

# Bilag 1 - EEG instrument

Dette bilag dokumenterer det færdigbyggede EEG-instrument, som blev konstrueret og testet frem mod finalen. Systemet er næsten fuldt funktionelt og klar til at benyttes i realtid til at måle EEG-data i projektets hovedforsøg.

For at bygge mit EEG-instrument, har jeg taget inspiration af følgende kilde:

<https://github.com/RonanB96/Low-Cost-EEG-Based-BCI>

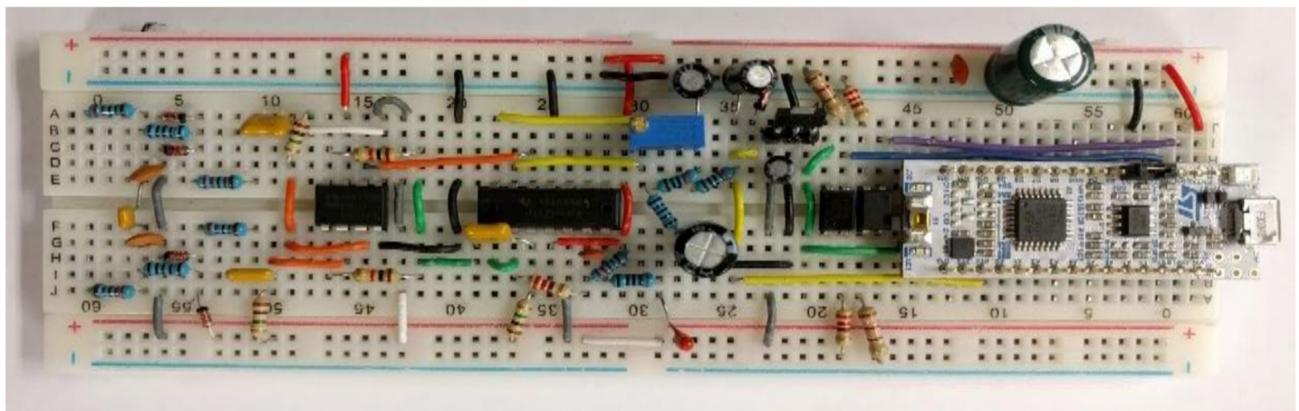
Jeg modificerede kredsløbet, således tre aktive elektroder kunne måle EEG-signaler. I artiklen står der, at Driven Right Leg (DRL), optoisolationen og microcontrolleren kunne genanvendes, hvis en ny kanal skal tilføjes. Derfor har jeg tilføjet to ekstra: beskyttelseskredsløb, instrumentations forstærkere, AC gain stage og power rail til hele kredsløbet.

## 1) Kredsløbsdiagrammer

### 1,1) Kredsløb fra referenceartikel

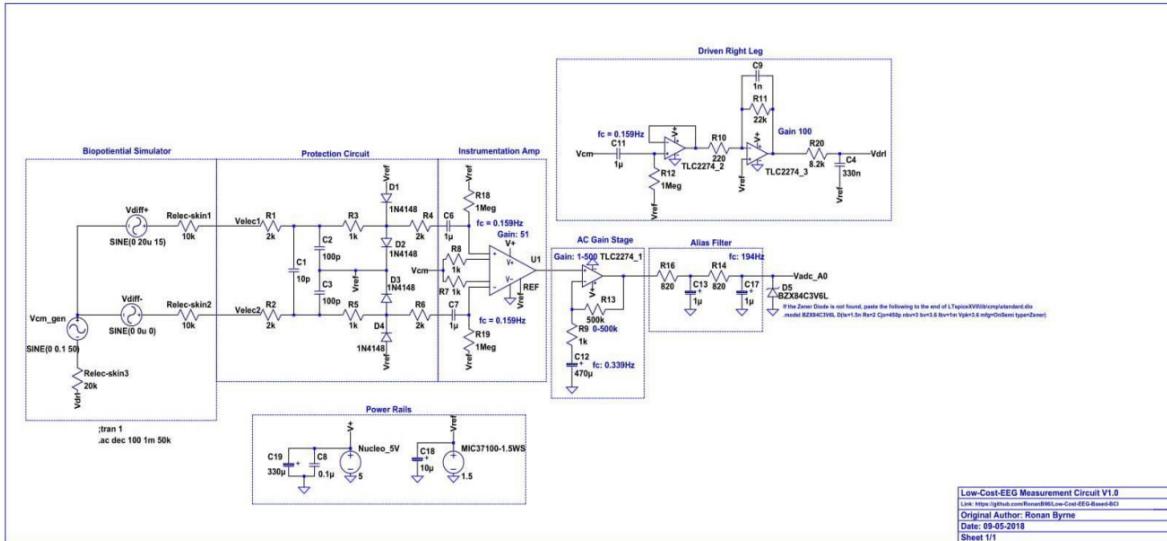
Her er kredsløbsdiagrammer fra den anvendte artikel, som inspiration for opbygningen af EEG-systemet

### Billede af instrument fra referenceartikel



Figur 1: Billede af hele instrumentet uden elektroder, USB-adapter og batteri

## Kredsløbsdiagram fra referenceartikel



Figur 2: Kredsløbsdiagram for referenceartiklen

## Optoisolationskredsløb fra referenceartikel

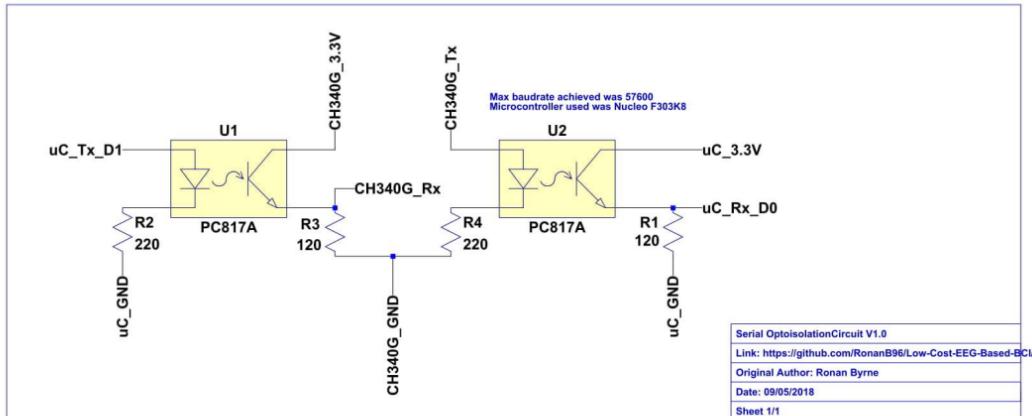
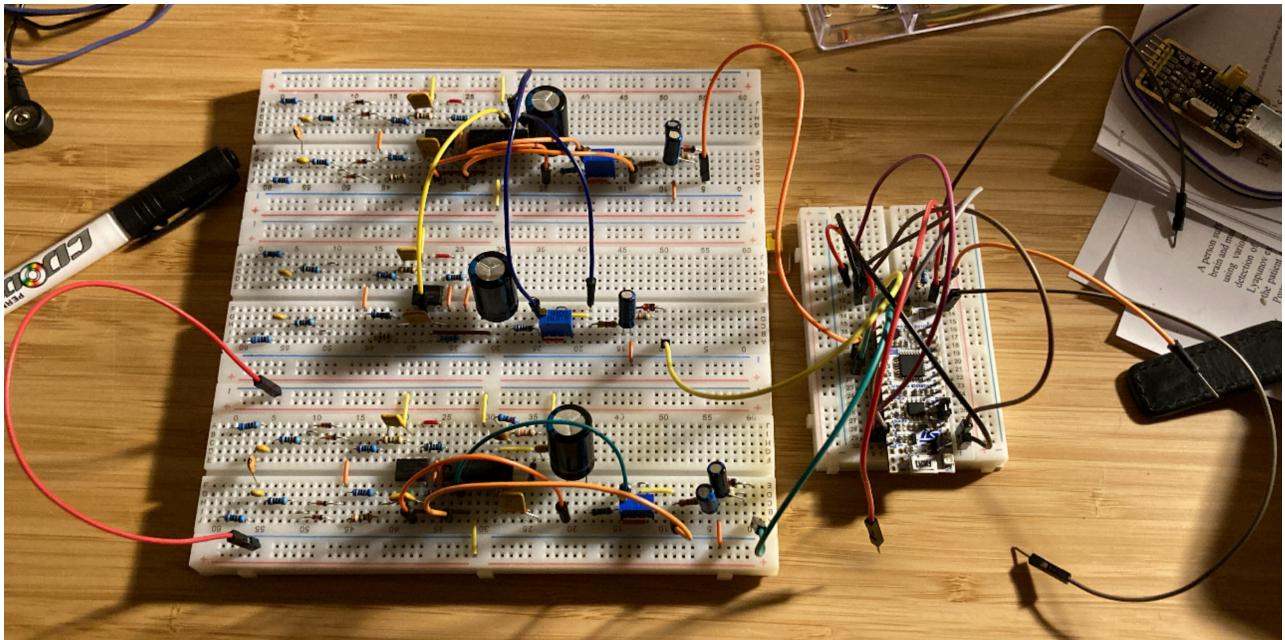


Figure 46 LTspice diagram of optoisolation circuit

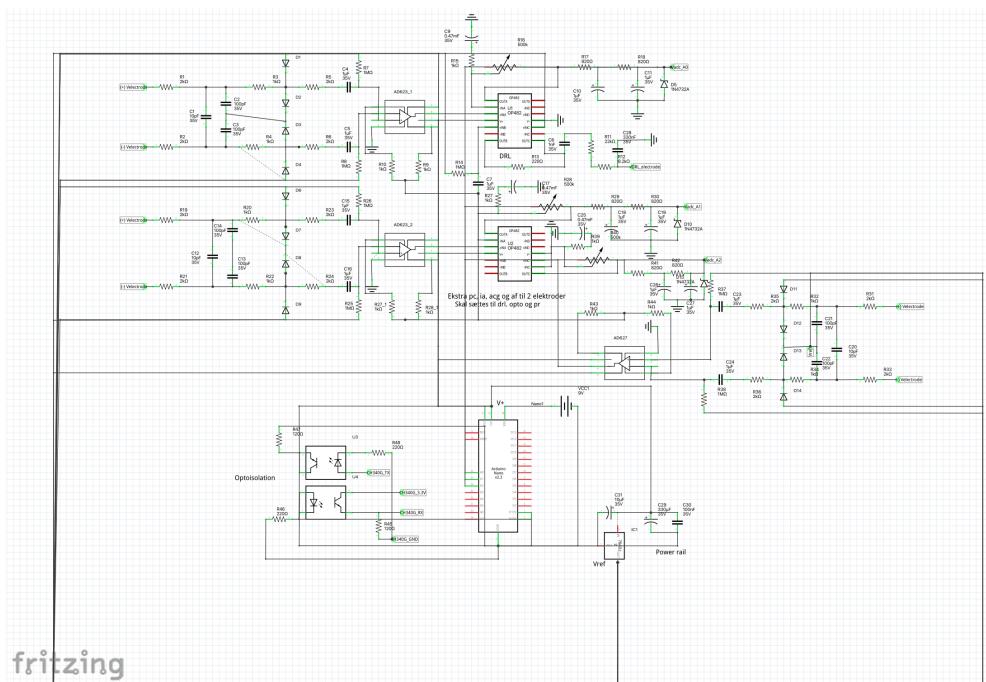
Figur 3: Kredsløbsdiagram for optoisolationskredsløb fra referenceartikel

## 1,2) Egne kredsløb

Her er billede af mit foreløbige kredsløb, som blev bygget inde i Fritzing. Det er ikke helt færdig endnu, og vil blive videreudviklet på frem mod finalen.



Figur 4: Foreløbige EEG-kredsløb<sup>1</sup>



Figur 5: Foreløbige EEG-kredsløbsdiagram<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Eget værk

<sup>2</sup> Eget værk, lavet i Fritzing. Kredsløbet er ikke færdig endnu, men dette er hvor jeg er ved rapportens aflevering.

## 2. Komponentliste

En oversigt over de anvendte komponenter i EEG-instrumentet. Tabellen nedenfor vil blive opdateret løbende:

Komponent	Antal	Link
NUCLEO-F303K8	1	<a href="https://dk.farnell.com/stmicroelectronics/nucleo-f303k8/dev-board-nucleo-32-mcu/dp/2500224">https://dk.farnell.com/stmicroelectronics/nucleo-f303k8/dev-board-nucleo-32-mcu/dp/2500224</a>
TLC2274ACN Quad Operation forstærker	2	<a href="https://elektronik-lavpris.dk/p81636/tlc2274cn-4xop-amp-cmos-316v-lp-lndip14/">https://elektronik-lavpris.dk/p81636/tlc2274cn-4xop-amp-cmos-316v-lp-lndip14/</a>
MIC37100-1.5WS 1.5V Regulator	1	<a href="https://uk.farnell.com/microchip/mic37100-1-8ws/ldo-volt-reg-1a-1-8v-sot-223-3/dp/2510064?srsltid=AfmBOoo3qqaKl973Czm7dZ3Yi2I5xva6krryqloaKxClEO0r-Qoy2pts">https://uk.farnell.com/microchip/mic37100-1-8ws/ldo-volt-reg-1a-1-8v-sot-223-3/dp/2510064?srsltid=AfmBOoo3qqaKl973Czm7dZ3Yi2I5xva6krryqloaKxClEO0r-Qoy2pts</a>
AD623AN Instrumentation forstærker	3	<a href="https://elektronik-lavpris.dk/p136258/ad623anz-analog-devices-ic-instr-amp-800khz-110db-8dip/">https://elektronik-lavpris.dk/p136258/ad623anz-analog-devices-ic-instr-amp-800khz-110db-8dip/</a>
USB-TTL Converter	1	<a href="https://elektronik-lavpris.dk/p147229/sbc-ttl-usb-interface-converter/">https://elektronik-lavpris.dk/p147229/sbc-ttl-usb-interface-converter/</a>
PC817N Opto-Coupler	2	<a href="https://elektronik-lavpris.dk/p129954/pc817x4nsz1b-optokoblere-5kv-80v-50ma-300-dip-4-tpc817d/">https://elektronik-lavpris.dk/p129954/pc817x4nsz1b-optokoblere-5kv-80v-50ma-300-dip-4-tpc817d/</a>
Diode	12	Lånt af Egaa Gymnasium
Zener Diode	3	<a href="https://elektronik-lavpris.dk/p78506/bzx84c0039-smd-zenerdiode-03w-39v-sot23/">https://elektronik-lavpris.dk/p78506/bzx84c0039-smd-zenerdiode-03w-39v-sot23/</a>
9V batteri	1	Lånt af Egaa Gymnasium
9V batteri snap	1	Lånt af Egaa Gymnasium
Breadboard	5/6	Lånt af Egaa Gymnasium
10p Keramisk kondensator	3	Lånt af Egaa Gymnasium
100p Keramisk kondensator	6	<a href="https://uk.farnell.com/vishay/1c10c0g101j100b/cap-100pf-100v-5-c0gnp0/dp/1612162?srsltid=AfmBOoq5v5y8b-3E6UZvHNZjMfKd0eCFIdQ4LkaOzQI_h7Hm8aFXv-wD">https://uk.farnell.com/vishay/1c10c0g101j100b/cap-100pf-100v-5-c0gnp0/dp/1612162?srsltid=AfmBOoq5v5y8b-3E6UZvHNZjMfKd0eCFIdQ4LkaOzQI_h7Hm8aFXv-wD</a>
1n Keramisk kondensator	3	Lånt af Egaa Gymnasium

100n Keramisk kondensator	3	<a href="https://elektronik-lavpris.dk/p85224/kenf100-cer-capacitor-100nf-50v-p508-20-80-y5v/">https://elektronik-lavpris.dk/p85224/kenf100-cer-capacitor-100nf-50v-p508-20-80-y5v/</a>
330n Keramisk kondensator	3	<a href="https://elektronik-lavpris.dk/p147820/sr215e334zaa-mlc-capacitor-330nf-50v-z5u-p508/">https://elektronik-lavpris.dk/p147820/sr215e334zaa-mlc-capacitor-330nf-50v-z5u-p508/</a>
1u Keramisk kondensator	9	<a href="https://elektronik-lavpris.dk/p143435/ec08we0105mda-mlc-capacitor-10uf-100v-z5u-p508/">https://elektronik-lavpris.dk/p143435/ec08we0105mda-mlc-capacitor-10uf-100v-z5u-p508/</a>
1u Elektrolytisk kondensator	6	Lånt af Egaa Gymnasium
10u Elektrolytisk kondensator	3	Lånt af Egaa Gymnasium
330u Elektrolytisk kondensator	3	<a href="https://uk.farnell.com/rubycon/63rx30330mg412-5x25/cap-330-f-63v-20/dp/2342132?srsltid=AfmBOoojUvpcko1abgnCnpb4yV9G_1Y9dtpl00NHe0AtAeX4s-5uCEwE">https://uk.farnell.com/rubycon/63rx30330mg412-5x25/cap-330-f-63v-20/dp/2342132?srsltid=AfmBOoojUvpcko1abgnCnpb4yV9G_1Y9dtpl00NHe0AtAeX4s-5uCEwE</a>
470u Elektrolytisk kondensator	3	Lånt af Egaa Gymnasium
120 Ω Resistor	6	<a href="https://dk.farnell.com/multicomp-pro/mcre000026/res-120r-5-125mw-axial-carbon/dp/1700225">https://dk.farnell.com/multicomp-pro/mcre000026/res-120r-5-125mw-axial-carbon/dp/1700225</a>
220 Ω Resistor	9	Lånt af Egaa Gymnasium
820 Ω Resistor	6	Lånt af Egaa Gymnasium
1 kΩ Resistor	15	Lånt af Egaa Gymnasium
2 kΩ Resistor	12	Lånt af Egaa Gymnasium
8,2 kΩ Resistor	3	Lånt af Egaa Gymnasium
22 kΩ Resistor	3	Lånt af Egaa Gymnasium
1 MΩ Resistor	9	Lånt af Egaa Gymnasium
500 kΩ Trimmer	3	<a href="https://dk.farnell.com/en-DK/bourns/3296w-1-504lf/trimmer-25-turn-500k/dp/9353313?srsltid=AfmBOopAH4LEJm7vCso_wcaJcKg6tj3cxu_KVmpi2-ZdGUpq0Fy3Ep5c">https://dk.farnell.com/en-DK/bourns/3296w-1-504lf/trimmer-25-turn-500k/dp/9353313?srsltid=AfmBOopAH4LEJm7vCso_wcaJcKg6tj3cxu_KVmpi2-ZdGUpq0Fy3Ep5c</a>

Guld EEG-elektroder	9	<a href="https://shop.openbci.com/products/openbci-gold-cup-electrodes">https://shop.openbci.com/products/openbci-gold-cup-electrodes</a>
Elektrogel	1	
Badehat/tape til elektroder	1	

### 3. Systemets funktion

EEG-instrumentet registrerer hjernens elektriske signaler via tre elektroder (C3, Cz og C4). Signalerne behandles gennem en række kredsløbsblokke: beskyttelseskredsløb, instrumentationsforstærker, AC-forstærkning, aliasfilter, strømforsyning, optoisolationskredsløb og et driven right leg-kredsløb (DRL). Signalet sendes til en mikrocontroller og videre via USB til en computer til analyse.

For at sikre pålidelige og støjfri målinger anvendes både lavpas- og højpasfiltrering samt aktiv støjkompensation gennem DRL. Strømforsyningen er stabiliseret og filtreret, og hele systemet er galvanisk isoleret fra computeren. I <https://github.com/TobiasBN1005/From-thought-to-movement-/tree/main> ligger det opdaterede kredsløb, med de rigtigt nummeret komponenter.

#### Beskyttelseskredsløb

Beskyttelseskredsløbet beskytter komponenterne mod overspænding, overstrøm og uønsket støj. Det begrænser desuden strømmen i fejsituationer.

Da EEG-signaler er meget svage, anvendes følsomme forstærkere, som let kan forvrænges af støj eller tage skade ved uventede høje spændinger. Derfor er beskyttelseskredsløbet essentielt.

De to signaler fra elektroderne passerer først gennem et differential- og common-mode lavpasfilter. Common-mode filteret består af R11, C31, R21 og C21, mens differentialfilteret udgøres af R11, R21 og C11 og danner et andetordens lavpasfilter på hver signallinje. Modstandene R31 og R5 reducerer samtidig strømmen.

Dioderne D11, D21, D31 og D41 clamper signalerne mellem Vref og GND, så de ikke overstiger grænsen  $V_{ref} \pm 0,7$  V. Det beskytter forstærkeren mod overspænding.

R41 og R61 begrænser strømmen yderligere ved uventede spændinger, hvorefter signalerne sendes videre til instrumentationsforstærkeren.

## Instrumentations forstærker

Instrumentationsforstærkeren forstærker det svage differentialsignal mellem to elektroder, mens common-mode støj undertrykkes. Signalvejen inkluderer først et førsteordens højpasfilter (C61, R181 og C71, R191), som fjerner DC-offset forårsaget af halvcelle-potentialer. Dette beskytter mod forvrængning i forstærkeren.

Modstandene R181 og R191 er på  $1\text{ M}\Omega$  for at bevare en høj inputimpedans.

Når DC-komponenterne er fjernet, forstærkes de relevante AC-komponenter ved hjælp af R71 og R81.  $V_{cm}$ , den tidsvarierende common-mode spænding mellem kroppen og GND, måles her og sendes til DRL-kredsløbet. Formålet med DRL er at reducere  $V_{cm}$  og forbedre systemets Common Mode Rejection Ratio (CMRR), som bør være over 80 dB. Komponenttolancer reducerer dog CMRR i praksis, hvilket DRL hjælper med at kompensere for.

## AC-forstærkningstrin og Alias filter.

Efter instrumentationsforstærkeren føres signalet fra AD623 videre til et AC-gain-trin, baseret på en TLC2274 quad-opamp. Her opnås en variabel AC-forstærkning mellem 1 og 501 vha. den justerbare modstand R131 (trimme). DC-komponenten passerer uden forstærkning, mens AC-komponenterne forstærkes. Kondensatoren C131 oplades via R91 og R131 til  $V_{ref}$ .

Efter forstærkningen sendes signalet til et passivt lavpasfilter (R161, R141, C131, C171), som reducerer højfrekvente signaler før ADC'en og mindsker alias-effekter. En zenerdiode sikrer, at outputspændingen ikke overstiger 3,3 V, som er maksimum for ADC-indgangen.

## Drevet højrebenskredsløb (DRL)

DRL anvender  $V_{cm}$  fra instrumentationsforstærkeren, som efter højpasfiltrering (C11 og R12) føres til en buffer ( $U_a$ ), der leverer en ren AC-version af  $V_{cm}$ . Signalet behandles af et lavpasfilter (R10, C9 og R11), hvorefter det føres til en inverterende forstærker ( $U_b$ ), der forstærker  $V_{cm}$  med faktor -100.

C9, R20 og C4 sikrer, at det inverterede  $V_{cm}$  er i fase med det oprindelige, hvilket er nødvendigt for effektiv støjannullering. Modstanden R20D begrænser strømmen mod kroppen. Signalet sendes til kroppen via en dedikeret elektrode (DRLelectrode), hvorved common-mode støj fra kroppen og omgivelser modvirkes, og CMRR forbedres.

## Strømforsyning

Kredsløbet forsynes med 5 V,  $V_{ref}$  og GND.

5 V kommer fra Nucleo-boardets 5 V pin og stabiliseres af C19 og C8. C19 fungerer som en stor buffertank, der absorberer langsomme variationer i spændingen, mens C8 fjerner højfrekvent støj.

Vref på 1,5 V genereres via en MIC37100 regulator og bruges som referencespænding for signalbehandling og som maksimal brugerberøring. 1,5 V er valgt, da det er midtpunktet mellem GND og 3,3 V (ADC'ens inputområde). C18 ved regulatorens udgang sikrer hurtig respons ved belastningsændringer.

GND er systemets fælles reference og deles af hele kredsløbet.

GND er ground pin fra Nucleoboardet, og er den samme for hele kredsløbet.

## Op isolationskredsløb

For at sikre galvanisk adskillelse mellem EEG-systemet og computeren overføres data via en optokoblet seriel forbindelse. Microcontrollerens UART TX og RX er forbundet til en optokabler, som overfører signalet til en USB-TTL konverter (CH340G) og videre til computeren. Modstandene R1O, R2O, R3O og R4O sikrer hurtig tænd/sluk af fototransistoren. Baudraten er 57600, og samplingraten er 256 Hz.

## Samlet

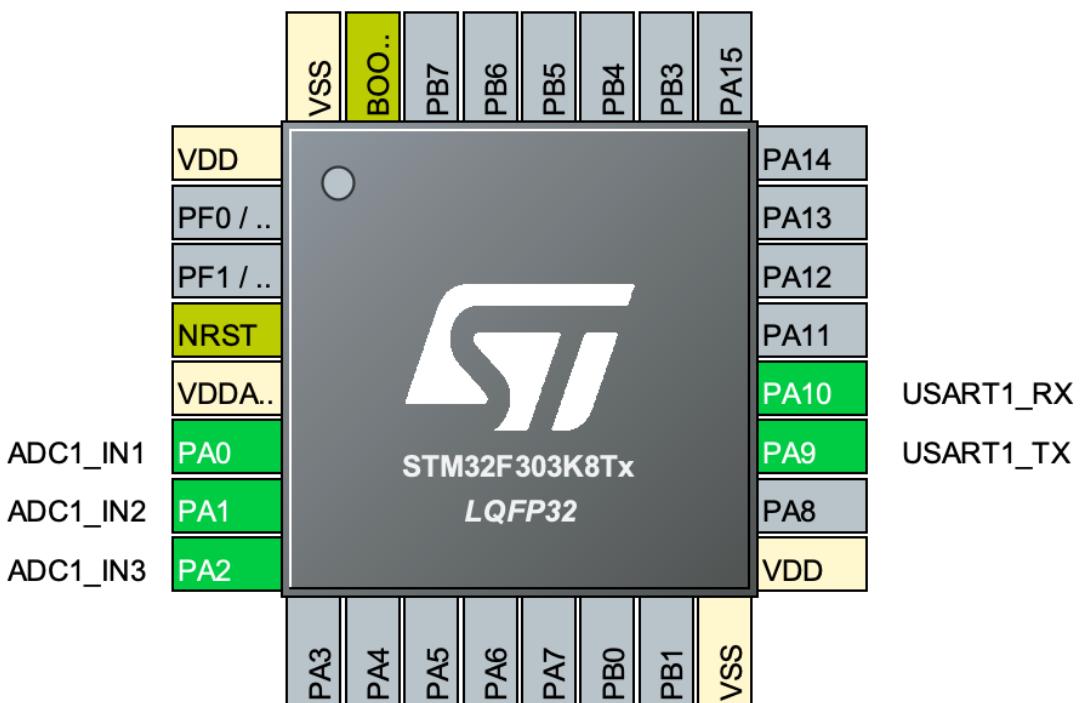
Samlet har jeg et kredsløb der både filtrerer, beskytter og forstærker EEG signaler fra tre aktive EEG-elektroder, som jeg kan lave databehandling på bagefter, og anvende i min Transformer-model.

## 5. Kode og software

Koden kan findes her: <https://github.com/TobiasBN1005/From-thought-to-movement/tree/main>

Koden til EEG-instrumentet er udviklet i STM32CubeIDE, som er et integreret udviklingsmiljø designet til STM32-mikrokontrollere fra STMicroelectronics. Jeg anvender det sammen med et Nucleo F303K8-board, der fungerer som den centrale enhed i målesystemet. Jeg brugte det grafiske værktøj, STM32CubeMX, for at generere initialiseringkode, baseret på hardwareopsætningen. Her i lavede jeg konfigurationen af perifere enheder som ADC, UART, DMA og TIM2.

På figuren forneden vises Pinout og konfigurationen på mit F303K8-board:



Figur 6: Overblik af F303K8's konfiguration

Lad os tage det fra en ende af, hvor jeg forklarer hvorfor jeg valgte den givne konfiguration.

Til at opsamle EEG-data fra de tre aktive elektroder - **C3**, **C4** og **Cz** - har jeg konfigureret ADC1 (Analog to digital converter 1) på Nucleo F303K8. Elektroderne måler spændningsvariationer fra den motoriske cortex, og er koblet til hhv. de tre analoge-kanaler på mikrokontrolleren: **PA0**, **PA1** og **PA2**.

I STM32CubeMX konfigurerede jeg disse pins til:

- PA0 → ADC1\_IN1
- PA1 → ADC1\_IN2
- PA2 → ADC1\_IN3

Signalet de modtager, kommer direkte fra de analoge udgange fra mit EEG-kredsløb (hvor signalet både forstærkes, filteres og beskyttes)

I ADC1 valgte jeg følgende indstillinger:

**ADC Mode:** IN1, IN2, IN3 er alle Singleended.

- Dette er standard for EEG, da man måler potentialeforskelle ift. en fælles reference

Funktion	Indstilling	Kommentar
<b>Mode</b>	Independent mode	ADC1 er uafhængig af ADC2, da jeg kun én kanal bruges til EEG-data
<b>Clock Prescaler</b>	ADC Asynchronous mode	ADC kører med uafhængig clock fra systemet
<b>Resolution</b>	ADC 12-bit resolution	En oplosning på 4096 - fint til EEG-signal
<b>Data Alignment</b>	Right alignment	Least Significant Bit er til højre → nem behandling i integer-variabler
<b>Scan Conversion Mode</b>	Enabled	Sekventiel sampling af flere kanaler → har 3 elektroder
<b>Continuous Conversion Mode</b>	Disabled	Konvertering sker kun ved eksternt trigger (Timer 2) → ingen loop
<b>Discontinuous Conversion Mode</b>	Disabled	Hele kanalsekvensen konverteres i én omgang → konsistent signalflow
<b>DMA Continuous Mode</b>	Enabled	ADC-resultater sendes automatisk via DMA til RAM
<b>End of Conversion Mode</b>	End of single conversion	Laver EOC, når en enkelt kanal er færdig
<b>Overrun Behaviour</b>	Overrun data overwritten	Nyeste data overskriver gamle, hvis de ikke læses hurtigt nok
<b>Low Power Auto Wait</b>	Disabled	Ikke relevant ved kontinuerlig sampling og DMA

Figur 7: Indstillinger for ADC

### ADC-Regular\_ConversionsMode

Funktion	Indstilling	Kommentar
<b>Enable Regular Conversions</b>	Enable	Aktiverer konverteringsrunden med de tre kanaler
<b>Number of Conversions</b>	3	Der opsamles data fra tre elektroder
<b>External Trigger Conversions Source</b>	Timer 2 Trigger Out event	ADC triggges præcist med Timer 2 - sikrer fast samplingrate
<b>External Trigger Conversions Edge</b>	Trigger detection on the rising edge	Konvertering starter ved stigning i Timer 2's signal
<b>SequencerNbRanks</b>	1	Rækkefølgen defineres internt, hvor de tre ranks specificeres
<b>Rank</b>	1, Channel 1, Sampling time: 61,5 Cycles	Første elektrode (C3)
<b>Rank</b>	2, Channel 2, Sampling time: 61,5 Cycles	Anden elektrode (C4)
<b>Rank</b>	3, Channel 3, Sampling time: 61,5 Cycles	Tredje elektrode (Cz)

Figur 8: Flere indstillinger for ADC

Sammenlagt gør ADC1 konfigurationen, at opsamlingen af EEG-signaler fra elektroderne C3, C4 og Cz, sker ved at anvende ADC1 på Nucleo boardet F303K8. Det er konfigureret til at måle tre signaler parallelt via kanalerne PA0, PA1 og PA2. ADC'en kører i scan conversion mode, som betyder at alle tre kanaler konverteres i rækkefølge ved hvert sampling-tidspunkt.

Sampling sker i realtid ved hjælp af en ekstern trigger fra Timer 2, som er sat til at trigge konvertering. Dataen overføres automatisk via DMA til hukommelsen, hvilket minimerer CPU-belastning. Der anvendes 12-bit oplosning og right-alignment for præcis og effektiv databehandling. Denne opsætning muliggør stabil og synkron opsamling af EEG-data fra alle tre målekanaler i realtid

## Nu videre til **TIM2**

Funktion	Indstilling	Kommentar
<b>Slave Mode</b>	Disabled	Timer kører uafhængig
<b>Trigger Source</b>	Disabled	Ingen ekstern trigger
<b>Clock Source</b>	Internal Clock	TIM2 bruger den interne clock som kilde
<b>Channel 1-4</b>	Disabled	Der anvendes ikke PWM - kun TRGO
<b>Combined Channels</b>	Disabled	Jeg bruger ingen kanaler
<b>Prescaler (PSC 16 bits value)</b>	1125	Timerens clockfrekvens deles ned til en passende frekvens
<b>Counter Mode</b>	Up	Timeren tæller op fra 0 til ARR-værdi (Auto Reload Register)
<b>Counter Period</b>	249	Når tælleren når 249, genereres et opdaterings-event, som bruges til ADC trigger
<b>Internal Clock</b>	No Division	Ingen ekstra clock division
<b>Auto-reload preload</b>	Disable	ARR opdateres straks
<b>Master / Slave Mode</b>	Disable	TIM2 fungerer som master og sender TRGO uden ekstern synkronisering
<b>Trigger Event Selection TRGO</b>	Update Event	Hver gang tælleren ruller over, triges ADC

Figur 9: Indstillinger for TIM2

Sammenlagt sikrer trigger-kilden for ADC, TIM2, at samplingraten af EEG-signalerne er stabile og præcis. Timeren er konfigureret til at udløse et ”update event” ved en fast frekvens, som videresendes som TRGO-signal til ADC1. I projektet er samplingraten sat til 256 Hz (PSC = 1406, ARR = 199), da dette oftest anvendes i EEG-analyse.

## Videre til **USART1**

Funktion	Indstilling	Kommentar
<b>Mode</b>	Asynchronous	Anvendes til seriel kommunikation med computer via USB-TTL
<b>Hardware Flow Control (RS232)</b>	Disable	Kun TX/RX ben anvendes
<b>Baud Rate</b>	56700 bits / s	Hastighed
<b>Word Length</b>	8 bits (including parity)	Standard 8-bit dataord uden parity
<b>Parity</b>	None	Simpelt format
<b>Stop Bits</b>	1	Standard UART-indstilling
<b>Data Direction</b>	Recieve and Transmit	Sende og modtage signaler
<b>Over Sampling</b>	16 samples	Præcision og støjrobusthed under dataoverførelse
<b>Signal Sample</b>	Disable	Standard sampling
<b>Auto Baudrate</b>	Disable	Fast baudrate
<b>TX/RX Pin Active Level Inversion</b>	Disable	TX/RX-signalerne er ikke inverteret
<b>Data Inversion</b>	Disable	Datastrømmen er ikke inverteret
<b>TX and RX Pins Swapping</b>	Disable	TX og RX er ikke byttet
<b>Overrun</b>	Enable	Tillader ny data at overskrive gammel, hvis ikke læst i tide (for realtid)
<b>DMA on RX error</b>	Enable	DMA fortsætter selv ved modtagerfejl
<b>MSB First</b>	Disable	Data sendes LSB først

Figur 10: Indstillinger for USART1

Sammenlagt er USART1 i asynkron tilstand og bruges til at sende EEG-data fra STM32 til en PC via USB-TTL konverter. En baudrate på 56700 bps er valgt som en stabil overførselshastighed, der passer til reeltidsdata. Konfigurationen anvender 8-bit dataord uden paritet og 1 stopbit – et standardformat for seriel kommunikation. Data sendes med LSB først, uden nogen inversion. Overrun og DMA ved fejl er aktiveret for at sikre stabil og kontinuerlig datastrøm, selv under høj trafik

## DMA

Funktion	Indstilling	Kommentar
<b>Mode</b>	Circular	Kontinuerligt muligt at overskride en buffer i en ring → løbende sampling
<b>Increment Adress</b>	Memory	Hukommelsesadressen øges for hver konvertering – nødvendigt for at gemme samples i en buffer
<b>Data Width</b>	Half Word	16-bit bredde (kræves for 12-bit ADC-output) → korrekt dataformatering
<b>DMA Request</b>	ADC1	DMA reagerer på færdige ADC-konverteringer og trækker data ud
<b>Channel</b>	DMA1 Channel 1	Specifik kanal tildelt ADC1 på STM32F303K8 – hardware-routing
<b>Direction</b>	Peripheral to Memory	Data går fra ADC (periferi) til RAM
<b>Priority</b>	High	Garanterer, at DMA for ADC-data håndteres før lavere prioriterede DMA-processer

Figur 11: Indstillinger for DMA

For at have realtids EEG-dataopsamling uden CPU-overhead anvendes Direct Memory Access (DMA). DMA1 Channel 1 er sat til at hente data fra ADC1 og gemme dem i en RAM-buffer. Indstillingerne er sat til circular mode, så bufferen kontinuerligt opdateres uden manuel indgriben. Data bredden er sat til 16-bit (half-word), som passer til ADC'ens 12-bit output. Retningen er peripheral-to-memory, og hukommelsesadressen inkrementeres, så hvert nyt sample placeres korrekt i bufferen. Dette setup sikrer stabil og effektiv datahåndtering for EEG-målingerne fra C3, Cz og C4.

## NVIC

Funktion	Indstilling	Kommentar
<b>Priority Group</b>	4 bits for pre-empty	Finere opdeling af interrupt-prioteter
<b>Force DMA Channels Interrupts</b>	Enable	Tillader DMA at trigge interrupts ved f.eks. overførsel fuldført – vigtig for realtids dataflow
<b>Non maskable interrupt</b>	Enable	Kritiske fejl
<b>Hard fault interrupt</b>	Enable	Aktiveret til fejl, der ikke kan ignoreres
<b>Memory management fault</b>	Enable	Håndterer fejl i hukommelsesadgang
<b>Pre-fetch, fault, memory access fault</b>	Enable	Bruges til at opfange uautoriserede memory reads/writes
<b>Undefined instruction or illegal state</b>	Enable	Giver fejlmelding, hvis programmet forsøger at køre ugyldig kode
<b>System service call via SWI instruction</b>	Enable	Tillader software-baserede systemkald
<b>Debug monitor</b>	Enable	Bruges til debugging med eksterne værktøjer
<b>Pendable request for system service</b>	Enable	Muliggør lavprioritets-interrupts til multitasking
<b>Time base: System tick timer</b>	Enable (preemption priority: 15)	Bruges til tidsstyring
<b>PVD interrupt through EXTI line 16</b>	Disable	Ikke nødvendig (power overvågning)
<b>Flash global interrupt</b>	Disable	Ikke relevant (bruger ikke flash)
<b>RCC global interrupt</b>	Disable	Bruges til clock-kontrol (bruges ikke)
<b>DMA1 channel1 global interrupt</b>	Enable	Bruges til at hente færdige ADC-data fra DMA til RAM – essentielt i EEG-systemet

Figur 12: Indstillinger for NVIC

<b>ADC1 and ADC2 interrupts</b>	Disable	DMA håndterer dataflowet
<b>TIM2 global interrupt</b>	Disable	Bruges ikke (TIM2 er trigger source)
<b>USART1 global interrupt / USART1 wake-up interrupt through EXTI line 25</b>	Enable	Gør det muligt at detektere modtagelse/afsendelse af data over UART
<b>Floating point unit interrupt</b>	Disable	Ikke nødvendigt (STM32F303K8 bruger ikke FUP)

Figur 13: Flere indstillinger for NVIC

For at sikre stabil og effektiv datahåndtering konfigureres NVIC til at tillade interrupts fra DMA og USART1. Dette muliggør, at EEG-data automatisk overføres fra ADC'en til RAM via DMA, og

dernæst sendes videre til PC via UART, uden at hovedprogrammet afbrydes. System tick-interrupt bruges til tidshåndtering, men har laveste prioritet for ikke at forstyrre kritiske dataoverførslер. Mange fejlrelaterede interrupts er også aktiveret for at sikre robusthed og fejlhåndtering under drift.

## **Sammenlagt**

Samlet set har jeg bygget et system, hvor en STM32 Nucleo F303K8-mikrocontroller synkront opsamler EEG-signaler fra tre elektroder forbundet til ADC-kanalerne PA0, PA1 og PA2. Konverteringen triggges periodisk af en præcist konfigureret timer (TIM2), hvilket sikrer en stabil samplingrate. Signalerne overføres direkte fra ADC'en til RAM ved hjælp af DMA i circular mode, hvilket muliggør kontinuerlig og effektiv dataopsamling uden CPU-overbelastning. Herefter sendes dataene via USART1 over en USB-TTL-konverter til min PC, hvor de kan behandles i realtid. Her anvendes de som input til en Transformer-model der klassificerer bevægelsesintentioner ud fra EEG-signalerne. På den måde skabes et fuldt integreret system, hvor tanker og intentioner kan oversættes til handling via signalbehandling og AI.

Efter at have lavet min kode STM32CubeMX, generede jeg koden, og arbejdede videre i STM32CubelDE, hvor al relevant kode er (main C, main h, osv.), som er denne kode jeg overfører til min NucleoF303K8 microcontroller.