

TTT4280 Sensorer og instrumentering

Laboppgave 3 optikk: Finn puls med kamera

Denne oppgaven har tre aspekter: (1) måle et signal på best mulig måte, ta høyde for at målesituasjonen din kan være dårlig/bra avhengig av skygge, lysforhold, hvor mye i ro objektet er (2) anvende signalprosessering for å dra puls ut av et signal (3) forstå resultatene ved hjelp av forenklede modeller og teori for fotontransport i hud, sette teorien i sammenheng.

Hovedutfordringen i denne oppgaven er ikke tilkoblingen eller selve opptaket, hovedutfordringen er å skrive kode for å prosessere signalene slik at du får ut puls.

Innhold

1 Teori	2
1.1 Introduksjon	2
1.1.1 Måling av puls	2
1.1.2 Generell biooptikk	4
1.2 Kræsjkurs i regning på fotontransport	6
1.2.1 Diffusjonslikningen	6
1.2.2 Penetrasjonsdybde	7
1.2.3 Måling av lys på overflaten	7
1.2.4 Regning på pulsutslag/blodkontrast	9
1.3 SNR i pulssammenheng	10
1.3.1 SNR i frekvensdomenet	10
1.3.2 Avsluttende bemerkninger om SNR	13
1.4 Forskningslitteratur	13
1.4.1 Fjernmåling av puls med kamera	13
1.4.2 Fotontransport	13
2 Forberedelsesoppgaver	13
2.1 Oppgave 1: Fotontransportberegninger	13
2.2 Oppgave 2: SNR	14
3 Laboppgaver	14
3.1 Samle og analysere data	14
3.1.1 Del 1: Basismålinger	14
3.1.2 Del 2: Robusthetstester	15
3.2 Krav for godkjent lab	16

1 Teori

1.1 Introduksjon

Måling av puls har vært en del av medisinske undersøkelser i svært lang tid. Hos intensivpasienter overvåkes pulsen og oksygenmetningen i blodet kontinuerlig. Pulsen kan enkelt måles manuelt med en finger mot et pulspunkt og ei klokke, og vi kan også logge den nokså enkelt med en relativ billig optisk sensor eller et kamera. Måling av puls i forbindelse med trening er blitt allermannseie etter pulsklokkenes inntog for noen år siden. I dag er det mest typiske å stroppe på seg en «heart rate monitor» (HRM) rundt brystet. Disse har en liten innvevd krets tilkoblet, og leser ut elektriske pulsdata via elektroder i pulsbeltet som blir sendt trådløst videre til klokke eller smarttelefon.

Det har etter hvert kommet diverse klokker på markedet som istedet måler pulsen optisk. Eksempler er Fitbit eller Apple Watch. Det finnes i tillegg flere apper til smarttelefoner som kan gjøre dette ved hjelp av kameraet på telefonen.

I dette labeksperimentet skal vi forsøke å gjøre det samme, nemlig å måle/estimere puls optisk ved hjelp av kameraet til Raspberry Pi.

1.1.1 Måling av puls

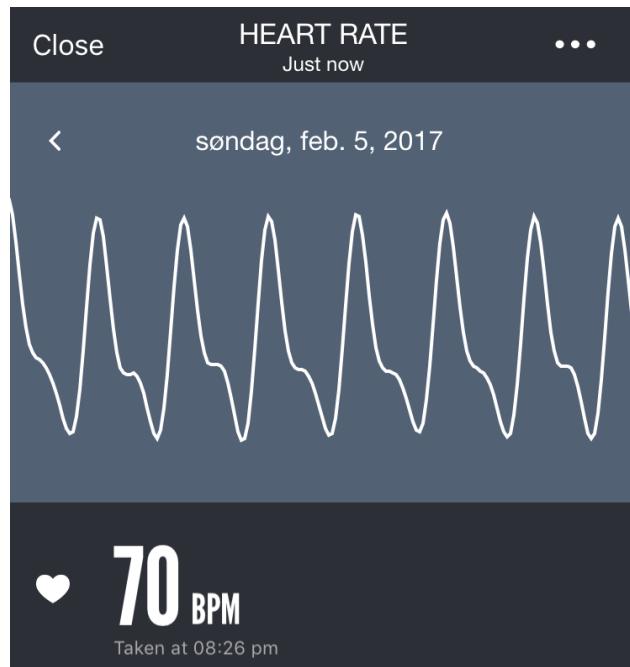
Pulsen hos et menneske varierer med kjønn, alder og fysisk form. Dersom vi er syke eller utsatt for fysiske eller psykiske stressende situasjoner vil også pulsen kunne endre seg. Hos et vanlig friskt menneske (som ikke er toppidrettsutøver i en utholdenhetsidrett) ligger vanligvis pulsen mellom 40-50 og 230 slag per minutt. Hjertet pumper blod fra lungene og ut i kroppen via arteriene. Disse blodårene vil derfor pulsere i takt med hjerteslagene, men med en liten tidsforsinkelse/faseforskjell.

Hjerteslagene fører altså til at blodet beveger seg ut i vevet på en tidsavhengig måte. Hver gang hjertet pumper blod ut i kroppen kommer det en ny bølge av oksygenrikt blod ut i årene, som fører til attrykket og mengden blod i blodårene øker. Det er denne endringen i blodmengde vi skal forsøke å måle optisk.

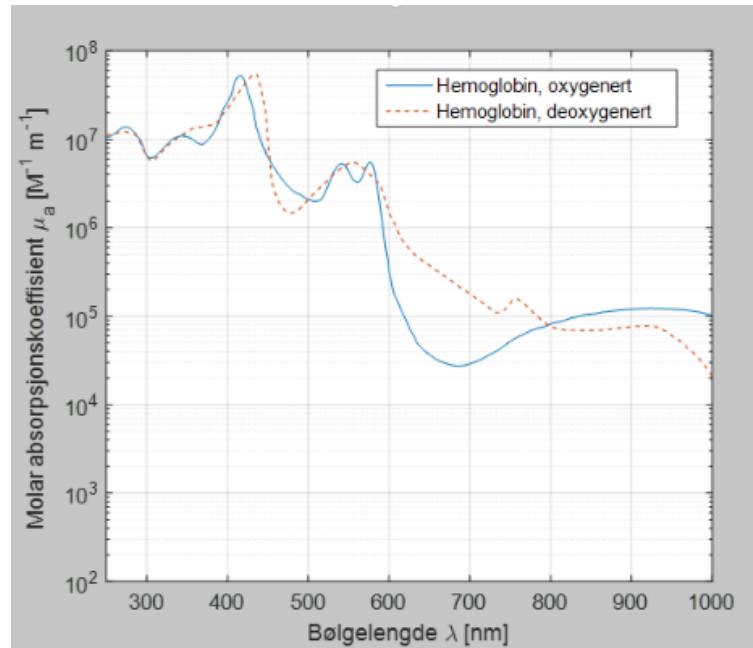
Blod har en kraftig rød farge. Blodet som kommer fra lungene inneholder mer oksygen og har en annen farge enn blodet som har gitt fra seg oksygen til vevet. Fargen til blod skyldes hemoglobin, molekylet som binder oksygen til blodet. Hver eneste røde blodcelle inneholder hemoglobinmolekyler. Inne i et hemoglobinmolekyl finnes det igjen fire heme-grupper, som hver kan binde et oksygenmolekyl. Oksygenet frigis til vevet på vei gjennom blodbanen.

Heme ligner mye på andre stoffer som gjør tilsvarende jobb i andre arter. Midt inne i hememolekylet ligger et jernatom, som er viktig både for fargen til molekylet og for evnene til å binde oksygen (en blekksprut har for eksempel et nokså likt molekyl som oss, men med kobber i stedet for jern. Blekkspruten har derfor blått blod). Når heme-molekylet binder oksygen forandrer formen på molekylet seg og dermed også lengden på bindingene mellom de ulike atomene. Dette gjør at blodet endrer farge og dermed også absorpsjonsspekter. Friskt oksygenettet blod har en skarp, lys rød farge, mens blod fra venene har en mer leveraktig, mørk rødfarge. Absorpsjonsspektret til blod er vist i figur 2.

Oksygenert blod har tydelige absorpsjonstopper ved ca 410 nm, 542 nm og 576 nm, mens deoksygenert blod har tydelige topptoppere ved ca 420 nm, 555 nm og 760 nm. For å forvirre dere ytterligere kan



Figur 1: Eksempel på en pulskurve målt med mobiltelefon.



Figur 2: Blodabsorpsjon for oksygenert og ikke-oksygenert blod.

det nevnes at det finnes også andre typer hemoglobin. For eksempel er det slik at hos røykere så vil blodet inneholde carboxyhemoglobin, som er hemoglobin med karbonmonooksyd bundet i stedet for oksygen. Blodet vil da se mer rosa ut på farge. Det skal dere imidlertid ikke ta hensyn til i denne oppgaven. Her skal dere kun ta hensyn til oxy- og deoxyhemoglobin.

Når vi skal måle puls optisk er det variasjonen i blodmengde vi skal måle, og det blir derfor et potensielt problem for oss at også oksygenmengden varierer siden absorpsjonkurvene for blod med og uten oksygen er nokså ulike. Dette kunne blitt løst ved å måle signalet på et punkt der kurven for oksygenert blod og ikke-oksygenert blod krysser hverandre. Dette kalles et isosbestisk punkt. Her vil absorpsjonen kun variere på grunn av blodmengden og ikke på grunn av endringer i oksygeneringen. Isosbestiske punkter kan finnes blant annet ved 548 nm, 586 nm og 805 nm. Denne muligheten har vi ikke for denne laboppgaven, da bølgelengdene i RPi-kameraet er faste.

Endringer i oksygennivå kan også måles ved hjelp av pulsoksymetri. Dette kan for eksempel gjøres ved å bruke et isosbestisk punkt og et punkt med maksimal avstand mellom absorpsjonskurvene. Se for eksempel følgende artikler:

- <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4574660/pdf/3320.pdf>
- <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5175543/pdf/4941.pdf>

1.1.2 Generell biooptikk

Når lys treffer huden kan det enten fortsette i samme retning, reflekteres, spres eller absorberes. Sannsynligheten for at lyset skal absorberes kan uttrykkes ved absorpsjonskoeffisienten. Dette er en kombinasjon av sannsynligheten for at lyset absorberes og den faktiske tverrsnittet av absorbatoren. Dersom vi har et materiale som bare absorberer lys kan vi beskrive hvordan lyset absorberes ved hjelp av Beer-Lamberts lov:

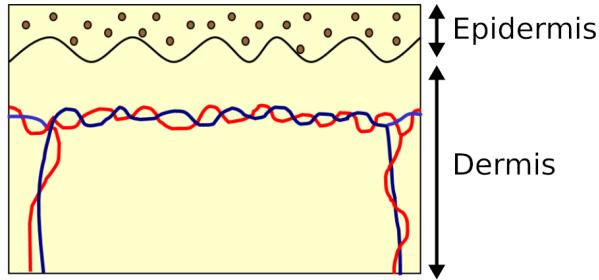
$$I(z) = I_0 \exp(-\mu_a z), \quad (1)$$

Her er I_0 den innfallende intensiteten på lyset, z er avstanden lyset har beveget seg og μ_a er absorpsjonskoeffisienten.

Denne formelen kan brukes dersom du har en hemolysert blodprøve i et glass og vil finne ut hvor mye den absorberer. Dessverre vil den ikke virke i vev. Beer-Lamberts lov virker bare for materialer med svært lite eller ingen spredning. Vevet vårt, og kanskje spesielt huden har høy spredning.

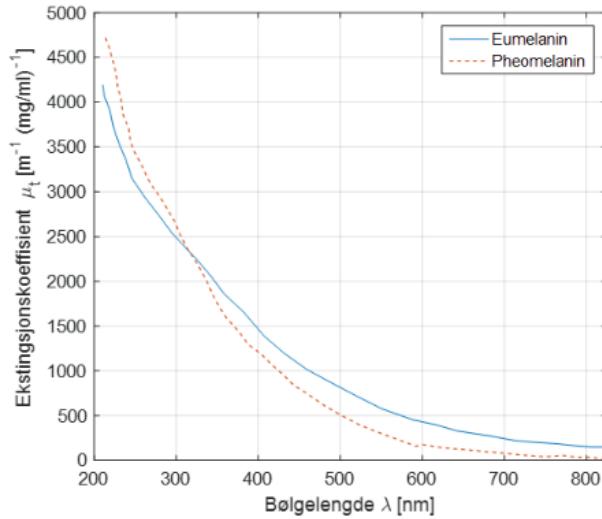
Huden er ikke gjennomsiktig, selv ikke hos de blekste av oss. Det skyldes at lyset spres av fett, bindevev og cellevegger. Spredningen i vev kan på samme måte som for absorpsjon beskrives som en eksponensiell sammenheng, bare med spredningskoeffisienten i stedet for absorpsjonskoeffisienten. Det finnes flere typer spredning i vev. Vanligvis beskriver vi det som en kombinasjon av Miespredning fra molekyler som er like store som eller større enn bølgelengden, og Rayleighspredning fra strukturer som er mindre enn bølgelengden.

Miespredning er den typen spredning vi ser i vanndråpene i skyer eller tåke. Den er ikke bølgelengdeavhengig og gir en hvit eller gråaktig farge. I vevet er det blant annet fett og cellevegger som gir Miespredning. Rayleighspredning er svært bølgelengdeavhengig og gjør at blått lys vil spres fire ganger mer effektivt enn rødt lys. Dette, sammen med absorpsjonen, påvirker hvor langt inn i vevet de ulike bølgelengdene når. Blått lys spres veldig effektivt og når dermed ikke så langt inn i vevet, mens rødt lys spres sjeldnere og har større inntrengingsdybde.



Figur 3: Svært forenklet og stillisert tverrsnitt av den øverste delen av huden.

I figur 3 ser man et eksempel på et tverrsnitt av hudens øverste del. Det øverste laget, epidermis, utgjør en beskyttende barriere, og består i stor grad av keratin. Dette laget inneholder pigmentet melanin. Epidermis innholder ikke blod og er fra ca 80-150 micrometer tykt. Den bølgende grensen mellom epidermis og dermis kalles basallaget. Her dannes cellene i laget over, inkludert pigment. Basallaget får næring fra blodkarene i dermis (neste lag). Blodårene i dermis ligger med ulik tetthet i ulike dybder, her er arterier tegnet som røde, mens venene er blå. Her er kun det øverste laget vist. Dypere ned i huden finner man flere blodkar, og nederst ligger et lag med underhudsfett.



Figur 4: Figur av melaninabsorpsjon. Det finnes to typer melanin i huden, eumelanin som finnes i mørkt og enkelte typer blondt hår, og pheomelanin som finnes i rødt og enkelte typer blondt hår.

Hvor langt inn lyset når og hva som skjer med det er altså avhengig av hvordan vevet er sammensatt og hva som sprer og hva som absorberer. I tillegg til blod inneholder huden en rekke andre stoffer som absorberer lys. Fett, vann og fargestoffer fra mat kan påvirke absorpsjonen, men innenfor den synlige delen av lysspektrum er bidragene fra slike stoffer begrenset.

De viktigste fargestoffene i huden er hemoglobin i blod og pigmentet melanin. Melanin ligger ytterst i huden og har som hensikt å filtrere bort skadelig UV-stråling før det når kritiske strukturer som kan skades av strålingen. Det har derfor en absorpsjonskarakteristikk som et slags lavpassfilter i

frekvensdomenet. Lyset vi skal måle med må gjennom laget med pigment i huden før det når ned til blodårene. Det at både absorpsjon og spredning er høy for korte bølgelengder gjør at kortbølget lys når svært mye kortere inn i vevet enn langbølget lys. Denne effekten kan man enkelt observere ved å holde en lommelykt under fingrene og lyse gjennom. Rødt lys når gjennom fingeren, men ikke blått.

1.2 Kræsjkurs i regning på fotontransport

1.2.1 Diffusjonslikningen

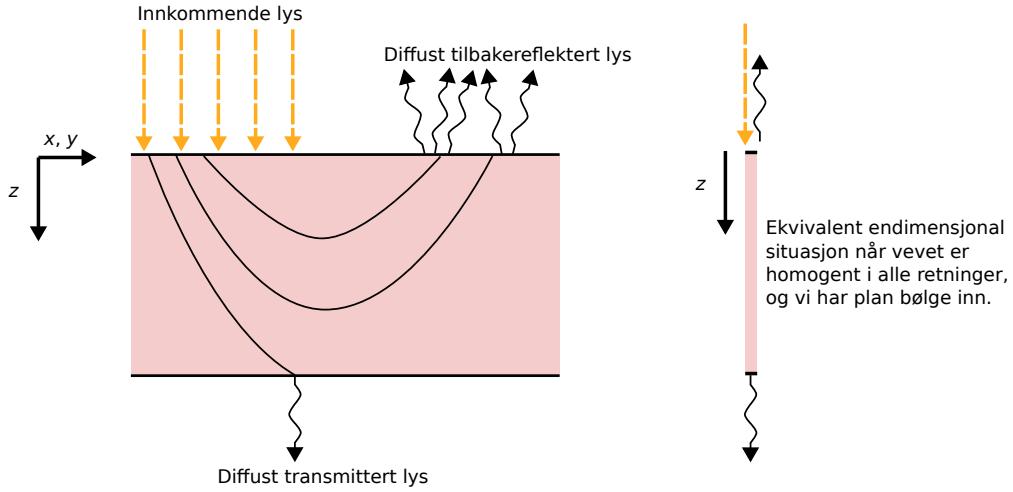
For å regne på fotontransport i hud, ignorerer vi vanligvis alt som har med bølgeegenskapene til lys (koherens, polarisering, interferens, ...), og ser heller på hvordan energien forplanter seg gjennom vevet. På toppen av hudoverflaten har vi en innkommende energi, og gjennom vevet vil energien enten bli absorbert eller spredt.

Med krav om bevaring av energi, kommer man frem til en likning for energiflyten i ulike retninger, i en gitt posisjon i vevet, uttrykt med ulike radiometriske størrelser (Boltzmanns transportlikning, ikke gjengitt her). Ved å anta at spredningen er mye høyere enn absorpsjonen og at avviket fra isotropien er lite, gir det en forenklet likning i kun fluensraten ϕ :

$$\frac{\partial \phi(\vec{r}, t)}{c \partial t} + \mu_a \phi(\vec{r}, t) - D \nabla^2 \phi(\vec{r}, t) = S(\vec{r}, t) \quad (2)$$

Diffusjonskonstanten D er gitt som $D = \frac{1}{3(\mu'_s + \mu_a)}$. Størrelsen μ'_s er redusert spredningskoeffisient.

Dette er en partiell differensielllikning i $\vec{r} = [x, y, z]^T$ og t . I denne laboppgaven kan vi stort sett se bort ifra tidsavhengigheten. Vi kan også gjøre en antakelse om at vevet stort sett oppfører seg likt og at vi har en plan bølge inn, og redusere fluensraten ϕ til å være avhengig kun av z , dybden i vevet. Se figur 5.



Figur 5: Koordinatsystem for fotontransportmodellen.

Om vi i tillegg antar at fotonkilden er en Dirac-delta-funksjon $S(z) = \delta(z)$, kan likningen for lystransport nede i vevet forenkles til

$$\mu_a \phi(z) - D \frac{d^2}{dz^2} \phi(z) = 0. \quad (3)$$

Vi har tilleggshensyn som grensebetingelser mellom hud og luft, spekulær refleksjon (Snells lov, ...), lagdeling av menneskehud, grensesjikt i huden og annet, men vi velger i denne laboppgaven å se bort ifra alt dette for å få en enklest mulig modell som skal brukes til å forstå resultatene på et kvalitativt nivå.

Løsningen på denne likningen er

$$\phi(z) = \phi(0) \exp(-Cz), \quad (4)$$

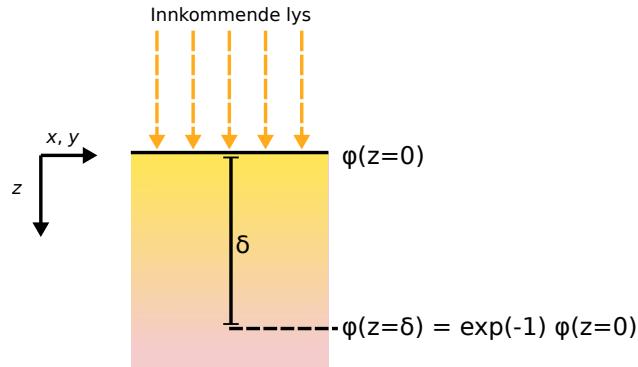
hvor $C = \sqrt{3\mu_a(\mu'_s + \mu_a)}$ og $\phi(0) = \frac{1}{2\delta\mu_a}$.

1.2.2 Penetrasjonsdybde

Optisk penetrasjonsdybde er et mål på hvor langt lyset når inn i vevet. Optisk penetrasjonsdybde δ i hud kan uttrykkes ved å se på hvilken z innkommende energi har blitt redusert til $1/e \approx 36.8\%$. Se figur 6.

Om samme definisjon brukes på $\phi(z)$, må vi finne for hvilken dybde z at $\phi(z)$ er redusert til $\phi(0) \exp(-1)$. Løsningen på dette for (4) er

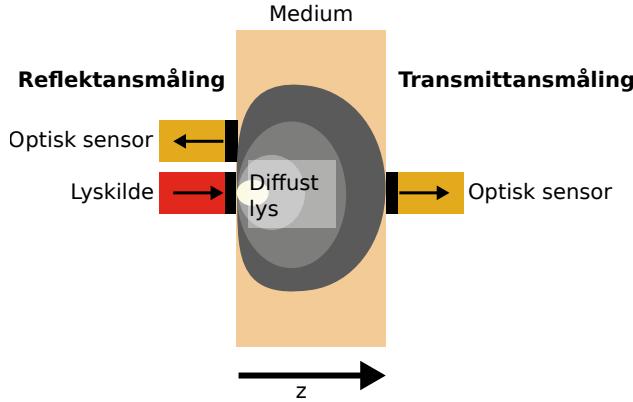
$$\delta = \sqrt{\frac{1}{3(\mu'_s + \mu_a)\mu_a}}. \quad (5)$$



Figur 6: Definisjon av penetrasjonsdybde δ .

1.2.3 Måling av lys på overflaten

Måling av lyset vil skje på utsiden av huden. Det er derfor mest interessant å bruke modellene til å se på hva som kommer ut igjen av emittert lys, og hvor dypt lyset har probet. Det skiller mellom reflektans og transmittans, vist i figur 7.



Figur 7: Måling av reflektans og transmittans.

Transmittans Anta en lyskilde inn på et medium (e.g. en finger). Transmittans er definert som energien som kommer ut på den andre siden, relativt til innkommende energi, og måler mengden lys som har gått gjennom hele mediet og passert ut på den andre siden.

Vi ser på fluensraten ved dybden d relativt til fluensraten ved overflaten for å få et inntrykk av oppførselen til transmittansen:

$$T = \frac{\phi(z = d)}{\phi(z = 0)} = \exp(-Cd). \quad (6)$$

Eksempel: Sette ei lommelykt på håndflaten din. Transmittansen blir mengden lys som kommer ut på oversiden.

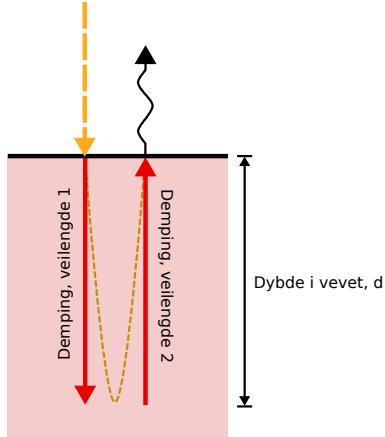
Siden dette er energi du har målt på den andre siden, vet du at det har probet hele tykkelsen av mediet du måler. Informasjonen du kan trekke ut herifra sier noe om hele fingeren.

Reflektans Anta en lyskilde inn på et medium. Reflektansen er definert som energien som kommer ut igjen på samme side, relativt til innkommende energi, og måler mengden lys som har probet mediet og blitt spredt tilbake.

Betrakninger om probet dybde For å gi et inntrykk av probet dybde, anta at uttrykket $\exp(-Cz)$ fra (4) kan måle hvor som igjen av et lite energibidrag fra lyskilden over en avstand z i mediet. Skal et energibidrag som når ned til dybden d gå ut igjen som reflektans, må det totalt traversere over en lengde $2d$ (se figur 8). Av dette bidraget er det igjen $\exp(-2Cd)$.

Eksempel: Over den optiske penetrasjonsdybden δ og opp igjen vil bidraget være redusert til $\exp(-2) = 0.14$. Over to penetrasjonsdybder, 2δ , vil bidraget være redusert til $\exp(-4) = 0.02$. Med andre ord: Mesteparten av bidragene til reflektansen ut kommer fra mellom hudoverflaten og penetrasjonsdybden, bidragene som går lengre ned dempes fort. *

*Skulle vi dratt dette et hakk lengre: Lyset reduseres til $\exp(-Cz)$ ned til dybden z , men bare andelen $0.5\mu_s dz$ blir spredt tilbake, og dempes så med $\exp(-Cz)$ på vei opp igjen til overflaten. Ytterligere spredning forover og tilbake av dette antar vi at allerede er inkludert i dempfingsfaktoren på vei tilbake.



Figur 8: Forenklet modell for reflektans.

Betrakninger om relative reflektansnivå mellom forskjellige bølgelengder Likning (3) uttrykker samlet lystransport, og bidragene i løsningen (4) vil inkludere alt som er på vei inn i mediet for første gang i tillegg til det som blir spredt tilbake. Vi kan derfor bruke $\phi(z = 0)$ som en pekepinn på hva vi får ut igjen ved ulike bølgelengder.

Ved overflaten er $\phi(z = 0)$ proporsjonal med $\frac{1}{\delta\mu_a}$. Vi kan si at

$$R \propto \frac{1}{\delta\mu_a} = \sqrt{3(\mu'_s/\mu_a + 1)}. \quad (7)$$

Grovt sett: Lavere absorpsjon og/eller høyere spredning gir høyere reflektans, og kan brukes til å si noe om de relative forholdene mellom forventet reflektans fra ulike fargekanaler (om vi får høyere verdier fra rødt enn grønt, etc.).

Mer korrekt simulering av reflektans fra en hudmodell over bølgelengdeområdet 400 til 800 nm er sammenlignet med resultatet fra likning (7) i figur 9. Den forenkla modellen kan brukes til å si noe om relative nivå, selv om tallverdiene ikke er riktige.

1.2.4 Regning på pulsutslag/blodkontrast

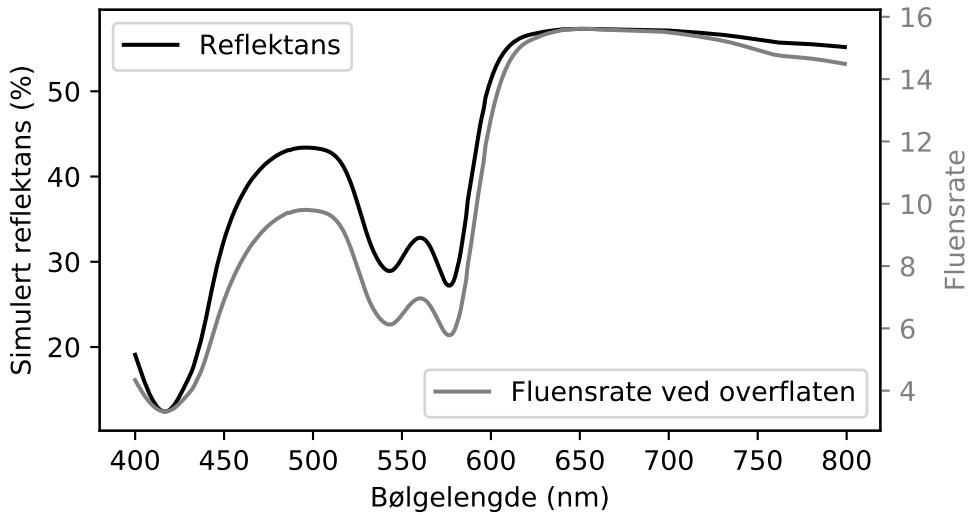
Som forklart tidligere, vil hjerteslagene modulere blodvolumet i vevet. Dette gir endringer i lyset som kommer ut av menneskevevet, og gir oss til slutt et pulssignal.

Dersom vi antar et lite stykke medium og regner ut transmittansen gjennom det for ulike blodvolum kan vi se på hvor stort utslag vi ville fått i pulsmålingen vår når blodvolumet endret seg. Eksempel på kvantisering av dette utslaget:

$$\text{Kontrast} = K = (|T_{\text{Høyt blodvolum}} - T_{\text{Lavt/normalt blodvolum}}|)/T_{\text{Lavt/normalt blodvolum}} \quad (8)$$

Her vil en liten endring i T gi K nært 0, mens størst mulig endring (fra en eller annen verdi ned til 0) gir K nært 1.

Blodet har ulik absorpsjon på ulike bølgelengder, som vist i figur 2. En bølgelengde med høy blodabsorpsjon betyr at T reduseres dramatisk når blodvolumet går opp. Vi får dermed stor pulsamplitude, og får stor kontrast mellom høy og lav blodmengde.



Figur 9: Simulert reflektans (korrekt definisjon, med korrekte grensebetingelser mot luft og bedre valg av kildefunksjon) sammenlignet med fluensraten ved $z = 0$.

1.3 SNR i pulssammenheng

SNR (signal-to-noise-ratio) kan defineres på mange forskjellige måter. Felles for de fleste er at de bør måle størrelsen, mengden, amplituden, energien til interessesignalet relativt til mengden støy du har ellers i målingen. Den valgte SNR-definisjonen bør være nyttig for å kunne si noe om kvalitet på forskjellige målinger, og være relativt robust og gi sammenlignbare tall.

Eksempler på to definisjoner av SNR:

1. SNR i bildekvalitetssammenheng. Snittsignallnivå over bildet delt på standardavviket til støyen i bildet, $\mu_{signal,1}/\sigma_{imagenoise}$. Uttrykker generell bildekvalitet. Interessesignalet er pikselverdiene.
2. SNR i pulssammenheng. Maksamplitude i pulssignalet delt på standardavviket til støyen i pulssignalet, $\mu_{signal,2}/\sigma_{pulsenoise}$. Uttrykker kvaliteten på pulsutslaget, hvor begravd pulssignalet er i støy, hvor lett det er å estimere puls. Interessesignalet er pikselvariasjonen knyttet til puls.

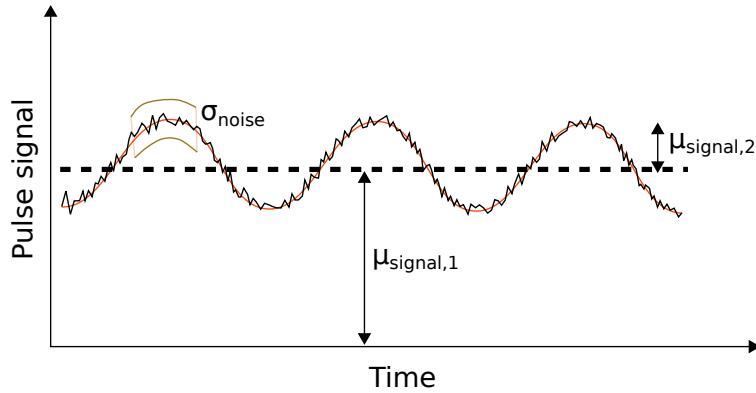
Definisjon 1 ville vært nyttig om vi var ute etter å si noe om signalkvalitet i de ulike fargekanalene på et kamera, slik som generell lysstyrke, sensorkvalitet, ...

Definisjon 2 ville vært nyttig for å si noe om selve pulssignalet.

SNR-definisjonen over forutsetter et estimat på pulsutslagsamplitude og støystandardavvik. Dette vil gli over i hverandre i tidsdomenet for lave SNR-verdier.

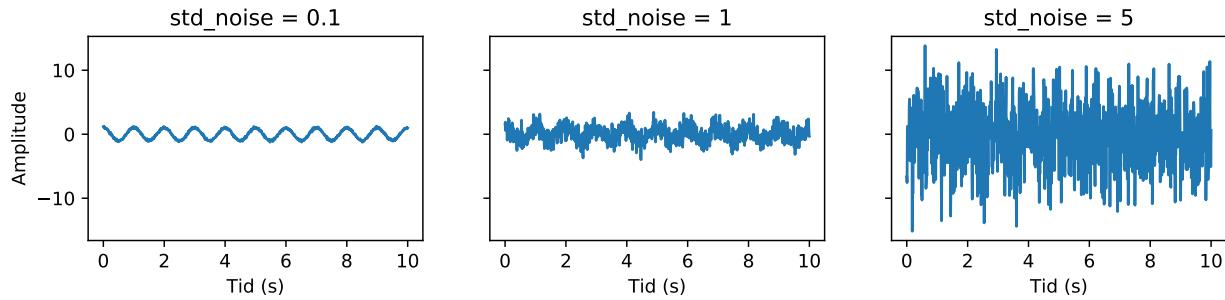
1.3.1 SNR i frekvensdomenet

En mulig løsning på dette problemet er å ty til FFT, og mer klart definere hva som er signal og hva som er støy ved å se på ulike frekvensbøtter.



Figur 10: SNR-definisjoner.

Eksempel: Simulerer en pulsmåling (sinussignal på 1 Hz (60 BPM), $f_s = 100$ Hz) med økende additiv, gaussisk støy, se figur 11.



Figur 11: Simulerete pulssignal.

Her er det lett å se at den første målingen har best kvalitet, og den siste dårligst. Signalene har kjent amplitud og støystandardavvik, og gir SNR-verdier på 10.0, 1.0 og 0.2 for økende grad av støy. SNR-verdiene kan brukes til å evaluere relativ kvalitet på målingene, men forutsatte at vi kjente pulsamplitude og støykarakteristikk.

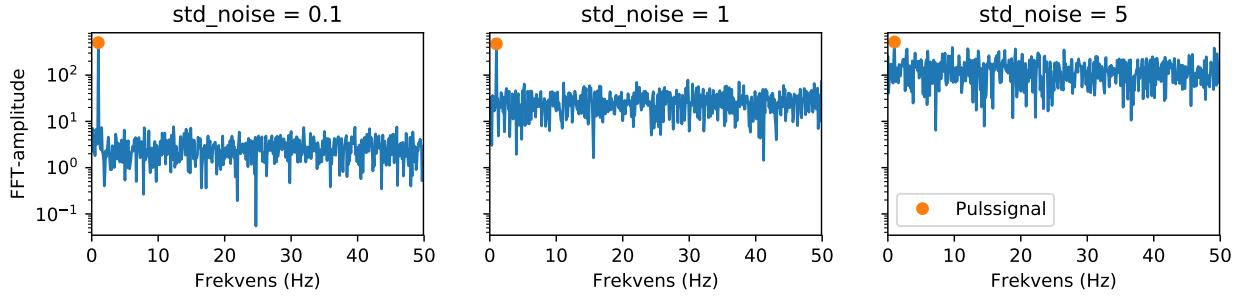
FFT av disse signalene er plottet i figur 12.

Anta at pulsenfrekvensen allerede er estimert ved hjelp av en eller annen metode. Vi kjenner altså hvilken frekvensbøtte pulssignalet burde ligge i etter at vi har tatt FFT. Denne er synlig som en smal topp i FFT-spekteret. Verdien her gir oss noe som er proporsjonalt med amplituden i signalet. I alle andre frekvensbøtter kan vi anta at vi bare har ulike komponenter av støyen, og estimerer derfor støyamplitude.

Om vi bruker amplituden fra interessefrekvensbøtten(e), og måler dette mot frekvensbøttene med støyen vi ikke er interessert i, bør vi få et robust estimat på SNR. Eksempel:

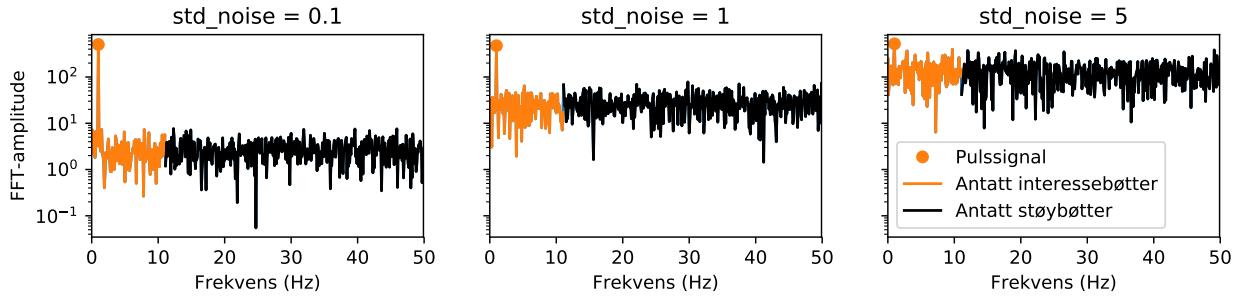
$$\text{SNR} = \frac{\text{sum(frekvensbøtter med signal)}}{\text{sum(frekvensbøtter med støy)}} / \text{sum(frekvensbøtter med støy)} \quad (\text{snitt kan også brukes})$$

I tilfellet over gir en sum følgende verdier før økende støystandardavvik: 0.36, 0.035, 0.0079, og gir mening ut ifra kvaliteten på målingene.



Figur 12: FFT av signalene i figur 11.

Fallgruver Dette kan bli mer utfordrende om signalet har en viss bredde i frekvensdomenet. Om vi tror signalet (i et ekstremt tilfelle) spenner seg fra 0 til 10 Hz, kunne vi bestemt oss for å sammenligne frekvensbøttene vist i figur 13:



Figur 13: Demonstrasjon av litt feilvalgte FFT-bøtter.

Men da har vi også inkludert frekvensbøtter med støy, og støyen har mye energi for $\text{std_noise} = 5$. Samme SNR-definisjon som over vil gi følgende tall: 1.43, 0.55, 0.57, men den siste målingen har åpenbart ikke høyere SNR enn den midterste målingen. Problemet her er at støyamplituder inkluderes i målet på interessesignalet, og ender opp med å gi en sammenligning mellom epler og bananer. Vær obs på hvilke frekvensbøtter som plukkes ut for sammenligning.

Andre hensyn i en reell målesituasjon Pulssignalet er egentlig ikke et sinussignal, men kommer til å bestå av flere komponenter. Du mäter et biologisk system, og pulssignalet kan endre frekvens underveis i målingen. Interessesignalet kan derfor være litt bredere i frekvensplanet, og ikke bare bestå av én frekvenskomponent. Harmoniske kan også forekomme. Tilleggssignaler kan dukke opp, slik som pustefrekvens, bevegelse.

Det kan derfor være vel verdt å være obs på antakelsen om at alle andre frekvensbøtter kun inneholder støy ikke nødvendigvis er helt riktig. De inneholder riktignok som regel signaler du ikke er interessert i, så kan gå som "støy". Men har du for eksempel bevegelse som modulerer signalet, kan dette ha kraftig utslag i FFT-spekteret ditt, og det kan bli rart å regne ut SNR fra dette. Husk å sjekke tallene, og sjekk at måten å regne SNR på gir mening.

Bruk en fast frekvens for pulsfrekvensen når du regner ut SNR. Pulsfrekvensen har du estimert med andre metoder, og du skal evaluere hvor mye signal denne frekvensen har, relativt til alle de andre

signalene du ikke er interessert i i pulsmålingen.

Om det ikke er mulig å estimere pulsfrekvens fra en gitt fargekanal, bruk pulsfrekvensen estimert fra en av de andre kanalene for å kunne si noe om SNR i den “umulige” fargekanalen.

1.3.2 Avsluttende bemerkninger om SNR

Meningen med SNR-beregningene er å bruke det som et verktøy for å sammenligne målinger, og kunne kvantisere “dårlig pulsmåling” med et tall. Tallet må gi mening for at det skal være noen nytte i det. Viser det seg å være problemer med metoden, kan det diskuteres i sluttrapport.

For det meste kommer mengden støy til å endre seg lite fra måling til måling og fargekanal til fargekanal. Det som vil endre seg er amplituden på pulsutslaget, som påvirkes av biooptikken som er forklart tidligere. Om støyen kan verifiseres å være konstant, kan det være like greit å sammenligne basert på pulsamplitude alene.

1.4 Forskningslitteratur

1.4.1 Fjernmåling av puls med kamera

Enkelte forskningsgrupper jobber aktivt med det dere skal gjøre i laben. For de nysgjerrige som vil søke litt rundt, er typiske nøkkelord “photo-plethysmography”, “plethysmography”, “remote”, “rgb”. En fin startartikkel kan være <https://www.osapublishing.org/oe/abstract.cfm?uri=oe-16-26-21434>. Denne er sitert av mange andre artikler man kan rote seg videre bort i (https://scholar.google.no/scholar?cites=16511870114372664801&as_sdt=2005&sciodt=0,5&hl=no).

1.4.2 Fotontransport

Vi tok en del snarveier i modellutledningene for å kunne gjøre betraktninger om hva som egentlig skjer uten å innføre for mye kompleksitet. Nysgjerrige kan oppsøke følgende artikler for mer matematisk og fysisk korrekt behandling av grensebetingelser og størrelser som reflektans:

- Haskell et al., “Boundary conditions for the diffusion equation in radiative transfer”, J. Opt. Soc. Am. A, Vol. 11(10), 1994.
- Svaasand et al., “Tissue parameters determining the visual appearance of normal skin and port-wine stains”, Laser. Med. Sci, vol. 10(55), 1995 (se appendix).

2 Forberedelsesoppgaver

2.1 Opgave 1: Fotontransportberegninger

- Regn ut optisk penetrasjonsdybde i typisk menneskevev for bølgelengdene RGB-kameraet er sensitivt for*.

*Informasjonen står i kameradatabladet på Blackboard. Hver fargekanal er sensitiv over et større bølgelengdeområde, forenkle dette ved å bruke bølgelengde som svarer til maksimum respons. Bruk skjelettskript ute på Blackboard for å gjøre beregningene (gir μ_a og μ'_s for typisk menneskehud). Anta en blodvolumsfraksjon (bvf) på 1% og en blodoksygenering (oxy) på 80% (satt i skriptet).

- (b) Mål tykkelsen av fingeren din. Av lys som kommer inn i en slik finger, estimer med modellen hvor stor prosentandel som kommer ut igjen på den andre siden, for hver av de tre fargekanalene. Hva slags fingerdybde har du probet?
- (c) Hvis du mäter reflektans, hvor dypt forventer du at signalet har probet fingeren på ulike bølgelengder?
- (d) Anta en blodåre med diameter $300 \mu\text{m}$. Regn ut hvor mye lys som når ut på den andre siden av blodåren (blodvolumsfraksjon 100%), og sammenlign med hvor mye som når gjennom et tilsvarende stykke vev (blodvolumsfraksjon 1%). Regn ut kontrasten. Hva sier dette om forventet pulsamplitude?
- (e) Hvilkens fargekanal forventer du at vil fungere best til pulsmåling, og hvorfor?

2.2 Oppgave 2: SNR

Du har trukket ut et pulssignal fra en kameravideo. Du kjenner amplituden på pulssignalet og sannsynlighetsfordelingen til støyen.

Hvordan kan du definere SNR dersom du er interessert i å se på hvor klart pulssignal du har?

Hvordan kan du gjøre dette med en FFT-basert tilnærming om du ikke har en god karakteristikk av støyen eller pulsamplituden?

3 Laboppgaver

Oppgaven har to implisitte deler: Samle data og implementere dataprosessering.

Det kan være dere blir nødt til å gjøre dette litt iterativt, da det ikke er sikkert datakvaliteten på de første dataene dere samler er god nok. Det anbefales at det først tas data av transmittans gjennom fingeren, før prosessering implementeres, og dere deretter tar mer data. Se tips til datafangs og prosesseringsssteg i eget notat.

3.1 Samle og analysere data

3.1.1 Del 1: Basismålinger

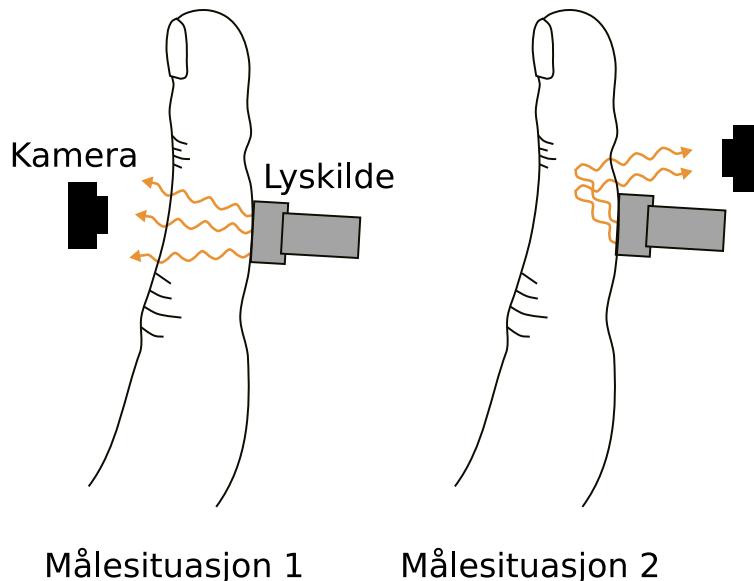
For alle målesituasjonene som følger bør du ha:

- Tatt minst fem målinger av hvilepuls og regnet på snitt og standardavvik for puls estimert av hver av fargekanalene, og sammenlignet med en uavhengig måling tatt med e.g. en smartfonapp for å måle puls, pulsklokke, e.l.
- Regnet på SNR for hver av fargekanalene for en av de fem målingene *.

Målesituasjoner:

1. Sett ei lommelykt direkte mot fingeren, og mål det som kommer ut på den andre siden (transmittans)

*Script på blackboard. Les teoridelen om dette, og sjekk at ting faktisk gir mening ved å kikke på FFT-spekteret. Siden det kan bli litt manuelt jobb av dette, trengs SNR bare for en av de fem målingene.



Figur 14: Målesituasjoner: Fingertransmittans, fingerreflektans.

Når du har gjort dette for én måling, er det egentlig lurt å bare begynne å implementere prosessering, ved å se på signalet dere får ut og prøve å trekke ut puls. Transmittanssignalet er som regel det enkleste signalet * å få en puls ut av, og som et første steg er dette veldig fint å se på. Gå deretter tilbake hit for å teste mer kompliserte målesituasjoner.

2. Sett ei lommelykt direkte mot fingeren og mål det du får tilbake (reflektans).

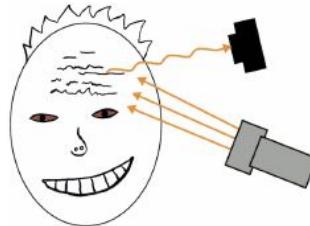
3.1.2 Del 2: Robusthetstester

Velg ut fargekanal (og målesituasjon, hvis relevant). Begrunn gjerne valget etter hvor lett det er å få ut puls, hvor praktisk det er å gjøre den målingen, hvor interessant dere finner den måten å måle på, eller andre hensyn.

Vi forutsetter at man gjør minst to forskjellige robusthetstester, hvor dere skal teste pulsmålemetoden deres i utrygge situasjoner. Hva disse testene blir, velger dere selv. Dersom det er vanskelig å holde et jevnt nivå mellom målinger i samme test, f.eks. ved høy puls, er det greit å lage bare én måling.

Tips til ting man kan teste:

*Som regel... Fingeren kan ofte også være den delen av kroppen du har aller minst pulssignal fra. Plages du av kalde fingre og føtter? Da vil du også bli plaget med umulige målinger, siden kalde fingre har sammenheng med dårlig blodsirkulasjon. Dette er et kjent problem for pulsmålere på sykehuset. Varm opp fingrene dine tilstrekkelig (gni dem mot hverandre e.l.) før du gjør måling, så utvider blodårene seg. Vil også bli tilsvarende problem om det generelt bare er kaldt, siden blodårene trekker seg sammen når det er kaldt, og løses også av håndgning.



Mål panna på et godt belyst

- ansikt. Dette er mulig, men er gjerne litt mer utfordrende.
- Varier pulsen ved å springe opp og ned trappa e.l., slik at dere får verifisert at riktig hvilepuls ikke bare var ren flaks.
- Varier belysningen, test ulike lyskilder. Med/uten taklys? Taklys på ulike dimmeinnstillinger? Med/uten skjermet målekammer (f. eks. en genser)?
- Iskalde vs. varme fingre
- Varier avstand mellom objekt og kamera, lyskilde og objekt.
- Sjekke om systemet kan måle puls fra flere mennesker samtidig.
- Sammenligne ulike prosesseringsmetoder.
- Sammenligne SNR før og etter ulike preprosesseringssteg.
- Teste andre deler av kroppen.

Sammenlign pulsverdier, SNR-verdier, feilestimat og eksterne kilder som smartfonapp. Prøv gjerne å teste andre ting enn eksemplene som er listet opp over. Utforsk måleoppsettet. Et negativt resultat er også et resultat.

3.2 Krav for godkjent lab

For å få godkjent laben må dere, i tillegg til å få godkjent på forberedelsesoppgavene, gjøre følgende når dere demonstrerer laben.

1. Vis at dere har gjort basismålingene og regnet på SNR, gjennomsnitt og standardavvik
2. Plott rådataene og spektrumet til minst én måling, alle kanaler
3. Vis at dere har gjennomført robusthetstestene