

# Signalabtastung und Signalübertragung am Beispiel eines mobilen EKG Monitors

## *Kontaktmöglichkeit:*

Verantwortlicher Hochschulmitarbeiter:

Dipl.-Ing. Richard Hohmuth

[richard.hohmuth@tu-dresden.de](mailto:richard.hohmuth@tu-dresden.de)

## 1 Versuchsinhalt

Die Studierenden entwickeln in diesem Versuch ein funktionsfähiges mobiles Messsystem für die Aufnahme des eigenen Elektrokardiogramms. Schwerpunkte dabei sind:

- prototypischer Aufbau eines mobilen Messgerätes
- praktischer Umgang mit der Abtastung von analogen Signalen
- Übertragung von Daten an einen Computer mittels USB
- Ankopplung an eine Webapplikation mittels Bluetooth Low Energie

Dieses Praktikum vermittelt Wissen zu folgenden Fragestellungen:

- Worauf muss bei der Abtastung eines Signals geachtet werden?
- Wie ist mit physikalischen Einheiten bei der Analog-Digitalwandlung umzugehen?
- Wie können Daten mit Bluetooth Low Energy übertragen werden?

Für das Erlernen der Programmierung von Mikrocontrollern ist die praktische Anwendung entscheidend. Zu Beginn gibt es einen ersten Termin, bei dem das Praktikum besprochen und die Grundlagen für die Arbeit erläutert werden. Dann arbeiten Sie selbstständig an der Bewältigung der Praktikumsaufgabe. In der Mitte der Bearbeitungszeit werden die Fragen aller Teilnehmenden gesammelt in einer Konsultation besprochen. Am Ende des Praktikums stellen Sie Ihre Ergebnisse in einer Abschlusskonsultation inkl. eines Kolloquiums Ihrem Praktikumsbetreuer vor.

Voraussetzungen:

Für die Durchführung des Praktikums benötigen Sie einen Laptop mit der aktuellen Version von Google Chrome und die Arduino IDE.

Weitere Unterlagen und Dateien für die Bearbeitungen des Praktikums finden Sie unter: [ZIH Cloudstore](#) (PW: KYo4sre7FR)

## 1.1 Ablauf des Praktikums

1. Sie melden sich als Gruppe für das Praktikum an und arbeiten sich in die Grundlagen der Aufgabenstellung ein.
2. Sie besuchen eine der angebotenen Einführungsveranstaltungen. Im Anschluss an die Einführungsveranstaltung:
  - a. Lesen Sie die Arbeits- und Brandschutzbelehrung und unterschreiben diese.
  - b. Nehmen Sie die Hardware entgegen.
  - c. Vereinbaren Sie einen Abgabetermin für das Praktikum. ([Dudle Terminvereinbarung](#))
3. Arbeiten Sie sich in die Programmierung ein und setzen Sie als Team die Aufgabenstellungen um. Jedes Mitglied Ihres Teams soll in der Lage sein mit der Soft- und Hardware arbeiten zu können.
4. Für Fragen können Sie sich an Ihren Praktikumsbetreuer wenden. Es besteht die Möglichkeit individuelle Konsultationen zu vereinbaren.
5. Sie finalisieren Ihre Arbeit, und schreiben ein kurzes Protokoll über den Versuch. Zum vereinbarten Abgabetermin bringen Sie die geliehene Hardware zurück an das IBMT.
6. Es erfolgt eine Abschlusskonsultation mit Kolloquium. Die Fragen des Kolloquiums beziehen sich auf die Grundlagen des Praktikums. Es wird Wert auf Verständnis der Abtastung von analogen Signalen und auf die Analog-Digitalwandlung gelegt.

## 1.2 Schwerpunkte Kolloquium

Zur Vorbereitung auf das Kolloquium finden Sie in Kapitel 4 Kontrollfragen.

Die Schwerpunkte des Kolloquiums sind:

- Grundlagen des Elektrokardiogramms
- Serielle Datenübertragung
- Funktionsweise der USB-Schnittstelle
- Datenübertragung mit Bluetooth Low Energy

## 1.3 Inhalte Protokoll

- Dokumentieren Sie Ihre Arbeitsschritte und Ergebnisse.
- Beschreiben Sie die Signalverarbeitung vom analogen zum digitalen Signal
- Worin unterscheiden sich die Signale über dem kabelgebundenen seriellen Monitor und die beiden Signale der Bluetooth Schnittstelle?
- Welche Funktionen sollten nach Ihrem Verständnis im Anschluss an Ihre Arbeit implementiert werden?

Bewertung

Es können insgesamt 10 Punkte erreicht werden. Diese verteilen sich wie folgt:

	Punkte
Kolloquium	5
Durchführung	3
Protokoll	2

*Hinweis: Das EKG wird im Versuch nicht weiter behandelt. Es dient als typisches Beispiel für ein komplexes elektrisches Biosignal. Bitte geben Sie aufgrund des Datenschutzes im Protokoll nicht an, von wem das EKG abgeleitet wurde. Die Praktikumsbetreuenden haben keine medizinische Ausbildung und sind deshalb auch nicht in der Lage Ihr EKG klinisch einzuordnen. Das eingereichte EKG wird kann deshalb nicht auf das Vorliegen von pathologischen Veränderungen hin untersucht werden.*

*Hinweis: Bitte verbinden Sie sich nicht mit dem EKG-Monitor, wenn der Arduino oder Ihr Computer mit einem Kabel an das Stromnetz angeschlossen ist. Andernfalls besteht die Gefahr eines elektrischen Schlags und Schäden für Ihre Gesundheit.*

*Hinweis: Das Gerät ist mit einem Lithium Polymer Akkumulator ausgestattet. Diese Akkumulatoren können bei falscher Nutzung explodieren oder brennen. Um eine Gefährdung auszuschließen, lagern Sie die Akkus deshalb immer getrennt von dem Mikrocontroller. Vermeiden Sie eine Über- oder Tiefenentladung des Akkumulators, ebenso Kurzschlüsse und Verpolung. Kontaktieren Sie Ihren Praktikumsbetreuer, falls ihr Akkumulator beschädigt wird oder sich aufblähen sollte.*

## 1.4 Stückliste

S1	Arduino	Mikrocontrollerboard Arduino MKR WIFI 1010 mit BLE, WiFi
S2	Analog Frontend (AFE)	Breakoutboard Sparkfun AD 8232 Analog Frontend für EKG
S3	Steckplatine	
S4	Steckbrücken	
S5	Mikro USB-Kabel	Stromversorgung für Arduino und Signalübertragung
S6	Bluetooth Low Energy Dongle	Adapter für PCs ohne integriertes Bluetooth Radio
S7	Akku	Li-Po-Akku für mobilen Einsatz

## 2 Grundlagen

### 2.1 Messaufbau

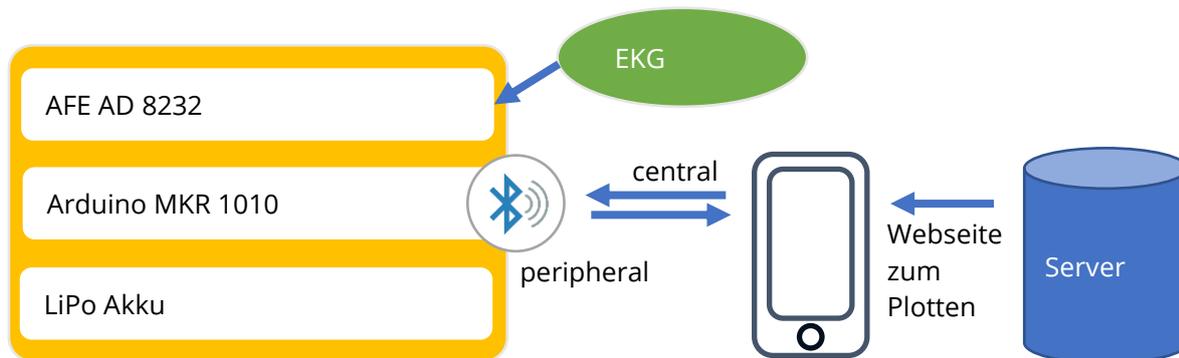


Abbildung 2.1 Schema des Versuches.

Der Aufbau des Praktikums lässt sich anschaulich in die in Abbildung 2.1 dargestellten Gruppen gliedern. Hardwareseitig besteht der Messaufbau aus dem Board um den AD8232, einem Arduino WIFI MRK 1010 und einen Lithium Polymer Akku. Sie werden in diesem Praktikum hauptsächlich mit diesen Komponenten arbeiten.

Das Praktikum umfasst ebenso die drahtlose Datenübertragung mittels Bluetooth Low Energy (BLE). Hierfür benötigen Sie ein grundlegendes Verständnis des BLE-Standards. Interessierte Studierende sind angehalten sich vertiefend mit der BLE-Spezifikation zu beschäftigen.

Für die Plattformunabhängigkeit haben wir das Anzeigen der Daten in einer JavaScript Webapplikation umgesetzt. Die Webentwicklung ist nicht Gegenstand des Praktikums, fühlen Sie sich aber auch hier ermutigt sich mit Webentwicklung zu beschäftigen. Für Übungszwecke und zur Weiterentwicklung stellen wir Ihnen die entsprechenden Dateien zur Verfügung. Wie Sie sehen, bieten sich hier gute Möglichkeiten zur Entwicklung plattformunabhängiger User-Interfaces.

## 2.2 Hardware

### 2.2.1 Arduino MKR WIFI 1010

Beim Arduino MKR WIFI 1010 handelt es sich um ein leistungsfähiges Entwicklungsboard, das eine Vielzahl von Funktionen anbietet und direkt über die Arduino IDE programmiert werden kann. In diesem Praktikum wird deshalb dieses System eingesetzt.

Herzstück des Arduino MKR ist ein 32-Bit SAMD21 Mikrocontroller mit einer Taktrate von 48 MHz. Die Bluetooth-Funktionalität wird durch ein uBlox Nina W102 Modul bereitgestellt, welches sich auf der Platine des Arduinos befindet. Ihr Code wird dabei auf dem SAMD21 ausgeführt. Dieser übernimmt die Kommunikation mit dem BLE Radio. Außerdem ist eine Schnittstelle für einen Lithium Polymer Akku integriert, wodurch sich dieses Board gut als Prototyp für mobile Geräte eignet.

Zur Kommunikation Ihres Computers mit dem Arduino wird die Universal Serial Bus (USB) Schnittstelle des Arduinos verwendet. Sie erlaubt das Hochladen eines neuen Programms auf den Mikrocontroller, sowie den Austausch von Daten zwischen Mikrocontroller und Computer über eine virtuelle serielle Schnittstelle (COM-Port).

## 2.2.2 EKG Schaltung Sparkfun AD8232

Für die Ableitung des EKGs wird das von Sparkfun entwickelte EKG-Board (Abbildung 2.2) mit dem integrierten Schaltkreis AD8232 genutzt. Das EKG muss vor der Verstärkung gefiltert werden. Dieses Board kombiniert die Filterung und Verstärkung von bipolar abgeleiteten Biosignalen, wie etwa einem EKG und gleichzeitiger Gleichtaktunterdrückung.

Zusätzlich implementiert der AD8232 einen Schaltkreis, der detektiert ob die Ableitungen kontaktieren (lead off detection). Insgesamt wird eine Verstärkung des Eingangssignals um den Faktor 1100 durch das EKG-Board umgesetzt. Die Ausgangsspannung des AD8232 hat einen Wertebereich von 0 bis 3,3 V. Durch die Gleichtaktunterdrückung wird die Ausgangsspannung bei Signalen ohne AC-Anteil in die Mitte des Wertebereichs gelegt. Eine Signalamplitude von 1 mV führt zu einer Ausgangsspannung von 2,75 V.

$$U_a = G \cdot (U_{in+} - U_{in-}) + \frac{V_{cc}}{2}$$

$U_a$ : Ausgangsspannung

$G$ : Verstärkung

$U_{in+/-}$ : positive/negative Eingangsspannung

$V_{cc}$ : Versorgungsspannung

*Hinweis: Das Board wird vom Arduino nur richtig erkannt, wenn initial keine EKG-Elektroden angeschlossen sind. Falls das Board nicht erkannt wird, ziehen sie die EKG-Kabel aus dem Board und starten den Arduino neu.*

*Hinweis: Das Board benötigt drei Elektroden, um zu funktionieren. Wobei das Potential aber nur zwischen zwei Elektroden abgeleitet wird. Die dritte Elektrode dient der internen Gleichtaktunterdrückung im AD8232. Eine mögliche Position der Elektroden können Sie Abbildung 2.3 entnehmen.*

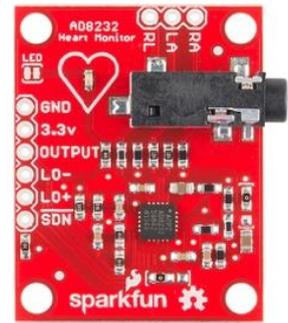


Abbildung 2.2 EKG Messverstärker AD8232

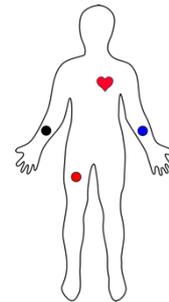


Abbildung 2.3 mögliche Ableitungspositionen.



## 2.3.2 Übertragung via Bluetooth Low Energy

Bei der drahtlosen Bluetooth-Technologie handelt es sich um ein Wireless Personal Area Network (WPAN). Sie operiert im 2,4 GHz ISM Frequenzband. Ab Bluetooth Version 4.0 wird zusätzlich zum so genannten „Bluetooth Classic“ auch der Protokollstapel „Bluetooth Low Energy (BLE)“ eingeführt, der den Funktionsumfang von Bluetooth um Protokolle zur energiesparenden Datenübertragung ergänzt. Beide Systeme umfassen Geräteerkennung, Verbindungsaufbau und Verbindungsmechanismen. Die Basic Rate bietet synchrone und asynchrone Verbindungen mit Datenraten von 721,2 Kb/s für Basic Rate, 2,1 Mb/s für Enhanced Data Rate (EDR) und Hochgeschwindigkeitsbetrieb bis zu 50 Mb/s.

BLE wurde als Standard für mobile Geräte entwickelt und eignet sich beispielsweise gut für Internet of Things (IoT) Anwendungen, die entweder mit einer autarken Energieversorgung arbeiten oder bei denen das Wartungsintervall der Energiequelle möglichst lang sein muss. Das BLE-System ist besonders für Anwendungen mit niedrigeren Datenraten mit hohen Zykluszeiten ausgelegt. Das BLE-System bietet eine theoretische Datenrate von 1 Mb/s. Aktuell ist BLE in praktisch jedem Smartphone verfügbar.

### 2.3.2.1 Generic Access Profile (GAP)

In diesem Praktikum wird die BLE-Spezifikation 4.2 genutzt. Wenn Sie später mit einer neueren Version von BLE arbeiten werden Sie feststellen, dass das Protokoll einige nützliche Erweiterungen bekommen hat. Für das erste Verständnis ist die Spezifikation 4.2 aber völlig ausreichend. Grundsätzlich funktioniert BLE wie ein schwarzes Brett, an dem Informationen „ausgehangen“ (advertised) werden. Andere Geräte können diese Informationen abrufen, anfragen oder abonnieren.

Um BLE zu nutzen, muss zuerst das Generic Access Profile (GAP) besser verstanden werden. Im GAP werden die Rollen von BLE-Geräten, die Verbindungstypen, die Art und Weise wie eine Verbindung aufgebaut wird sowie Sicherheit definiert.

BLE-Geräte können die folgenden Rollen einnehmen:

- Broadcaster: ein Gerät, das Advertisements (Aufmerksamkeitshinweise) aussendet und keine Pakete empfängt oder Verbindungen von anderen zulässt.
- Observer: ein Gerät, das anderen beim Aussenden von Advertisements zuhört, aber keine Verbindung mit dem Sender initiiert
- Central: ein Gerät, das andere Geräte, die Advertisements aussenden, entdeckt und zuhört. Eine Zentrale kann sich mit einem Gerät verbinden, von dem es Advertisements empfängt.
- Peripheral: ein Gerät, das Advertisements sendet und Verbindungen von Centrals akzeptiert.

Ein einziges Gerät kann mehrere Rollen zur selben Zeit besitzen. Ein Smartphone kann gegenüber einem Computer als Peripheral auftreten und gleichzeitig als Observer Daten von unterschiedlichen Sensoren empfangen, während es beispielsweise mit einem Sensor als Central verbunden ist.

Die ersten beiden Rollen erlauben keine Verbindung. Der Broadcaster erfährt nicht, ob seine Nachricht von keinem, einem oder einer großen Anzahl von Observern empfangen werden. Diese Rollen bieten keine Sicherheit für die Daten.

Zwischen Central und Peripheral wird im Gegensatz dazu eine verschlüsselte Verbindung aufgebaut. Außerdem wird zugesichert, dass Pakete korrekt zugestellt werden.

### 2.3.2.2 Generisches Attributprofil (GATT)

GATT Übertragungen sind in BLE geschachtelte Objekte die Profiles genannt werden. Ein Profil kann mehrere **Services** und die zugehörigen **Characteristics** beinhalten.

Im Profil eines BLE-Gerätes werden alle Services gesammelt. Beispielsweise gibt es das Heart Rate Profile, das den Heart Rate Service und den Device Information Service kombiniert.

Services werden genutzt, um Daten in logische Einheiten zu unterteilen. Diese Einheiten heißen Characteristics. Ein Service kann mehrere Characteristics besitzen. Jeder Service eines Profiles besitzt eine 16-Bit UUID für Services die offiziell unterstützt werden oder eine 128-Bit UUID für custom Services. Der Heart Rate Service hat bspw. die UUID 0x180D und beinhaltet drei Characteristics: Heart Rate Measurement, Body Sensor Location und Heart Rate Control Point. Die

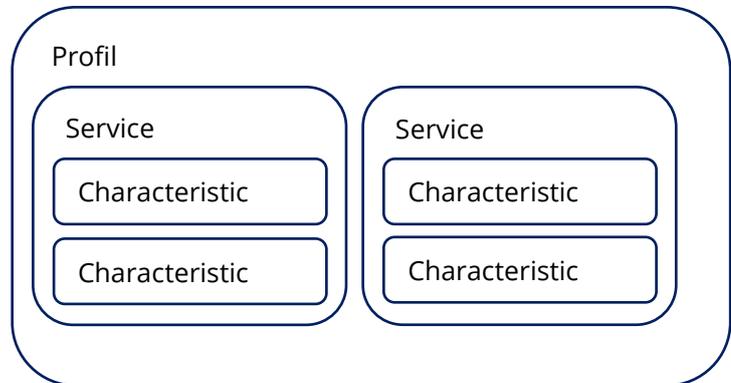


Abbildung 2.5 GATT Protokoll Beispiel.

Characteristic bildet das niedrigste Level eines Profiles und enthält einen einzelnen Datenpunkt.

## 2.4 Visualisierung der Signale über eine mobile Webapp

Die Ausgabe der Daten erfolgt auf einem Endgerät mit Bluetooth Radio und Webbrowser. Die Anzeige ist als HTML-Website mit eingebettetem Java Script programmiert. Dadurch wird eine plattformunabhängige Nutzung ermöglicht. Eine Anzeige ist damit sowohl am PC, Mac unter Ubuntu, oder auch auf einem Smartphone möglich. Da sich Web Bluetooth noch in der Entwicklungsphase befindet lässt sich der Dienst bisher nur mit dem Browser Google Chrome nutzen.

Die HTML-Seite bildet das Gerüst der Website, hier sind die anzuzeigenden Elemente beschrieben. Im Hintergrund führt der Browser Java Script aus, um die Kommunikation über Bluetooth herzustellen und in Echtzeit ein Diagramm des EKGs anzuzeigen.

*Hinweis: Sollte Sie Ihr BLE-Gerät über die Webapp nicht finden, kann es sich lohnen erst einmal mit einer Handyapp (beispielsweise nRF Connect) nach Bluetooth Geräten zu suchen. Wenn Ihr Gerät dort angezeigt wird, kann es lohnend sein, die Webseite neuzuladen, Chrome neu zu starten oder den Rechner zu rebooten.*

## 2.5 Das Elektrokardiogramm als Quellsignal

Das EKG ist ein Signal, das uns ständig umgibt. Außerdem besitzt es eine charakteristische Morphologie und ein breites Frequenzspektrum. Damit ist es gut geeignet um als Beispielsignal in einem Versuch über Analog-Digitalwandlung zu fungieren.

Eine erregte Herzmuskelfaser ist an ihrer Zelloberfläche im Gegensatz zu einer unerregten Faser elektronegativer. Während des Erregungsablaufes entstehen daher in der Herzmuskulatur zwischen den erregten und den unerregten Zellen Potentialdifferenzen. In der Umgebung der Herzmuskulatur bereitet sich ein elektrisches Feld aus. So lassen sich die vom Herzen ausgehenden Potentialänderungen an definierten Orten der Körperoberfläche als Elektrokardiogramm (EKG) erfassen (der Mediziner sagt: ableiten). Die Form des Elektrokardiogramms ist vom Erregungsablauf im Herzen und von den jeweils gewählten

Ableitformen, d.h. den Elektrodenpositionen auf der Körperoberfläche, abhängig. Abbildung 2.6 zeigt den charakteristischen Spannungsverlauf des EKG. Der EKG-Verlauf enthält Zacken und Wellen mit positiver oder negativer Ausschlagrichtung. Sie werden mit den Buchstaben P bis U bezeichnet. Der Abstand zwischen zwei Zacken heißt Strecke. Zacken und Strecken werden zu Intervallen zusammengefasst, deren Dauer die zugehörige Zeit angibt. Die Nulllinie des EKG entspricht der isoelektrischen Linie. Die Zeit zwischen zwei aufeinander folgenden R-Zacken in Sekunden umfasst eine Herzperiodendauer (HPD), aus der sich die momentane Herzfrequenz (HF) errechnet.

Die einzelnen EKG-Abschnitte besitzen für die Diagnostik der elektrischen Phänomene der Herzerregung große Bedeutung, da die Zacken und Wellen des EKG in Beziehung zum Erregungsablauf im Herzen stehen (Abbildung 2.6), z.B. entsteht die QRS-Gruppe durch die Erregungsausbreitung in den beiden Herzkammern. In der Elektrokardiographie werden verschiedene Ableitungssysteme (Erfassungsstrukturen) verwendet. Das EKG registriert in jeder Ableitung prinzipiell die gleiche elektrische Aktivität des Herzens. Da die elektrische Aktivität aus verschiedenen Positionen registriert wird, haben die Zacken und Wellen des EKG in jeder Ableitung ein unterschiedliches Aussehen. Dabei befinden sich die Elektroden an den Extremitäten und auf der Brustwand. Die von der Körperoberfläche erfassten EKG-Spannungen liegen bei max. 1 mV.

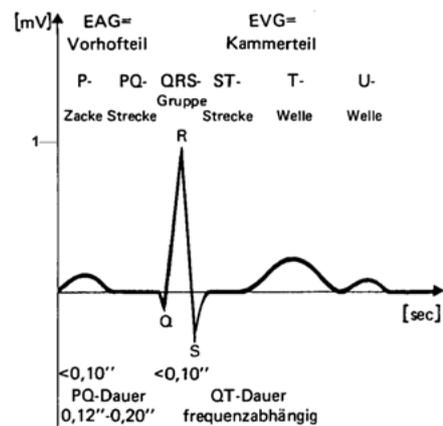


Abbildung 2.6 EKG schematisch.

In diesem Versuch werden bevorzugt die Ableitungen nach Einthoven genutzt. Diese Positionen der Ableitung sind eine wichtige Konvention aus der Medizin. Prinzipiell kann die elektrische Erregung des Herzens aber überall auf der Körperoberfläche registriert werden.

Bei den als Standardableitungen nach Einthoven bezeichneten Ableitungen werden die Potentialänderungen zwischen jeweils zwei Extremitäten-Elektroden registriert. Es werden die drei Ableitungen I, II, III (siehe Abbildung 2.7) verwendet:

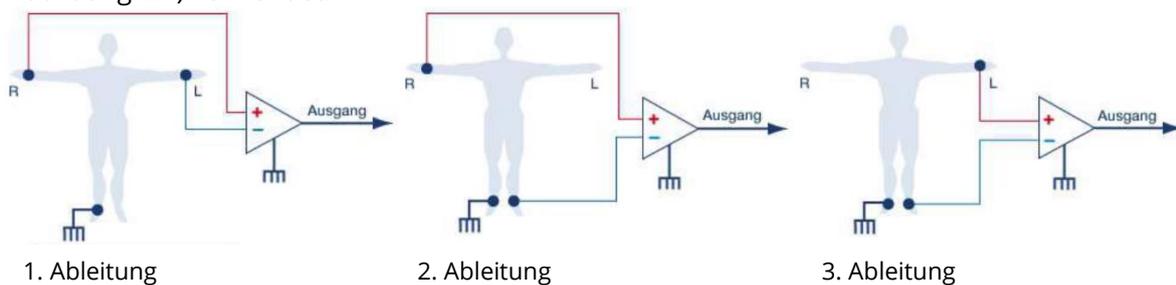


Abbildung 2.7 EKG-Ableitungen nach Einthoven.

## 3 Aufgaben

Der Aufbau Ihres Versuchs geschieht in verschiedenen Arbeitsteilen. Zuerst wird die Grundschialtung aufgebaut und mit einer seriellen Übertragung an einen Computer getestet. Wenn Sie einen Laptop nutzen, der galvanisch vom Netz getrennt ist, können Sie hier zum ersten Mal im Versuch Ihr EKG messen. Anschließend implementieren Sie die Bluetooth Verbindung und senden die Signale, wie Sie es auch über den seriellen Monitor gemacht haben, via Bluetooth Low Energy. Um eine hohe Signalqualität zu gewährleisten, implementieren Sie weiterhin die Übertragung des Zeitstempels. Leiten Sie ein EKG von sich ab, dokumentieren Sie die Signale im Protokoll und beschriften Sie die Achsen. Vorlagen für die jeweiligen Aufgaben finden Sie unter [ZIH Cloudstore](#) (PW: KYo4sre7FR).

### 3.1 Aufbau der Grundschialtung (A1)

Das vom Körper abgeleitete elektrische Signal wird zunächst zu dem Analog Frontend (AFE) AD8232 übertragen. Dieser IC dient der Signalvorverarbeitung. Die Schaltung integriert einen Filter und einen Operationsverstärker zur Extraktion von Biosignalen, wie zum Beispiel dem EKG. Das verstärkte Signal wird, wie in Abbildung 3.1 gezeigt, an den Analog-Digital-Wandler (ADC) des Arduino auf Pin A1 weitergeleitet. Die Auflösung des ADC beträgt 12-Bit, und der Eingangsspannungsbereich 0 bis 3,3 V. Zusätzlich verfügt das AFE (S2) über eine Leads-Off Detektion (LO+, LO-), zur Erkennung, ob die die Elektroden an das AFE (S2) angeschlossen sind. Die Leads-Off Detektion werden an die digitalen Eingänge 10 und 11 angeschlossen.

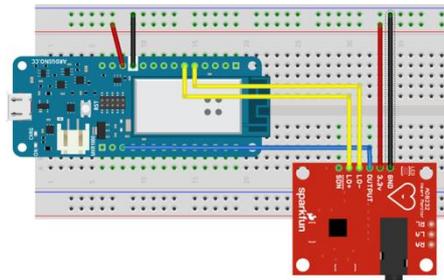


Abbildung 3.1 Aufbau der Schaltung.

Erstellen Sie ein Programm, so dass Sie den Pin A1 abtasten und das gemessene Signal an die serielle Schnittstelle der Arduino IDE übertragen. Nutzen Sie den seriellen Plotter, um das Signal grafisch darzustellen. ([Hinweise zum Darstellen des EKGs im seriellen Plotter finden Sie am Ende der Anleitung.](#))

*Hinweis: Vor dem Hochladen des Programms von Ihrem Computer auf den Arduino müssen Sie innerhalb der Arduino IDE den „Arduino MKR Wifi 1010“ hinzufügen. Sie können dies unter Werkzeuge → Board → Boardverwalter tun.*

*Hinweis: Die Auflösung des ADCs beträgt voreingestellt nur 10 Bit. Sie können die Auflösung mit dem Befehl `analogReadResolution(12)` auf 12 Bit erhöhen.*

Beantworten Sie die folgenden Fragen in Ihrem Protokoll:

Wie viele Messwerte übertragen Sie pro Sekunde an den Computer?

Welche physikalische Einheit besitzt das übertragene Signal? Wie muss die Achsenbeschriftung lauten? Beachten Sie die Signalverarbeitungskette! Dokumentieren Sie Ihre Ergebnisse mit Lösungsweg!

*Hinweis: Verbinden Sie sich nur mit den EKG-Elektroden, wenn Ihr Computer vom Netz getrennt ist.*

## 3.2 Senden der Pakete über Bluetooth (A2)

Implementieren Sie jetzt die Bluetooth Verbindung zwischen dem Arduino und Ihrem Computer. Gehen Sie dabei wie folgt vor:

1. Installieren Sie innerhalb der Arduino IDE folgende Bibliotheken (Werkzeuge → Bibliotheken verwalten)
  - a. ArduinoBLE
  - b. Chrono
2. Initialisieren Sie das BLE-Gerät
3. Ändern Sie den Gerätenamen zu "ECGprojectIBMT"
4. Setzen Sie den BLE-Service die UUID "4fafc201-1fb5-459e-8fcc-c5c9c331914b"
5. Fügen Sie dem Service eine Characteristic mit der UUID "4fafc201-1cc4-e7c1-c757-f1267dd021e8" hinzu
6. Fügen Sie den erstellten Service dem BLE-Gerät hinzu
7. Schreiben Sie der BLE-Characteristic einen Initialwert „0“ zu
8. Aktivieren Sie das „advertising“ des BLE-Geräts
9. Fragen Sie in definierten Zeitabständen den Wert des EKG-Signals ab und schreiben diesen der BLE Characteristic zu.

Als Referenz nutzen Sie bitte „Vorlage\_A2.ino“.

Zur Verbindung mit Ihrem Computer können Sie die bereitgestellt Webapplikation nutzen.

### Hinweise zum Protokoll:

Dokumentieren Sie Ihre Ergebnisse und vergleichen Sie dies mit Aufgabe 3.1.

### 3.3 Integrieren Sie den Abtastzeitpunkt in die Characteristic (A3)

Wie Sie in Aufgabe 3.2 gesehen haben, gibt es mit der Übertragung als Characteristic Probleme. Grundsätzlich muss also darauf geachtet werden, dass ein Wert immer mit dem Zeitpunkt der Abtastung verbunden ist.

Sie können bereits einen Wert als Characteristic übertragen. Allerdings ist unbekannt, wann dieses Signal abgetastet wurde. Deshalb soll der Characteristic des Messwerts der Aufnahmezeitpunkt hinzugefügt werden. Dazu können Sie die Characteristic als Datencontainer betrachten.

Senden Sie die Spannung am Eingang des AFE und den Zeitstempel als Byte Array in folgender Form:

Byte	0	1	2	3	4	5	6	7
Inhalt	Zeit[0]	Zeit[1]	Zeit[2]	Zeit[3]	Spannung[0]	Spannung[1]	Spannung[2]	Spannung[3]

Setzen Sie dies im Code um und senden Sie die Daten via Bluetooth. Die Webapp interpretiert die empfangenen Daten entsprechend dieser Konvention.

#### Hinweise zum Protokoll:

Vergleichen Sie die Ergebnisse mit Aufgabe 2.1 und 2.2. und dokumentieren Sie Ihre Ergebnisse. Wie groß ist die maximale Zeitspanne, die mit dem eingeführten Zeitstempel gemessen werden kann? Stellen Sie eine alternative Variante für die Übertragung der Zeitinformation vor.

*Hinweis: Die Nutzung einer Characteristic als Paket soll Ihnen lediglich die Möglichkeiten aufzeigen, die bei der Entwicklung von Systemen der Mikrorechentechnik bestehen. In praktischen Anwendungen sollten Sie immer erst nach standardisierten Datentypen und Protokollen suchen, bevor sie ein eigenes Paket definieren.*

### 3.4 Extraktion der Herzrate und Implementierung von Standard BLE-Services (A4)

In Abschnitt 2.3.2.2 wird bereits das GATT-Profil behandelt. Im Gegensatz zu den in den Teilaufgaben A2 und A3, sollen in dieser Aufgabe die Standard BLE-Services Battery Service und Heart Rate Service genutzt werden. Das GATT-Profil legt dabei den Aufbau der Services und den dazugehörigen Characteristics fest. Durch die Standardisierung im GATT-Profil wird die Kompatibilität zu anderen BLE fähigen Geräten erleichtert.

Der Battery Service ("180F") fordert die Existenz der Battery Level Characteristic ("2A19"), welche den Batterieladestand in Prozent angibt. Die Berechnung der Batterieladestands kann mit tiefgreifenden mathematischen Modellen präzise dargestellt werden. Im Rahmen dieses Praktikums soll jedoch lediglich die Spannung der Batterie linear über einen Bereich von 3,5 V bis 4,2 V linear aufgetragen werden, wobei 3,5 V gleich 0 % Ladestand entsprechen und 4,2 V entsprechen 100 % Ladestand. Die Spannung der Batterie kann mittels der analogRead Funktion am Pin ADC\_BATTERY gemessen werden, siehe Abbildung 9. Der Messung ist ein Spannungsteiler vorgeschaltet mit den Werten  $R1 = 330 \text{ k}\Omega$  und  $R2 = 1 \text{ M}\Omega$ .

Eine Anleitung zur Berechnung des Batterieladestandes<sup>1</sup> und dem Battery Service<sup>2</sup> sind in der offiziellen Arduino Dokumentation zu finden.

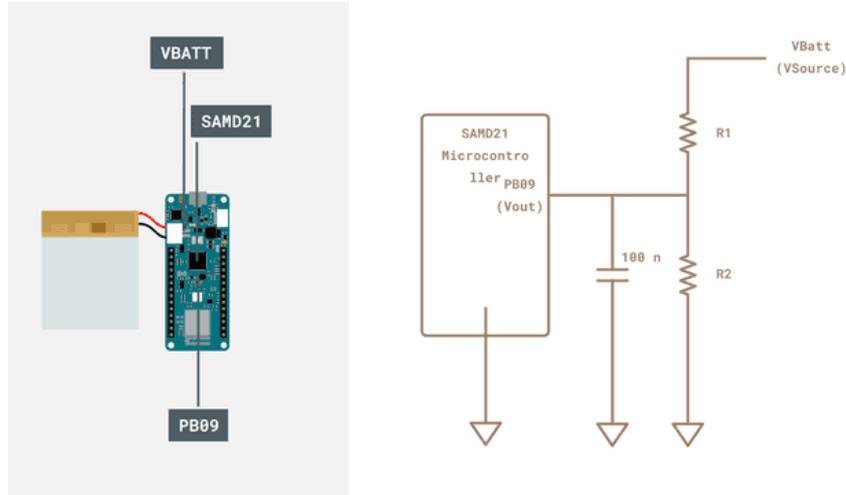


Abbildung 9 Spannungsmessung für die Batterieladestandsmessung.

Die Herzrate soll in Echtzeit aus dem erfassten EKG ermittelt werden. Hierfür bietet sich der Pan-Tompkins-Algorithmus<sup>3</sup> an, der eine echtzeitfähige Filterung des EKGs durchführt und dynamisch den Schwellwert zur Detektion des QRS-Komplexes festlegt.

Eine Implementierung für Arduino ist auf Github<sup>4</sup> frei zugänglich und kann zur Extraktion der Herzrate aus dem EKG genutzt werden. Die Herzrate ist in Schlägen pro Minuten angegeben und kann so der Heart Rate Measurement Characteristic („2A37“) übergeben werden, welcher Teil des Heart Rate Service („180D“) ist. Eine Anleitung zur Implementierung des Heart Rate Service<sup>5</sup> kann der offiziellen Arduino Dokumentation entnommen werden.

<sup>1</sup> <https://docs.arduino.cc/tutorials/mkr-wifi-1010/mkr-battery-app-note/>

<sup>2</sup> <https://docs.arduino.cc/retired/library-examples/curie-ble/Genuino101CurieBLEBatteryMonitor/> (Dieses Beispiel verwendet eine andere BLE-Bibliothek, die Einrichtung der Services und Characteristics erfolgt analog zur A2 und A3)

<sup>3</sup> <https://doi.org/10.1109%2FTBME.1985.325532>

<sup>4</sup> [https://github.com/blakeMilner/real\\_time\\_QRS\\_detection/tree/master](https://github.com/blakeMilner/real_time_QRS_detection/tree/master)

<sup>5</sup> <https://docs.arduino.cc/retired/library-examples/curie-ble/Genuino101CurieBLEHeartRateMonitor/> (Dieses Beispiel verwendet eine andere BLE-Bibliothek, die Einrichtung der Services und Characteristics erfolgt analog zur A2 und A3)

Zusammenfassung:

1. Messen Sie den aktuellen Ladestand der Batterie in Prozent in einem linearen Bereich zwischen 3,5 V und 4,2 V. Übergeben Sie diesen Wert in regelmäßig in sinnvollen Zeitabständen über das Standard GATT-Profil Battery Service ("180F") und Battery Level Characteristic ("2A19").
2. Extrahieren Sie die Herzrate mit Hilfe eines geeigneten Algorithmus aus dem EKG. Übergeben Sie diesen Wert in sinnvollen Zeitabständen über das GATT-Profil Heart Rate Service („180D“) und Heart Rate Measurement Characteristic („2A37“).

Hinweise zum Protokoll:

Beschreiben Sie Stichpunktartig die Extraktion der Herzrate aus dem EKG-Signal mit Hilfe des Pan-Tompkins-Algorithmus.

Nennen Sie mögliche Einsatzgebiete, in denen die hier ermittelten Größen Batterieladestand und Herzrate für mobile Geräte geeignet sein könnten.

## 4 Kontrollfragen

1. Beschreiben Sie die Funktionsschritte vom analogen zum digitalen Signal!
2. Erläutern Sie den Begriff Abtastrate!
3. Nach welcher Signaleigenschaft muss die Abtastrate festgelegt werden?
4. Beschreiben Sie die charakteristischen Eigenschaften des Ausgangssignals eines Analog-Digital-Umsetzer (ADC)!
5. Erläutern Sie den Unterschied zwischen ganzzahligen Datentypen und Datentypen für Gleitkommazahlen!
6. Worin unterscheiden sich synchrone und asynchrone Datenübertragung?
7. Beschreiben Sie die Datenübertragung mit Bluetooth Low Energy!
8. Was ist ein Elektrokardiogramm?

## 5 Hinweise

Mit der Arduino IDE ab Version 2.0 kann der serielle Plotter standardmäßig nur die letzten 50 Messwerte darstellen. Bei 200 Hz Abtastrate entspricht das nur 0,25 s und ist damit zu kurz für eine sinnvolle Darstellung des Herzschlags. Um dies zu ändern, müssen Sie eine Einstellung im Quellcode der Anwendung anpassen.

1. Im Verzeichnis der Anwendung: (der Pfad kann bei Ihnen ggf. abweichen)  
„C:\Users\{Nutzername}\AppData\Local\Programs\Arduino IDE\resources\app\lib\backend\resources\arduino-serial-plotter-webapp\static\js“ ist die Datei  
„main.35ae02cb.chunk.js“ enthalten.
2. Öffnen Sie diese Datei mit einem Texteditor und suchen sie mit Strg + F nach  
„U=Object(o.useState)(50)“. Ändern sie den Wert 50 zu 500.
3. Speichern Sie die Datei und starten Sie die Arduino IDE neu.