisierte Erfassung von Kenngrößen der CPR-Qualität vor (4). Empfohlenen Kenngrößen sind die Tiefe der Thoraxkompression, die vollständige Entlastung des Brustkorbs nach jeder Thoraxkompression, die Kompressionsrate, Pausen von Thoraxkompressionen, sowie die Beatmung.

user

Das die Tiefe der Thoraxkompression für den Outcome einer Reanimation von Bedeutung sind konnte in mehreren Studien gezeigt werden (8)(13). Daher soll der Mittelwert der Kompressionstiefe während der gesamte Reanimation dokumentiert werden sowie der Anteil der Minuten in denen die Tiefe unter 38 mm betrug. Dies kann mittels Accelerometer (22), linear Potentiometer (23) oder einem Kraftmesser erfolgen (24)(25)

user

verbessere: Die vollständige Entlastung des Brustkorbs nach jeder Kompression zeigte einen besseren Outcome in mehreren Tiermodellen (26). Daher soll der prozentuale Anteil an nicht vollständigen Entlastungen dokumentiert werden.

user

verbesser: Die Kompressionsrate ist die Frequenz der Thoraxkompressionen in einem Kompressionszyklus. Mehrere Tiermodelle haben gezeigt das eine Frequenz von bis 120 Kompressionen pro Minute optimal in Bezug auf die Hämodynamik ist (19,20). Laut Leitlinie ist eine Frequenz von 100/min empfohlen. Daher soll der Mittelwert der Kompressionsfrequenz während der Reanimation dokumentiert werden sowie der prozentuale Anteil an Minuten in dem die Frequenz außerhalb von 90-120 Kompressionen pro Minute lag. Während der Reanimation kommt es zu Pausen der Thoraxkompressionen (z.B. Beatmung, Rhythmuskontrolle). Durch diese würde es zu einer Verfälschung der berechneten Kompressionsrate kommen und sie müssen daher berücksichtigt werden. Als Pause wurde eine Unterbrechung von Thoraxkompressionen über 1,5 Sekunden definiert. Für die Messung der Thoraxkompressionen können entweder ein Accelerometer oder das über die Pads des Defibrillators abgeleitete EKG- oder Impedanzsignal verwendet werden (21,22). Die Dokumentation der Pausen ist ebenfalls empfohlen, da sie entscheidend für den Outcome sind (8). Hierfür soll die kumulative Pausenzeit während der gesamten Reanimation, der Anteil der gesamten Pausenzeit bezogen auf die Reanimationsdauer und die Pausen direkt vor und nach einer elektrischen Defibrillation erfasst werden. Besonders kritisch sind Pausen vor und nach der elektrischen Defibrillation(23,24).

user

verbessere: Für die Beatmung sollte die mittlere Beatmungsfrequenz, der Anteil an Minuten in denen über 15-mal pro Minute beatmet wurde und der Anteil an Minuten in denen nicht beatmet wurde. Eine Erfassung der Beatmungsfrequenz ist relevant, da eine Überbeatmung zu einem erhöhten Thoraxinnendruck und in der Folge zu einer verminderten Perfusion der Koronararterien führen kann (33). Für die Erfassung der Beatmungsfrequenz können die Kapnographie, Spirometrie oder die Impedanz verwendet werden