
Laborationsrapport

Elektrokardiografi

Thedin Olsson Tove
Ybring Alexander

Medicin för Tekniker, Grupp 30

December 2020

Sammandrag

Hjärt-och kärlsjukdomar är idag den vanligaste dödsorsaken i Sverige [2] och att kunna undersöka hjärtats aktivitet är därför av största vikt [1]. Detta kan göras med ett EKG som registrerar hjärtats depolarisation respektive repolarisation och följaktligen dess kontraktionsfaser. I den här laborationen gjordes ett EKG med hjälp av siliver/silverkloridelektroder, NI ELVIS och NI DAQ, BNC-kablar, Operationsförstärkare TLC072 och isolationsförstärkare ISO124, EKG-signalberedare samt programvaran labVIEW. Ett EKG vid vila gjordes samt ett EKG vid armrörelse. Armrörelsen gav utslag på EKGt då den elektriska aktionspotentialen som genererade armrörelsen störde de elektriska impulserna från hjärtat.

Innehållsförteckning

1	Introduktion	1
2	Metod	2
2.1	Mätuppställning	2
2.2	Genomförande	2
2.3	Analys	3
3	Resultat	4
3.1	P-QRS-T-Komplexet	4
3.2	Test av signalberedarens utsignal	5
3.3	EKG	6
4	Diskussion	7
5	Slutsatser	8
	Referenser	9

1 Introduktion

Hjärt- och kärlsjukdomar är idag den vanligaste dödsorsaken i Sverige [2]. För att kunna identifiera dessa sjukdomar i tid har det länge eftersträövats metoder som kan mäta hjärtats aktivitet [1]. År 1887 lanserade Augustus Waller det första elektrokardiogrammet, EKGt, som kunde mäta elektriska signaler från ventrikulära sammandragningar i hjärtat. Ett EKG visar ett diagram av hjärtats aktivitet som en funktion av tiden. Detta mättes med en kapillärelektrometer och elektroder fastsatta på bröstet och ryggen på en människa. Än idag används hjärtats elektriska signaler för att mäta dess aktivitet.

I dagens EKG registrerar elektroderna hjärtats aktivitet genom att mäta potentialvariationer i kroppen [1]. Då biosiganlen är mycket liten används en krets för analoga signalkonditioneringar för att förstärka signalen. Ett datainsamlingssystem digitaliserar och signalbehandlar sedan den analoga signalen. [1]

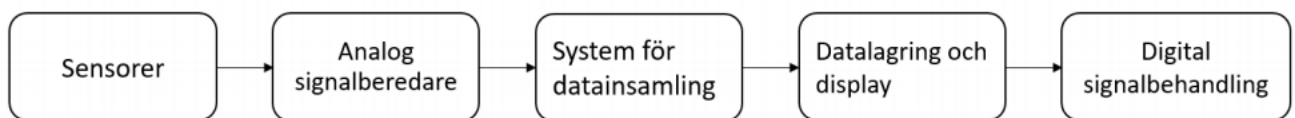
Syfte

Laborationens syfte är att öka förståelsen kring hur ett EKG är uppbyggt, hur det fungerar med avseende på biosignaler samt undersöka vilka faktorer som kan påverka hjärtfrekvensen genom att själva genomföra en mätning.

Denna rapport ämnar därför till att beskriva hur ett EKG fungerar, utreda vilka faktorer det var som påverkade hjärtfrekvensen samt presentera mätvärden och analysera hur dessa hänger samman.

2 Metod

Den använda metoden för att mäta EKG representeras översiktligt i Figur 1



Figur 1: Signal förvärv

2.1 Mätuppställning

Den digitala och analoga utrustningen som användes var följande:

- Silver/Silverkloridelektroder, NI ELVIS tillsammans med NI DAQ, Analog EKG-Signalberedare, BNC-Kablar, Operationsförstärkare TLC072 och Isolationsförstärkare - ISO124.

I laborationen användes en NI ELVIS vilket är en plattform utformad för datainsamling/behandling i lärandeändamål. Komponenterna i en Elvis är ett oscilloskop, en funktionsgenerator, digital multimeter, strömförsörjning, analog I/O, digital I/O och programvaran labVIEW.

Som sensorer användes Silver/Silverkloridelektroder som registrerade potentialskillnad i jonströmflöde i kroppen. Vid mätningen av hjärtats aktivitet fästes en elektrod ovanför höger bröst, en under vänster bröst och en på höger lår.

De svaga elektriska signalerna förvärvades genom en EKG-Signalberedare, ett kretskort som förstärker signalen från sensorerna (Elektroder).

2.2 Genomförande

I genomförandet av laborationen användes först funktionsgeneratorn för att generera en sinus-signal med varierande amplitud och frekvens, i syfte att testa utsignalen i (T1 & T2) som är signalberedarens två förstärkningssteg. Mätningen gjordes genom en sond som var kopplad till ELVIS-plattformens oscilloskop.

Det kontrollerades att signalen var mer förstärkt TP2 än i TP1 för frekvensen 30Hz för att säkerställa att allt var rätt inkopplat.

Därefter undersöktes förstärkningen i TP2 för ett antal varierande frekvenser (Tabell 2. i resultat) för att bekräfta att EKG-Signalberedaren förstärkte de specifika frekvenser som ligger i QRS-komplexet spektrum av frekvenser.

Efter att undersökningen av utsignalen gjordes, kopplades en isolationsförstärkaren in i avsikt att säkerställa att den inte var skadad. Att undersöka isolationsförstärkaren är ett kritiskt steg för att kunna genomföra resten av laborationen. Anledningen till detta är att en isolationsförstärkare fungerar som en elektrisk säkerhetsbarriär och skyddar därför testpersonen från direkt kontakt med strömförsörjningen.

Slutligen genomfördes ett EKG. Det genomfördes totalt två mätningar, en med inga viljestyrda rörelser respektive en med viljestyrd armrörelse.

2.3 Analys

Analysen av våra mätningar gjordes av det integrerade oscilloskopet på ELVIS-plattformen för att på så sätt grafisk representera hur spänningen varierar med tiden. Oscilloskopet var inställt på DC-mode för att kunna upptäcka en DC-förskjutning om det existerade.

För att möjliggöra en analys av mätdata behövdes skala och tidsram justeras på oscilloskopet, både för insignal och utsignal.

Vid mätningen av EKG anslöts även DAQets A/D-kort för att omvandla hjärtats elektriska aktivitet till en signal. Omvandlingen resulterade i att QRS-komplexet digitalt kunde representeras i programvaran labVIEW.

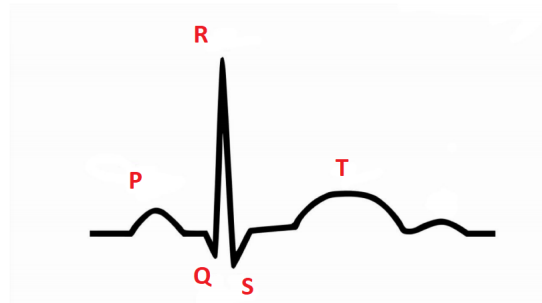
3 Resultat

3.1 P-QRS-T-Komplexet

P-QRS-T-komplexet är en kategorisering av den elektriska aktiviteten med avseende på lokalisering. Denna kategorisering består av tre vågor. P-vågen är en liten avböjningsvåg som representerar förmaksdepolarisering. Nästa våg vid namn QRS, vilket egentligen är ett vågkomplex med tre vågor, representerar ventrikulär depolarisering. T-vågen är den sista vågen och den representerar ventrikulär repolarisering [4]. PQRST-komplexet identifieras i ett EKG i samma ordning som de benämns i namnet. Detta illustreras i Figur 2.

Det spektrum av frekvenser som produceras av de individuella vågorna i PQRST-komplexet är varierande. Mestadels ligger innehållet av P-vågen i intervallet 5-30 Hz, QRS-komplexet mellan 8-50 Hz och T-vågen 0-10Hz. [3].

EKG kan också användas för att bestämma hjärtfrekvensen genom att beräkna tiden mellan på varandra följande QRS-komplex



Figur 2: En EKG-kurva där P representerar förmaksdepolarisering i hjärtat, QRS-komplexet representerar depolarisering av ventriklar i hjärtat och T representerar ventrikulär repolarisering i hjärtat.

3.2 Test av signalberedarens utsignal

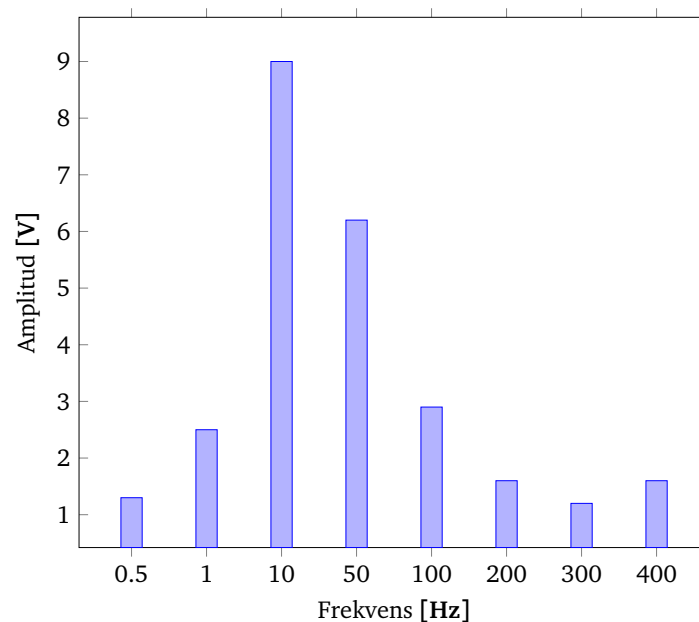
Resultatet från mätning av förstärkningen i testpunkt 1 jämfört med testpunkt 2 (Tabell 1) visar att signalen förstärktes i testpunkt 2.

Tabell 1: Mätning av signalberedarens förstärkning vid 30 Hz

Vid 30 Hz	Förstärkning (V)
Testpunkt 1	1.91
Testpunkt 2	9.75

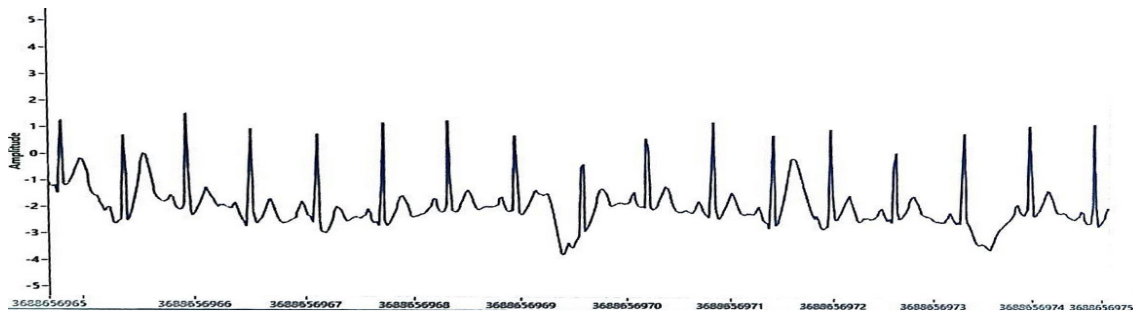
Mätningen av förstärkning med olika frekvenser i testpunkt 2 visade en tydlig ökning av amplituden i intervallet 1-100 Hz men framförallt frekvenserna 10-50 Hz (Tabell 2).

Tabell 2: Resultat från mätning av signalberedarens förstärkning vid olika frekvenser. Y-axeln visar amplituden och x-axeln visar frekvensen.

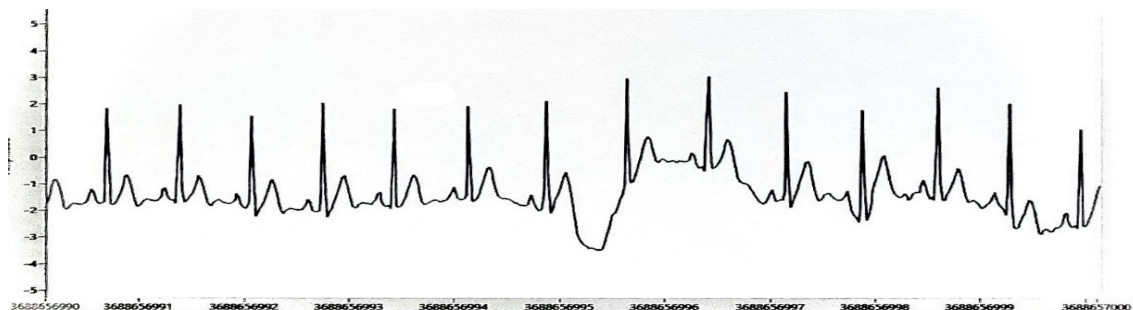


3.3 EKG

Nedan presenteras de EKG som registrerades under laborationen i figur Figur 3 och 4 samt en redigerad bild av EKG:t med armrörelse i fig. 5.

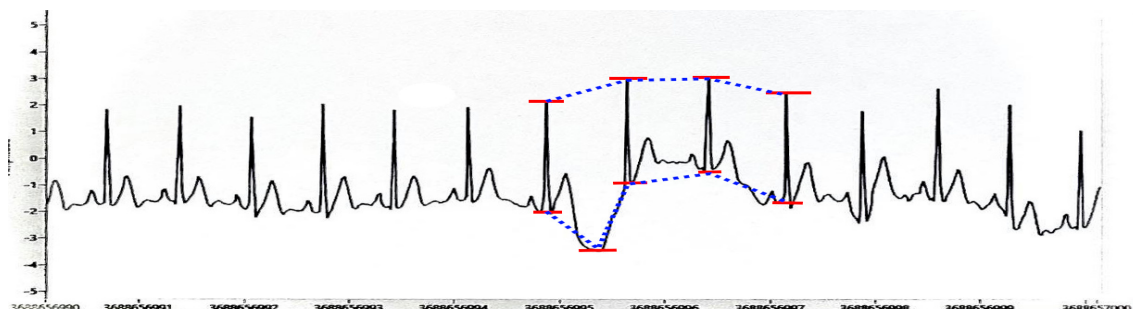


Figur 3: EKG utan armrörelse. Y-axeln visar amplituden och x-axeln visar tiden.



Figur 4: EKG med armrörelse. Y-axeln visar amplituden och x-axeln visar tiden.

Den skillnaden som kan ses i fig. 4 i jämförelse med fig. 3 är den artefakt som uppstår när personen rör på armen. Denna avvikelse definieras som en artefakt, vilket är uppmätt potentialskillnad som inte är relaterad till det man önskar undersöka.



Figur 5: EKG med armrörelse där rörelse-artefakten illustreras i det relevanta segmentet

4 Diskussion

Vid mätningen av förstärkningen i testpunkt 1 respektive testpunkt 2 tabell 1 går det att se en tydlig ökning i testpunkt 2, vilket bekräftar att inkopplingen var korrekt då det var detta som förväntades ske utifrån instruktionerna.

Vid analys av mätningen som enbart berörde testpunkt 2 tabell 2 finns det stor varians i amplituden vid olika frekvenser. De frekvenser som hade högst förstärkning var intervallet 1-100 Hz vilket påvisar att signalberedaren förstärkt önskade frekvenser och filtrerat bort oönskade.

I figur fig. 4 och framförallt fig. 5 visas ett EKG med en kraftig avvikelse i en P-våg. Denna artefakt beror på att försökspersonen medvetet har utfört en armrörelse vilket orsakat en aktionspotential i muskeln. Denna aktionspotential (elektrisk impuls) har orsakat en potentialskillnad i kroppen vilken EKG-elektrodena registrerat. Avvikelsen i P-vågen beror således inte på depolarisationen av förmaken.

I Figur 2 visas en frisk EKG-kurva, i likhet med fig. 3, med ett fåtal artefakter. Dessa avvikelser hade kunnat bero på felaktig elektrodplacering eller dålig elektrodkontakt med huden. Det går inte heller att säkerställa att testpersonens hjärta var friskt, avvikelserna hade följaktligen kunnat bero på hjärtfel.

En annan felkälla skulle kunna vara felaktig utrustning eller inkoppling. För att kunna utesluta dessa felkällor skulle det behövs göras flera undersökningar av samma karaktär med olika uppställning. Det hade även varit gynnsamt att genomföra samma undersökning under längre tid för att på så sätt få mer mätdata vilket gör resultatet mer tillförlitligt.

5 Slutsatser

Sammanfattningsvis är EKG ett tillförlitligt och väletablerat sätt att mäta hjärtats elektriska aktivitet på. Men eftersom signalen behöver förstärkas och behandlas så är det viktigt att samtliga komponenter är rätt inkopplade. I synnerhet är det viktigt att isolationsförstärkare är rätt inkopplad och fungerar då denna är det direkta skyddet för patienten.

Kroppsrörelser en viktig faktor att ta hänsyn till vid EKG-mätningar då dessa ger upphov till artefakter i EKGt och bidrar till missvisande information om hjärtats aktivitet. Andra faktorer som kan påverka EKGt är bland annat felaktig placering av elektroder och dålig elektrodkontakt med huden.

Referenser

[1] L Guerrero, LAB PM: ECG". [Online]. Dec. 2020. Tillgänglig:

<https://chalmers.instructure.com/courses/10128/modules/items/125422>

Hämtad: 17-01-2020

[2] Socialstyrelsen". [Online]. Dec. 2020. Tillgänglig:

<https://www.socialstyrelsen.se/globalassets/sharepoint-dokument/artikelkatalog/statistik/2020-11-7034.pdf>

Hämtad: 17-01-2021

[3] L. G. Tereshchenko, M. E. Josephson, Frequency content and characteristics of ventricular conduction,"Journal of Electrocardiology, vol 48, nr. 6,

Aug. 2015, doi: 10.1016/j.jelectrocard.2015.08.034.

[4] E.A. Ashley, J. Niebauer, "Conquering the ECG,"i Cardiology Explained, London, 2004, kap. 3. [Online]

Tillgänglig: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK2214/>, Hämtad: 2021-17-01.