ESERCITAZIONE 4 - 17/04/2020

ESERCIZIO 3

Il biofeedback della conduttanza cutanea (Galvanic Skin Resistance – GSR) è un test che si basa sulla variazione della resistenza elettrica della pelle in conseguenza ad una alterazione del suo stato di umidità provocato dall'azione delle ghiandole sudoripare sottostanti indotta da stimoli emozionali. Stimoli di tipo emozionale esterni (p.e. un rumore improvviso) e interni (p.e. immaginare scene paurose) provocano in genere un incremento della conduttanza cutanea, ovvero una diminuzione della resistenza elettrica della pelle.

La conduttanza cutanea viene determinata posizionando due elettrodi aventi superficie pari ad 1 cm² sulla pelle, in genere in corrispondenza di due dita adiacenti della mano, tra i quali viene fatta scorrere una debole corrente elettrica $I_c = 5 \mu A$ e misurando la tensione V_c che vi si genera: il rapporto V_c/I_c fornisce una misura indiretta della resistenza della pelle. Valori di resistenza superiore a 200 k Ω sono tipici di individui rilassati; se il soggetto è emotivamente alterato, la resistenza cutanea scende progressivamente. In seguito ad uno stimolo emozionale la resistenza cutanea diminuisce rapidamente (rispetto al valore pre-stimolo) con una risposta transitoria (riflesso psico-galvanico) che ha una forma d'onda caratteristica con un tempo di discesa di 2 s, per poi ritornare al valore pre-stimolo in 20 s. La temperatura ambiente ottimale per registrare i riflessi psico-galvanici è quella compresa tra 20 e 28 °C. Per temperature superiori ai 30 °C tali riflessi tendono a sparire.

Si progettano e dimensionano un front-end analogico per implementare il biofeedback della conduttanza cutanea, in accordo ai seguenti moduli funzionali:

- **Modulo X:** circuito che imponga la corrente I_c tra gli elettrodi, prelevi la tensione V_c che si genera tra gli stessi e fornisca in uscita una tensione V_{RC} proporzionale alla resistenza cutanea. Il valore della resistenza elettrica della pelle può assumere valori compresi tra un minimo di 10 k Ω ed un

massimo di 2000 k Ω (valori che tengono conto delle variabilità interindividuale ed intraindividuale).

- **Modulo Y:** circuito che a partire dalla tensione V_{RC} in uscita dal Modulo X produca una tensione V_{AG} che indichi lo stato emotivo del soggetto sotto esame: se rilassato deve essere $V_{AG} = 5 V$, se alterato deve essere $V_{AG} = 0 V$.
- **Modulo Z:** circuito che noto il valore pre-stimolo della resistenza cutanea, fornisca in uscita una tensione V_{FA} proporzionale alla massima variazione percentuale della resistenza cutanea in seguito ad uno stimolo emozionale esterno indotto. La presentazione al soggetto dello stimolo emozionale esterno viene segnalata da un sistema di controllo facendo commutare una tensione V_{ST} , da esso prodotta e normalmente a 0 V, al valore di 5 V per 100 ms. Le variazioni percentuali del valore della resistenza elettrica della pelle in seguito allo stimolo sono inferiori al 10%.
- **Modulo W:** circuito che utilizzando una termoresistenza $R = R_0(1+k \cdot T)$, con $R_0 = 100 \Omega$ e $k = 0,38 \text{ } ^\circ C^{-1}$, fornisca in uscita una tensione V_{OK} che assuma un valore pari a 5 V nel caso in cui il test sia stato effettuato nell'intervallo di temperatura ambiente ottimale, 0 V altrimenti.

Si hanno a disposizione: generatore di corrente $I_c = 5 \mu A$ ideale, OP07, AD620 ed una linea di alimentazione DC a $\pm 15 V$, oltre a componenti attivi/passivi analogici e digitali elementari.

$$R_c \in [10 \div 2000] \text{ k}\Omega$$

$$R_c = \frac{V_c}{I_c}$$

$$V_S = \pm 15V$$

Generare $I_c = 5 \mu A$ su R_c (che schematizza la resistenza cutanea)

OPPA7 : $V_s = \pm 15V$

$$V_a = V_s \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

$$V_{out} = V_a \cdot \left(1 + \frac{R_c}{R_o} \right)$$

$$V_a = R_o \cdot I_c \rightarrow \boxed{I_c = \frac{V_a}{R_o}}$$

1. $V_{im} \in [-14; 14] V$

2. $V_{out} \in [-13; 13] V$
 $R_c = 10 k\Omega$

3. $I_c \leq I_{out, max, oppa7}$
 $I_c \leq 20; 25 mA$

$$I_c = 3 \mu A$$

$$R_c \in [10; 2000] k\Omega$$

$$R_o = 200 k\Omega \rightarrow V_a = R_o \cdot I_c = 1 V$$

$$V_a = V_s \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} = 1 V$$

$$\begin{matrix} \uparrow & \uparrow & \underbrace{\hspace{2cm}} \\ 1V & 15V & 1/15 \end{matrix}$$

$$\begin{matrix} R_2 = 10 k\Omega \\ R_1 = 140 k\Omega \end{matrix}$$

$$V_{out} = V_a \cdot \left(1 + \frac{R_c}{R_o} \right)$$

$$\begin{aligned} V_{out_{min}} &= V_{out} (R_c = 10 \text{ k}\Omega) = 1 \cdot \left(1 + \frac{10 \text{ K}}{200 \text{ K}} \right) \\ &= 1 \cdot \left(1 + \frac{1}{20} \right) \\ &\approx 1 \text{ V} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} V_{out_{MAX}} &= V_{out} (R_c = 2000 \text{ k}\Omega) = 1 \cdot \left(1 + \frac{2000 \text{ K}}{200 \text{ K}} \right) \\ &= 1 \cdot (1 + 10) \\ &= 11 \text{ V} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Supponiamo } R_c = 20 \text{ k}\Omega \rightarrow V_{out_{MAX}} &= 1 \cdot \left(1 + \frac{2000 \text{ K}}{20 \text{ K}} \right) \\ &= 1 \cdot (1 + 100) \\ &= 101 \text{ V} > 13 \text{ V} \end{aligned}$$

$$V_{out_{MAX}} \in [V_{out_{min}} ; V_{out_{MAX}}]$$

$$V_{out_{min}} \leq V_a \left(1 + \frac{R_c}{R_o} \right) \leq V_{out_{MAX}}$$

$$\begin{cases} V_{c \text{ diff}} = R_c \cdot I_c = V_{out} - V_a \\ V_{c_c} = \frac{V_{out} + V_a}{2} = \frac{I_c (R_c + R_o) + I_c \cdot R_o}{2} \end{cases}$$

$$V_{c \text{ diff}} \in [V_{c \text{ diff min}} \div V_{c \text{ diff max}}]$$

$$V_{c \text{ diff min}} = I_c \cdot R_{c \text{ min}} = 5 \cdot 10^{-6} \cdot 10 \cdot 10^3 = 5 \cdot 10^{-2} = 50 \text{ mV}$$

$$V_{c \text{ diff max}} = I_c \cdot R_{c \text{ max}} = 5 \cdot 10^{-6} \cdot 2000 \cdot 10^3 = 10 \text{ V}$$

$$V_{c \text{ diff}} \in [50 \text{ m} \div 10] \text{ V}$$

$$V_{c_c \text{ min}} = \frac{I_c (R_{c \text{ min}} + R_o) + I_c \cdot R_o}{2} = 1.025 \text{ V}$$

$$V_{c_c \text{ max}} = \frac{I_c (R_{c \text{ max}} + R_o) + I_c \cdot R_o}{2} = 6 \text{ V}$$

1. SATURAZIONE I° STADIO ADSO

$$V_{SAT\ min, I} \leq A_{d, I} \cdot \frac{V_{d\ MAX}}{2} + V_{C\ MAX} \leq V_{SAT\ MAX, I}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} V_{SAT\ min, I} = -V_S + 1.9V \\ V_{SAT\ MAX, I} = V_S - 1.4V \end{array} \right.$$

2. SATURAZIONE II° STADIO ADSO

$$V_{SAT\ min, II} \leq A_{d, II} \cdot V_{d\ MAX} \leq V_{SAT\ MAX, II}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} V_{SAT\ min, II} = -V_S + 1.2V \\ V_{SAT\ MAX, II} = V_S - 1.4V \end{array} \right.$$

3. BANDE PASSANTE.

$$V_{C\ MAX} > \phi$$

$$V_{C\ MAX} = 6V$$

1. $A_{d, I} \cdot \frac{V_{d\ MAX}}{2} + V_{C\ MAX} \leq V_{SAT\ MAX, I}$

$$A_{d, I} = G = 1 + \frac{49.4\ k\Omega}{R_{G, I}}$$

$$\rightarrow R_G = R_{G, I}$$

2. $A_{d, II} \cdot V_{d\ MAX} \leq V_{SAT\ MAX, II}$

$$A_{d, II} = 1 + \frac{49.4\ k\Omega}{R_G}$$

$$\rightarrow R_G = R_{G, II}$$

$$A_d = \min \{ A_{d, I}, A_{d, II} \}$$

NEL CASO DI UN GEN. DI I IDEALE

$$R_c \in [10 \div 2000] \text{ k}\Omega$$

$$V_{c \text{ diff}} = R_c \cdot I_c$$

$$V_{c_c} = \frac{R_c \cdot I_c + \phi}{2} = \frac{R_c \cdot I_c}{2}$$

ESERCIZIO 2

Un'azienda che opera nel settore dei dispositivi medici vuole entrare nel segmento del trattamento delle ferite acute o croniche implementando un sistema elettronico portatile per la Terapia a Pressione Negativa (TPN).

L'applicazione di una pressione negativa ad una ferita può aiutare nel processo di riparazione tissutale consentendo: la pulizia continua della ferita in seguito ad una adeguata rimozione chirurgica dei tessuti necrotici, la rimozione continua di fluido interstiziale (essudato) e la riduzione dell'edema interstiziale. La TPN si avvale di una pompa da vuoto (VP), un tubo per il drenaggio che confluisce in un apposito contenitore ed un set di medicazione (garza e film adesivo per sigillare la ferita). Il dispositivo medicale da implementare, utilizzando un sensore di pressione differenziale (DPS) da integrare nel set di medicazione in prossimità della ferita ed un sensore di livello per il contenitore (LS), deve gestire la TPN andando a pilotare la VP in modo da mantenere una data depressione ΔP in prossimità della ferita per tutta la durata del trattamento terapeutico monitorando, al contempo, il livello nel contenitore di drenaggio.

Si progettano e dimensionano un sistema elettronico, secondo la divisione in moduli suggerita, che piloti la VP e fornisca in uscita le tensioni V_{DP} e V_L proporzionali rispettivamente alla ΔP ed al livello nel contenitore di drenaggio, ed i segnali allarme V_{AL1} nel caso in cui ΔP assuma valori anomali, V_{AL2} se il volume dei liquidi drenati abbia raggiunto il 95% della capacità del contenitore di drenaggio, V_{AL3} se le batterie del dispositivo medicale necessitano di essere ricaricate.

- Modulo X:** circuito che alimenti il sensore DPS ($V_{ALIM} = 5 \text{ V}$ e corrente massima assorbita $500 \mu\text{A}$) e fornisca in uscita la tensione V_{DP} sapendo che la componente differenziale della tensione di uscita dal DPS risulta $V_{DPS} = -K \cdot \Delta P + V_{DPS0}$ con $K = 8 \cdot 10^{-3} \text{ V/mmHg}$ e $V_{DPS0} = 0.1 \text{ V}$, nel caso in cui ΔP assuma valori appartenenti all'intervallo $[-200; 0] \text{ mmHg}$. La componente di modo comune della tensione di uscita può assumere valori compresi nell'intervallo $[-2; 2] \text{ V}$.

- Modulo Y:** circuito che a partire dalla tensione V_{DP} piloti la VP con una tensione V_{VP} avente valori compresi nell'intervallo $[0; 5] \text{ V}$ legata a ΔP secondo la seguente relazione $V_{VP} = V_{VP0} + H \cdot (\Delta P - \Delta P_{crit}) + S \cdot d\Delta P/dt$, con $V_{VP0} = 1 \text{ V}$, $H = 1.5 \cdot 10^{-3} \text{ V/mmHg}$, $S = 4 \cdot 10^{-3} \text{ (V/s)/mmHg}$ e $d\Delta P/dt|_{max} = 250 \text{ mmHg/s}$. La massima corrente assorbita dal sistema di controllo della VP non supera i 2 mA. Il valore selezionato per la depressione da generare, ΔP_{crit} , viene fornito da un sistema di elaborazione tramite la tensione $V_{DP0} = B \cdot \Delta P_{crit}$, essendo $B = 1.5 \cdot 10^{-3} \text{ V/mmHg}$ e ΔP_{crit} appartenente all'intervallo di valori di interesse per la TPN $[-125; -25] \text{ mmHg}$.
- Modulo Z:** circuito che utilizzando il sensore di livello LS fornisca in uscita la tensione V_L proporzionale al livello L nel contenitore di drenaggio, espresso in %, secondo la seguente regola: $V_L(0\%) = 0 \text{ V}$ e $V_L(100\%) = 1 \text{ V}$. Il sensore LS è assimilabile ad una resistenza variabile $R_{LS} = R_0(1 + \alpha \cdot L)$, essendo L nell'intervallo $[0; 100] \%$, $R_0 = 150 \Omega$ ed $\alpha = 0.04$.
- Modulo W:** circuito che a partire dalle tensioni V_{DP} e V_L fornisca in uscita le tensioni richieste V_{AL1} , V_{AL2} e V_{AL3} normalmente a 0 V ed in caso di anomalie a 5 V, secondo le seguenti regole: V_{AL1} segnali il fatto che ΔP esca dall'intervallo $[-125; -25] \text{ mmHg}$, V_{AL2} segnali il fatto che L superi il 95% della capacità del contenitore di drenaggio e V_{AL3} segnali il fatto che la tensione fornita dalle batterie sia inferiore a 21 V, in modulo. Le batterie utilizzate sono da $\pm 24 \text{ V}$ e sono disponibili i terminali V_{BAT+} , V_{BAT-} e V_{COM} delle batterie.

Si hanno a disposizione: AD620, OP07 ed una linea di alimentazione DC a $\pm 15 \text{ V}$ fornita da un regolatore di tensione, oltre a componenti attivi e passivi elementari.

$$V_s = \pm 15 \text{ V}$$

$$V_{AiH} = 5 \text{ V}$$

$$I_{AiH \text{ max}} = 500 \mu\text{A}$$

$$V_{DPS \text{ diff}} = -K \Delta P + V_{DPS0}$$

$$V_{DPS_c} \in [V_{cmin}; V_{cmax}]$$

$$K = 8 \cdot 10^{-5} \text{ V/mmHg}$$

$$\Delta P \in [-200; \phi] \text{ mmHg}$$

$$V_{DPS0} = 0.1 \text{ V}$$

$$V_{cmin} = -2 \text{ V}$$

$$V_{cmax} = +2 \text{ V}$$

$$V_{AiH} = V_s \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

$\begin{matrix} \uparrow & \uparrow \\ 5 \text{ V} & 15 \text{ V} \end{matrix}$

$$R_2 = 10 \text{ k}\Omega$$

$$R_1 = 20 \text{ k}\Omega$$

$$V_{AiH} \in [V_{out \text{ min}}; V_{out \text{ max}}]$$

$$-13 \text{ V} ; 13 \text{ V} \quad \text{jezo se } R_L \geq 10 \text{ k}\Omega$$

$$I_{AiH} \leq I_{out \text{ OP07 max}} = 20 \pm 25 \text{ mA}$$