

# UTVECKLING AV EN MULTIKANAL NEAR INFRARED SPECTROSCOPY (NIRS) GIVARE

Examensarbete i elektroteknik

Aydin Abdi

Lunds Tekniska Högskola

Institutionen för Mätteknik och Industriell Elektroteknik

NeuroMedicine Behavior Lab Scandinavia AB, Malmö

Mars 2011

Projektledare: Bengt Lögdberg

Handledare: Oluf Huldt

LTHs handledare: Tomas Jansson

Examinator: Magnus Cinthio



**LUNDS  
UNIVERSITET**

Lunds Tekniska Högskola

## Abstract

Near-Infrared Spectroscopy (NIRS) has become popular in many research fields for the past two decades. NIRS technology uses near infrared light for measuring changes in the concentration of deoxygenated hemoglobin and oxygenated hemoglobin. Non-invasive near-infrared absorption measurements in tissue have many invaluable applications in the medical field. Today NIRS is a very attractive technique within for example brain research and studies of neurological and psychiatric diseases.

The purpose of this thesis is to develop a handheld, multi-channel, low cost and compact Continuous Wave NIRS system. The system will non-invasively monitor blood oxygenation and total hemoglobin level in the frontal lobe of the brain by measuring changes in blood absorption with near-infrared light through tissue. With LabView 8.6 the NIRS probe was programmed for data processing and thereafter was analyzed data using MatLab 2007.

For building the NIRS system I utilized eight phototransistors with their own PCBs (Printed Circuits Board), three LEDs (Light-Emitting Diode), one FPC (Flexible Printed Circuit) and one computer board. Two wavelengths of 735nm and 850nm were considered due to the different optical properties of oxygenated and deoxygenated hemoglobin at near-infrared region. This system can measure the intensity of light scattering through the tissue and from this value and the absorption coefficients of hemoglobin; the concentrations of the oxygenated and deoxygenated hemoglobin (Hb and HbO<sub>2</sub>) can be calculated. The device's possible clinical application, i.e., as a screening tool for the detection of sleep apnea, was explored using the breath holding protocol. In persons with sleep apnea there is a reduction in their oxy-hemoglobin saturation (O<sub>2</sub> saturation) due to the cessation of airflow. This is simulated using the breath holding protocol. With the prototype I built I was able to show that the total hemoglobin concentration (in proportion to blood volume) within the detected region increases during the breath holding period, reaches a peak after the start of re-breathing, and gradually comes back to normal. The results obtained proved that the device was able to detect the hemodynamic changes during the breath holding tests.

This project has had many limitations mainly due to time-limit but despite this the results are clear and show that the device works properly. The NIRS system is a relatively new technique with many possibilities in the future but much research

needs to be done and the knowledge about NIRS still has to be more widespread before we will see it being used as a tool in the clinical medical field.

## Förord

Medicinsk teknik har alltid varit ett stort intresse för mig personligen. Inför mitt examensarbete var jag därför säker på att ett arbete inom detta område skulle passa mig perfekt. NeuroMedicine Behavior Lab Scandinavia AB är ett företag i Malmö som arbetar med utveckling av olika tekniker inom medicinsk teknik däribland NIRS. Under projektets gång har jag i nära och gott samarbete tillsammans med Bengt Lögdberg som projektledare och Olof Huldt som handledare arbetat med att bygga min prototyp. Jag har under hela perioden haft tillgång till ett arbetsrum med all utrustning och all material jag behövt och dessutom har jag alltid haft någon att vända mig till, ställa frågor till och bolla idéer med när jag behövt stöd. Olof har dessutom lagt mycket tid på att lära mig Eagle programmet och har även hjälpt mig mycket med ritningarna av kretskortscheman. Jag vill tacka både Olof och Bengt för all stöd och hjälp under denna tid och inte minst för mycket trevligt sällskap i arbetsrummet under alla dessa månader.

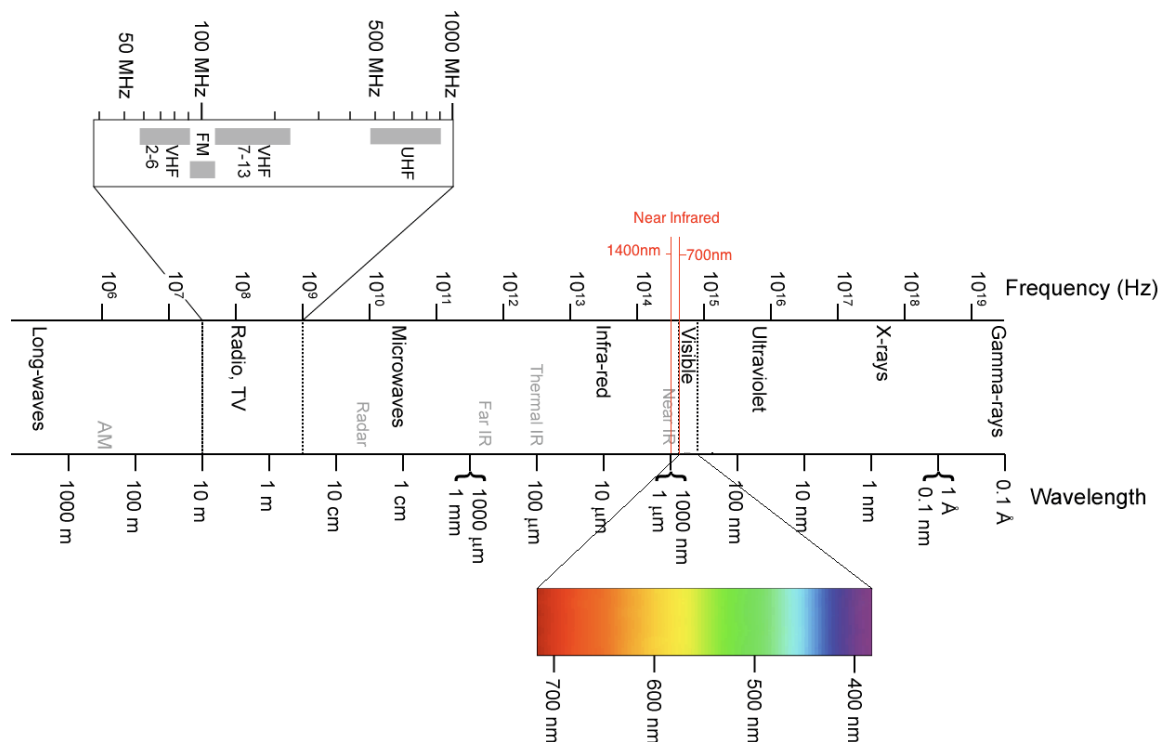
# Innehållsförteckning

Abstract.....	2
Förord.....	3
1. Inledning .....	5
1.1. Bakgrund.....	5
1.1.1. Ljusets beteende inne i vävnaden.....	6
1.2. Olika slag av NIRS teknik .....	8
1.2.1. Tidsdomänssystem (illumination av sub-nanosekund ljuspulser).....	9
1.2.2. Frekvensdomänssystem (amplitud modulerat ljus vid en radiofrekvens) ....	9
1.2.3. <i>Continuous Wave</i> , (CW) system, ("kontinuerligt vågsystem") .....	10
1.3. Teorin bakom Continuous Wave system .....	10
1.4. Syfte .....	13
2. Metod, instrument och komponenter .....	14
2.1. Delar som använts för att bygga NIRS systemet .....	14
2.2. Uppbyggnaden av NIRS (hårdvara).....	14
2.2.1. Översikt.....	14
2.2.2. Lysdioder .....	16
2.2.3. Fototransistor .....	16
2.2.4. FPC .....	17
2.2.5. Datorkort .....	18
2.2.6. Silikonmaterial.....	19
2.2.7. Datasamling och databehandling .....	20
2.3. Mjukvaror.....	22
2.3.1. LabView 8.6 från National Instruments.....	22
2.3.2. Signalbehandling med MatLab 2007 .....	27
2.4. System testning .....	29
2.4.1. Att hålla andan .....	29
2.4.2. Försöksprotokoll .....	29
3. Resultat.....	30
4. Diskussion och framtidsutveckling.....	36
Bilagor.....	39
Referenser .....	51

# 1. Inledning

## 1.1. Bakgrund

Infrarött ljus består av ett brett spektrum av elektromagnetiska vågor med våglängder längre än synligt ljus och kortare än mikrovågor och millimetervågor (ca 700 nm till 1 mm). våglängder mellan 1400nm-700nm kallas Near infrared ("nära infraröd") och ingår i det infraröda spektrumet (se Figur 1.1). (1)



Figur 1.1 Spektrum av elektromagnetiska vågor (2)

*Near Infrared Spectroscopy*, NIRS, ("nära infraröd spektroskopi") introducerades av F.F. Jöbsis år 1977. Hans studie med titeln "Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters" byggde på det faktum att infrarött ljus absorberas väldigt lite av vävnad och således tränger långt in i kroppen. Därför kunde man mäta skillnaden i syresatt och icke syresatt hemoglobin via ljusabsorption vilket är tacksamt då hemoglobin med och utan syre har olika absorptionsspektrum inom det infraröda området (3).

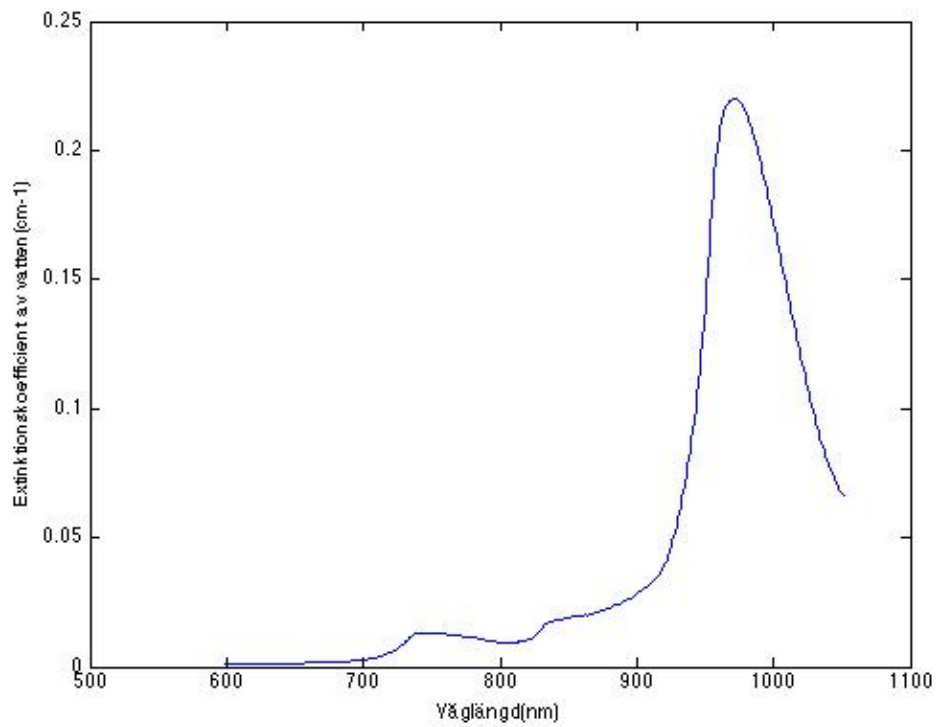
I början av åttiotalet ökade intresset för denna teknik och fler studier gjordes av Jöbsis och andra grupper för att validera och undersöka fler användningsområden för denna teknik. Under nittiotalet publicerades hundratals studier inom detta område.

Övervakning av förändringar under tilltäppning av halsartären och under hjärtlungmaskinen är några exempel på rapporterade studier från denna period. Sedan slutet av nittioalet har NIRS tillämpats allt mer i kartläggningen av hjärnans funktionalitet samt bröstcancerundersökning och bröstcancerdiagnos. Tack vare dess icke-invasiva karaktär och den information som NIRS kan erbjuda blir NIRS en allt mer accepterad forskningsmetod, speciellt då man vill kartlägga hjärnans funktionsområden. Under de senaste åren har man vid användningen av NIRS använt flera ljuskällor (t.ex. lysdioder) och detektorer (t.ex. fototransistor) med olika avstånd mellan dem för att kunna avbilda de hemodynamiska aktiviteterna (3).

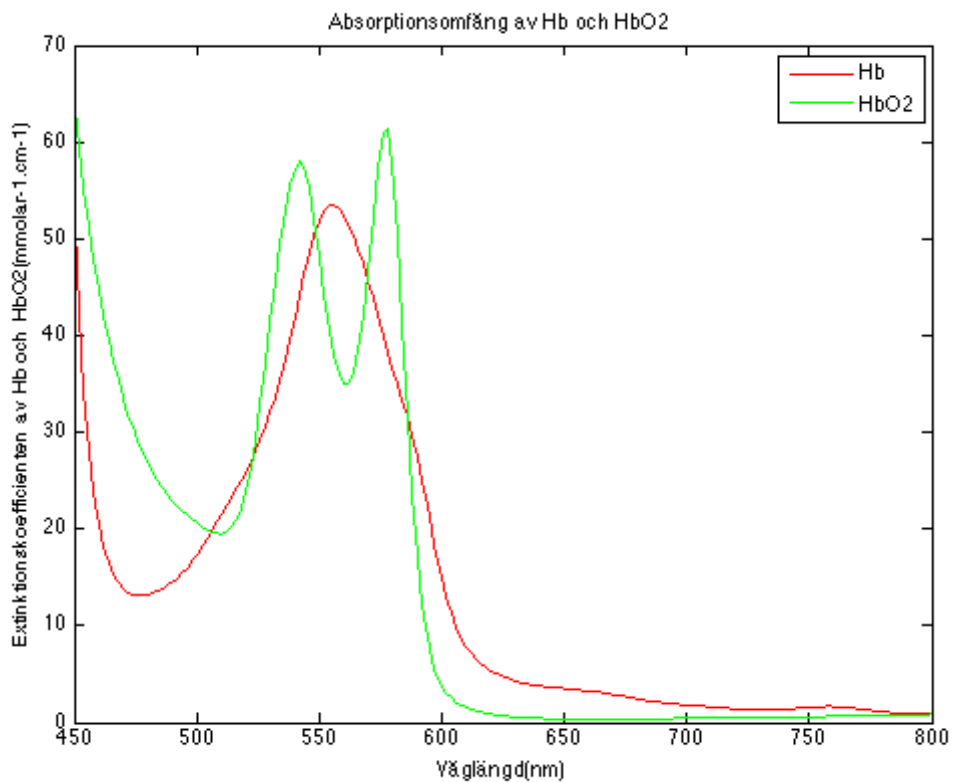
#### 1.1.1. Ljusets beteende inne i vävnaden

När ljuset går in i vävnad, är dess utbredning i huvudsak styrd av två fysiska fenomen, dessa är ljusets absorption och ljusets spridning. Det finns vissa substanser i mänskliga vävnader vars spektra inom NIRS våglängder är väl definierade. Några av dessa absorbenter som vatten, melanin, och bilirubin förändras inte i koncentration med tiden. Däremot är vissa andra absorbenter som syresatt hemoglobin ( $\text{HbO}_2$ ) och icke syresatt hemoglobin (Hb) starkt beroende av vävnadens syresättning för dess absorptionsomfång (4). På detta sätt kan förändringar i absorption ge kliniskt användbar information.

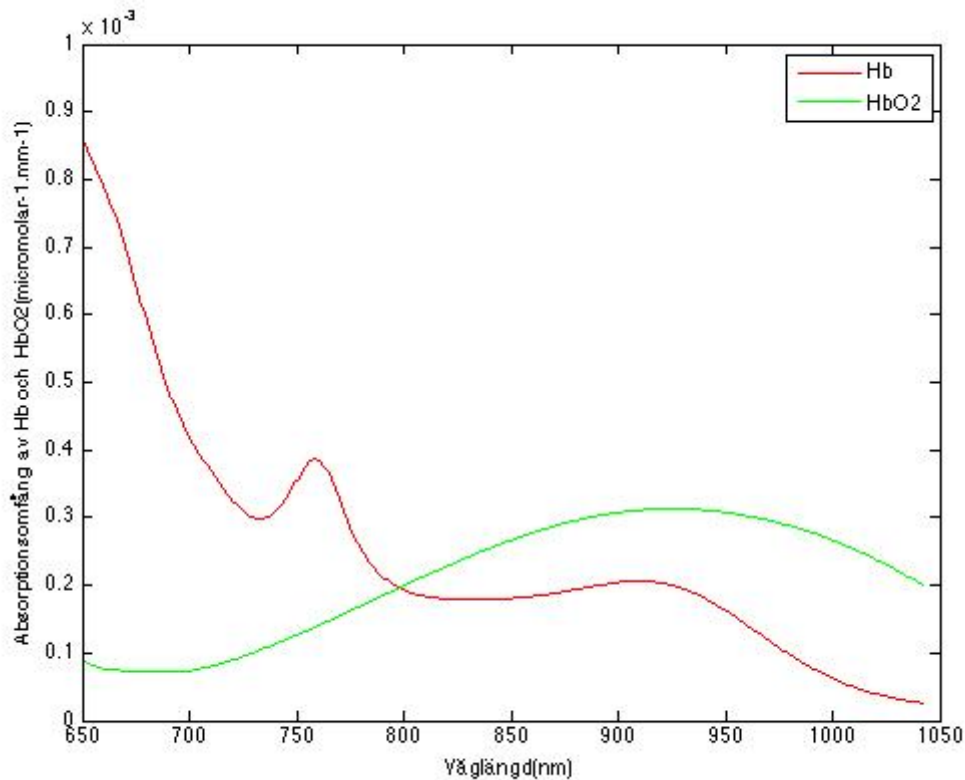
Figur 1.2 visar absorptionsomfång av vatten, figur 1.3 visar absorptionsomfång av Hb och  $\text{HbO}_2$  våglängder mellan 450nm och 800nm och figur 1.4 visar absorptionsomfång av Hb och  $\text{HbO}_2$  med avseende på våglängder mellan 650nm och 1050nm.



Figur 1.2 Extinktionskoefficient av vatten (5)



Figur 1.3 Extinktionskoefficient av Hb och HbO2 (6)



Figur 1.4 Absorptionsomfång av Hb och HbO<sub>2</sub> (7)

Som framgår av dessa figurer dominerar vattnets absorption vid våglängder över 1000nm samtidigt som det finns en dominerande absorption av Hb under 650nm. Värden över respektive under dessa våglängder ger en så kraftig absorption av vatten respektive Hb vilket gör att ljuset inte kan passera vävnader därefter inte kan detekteras. Därmed ligger NIR-fönstret inom intervallet 650nm till 950nm. Inom detta intervall är HbO<sub>2</sub> och Hb dominerande absorption och deras koncentration är tillräckliga låga (< 100 μM) därmed låter ljus passera några centimeter i vävnader samt kan fortfarande detekteras (8).

## 1.2. Olika slag av NIRS teknik

Det finns olika sätt med vilka diffust ljus kan användas för excitation. Tre olika metoder är:

- 1) illumination av sub-nanosekund ljuspulser,
- 2) amplitud modulerat ljus vid en radiofrekvens och
- 3) *Continuous Wave*, CW ("kontinuerlig ljusvåg").

Således finns det tre typer av apparater baserade på dessa olika typer av metoder. Varje metod består av inställningar och beräkningsprinciper som är helt olika de

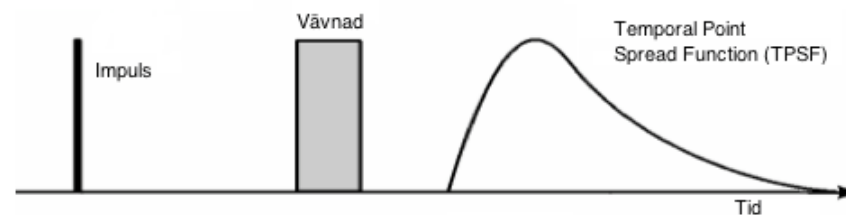


andra metoderna. (9), (10). Nedan följer korta presentationer av de två förstnämnda metoderna och därefter en mer ingående beskrivning av *Continuous Wave* som är den metod som används i detta projekt.

### 1.2.1. Tidsdomänsystem (illumination av sub-nanosekund ljuspulser)

Ett tidsdomän-instrument levererar sub-nanosekund laserpulser och beräknar temporära svar från vävnad. Detektorer tar emot *Temporal Point Spread Function*, TPSF, som är en tidsberoende fördelning av fotoner som lämnar vävnaden.

Formen på TPSF ger information om vävnadens optiska egenskaper. Detektion görs vanligtvis med hjälp av antingen en *Synchroscan Streak Camera* eller *Time Correlated Single Photon Counting* (TCSPC). När en komplett TPSF spelas in vid ett konstant avstånd mellan källa och detektor kan värden för absorptionskoefficienten ( $\mu_a$ ) och spridningskoefficient ( $\mu_s$ ) beräknas. Figur 1.5 visar TPSF efter att en impuls passerat genom vävnaden. (11), (10)

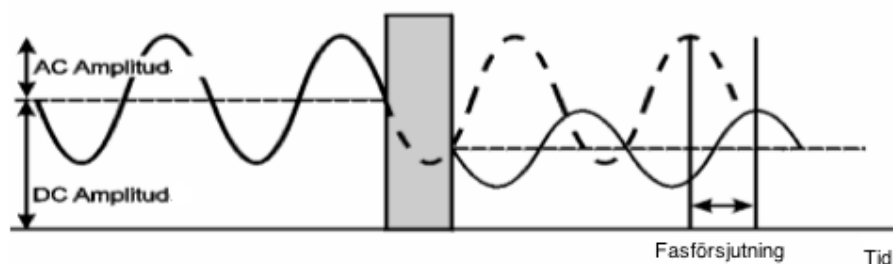


Figur 1.5 Tidsdomän principen (11)

Trots att tidsdomänsystem ger mest information för varje källa och dess detektor är detta system mycket tidskrävande och långsamt på grund av relativt låg *Signal/Noise-ratio*, SNR (signal/brusförhållanden). Dessa typer av instrument är dyra och ganska klumpiga.

### 1.2.2. Frekvensdomänsystem (amplitud modulerat ljus vid en radiofrekvens)

Frekvensdomänsystemen använder intensitetsmodulering av ljuskälla vid frekvenser på tiotals- till hundratalsmegahertz. Detektorn kan genom registrering av amplituddämpning och fasvridning med avseende på ljuskällan ge information om vävnadens absorption och spridning. Figur 1.6 visar hur ett sådant system fungerar. (11).



Figur 1.6 Frekvensdomän principen (11)

Frekvensdomänssystem hanterar data snabbare än tidsdomänssystem och ger också kvantitativ bedömning av absorption och spridning. Trots att det är ett snabbt och kvantitativt system kräver det komplex elektronik och är fortfarande dyrt (10) (9). Ett exempel på ett frekvensdomänssystem är ISS oximeter som främst används i forskningslaboratorier.

### 1.2.3. *Continuous Wave*, (CW) system, ("kontinuerligt vågsystem")

*Continuous Wave* system avger ljus med konstant amplitud. Ljus som kommer ut från vävnaden samlas in via en eller flera detektorer. Om mer än en våglängd används, kan relativa förändringar av kromoforkoncentrationen<sup>1</sup> beräknas. CW system behandlar data snabbt, men eftersom informationen är tidsberoende kan dessa inte absolut kvantifiera koncentrationsförändringar som frekvensdomän och tidsdomänssystem kan göra och ger därför endast relativa förändringar.

## 1.3. Teorin bakom *Continuous Wave* system

I absorberande medier, där det inte finns någon spridning, följer ljusabsorptionen Beer-Lamberts lag. Lagen anger att om ett absorberande ämne är löst i icke-absorberande medium är dämpningen (A) proportionellt mot koncentrationen av substansen i lösningen (c) och optiska banlängden (d):

$$A_{\lambda} = OD = \log \left[ \frac{I_0}{I_i} \right] = \epsilon c d \quad (1.1)$$

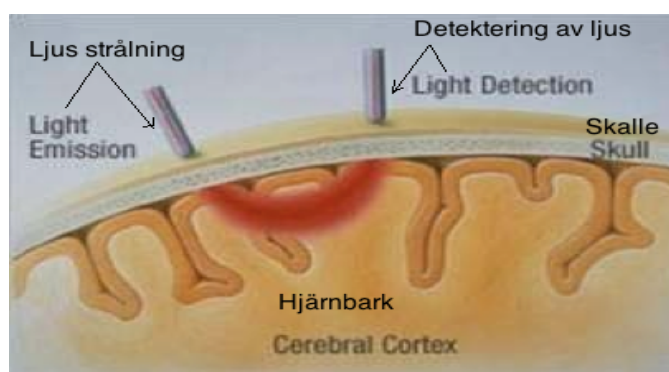
där OD (optiska densiteten) är den uppmätta dämpningen,  $I_0$  är intensiteten av utgångsljuset,  $I_i$  är ingångsintensiteten,  $\epsilon$  ( $\text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ ) är den specifika

<sup>1</sup> En kromofor är den del av en molekyl som ansvarar för dess färg. Färgen uppstår när molekylen absorberar vissa våglängder av synligt ljus och sänder eller reflekterar andra. Energiskillnaden mellan två olika molekylorbitaler ligger inom intervallet av det synliga spektrumet. Synligt ljus som träffar en kromofor kan således absorberas genom att stimulera en elektron från grundtillståndet till ett exciterat tillstånd (27).

extinktionskoefficienten för absorberer,  $C$  (mM) är koncentrationen av den absorberande substansen i lösningen och  $d$  är avståndet mellan de punkter där ljus kommer in och ut från mediet (banlängden). För ett medium som har flera absorberande substanser är den sammanlagda dämpningen den linjära summan av individuella dämpningar:

$$OD = \log \left[ \frac{I_o}{I_i} \right] = [\epsilon_1 c_1 + \epsilon_2 c_2 + \dots + \epsilon_n c_n] d \quad (1.2)$$

För mänskliga vävnader är emellertid absorptionen inte den enda faktorn som påverkar för OD. Ljusspridning finns också och är ganska dominant. Spridningen ändrar den optiska banlängden för ljusets utbredning och gör det därmed svårare att beräkna absorptionsegenskaper av vävnader. Figur 1.7 visar ljusutbredning inuti hjärnan (12).

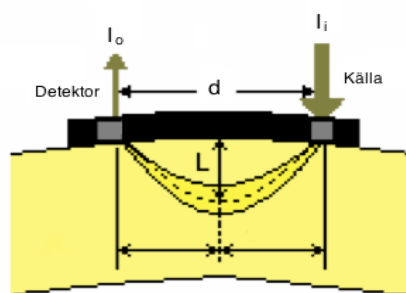


Figur 1.7 Ljusutbredning inuti hjärnan (12)

Således har Beer Lamberts lag modifierats för att vara tillämplig för mänskliga vävnader. Den modifierade Beer Lamberts lag är:

$$OD = \log \left[ \frac{I_o}{I_i} \right] = \epsilon c d \text{DPF} + G \quad (1.3)$$

där  $G$  är en konstant som lagts till för att kompensera spridningsförluster och DPF är *differential pathlength factor*. Figur 1.8 visar källa-detektor geometrin hos ett NIRS system.



Figur 1.8 NIRS källa-detektor geometri (12)

Den modifierade Beer Lamberts lag kan skrivas om som:

$$OD = \log \left[ \frac{I_0}{I_t} \right] = \mu_a L + G \quad (1.4)$$

där  $\mu_a = \epsilon c$  är absorptionskoefficienten och  $L = d$  DPF är den optiska banlängden. Vid relativa mätningar kan förändring i OD från det ursprungliga tillståndet till transienta tillståndet vid våglängden  $\lambda$  beräknas enligt följande:

$$\begin{aligned} \Delta OD^\lambda &= OD^\lambda (\text{transient}) - OD^\lambda (\text{baseline}) \\ &= \log \left[ \frac{I_b}{I_t} \right]^\lambda = \Delta \mu_a^\lambda L^\lambda \end{aligned} \quad (1.5)$$

Banlängd antogs vara konstant för alla våglängder (13) (12).

De två viktigaste kromoforererna i vävnaden för NIR-fönstret är Hb samt HbO<sub>2</sub>. Absorptionskoefficienter vid två våglängder ges av:

$$\mu_a^{\lambda_1} = \epsilon_{Hb}^{\lambda_1} Hb + \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} HbO_2 \quad (1.6)$$

$$\mu_a^{\lambda_2} = \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} Hb + \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} HbO_2 \quad (1.7)$$

Om värdena för  $\Delta \mu_a$  beräknas vid två olika våglängder, är det möjligt att få  $\Delta Hb$  samt  $\Delta HbO_2$  utifrån ovanstående två ekvationer (13) (12).

$\Delta Hb$  samt  $\Delta HbO_2$  beräknas enligt följande:

$$\Delta Hb = \frac{\Delta \mu_a^{\lambda_2} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \cdot \Delta \mu_a^{\lambda_1} \cdot \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2}}{\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \cdot \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} \cdot \epsilon_{Hb}^{\lambda_1}} \quad (1.8)$$

$$\Delta HbO_2 = \frac{\Delta \mu_a^{\lambda_1} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} \cdot \Delta \mu_a^{\lambda_2} \cdot \epsilon_{Hb}^{\lambda_1}}{\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \cdot \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} \cdot \epsilon_{Hb}^{\lambda_1}} \quad (1.9)$$

Därmed beräknas den totala  $\Delta Hb$  ( $\Delta Hb_t$ ) enligt nedan:

$$\Delta Hb_t = \Delta Hb + \Delta HbO_2 \quad (1.10)$$

$\Delta Hb_t$  är proportionellt mot blodvolymen (14). Blodvolymen i vävnad beräknas enligt följande (14):

$$\Delta BV_t = \frac{V \cdot M_{Hb}}{K_{Hb}} \quad (1.11)$$

där  $\Delta BV_t$  är blodvolymen i vävnaden (liter),  $V$  är vävnadens volym (cm<sup>3</sup>),  $M_{Hb}$  är hemoglobins molekylvikt (gram/mol) och  $K_{Hb}$  är hemoglobinkoncentrationen (gram/liter av blodet).

#### 1.4. Syfte

NIRS är ett säkert, icke-invasivt, relativt billigt, portabelt system som dessutom kan göras trådlöst (15). Dessa positiva egenskaper gör NIRS till ett attraktivt instrument inom bland annat hjärnforskningen och studier på neurologiska samt psykiska sjukdomar. Trots detta har NIRS, som trots allt funnits på marknaden i flera år, inte nått kliniskt signifikant användning. Man har inom forskningen varit mycket långsam på att ta till sig av denna nya metod p.g.a. bristande förtroendet inom området (16)

Denna nya metod med dess stora möjligheter i framtiden har fångat mitt intresse. Syftet med detta projekt är att skapa en prototyp av ett CW-NIRS system som är mer kompakt än de system som finns på marknaden idag. Med prototypen ska jag därefter med hjälp av LabView 8.6 hantera systemet på datorn och spara alla värden i en fil som sedan analyseras med MatLab 2007.

## 2. Metod, instrument och komponenter

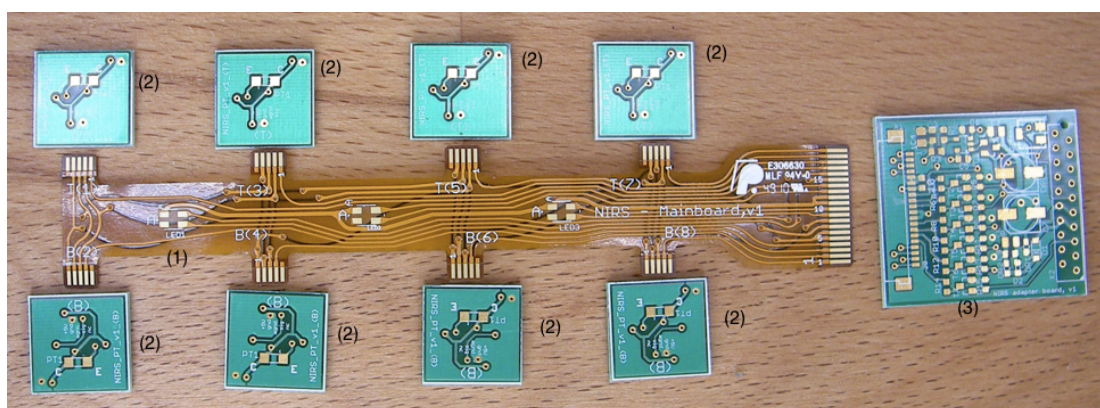
### 2.1. Delar som använts för att bygga NIRS systemet

- Tre lysdioder
- Åtta fototransistorer (detektorer) + åtta små kretskort
- FPC (*Flexible Printed Circuit*)
- Datorkort (*Computerboard Printed Circuit Board, PCB*)
- Silikon material
- NI DAQ – USB 6009 (*National Instrument Data Acquisition*)
- Mjukvaror: LabView 8.6 och Matlab 2007

### 2.2. Uppbyggnaden av NIRS (hårdvara)

#### 2.2.1. Översikt

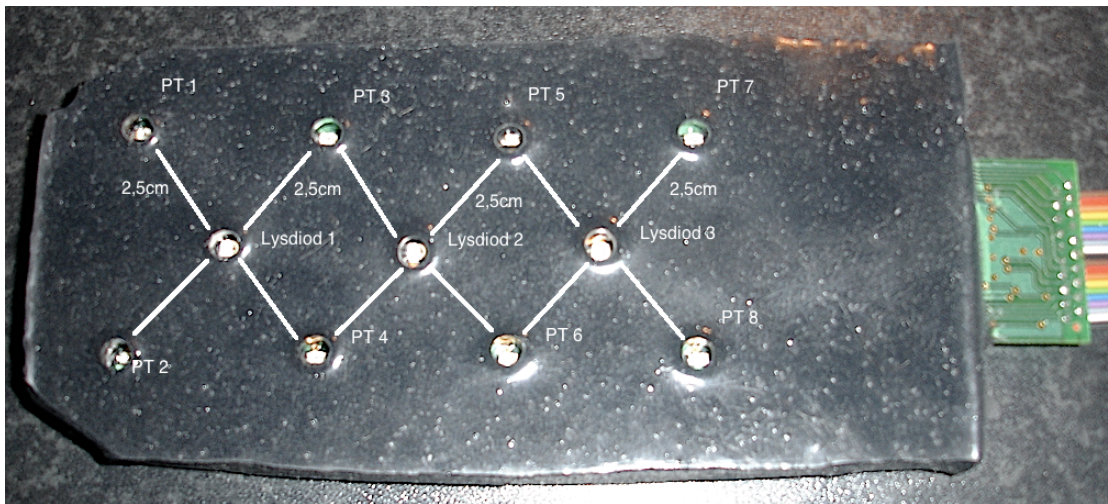
Denna NIRS givare är utformad med hjälp av kommersiellt tillgängliga elektroniska komponenter vilka är monterade på ett flexibelt kretskort (*NIRS MainBoard, v1*), ett datorkort (*NIRS Adapter Board, v1*) och åtta små kretskort (*NIRS\_PT\_v1\_(B/T)*) (Figur 2.1). I bilaga A visas en tabell med utförlig information kring komponenterna.



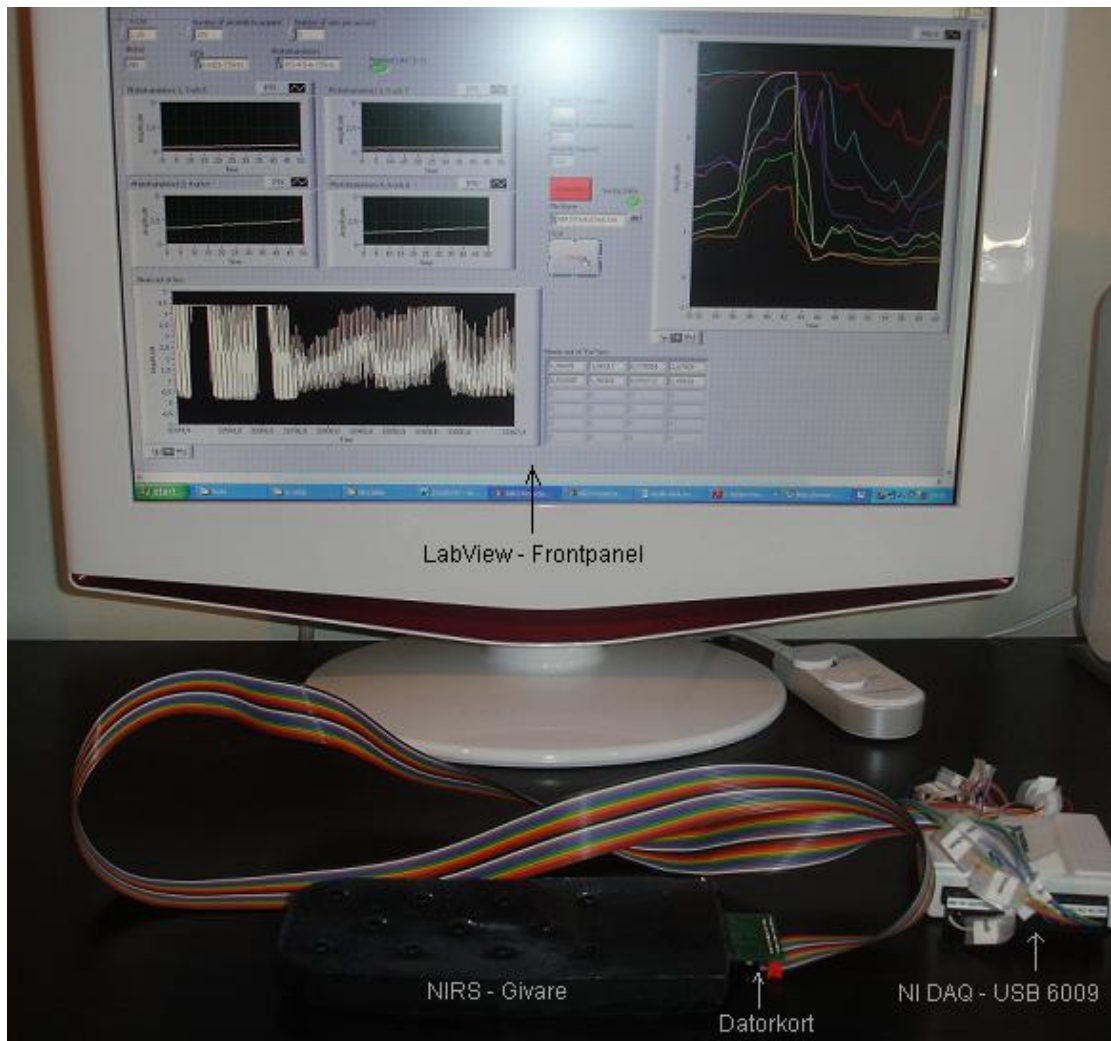
Figur 2.1 (1) FPC (MainBoard) (2) fototransistorers kretskort (NIRS\_PT) och (3) datorkort (AdapterBoard)

De flexibla delarna av systemet och vissa delar av kretskortet gjöts ihop med ett mycket flexibelt hölje av silikonmaterial för att givaren skulle kunna anta formen av böjda delar av kroppen som t.ex. panna (Figur 2.2). Dess storlek är 16 cm (längd) x 7,5 cm (bredd) x 1,5 cm (Höjd) och vikten är 300g.

Systemet hanteras med en dator via NI DAQ-USB 6009 som hanteras med LabView 8.6 och därefter analyseras lagrade data med MatLab 2007 (Figur 2.3).



Figur 2.2 NIRS prototyp



Figur 2.3 En bild av hela systemet.

### 2.2.2. Lysdioder

Detta system använder tre tvåfärgade lysdioder *SMT735/850* som består av DDH AlGaAs ytmonterade lysdioder på en ledande ram som är tätad med medicinsk klassificerad epoxiplast från Epitex Inc. (Japan) (Se bilaga B för mer detaljerad information om lysdioden). Dessa sänder ut ett spektralband av strålning med 735nm och 850nm våglängd. Lysdioder valdes då de inte är fokuserade gemfört med laserdioder och därmed kan mycket mer fotoner injiceras inuti vävnader utan att man orsakar medicinsk skada. Dessa våglängder valdes då de har motsatta absorptionsegenskaper vid ökade eller minskade syrehalter. Enligt figur 1.4 ökar absorptionen vid 735nm med ökat syre och vid 850nm minskar absorptionen med ökat syre. Detta möjliggör mer exakt syresättningsavläsning. (Ekvationerna för beräkning av syresättningsnivå diskuterades i introduktionen.) Förhållandet mellan syresatt hemoglobin till totalt hemoglobin kan beräknas med hjälp av intensitetsmätningar från detektorer och kända värden av hemoglobinabsorption från figur 1.4.

### 2.2.3. Fototransistor

Systemet har åtta stycken ytmonterade fototransistorer *PT11-21C/L41/TR8* från Everlight Electronics Ltd. som är gjutna i ett genomskinligt plastmaterial med en lins på toppen. Dessa kan detektera infrarött ljus med våglängder mellan 400nm till 1100nm i rumstemperatur (se bilaga C).

Alla fototransistorer monterades på vars ett kretskort, schemat för kretskortet ritades med programmet Eagle och skickades sedan till företaget Olimex Ltd. (Bulgarien) för produktion. Fototransistorerna monterades sedan runt lysdioderna med ett avstånd på 2,5cm. Enligt formeln (1.5) ger detta avstånd oss en optisk banlängd på 1.25cm inuti hjärnan som visades i figur 2.2. Kring varje lysdiod fanns 4 fototransistorer.

Kretskorten med fototransistorerna består av komponenter såsom exempelvis tvåstegs OP-förstärkare för att förstärka den ljussignal som kommer ut från vävnaden. Detta behövs då signalerna som spridits i vävnaden och kommer direkt efter fototransistorn är låga. Steget omvandlar ström till spänning och kallas icke-inverterad-transimpedansförstärkning. Detta steg består av två delar; en förstärkning samt en justering av polariteten, båda dessa baseras på *OPA336* och kommer från National Instrument. Dessa valdes tack vare dess höga ingångsimpedans. Hög ingångsimpedans är viktigt eftersom återkopplingsmotståndet i

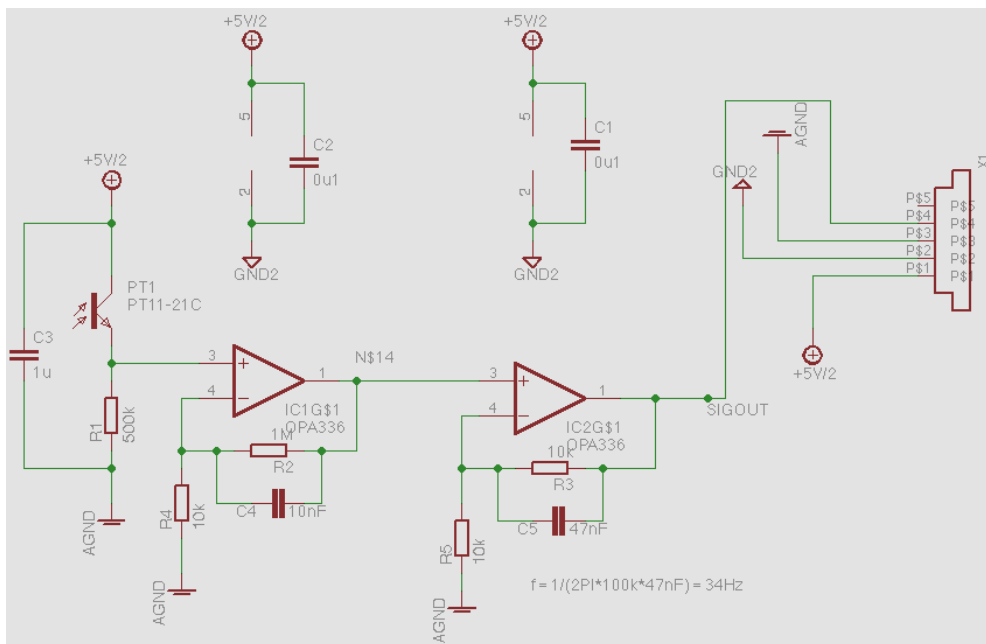


transimpedansförstärkaren måste vara i storleksordningen  $1\text{M}\Omega$  för att få en lämplig förstärkning. Om värdet av återkopplingsmotståndet är nära ingångsimpedansen av OP-förstärkaren kan det uppstå problem (17).

Förstärkningen A kan beräknas enligt nedan:

$$A = 1 + R_2/R_4 \quad (2.1)$$

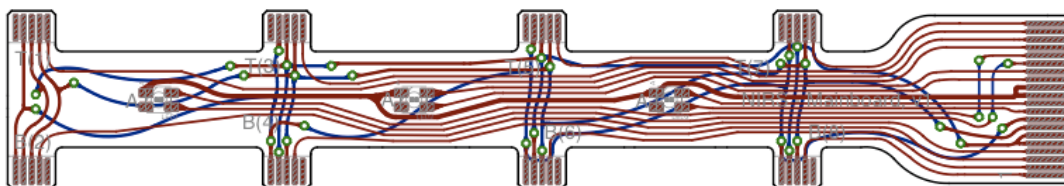
Enligt krettschemat (Figur 2.4) ser vi att vi har en förstärkning på 100 gånger direkt efter fototransistorn.



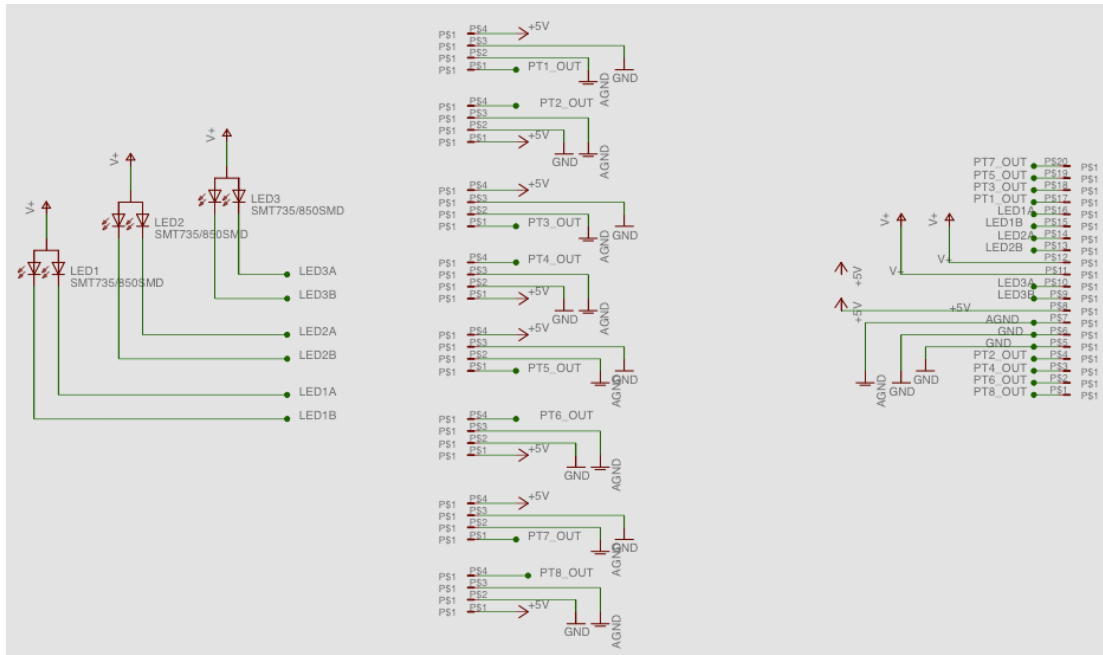
Figur 2.4 Fototransistors krettschema

#### 2.2.4. FPC

Alla kontakter från datorkortet och fototransistorskretskorten kopplades ihop till ett flexibelt kretskort som är tillverkat av företaget NCAB Group (18). Detta FPC ritade jag först i ett PCB CAD program, som heter Eagle (19), och därefter skickades det till NCAB group för produktion. Nedan visas formen av FPC (Figur 2.5), dess schema (figur 2.6) och alla skikt (Figur 2.7).



Figur 2.5 Flexibelt kretskort form.



Figur 2.6 Schema för det flexibla kretskortet.



Layer	Material	Thickness (mm)
Top Coverlay	Polyimide	13
	Adhesive	25
Top Copper	Cu	35
Base FCCL	Adhesive	20
	Polyimide	25
	Adhesive	20
Bot Copper	Cu	35
Bot Coverlay	Adhesive	25
	Polyimide	13
Bot Stiffener	Adhesive	15
	Polyimide	125

0.3mm+/-0.05mm      0.211mm+/-0.05mm      0.3mm+/-0.05mm

Figur 2.7 Alla skikt till det flexibla kretskortet.

### 2.2.5. Datorkort

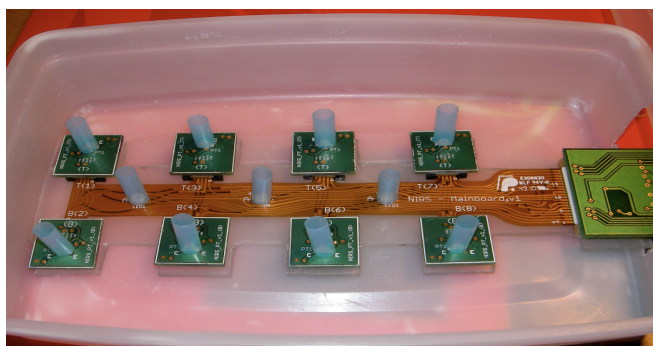
Huvuduppgiften för detta kort är att kontrollera lysdiodernas signal och spänningsförsörjning till komponenterna. Se bilaga D för schema över datorkortet.

Lysdioderna kontrolleras med 6 stycken NPN transistorer för att kunna växla mellan olika våglängder och lysdioder. Spänningen som behövs för att driva lysdioderna och fototransistorförstärkarna fås via en spänningskälla. Spänningskontrollen kontrollerar spänningen över lysdioderna för att ge rätt mängd ström. NI DAQs A01-ingång är kopplad till V-CTRL som ger den spänning vi önskar via LabView. NI DAQs 5-Voltsingång ger den spänning som behövs för att försörja hela datorkortet och fototransistorförstärkarna. Strömmen till lysdioderna går genom 1kΩ resistorer för att

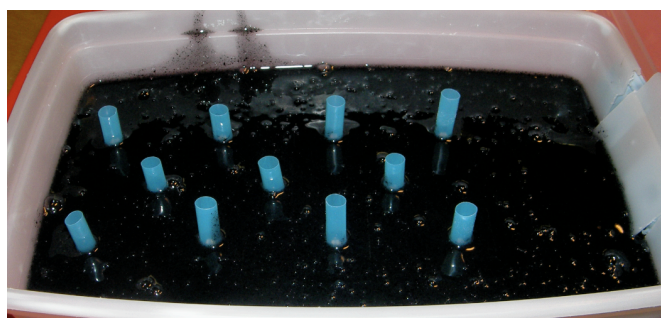
undvika skador på lysdioderna. För att undvika skador på datorkortet och övriga komponenter är en diod kopplad till 5V ingången. Denna ser till att spänningspolerna är på rätt plats i datorkortet, annars stängs strömmen av.

### 2.2.6. Silikonmaterial

Omgivningens ljus måste tas bort för att få rätt insignal till detektorerna. För att få bort så mycket inkommande ljus som möjligt göts NIRS givaren i silikon som blandades med svart färgpigment (malen svart krita). Silikonmaterialet heter *Dragon Skin*® *FX-Pro* och är ett mjukt, stabilt och hög prestanda platinum-silikongummi. Det är även ett medicinskt klassificerat silikonmaterial som inte irriterar och skadar huden. (20). Nedan visas bilder och kort beskrivning på hur gjutningen i silikon gjordes (Figur 2.8 och 2.9).



Figur 2.8 I ett första steg användes en plastskål som form.

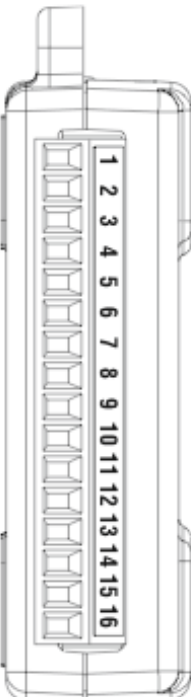


Figur 2.9 I nästa steg fylldes plastskålen med silikon som fick stå och stelna i formen i 40 minuter.

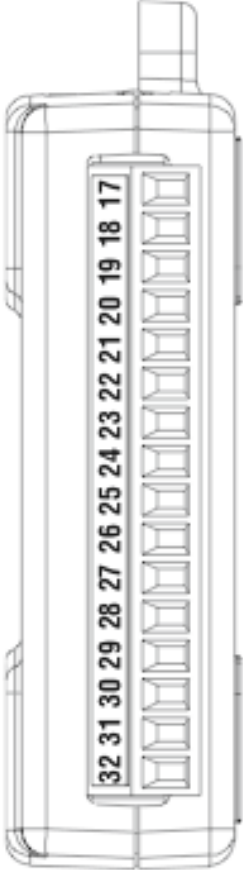
## 2.2.7. Databehandling och databehandling

Varje fototransistor mäter ljusintensiteten från motsvarande lysdiod. Som framgår i föregående avsnitt ger fotoner ljusexcitation och därmed skapar varje våglängd en *photocurrent* (fotoström) som sedan skickas till detektorerna. Från varje detektor skickas en spänning via datorkortet och FPC till en analog ingång på *National Instruments* (NI) USB-6009.

NI USB-6009 möjliggör anslutning till åtta analoga ingångar (AI- 14-bit, 48-kS/s), två analoga utgångar (AO- 12-bit, 150 S/s), 12 digitala ingångar/utgångar (DI/O) och en 32-bitars räknare med ett *Full-Speed USB*-gränssnitt. (21). NI USB-6009 har dynamiskt omfång på 14-bit, detta ger upplösning på  $(\frac{1}{2})^{14}$  som leds till signal/brusförhållande på ungefär 84 dB ( $=20*\log[2^{14}/1]$  dB) (Mer specificerad information kring detta finns att läsa i bilaga E). I figurer nedan visas hur ingångar och utgångar är kopplade i NI USB-6009 (Figur 2.10 och 2.11).

Module	Terminal	Signal, Single-Ended Mode	Signal, Differential Mode	
	1	GND	GND	Svart GND
	2	AI 0	AI 0+	Gul PT1
	3	AI 4	AI 0-	Röd PT5
	4	GND	GND	
	5	AI 1	AI 1+	Lila PT2
	6	AI 5	AI 1-	Vit PT6
	7	GND	GND	
	8	AI 2	AI 2+	Orange PT3
	9	AI 6	AI 2-	Brun PT7
	10	GND	GND	
	11	AI 3	AI 3+	Grå PT4
	12	AI 7	AI 3-	Svart PT8
	13	GND	GND	
	14	AO 0	AO 0	
	15	AO 1	AO 1	Brun V-CTRL
	16	GND	GND	

Figur 2.10 Analoga ingångarnas kopplingar (21)

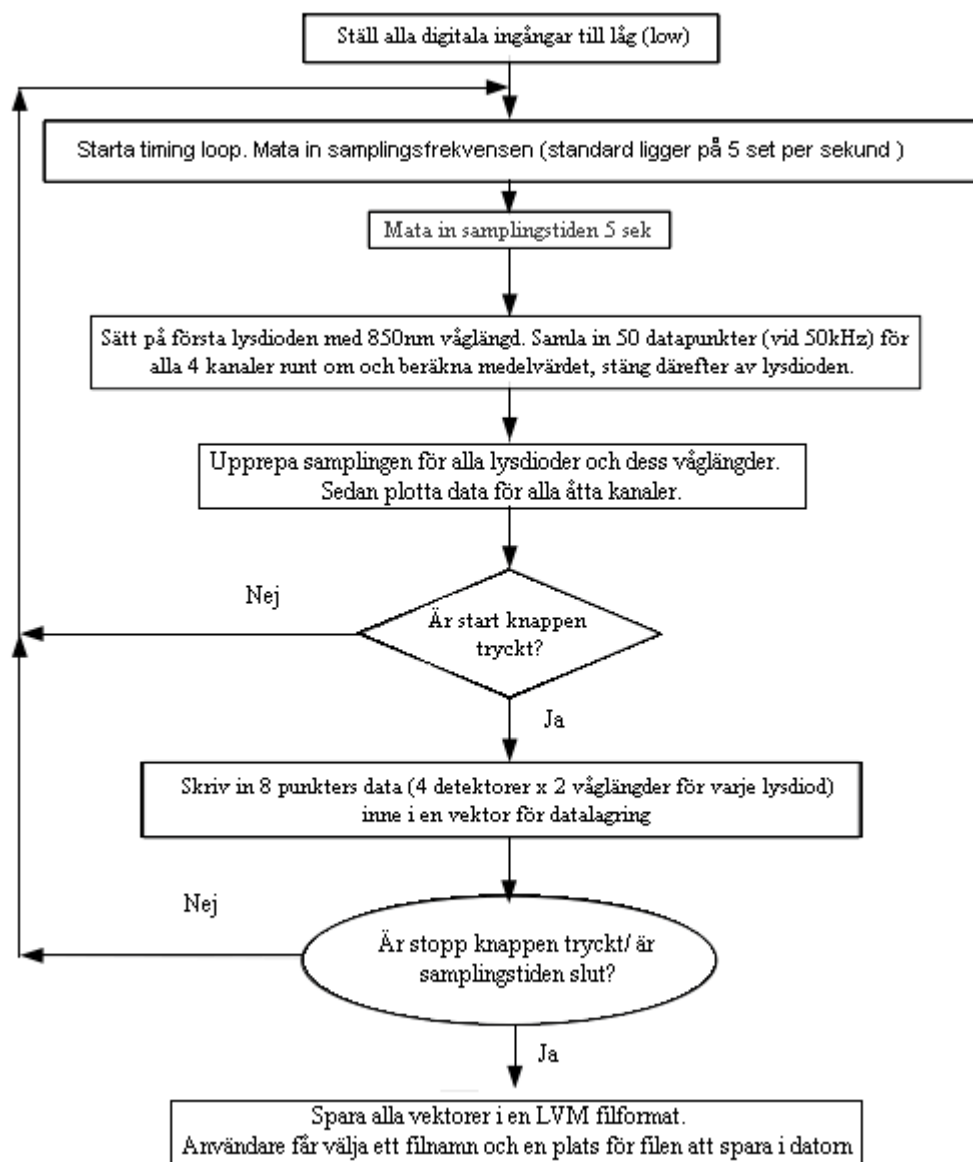
Module	Terminal	Signal	
	17	P0.0	Led1 850nm
	18	P0.1	Led1 735nm
	19	P0.2	Led2 850nm
	20	P0.3	Led2 735nm
	21	P0.4	Led3 850nm
	22	P0.5	Led3 735nm
	23	P0.6	
	24	P0.7	
	25	P1.0	
	26	P1.1	
	27	P1.2	
	28	P1.3	
	29	PFI 0	
	30	+2.5 V	
	31	+5 V	Grå +5V
	32	GND	Vit GND

Figur 2.11 Digitala ingångarnas koppling (21)

## 2.3. Mjukvaror

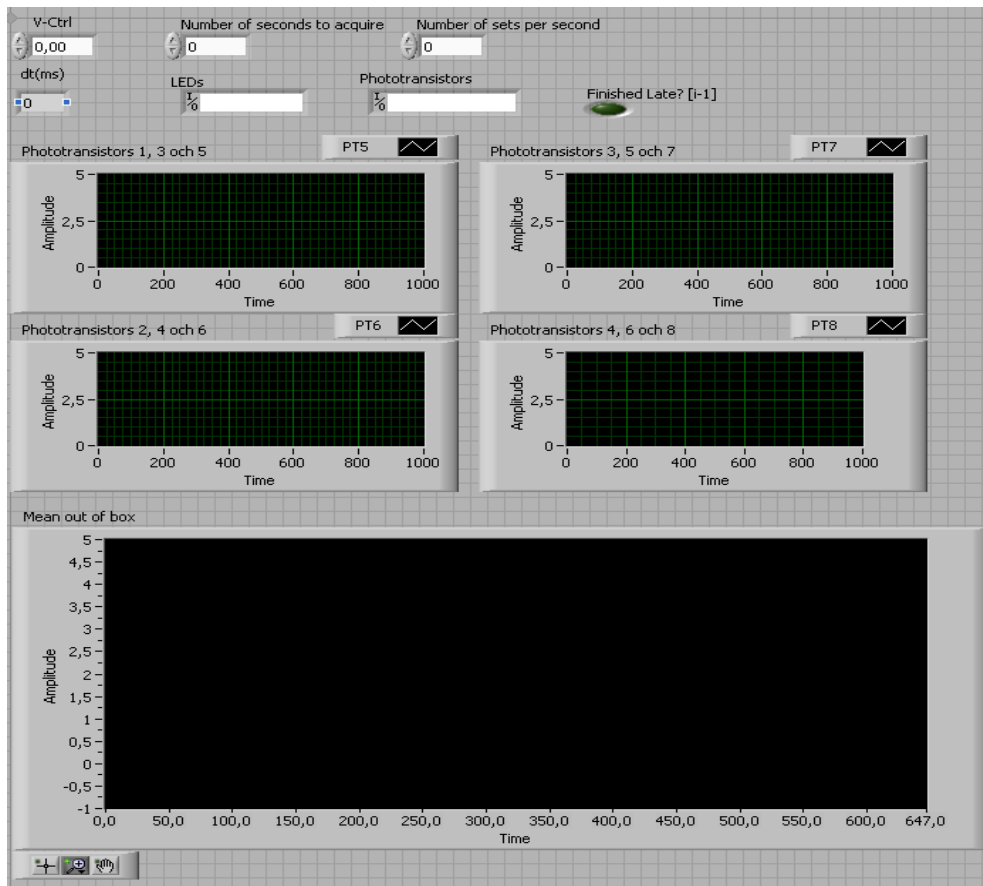
### 2.3.1. LabView 8.6 från National Instruments

LabView 8.6 användes för att kontrollera datorkortet och NIRS givaren genom att koppla NI DAQ till en stationär eller bärbar dator. Ett flödesschema för programmet visas nedan (Figur 2.12).

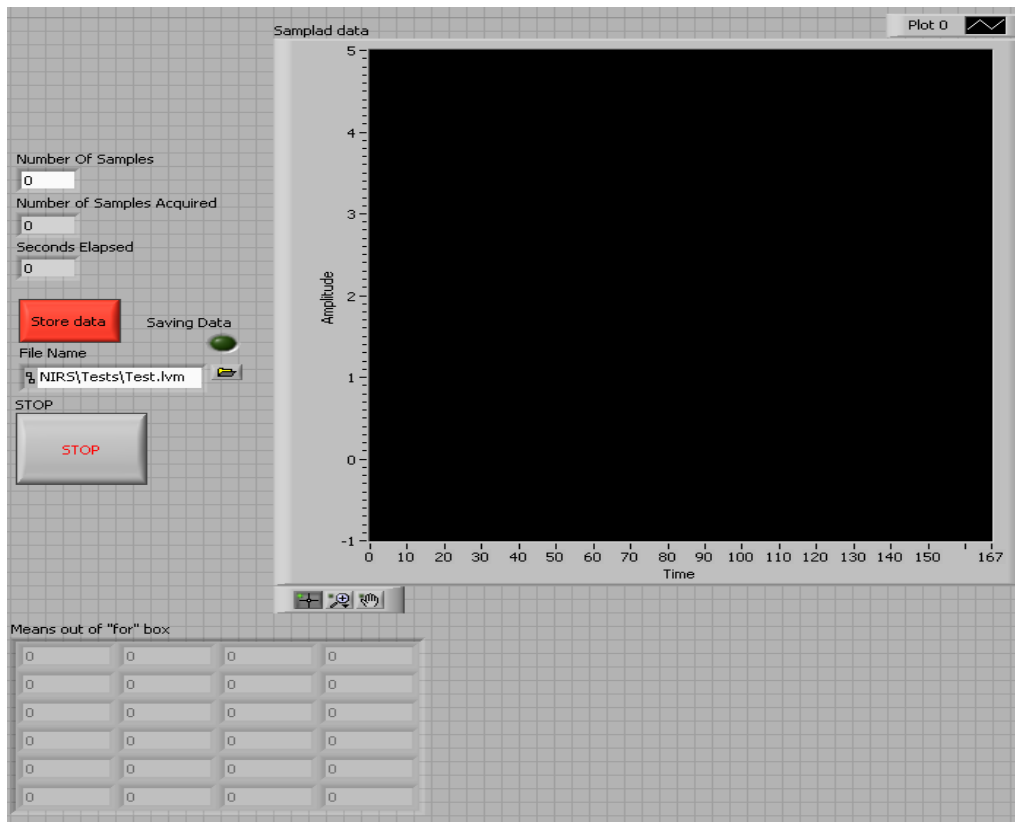


Figur 2.12 Flödesschema till LabView programmet

Programmet består av två delar varav den ena delen är frontpanelen där inställningar kan anpassas enligt önskemål och där man även kan visa grafer. Den andra delen är programmets kärna och kallas blockdiagram. Figur 2.13 och 2.14 visar frontpanelen.



Figur 2.13 Frontpanelens vänstra sida

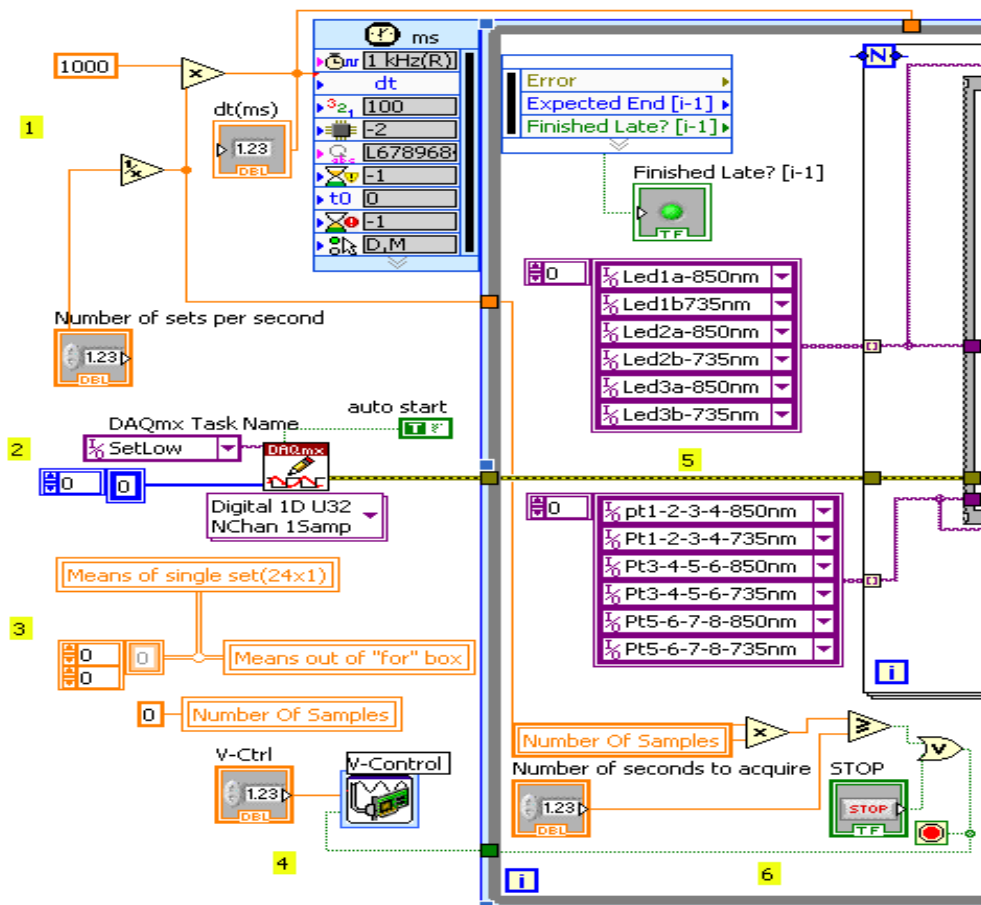


Figur 2.14 Frontpanelens högra sida

Frontpanelen gör det möjligt att skriva in datasamplingsens frekvens och tiden som programmet ska vara igång. Datasamplingsens frekvens skrivs in i "Number of data sets per second" och tiden som programmet ska vara igång ställs in i "Number of seconds to acquire".

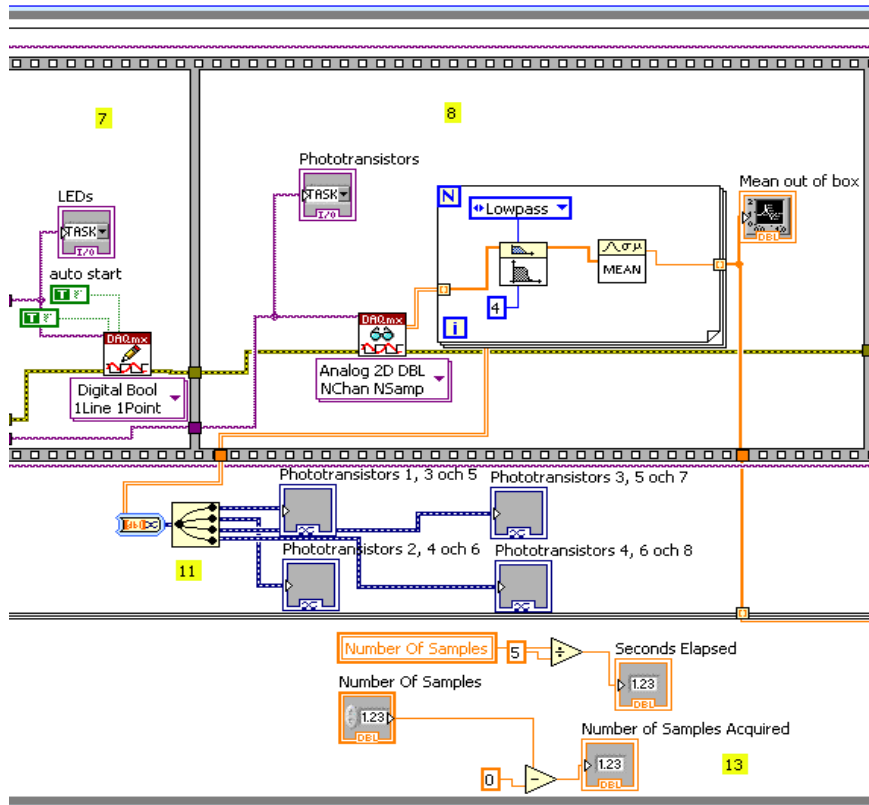
Fototransistorgraferna visar spänningen från fyra kanaler (detektorer) och grafen "Mean out of for loop box" visar medelvärdesdata för de fyra kanaler utan att separera data för varje våglängd. Detta ger en uppfattning om spänningsnivåerna före samplingen. Därmed kan förstärkningen justeras till rätt nivå med V-CTRL. När knappen "START" trycks startar datainsamling och "Seconds Elapsed" samt "Number of Samples acquired" indikatorer börjar räkna. När "STOP"-knappen trycks ned, stannar programmet och man kan då välja att spara samplingen. Grafen "Samplad data" börjar endast löpa efter att "START" knappen trycks och det visar alla 24 ([4 (detektorer)x2 (våglängder)]x3 (lysdioder)) kanaler för data.

Blockdiagrammet nedan har markerats med gula nummer från 1 till 14 (se Figur 2.15 - 2.17).

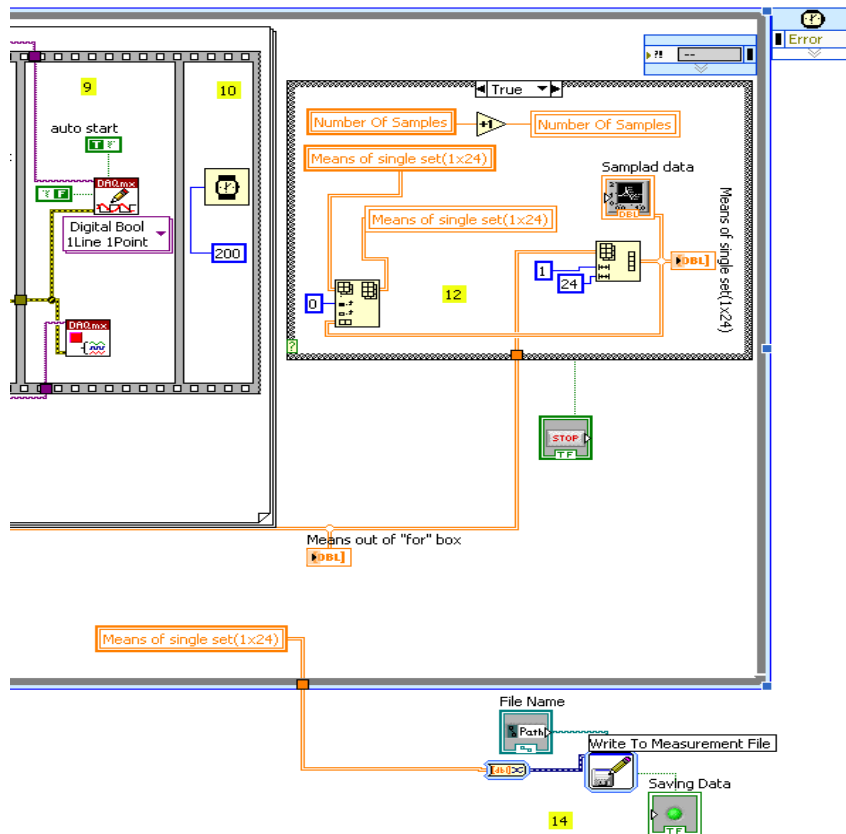


Figur 2.15 Blockdiagrammets första del





Figur 2.16 Blockdiagrammets andra del



Figur 2.17 Blockdiagrammets sista del

Här beskrivs alla steg för att underlätta förståelsen för blockdiagrammets alla delar:

1. *Timing Loop* används för att ange frekvensen för ett varv dataset (8 punkter). Användaren kan ställas in perioden på frontpanelen med hjälp av "*Number of data sets per second*" vilket omvandlas till millisekunder och matas in till *Timing Loop*.
2. Alla ingångarna på de digitala portarna är höga som default. Innan samplingen görs alla linjer i port "0" låg genom att skriva noll till alla de linjer som använder *DAQmx write VI (Virtuella Instrument)*.
3. Variabler initieras. "*Means of a singel set (1x24)*" sparar datasamplingen och "*Number of samples*" lagrar antalet samplade prover.
4. V-CTRL justerar spänningen över lysdioderna.
5. 6 digitala *task* skapas för att skriva till kanalerna 0, 1, 2, 3, 4 och 5 i de digitala portarna "0" i DAQ-kortet. Alla *task* matas in i "*for loop*" funktionen en efter en för att tända lysdioderna i följd. 8 analoga ingångar AI0 till AI7 för DAQ-kortet som är anslutna till detektorer följer inne i "*for loop*".
6. Programmet stannar i två situationer. 1. Om "STOP" knappen trycks. 2. Den tid som anges i "*Number of seconds to acquire*" löper ut.
7. I "*for loop*" som angetts i steg 5, finns en sekvensstruktur ("*sequence structure*") som har fyra olika sekvenser. Första steget i sekvensen är att tända lysdioderna via ändring av den digitala porten "0" till hög från låg.
8. Andra steget är att läsa av data från 8 analoga ingångar. 50 datapunkter per kanal samplas i en takt på 10kHz. Ett medelvärde av de 50 proverna per kanal ges ut i varje iteration. Det finns 8 utgångar för 8 detektorer per iteration.
9. Tredje steget i sekvensen är att släcka lysdioden som tändes i första sekvensen (punkt 7).
10. Sista steget finns ett "*sleep time*"-funktion på 200 ms för att pausa mellan varje varv.
11. Fyra grafer visar fototransistorernas spänning.
12. En datamängd av 8 punkter kommer ut för varje iteration i "*for loop*" där en datapunkt redovisar ett medelvärde per detektor per våglängd. Dessa data visas på grafen "*Means out of for box*" på frontpanelen men sparas inte förrän "START" knappen trycks in. När start knappen trycks, överförs all data till "*case structure*" där de omformas till en 1x24 vektor och lagras i ett variabel

”Means of a single set (1x24)”. Dessutom ökar ”Number of samples” variabeln varje gång ett varv löps.

13. Detta steg visar sekunder som löpt och samplingsantal.

14. När ”STOP” knappen trycks eller samplingstiden löpt ut stoppar *Timing loop*-funktionen samplingen och sedan lagras data i variabeln ”Means of a single set (1x24)” i en valbar fil.

### 2.3.2. Signalbehandling med MatLab 2007

Den lagrade datan från LabView med '.lvm' format innehåller 25 kolonner och ett antal rader som är beroende av antal samplade data. Första kolonnen är tider och resten är samplade data från 24 kanaler.

Med hjälp av ekvationer 1.5 till 1.9 formuleras två ekvationer enligt följande:

$$\Delta\text{Hb} = \frac{\log \frac{I_{\lambda(850\text{nm})}^b}{I_{\lambda(850\text{nm})}^s} \cdot \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda(735\text{nm})} - \log \frac{I_{\lambda(735\text{nm})}^b}{I_{\lambda(735\text{nm})}^s} \cdot \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda(850\text{nm})}}{L[\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda(735\text{nm})} \cdot \epsilon_{\text{Hb}}^{\lambda(850\text{nm})} - \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda(850\text{nm})} \cdot \epsilon_{\text{Hb}}^{\lambda(735\text{nm})}]} \quad (2.1)$$

$$\Delta\text{HbO}_2 = \frac{\log \frac{I_{\lambda(735\text{nm})}^b}{I_{\lambda(735\text{nm})}^s} \cdot \epsilon_{\text{Hb}}^{\lambda(850\text{nm})} - \log \frac{I_{\lambda(850\text{nm})}^b}{I_{\lambda(850\text{nm})}^s} \cdot \epsilon_{\text{Hb}}^{\lambda(735\text{nm})}}{L[\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda(735\text{nm})} \cdot \epsilon_{\text{Hb}}^{\lambda(850\text{nm})} - \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda(850\text{nm})} \cdot \epsilon_{\text{Hb}}^{\lambda(735\text{nm})}]} \quad (2.2)$$

$$\Delta\text{Hb}_t = \Delta\text{Hb} + \Delta\text{HbO}_2 \quad (2.3)$$

Där  $I_{(\lambda x)}^s$  är ljusintensitet vid våglängd 'x' under stimulans och  $I_{(\lambda x)}^b$  är ljusintensitet vid våglängd 'x' under baslinje.

$$\begin{aligned} \epsilon_{\text{HbO}_2(\lambda 735)} &= 0.4645 \text{ (mM}^{-1}\text{cm}^{-1}\text{)} & \epsilon_{\text{Hb}(\lambda 735)} &= 1.2956 \text{ (mM}^{-1}\text{cm}^{-1}\text{)} \\ \epsilon_{\text{HbO}_2(\lambda 850)} &= 1.1593 \text{ (mM}^{-1}\text{cm}^{-1}\text{)} & \epsilon_{\text{Hb}(\lambda 850)} &= 0.7858 \text{ (mM}^{-1}\text{cm}^{-1}\text{)} \end{aligned}$$

$\epsilon_{\text{HbO}_2(\lambda x)}$  och  $\epsilon_{\text{Hb}(\lambda x)}$  är konstanter och har erhållits från Mark Copes doktorsavhandling (7).  $I_{(\lambda x)}^s$  och  $I_{(\lambda x)}^b$  fås från samplade data. Således är  $\Delta\text{HbO}_2$  och  $\Delta\text{Hb}$  de enda okända variablerna och de kan beräknas genom att ersätta värdena från extinktionskoefficienter i ekvationerna 2.1 och 2.2.

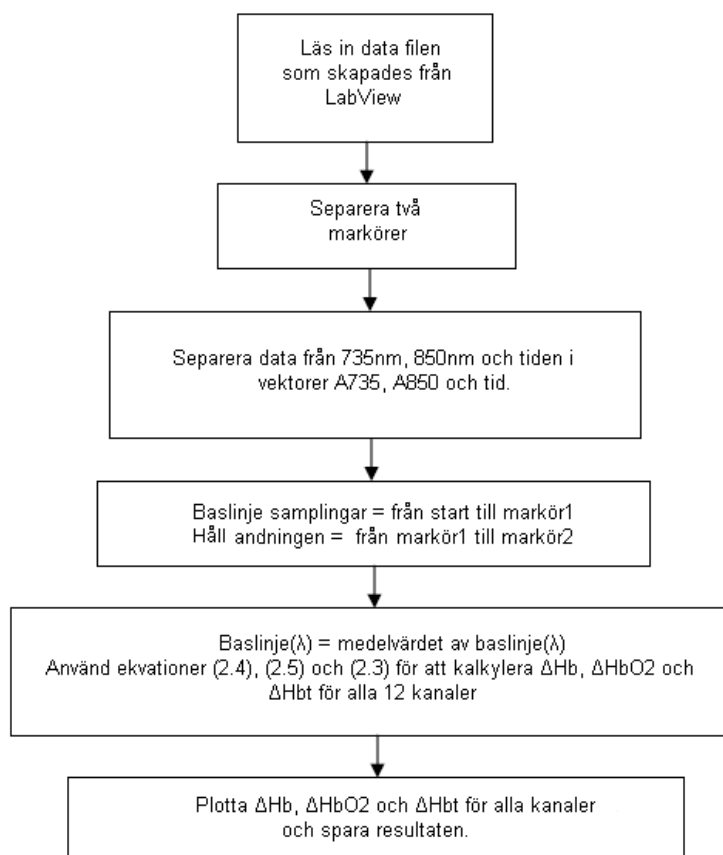
Nedan förenklar jag alla ekvationer:

$$\Delta Hb = -0.4085 \cdot \log \frac{I_{\lambda(850nm)}^b}{I_{\lambda(850nm)}^s} + 1.0196 \cdot \log \frac{I_{\lambda(735nm)}^b}{I_{\lambda(735nm)}^s} \quad (2.4)$$

$$\Delta HbO_2 = -0.6911 \cdot \log \frac{I_{\lambda(850nm)}^b}{I_{\lambda(850nm)}^s} + 1.1394 \cdot \log \frac{I_{\lambda(735nm)}^b}{I_{\lambda(735nm)}^s} \quad (2.5)$$

Observera att eftersom den optiska banlängden (L) är en okänd parameter använde jag den som en skalningsfaktor för både ekvation 2.4 och ekvation 2.5. Därmed blir enheterna för  $\Delta Hb$  och  $\Delta HbO_2$  mM/L.  $Hb$ ,  $HbO_2$  och  $Hb_t$  plottades mot tiden.  $I^b$  erhöles genom att få medelvärdena från starttiden till slutet av baslinje. Därefter kalkylerades  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb$  för alla datapunkter med hjälp av ekvation 2.4 och 2.5. Summan av  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb$  är  $\Delta Hb_t$ .  $\Delta Hb_t$  ger en bra uppskattning av den totala förändringen i blodvolymen i vävnaderna. Med hjälp av en algoritm skriven i MatLab analyseras lagrade data. Se bilaga F för algoritmen.

Ett flödesschema för MatLab koden visas nedan:



Figur 2.18 Flödesschemat för algoritmen i MatLab.

## 2.4. Systemtestning

### 2.4.1. Att hålla andan

Syret som är bundet till hemoglobin kommer från luften vi andas in under inandningen. Blockering av syrekällan orsakar förändringar i syresättningen i hjärnvävnaden och andra vävnader i kroppen. Detta var den antagande som ledde mig till att hålla andan som ett test försök. Ett sådant försök är icke-invasivt, ofarligt och det är lätt att provocera fysiologiska förändringar. Pannan är den mest lättillgängliga platsen där mätningar kan tas med tanke på formen av NIRS-givaren.

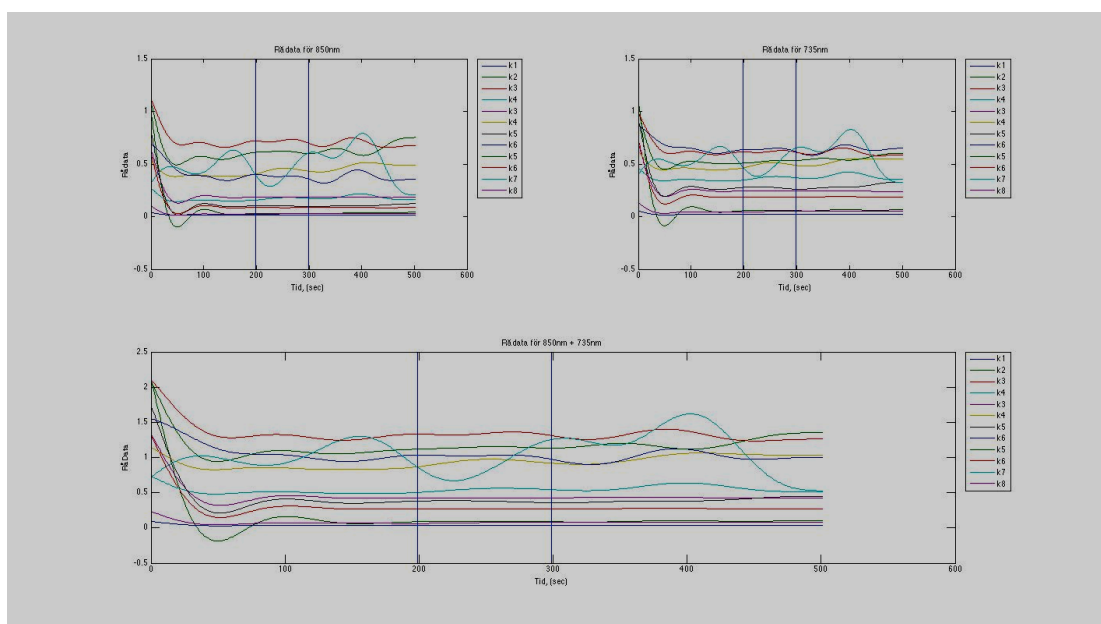
### 2.4.2. Försöksprotokoll

Försöksprotokollet gjordes enligt följande:

1. NIRS-givaren placerades på min panna. Rummet var helt mörkt för att minska störningar p.g.a. ljus.
2. Under hela försöket satt jag helt stilla med slutna ögon för att minska på alla möjliga störningar.
3. Under ungefär 140 sekunder (före den första blåa markören) slappnade jag av helt och hållet samtidigt som baslinjen sparades.
4. Därefter höll jag andan efter utandning, ca 35-60 sekunder, (mellan första och andra markören samt mellan tredje och fjärde blåa markören) innan jag andades igen.
5. Sedan andades jag normalt under ungefär 2 minuter.
6. Jag upprepade experimentet fem gånger. Sista omgången använde jag bara en lysdiod med två våglängder och en fototransistor.

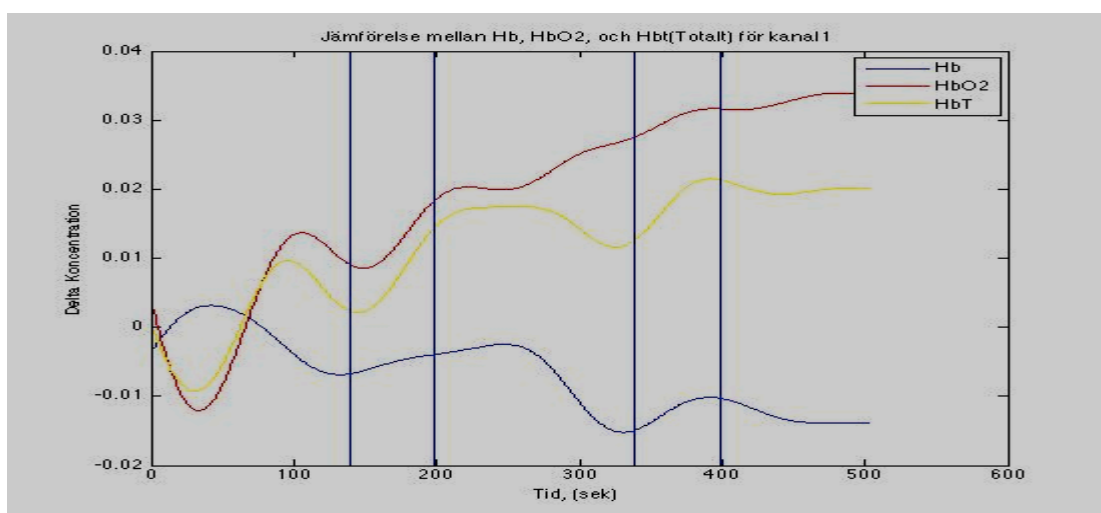
### 3. Resultat

Figur 3.1 visar rådata för alla kanaler som analyserades med MatLab kod.



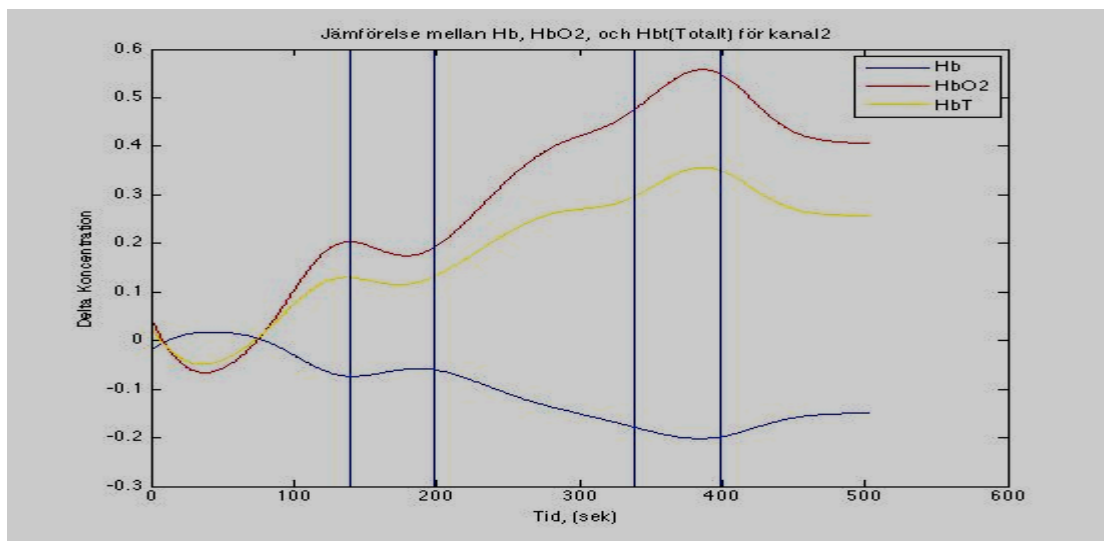
Figur 3.1 Rådata för 12 kanaler

Figur 3.2 visar  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  för kanal 1. Första och tredje markören representerar tiden för när jag började andas ut och höll andan. Den andra och fjärde markören representerar de tider då jag började andas som vanligt igen. Figuren visar att alla tre parametrar börjar öka när jag inte andas och ökningen fortsätter även när jag börjar andas som vanligt. En viss tid efter påbörjad normal andning sänks gradvis värdena på de tre parametrar (men inte lika snabbt som de ökade) mot baslinjen.

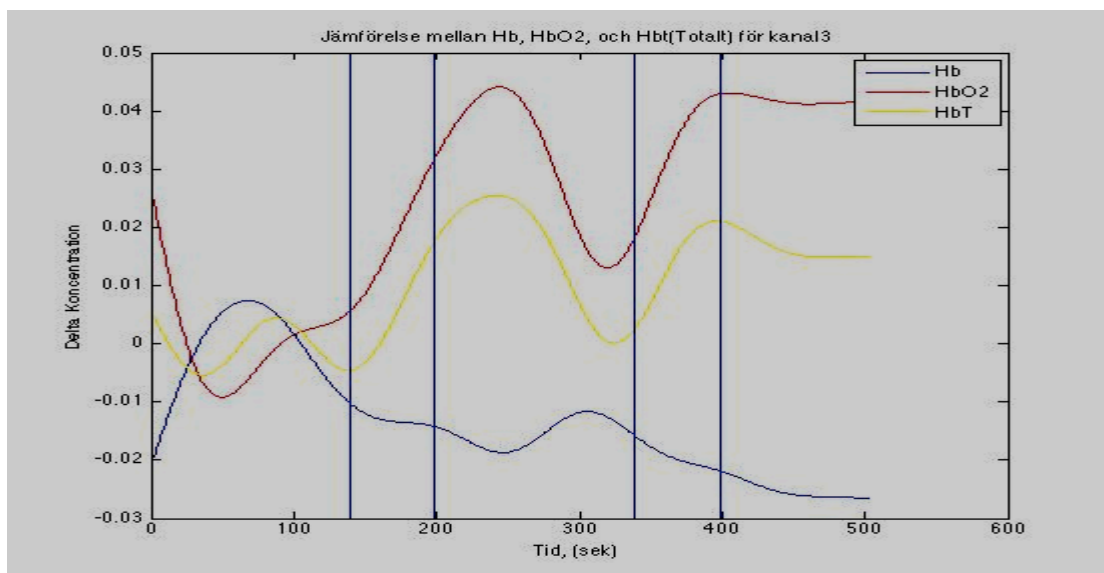


Figur 3.2  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  (mMol<sup>-1</sup>/L) för kanal 1

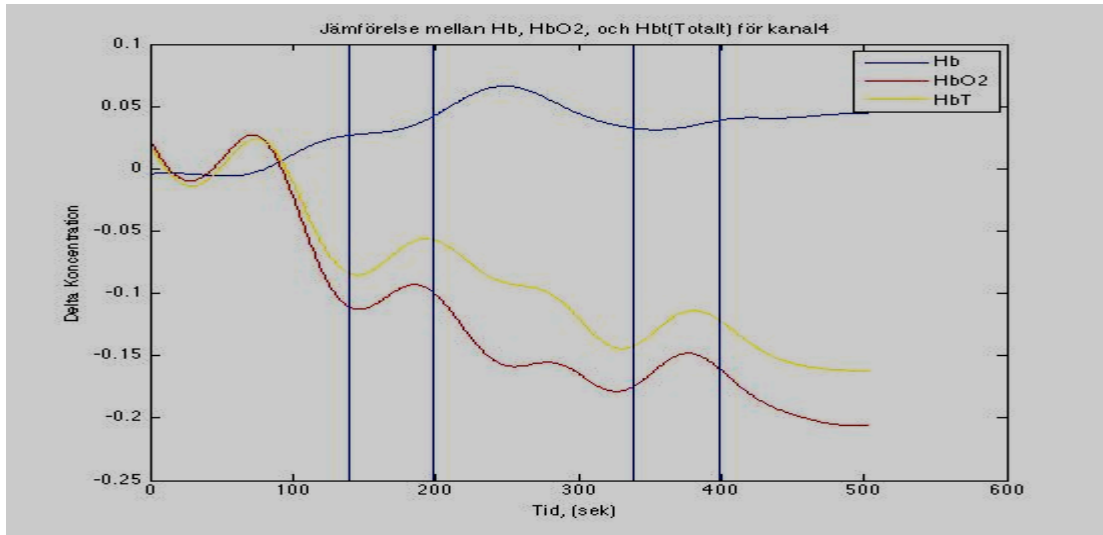
Figur 3.3 till 3.13 visar data från de övriga 11 kanalerna. Alla kanaler har inte registrerat samma förändringar. Detta beror förmodligen både på silikonformen och placeringen av givaren. I vissa kanaler ser vi ökning och sänkning av Hb, HbO<sub>2</sub> och Hb<sub>t</sub> utanför de områden där jag höll andan (se alla figurer vid 100s). Detta har troligen sin förklaring i den rörelsestörning som uppkommer vid kraftig utandning innan andan hölls. Alla kanaler följer nästan samma mönster förutom dess amplitud d.v.s. koncentrationsförändringar. Blodvolymen (Hbt), Hb och HbO<sub>2</sub> ökar mellan markörerna och sänks efter markörerna.



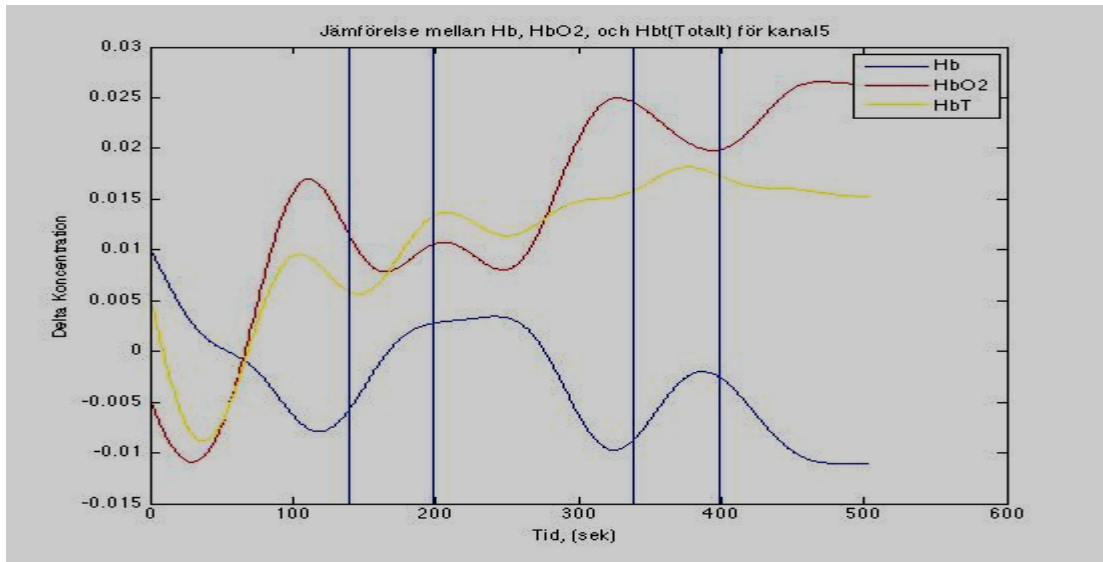
Figur 3.3  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  ( $mMol^{-1}/L$ ) för kanal 2



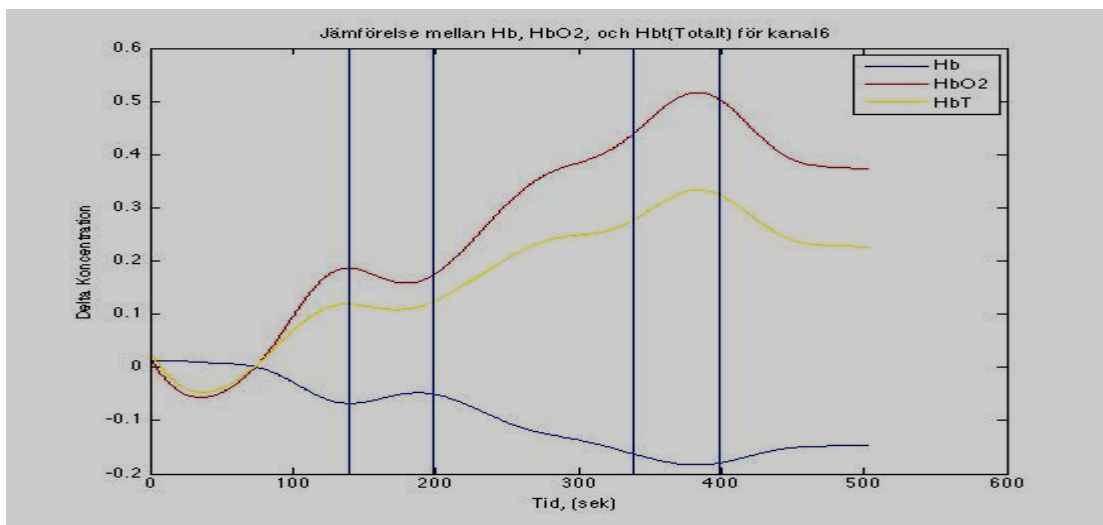
Figur 3.4  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  ( $mMol^{-1}/L$ ) för kanal 3



Figur 3.5  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  ( $mMol^{-1}/L$ ) för kanal 4

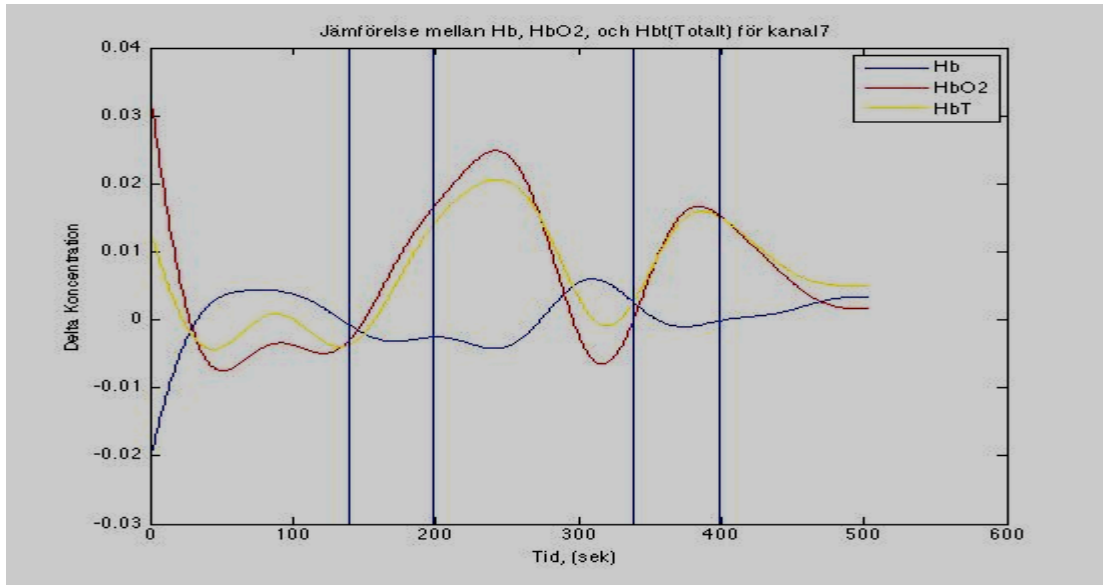


Figur 3.6  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  ( $mMol^{-1}/L$ ) för kanal 5

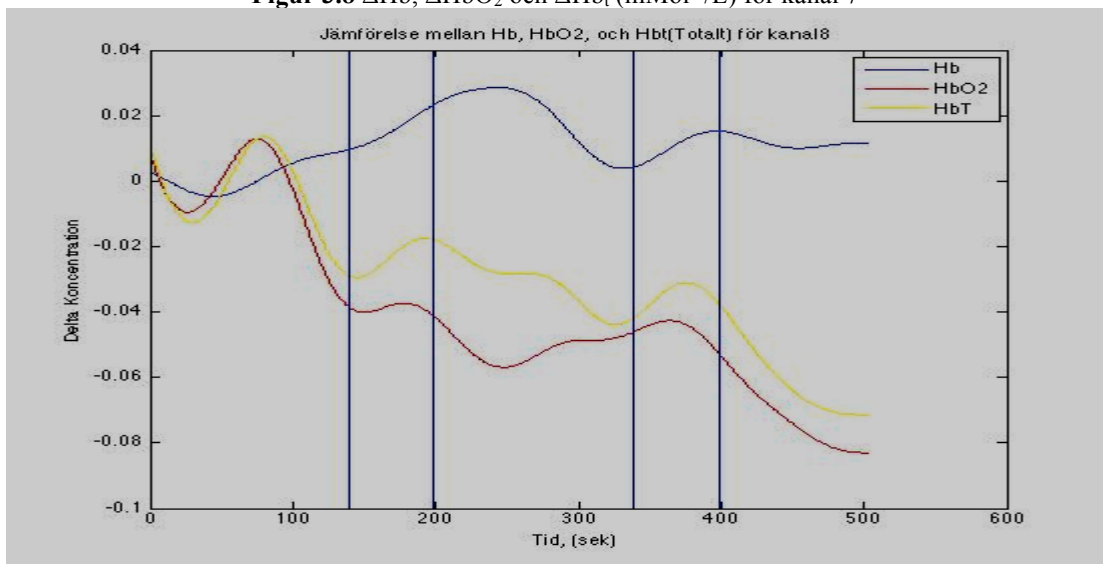


Figur 3.7  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  ( $mMol^{-1}/L$ ) för kanal 6

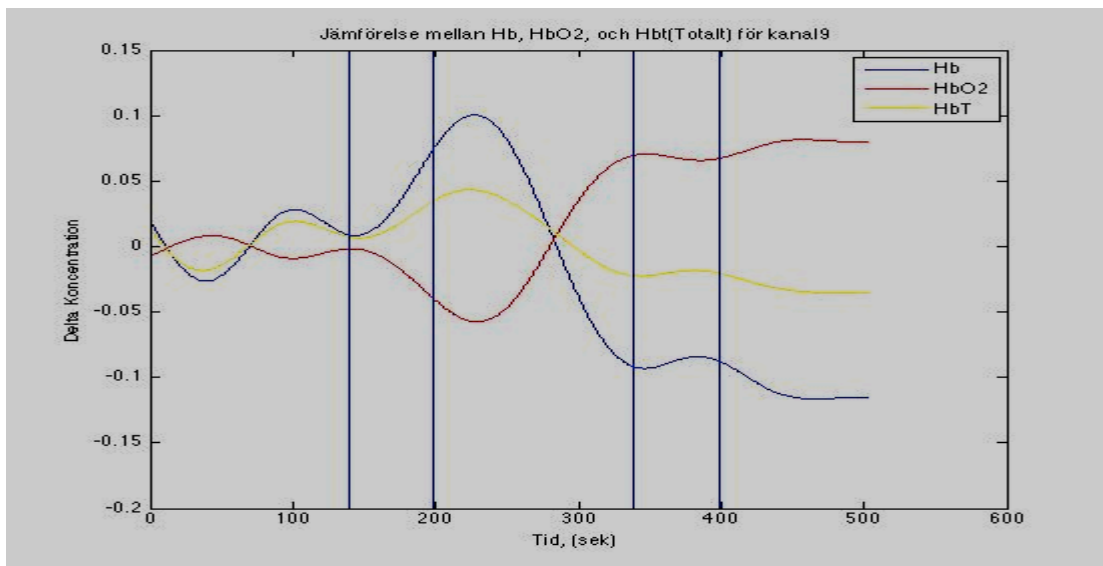




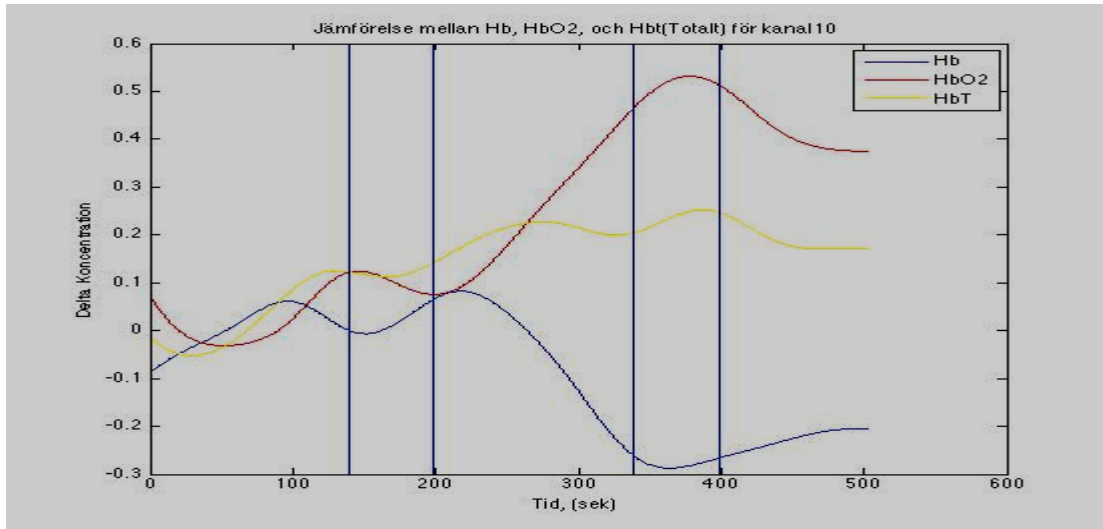
**Figur 3.8**  $\Delta\text{Hb}$ ,  $\Delta\text{HbO}_2$  och  $\Delta\text{Hb}_t$  ( $\text{mMol}^{-1}/\text{L}$ ) för kanal 7



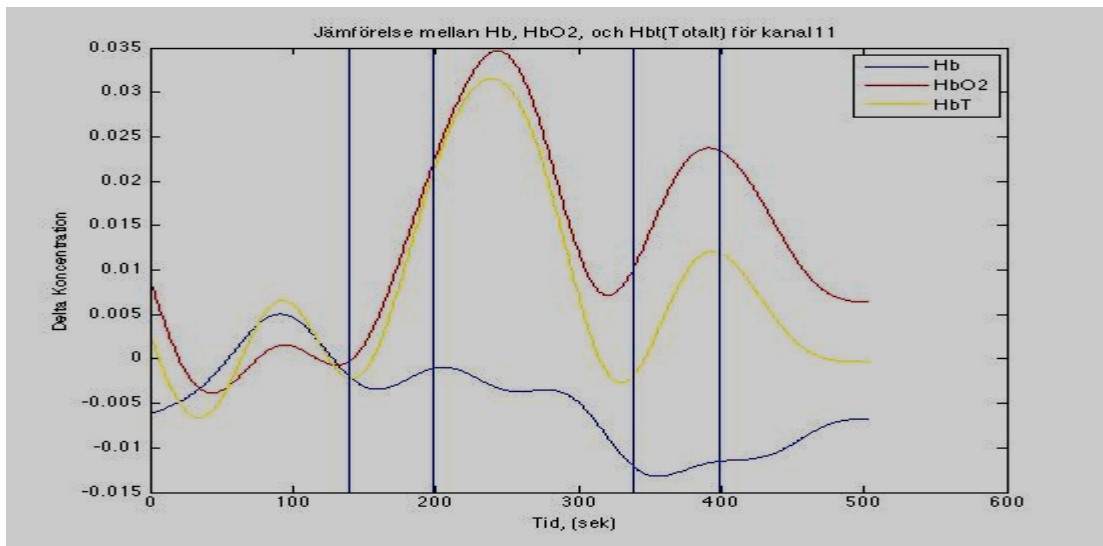
**Figur 3.9**  $\Delta\text{Hb}$ ,  $\Delta\text{HbO}_2$  och  $\Delta\text{Hb}_t$  ( $\text{mMol}^{-1}/\text{L}$ ) för kanal 8



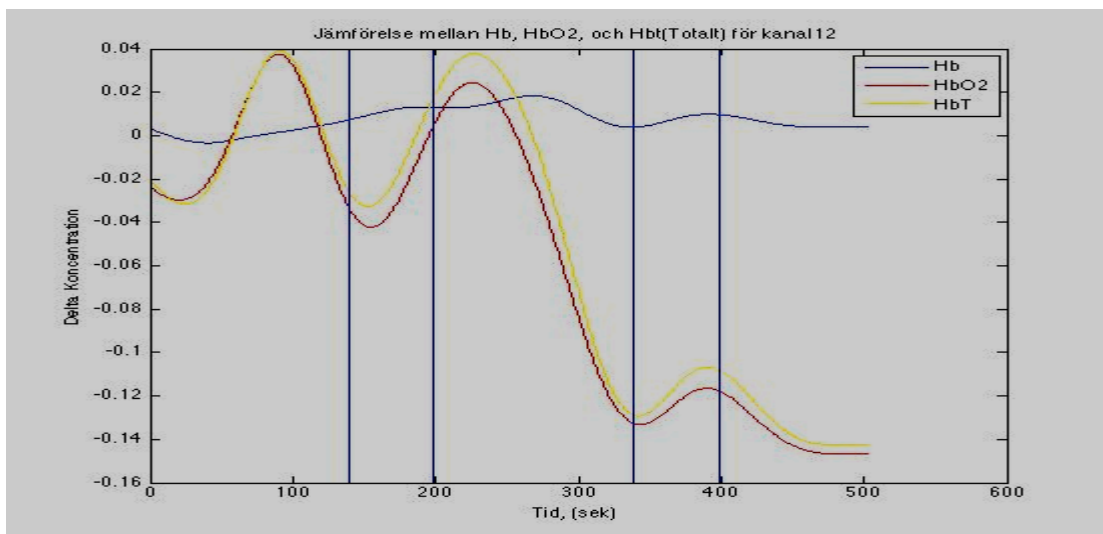
**Figur 3.10**  $\Delta\text{Hb}$ ,  $\Delta\text{HbO}_2$  och  $\Delta\text{Hb}_t$  ( $\text{mMol}^{-1}/\text{L}$ ) för kanal 9



Figur 3.11  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  (mMol<sup>-1</sup>/L) för kanal 10

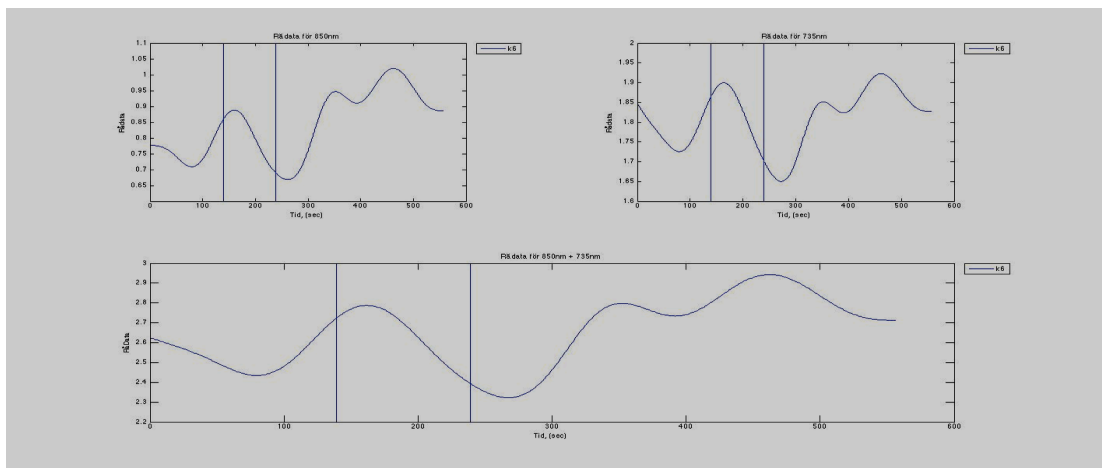


Figur 3.12  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  (mMol<sup>-1</sup>/L) för kanal 11

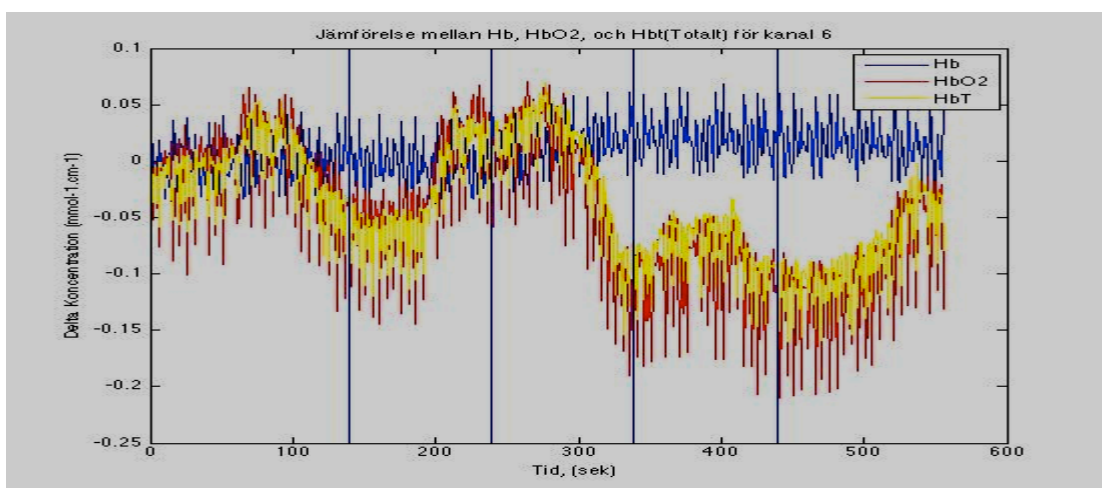


Figur 3.13  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  (mMol<sup>-1</sup>/L) för kanal 12

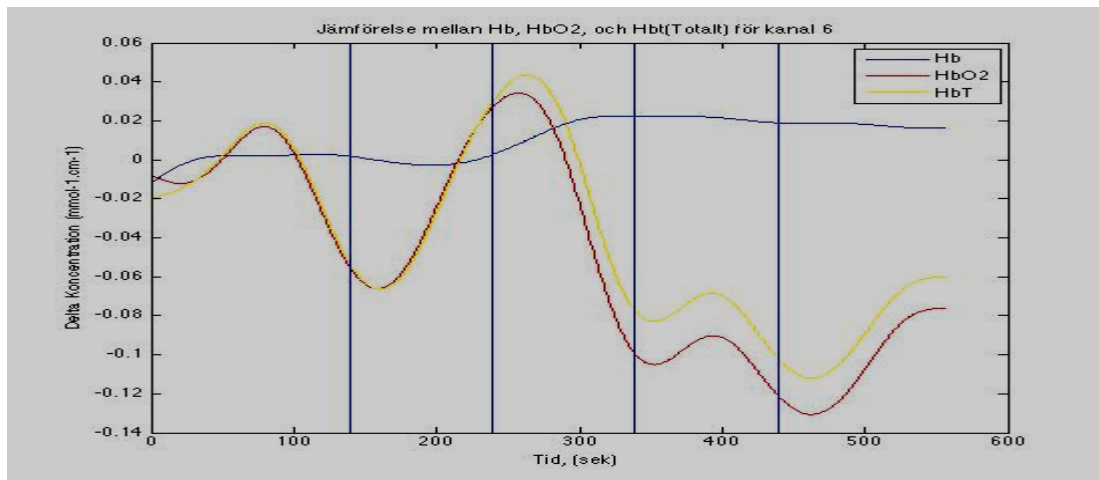
När jag börjar hålla andan börjar  $\Delta Hb_{total}$ , som representerar blodvolymen, att öka. Denna förändring visade sig vara densamma vid alla fem testomgångar. Men det finns skillnader i  $\Delta Hb$  och  $\Delta HbO_2$  under alla testningar. Ibland ökade både  $\Delta Hb$  och  $\Delta HbO_2$  medan någon av parametrarna vid vissa tidpunkter kunde sjunka samtidigt som det andra ökade. För att se om alla kanaler har fått nästan samma resultat testade jag bara med ha den andra lysdioden och sjätte fototransistorn på och alla andra nedsläckta. Figur 3.14 visar rådata för kanal 6 och figur 3.15 visar  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  utan butterworth-filter och figur 3.16 med butterworth-filter. En fjärde ordning lågpas butterworth-filter (finns i MatLab) användes för att ta bort högfrekventa störningar som kan bero på blodkärlens pulsationer eller tillfälliga rörelser. Gränsfrekvensen valdes till 0.02 Hz genom att testa olika frekvenser.



Figur 3.14 Rådata för kanal 6



Figur 3.15  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  ( $\text{mMol}^{-1}/\text{L}$ ) för kanal 6 utan butterworth-filter



**Figur 3.16**  $\Delta Hb$ ,  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb_t$  ( $\text{mMol}^{-1}/\text{L}$ ) för kanal 6 med butterworth-filter

Figur 3.15 visar mycket brus. Detta berodde på en hög förstärkning av signalen. Jag använde butterworth-filter för att få bort så mycket signalbrus som möjligt. Figur 3.16 visar samma mönster som alla andra kanaler som visades innan.

#### 4. Diskussion och framtidsutveckling

Resultatet visade att detta CW-NIRS system med lysdioder har potential att mäta hemodynamiska förändringar inuti hjärnan när den placeras på pannloben. Detta resultat innebär att NIRS-givaren kan tillämpas i studier för övervakning av hjärnaktivitet exempelvis då man vill studera hjärnans funktioner vid psykiska sjukdomstillstånd. Andra kliniska tillämpningar innefattar användning av detta system för upptäckt av sömnapné där man kan notera andningsuppehåll hos patienterna.

Man har i tidigare studier med NIR frekvens-domänsystem diagnostiserat sömnapné (22). En annan möjlig klinisk tillämpning är för övervakning av *synkope* som är en tillfällig medvetlöshet som också beskrivs som svimning. Detta är oftast relaterat till en tillfällig minskning av blodflödet till hjärnan. Detta tillstånd är ett vanligt problem och står för 3 procent av akutmottagning och 6 procent av inläggningar på sjukhus (23).

När vi inte andas blockeras syretillförseln till hela kroppen vilket medför en ökning av  $pCO_2$  och en minskning i  $pO_2$ . Eftersom hjärnceller är känsliga för  $pCO_2$  förändringar orsakar en ökad nivå av  $pCO_2$  kärlvidgning och en ökning av blodflödet i hjärnan (24) (25). Detta förklarar varför man kan se en ökning av  $\Delta Hb_t$  vilket registrerades i mitt projekt.  $\Delta HbO_2$  och  $\Delta Hb$  visade sig variera för varje test. Vid de flesta testningar sågs en ökning av  $\Delta HbO_2$  när jag inte andades och ibland var denna

ökning bestående i ytterligare några sekunder efter att normal andning påbörjats. Dessutom ökades  $\Delta\text{Hb}$  för alla kanaler förutom kanal 3 där minskades  $\Delta\text{Hb}$ .

För bättre och säkrare resultat hade testning på fler personer gett mig resultat med mer säkerhet. Tyvärr hade jag dock inte denna möjlighet med tanke på den begränsade tiden för projektet. Fokus för mitt projekt låg dessutom på att bygga själva prototypen vilket upptog allra störst tid och testningen var snarare ett steg i att testa prototypen. Ytterligare något som hade kunnat stärka mina resultat är en kalibrering av prototypen med en fantom som skulle likna den mänskliga vävnaden. Men även detta skulle innebära ett mycket större tidsbehov och dessa förslag på förbättringar får därför snarare ses som förslag inför framtida studier inom området.

För att minska på signalbrus förhållandet kan man förutom att använda butterworth-filtrer även förändra hårdvara i kretsschemat (byta återkopplingen till 10 gånger förstärkning istället för 100 gånger) för Receptor Board. Men eftersom kretsen var gjuten då jag såg signalbruset fanns ingen möjlighet att göra detta.

Ett av de svåraste momenten i detta projekt var att hitta komponenter som passar ihop och kan fungera korrekt. Två komponenter som var särskilt svåra att hitta var lysdioder och fototransistorer. Lysdioder från Epitex Inc. valdes då dessa erbjuder lysdioder med våglängderna 735nm och 850nm. Strangman et al 2003 (26) har nämligen visat att dessa våglängder ger minst mängd brus för  $\text{HbO}_2$  och Hb absorptionskoefficienterna. Att själv utreda och undersöka vilka våglängder som ger minst mängd brus är ett mycket stort projekt och med den begränsade tid som jag hade till mitt förfogande för detta arbete fanns inget utrymme för detta.

Gjutningsdel av projektet var det mest utmanande momentet under hela arbetets gång. Gjutningen blev framgångsrik först efter sjätte försöket men vid varje försök blev jag mer erfaren och lärde mig lite mer om hur det ska gå till. Flera faktorer hade kunnat göras annorlunda för bättre resultat. En professionell och mer användarvänlig form för gjutningen samt bättre silikonmaterial är exempel på detta men är självfallet även mer kostsamma. Med en analog/digital omvandlare med processor i ett och samma kretskort som datorkortet istället för NI DAQ hade gett oss ett smidigare verktyg att arbeta med. Detta skulle dock innebära både merarbete samt ökade utgifter varför detta inte ansågs vara av så stort värde i detta projekt. För större projekt däremot är det absolut något att ha i åtanke. Att driva systemet med batteri hade inneburit att man inte hade varit beroende av dator vid datainsamlingen. Detta kan ha sina fördelar om man inte har tillgång till dator där undersökningen ska göras.

I detta projekt var detta däremot inget problem varför en batteridrivna NIRS inte byggdes.

NIRS system är ett system med stora framtida utvecklingsmöjligheter. Genom att göra systemet trådlöst antingen med trådlöst nätverk (WiFi) eller *bluetooth* är patienterna i framtiden inte bundna till en viss plats då undersökningen görs utan data skickas via nätverket oavsett var patienten befinner sig och data kan analyseras med realtidsdatabashanteringsprogram. Dessutom skulle fototransistorer med bandbreddsspektrum som är mer specificerad för Hb och HbO<sub>2</sub> extinktionskoefficienter ge oss bättre Hb och HbO<sub>2</sub> förändringar.

# Bilagor

## A. Bill of Material

Bill Of Materials(Receptor board,ComputerBoard (VersionB and Flexible Printed Board)  
Near Infrared Spectroscopy  
Circuits  
2010-12-16

Part	Value	Package	Product.nr	Item.nr	Resellers	Manufactured
<b>NIRS-ReceptorBoard Version B</b>						
C1	0u1=0.1µF	0603 smd	0603YC104K4T4A	1833863	Farnell.se	AVX
C2	0.1µF	0603 smd	0603YC104K4T4A	1833863	Farnell.se	AVX
C3	1µF	0603 smd	0603D105MAT2A	1740640	Farnell.se	AVX
C4	10nF	0603 smd	06035F103K4T2A	1740499	Farnell.se	AVX
C5	47nF	0603 smd	CC0603KRX7R7BB473	432027	Farnell.se	YAGEO
IC1	OPA336	SOT23-5pins	OPA336NA/3k	595-OPA336	Mouser.com	Texas.Ins.
IC2	OPA336	SOT23-5pins	OPA336NA/3k	595-OPA336	Mouser.com	Texas.Ins.
PT1	$\lambda_c=940\text{nm}$	1206 smd	PT11-21C/L41	638-PT11-21C	Mouser.com	Everlight
R1	499kΩ	0603 smd	MC 0.063W 0603 1% 499K	1171055	Farnell.se	Multicop
R2	1MΩ	0603 smd	CRCW06031M00FKEA	1469746	Farnell.se	Vishay
R3	10kΩ	0603 smd	CRCW0603100KFKEAHP	1738931	Farnell.se	Vishay
R4	1k10kΩ	0603 smd	CRCW06031K00FKEAHP	1469740	Farnell.se	Vishay
R5	10kΩ	0603 smd	CRCW060310K0FKEAHP	1738918	Farnell.se	Vishay
X1	FPC-Connector	5 Pole	52207-0560	1757073	Farnell.se	Molex
<b>NIRS-ComputerBoard Version B</b>						
C1	0.1µF	0603 smd	0603YC104K4T4A	1833863	Farnell.se	AVX
C2	10µF	0805 smd	0805ZD106KAT2A	1833812	Farnell.se	AVX
C3	0.1µF	0603 smd	0603YC104K4T4A	1833863	Farnell.se	AVX
C4	10µF	0805 smd	0805ZD106KAT2A	1833812	Farnell.se	AVX
C5	0.1µF	0603 smd	0603YC104K4T4A	1833863	Farnell.se	AVX
C6	C-pol-ca100µF	CAP-6360	9695672	9695672	Farnell.se	Panasonic
C7	C-pol-ca100µF	CAP-6360	9695672	9695672	Farnell.se	Panasonic
C8	10µF	0805 smd	0805ZD106KAT2A	1833812	Farnell.se	AVX
C9	0.1µF	0603 smd	0603YC104K4T4A	1833863	Farnell.se	AVX
D1	Diode Schottky	SOD-123	RB160M-30TR	1525480	Farnell.se	ROHM
D2	TVSdiode.9Vbreakdown	0603 smd	CDS3C09GTA	5302382	Farnell.se	EPCOS
DR1	Inductor-330nH	0603in(1608m)	MLF1608DR33K	1669535	Farnell.se	TDK
DR2	Inductor-330nH	0603in(1608m)	MLF1608DR33K	1669535	Farnell.se	TDK
IC1	OPA336	SOT23-5pins	OPA336NA/3k	595-OPA336	Mouser.com	Texas.Ins.
R1	10kΩ	0603 smd	CRCW060310K0FKEAHP	1738918	Farnell.se	Vishay
R2	TS53YJ-10kΩ	Trimmer	TSS5YJ103MR10	1141485	Farnell.se	Vishay
R3	10kΩ	0603 smd	CRCW060310K0FKEAHP	1738918	Farnell.se	Vishay
R4	47Ω	0603 smd	CRCW060347R0FKEAHP	1738887	Farnell.se	Vishay
R5	10kΩ	0603 smd	CRCW060310K0FKEAHP	1738918	Farnell.se	Vishay
R6	47Ω	0603 smd	CRCW060347R0FKEAHP	1738887	Farnell.se	Vishay
R7	10kΩ	0603 smd	CRCW060310K0FKEAHP	1738918	Farnell.se	Vishay
R8	47Ω	0603 smd	CRCW060347R0FKEAHP	1738887	Farnell.se	Vishay
R9	10kΩ	0603 smd	CRCW060310K0FKEAHP	1738918	Farnell.se	Vishay
R10	47Ω	0603 smd	CRCW060347R0FKEAHP	1738887	Farnell.se	Vishay
R11	10kΩ	0603 smd	CRCW060310K0FKEAHP	1738918	Farnell.se	Vishay
R12	47Ω	0603 smd	CRCW060347R0FKEAHP	1738887	Farnell.se	Vishay
R13	10kΩ	0603 smd	CRCW060310K0FKEAHP	1738918	Farnell.se	Vishay
R14	47Ω	0603 smd	CRCW060347R0FKEAHP	1738887	Farnell.se	Vishay
R15	10kΩ	0603 smd	CRCW060310K0FKEAHP	1738918	Farnell.se	Vishay
R16	47Ω	0603 smd	CRCW060310K0FKEAHP	1738918	Farnell.se	Vishay
T1	NPN-BJT	SOT 23	2STR1160	1749421	Farnell.se	STM
T2	BSH105	SOT 23-3pins	BSH105,215	1758066	Farnell.se	NXP
T3	BSH105	SOT 23-3pins	BSH105,215	1758066	Farnell.se	NXP
T4	BSH105	SOT 23-3pins	BSH105,215	1758066	Farnell.se	NXP
T5	BSH105	SOT 23-3pins	BSH105,215	1758066	Farnell.se	NXP
T6	BSH105	SOT 23-3pins	BSH105,215	1758066	Farnell.se	NXP
T7	BSH105	SOT 23-3pins	BSH105,215	1758066	Farnell.se	NXP
X1	FPC-Contact	20 Pole	52207-2085-SOCKET-FPC	1079944	Farnell.se	Molex
X2	Micromatch-F-STR	20 Pole	9-215079-0	43-82180	Elfa.se	Tyco
Ca	Ribbon Cable	20 ways	135-2801-020	1207455	Farnell.se	Amphenol
<b>Flexible Printed Board</b>						
L1	SMT735/850	smd	LED smt735/850		epitex.com	Epitex
L2	SMT735/850	smd	LED smt735/850		epitex.com	Epitex
L3	SMT735/850	smd	LED smt735/850		epitex.com	Epitex

## B. Lysdiods datablad



Opto-Device & Custom LED

SMD TYPE LED SMT735/850

Lead (Pb) Free Product – RoHS Compliant

# SMT735/850

High Performance Bi-color TOP LED

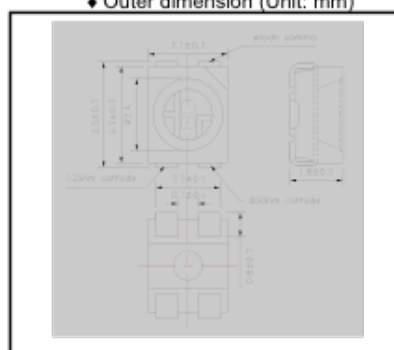
Bi-color LED of SMT735/850 consists of DDH AlGaAs LEDs mounted on the lead frame as TOP LED package and is sealed with epoxy resin.

It emits a spectral band of radiation at 735nm and 850nm at anode common.

◆ Outer dimension (Unit: mm)

◆ Specifications

- |                     |                  |
|---------------------|------------------|
| 1) Product Name     | Bi-color TOP LED |
| 2) Type No.         | SMT735/850       |
| 3) Chip             |                  |
| (1) Chip Material   | AlGaAs           |
| (2) Peak Wavelength | 735nm/850nm      |
| 4) Package          |                  |
| (1) Lead Frame Die  | Silver Plated    |
| (2) Package Resin   | PPA Resin        |
| (3) Lens            | Epoxy Resin      |



◆ Absolute Maximum Ratings

Item	Symbol	Maximum Rated Value		Unit	Ambient Temperature
		735nm	850nm		
Power Dissipation	Pd	165	150	mW	Ta=25°C
Forward Current	If	75	75	mA	Ta=25°C
Pulse Forward Current	IFP	300	500	mA	Ta=25°C
Reverse Voltage	VR	5		V	Ta=25°C
Junction Temperature	TJ	100		°C	
Thermal Resistance	Rthja	190		K/W	
Operating Temperature	TOPR	-20 ~ +80		°C	
Storage Temperature	TSTG	-30 ~ +80		°C	
Soldering Temperature	TSOL	255		°C	

‡Pulse Forward Current condition: Duty=1% and Pulse Width=10us.

‡Soldering condition: Soldering condition must be completed within 10 seconds at 255°C

◆ Electro-Optical Characteristics [Ta=25°C]

Item	Symbol	Condition	Minimum		Typical		Maximum		Unit
			735nm	850nm	735nm	850nm	735nm	850nm	
Forward Voltage	VF	IF=50mA			1.85	1.60	2.10	1.80	V
Reverse Current	IR	VR=5V					10		uA
Total Radiated Power	PO	IF=50mA	5.0	10.0	10.0	18.0			mW
Radiant Intensity	IE	IF=50mA	2	5.0	5.0	7.0			mW/sr
Peak Wavelength	λP	IF=50mA	725	840	735	850	745	860	nm
Half Width	Δλ	IF=50mA			20	35			nm
Viewing Half Angle	θ1/2	IF=50mA			±55				deg.

‡Total Radiated Power is measured by Photodyne #500

‡Brightness is measured by Tektronix J-16.

EPITEX INC.: 66-3 Minami-Kawabe Cho, Higashi-Kujyo, Minami-Ku, Kyoto, Japan

Tel: ++81-75-682-2338

Fax: ++81-75-682-2267

e-mail: [sales-dep@epitex.com](mailto:sales-dep@epitex.com)

<http://www.epitex.com>



## C. Fototransistors datablad



### Technical Data Sheet

### 1206 Package Phototransistor With Inner Lens

---

#### PT11-21C/L41/TR8

#### Features

- Fast response time
- High photo sensitivity
- Small junction capacitance
- Package in 8mm tape on 7" diameter reel
- Pb free
- The product itself will remain within RoHS compliant version.



#### Descriptions

- PT11-21C/L41/TR8 is a phototransistor in miniature SMD package which is molded in a water clear plastic with flat top view lens. The device is Spectrally matched to visible and infrared emitting diode.

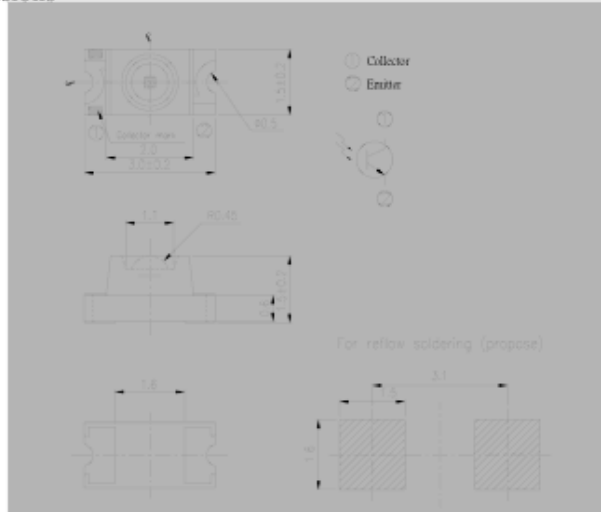
#### Applications

- Automatic door sensor
- Copier
- Game machine
- Infrared applied system

#### Device Selection Guide

LED Part No.	Chip	Lens Color
	Material	
PT	Silicon	Water clear

**Package Dimensions**



- Notes:** 1.All dimensions are in millimeters  
 2.Tolerances unless dimensions  $\pm 0.1\text{mm}$

**Absolute Maximum Ratings (Ta=25°C)**

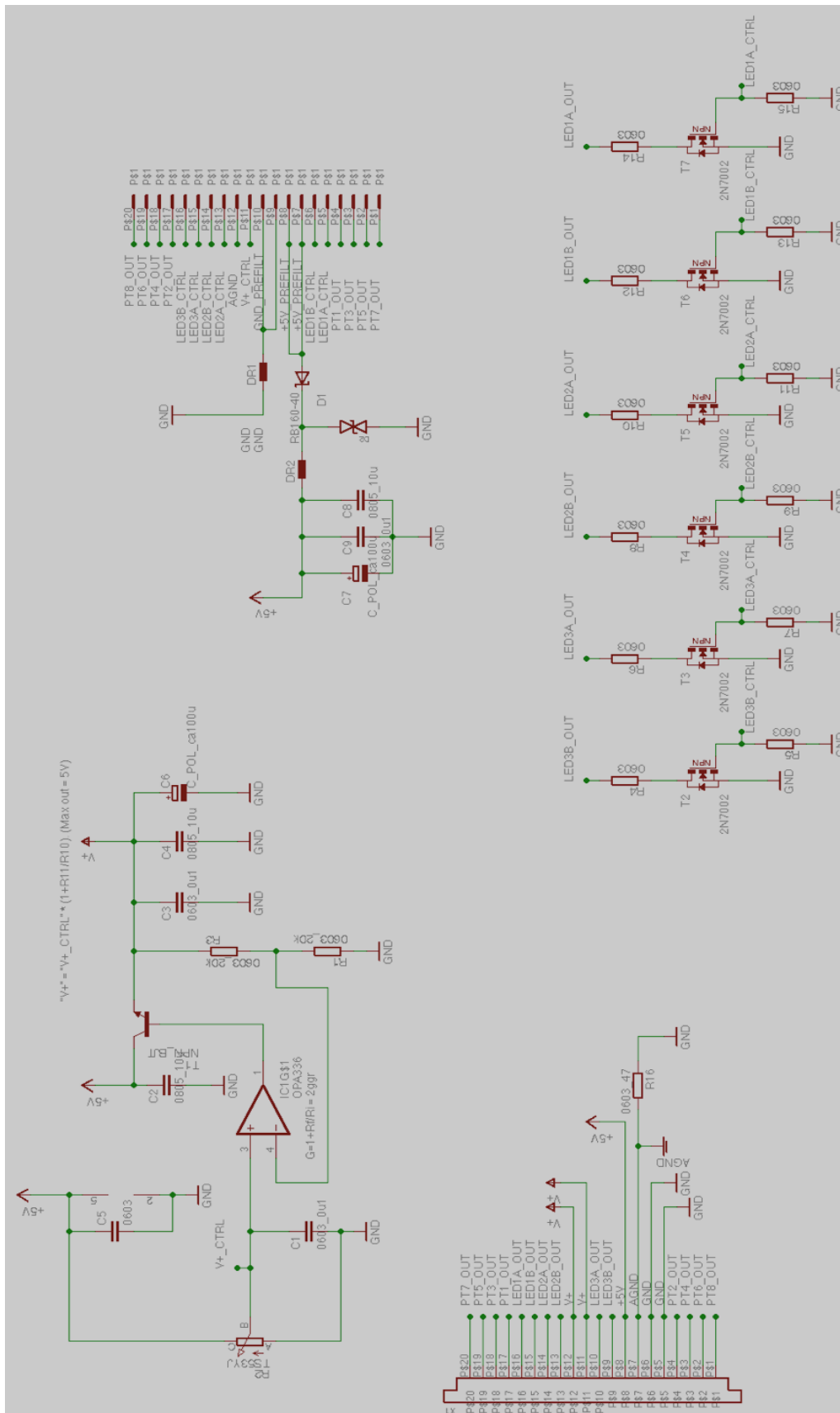
Parameter	Symbol	Rating	Units
Collector-Emitter Voltage	$V_{CEO}$	30	V
Emitter-Collector-Voltage	$V_{ECO}$	5	V
Collector Current	$I_C$	20	mA
Operating Temperature	$T_{opr}$	-25 ~ +85	°C
Storage Temperature	$T_{stg}$	-40 ~ +85	°C
Soldering Temperature	$T_{sol}$	260	°C
Power Dissipation at(or below) 25°C Free Air Temperature	$P_c$	75	mW

**Notes:** \*1:Soldering time  $\leq 5$  seconds.

**Electro-Optical Characteristics (Ta=25°C)**

Parameter	Symbol	Condition	Min	Typ	Max	Unit
Rang Of Spectral Bandwidth	$\lambda_{0.5}$	---	400	---	1100	nm
Wavelength Of Peak Sensitivity	$\lambda_p$	---	---	940	---	nm
Collector-Emitter Breakdown Voltage	$BV_{CEO}$	$I_C=100 \mu A$ $E_e=0mW/cm^2$	30	---	---	V
Emitter-Collector Breakdown Voltage	$BV_{ECO}$	$I_E=100 \mu A$ $E_e=0mW/cm^2$	5	---	---	V
Collector-Emitter Saturation Voltage	$V_{CE(sat)}$	$I_C=2mA$ $E_e=1m W/cm^2$	---	---	0.4	V
Collector Dark Current	$I_{CEO}$	$V_{CE}=20V$ $E_e=0mW/cm^2$	---	---	100	nA
On State Collector Current	$I_{C(ON)}$	$V_{CE}=5V$ $E_e=1mW /cm^2$	0.3	0.8		mA
Rise Time	$t_r$	$V_{CE}=5V$ $I_C=1mA$ $R_L=1000 \Omega$	---	15	---	$\mu S$
Fall Time	$t_f$		---	15	---	

# D. Datorkortsschemat



## E. NI USB-6009

### 14-Bit, 48 kS/s Low-Cost Multifunction DAQ

- 8 analog inputs (14-bit, 48 kS/s)
- 2 analog outputs (12-bit, 150 S/s); 12 digital I/O; 32-bit counter
  - Bus-powered for high mobility; built-in signal connectivity
- OEM version available
- Compatible with LabVIEW, LabWindows/CVI, and Measurement Studio for Visual Studio .NET
- NI-DAQmx driver software and NI LabVIEW SignalExpress LE interactive data-logging software



## Specifications

### Specifications Documents

- Specifications (3)
- Data Sheet

- **Specifications Summary**

General	
Product Name	USB-6009
Product Family	Multifunction Data Acquisition
Form Factor	USB
Part Number	779026-01
Operating System/Target	Pocket PC , Windows , Linux , Mac OS
DAQ Product Family	B Series
Measurement Type	Voltage
RoHS Compliant	Yes
Analog Input	
Channels	8 , 4
Single-Ended Channels	8
Differential Channels	4
Resolution	14 bits
Sample Rate	48 kS/s
Throughput	48 kS/s
Max Voltage	10 V

<b>Maximum Voltage Range</b>	-10 V , 10 V
<b>Maximum Voltage Range Accuracy</b>	138 mV
<b>Minimum Voltage Range</b>	-1 V , 1 V
<b>Minimum Voltage Range Accuracy</b>	37.5 mV
<b>Number of Ranges</b>	8
<b>Simultaneous Sampling</b>	No
<b>On-Board Memory</b>	512 B
<b>Analog Output</b>	
<b>Channels</b>	2
<b>Resolution</b>	12 bits
<b>Max Voltage</b>	5 V
<b>Maximum Voltage Range</b>	0 V , 5 V
<b>Maximum Voltage Range Accuracy</b>	7 mV
<b>Minimum Voltage Range</b>	0 V , 5 V
<b>Minimum Voltage Range Accuracy</b>	7 mV
<b>Update Rate</b>	150 S/s
<b>Current Drive Single</b>	5 mA
<b>Current Drive All</b>	10 mA
<b>Digital I/O</b>	
<b>Bidirectional Channels</b>	12
<b>Input-Only Channels</b>	0
<b>Output-Only Channels</b>	0
<b>Number of Channels</b>	0 , 0 , 12
<b>Timing</b>	Software
<b>Logic Levels</b>	TTL
<b>Input Current Flow</b>	Sinking , Sourcing
<b>Output Current Flow</b>	Sinking , Sourcing
<b>Programmable Input Filters</b>	No
<b>Supports Programmable Power-Up States?</b>	No
<b>Current Drive Single</b>	8.5 mA
<b>Current Drive All</b>	102 mA
<b>Watchdog Timer</b>	No

<b>Supports Handshaking I/O?</b>	No
<b>Supports Pattern I/O?</b>	No
<b>Maximum Input Range</b>	0 V , 5 V
<b>Maximum Output Range</b>	0 V , 5 V
<b>Counter/Timers</b>	
<b>Counters</b>	1
<b>Buffered Operations</b>	No
<b>Debouncing/Glitch Removal</b>	No
<b>GPS Synchronization</b>	No
<b>Maximum Range</b>	0 V, 5 V
<b>Max Source Frequency</b>	5 MHz
<b>Minimum Input Pulse Width</b>	100 ns
<b>Pulse Generation</b>	No
<b>Resolution</b>	32 bits
<b>Timebase Stability</b>	50 ppm
<b>Logic Levels</b>	TTL
<b>Physical Specifications</b>	
<b>Length</b>	8.51 cm
<b>Width</b>	8.18 cm
<b>Height</b>	2.31 cm
<b>I/O Connector</b>	Screw terminals

## F. MatLabs algoritm

```
%MatLab Kod för att analysera data från LabView.
clc;
clear all;
close all;
%två vertikala linje som visar när vår stimuli påbörjat och när den har slutat (enhet är
i sekunder)
marker1=140/5;
marker2=200/5;
marker3=340/5;
marker4=400/5;
%Extinktionskoefficient (ucl abs/2.3025851 mmol/cm-1)
eHbO2_850=(2.6694e-04/2.3025851)*10^4;%=1.1593
eHbO2_735=(1.0695e-04/2.3025851)*10^4;%=0.4645
eHb_850=(1.8096e-04/2.3025851)*10^4;%=0.7859
eHb_735=(2.9832e-04/2.3025851)*10^4;%=1.2956
%Läs in datafilen som skapades från LabView.
%Data för alla kanaler
A=load('/Users/Aydin/Desktop/ref/Labview test/alla kanaler-(140-200)(340-400) (23-
33)(100-6 secs)V-ctrl-1.lvm');
%Data för fototransistor 6
A=load('/Users/Aydin/Desktop/ref/Labview test/(00-02)(pt6)(140-240)(340
440)(40khz).lvm');
%Baslinje
baselinesample=(marker1-5)*5;
%Filter
[d,c] = butter(4,0.02);
%Separera våglängder och tiden
A850=A(:,[2 3 4 5 10 11 12 13 18 19 20 21]);
A850=filtfilt(d,c,A850);
A735=A(:,[6 7 8 9 14 15 16 17 22 23 24 25]);
A735=filtfilt(d,c,A735);
%Endast fototransistor 6
A850=A(:,[2]);
A850=filtfilt(d,c,A850);
A735=A(:,[3]);
A735=filtfilt(d,c,A735);
%Tiden
Tid=A(:,1);
%Rita rådata för alla kanaler
%Våglängd 850nm
figure;
subplot(2,2,1);
plot(Tid, A850);
v = axis;
hold on; line([Tid(marker1*5) Tid(marker1*5)], [v(3) v(4)]);
line([Tid(marker2*5) Tid(marker2*5)], [v(3) v(4)]); hold off;
xlabel('Tid, (sec)');
ylabel('RåData');
```



```

title('Rådata för 850nm');
legend('k1','k2','k3','k4','k3','k4','k5','k6','k5','k6','k7','k8',-1);
%Våglängd 735nm
subplot(2,2,2);
plot(Tid, A735);
v = axis;
hold on; line([Tid(marker1*5) Tid(marker1*5)], [v(3) v(4)]);
line([Tid(marker2*5) Tid(marker2*5)], [v(3) v(4)]); hold off;
xlabel('Tid, (sec)');
ylabel('RåData');
title('Rådata för 735nm');
legend('k1','k2','k3','k4','k3','k4','k5','k6','k5','k6','k7','k8',-1);
%Blodvolym
subplot(2,2,[3 4]);
plot(Tid, A850 + A735);
v = axis;
hold on; line([Tid(marker1*5) Tid(marker1*5)], [v(3) v(4)]);
line([Tid(marker2*5) Tid(marker2*5)], [v(3) v(4)]); hold off;
xlabel('Tid, (sec)');
ylabel('Rådata');
title('Rådata för 850nm + 735nm');
legend('k1','k2','k3','k4','k3','k4','k5','k6','k5','k6','k7','k8',-1);
%Beräkning av Hb & HbO2 & Blodvolym(BV).
baseline735 = mean(A735(1:baselinesample,:));
baseline850 = mean(A850(1:baselinesample,:));
compare735 = ones(size(A735,1),1)*baseline735./A735;
compare850 = ones(size(A850,1),1)*baseline850./A850;
Hb = 1*(eHbO2_735*log10(compare850) -
eHbO2_850*log10(compare735))/(eHb_850*eHbO2_735-eHb_735*eHbO2_850);
HbO2 = 1*(eHb_850*log10(compare735) -
eHb_735*log10(compare850))/(eHb_850*eHbO2_735-eHb_735*eHbO2_850);
BV = Hb + HbO2;
% Rita resultat av Hb, HbO2 and HbT för alla kanaler.
for i=1:12
    figure;
    plot(Tid, Hb(:, i), 'b');
    hold on; plot(Tid, HbO2(:,i), 'r');
    plot(Tid, BV(:, i), 'y'); hold off;
    v = axis;
    hold on; line([Tid(marker1*5) Tid(marker1*5)], [v(3) v(4)]); line([Tid(marker3*5)
Tid(marker3*5)], [v(3) v(4)]);
    line([Tid(marker2*5) Tid(marker2*5)], [v(3) v(4)]);line([Tid(marker4*5)
Tid(marker4*5)], [v(3) v(4)]); hold off;
    xlabel('Tid, (sek)');
    ylabel('Delta Koncentration (mmol-1.cm-1)');
    cntr = num2str (i);
    Mystring = strcat ('Jämförelse mellan Hb, HbO2, och Hbt(Totalt) för kanal ',cntr);
    title(Mystring);
    legend('Hb', 'HbO2', 'HbT');
end

```

```

%Endast fototransistor 6
figure;
plot(Tid, Hb, 'b');
hold on; plot(Tid, HbO2, 'r');
plot(Tid, BV, 'y'); hold off;
v = axis;
hold on; line([Tid(marker1*5) Tid(marker1*5)], [v(3) v(4)]); line([Tid(marker3*5)
Tid(marker3*5)], [v(3) v(4)]);
line([Tid(marker2*5) Tid(marker2*5)], [v(3) v(4)]);line([Tid(marker4*5)
Tid(marker4*5)], [v(3) v(4)]); hold off;
xlabel('Tid, (sek)');
ylabel('Delta Koncentration (mmol-1.cm-1)');
title('Jämförelse mellan Hb, HbO2, och Hbt(Totalt) för kanal 6');
legend('Hb', 'HbO2', 'HbT');

```

## Referenser

1. Ryer, Alexander D. *Light measurement handbook*. Newburyport : International light Inc, 1998. ss. 1-8.
2. *Wikipedia*. [Online] <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/8/8a/Electromagnetic-Spectrum.png>.
3. *Discovery of the Near-Infrared Window into the Body and the Early Development of Near-Infrared Spectroscopy* *Journal of biomedical optics*. Jöbbsis-vanderVliet, Frans F. 4, October 1999, *Miomedical optics*, Vol. 4, ss. 392-396.
4. *Optical imaging of the neonatal brain*. Austin, Topun. F, 2007, *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, Vol. 92, ss. 238-241.
5. *Use of the water absorption spectrum to quantify tissue chromophore concentration changes in near infrared spectroscopy*. Matcher, SJ, Cope, M, and Delpy, DT. 39, 1994, *Physics in Medicine & Biology*, ss. 177-196.
6. Zijlstra, WG, Buursma, A, and van Assendelft. *Visible and near infrared absorption spectra of human and animal haemoglobin*. u.o. : VSP, 2000. 90-6764-317-3.
7. Cope, Mark. *The Application Of Near Infrared Spectroscopy To Non Invasive Monitoring Of Cerebral Oxygenation In The Newborn Infant*. Medical Physics and Bioengineering. London : University College London, 1991. PHD.
8. *Noninvasive infrared monitoring of cerebral and myocardial sufficiency and circulatory parameters*. Jöbbsis, F.F. 198, 1977, *Science*, ss. 1264-1267.
9. Boas, Arjun G . Yodhand David A . *Functional Imaging with Diffusing Light*. [bokförf.] Tuan Vo-Dinh. *Biomedical Photonics Handbook*. u.o. : CRC Press, 2003.
10. Schmidt, Florian E. W. *Development of a Time-Resolved Optical Tomography System for Neonatal Brain Imaging*. Medical Physics and Bioengineering. 1999 : University College London. Ph.D Thesis.
11. Hebden, Clare Elwell and Jem. *Biomedical optics research laboratory*. UCL. [Online] den 16 2 2011. [http://www.medphys.ucl.ac.uk/research/borg/research/NIR\\_topics/nirs.htm](http://www.medphys.ucl.ac.uk/research/borg/research/NIR_topics/nirs.htm).
12. Devaraj, Ajit. *Signal Processing for functional near-infrared neuroimaging*. u.o. : Drexel University, 2005. M.S. Thesis.
13. *Noninvasive Investigation of Blood Oxygenation Dynamics of Tumors by Near-Infrared Spectroscopy*. Hanli Liu, Yulin Song, Katherine L. Worden, Xin Jiang, Anca Constantinescu, and Ralph P. Mason. 28, 2000, *Applied Optics*, Vol. 39, ss. 5231-5243.
14. *Propagation of photon-density waves in strongly scattering media containing an absorbing semi-infinite plane bounded by a straight edge*. Fishkin, J.B. och Gratton, E. 1, u.o. : Optical Society of America, 1993, Vol. 10, ss. 127-140.
15. *Functional Near Infrared Spectroscopy*. Bunce, Scott C, o.a. July/August 2006, *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*, ss. 54-62.
16. *Functional Near Infrared Spectroscopy (fNIRS): An Emerging Neuroimaging Technology with Important Applications for the Study of Brain Disorders*. Irani, Farzin, o.a. 1, October 2006, *The Clinical Neuropsychologist*, Vol. 21, ss. 9-37.
17. Graeme, Jerald. *Photodiode Amplifiers: OP AMP Solutions*. Boston : MC Graw Hill, 1996. 0-07-024247-X.
18. NCAP. [Online] <http://www.ncab-pcb.com/?page=1>.
19. Computer, Cad Soft. [Online] <http://www.cadsoftusa.com/>.
20. Kaupo. [www.kaupo.de](http://www.kaupo.de). [Online] [Citat: den 25 2 2011.] <http://www.kaupo.de/Produktkatalog/Silikonkautschuk/Dragon-Skin-FX-Pro-A-Silikon.html>.
21. Instruments, National. [www.ni.com](http://www.ni.com). [Online] [Citat: den 25 2 2010.] <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/201987>.
22. *Diminished cerebral circulatory autoregulation in obstructive sleep apnea investigated by near-infrared spectroscopy*. Safonova LP, Michalos A , Wolf U, Wolf M, Mantulin WW, Hueber DM and Gratton E. 4, s.l. : *Sleep Research on-line*, 2003, Vol. 5, pp. 123-132.
23. American Heart Association. <http://www.americanheart.org/presenter.jhtml?identifier=4749>. [Online] Mars 2011.
24. *Assessment of cerebrovascular reactivity with functional magnetic*. Kastrup, Andreas, o.a. 1, u.o. : *Magnetic Resonance Imaging*, Januari 2001, Vol. 19, ss. 13-20.
25. Fox, S.I. *Cardiac Output, Blood Flow and Blood Pressure*. *Human Physiology*. s.l. : McGraw-Hill, 1999.
26. *Factors affecting the accuracy of near-infrared spectroscopy concentration calculations for focal changes in oxygenation parameters*. Strangman, Gary, Franceschini, Maria Angela and Boas, David A. s.l. : *NeuroImage*, January 2003, Vol. 18, pp. 865-879.
27. Clark, Jim. *chemguide UK*. [Online] [Citat: den 16 2 2011.] <http://www.chemguide.co.uk/analysis/uvvisible/theory.html#top>.