

**POLITECNICO DI TORINO**  
**ESAMI DI STATO PER L'ABILITAZIONE ALL'ESERCIZIO**  
**DELLA PROFESSIONE DI INGEGNERE INDUSTRIALE**

**I Sessione 2019 - Sezione A**  
**Settore Industriale**

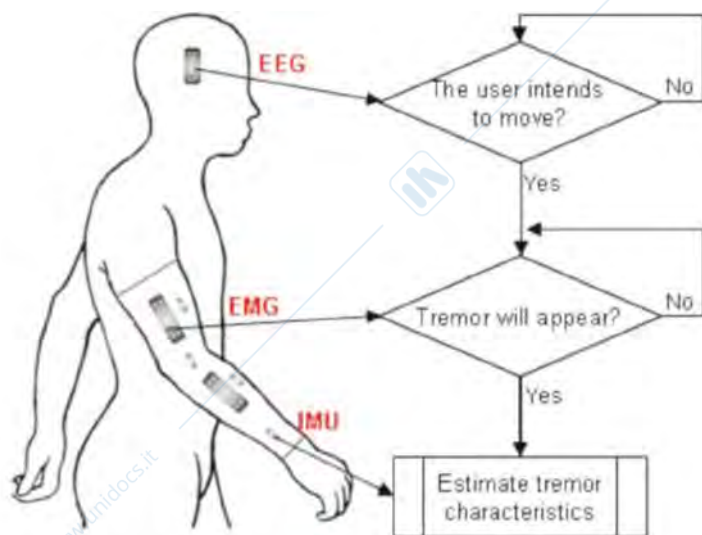
**Prova PRATICA del 23 luglio 2019**

**Tema BIOMEDICA**

Il tremore è il più comune disturbo del movimento e la sua incidenza è fortemente in aumento con l'invecchiamento della popolazione. Più del 65% della popolazione con tremore degli arti superiori presenta serie difficoltà nello svolgimento delle attività della vita quotidiana. Generalmente il tremore viene gestito mediante farmaci, chirurgia e stimolazione cerebrale profonda, ma i trattamenti non sono efficaci in circa il 25% dei pazienti.

L'obiettivo principale del progetto è sviluppare un sistema in grado di rilevare e monitorare l'attività motoria involontaria (tremore) attraverso un'interfaccia uomo-macchina (BCI) multimodale: essa comprende la registrazione di attività elettroencefalografica (EEG) ed elettromiografica (EMG), insieme al monitoraggio del movimento tramite unità di misurazione inerziali (IMU).

L'utilizzo di più segnali ha lo scopo di estrarre informazioni, seguendo uno schema di integrazione gerarchica.



Innanzitutto, un classificatore EEG in tempo reale è incaricato di rilevare l'intenzione dell'utente di eseguire un movimento volontario.

Successivamente, l'elaborazione del segnale sEMG identifica l'insorgenza di tremore e ne stima la frequenza. Infine, le IMU tracciano l'ampiezza e la frequenza del tremore.

I segnali EEG sono registrati da tredici posizioni sull'area motoria (FC3, FCz, FC4, C5, C3, C1, CZ, C2, C4, C6, CP3, CPz e CP4 del sistema internazionale 10-20). Come riferimento è utilizzato il potenziale medio dei due lobi delle orecchie.

I segnali sEMG vengono registrati da quattro gruppi muscolari (bicipite brachiale, tricipite brachiale, flessore carpi radiale, estensore carpi ulnare) con tecnica singolo differenziale.

Vengono utilizzati tre IMU posizionati su mano, polso e gomito. Ogni IMU contiene un accelerometro triassiale e un giroscopio triassiale.

Il candidato:

1. Progetti e descriva il sistema complessivo a livello di schema a blocchi. Nel caso di dati non noti il candidato effettui delle scelte di dimensionamento dei blocchi interessati riportando i criteri adottati a supporto di tali scelte.
2. Progetti la catena di amplificazione per i segnali di tipo elettrofisiologico/meccanico acquisiti dal sistema definito al punto 1 giustificando le scelte progettuali.
3. Discuta le principali sorgenti di rumore/interferenza del caso applicativo specifico.
4. Per due delle sorgenti di rumore/interferenza, proponga una soluzione possibile per la sua riduzione riportandone i dettagli implementativi.

# Svolgimento n. 1

23 luglio 2019

Esame di Stato

SEZIONE A - Ingegneria Industriale

Prova Pratica

Tema n. 2

1) Obiettivo del progetto è lo sviluppo di un sistema, basato su un'interfaccia uomo-macchina (BCI) multimodale, che permetta di rilevare e monitorare l'attività motoria involontaria (tremore).

Dal momento che l'insorgenza del tremore è spesso imprevedibile e che lo scopo ultimo del sistema è quello di migliorare le condizioni di vita del soggetto nel quotidiano, si decide di sviluppare un sistema di tipo indossabile.

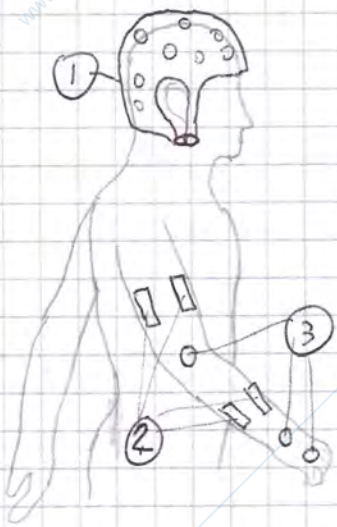
Tale sistema avrebbe dunque come scopo non solo il monitoraggio, ma anche il supporto al paziente, ad esempio fornendogli feedback visivi o sonori che lo avvertano dell'insorgenza del tremore.

Questa ~~in~~ funzione aggiuntiva ~~potrebbe~~ avrebbe uno scopo di prevenzione degli incidenti domestici, che possono portare a danni per il paziente (si pensi ad esempio al caso in cui il tremore insorge mentre il paziente maneggia un coltello od un oggetto appuntito) o a gravi situazioni di discomfort e conseguente frustrazione (ad esempio il caso in cui l'insorgenza di tremore porti il paziente a rovesciare un bicchiere o a farlo cadere).

Nonostante il dispositivo risulti invasivo (il ~~che~~ ~~ad~~ si pensi in primo luogo alla necessità del paziente di indossare una cuffia per il

② (prelievo dell' EEG), lo scelta di un sistema indossabile è preferibile rispetto a quello di un sistema fisso anche per il solo scopo diagnostico. Un sistema fisso avrebbe come svantaggio una installazione costosa, ridotta di analisi, dato dal numero ridotto di finestre di osservazione. Inoltre comporterebbe la necessità di recarsi periodicamente in ospedale per effettuare le analisi. Questo risulterebbe particolarmente fastidioso per pazienti di età avanzata (che costituiscono la maggioranza dei pazienti affetti da tremore).

Un sistema indossabile, non vincolando l'utente ad un banco strumentato, permette di valutare l'attività del soggetto durante movimenti ampi.

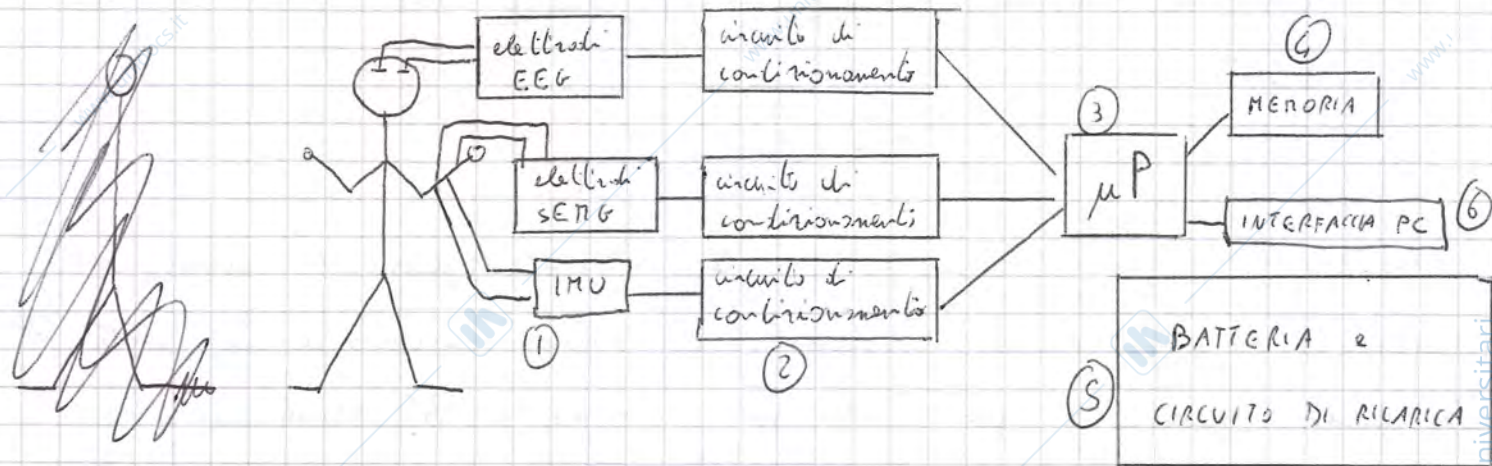


Per questo ragione si deve, valutando in conclusione, valutare vantaggi e svantaggi, si decide di realizzare un sistema indossabile.

Tale sistema sarà basato su 3 sistemi di acquisizione, posizionati come nella figura a sinistra.

1. sistemi sono:
- ① cuffia per acquisizione EEG, dotata di 15 elettrodi di prelievo (13 per i segnali, 2 per ottenere il potenziale medio dei lobi occipitali);
  - ② elettrodi per prelievo di SEMG con tecnica singola differenziale. Si acquisiscono 4 canali (rispettivamente da: muscoli bicipite brachiale, tricipite brachiale, flessore carpi radiale, estensore carpi ulnare);
  - ③ tre IMU (inertial measurement unit), posizionate su mano, polso e gomito. Ogni IMU acquisisce 3 oscillazioni ( $x, y, z$ ) e 3 angoli (roll, pitch, yaw)  $\Rightarrow$  in tutto  $6 \cdot 3 = 18$  segnali.

Lo schema a blocchi di massima del sistema è il seguente:



Nello schema sono stati omessi i collegamenti relativi all'alimentazione dei singoli componenti.

Uguali tipi di sensori utilizzati (1), è collegati al proprio circuito di condizionamento (2). Nucleo del sistema è il microprocessore ( $\mu P$ , (3)).

Nel dettaglio si può scegliere un microprocessore od un microcontrollore.

Questo dispositivo ha il compito di pilotare le linee di acquisizione e di eseguire l'elaborazione dei dati online, seguendo l'algoritmo descritto nel testo.

Il microprocessore è poi collegato ad un supporto di memoria (4), per permettere

la memorizzazione delle sequenze di segnale relative agli eventi registrati e di un'interfaccia per essere collegato al PC, <sup>il cliente</sup> ~~regista~~ <sup>il cliente</sup> voglia

eseguire una più approfondita analisi dei dati ed una loro <sup>visualizza-</sup> ~~visualizza-~~ <sup>zione</sup>.

Infine è necessario per il sistema essere dotato di una batteria di capacità adeguata e di un circuito di ricarica (5).

Nel dettaglio, ~~essendo~~

nel dettaglio, ~~la~~ CPU il dispositivo di controllo ed analisi deve essere veloce tanto nell'elaborazione, quanto nel pilotaggio delle linee di acquisizione. Per questo motivo si decide di utilizzare un microprocessore, per sfruttare la frequenza di clock maggiore.

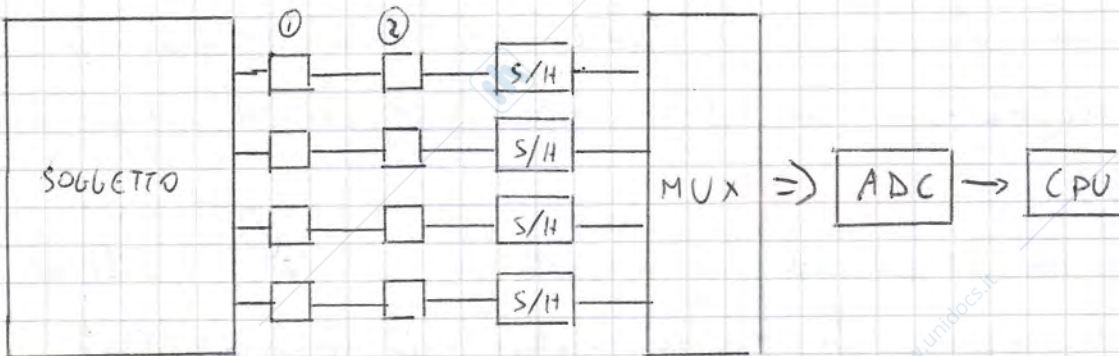
④ Un esempio potrebbe essere un dispositivo simile a  
Disponibili in commercio ~~presentano~~  $f_{clock} = 86 \text{ MHz}$  sviluppati per  
applicazioni simili hanno ad esempio  $f_{clock} = 86 \text{ MHz}$  e,  
consumo con logica a  $3,3 \text{ V}$  e a  $32 \text{ bit}$ .

Moltiplicando di un sistema indossabile, è utile vedere il numero di  
periferiche per vedere il consumo. Il sistema acquisisce un totale di  
3 diversi segnali, su un totale di  $13 + 4 + 18 = 35$  canali.

Utilizzare un ADC convertitore analogico digitale per ogni canale risulterebbe  
molto dispendioso in termini di potenza consumata.

Per questo si prevede di utilizzare un solo ADC per <sup>tipici</sup>  $V$  segnali e  
acquisire i canali in maniera multiplexata, utilizzando con 3 ADC.

Un esempio si riporta lo schema per l'acquisizione dei 4  
canali. ECG



①: elettrodi      ②: unità di condizionamento

Per garantire la massima dell'acquisizione sui 4 canali, a <sup>monte</sup> ~~uscita~~ del  
multiplexer su ogni canale si inserisce un  $\text{Sample and Hold}$ .

3 ADC saranno pilotati indipendentemente dalla microprocessore per  
acquisire i segnali alla frequenza di campionamento stabilita, che  
sarà indicata successivamente al punto 2).

Lo schema del tipo di microprocessore scelto, i dispositivi S/H, MUX e  
ADC potrebbero essere più integrati nello schema del microprocessore.

## Prova Pratica - Foglio 2

Tema n. 2

Per un migliore utilizzo della memoria, la registrazione dei canali in risposta fino sarà attivata solo quando sarà riconoscibile il tremore muscolare. I dettagli sulla memoria saranno descritti al punto 2).

Per quanto riguarda l'interfaccia con il PC si usi un'interfaccia USB, che sarà utilizzata anche per ricaricare la batteria.

Supponendo che il dispositivo venga ricaricato giornalmente, si richiede un funzionamento continuo per 18 ore, con conseguente tempo di ricarica massimo fissato a 6 ore.

Supponendo che il microprocessore abbia un consumo di fondo di  $100 \text{ mA}$  e che il consumo complessivo delle altre parti ottimali sia pari a quello del microprocessore, si ottiene un consumo di fondo complessivo di  $I_c = 200 \text{ mA}$ .

Per alimentare il dispositivo per 18 ore la capacità della batteria sarà dunque di:

$$Q = \Delta t \cdot I = 18 \cdot 0,2 = 3,6 \text{ A}\cdot\text{h}$$

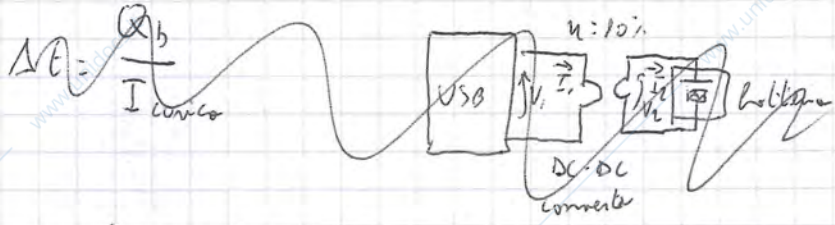
Questo valore è compatibile con le batterie in commercio.

Si assume che la tensione di batteria sia lo stesso del diodo superiore a quella dell'elettronica ( $3,3 \text{ V}$ ), ad esempio  $V_b = 3,7 \text{ V}$ .

La ~~rete~~ rete portatile USB ha una tensione di  $5 \text{ V}$  e una corrente massima consentita dell'ordine di  $1 \text{ A}$ .

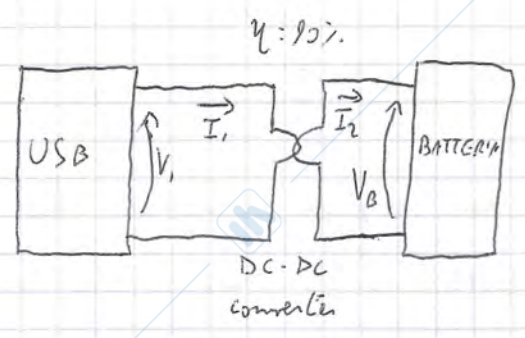
Assumendo il dispositivo di carica come un DC-DC converter

⑥ con efficienza del 90% il tempo di ricarica  $\Delta t$  si prevede così:



$$\Delta t = \frac{Q_b}{I_{carica}}$$

se usate un DC-DC convertitore:



Assumendo di che il DC-DC convertitore assorba  $I_1 = 500 \text{ mA}$ ,  $P_{max}(I_{max} = 1 \text{ A})$  e che  $V_1 = 5 \text{ V}$  e  $V_B = 3,7 \text{ V}$ , si ottiene:

$$\eta V_1 I_1 = V_B I_2 \quad I_2 = \frac{V_1 I_1}{V_B} \cdot \eta = \frac{5 \cdot 0,5}{3,7} \cdot 0,9 = 0,608 \text{ A} \approx 600 \text{ mA}$$

convertitore ideale

Il tempo di ricarica è dunque:

$$\Delta t = \frac{Q_b}{I_2} = \frac{3,6}{0,6} = 6 \text{ ore}$$

Le specifiche sono dunque rispettate, appena al limite. Si può pensare di aumentare la corrente massima della porta USB, portandola ad esempio a 600-650 mA.

## 2) CATENE DI AMPLIFICAZIONE

Vantaggi di un sistema integrabile, si è scelto un microprocessore a 32 bit, per poter implementare catene di amplificazione ad alta risoluzione.

nel dettaglio, si 3 ADC sono uguali e lavorano a 24 bit

### • CATENA DI AMPLIFICAZIONE EEG

Il segnale EEG ricavato dalla testa del soggetto presenta normalmente ampiezza da 1  $\mu\text{V}$  a 200  $\mu\text{V}$ . Da non dimenticare che non si vanno a studiare i potenziali evocati e che la banda EEG è compresa tra 0,5 e 30 Hz.

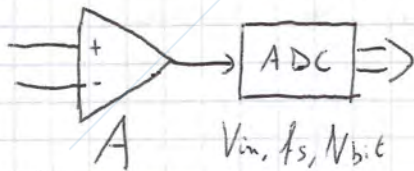
www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari

www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari

con sistemi a cello, si considera come banda di interesse quella compresa tra il limite inferiore della banda  $f$  (0,1 Hz) e il limite superiore della banda  $\beta$  (30 Hz).

Dati:  $V_{pp} = 1-200 \mu V$ ;  $B = 0,1-30$  Hz

Si assume che il DA si ha colera di acquisizione ad alta risoluzione e lo richiede:



La colera è formata da 2 soli componenti: un ~~amplificatore~~ amplificatore di front-end e il convertitore A/D.

Si assume che la dinamica di ingresso dell'ADC sia  $2V = V_{in}$

Con questa dinamica e 24 bit la risoluzione è in  $16 \cdot 10^4$  livelli  $2^{24}$  livelli.

Dati:  $V_{is_{min}} = \frac{2}{2^{24}} = 0,12 \mu V$

Non considerato però che la risoluzione reale ~~è~~ <sup>non</sup> più buona, per via delle sorgenti di rumore. ~~Però risoluzione 20 bit utile.~~

$V_{is_{min}} = \frac{2}{2^{20}} = 1,9 \mu V$  → con un amplificatore di

In questi casi la risoluzione, nel caso peggiore è per l'amplicatore del segnale.

Utile dunque amplificatore.

Per decidere A, però bisogna tener conto che il potenziale di rumore in elettroni per ECB può essere elevato, e quindi una A con grande forte risoluzione.

Optimando  $A = 205$ , ~~allega~~ ~~risultato~~ miglior la risoluzione e nel caso di un potenziale di rumore di ingresso 40 mV

8) allora:  $V_{heamp} = A \cdot V_{hc} = 25 \cdot 0,04 = 1 \text{ V} *$

l' amplificatore dunque non risolve l'ingombro dell' ADC.

Se l' <sup>parametro</sup> ~~formato~~ da scegliere è la frequenza di campionamento.

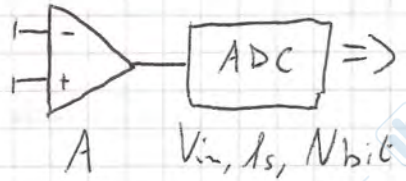
Dato la banda del B = 0,4 - 30 Hz, il valore di Nyquist prevede  $f_{smin} \geq 60 \text{ Hz}$ .

Si sceglie dunque  $f_s = 128 \text{ Hz}$ , pari a circa 4 volte la banda e, un bit extra di 2, questo valore fornisce la massima elaborazione digitale.

In conclusione:  $A = 25$ ;  $V_{inmax} = 2 \text{ V}$ ;  $N_{bit} = 26$ ;  $f_s = 128 \text{ Hz}$

\* il regole nel caso peggiore <sup>risoluzione</sup> ~~con~~  $209 \text{ bit}$ , nel caso migliore <sup>livelli</sup> ~~con~~  $42 \cdot 10^3$

• CATENA DI AMPLIFICAZIONE ~~SENZA~~ SETG ↓  
risultato 17 bit - 15 bit



$V_{in}$  e  $N_{bit}$  dell' ADC sono le stesse del caso precedente, quindi:

$V_{in} = 2 \text{ V}$ ;  $N_{bit} = 26$

Il regole SETG ha ampiezza tipica di  $50 \mu\text{V} - 1 \text{ mV}$  e banda da 1 a 400 Hz.

In questi casi la risoluzione ~~con~~  $20 \text{ bit}$  ~~utili~~ <sup>giacitura amplificazione</sup> ~~è~~  $1 \text{ bit}$ , l'altro si decide di amplificare con un fattore 20 per aumentare la risoluzione senza dare soluzione dell' ADC.

Il principale rischio per la soluzione è avere il potenziale di un' cella.

Unendo le stesse volere precedenti, il potenziale di un' cella ~~si~~ <sup>si</sup> amplifica ~~per~~ all' ADC una componente in continua in ingresso di  $V_{hc} = 0,04 \cdot 20 = 0,8 \text{ V}$

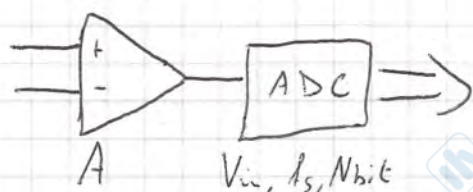
Unche in questi casi l' ADC non risolve e il regole ha ampiezza

## Prova Probica - Foglio 3 - Tema 2

in ingresso all'ADC di  $1-20$  mV, <sup>rispettivamente</sup> molti ~~con~~ <sup>risoluzione</sup>  
 di  $2^N$  (con ~~da~~  $20$  bit utili ~~in~~  $24$ ) su  $33500$  e  $671000$  livelli. \*  
 Unusob una band da  $1$  a  $400$  Hz, ~~hins~~  $f_s = 1024$  Hz, con  
 dunque a circa  $2,5$  volte la banda e ~~1-stessa~~ di  $2$  per ~~senza~~ l'elaborazione  
 - viene digitalizzata.

Parametri:  $A = 20$ ;  $V_{in, ADC} = 2$  V;  $N_{bit} = 24$ ;  $f_s = 1024$  Hz  
 \* ~~risoluzione~~ utile:  $15$  bit -  $19$  bit

## • CATENA DI AMPLIFICAZIONE INU



La INU sono componenti che devon essere alimentati da ~~un~~ ~~componente~~ ~~esistente~~  
 INU che ~~quanti~~ ~~hanno~~ le loro misurazioni su variazioni di parametri  
 elettrici (es. resistenza o capacità).

Da commercio esistono INU costruiti su circuiti integrati con uscite  
 già digitali.

nel seguito però ipotizzeremo che l'uscita dei canali della INU  
 sia analogica.

Supponendo che l'INU sia alimentata dalla stessa tensione dell'ADC,  
 la dinamica di uscita del segnale proveniente dall'INU sarà  
 $V_{out, INU} = 2$  V.

Per questo si sceglie

di ~~si~~ ipotizza dunque di alimentare l'INU ad una tensione  
 inferiore a quella dell'ADC, ad esempio  $V_{out, INU} = 1,5$  V.

10) In questo modo la dinamica del segnale in ingresso alla collettore è al massimo 1,5 V.

Il guadagno  $A=1$  non è utile la risoluzione dell'ADC e si ne risulta per interamente la dinamica.

Dato la velocità dei movimenti umani, si assume che il tremore non abbia una frequenza non superiore a  $15/20$  Hz.

Per questo si decide di acquisire a  $f_s = 40$  Hz.

Parametri:  $A=1$ ;  $V_{in,ADC} = 2$  V;  $N_{bit} = 24$ ;  $f_s = 40$  Hz

$V_{ol-1mV} = 1,5$  V

• MEMORIA

nel caso peggiore si immagina di dover registrare ogni canale per 18 ore.

DATI ECG:  $N_{channel} \cdot \Delta t \cdot f_s \cdot N_{byte} = 18 \cdot 3600 \cdot 128 \cdot 3 = 13 = 0,3$  GB

DATI SEEG:  $N_{channel} \cdot \Delta t \cdot f_s \cdot N_{byte} = 4 \cdot 18 \cdot 3600 \cdot 1024 \cdot 3 = 0,8$  GB

DATI IMU:  $N_{channel} \cdot \Delta t \cdot f_s \cdot N_{byte} = 18 \cdot 18 \cdot 3600 \cdot 40 \cdot 3 = 0,14$  GB

Per registrare una giornata intera otteniamo:

DATI-TOT = 1,24 GB

Utilizzare come supporti di memoria una scheda SD da 8 GB, garantisce un ampio margine, considerando anche che l'algoritmo correlato nel micro-processore garantisce una registrazione "intelligente".

### 3) SORGENTI DI RUMORE / INTERFERENZA

POTENZIALE DI SEMICELLA

1. La principale sorgente di rumore nei segnali SEEG ed ECG è il potenziale di semicella. Nel caso di elettrodi capacitivi (come quelli per ECG), può arrivare ad avere ampiezza dell'ordine delle

ordine di mV. Questo disturbo è facilmente eliminabile in una catena d'acquisizione analogica, inserendo un filtro passa-alto di valore con frequenza di taglio di poco superiore alla frequenza inferiore della banda d'interesse.

In questo caso invece, dato che necessita di limitare il <sup>numero</sup> ~~numero~~ di componenti attivi per problemi di consumo, il potenziale di rinvio non viene rimosso e occorre volutamente allentamenti il valore della amplificazione A per non saturare l'ADC.

Il potenziale di rinvio può essere rimosso con l'elaborazione digitale sottraendo al segnale il proprio valore medio calcolato su un periodo di interesse.

Codice:  $x = x - \text{mean}(x)$ ; % x = vettore contenente i campioni del segnale

Implementando un filtro passa-alto digitale.

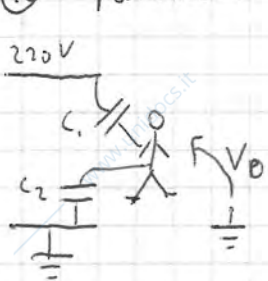
2) Una regola causa di ~~numero~~ ~~frequenza~~ di ~~interferenza~~ di rete.

È più migliorata la situazione preparata con ~~cura~~ ~~con~~ la cura del soggetto, tuttavia <sup>consigliato</sup> ~~sta~~ ~~la~~ con l'uso del sistema, e lungo andare la situazione peggiora, dunque il miglioramento sarà solo temporaneo.

#### INTERFERENZA DI RETE

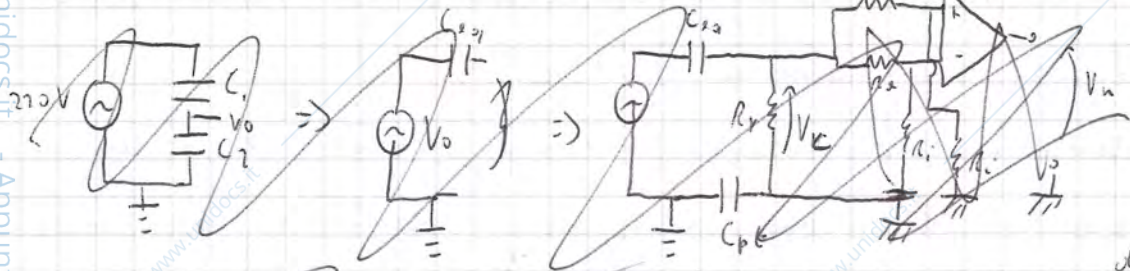
2) Una causa di disturbo comune che sarà presente in ogni segnale è l'interferenza di rete. Il soggetto infatti si trova molto spesso in ambienti alimentati dalla rete elettrica ( $V_{eff} = 220 V$ ;  $f \approx 50 Hz$ ), dunque è causa di accoppiamenti capacitivi tra il suo corpo e i cavi presenti nei muri, si osserva il potenziale delle arti del paziente mostrare una componente di frequenza  $f = 50 Hz$  e ampiezza variabile, dato dai valori delle capacità

12) Parasiti.



$$V_0 = 220 \cdot \frac{C_1}{C_1 + C_2}$$

Dal momento che lo stato di amplificazione del sistema non è totalmente isolato da terra, ma ha una sua capacità parassita, questo disturbo è riprodotto come modo comune all'ingresso dell'amplificatore, assieme con un'ampiezza della sintonia.



Modello elettrico equivalente:

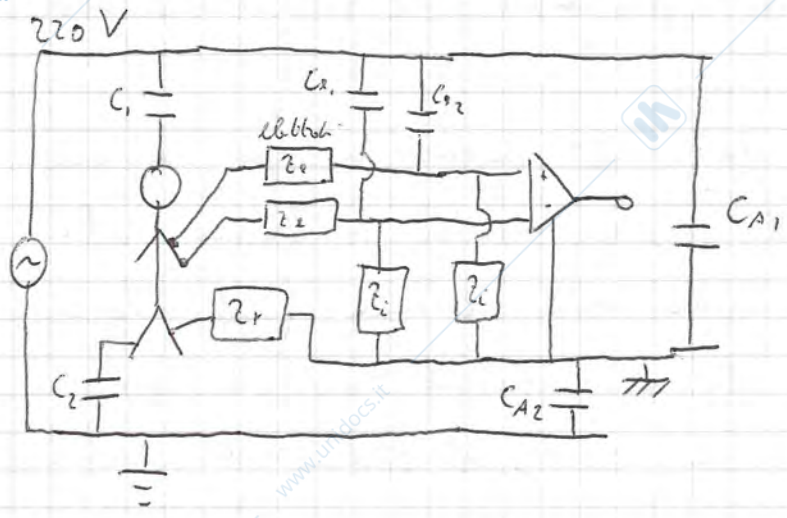
peggiori per il prelievo.

Molte volte i conduttori da portare il segnale possono essere collegati in maniera capacitiva alla rete elettrica.

Qui regole SEIB e EEG sono dunque il contributo della interferenza di rete dato sia dall'accoppiamento capacitivo del soggetto, sia da quello dei cavi.

Qui regole delle ITC sono invece il contributo dato dall'accoppiamento dei cavi.

SCHEMA COMPLESSIVO PER SEIB e EEG



$C_{A1}, C_{A2}$ : capacità parassite tra massa amplificatore e linea  
 $C_{e1}, C_{e2}$ : capacità parassite tra conduttori elettrici e fase.

M.B.M.

$Z_v$ : ~~elettr~~ impedenza elettrica di riferimento

$Z_i$ : impedenza ingresso amplificatore

www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari

www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari

## Prova Pratica - FOGGIO 4

Tema n. 2

## CROSS-TALK

Un'importante causa di interferenza è il cross-talk.

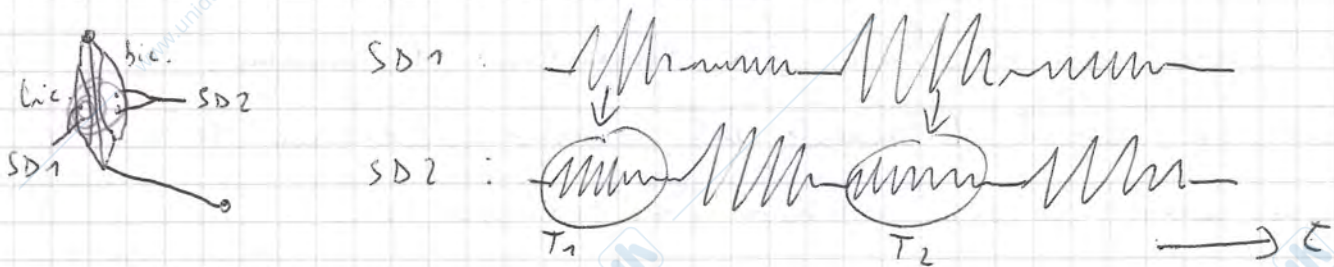
Questo si verifica quando l'elettrodo si capta il segnale proveniente da più sorgenti.

Questo è il caso sia del segnale SEMG, <sup>o</sup> del segnale EEG.

Entrambi i segnali sono infatti dotati del segnale d'interferenza di numerose sorgenti.

Mentre per l'EEG il posizionamento degli elettrodi secondo lo standard 10-20 limita il cross-talk, nel caso di SEMG presenti con segnale differenziale il cross-talk è critico.

Ma nel caso infatti di una coppia agonista-antagonista, introduce problemi con SEMG segnale differenziale si può verificare il caso in cui il segnale di un muscolo sia registrato dall'elettrodo posizionato nell'altro. Ci consideriamo ad esempio bipolite e tripolite:



nel caso <sup>di bipolar</sup> non si conosce se l'attivazione del bicipite nella fissata  $T_1$  e  $T_2$  sia dovuta ad attivazione propria o sia dovuta a cross-talk da parte del tricipite.

Questo segnale di interferenza può portare ad un'interpretazione errata del segnale SEMG e non può essere eliminato con tecniche di filtraggio inodimensionali, perché il disturbo, essendo prodotto da un altro muscolo, è nella banda d'interesse.





16

Il cross-talk, essendo un disturbo in banda, non può essere eliminato con un filtro passabanda.

Si può pensare ad un algoritmo per individuarlo.

In particolare si può pensare di finestrare i segnali dei due canali, che formano la coppia agonista-antagonista e volutarne la coerenza.

Per volutarne la coerenza si considera la SQUARED COHERENCE FUNCTION:

$$SCF(f) = \frac{P_{x_1 x_2}^2(f)}{P_{x_1}(f) P_{x_2}(f)}$$

ovvero il rapporto tra il <sup>segnale</sup> cross-spettro dei segnali e il prodotto dei loro spettri.

Nota: Data la ricostruibilità del segnale SCF, se i contributi in frequenza di due segnali sono simili, è lecito pensare che il segnale proviene dalla stessa sorgente, e dunque nel caso specifico ci si trova in presenza di cross-talk.

La SCF è compresa tra 0 e 1, si può pensare di introdurre una soglia  $th \in [0, 1]$  da utilizzare per identificare il cross-talk.

Il seguente algoritmo è pseudo-codice:

FINISTRATURA  
 $x_1(t)$  e  $x_2(t)$

$x_1(t) \Rightarrow P_{x_1}(f)$   
 $x_2(t) \Rightarrow P_{x_2}(f)$

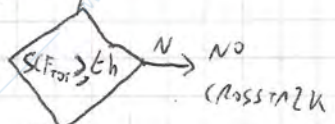
periodogrammi di  $x_1$  e  $x_2$  finestrate

$P_{x_1 x_2} = P_{x_1} * P_{x_2}$

cross-periodogramma

$SCF(f) = \frac{P_{x_1 x_2}^2(f)}{P_{x_1}(f) P_{x_2}(f)}$

for  $f$  from 0 to  $f_{max}$  do  
 $SCF(f) \rightarrow SCF_{TOT}$



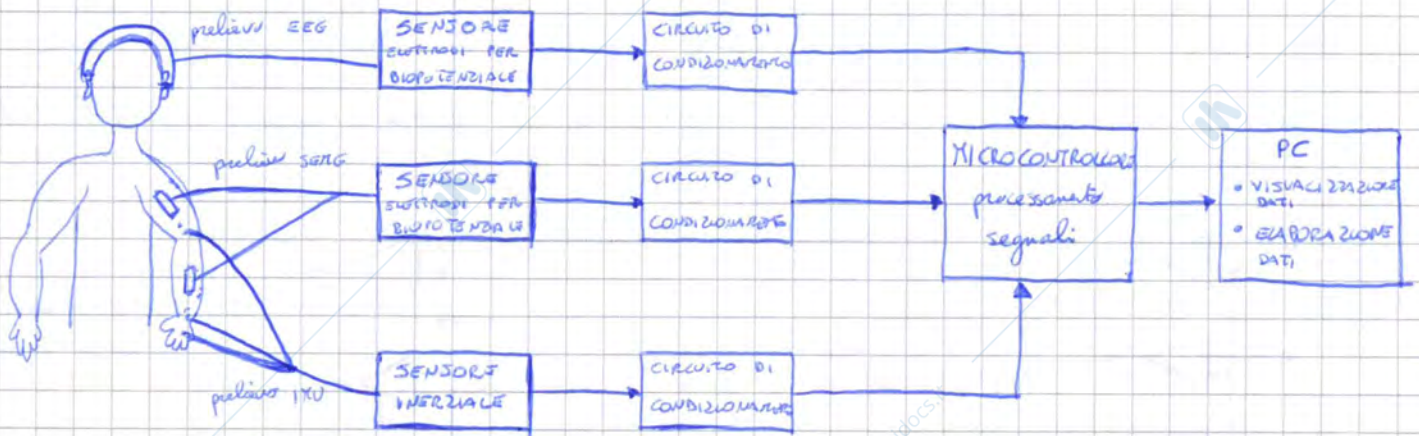
$th = 0.7$  % parametro soglia  
 $w\_len = 1$ ; % S, durata finestra  
 $w\_samp = w\_len * f_s$ ; % campioni per finestra  
 $x_{1-w} = x_1(1:w\_samp)$ ; finestra rettangolare  
 $x_{2-w} = x_2(1:w\_samp)$ ;  ~~$x_{1-w} = x_1(1:w\_samp)$~~   
 $[P_{x_1}, f] = pwelch(x_{1-w}, [], [], [], f_s)$ ;  
 $[P_{x_2}, f] = pwelch(x_{2-w}, [], [], [], f_s)$ ; % periodogrammi con parametri automatici  
 $P_{cross} = P_{x_1} * conj(P_{x_2})$ ; % cross-spettro  
 $SCF = P_{cross}^2 / (P_{x_1} * P_{x_2})$ ;  
 $SCF\_tot = mean(SCF)$ ; % SCF media  
 if  $(SCF\_tot > th)$  {  
     cross\_talk = 1; % flag allarme  
 } else cross\_talk = 0;

www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari

www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari

## Svolgimento n. 2

1. Il tremore è il più comune disturbo del movimento, che tende ad aumentare con l'invecchiamento del soggetto, debilitandolo e rendendo complesse le attività della vita quotidiana. L'insorgenza del tremore provoca una serie di importanti difficoltà al soggetto ed è pertanto necessario il trattamento della patologia mediante farmaci, chirurgia o stimolazione cerebrale profonda. Per poter indagare la natura del tremore viene proposto un sistema di interfaccia uomo-macchina multimodale con il seguente sistema complessivo:



Nel primo blocco la variabile fisiologica di interesse è l'attività elettroencefalografica (EEG). Il prelievo del segnale avviene mediante elettrodi per bipotenziati applicati sullo scalpo secondo lo schema del "posizionamento <sup>STANDARD</sup> 10-20". Nel caso in oggetto sono stati utilizzati tredici elettrodi esploranti, nelle posizioni FC3, FC2, FC4, C5, C3, C1, C3, C2, C4, C6, CP3, CP2 e CP4, e due elettrodi di riferimento posti sui lobi della orecchie, al fine di usare il potenziale medio presente tra essi come potenziale di riferimento.

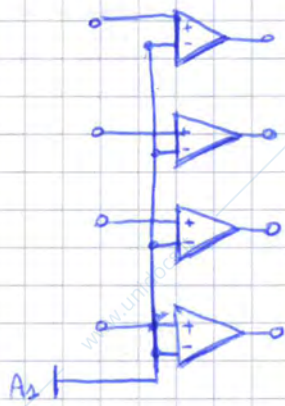
Nel caso in oggetto è stato ridotto il numero di elettrodi posizionati sullo scalpo e sono stati utilizzati solamente i canali "FC"

che sta per FRONTALE Y, "C" che sta CENTRALE e "CP"

che sta per centrale parietale. Annesi sono state prese in analisi le aree della corteccia associativa e delle funzioni cinematice. Gli elettrodi identificati con il numero dispari sono posizionati a sinistra del meridiano centrale, quelli pari a destra del meridiano centrale e quelli indicati con z sono direttamente posizionati sul meridiano centrale.

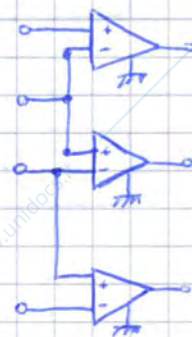
Per facilitare il posizionamento, possono essere utilizzate delle cuffie realizzate per includere le posizioni standard 10-20, con tutti i limiti derivanti dal fatto che ogni cranio è diverso da un'altro. Inoltre gli elettrodi utilizzati per prelievo del segnale EEG possono essere o a oppolti o a disco, ad oggi non nel nostro caso (solo con montaggio capiti 10-20). Non essendo specificati, gli elettrodi posti sulle scalpe possono essere collegati in due modalità (MONOPOLARE o DIFFERENZIALE) come illustrate.

α.



MONTAGGIO  
MONOPOLARE

α.

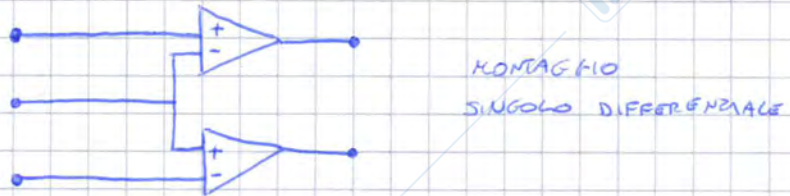


MONTAGGIO  
DIFFERENZIALE

Dove il segnale anomalo verrà individuato sotto il singolo elettrodo (montaggio monopolare) o come differenza fra due elettrodi (montaggio differenziale).

Il segnale EEG prelevato dovrà quindi essere opportunamente condizionato, ovvero amplificato e filtrato, come verrà analizzato al punto ② nel dettaglio. Il fine ultimo sarà quello poter rilevare l'intenzione dell'utente di eseguire un movimento volontario.

Nel secondo blocco l'attività biologica di interesse è il segnale elettromiografico (EMG) che viene registrato sui quattro gruppi muscolari (bicipite brachiale, tricipite brachiale, flessore carpi radiale ed estensore carpi ulnare). Per ogni gruppo muscolare sono posizionati due elettrodi collegati con montaggio singolo differenziale, come illustrato in figura:



Nel montaggio singolo differenziale, i due elettrodi consecutivi sono collegati dallo stesso amplificatore differenziale, ed all'uscita forniscono un segnale dato dalla differenza tra i due potenziali rilevati dai due elettrodi.

Per rilevare il segnale sEMG sono utilizzati elettrodi in AgCl in quanto hanno un basso livello di rumore e garantiscono stabilità del potenziale di semicella.

Nel terzo blocco l'attività di interesse è <sup>il movimento del manubrio</sup> la ~~misura~~ <sup>misura</sup> inerciale che viene rilevata con unità di misurazione inerziali (IMU). Le IMU sono posizionate in tre punti: mano, polso e gomito. Le IMU sono dei sensori inerziali, caratterizzati dal fatto di avere al loro interno il sistema di riferimento rispetto a cui effettuare la misura.

Sono sensori di posizione, e pertanto misurano una quantità fisica. Questi sensori ~~devono~~ <sup>trasducono</sup> o convertono un fenomeno fisico (forze inerziali) in un segnale misurabile. Inoltre, sono essenzialmente costituiti da una massa di prova, un supporto elastico (molla) ed un misuratore dello spostamento della massa. ~~Il~~ <sup>La</sup> dimensione di un IMU risulta contenuta, al fine di non vincolare il

il soggetto che lo indossa. Ogniuno dei tre IMU contiene un accelerometro ed triassiale ed un giroscopio triassiale. Ove l'accelerometro misura la forza d'inerzia generata quando una massa cambia velocità.



Se il sensore è soggetto ad un'accelerazione, la massa al suo interno si sposta.

Per la legge di Hooke:  $F = kx$

Per la seconda legge di Newton:  $F = ma$ .

Pertanto  $kx = ma \rightarrow a = \frac{kx}{m}$

$$a = \frac{kx}{m}$$

Da qui il problema di calcolare una accelerazione è diventato quello di misurare lo spostamento di una massa collegata ad una molla.

Invece il giroscopio è un sensore inerziale che dà un segnale proporzionale alla velocità di rotazione.

Misuriamo sia la velocità di rotazione che il cambio di inclinazione/direzione della rotazione. I giroscopi possono essere di due tipi: meccanici o a vibrazione di massa. I giroscopi meccanici sfruttano la conservazione del momento angolare, seguendo la formula:

$$\tau = \frac{dL}{dt} = \frac{d(I\omega)}{dt} = I\alpha$$

Mentre i giroscopi a vibrazione di massa, sfruttano la misurazione della forza di Coriolis ( $F_c = -2m(\omega \times v)$ ).

Per concludere, i segnali provenienti dai tre blocchi presi in analisi, verranno successivamente condizionati (amplificati e filtrati) e raccolti in un microcontrollore. Verranno quindi analizzati su di un PC dove si estrarranno le informazioni seguendo lo schema di integrazione gerarchica proposta.

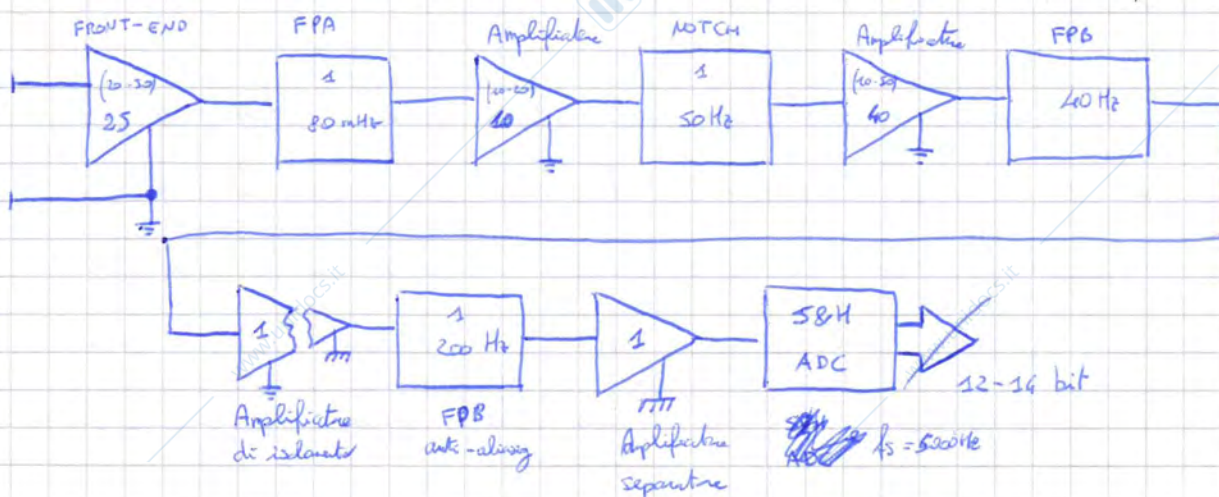
2. Il segnale EEG è assimilabile ad un processo casuale, e lo si caratterizza in base ai suoi momenti statistici (MEDIA e VARIANZA). Questo segnale è l'impronta elettrica dei potenziali post-sinaptici dei neuroni. Ha una ampiezza che in condizioni normali varia tra  $1\mu\text{V} - 20-30\mu\text{V}$  ed in condizioni patologiche può raggiungere i  $300\mu\text{V}$ . L'ampiezza del segnale EEG può essere suddivisa in:

- BASSA AMPIEZZA  $< 30\mu\text{V}$
- MEDIA AMPIEZZA  $30\mu\text{V} - 70\mu\text{V}$
- ELEVATA AMPIEZZA  $> 70\mu\text{V}$

La banda del segnale EEG va da  $0,1\text{ Hz}$  a  $70\text{ Hz}$  e può essere suddivisa in sottobande ( $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$ ,  $\beta_1$ ,  $\beta_2$  e  $\gamma$ ) che si attivano in modo diverso durante le varie attività.

- $\delta$   $0,1\text{ Hz} - 3,5\text{ Hz}$  condizioni patologiche sonno profondo
- $\theta$   $3,5\text{ Hz} - 7\text{ Hz}$  sonno profondo
- $\alpha$   $7\text{ Hz} - 14\text{ Hz}$  rilassamento mentale
- $\beta_1$   $14\text{ Hz} - 21\text{ Hz}$  attenzione
- $\beta_2$   $21\text{ Hz} - 40\text{ Hz}$  operatività
- $\gamma$   $> 40\text{ Hz}$  attenzione, concentrazione

La catena di amplificazione del segnale EEG generica è la seguente:



Procedo ora con l'analisi della catena di amplificazione per EEG.

- **FRONT-END**: è il primo blocco della catena di amplificazione ed è costituito da un amplificatore differenziale collegato agli elettrodi. In questo stadio si vuole amplificare il più possibile il segnale prelevato, ~~ma senza~~ <sup>raggiungere</sup> la saturazione, dovuta alla differenza di potenziale di semicella e all'artefatto di movimento. Considerando la tensione di alimentazione pari a  $V_{AL} = \pm 5V$ , la dinamica del segnale  $D_S = \pm 300\mu V$ , la banda compresa tra  $0,1 Hz$  e  $70 Hz$  e la dinamica dell'ADC di  $D_{ADC} = \pm 3V$ :

$$A_{TOT} = \frac{D_{ADC}}{D_S} = \frac{6V}{600\mu V} = 10'000$$

Calcolando il rapporto tra la dinamica dell'ADC e la dinamica del segnale, otteniamo il valore della amplificazione totale dell'intera catena di amplificazione. Dove è necessario tenere da conto che il valore dell'amplificazione totale è dato dal prodotto dei valori dei singoli amplificatori:

$$A_{TOT} = A_1 \cdot A_2 \cdot A_3 \cdot A_4 \cdot A_5$$

Pertanto, per questioni di sicurezza scegli:  $A_1 = 25$

- Potenziale di semicella:  $50 mV \cdot 25 = 1,25 V$

- Segnale:  $300 \mu V \cdot 25 = 7,5 mV$

- Interferenza di rete:  $10 mV \cdot 25 = 250 mV$

- **FILTRO PASSA ALTO**: è il secondo blocco della catena di amplificazione ed ha il compito di eliminare la componente in continua del segnale, costituita essenzialmente dalla differenza dei potenziali di semicella amplificata dal front-end. È necessario scegliere una frequenza di taglio superiore a seconda della banda del segnale  $d_m = 40 dB$ .

Scegli una frequenza  $f_c = 80 \text{ MHz}$ .

- **AMPLIFICATORE  $A_2$** : amplifica il segnale presente all'uscita del filtro passa alto, sostanzialmente privo di capacità continua. È limitato dalla possibile presenza di interferenza da rete e di altri disturbi non ancora attenuati.

$$A_2 = 10$$

$$\text{segnale} : 7,5 \text{ mV} \cdot 10 = 75 \text{ mV}$$

$$\text{interferenza di rete} : 250 \text{ mV} \cdot 10 = 2,5 \text{ V}$$

- **FILTRO NOTCH**: è un filtro rigetta banda, che deve eliminare il secondo disturbo più significativo dopo la differenza di potenziale di semicella, ovvero l'interferenza di rete a  $50 \text{ Hz}$ .

$$\Delta_m = 40 \text{ dB} ; f_c = 50 \text{ Hz}$$

$$\frac{\text{interferenza}}{100} = 25 \text{ mV}$$

- **AMPLIFICATORE  $A_3$** : fase di amplificazione in cui è consentito raggiungere il valore di amplificazione totale impostata.

$$\frac{A_{TOT}}{A_1 \cdot A_2} = A_3 \rightarrow A_3 = 40$$

$$\text{Segnale} = 75 \text{ mV} \cdot 40 = 3 \text{ V}$$

- **FILTRO PASSA BASSO**: il capacitor di questo filtro è limitato la banda del segnale verso le alte frequenze.

$$\Delta_m = 40 \text{ dB} ; f_c = 40 \text{ Hz}$$

- **AMPLIFICATORE DI ISOLAMENTO**: serve a garantire l'isolamento del paziente come prescritto nei apparecchi con parti applicate di tipo BF o CF.

Introduce un rumore che verrà successivamente attenuato.

$$A_4 = 1$$

- **FILTRO ANTI-ALIASING:** è un filtro passabasso che limita la banda del segnale all'uscita dell'amplificatore di isolamento verso le alte frequenze. Ha il compito di limitare l'aliasing del segnale.

$$L_m = 40\text{dB} \quad f_c = 200\text{Hz}$$

Dare garanzie il presenza di tutte le componenti frequenziali di nostro interesse.

- **AMPLIFICAZIONE SEPARAZIONE:** è un amplificatore ad amplificazione unitaria interdetta per separare il blocco precedente dal convertitore analogico-digitale.

$$A_5 = 1$$

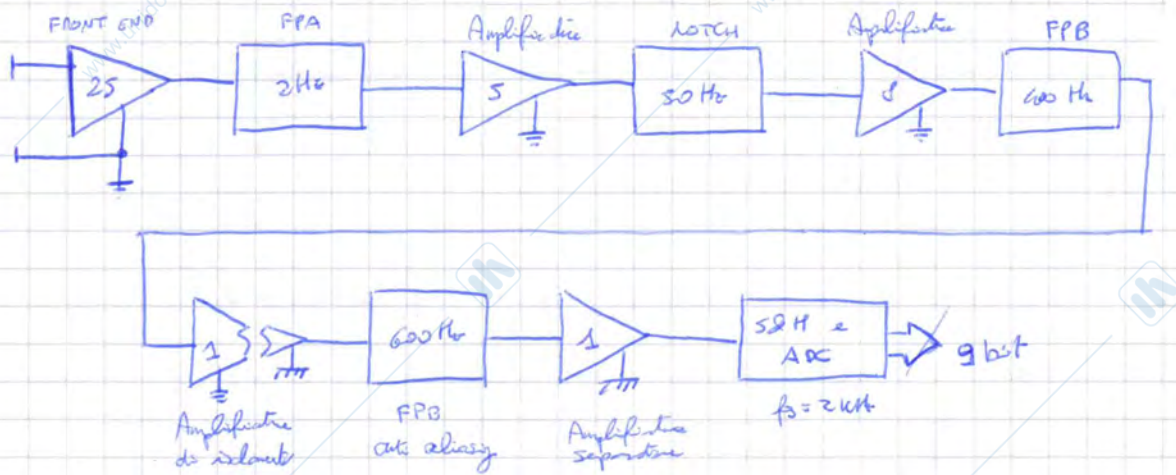
- **SAMPLE & HOLD e CONVERTITORE ANALOGICO DIGITALE:** è l'ultimo blocco della catena di amplificazione e serve a convertire il segnale analogico, presente all'ingresso, in una grandezza digitale.

$$N = 14 \text{ bit.}$$

Il segnale EMG misura i potenziali elettrici che si creano nel muscolo durante la sua contrazione. Questi potenziali sono generati dalla depolarizzazione elettrica delle fibre muscolari del soggetto, in risposta all'arrivo di un impulso di natura elettrica. Il segnale EMG è anch'esso assimilabile ad un processo casuale, e pertanto lo si caratterizza in base ai suoi momenti statistici (MEDIA e VARIANZA). Nel nostro caso verrà analizzato EMG di superficie.

Il segnale ha una ampiezza di  $20-30 \mu\text{V}$  fino a  $1-2 \text{ mV}$  ed una banda compresa fra  $5/10 \text{ Hz}$  e  $400 \text{ Hz}$ .

La catena di amplificazione del segnale sarà la seguente:



Il dimensionamento ed i blocchi della catena di amplificazione seguono i criteri adottati per il segnale precedente, considerando:

$$V_{AL} = \pm 5V$$

$$D_S = \pm 2,5 \text{ mV} \quad (\text{approssimando per eccesso})$$

$$D_{ADC} = \pm 2,5 \text{ V}$$

$$A_{TOT} = \frac{D_{ADC}}{D_S} = \frac{5V}{5 \text{ mV}} = 1000$$

Le amplificazioni scelte sono:  $A_1 = 25$ ,  $A_2 = 5$ ,  $A_3 = 8$ ,  $A_4 = 1$ ,  $A_5 = 1$  ed è stata considerata la differenza di potenziali di semicella e dell'interferenza di rete, evitando la saturazione.

Come nel caso precedente, la attenuazione dei filtri sono  $L_m = 60 \text{ dB}$ .

- FPA: si sceglie  $f_c = 2 \text{ Hz}$  al fine di non attenuare componenti a bassa frequenza del segnale. Da tenere da conto è il fatto che il tremore muscolare ha una frequenza pari a 4-6 Hz, quindi bassa e non posso rischiare di eliminarla.

Anche se è stato definito un pulvisco EKG single differenziale, che attenua l'interferenza di rete, decide comunque di inserire un filtro NOTCH con frequenza  $f_s = 50 \text{ Hz}$ .

Il filtro passa basso viene impostato  $f_c = 600 \text{ Hz}$ , valore limite per il prelavoro di ERG utile per l'analisi.

Per il filtro anti-aliasing, la frequenza viene calcolata:

$$f_s = 5 f_c = 5 \cdot 600 \text{ Hz} = 2 \text{ KHz}$$

Sapendo che  $400 \text{ Hz} \leq f_c \leq 1 \text{ KHz}$ , si imposta  $f_c \approx 30\% f_s$  pertanto  $f_c = 600 \text{ Hz}$ .


Infine, per il blocco S&H ed ADC, avendo scelto una risoluzione di  $10 \mu\text{V}$ :

$$\text{LSB} = 10 \mu\text{V} \cdot 1000 = 10 \text{ mV}$$

$$2^N = \frac{5 \text{ V}}{10 \text{ mV}} = 500$$

$$\rightarrow N = \frac{\log_{10} 500}{\log_{10} 2} = 8,9 \approx 9 \text{ bit}$$

3. Nel progetto di un sistema per lo studio e l'analisi del tremore, proposto quest'oggi, è necessario andare ad individuare quali e quante possono essere le sorgenti di rumore o interferenza che compariranno nell'analisi. Il sistema è stato progettato per utilizzare il segnale EEG, il segnale EMG ed il movimento del manometro, tramite uso delle IMU.

La prima causa di rumore è sicuramente legata <sup>agli elettrodi e sensori,</sup> ~~al montaggio~~ dei sensori ed al loro posizionamento. 

In <sup>tutti</sup> ~~tutti~~ i casi di posizionamento presenti in questo progetto si

ha l'intenzione tra un sensore e la cute del paziente, e pertanto è necessario considerare la possibilità di scollamento, intossicazione o mal posizionamento dell'elettrodo. Essendo questo test

legato all'analisi di un movimento, questo è una condizione importante da ricordare, perché durante tutto il test il soggetto sarà in movimento. L'uso di elettrodi a coppetta o di gel per migliorare <sup>la qualità del</sup> ~~il~~ prelievo potrebbe essere tenuto in considerazione.

Inoltre, nel caso dei segnali EMG e dei sensori IMU, la zona di prelievo è la stessa. Infatti entrambi i sensori vengono posti sul braccio, ~~in~~ in aree ricamate molto <sup>raccomandate</sup> ~~raccomandate~~ dove lo scollamento o il distacco, anche durante ai movimenti del paziente, possono compromettere i prelievi di segnale errati.

È importante anche ripetere la presenza di cross-talk tra gli elettrodi, ~~da~~ poiché, data <sup>l'area</sup> ~~la zona~~ del braccio molto contenuta, è possibile che il segnale prelevato non giunga dal muscolo di interesse, ma dal vicino. Pertanto, il fatto che l'analisi del tremore comporti un movimento del soggetto, è condizione inevitabile <sup>che determina la presenza di</sup> ~~quella di avere degli artefatti da movimento.~~

Senza tenere conto dei sensori posti sul braccio, è possibile

www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari  
iptizzione da i cani collegati ai sensi, così come i sensi stessi, siano molti rassicurati e rischiosi di fuorviosi, creando degli accoppiamenti non velati.

Un altro accoppiamento, che interessa tutti e tre i segnali, è l'interferenza di rete, che purtroppo è sempre presente e si manifesta con una interferenza alla frequenza di 50 Hz. Fattore che la rende facilmente individuabile ed eliminabile.

Analizzando invece le ampiezze dei segnali, vediamo come sia necessario amplificarli per poterli studiare a causa della presenza di rumori che li va a ricoprire. Tra questi rumori vi sono anche altri ~~tipici~~ segnali biologici propri del soggetto, in primis il segnale elettrocardiografico (ECG). Essendo il soggetto preso in analisi un soggetto vivo, è pertanto inevitabile che il suo cuore ~~batte~~ sia pulsante e che quindi generi ~~un~~ segnale riconoscibile e riconducibile ad un segnale deterministico con banda compresa tra i 0,1 e 125 Hz.

Artefatti che interessano solamente il percorso del segnale EEG sono il battito di ciglia, il movimento orizzontale e verticale degli occhi, il segnale ERG dato ai muscoli massetere, la pulsazione dovuta al posizionamento dell'elettrodo in corrispondenza di un'arteria e i breath art, dovuti al cranio ed ai suoi difetti.

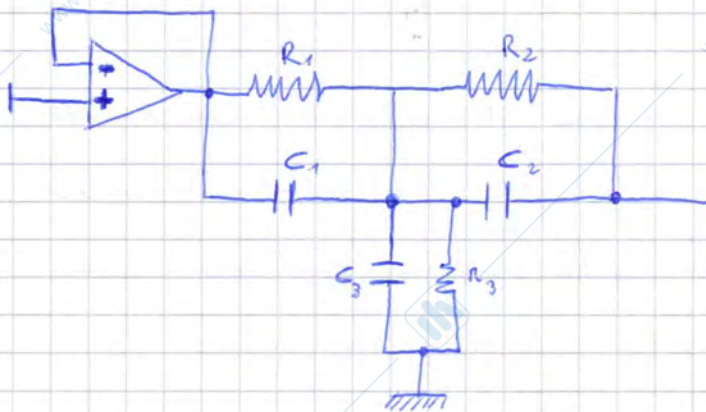
Pertanto le principali sorgenti di rumore/interferenza del caso preso in analisi sono gli elettrodi ed i sensori utilizzati per il percorso, il movimento del soggetto, il segnale elettrocardiografico e l'interferenza di rete.



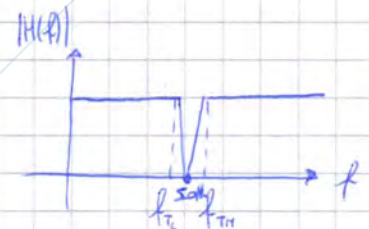
Gli elettrodi per il percorso di biopotenziali sono costituiti da materiali metallici, che quando entrano in contatto con una soluzione acquosa, tendono a disperdere degli elettroni. Questa dispersione causa un squilibrio e determina la comparsa di un potenziale di semicella, che determina rumore negli elettrodi ed interferenza.

(12)

4. Una sorgente di rumore che disturba i segnali presenti in questo progetto è l'interferenza di rete, che è caratterizzata da una frequenza specifica pari a 50 Hz. Per rigettare questa frequenza viene inserito un filtro rigetta banda, anche detto filtro notch, con frequenza centrale pari alla frequenza di rete ed attenuazione dell'ordine dei 40 dB. Il filtro potrebbe essere così configurato:



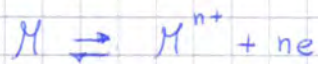
Questo filtro elimina la componente a 50 Hz:



Nelle catene di amplificazione proposte al par. ② sono stati inseriti in entrambi i casi i filtri notch realizzati in questo modo. Per prevenire il problema dell'interferenza di rete è possibile agire in precedenza, quando si vanno a scegliere gli elettrodi da utilizzare per il prelievo di biopotenziale. È infatti buona regola <sup>prevenire</sup> ~~prevenire~~ gli elettrodi da tre principali cause di interferenza di rete:

- A. presenza di CRRR del front-end non adeguato;
- B. sbilanciamento impedenza d'elettrodi con commensura del modo comune in modo differenziale;
- C. accoppiamento capacitivo dei cavi degli elettrodi alla rete.

Un'altra sorgente di rumore / interferenza dei segnali presi in esame è data dall'elettrodo stesso. Infatti il primo e più importante rumore che andiamo ad eliminare in qualsiasi catena di amplificazione è <sup>dato</sup> il potenziale di semicella dell'elettrodo. In linea di principio gli elettrodi per il prelievo di bipotenziali sono realizzati in materiali metallici. È noto che quando un materiale metallico entra in contatto con una soluzione acquosa che contiene ioni dello stesso metallo, tende a perdere elettroni dai suoi strati più superficiali.



Durante il raggiungimento della condizione di equilibrio termodinamico si ha una ridistribuzione della carica all'interfaccia: nel metallo ci sono elettroni in eccesso mentre nella soluzione sono presenti ioni  $M^{n+}$ . Questa condizione di sbilanciamento determina la comparsa di una differenza di potenziale tra metallo e soluzione, detta potenziale di semicella.

L'elettrodo per il prelievo di bipotenziale può essere modellizzato come:



$C_{dl}$  = capacità double layer

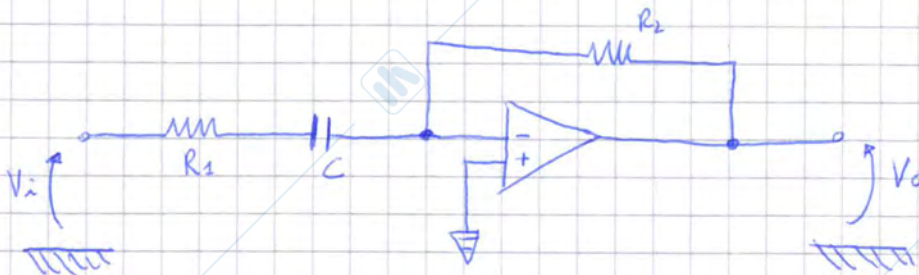
$R_{CT}$  = resistenza al transf. di carica

$R_{ser}$  = resistenza elettrolita

$E_w$  = potenziale di semicella

Per eliminare il potenziale di semicella, come illustrato nelle catene di amplificazione al punto ②, andiamo ad inserire un filtro passa alto. Questo filtro ha il compito di eliminare la componente continua del segnale, costituita dalla differenza dei potenziali

di semicella amplificata del feedback, ed attenuare le componenti a bassa frequenza della variazione dei potenziali di semicella dovuta, ad esempio, ad artefatti da movimento. Il filtro passa alto è così strutturato:



$$\bullet Z_1 = R_1 + C = R_1 + \frac{1}{j\omega C} = \frac{1 + j\omega R_1 C}{j\omega C}$$

$$\bullet Z_2 = R_2$$

$$V_o = V_i \left( - \frac{R_2}{\frac{1 + j\omega R_1 C}{j\omega C}} \right) = V_i \left( - \frac{j\omega C R_2}{1 + j\omega C R_1} \right)$$

$$\text{se } \omega \rightarrow \infty \quad \left| \frac{V_o}{V_i} \right|_{dB} \approx - \frac{R_2}{R_1}$$

Ho ottenuto un filtro passa alto con  $f_T = \frac{1}{2\pi R_1 C}$

