

Hjärtfrekvensvariabilitet Mätt med Kontrollerad Andning

Em Lundström (BME-21), Marcus Melander (BME-21)

Sammanfattning—Heart rate variability (HRV) is a measure of the variation in the time intervals between heartbeats. HRV can provide insights into the condition of the heart as well as the state and interaction of the sympathetic and parasympathetic nervous systems. HRV can be measured over shorter periods (5 minutes) or longer periods (up to 24 hours). Similar to pulse, HRV is linked to respiratory rate. During a typical 5-minute HRV examination, HRV is measured during spontaneous breathing, which can vary significantly from person to person. This report therefore investigates how an analysis method using controlled breathing could be structured and what information could be extracted. Subjects were asked to breathe in sync with a metronome that gradually increased in speed. At the same time, HRV and respiratory rate were measured; the same individuals also underwent a conventional examination for comparative purposes. A total of 97 individuals aged 20-61 years old were examined with the majority being between 20 and 30 years old. The participants were divided into age groups. After performing a Fourier transform, the most prevalent frequency from the breathing was identified. By then performing a Fourier transform on the heart rate variability and examining the energy in a frequency range around the dominant respiratory frequency, it was possible to see how well the respiratory rate and heart rate variability corresponded with each other. Significant differences in energy around the dominant respiratory frequency were observed between both the youngest and oldest age group and between the second youngest and oldest age group.

I. INTRODUKTION

SYFTET med det här projektet är att undersöka om det är möjligt att undersöka hjärtfrekvensvariabilitet hos patienter genom att samla in data från en kontrollerad andning, detta för att uppnå en mer patientberoende undersökning.

A. Bakgrund

Hjärtfrekvensvariabilitet, på engelska Heart Rate Variability (HRV), är ett mått på skillnaden i tid mellan hjärtslag. HRV kan användas för att upptäcka samt hjälpa till att diagnostisera olika tillstånd rörande både hjärtat, det parasympatiska nervsystemet och det sympatiska nervsystemet. Bland annat kan HRV kopplas till ångest och depression men även till hjärtinfarkt och arytmier [1]. HRV kan dessutom kopplas till risk för att avlida efter en hjärtinfarkt, patienter med låg eller abnormal variation har en ökad risk att avlida inom några år efter en hjärtinfarkt. Väldigt låg variation tyder på att det autonoma nervsystemet inte fungerar som det ska och därmed utgör en risk för patienten om en oväntad händelse som kräver

att hjärtslagen anpassar sig skulle uppstå. Generellt sett tyder hög variation på bra kardiovaskulär funktion och stresstålighet [2].

HRV analys är en vanlig undersökning och har länge använts kliniskt inom framförallt två områden, 1) som prediktion av risk för arytmier eller risk för plötslig hjärtdöd efter akut hjärtinfarkt, och 2) som indikation på utveckling av diabetesrelaterad neuropati. Mätningarna utförda för att analysera HRV var länge icke-standardiserade och därför var det svårt att använda måttet mellan olika sjukhus och institutioner. Runt 2000-talet kom en standardiserad metod och HRV kunde då börja jämföras i större utsträckning [3].

Mätningarna från olika sorters HRV analyser, långtids- (24 timmar), korttids- (ungefär 5 minuter) och ultra korttids- (mindre än 5 minuter) HRV, kan beskrivas i tidsdomänen, frekvensdomänen eller med icke linjära mätningar. Genom att göra mätningar över 24 timmar är det möjligt att upptäcka skillnader i HRV över tid och som svar på olika miljöer, det innebär att en 24 timmars datainsamling inte är utbytbar mot en 5 minuters insamlingstid eftersom de undersöker olika aspekter av variationen [4].

I tidsdomänen presenteras resultat i form av tider mellan hjärtslag, då resultaten presenteras i frekvensdomänen delas frekvens upp i fyra frekvensband, där energi inom ett band presenteras som antingen absolut energi eller relativ energi. Energi innebär den signalenergi som finns i ett visst frekvensband. Den absoluta energin beräknas som ms^2 dividerat på antal cykler per sekund, vilket ger enheten ms^2/Hz . Relativ energi är en kvot av den energi som finns i lågfrekvensbandet (LF bandet) och högfrekvensbandet (HF bandet) [4].

De fyra frekvensbanden inom dagens HRV analys är Ultra lågfrekvent (ULF), Väldigt (Very) lågfrekvent (VLF), LF och HF. Gränserna för banden varierar aningen mellan institutioner men vanligt är att ULF består av frekvenser lägre än 0.003 Hz. ULF mäter längre variationer och kan därför endast användas om data är insamlad under en längre tid (inte en korttidsundersökning) eftersom händelseförloppen som krävs för att dessa låga frekvenser ska få betydelse inte går att upptäcka inom 5 minuter. VLF bandet täcker vanligtvis 0.003 Hz till 0.04 Hz och kan mätas med ett korttids HRV, det är dock ändå ovanligt att använda informationen i VLF bandet då den säger mer om längre förlopp. Både LF bandet och HF banden är viktiga och relevanta i en HRV analys av 5 minuters insamlad data. LF bandet innefattar frekvenser från 0.04 Hz till 0.15 Hz och innehåller främst information om det sympatiska nervsystemet men styrs även lite av det parasympatiska nervsystemet. Det parasympatiska nervsystemet styr dock främst informationen i HF bandet som sträcker sig från 0.15 Hz till 0.4 Hz. Ett vanligt mått på HRV är en kvot av energin i LF

Inlämnat den 31 maj 2024

Emejladress: {em2545lu-s@student.lu.se, ma8284me-s@student.lu.se}

Teknisk handledare: Maria Sandsten, Matematisk statistik, Lunds Tekniska Högskola

Engelsk titel: Heart Rate Variability measured with Controlled Breathing

bandet och HF bandet (LF/HF) [5] [6].

HF bandet i en HRV analys innehåller mycket information och används bland annat för att mäta den respiratoriska sinusrytmen (RSA). RSA är information om hur hjärtats slag anpassar sig då andningsfrekvensen ökar respektive minskar och styrs av sinusknutan i hjärtat. Det går att analysera informationen i HF bandet på olika sätt. Det bästa sättet att analysera informationen för att ta reda på information om RSA är att göra en fast Fouriertransform på den första delen av Intrinsic Mode Function, en funktion som får av att göra en Hilbert–Huang transform. Metoden tar dock mer datakraft än den konventionella metoden eftersom metoden kräver fler steg [6]. Det går även att mäta HRV under träning och även då undersöks ofta informationen i HF bandet. Energin i HF bandet stiger under träning, det trots att aktiviteten i det parasympatiska nervsystemet sjunker. Då andningsfrekvensen ökar ökar även mängden energi i HF bandet, det kan därför vara fördelaktigt att ha andningsfrekvensen i åtanke då mätningar på en ökad andningsfrekvens utförs. Ett konventionellt LF/HF värde är inte jämförbart om det mäts under träning eller ökad andningsfrekvens [7].

B. Tes

HRV-analysen görs på spontan andning, frekvenserna i LF- och HF bandet är påverkade av andningsfrekvensen. Olika personer andas olika snabbt samt att andningen kan påverkas av hur nervös eller stressad patienten är. [4] Det finns idag ingen undersökning som tar hänsyn till att olika personer andas olika snabbt, i arbetet presenteras därför en analysmetod som är gjord på kontrollerad andning. Det ger möjligheten att göra undersökningen mer patientberoende samt en möjlighet att undersöka hur stor korrelation varje patient har mellan andningsfrekvens och hjärtfrekvensvariabilitet, dessutom hur den korrelationen förändras desto högre andningsfrekvensen blir.

II. METOD

Datan som projektet är baserat på är insamlat sedan tidigare. Datasetet består av data från 97 personer i åldrarna 20 till 61 år där medianåldern var 26 år. Setet består av data från spontan andning i vila, vidare beneämmt som vilodata, där både andningsfrekvensen samt hjärtfrekvensvariabiliteten är inspelad. Setet innehåller även data från att personerna har ombetts att andas i takt till en chirp, en metronom som långsamt och stegvis ökar i hastighet, vidare benämnt som data från styrd andning. Även här finns information om både andningsfrekvensen och hjärtfrekvensvariabiliteten. Metronomen ökade exponentiellt i hastighet. Till varje person finns även information om bland annat ålder, kön, vikt och längd.

För att kunna se trender och förhållanden delades personerna upp i åldersgrupper. Grupperna som valdes baserades på att det skulle finnas tillräckligt många personer i varje grupp för att kunna dra slutsatser samt att grupperna inte skulle täcka för stora åldersspann. Grupperna valdes till 20-24 år, 25-29 år, 30-34 år, 35+ år.

Utöver ålder delades personerna in efter BMI och kön, detta för att undersöka om det finns eventuella samband även mellan HRV och BMI samt HRV och kön.

Tabell I

INDELNINGEN AV TESTPERSONERNA I ÅLDERSGRUPPER OCH HUR MÅNGA PERSONER SOM FANNIS I VARJE GRUPP

Åldersspann	Antal personer
20-24 år	31
25-29 år	35
30-34 år	16
35+ år	15

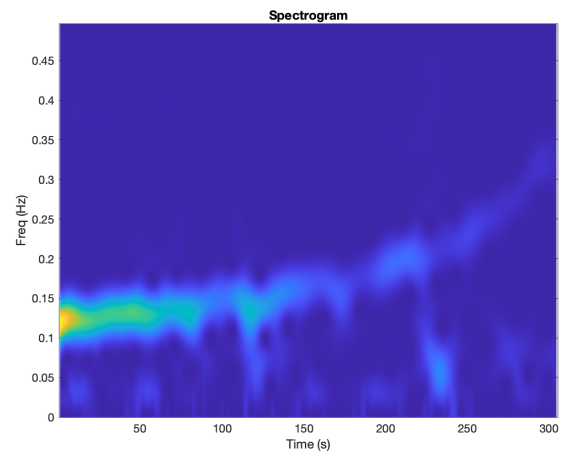
Datan som var inspelad i tidsdomänen översattes till frekvensdomänen genom Fouriertransform men innan det gjordes togs medelvärdet bort för att undvika att få en spik i nollvärdet. I varje tidpunkt gjordes då en Fouriertransform enligt

$$X(t, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau)w(t - \tau)e^{-i\omega\tau}d\tau \quad (1)$$

där $w(\tau)$ är fönsterfunktionen, i det här fallet ett Hanningfönster. $x(t)$ är funktionen i tidsdomänen, t är tiden och ω är frekvensen. En Fouriertransform ger en funktion av vilka frekvenser som förekommer och i vilken mängd.

I varje tidpunkt byggdes ett spektrogram upp där x axeln motsvarade tid, y-axeln frekvens och färgen indikerade energi, alltså mängd av en viss frekvens i en viss tid. Detta enligt

$$\text{Spektrogram}\{x(t)\}(t, \omega) = |X(t, \omega)|^2 \quad (2)$$



Figur 1. Spektrogram från hjärtfrekvensen från kontrollerad andning för en av personerna i undersökningen, där färgen indikerar energi, mer gulaktigt motsvarar högre energi. Energi som funktion av tid och frekvens

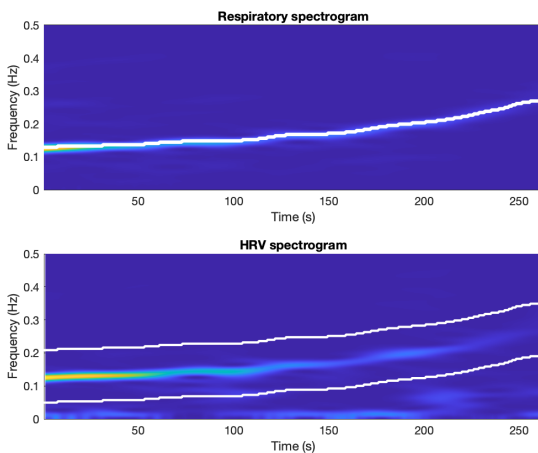
Figur 1 är ett exempel på hur ett spektrogram från en person kan se ut. Ett spektrogram togs fram för varje person.

På vilodata gjordes den konventionella beräkningen av en LF/HF värde för att ha något att jämföra resultaten från den kontrollerade andningen mot. Det gjordes genom att beräkna energin i LF respektive HF bandet och dividera de med varandra för varje person. För detta användes

$$LF/HF = \frac{E_{LF}}{E_{HF}} \quad (3)$$

där E_{LF} är energin i LF-bandet och E_{HF} är energin i HF-bandet.

På den kontrollerade andningen undersöktes hur väl en persons hjärtfrekvensvariabilitet stämde överens med andningsfrekvensen. Det gjordes genom att se vilken andningsfrekvens i frekvensdomänen som hade högst prevalens vid varje enskild tidpunkt och sedan skapa ett intervall runt den frekvensen i spektrogrammet för hjärtfrekvensvariabiliteten, se figur 2. Intervallstorleken varierades och valdes tillslut till plus minus 0.159 Hz. För varje tidpunkt skapades sedan ett medelvärde av energiinnehållet i intervallet, med andra ord hur starkt förekommande den högst förekommande andningsfrekvensen är i hjärtfrekvensvariabiliteten.

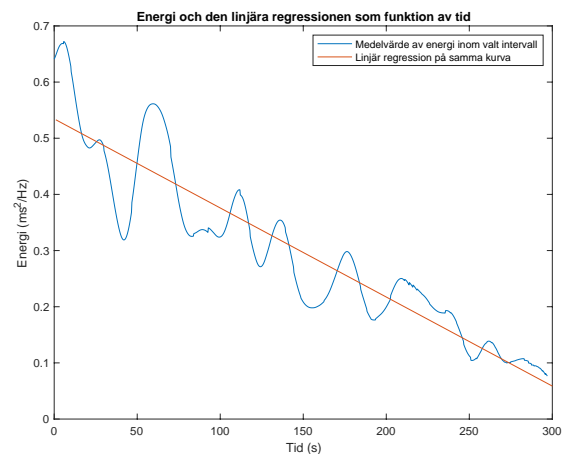


Figur 2. Spektrogram av andningsfrekvensen från kontrollerade andning för en av personerna i undersökningen (övre bilden) samt spektrogram för hjärtfrekvensen från kontrollerad andning med markerat intervall (nedre bilden). Energi som funktion av tid och frekvens

I och med att det inte går att säga eller utläsa information från ULF- och VLF bandet när en 5 minuters undersökning gjorts valdes en undre gräns för andningsfrekvensen på 0.04 Hz. Det letades därför endast efter den högst dominerande frekvensen över 0.04 Hz, det innebar att den valda frekvensen inte alltid var den med högst prevalens av alla frekvenser, då det hade inneburit att energin på hjärtfrekvensvariabiliteten hade tagits från ULF- samt VLF bandet.

Den valda frekvensen kunde dock ligga inom intervallet $0.04 \text{ Hz} + 0.159 \text{ Hz}$ (intervallets storlek), i de fallen användes energin i ULF och VLF bandet.

Efter det plottades kurvor för medelvärdet av energi som fanns i intervallet vid varje tidpunkt. En modell i form av en linje i minsta kvadratmening gjordes på kurvorna och en approximerad lutning och skärningspunkt utlästes, detta gjordes för att göra datan mer hanterbar och jämförbar. Ett exempel på hur en sådan figur kan se ut visas i figur 3.



Figur 3. Exempel på hur en plot av medelvärdet av energi i intervallet i vare tidpunkt ser ut med utritad linjär regression.

För att analysera resultaten användes ett två sampel T-test där åldersgrupperna ställdes mot varandra. Det gjordes då en poolad variansskattning, detta eftersom variansen inte borde bero på ålder och kan därför antas vara samma för samtliga åldrar. Formeln som användes för den poolade variansskattningen ser ut som följer,

$$s_p^2 = \frac{(n_1 - 1)s_1^2 + (n_2 - 1)s_2^2}{(n_1 - 1) + (n_2 - 1)} \quad (4)$$

n i formeln är antalet personer och s är den skattade standardavvikelsen.

För att vidare beräkna medelfelet användes

$$d(\bar{X}_1 - \bar{X}_2) = s_p^2 \sqrt{1/n_1 + 1/n_2} \quad (5)$$

och för att utföra T-tester två grupper emellan användes

$$T = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{d(\bar{X}_1 - \bar{X}_2)} \quad (6)$$

där \bar{X} är medelvärdet från respektive grupp och n är fortsatt antal personer.

För att vidare statistiskt undersöka hur grupperna skiljde sig från varandra skapades 95 procentiga, tvåsidiga konfidensintervall både för den approximerade lutningen och skärningen. För att kunna göra det behövdes en varians beräknas, det gjordes enligt

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}} \quad (7)$$

där x_i betecknar varje enskilt värde, \bar{X} medelvärdet och n är antal personer i gruppen. För att sedan beräkna konfidensintervallet användes

$$I_\sigma = \bar{x} \pm z \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (8)$$

i vilken intervallet representeras av I_σ . \bar{x} är medelvärdet, z är det valda z -värdet för konfidensnivån, med frihetsgrader i åtanke. s/\sqrt{n} är standardfelet för medelvärdet.

III. RESULTAT

Tabell II innehåller resultaten från den konventionella metoden gjord på vilodata samt resultat från metoden som undersöks i projektet där andningsfrekvensen kopplas till hjärtfrekvensvariabiliteten, utförd på styrd andning. Tabellen visar minsta respektive största värdet för varje åldersgrupp.

Tabell II
ÖVERSIKT AV RESULTATEN MED HJÄLP AV DE OLIKA METODERNA
UPPDELAT I ÅLDERSGRUPPER.

Ålder	LF/HF	approximerad lutning	approximerad skärning
20-24	0.4553-13.05	6.1156e-5-0.049	0.0151-1.2511
25-29	0.4095-9.5207	1.4348e-4-0.0036	0.0337-1.0117
30-34	0.5953-16.0612	4.7039e-5-0.0019	0.0203-0.6094
35+	0.5126-6.1376	2.0023e-4-0.0023	0.0507-0.6344

I tabell III presenteras det 95 procentiga konfidensintervallet för den approximerade lutningen för samtliga åldersgrupper. Datan från den styrda andning är använd och intervallet är framtaget enligt formel 8.

Tabell III
MEDELVÄRDE OCH KONFIDENSINTERVALL FÖR DEN APPROXIMERADE
LUTNINGEN.

Ålder	medelvärde	konfidensintervall
20-24	-0,0011	(-0,0015)-(-0,0008)
25-29	-0,0011	(-0,0015)-(-0,0008)
30-34	-0,00068	(-0,00097)-(-0,00040)
35+	-0,00034	(-0,00069)-0,000017

I tabell IV presenteras det 95 procentiga konfidensintervallet för den approximerade skärningspunkten för samtliga åldersgrupper. Datan från den styrda andningen är använd och intervallet är framtaget enligt formel 8.

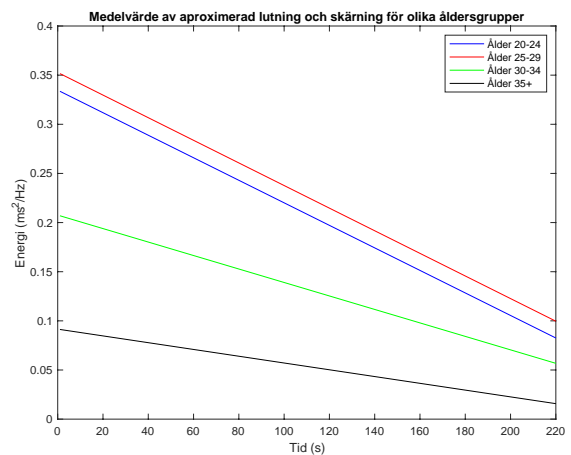
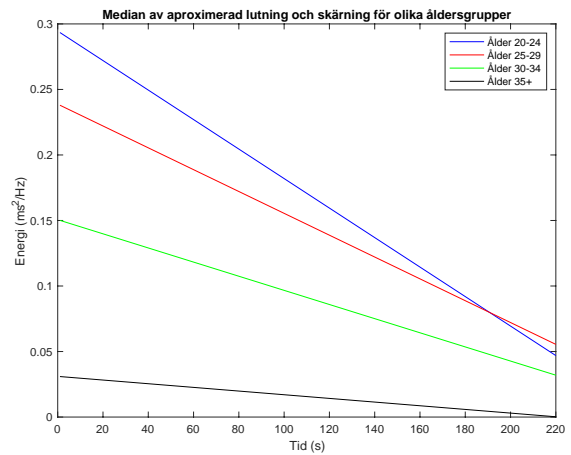
Tabell IV
MEDELVÄRDE OCH KONFIDENSINTERVALL FÖR DEN APPROXIMERADE
SKÄRNINGSPUNKTEN.

Ålder	medelvärde	konfidensintervall
20-24	0,3336	0,2439-0,4232
25-29	0,3516	0,2536-0,4495
30-34	0,2069	0,1198-0,2940
35+	0,0912	(-0,003)-0,1855

I figur 4 har medianen (övre) och medelvärdet (nedre) av den approximerade lutningen respektive skärningspunkten för varje åldersgrupp tagits ut och plottats.

I tabell V visas P-värdena som tagits fram enligt ekvation 6 där lutningen har jämförts. På samma sätt har P-värdena där skärningspunkten jämförts presenterats i tabell VI. Alla åldersgrupper är jämförda mot varandra i båda tabellerna samt finns en kolumn som adresserar huruvida nollhypotesen kan förkastas, där nollhypotesen säger att det inte finns någon signifikant skillnad på en 5 procentig nivå mellan åldersgrupperna.

Figur 5 visar ett spridningsdiagram över varje persons ålder och approximerade lutning.



Figur 4. Medianen av linjärregressionen för respektive åldersgrupp, linjerna har medianen av de approximerade lutningarna som lutning och medianen av de approximerade skärningarna som skärning med y-axeln. (övre) Medelvärdet av linjärregressionen för respektive åldersgrupp, linjerna har medelvärdet av de approximerade lutningarna som lutning och medelvärdet av de approximerade skärningarna som skärning med y-axeln. (nedre)

Tabell V
P-VÄRDEN SOM GENERERATS AV T-TEST DÄR LUTNINGEN JÄMFÖRTS FÖR
SAMTLIGA ÅLDERSGRUPPER MOT VARANDRA.

Åldersgrupper	P-värde för lutningen	kan H_0 förkastas?
20-24 och 25-29	0,986	Nej
20-24 och 30-34	0,0783	Nej
20-24 och 35+	0,0047	Ja
25-29 och 30-34	0,0706	Nej
25-29 och 35+	0,0037	Ja
30-34 och 35+	0,113	Nej

På samma sätt visas i figur 6 ett spridningsdiagram över varje persons ålder och approximerade skärningspunkt.

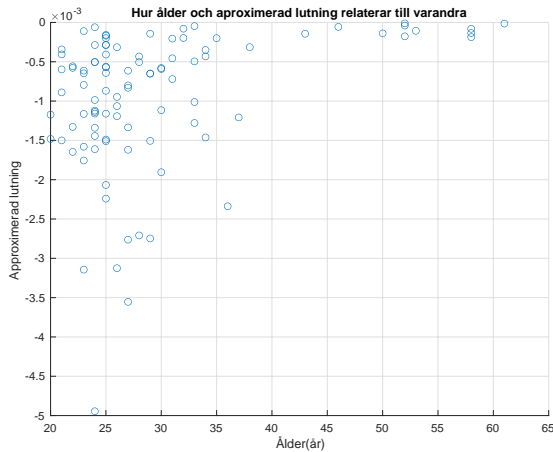
I figur 8 visas den approximerade lutningen och skärningspunkten för varje person, åldersgruppen indikeras av färgen.

I figur 9 visas samma diagram som i figur 8 men färgen indikerar kön istället för åldersgrupp.

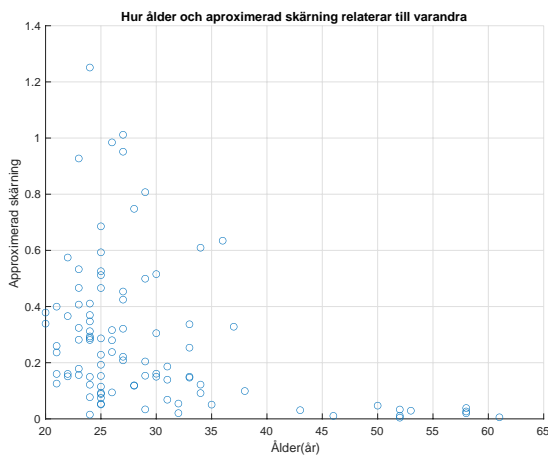
I figur 10 visas medelvärdet för skärningspunkten samt lutningen för de 10 personer med BMI över 28, i blått. I rött

Tabell VI
P-VÄRDEN SOM GENERERATS AV T-TEST DÄR SKÄRNING HAR JÄMFÖRTS
FÖR SAMTLIGA ÅLDERSGRUPPER MOT VARANDRA

Åldersgrupper	P-värde för skärningen	kan H_0 förkastas?
20-24 och 25-29	0,785	Nej
20-24 och 30-34	0,0689	Nej
20-24 och 35+	0,0013	Ja
25-29 och 30-34	0,0652	Nej
25-29 och 35+	0,0019	Ja
30-34 och 35+	0,0634	Nej



Figur 5. Spridningsdiagram med ålder på x-axeln och approximerad lutning på y-axeln.

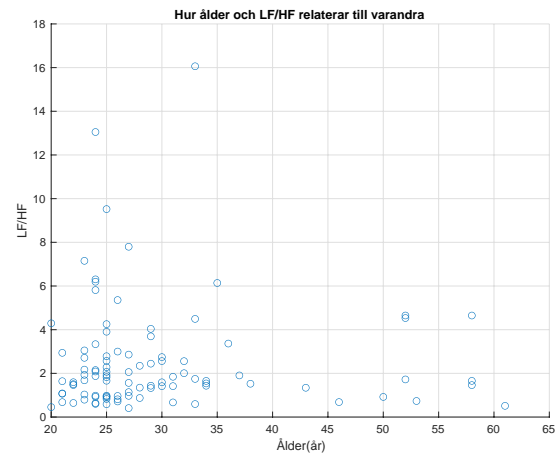


Figur 6. Spridningsdiagram med ålder på x-axeln och approximerad skärningspunkt på y-axeln.

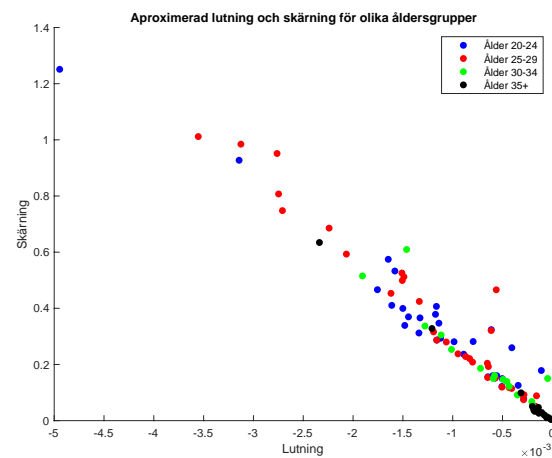
visas medelvärdet för samma parametrar för de 13 personer med BMI under 20.

I figur 11 visas fördelningen av den approximerade lutningen i form av ett histogram.

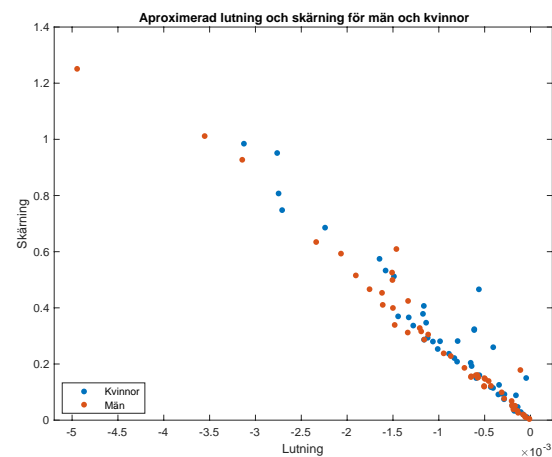
På samma sätt som i figur 11 visas fördelningen av den approximerade skärningspunkten i figur 12.



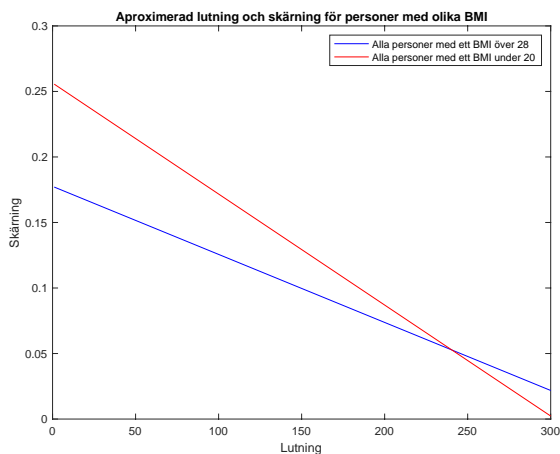
Figur 7. Spridningsdiagram med ålder på x-axeln och LF/HF på y-axeln.



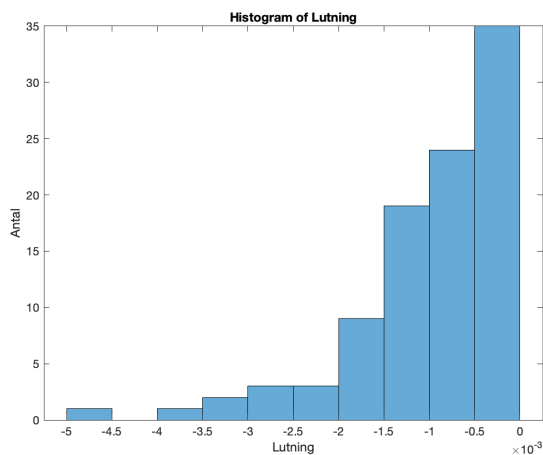
Figur 8. Spridningsdiagram med approximerad lutning på x-axeln och approximerad skärning på y-axeln, infärgad efter åldersgrupp.



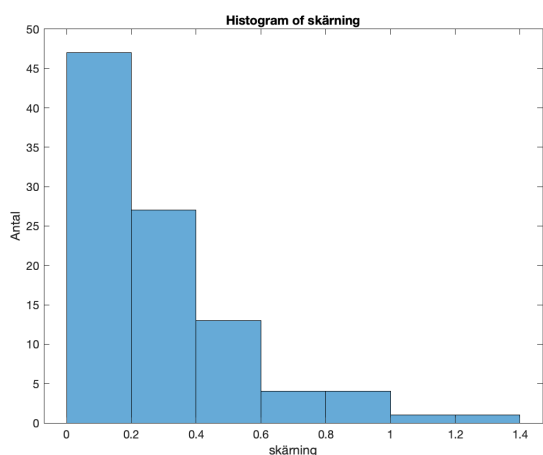
Figur 9. Spridningsdiagram med approximerad lutning på x-axeln och approximerad skärning på y-axeln, infärgad efter kön.



Figur 10. Medelvärdet för personer med BMI över 28 jämfört med de under 20.



Figur 11. Histogram över fördelningen på lutning.



Figur 12. Histogram över fördelningen på skärningspunkt.

IV. DISKUSSION

I tabell II ser vi att intervallen för samtliga tre variabler, LF/HF värde, avläst från vilodata samt approximerad lutning och approximerad skärning, avläst från datan från styrd andning, överlappar varandra. I och med att det inte är så stor skillnad i ålder mellan personerna är det inte heller speciellt konstigt. Dessutom är det rimligt att det finns minsta respektive högsta värden som avviker från resten av gruppen. Om vi ser till LF/HF värdet, som är den konventionella metoden att mäta hjärtfrekvensvariabiliteten på, ser vi att det inte skiljer sig speciellt mycket mellan grupperna alltså bör vi inte förvänta oss annat från den approximerade lutningen och skärningen.

I figur 4 som är baserad på datan från den styrda andningen är det dock möjligt att se skillnader grupperna emellan. Figuren visar en 'median regression' för varje åldersgrupp och det är möjligt att se att det finns skillnad i både skärningspunkt och lutning. Grafen tar inte hänsyn till hur det förhåller sig statistiskt och vi kan därmed, utifrån figur 4 inte säga att det finns någon signifikant skillnad.

I tabellerna III och IV ser vi att det är ytterst liten skillnad på åldersgrupperna 20-24 år och 25-29 år. Det hade alltså varit rimligt att använda dessa som en grupp och inte ha de uppdelade. Detta resultat är rimligt då det inte är speciellt stor skillnad i ålder och båda grupperna är i en ung ålder. Det hade dock blivit väldigt många i en grupp och stor storleksskillnad på grupperna om de hade slagits ihop. Återigen en anledning till att det hade varit intressant att undersöka hur det hade sett ut om fler äldre var med i undersökningen.

I figur 5 och 6 har vi gått ifrån åldersgrupperna, det är då möjligt att ana en trend men svårt att säga något exakt. Det är även svårt då det blir färre och färre personer desto högre upp i åldrarna vi kommer. Viktigt att poängtera är att lutningen är negativ och en stark lutning återfinns därmed längre ner i grafen. Vidare är det intressant att se att figurerna liknar varandra och att tendenser till svagare lutning återfinns vid högre ålder precis som att tendenser till lägre skärningspunkt också återfinns vid högre ålder.

Figur 7 visar varje persons ålder och LF/HF värde, avläst från vilodata. Det är svårt att se något tydligt samband mellan dem men det går att se tendenser till att äldre inte når en lika hög LF/HF värde som de i yngre åldrar. Vilket delvis överensstämmer med att äldre generellt har en svagare approximerad lutning och lägre approximerad skärning.

I tabell V och VI som är baserade på datan från den styrda andningen ser vi att det på en 5 procentig nivå går att säga att det finns en signifikant skillnad mellan den yngsta gruppen (20-24 år) och den äldsta gruppen (35+ år) samt mellan den näst yngsta gruppen (25-29 år) och den äldsta gruppen (35+ år). Det är rimligt att det är samma för både den yngsta och näst yngsta gruppen då vi har konstaterat att de statistiskt har samma värden. Det är intressant att se en skillnad och hade varit intressant att i andra studier se vad skillnaden beror på och hur det märks på hjärtat i verkligheten.

Att yngre människor har större sannolikhet att ha en högre skärningspunkt kan höra samman med att det totalt finns mer energi men också att hjärtfrekvensvariabiliteten matchar andningsfrekvensen bättre. Vi kan i figur 8 se att skärningspunkten

och lutningen är korrelerade, det kan bero på att om det finns mer energi i intervallet från början finns det större utrymme för förändring och därmed återfinns en starkare lutning. Det är dock inte möjligt att urskilja speciellt mycket när det kommer till ålder mer än att den äldsta åldersgruppen främst återfinns närmast origo, alltså har lägst skärning och svagast lutning. Vi kan i figur 9 se att det inte heller är någon distinkt skillnad könen emellan.

I figur 10 har vi undersökt om BMI har någon påverkan på lutning eller skärningspunkt. Det går att se i grafen att de personer med högre BMI har lägre lutning samt skärningspunkt men denna skillnaden är ytterst liten. Ett problem som uppstod i detta test var att det var begränsat med personer som antingen hade ett BMI över 28 eller ett BMI under 20, vilket gjorde att testet gjordes på ganska få personer.

Fördelningen för lutningen visas i figur 11, i den är det väldigt svårt att tydligt se någon fördelning, fördelningen skulle kunna vara exponentiell men det är svårt att säga då det inte är speciellt många personer.

Fördelningen av skärningspunkten, som visas i figur 12, kan även den anas ha en fördelning någorlunda lik exponentiellfördelningen. Det är återigen svårt att säga med tanke på antal personer. I och med att det finns en tydlig koppling mellan lutning och skärningspunkt är det rimligt att de har samma fördelning.

Hjärtfrekvensvariabiliteten försämras med ålder [8] och det hade därför varit intressant att undersöka metoden som bygger på styrd andning även för äldre människor, exempelvis åldersgruppen 70-75 år. Det hade varit intressant att se hur de skiljer sig mot de grupper beskrivna i rapporten. Det hade troligtvis också bidragit till ett resultat där andra och större skillnader hade gått att se. Det hade även varit intressant att kunna följa försökspersonerna över tid för att se vilka vanor de har samt i vilket tillstånd deras hjärta och nervsystem är, detta för att veta vad som går att monitorera samt förutse med denna metod.

Avslutningsvis är antalet testpersoner, 97 stycken, inte tillräckligt många för att kunna dra otvivelaktiga slutsatser. Dessutom är majoriteten av personerna i ungefär samma åldrar, vilket även det gör det svårt att komma till definitiva resultat.

A. Hållbar utveckling & Etik

Vid prövning av en ny metod är det alltid relevant att ha hållbar utveckling och etik i åtanke. Denna nya metod som vi testar ställer andra krav både på utrustning och patienter än den föregående. Till att börja med ställer denna nya metod krav på att patienter ska forcera sin andning istället för att andas naturligt. Detta kan av vissa upplevas som obehagligt och ansträngande speciellt vid högre frekvenser och det är viktigt att ha i åtanke när man provar denna nya metod.

Något som har varit en fördel med denna rapport är att vi som har utfört data-analysen och författat arbetet inte var med och samlade in datan. Vi har därmed inte haft en uppfattning om personerna vars data det är vi har analyserat. Det har gett oss ett skydd mot att fördomar eller förutfattade meningar har kunnat påverka rapporten. Dessutom har det bidragit med en hög grad anonymitet till personerna som ingått

i studien. Datasamlingen är godkänd av etiska nämnden vid Lunds universitet (Dnr 2013/754 och 2010/22) och har genomförts enligt Helsingforsdeklarationen. Att ha i åtanke kan vara att datan från början är insamlad för att studera stress och personerna som har ingått i studien är valda av den anledningen.

När det kommer till utrustning ställs kravet att man har något som kan hålla takten samt långsamt kunna öka den, som en metronom. För att spara på resurser och tänka på hållbar utveckling finns det digitala lösningar till detta och med tillgång till en dator kan denna nya metod vara lika resurssnål som dess föregångare.

V. SLUTSATSER

Slutsatsen av denna rapport är att det går att statistiskt visa på skillnader mellan de yngsta åldersgrupperna (20-24 år och 25-29 år) och den äldsta åldersgruppen (35+ år). Vidare hade det behövts en större urvalsgrupp att analysera för att kunna visa hur lutningen och skärningspunkten förändras med åldern samt hur väl andningsfrekvensen och hjärtfrekvensvariabilitet är beroende av varandra.

VI. EFTERORD

Denna rapport har gjorts möjlig tack vare mycket vägledning och hjälp från vår tekniska handledare Maria Sandsten på matematisk statistik LTH. Vi vill även tacka Peter Jönsson från Avdelningen för psykologi på Högskolan Kristianstad för datan som projektet är grundad på. I detta projekt har projektförfattarna samarbetat kontinuerligt.

REFERENSER

- [1] A. Stys and T. Stys, "Current clinical applications of heart rate variability," *Clinical Cardiology*, vol. 21, no. 10, pp. 719–724, Sep. 1998, doi: <https://doi.org/10.1002/clc.4960211005>.
- [2] H. V. Huikuri and P. Kravet Stein, "Clinical Application of Heart Rate Variability after Acute Myocardial Infarction," *Frontiers in Physiology*, vol. 3, Jan. 2012, doi: <https://doi.org/10.3389/fphys.2012.00041>.
- [3] A. Stys and T. Stys, "Current Clinical Applications of Heart Rate Variability," *Clin. Cardiol.*, vol. 21, pp. 719–724, 1998, Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6655921/pdf/CLC-21-719.pdf>
- [4] F. Shaffer and J. P. Ginsberg, "An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms," *Frontiers in Public Health*, vol. 5, Sep. 2017, doi: <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>.
- [5] R. Tiwari, R. Kumar, S. Malik, T. Raj, and P. Kumar, "Analysis of Heart Rate Variability and Implication of Different Factors on Heart Rate Variability," *Current Cardiology Reviews*, vol. 17, no. 5, Sep. 2021, doi: <https://doi.org/10.2174/1573403x16999201231203854>.
- [6] M. Narang and M. Singh, "Exploring different computational methods for the High-Frequency band of HRV to capture information related to RSA," *Biomedical signal processing and control*, vol. 84, pp. 104802–104802, Jul. 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.104802>.
- [7] D. Hernando, A. Hernando, J. A. Casajús, P. Laguna, N. Garatachea, and R. Bailón, "Methodological framework for heart rate variability analysis during exercise: application to running and cycling stress testing," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 56, no. 5, pp. 781–794, Sep. 2017, doi: <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1724-9>.
- [8] A. Voss, A. Heitmann, R. Schroeder, A. Peters, and S. Perz, "Short-term heart rate variability—age dependence in healthy subjects," *Physiological measurement*, vol. 33, no. 8, pp. 1289–1311, Jul. 2012, doi: <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/8/1289>.