

Domande di tecnologia e strumentazione biomedica

BIOSEGNALI

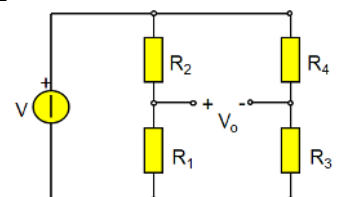
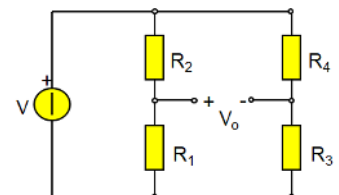
PRESTAZIONI DEI SISTEMI PER MISURE BIOMEDICHE

- Si consideri la definizione di accuratezza riportata nella norma ISO 5725. Secondo questa definizione, l'accuratezza di un sistema che effettua misure ripetute dello stesso valore esprime:
 - la capacità di ottenere misure ripetute vicine al valore vero
 - la capacità di ottenere misure ripetute con molte cifre significative
 - la capacità di ottenere misure ripetute molto vicine tra loro
 - la capacità di ottenere misure ripetute sia vicine tra loro sia vicine al valore vero
- La precisione di un sistema che effettua misure ripetute dello stesso valore esprime:
 - la capacità di ottenere misure ripetute vicine al valore vero
 - la capacità di ottenere misure ripetute con molte cifre significative
 - la capacità di ottenere misure ripetute molto vicine tra loro
 - la capacità di ottenere misure ripetute sia vicine tra loro sia vicine al valore vero
- L'esattezza di un sistema che effettua misure ripetute dello stesso valore esprime:
 - la capacità di ottenere misure ripetute vicine al valore vero
 - la capacità di ottenere misure ripetute con molte cifre significative
 - la capacità di ottenere misure ripetute molto vicine tra loro
 - la capacità di ottenere misure ripetute sia vicine tra loro sia vicine al valore vero
- La risoluzione di uno strumento di misura dipende da:
 - la capacità di ottenere una misura vicina al valore vero
 - la capacità di ottenere misure ripetute dello stesso valore molto vicine tra loro
 - la capacità di minimizzare l'errore di interconnessione
 - la capacità di ottenere una misura anche per un piccolo valore d'ingresso
- La deriva di zero di un sistema di misura modifica:
 - la sensibilità del sistema di misura
 - l'estensione del campo di misura
 - l'esattezza del sistema di misura
 - la precisione del sistema di misura
- La calibrazione di uno strumento consente di:
 - ridurre l'errore causale di misura
 - ridurre l'effetto della misura dell'errore di interconnessione
 - ridurre l'errore sistematico di misura
 - ridurre sia l'errore sistematico sia quello causale
- Gli ingressi modificanti di un sistema di misura sono:
 - artefatti che modificano il segnale misurato aggiungendosi ad esso
 - variazioni della funzione di trasferimento del sistema di misura (supposto lineare)
 - segnali che modificano la grandezza da misurare (segnale d'ingresso)
 - tutto quanto specificato sopra

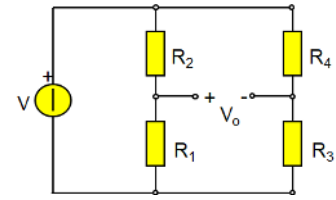
- Gli ingressi indesiderati in un sistema di misura sono:
 - segnali che si aggiungono all'ingresso desiderato
 - variazioni della funzione di trasferimento del sistema di misura (supposto lineare)
 - segnali che modificano la grandezza da misurare
 - nulla di quanto specificato sopra
- La deriva di sensibilità di uno strumento di misura dipende da:
 - ingressi desiderati
 - ingressi indesiderati
 - ingressi modificanti
 - unicamente dallo strumento di misura
- Il metodo di compensazione per ridurre l'influenza di un ingresso indesiderato prevede di:
 - aggiungere un altro ingresso indesiderato
 - diminuire la sensibilità del sistema di misura all'ingresso indesiderato aggiungendo un ingresso modificante
 - aggiungere un filtro di compensazione a valle del segnale misurato per estrarne la componente desiderata
 - aggiungere un filtro di compensazione all'ingresso del sistema di misura
- L'errore di interconnessione:
 - suggerisce la scelta di un sistema di misura ad alta impedenza d'ingresso
 - richiede che la misura dei biopotenziali venga fatta utilizzando un metodo di compensazione di temperatura
 - in campo biomedico è praticamente trascurabile, data la limitata ampiezza dei segnali misurati
 - suggerisce la scelta di una sorgente di segnale ad alta impedenza d'uscita
- L'errore di interconnessione:
 - è eliminabile con una opportuna compensazione nella misura
 - è presente nel solo istante in cui eseguo la misura
 - può essere notevolmente ridotto utilizzando sistemi di misura a bassa impedenza d'ingresso
 - può essere notevolmente ridotto utilizzando sistemi attivi di misura (che contengano una propria alimentazione in grado di compensare l'energia persa a causa dell'interconnessione)

SENSORI

- Il ponte di Wheatstone di figura è bilanciato quando:
 - $R_1 = R_2$
 - $R_1 = R_3$
 - $R_1 R_4 = R_2 R_3$
 - solo quando tutte le resistenze sono uguali
- Si consideri il ponte di Wheatstone di figura. Si definisca inoltre $A = \frac{R_1}{R_2}$. La sensibilità di V_0 ad una variazione $\frac{\Delta R_1}{R_1}$ è:
 - $V_0 = V \frac{\Delta R_1}{R_1 + R_2}$
 - $V_0 = V \frac{A}{(1+A)^2} \frac{\Delta R_1}{R_1}$
 - $V_0 = \frac{A}{(1+A)^2} \frac{\Delta R_1}{R_1}$
 - Il ponte rende la tensione d'uscita V_0 indipendente dalla variazione $\frac{\Delta R_1}{R_1}$, stabilizzandola



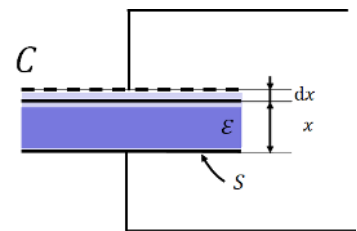
- Si consideri il ponte di Wheatstone di figura. Si definisca inoltre $A = \frac{R_1}{R_2}$. La sensibilità di V_0 ad una variazione $\frac{\Delta R_1}{R_1}$ è massima quando:



- Il ponte è bilanciato
 - $R_1 = R_2$
 - $R_1 = R_3$
 - $R_2 \rightarrow \infty$
- Sia R la relazione di un termoresistore metallico, che varia in funzione della temperatura. Sia T la temperatura e siano $\alpha > 0$ o $\beta > 0$ dei coefficienti che dipendono dal materiale. La relazione che lega R e T è:
 - $R(T) = R(T_0)(1 - \alpha(T - T_0))$
 - $R(T) = R(T_0)(1 + \alpha(T - T_0))$
 - $R(T) = R(T_0)e^{\beta(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0})}$
 - Nessuna delle altre opzioni
- Il coefficiente termico di una termoresistenza descrive:
 - la dipendenza della resistenza dalla temperatura
 - la costanza del guadagno della trasduzione rispetto alla temperatura
 - la dipendenza del guadagno della trasduzione dalla temperatura
 - la dipendenza della temperatura dalla resistenza
- Il coefficiente termico delle termoresistenze metalliche:
 - è sempre positivo
 - è sempre negativo
 - può essere positivo o negativo
 - non è definito, in quanto la loro variazione di resistenza con la temperatura è di tipo non lineare
- La sensibilità di una termoresistenza metallica tipicamente:
 - vale all'incirca 0.4% per grado centigrado
 - vale all'incirca 4% per grado centigrado
 - vale all'incirca 10% per grado centigrado
 - non è costante ma varia con la temperatura
- Il ponte di Wheatstone compensato che viene utilizzato con i termoresistori per misure attraverso cateteri ha lo scopo di:
 - limitare gli errori di misura dovuti alla presenza delle resistenze offerte dai conduttori all'interno del catetere
 - rendere la misura indipendente dalla lunghezza dei conduttori all'interno del catetere
 - rendere la misura indipendente dalla temperatura dell'ambiente
 - limitare gli errori di misura dovuti alle variazioni di temperatura a cui sono sottoposti i conduttori all'interno del catetere
- Sia R la resistenza di un termistore NTC, che varia in funzione della temperatura. Sia T la temperatura in gradi Kelvin e siano $\alpha > 0$ o $\beta > 0$ dei coefficienti che dipendono dal materiale. La relazione che lega R e T è:
 - $R(T) = R(T_0)e^{\beta(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0})}$
 - $R(T) = R(T_0)[1 - \alpha(T - T_0)]$
 - $R(T) = R(T_0)[1 + \alpha(T - T_0)]$
 - nessuna delle opzioni precedenti

- Il coefficiente termico dei termistori ad ossidi metallici compressi:
 - è sempre positivo
 - è sempre negativo
 - può essere positivo o negativo
 - non è definito, in quanto la loro variazione di resistenza con la temperatura è di tipo non lineare
- La sensibilità di un termistore assume tipicamente valori assoluti nell'intervallo:
 - 0.4-0.6% per grado centigrado
 - 4-6% per grado centigrado
 - 10-15% per grado centigrado
 - 20-30% per grado centigrado
- Quando una resistenza costante viene posta in parallelo ad un termistore, il suo valore viene scelto in modo tale da:
 - avere il riferimento costante il più affidabile possibile (minime variazioni nel tempo)
 - aumentare al massimo la sensibilità della misura nella zona di lavoro
 - ridurre la non-linearità della relazione di traduzione proprio nella zona di lavoro
 - ridurre al massimo il consumo del dispositivo
- Un termistore viene spesso posto in parallelo ad una resistenza costante per:
 - aumentare la sensibilità della misura nella zona di lavoro (36-41 gradi C)
 - poter effettuare la compensazione in temperatura, in quanto la resistenza costante non varia con la temperatura
 - ridurre la non-linearità della risposta
 - avere un riferimento costante per la calibrazione in linea
- Il coefficiente termico dei resistori:
 - sempre positivo
 - sempre negativo
 - può essere sia positivo che negativo
 - non è definito, in quanto la loro variazione di resistenza con la temperatura è di tipo non lineare
- Le strain gauge "bonded" (o legate) sono:
 - con un estremo legato al supporto
 - con entrambi gli estremi legati ad un supporto
 - internamente legate al supporto
 - con i due estremi legati tra loro ma il tratto intermedio non legato al supporto
- Sia R la resistenza di un estensimetro, che varia in funzione della lunghezza l dell'estensimetro stesso. Detto ν il coefficiente di Poisson del materiale, E il suo modulo di elasticità e Π la sua costante piezoresistiva:
 - $\frac{dR}{R} = (1 + 2\nu + E\Pi) \left(\frac{dl}{l}\right)$
 - $\frac{dR}{R} = (\nu E + 2\Pi) \left(\frac{dl}{l}\right)$
 - $\frac{dR}{R} = (\nu E\Pi) \left(\frac{dl}{l}\right)$
 - nessuna delle precedenti
- Il fattore di gauge di un estensimetro realizzato con le leghe metalliche è:
 - sempre maggiore di quello di un estensimetro realizzato con semiconduttore
 - sempre minore di quello di un estensimetro realizzato con semiconduttore
 - può essere maggiore o minore di quello di un estensimetro realizzato con semiconduttore, dipende dal valore del coefficiente di Poisson dei materiali
 - di valore trascurabile

- Il fattore di gauge di un sistema di un estensimetro realizzato con leghe metalliche è:
 - maggiore di quello di un estensimetro realizzato con un semiconduttore a causa del maggior valore del coefficiente di Poisson
 - maggiore di quello di un estensimetro fatto con semiconduttore a causa del maggiore valore del termine piezoelettrico
 - minore di quello di un estensimetro fatto con semiconduttore a causa del minor valore del coefficiente di Poisson
 - minore di quello di un estensimetro fatto con semiconduttore a causa del minor valore del termine piezoresistivo
- Il termine legato all'effetto geometrico nel fattore di gauge degli estensimetri vale (L : lunghezza dell'estensimetro; ν : coefficiente di Poisson; E : modulo elastico; Π : costante piezoresistiva):
 - $1 + 2\nu$
 - $E + 2\nu$
 - $L + 2\nu$
 - $E\Pi$
- Si consideri il sensore capacitivo di spostamento riportato in figura. La sensibilità di tale sensore è:
 - $\frac{dC}{C} = \frac{dx}{x}$
 - $\frac{dC}{C} = \frac{dx^2}{x}$
 - $\frac{dC}{C} = -\frac{dx}{x^2}$
 - $\frac{dC}{C} = -\frac{dx}{x}$
- Le solette di pressione:
 - utilizzano sensori induttivi
 - utilizzano sensori resistivi
 - utilizzano sensori capacitivi
 - usano una tecnologia che integra le tre tipologie di sensore
 - nessuna delle altre opzioni
- I materiali piezoelettrici:
 - possono trasformare uno stimolo meccanico (deformazione) in uno stimolo elettrico (tensione)
 - possono trasformare uno stimolo elettrico (tensione) in uno stimolo meccanico (deformazione)
 - sono materiali anisotropi
 - nessuna delle altre risposte
 - tutte le altre risposte
- L'effetto piezoelettrico:
 - si presenta solo in materiali isotropi
 - si presenta in tutti i materiali purché sufficientemente riscaldati
 - si presenta in tutti i materiali
 - si presenta solo in materiali anisotropi
- La temperatura di Curie:
 - è la temperatura oltre cui un materiale perde le proprietà piezoelettriche
 - è la temperatura oltre a cui il materiale perde proprietà radioattive
 - è la temperatura oltre cui un materiale acquisisce le proprietà radioattive
 - è la temperatura oltre cui un materiale acquisisce le proprietà piezoelettriche

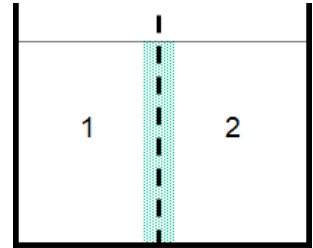


- Indicati con d la costante piezoelettrica di trasmissione di un materiale e con K il suo modulo elastico, per ottenere lo spostamento S della faccia di un trasduttore occorre applicare una tensione pari a:
 - $V = dS$
 - $V = \frac{d}{S}$
 - $V = \frac{S}{d}$
 - $V = Ke^{dS}$
- Indicati con g la costante piezoelettrica di ricezione del materiale, con l lo spessore del trasduttore e con K il suo modulo elastico, per ottenere la tensione V tra le due facce del trasduttore occorre applicare una pressione pari a:
 - $P = \frac{V}{gl}$
 - $P = \frac{gl}{V}$
 - $P = \frac{gV}{l}$
 - $P = \frac{KV}{gl}$
- Il coefficiente piezoelettrico di ricezione (tensione elettrica) è maggiore:
 - nei materiali piezoelettrici naturali (es. cristalli)
 - nei materiali piezoelettrici artificiali (es. PZT)
 - nell'uno o nell'altro tipo di materiale piezoelettrico, in dipendenza dalla dimensione del trasduttore
 - nell'uno o nell'altro tipo di materiale piezoelettrico, in dipendenza della dimensione della tensione di alimentazione
- Il coefficiente piezoelettrico di deformazione (trasmissione) è maggiore:
 - nei materiali piezoelettrici naturali (es. cristalli)
 - nei materiali piezoelettrici artificiali (es. PZT)
 - nell'uno o nell'altro tipo di materiale piezoelettrico, in dipendenza dalla dimensione del trasduttore
 - nell'uno o nell'altro tipo di materiale piezoelettrico, in dipendenza della dimensione della tensione di alimentazione
- Il coefficiente piezoelettrico di accoppiamento:
 - esprime la relazione tra due tipi di energia
 - esprime la relazione tra due tipi di campo elettrico
 - esprime il grado di accoppiamento tra due tipi di campo magnetico
 - esprime il grado di accoppiamento tra la pressione meccanica esterna e quella interna al trasduttore
- Si consideri un sensore piezoelettrico utilizzato per convertire uno spostamento in una tensione. L'equivalente elettrico del sensore piezoelettrico è:
 - un generatore di tensione (proporzionale allo spostamento)
 - un generatore di tensione (proporzionale allo spostamento) con in parallelo un condensatore (ed al più un resistore in parallelo per considerare le perdite)
 - un generatore di tensione (proporzionale allo spostamento) con in serie un induttore
 - un generatore di tensione (proporzionale allo spostamento) con in serie un condensatore. Si può includere un resistore in parallelo per considerare le perdite di carica
- L'effetto fotoelettrico è usualmente presente:
 - nei materiali semiconduttori
 - nei materiali isolanti
 - nei materiali conduttori
 - in tutti i materiali

- Nell'effetto fotoelettrico, l'emissione di elettroni avviene:
 - sempre, ma con un'intensità legata all'intensità della radiazione incidente
 - solo se la lunghezza d'onda della radiazione incidente è minore di un valore di soglia
 - solo se l'energia della radiazione incidente non è superiore al lavoro di estrazione
 - solo se l'intensità della radiazione incidente è superiore ad un valore di soglia
- Nell'effetto fotoelettrico, il numero di elettroni emessi dipende da:
 - la frequenza della radiazione incidente
 - l'intensità della radiazione incidente
 - la densità del materiale colpito dalla radiazione
 - l'angolo di incidenza della radiazione sul materiale
- Nell'effetto fotoelettrico, l'energia cinetica emessa degli elettroni emessi dipende da:
 - la frequenza della radiazione incidente
 - l'intensità della radiazione incidente
 - la densità del materiale colpito dalla radiazione
 - l'angolo di incidenza della radiazione sul materiale
- Nell'effetto fotoelettrico la radiazione elettromagnetica incide su un metallo, causando l'estrazione di elettroni dal metallo. Siano W_0 il lavoro di estrazione, h la costante di Planck, f la frequenza della radiazione incidente ed I l'intensità della radiazione incidente ed S l'area della superficie esposta alla radiazione. L'energia cinetica dell'elettrone estratto, E , vale:
 - $E = \frac{I}{S} - W_0$
 - $E = IS - W_0$
 - $E = hf - W_0$
 - $E = hf + W_0$
- Il bulbo dei tubi fotoemissivi viene spesso riempito con un gas per:
 - diminuire il tempo di risposta
 - aumentare il numero di elettroni generati (e quindi l'intensità delle correnti)
 - evitare le collisioni secondarie degli elettroni durante il loro movimento
 - aumentare la luminosità emessa dal fotocatodo
- I tubi fotomoltiplicatori:
 - ottengono l'amplificazione della luce con metodi ottici
 - utilizzano vari stadi di amplificazione della luce
 - utilizzano vari stadi (dinodi) per moltiplicare il numero di elettroni che arrivano all'anodo in seguito alla collisione di un fotone
 - tutto quanto specificato sopra
- L'effetto fotoconduttivo è usualmente presente:
 - nei materiali semiconduttori
 - nei materiali isolanti
 - nei materiali conduttori
 - in tutti i materiali
- Sia R la resistenza di un fotoresistore a semiconduttore. R varia in funzione dell'intensità della luce incidente Φ . Sia K e α due costanti. La relazione tra R e Φ è:
 - $R = \frac{K}{\Phi^\alpha}$
 - $R = K\Phi^\alpha$
 - $R = \frac{\Phi}{K^\alpha}$
 - $R = Ke^{-\alpha\Phi}$
 - nessuna delle precedenti

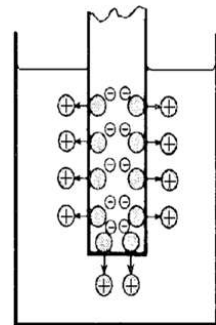
- Nei sensori fotoconduttivi la relazione tra la conduttanza misurata ed intensità di luce in ingresso è di tipo:
 - proporzionale
 - esponenzialmente decrescente
 - periodica
 - inversamente proporzionale
- Nei fototransistor:
 - la radiazione luminosa da misurare incide direttamente sulla regione di base
 - la radiazione luminosa da misurare incide direttamente sulla regione di collettore
 - la radiazione luminosa da misurare è preliminarmente trasdotta in segnale elettrico e poi condotta al fototransistor
 - la radiazione luminosa da misurare incide direttamente sulla regione di emettitore
- Nel funzionamento dei fototransistor durante la trasduzione fotoelettrica:
 - le lacune generate nella base migrano nel collettore
 - le lacune generate nella base migrano nell'emettitore
 - le lacune generate nella base rimangono nella base
 - le lacune generate nella base migrano in massima parte nell'emettitore ed in minima parte rimangono nella base
- Si consideri la figura, illustrante una misura di assorbimento ottico ad opera di una soluzione. Sia c la concentrazione del soluto, $a(\lambda)$ il coefficiente di assorbimento della soluzione ad una specifica lunghezza d'onda e d lo spessore attraversato dalla luce. La legge di Lambert-Beer dice che:
 - $I_d = \frac{I_0}{a(\lambda)cd}$
 - $I_d = I_0 e^{-a(\lambda)cd}$
 - $I_d = \frac{a(\lambda)cd}{I_0}$
 - $I_0 e^{a(\lambda)cd}$
- La legge di Lambert-Beer:
 - è alla base del funzionamento dei sensori di pCO₂ nel sangue
 - viene utilizzata per ricavare la misura della concentrazione di una sostanza in una soluzione
 - è alla base del funzionamento dei sensori di pO₂ nel sangue
 - niente di quanto specificato sopra
- La saturazione emoglobinica misurata dal pulsossimetro è definita come:
 - il rapporto tra la concentrazione dell'emoglobina legata con l'ossigeno e la concentrazione dell'emoglobina totale
 - il rapporto tra la concentrazione dell'emoglobina legata con l'ossigeno e la concentrazione dell'emoglobina libera
 - il rapporto tra la concentrazione dell'emoglobina libera e quella dell'emoglobina totale
 - il rapporto tra la concentrazione di ossigeno e la concentrazione dell'emoglobina totale
- Nell'ossimetro vengono effettuate misure su:
 - una provetta con il solo liquido di diluizione ed una con il campione di sangue
 - una provetta con il campione a due lunghezze d'onda di luce diverse
 - una provetta con il solo liquido di diluizione ed una con il campione di plasma
 - una provetta con il campione a due intensità di luce diverse
- Lo strumento pulsossimetro:
 - misura la saturazione dell'ossigeno
 - misura la frequenza cardiaca
 - misura la variazione di volume del sangue
 - tutto quanto specificato sopra

- Un sensore di tipo potenziometrico:
 - utilizza una membrana
 - utilizza un generatore di tensione
 - utilizza un generatore di corrente
 - non utilizza membrane né generatori
- Si considerino due soluzioni liquide di uno ione, a diversa concentrazione, separate da una membrana semipermeabile allo ione (foto pagina successiva). Siano: S la superficie della membrana; R la costante universale dei gas; T la temperatura, F la costante di Faraday; z la valenza dello ione; a_1 e a_2 l'attività ionica nella soluzione 1 e nella soluzione 2. L'equazione di Nernst dice che il potenziale di membrana E vale:



- $E = \frac{zF}{RT} \ln \left(\frac{a_1}{a_2} \right)$
- $E = \frac{RT}{zF} \ln \left(\frac{a_1}{a_2} \right)$
- $E = \ln \left(\frac{a_1}{a_2} \right)$
- $E = zRS \ln \left(\frac{a_1}{a_2} \right)$

- Si consideri un elettrodo di un metallo M immenso in una soluzione acquosa dei suoi ioni M^{z+} (z valenza dello ione). Siano: S la superficie dell'elettrodo; S_0 la superficie dell'elettrodo standard; R la costante universale dei gas; T temperatura; F costante di Faraday; a l'attività ionica dello ione in soluzione; E_0 il potenziale d'elettrodo standard. L'equazione di Nernst dice che il potenziale d'elettrodo E vale:



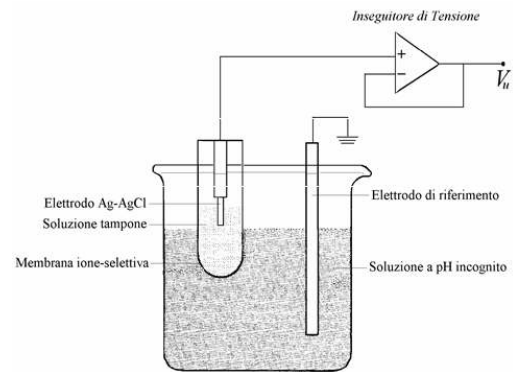
⊙, ⊕ atomi e ioni del metallo
⊖ elettroni

- $E = E_0 + \frac{RT}{zF} \ln(a)$
- $E = \frac{RT}{zF} \ln(a)$
- $E = E_0 + \frac{zF}{RT} \ln(a)$
- $E = E_0 \frac{S}{S_0} \ln(a)$

- Nell'equazione di Nernst, è introdotta l'attività ionica, a . Questa quantità è legata alla concentrazione, c . Quale delle seguenti affermazioni è corretta:
 - $a = \gamma c$ con γ coefficiente di attività
 - $a = 1$ metalli puri
 - $a = c$ per soluzioni diluite
 - nessuna risposta è corretta
 - tutte sono corrette
- L'elettrodo di idrogeno viene utilizzato come elettrodo di riferimento:
 - nelle misure di biopotenziali
 - nelle misure amperometriche
 - per esprimere i potenziali d'elettrodo
 - nelle misure potenziometriche
- Negli "ion specific electrode" la concentrazione dello ione da misurare viene espressa da:
 - il potenziale d'elettrodo che si genera sull'elettrodo dello specifico metallo
 - la tensione che si genera tra due soluzioni liquide
 - la corrente che circola sull'elettrodo dello specifico metallo
 - niente di quanto specificato sopra

- Nel sensore di pH visto a lezione e riportato sopra, la tensione misurata E è funzione del pH. Sia R la costante universale dei gas, T la temperatura e F la costante di Faraday. Si ricordi inoltre che $\ln x = 2,303 \log x$. Che relazione sussiste tra E ed il pH?

- $E = \frac{F}{RT} \ln(a_{H_3O^+}) = \frac{F}{RT} 2,303 pH$
- $E = RT \cdot pH^2$
- $E = E_0 \sqrt{\frac{F}{RT} \ln(a_{H_3O^+})} = E_0 \sqrt{\frac{F}{RT} 2,303 pH}$
- $E = E_0 + \frac{RT}{F} \ln(a_{H_3O^+}) = E_0 - \frac{RT}{F} 2,303 pH$



- Il sensore di pCO₂ utilizza nel suo funzionamento:
 - una modalità amperometrica
 - una modalità in cui si misura un potenziale di membrana
 - una modalità amperometrica ma con due elettrodi Ag-AgCl
 - niente di quanto specificato sopra
- Tra 2 elettrodi di un sensore di pCO₂:
 - è applicata una tensione di 0,7 V
 - è applicata una tensione di 0,7 mV
 - è applicata una tensione di 7 V
 - non è applicata alcuna tensione
- Il sensore di pO₂ utilizza nel suo funzionamento:
 - una modalità amperometrica
 - una modalità in cui si misura un potenziale di membrana
 - una modalità amperometrica ma con due elettrodi Ag-AgCl
 - niente di quanto specificato sopra
- Nel sensore pO₂ si misura:
 - una differenza di potenziale attraverso una membrana
 - un potenziale d'elettrodo
 - un'intensità di corrente
 - una attuazione di intensità luminosa
- Tra 2 elettrodi di un sensore di pO₂:
 - è applicata una tensione di 0,7 V
 - è applicata una tensione di 0,7 mV
 - è applicata una tensione di 7 V
 - non è applicata alcuna tensione
- Nell'elettrodo di Clark:
 - una membrana di polietilene limita il passaggio della sostanza da misurare
 - una membrana vetrosa separa la sostanza da misurare dalla sostanza a concentrazione nota
 - utilizza l'equazione di Nernst per derivare la concentrazione della sostanza in esame
 - tutto quanto specificato sopra
- Il modello di Warburg per un elettrodo:
 - predice un'impedenza infinita per un segnale a 50 Hz
 - predice un'impedenza nulla per un segnale continuo
 - predice un'impedenza nulla per un segnale a 50 Hz
 - predice un'impedenza infinita per un segnale continuo

- Il modello con perdita faradica per la rappresentazione di un elettrodo:
 - predice un'impedenza nulla per un segnale continuo
 - predice un'impedenza infinita per un segnale continuo
 - predice un'impedenza infinita per un segnale a 50 Hz
 - niente di quanto specificato sopra
- L'elettrodo flottante:
 - è caratterizzato da una connessione elettrica di tipo flottante (senza massa) per prevenire eventuali macroshock
 - mantiene costante la distanza tra parte metallica e superficie della pelle
 - ha un'impedenza di contatto che dipende dai movimenti del paziente
 - tutto quanto specificato sopra
- Gli elettrodi a micropipetta:
 - sono utilizzati con strumenti di misura ad alta impedenza di ingresso
 - hanno impedenze contenute perché il contatto avviene attraverso l'elettrolita di cui sono riempiti
 - vengono scolpiti con la tecnica dell'elettrolisi
 - tutto quanto specificato sopra
- Tra i sensori trattati a lezione, una membrana di vetro è utilizzata
 - nel solo sensore di pH
 - nel solo sensore di O₂
 - in tutti i sensori potenziometrici
 - in tutti i sensori amperometrici
- Il trasduttore LVDT misura un allungamento utilizzando:
 - lo spostamento del nucleo ferromagnetico
 - lo spostamento di uno dei due avvolgimenti del secondario
 - lo spostamento dell'avvolgimento primario
 - lo spostamento di entrambi gli avvolgimenti del secondario
- La relazione ingresso-uscita di un trasduttore LVDT è:
 - lineare
 - bilineare
 - quadratica
 - esponenziale
- Il trasduttore elettrico CMUT:
 - funziona solo come trasduttore da grandezza elettrica a grandezza meccanica
 - funziona solo come trasduttore da grandezza meccanica a grandezza elettrica
 - funziona come trasduttore da grandezza elettrica a grandezza meccanica e viceversa
 - funziona come trasduttore da grandezza elettrica a grandezza meccanica e viceversa solo in presenza di una tensione continua di polarizzazione

BIOPOTENZIALI

- L'equazione di Goldman per il potenziale a riposo:
 - è una versione più moderna dell'equazione di Nernst
 - generalizza l'equazione di Nernst
 - sostituisce l'equazione di Nernst nel caso di concentrazioni molto grandi
 - sostituisce l'equazione di Nernst nel caso di concentrazioni molto piccole

- Il potenziale a riposo descritto dall'equazione di Nernst NON coincide con il valore sperimentale per:
 - ioni K e Na
 - ione K
 - ione Na
 - ione Cl
- Il processo di diffusione:
 - è causato da una differenza di concentrazione
 - è causato da una differenza di pressione
 - è causato da una differenza nelle dimensioni delle varie molecole
 - è dovuto a tutte le cause sopra citate
- Meccanismi di trasporto attivo nella generazione del potenziale a riposo sono presenti per gli ioni:
 - Na e K
 - Na e Cl
 - K e Cl
 - nessuno dei tre
- La differenza (interno meno esterno) di potenziale a riposo di una tipica cellula vale all'incirca:
 - 90 mV
 - -90 mV
 - 9 mV
 - -9 mV
- La generazione del potenziale d'azione prevede:
 - la diminuzione della permeabilità della membrana al Na, poi l'aumento di quella al K
 - l'aumento della permeabilità della membrana al Na, poi di quella al K
 - l'aumento della permeabilità della membrana al K, poi di quella al Na
 - l'aumento della permeabilità della membrana al Na, poi la diminuzione di quella al K
- La propagazione del potenziale d'azione lungo una fibra nervosa avviene con un unico verso:
 - perché si propaga lo stimolo a generare il segnale e non il segnale in sé
 - per la presenza del periodo refrattario
 - per la presenza del rivestimento mielinico nella fibra
 - per la presenza dei nodi di Ranvier lungo il rivestimento mielinico
- Rispetto ad un tipico potenziale d'azione dei neuroni, quello delle cellule pacemaker all'interno del cuore:
 - ha un'ampiezza maggiore
 - ha una fase di depolarizzazione molto più veloce
 - non ha una fase a valore costante
 - non ha il periodo refrattario assoluto
- Rispetto ad un tipico potenziale d'azione delle cellule muscolari, quello delle cellule pacemaker all'interno del cuore:
 - ha un'ampiezza maggiore
 - ha una fase di depolarizzazione molto più veloce
 - non ha una fase a valore costante
 - non ha il periodo refrattario assoluto
- Il nodo senoatriale all'interno del cuore:
 - applica un ritardo nella conduzione dello stimolo
 - niente di quanto riportato nelle altre risposte
 - contiene le cellule pacemaker
 - inizia la biforcazione tra fascio di branca destra e fascio di branca sinistra

- La pressione all'interno dell'aorta equivale a quella all'interno del ventricolo sinistro:
 - solo durante la fase finale della diastole
 - durante la maggior parte della sistole
 - durante la maggior parte della diastole
 - mai
- Le onde P e T nel segnale ECG hanno ampiezze dell'ordine di:
 - decine di millivolt
 - centinaia di microvolt
 - centinaia di millivolt
 - decine di microvolt
- L'onda P del segnale ECG:
 - esprime l'attività elettrica dei ventricoli
 - esprime l'attività elettrica degli atri (depolarizzazione)
 - esprime l'attività elettrica di atri e ventricoli
 - non è legata all'attività elettrica di regioni specifiche del cuore
- L'onda T del segnale ECG:
 - non è legata all'attività elettrica di specifiche regioni del cuore
 - esprime l'attività elettrica degli atri
 - esprime l'attività elettrica di atri e ventricoli
 - esprime l'attività elettrica dei ventricoli
- Il complesso QRS del segnale ECG:
 - contiene l'attività elettrica dei ventricoli
 - contiene l'attività elettrica degli atri
 - contiene l'attività elettrica di atri e ventricoli
 - non è legato all'attività elettrica di regioni specifiche del cuore
- L'intervallo QT nel segnale ECG fornisce informazioni su:
 - il ritardo nel nodo AV
 - la durata della fase di sistole ventricolare
 - la durata della fase di diastole ventricolare
 - la frequenza cardiaca

STRUMENTAZIONE ELETTROCARDIOGRAFICA

- Cos'è il terminale centrale di Wilson?
 - Il centro del triangolo di Einthoven
 - Il riferimento per le misure unipolari aumentate nell'ECG
 - Il riferimento per le misure unipolari nell'ECG
 - Tutto quanto specificato sopra
- Le derivazioni precordiali dell'ECG vengono utilizzate in modalità:
 - unipolare
 - bipolare
 - sia bipolare che unipolare aumentata
 - unipolare aumentata
- Le derivazioni unipolari aumentate dell'ECG differiscono da quelle non aumentate per:
 - il maggior guadagno applicato dall'amplificatore
 - la diversa collocazione delle derivazioni di misura
 - la diversa costruzione del riferimento per la misura del potenziale elettrico
 - l'aumentata sensibilità alle interferenze elettromagnetiche

- Le derivazioni unipolari aumentate dell'ECG differiscono da quelle non aumentate per:
 - non ci sono in realtà differenze nella parte di acquisizione del segnale
 - il maggior guadagno applicato dall'amplificatore
 - la diversa collocazione delle derivazioni di misura
 - la diversa costruzione del riferimento per la misura del potenziale elettrico
- L'elettrocardiografia Holter serve a:
 - ricavare la traiettoria in 3 dimensioni del vettore cardiaco
 - monitorare l'attività elettrica del cuore per un lungo intervallo di tempo
 - ottenere un segnale ECG molto più accurato perché utilizza contemporaneamente tutte le 12 derivazioni
 - monitorare l'eventuale insorgere della fibrillazione ventricolare ed applicare la defibrillazione
- Il dispositivo "driven right leg":
 - aumenta la sicurezza del paziente
 - ha lo scopo di limitare alcuni artefatti presenti nel segnale misurato
 - contiene all'interno un amplificatore operativo
 - tutto quanto specificato sopra
- Nel segnale elettrocardiografico presente sulle derivazioni, la componente di modo comune:
 - è trascurabile
 - è di ampiezza confrontabile a quella di modo differenziale
 - è di ampiezza sensibilmente maggiore di quella di modo differenziale
 - è assente
- Il circuito di isolamento in un elettrocardiografo serve a: (Suggerimento: si rammenti che nell'elettrocardiografo c'è un circuito di isolamento e circuito di protezione)
 - isolare il paziente da terra
 - evitare il passaggio sul paziente delle correnti di dispersione che possono essere presenti sullo strumento
 - isolare l'ingresso dello strumento dalle sovratensioni che potrebbero essere presenti sul paziente
 - con la strumentazione moderna non è più necessario
- Il circuito di protezione nell'elettrocardiografo serve a:
 - proteggere il paziente dalle sovraestensioni che possono presentarsi ad esempio durante la defibrillazione
 - isolare il paziente da terra
 - proteggere lo strumento dalle sovraestensioni che possono presentarsi ad esempio durante la defibrillazione
 - proteggere il paziente dalle correnti di dispersione che possono presentarsi nello strumento

PACEMAKERS ED ELETTROBISTURI

- Il valore tipico della tensione di stimolazione nei pacemaker è di:
 - 5 V
 - -5 V
 - 5 mV
 - -5 mV

- Il parametro di reo base nei pacemaker indica:
 - il valore minimo di intensità della corrente di stimolazione, supposta di durata infinita, per ottenere un effetto
 - il valore base della corrente di stimolazione
 - il valore minimo della durata della corrente di stimolazione per ottenere un effetto
 - il valore massimo di intensità della corrente di stimolazione per non creare fibrillazione ventricolare
- I pacemaker di tipo inibito (o a domanda) vengono utilizzati quando:
 - la generazione dello stimolo naturale è presente in modo intermittente
 - la conduzione dello stimolo naturale dell'atrio al ventricolo è assente
 - la generazione dello stimolo naturale è normale, ma il ritardo AV è più del doppio del valore fisiologico
 - sia la generazione che la conduzione dall'atrio al ventricolo dello stimolo naturale sono presenti e normali, ma lo stimolo non riesce a far contrarre il tessuto muscolare
- Il blocco "periodo refrattario (T1)" nello schema del pacemaker di tipi inibito ha lo scopo di:
 - mascherare eventuali disturbi che potrebbero generare una competizione con la stimolazione naturale
 - limitare la possibilità che il cuore non venga stimolato per un certo intervallo di tempo
 - filtrare eventuali disturbi presenti sul segnale ECG rilevato, prima che questo venga elaborato
 - rendere il cuore refrattario ad eventuali stimoli naturali ancora presenti
- Nell'oscillatore re-triggerabile di un pacemaker inibito il parametro T2 è legato:
 - alla frequenza base (basic rate) di stimolazione
 - al periodo di tempo richiesto dall'oscillatore per ripartire
 - alla massima frequenza di stimolazione ammessa
 - a nessuno dei parametri citati sopra
- I pacemaker di tipo triggerato (o sincronizzato) vengono utilizzati quando:
 - la generazione dello stimolo naturale è assente
 - la conduzione dello stimolo naturale dall'atrio al ventricolo è assente
 - sia la generazione che la conduzione dall'atrio al ventricolo dello stimolo naturale sono assenti
 - sia la generazione che la conduzione dall'atrio al ventricolo dello stimolo naturale sono presenti e normali, ma lo stimolo non riesce a far contrarre il tessuto muscolare
- Nei pacemaker di tipo triggerato (o sincronizzato):
 - il sensing è atriale ed il pacing ventricolare
 - il sensing è ventricolare ed il pacing atriale
 - sia il sensing che il pacing sono atriali
 - sia il sensing che il pacing sono ventricolari
- La funzionalità "rate responsive" nei pacemaker ha lo scopo di:
 - adattare la frequenza di stimolazione del pacemaker alle esigenze dell'organismo
 - adattare la frequenza di stimolazione del pacemaker alla carica residua della batteria, per poterla determinare in modo non invasivo
 - adattare la frequenza di stimolazione del pacemaker all'eventuale capacità residua del cuore di generare stimoli
 - adattare la frequenza di stimolazione del pacemaker all'attività atriale (pacemaker triggerati)

- Il parametro di cronassia nei pacemaker indica:
 - la durata minima della stimolazione, utilizzando la corrente di reobase, per ottenere un effetto
 - la durata massima della stimolazione, utilizzando un valore doppio della reobase, per non indurre fibrillazione ventricolare
 - la durata minima della stimolazione, utilizzando un valore doppio della corrente di reobase, per ottenere un effetto
 - la durata massima della stimolazione, utilizzando la corrente di reobase, per non indurre fibrillazione ventricolare
- Nell'elettrobisturi l'effetto di taglio è ottenuto applicando una corrente elettrica con forma d'onda:
 - sinusoidale
 - pulsata
 - qualunque, l'effetto taglio è generato dal valore della potenza applicata (>100W) e non dalla tipologia della forma d'onda
 - sinusoidale per ottenere solo l'effetto di taglio, pulsata per ottenere anche l'effetto di coagulazione
- L'effetto di taglio di un elettrobisturi è ottenuto con:
 - una forma d'onda continua a singola frequenza
 - una forma d'onda qualunque, ma con uno specifico valore di ampiezza
 - una forma d'onda continua contenente più frequenze
 - una forma d'onda pulsata
- L'effetto di coagulo in un elettrobisturi è ottenuto con:
 - una forma d'onda continua a singola frequenza
 - una forma d'onda qualunque, ma con uno specifico valore di ampiezza
 - una forma d'onda continua contenente più frequenze
 - una forma d'onda pulsata

STRUMENTAZIONE ELETTROENCEFALOGRAFICA

- L'EEG di superficie misura:
 - il potenziale d'azione dei neuroni sottostanti
 - i potenziali post-sinaptici dei neuroni piramidali
 - il potenziale d'azione dei neuroni piramidali
 - i potenziali post-sinaptici sia dei neuroni piramidali che non piramidali
- L'ampiezza dell'EEG di superficie è nel range:
 - 1-5 nV
 - 50-100 μ V
 - 0,1-5 μ V
 - 1-5 mV
- Nell'elettroencefalografo, l'accoppiamento AC agli elettrodi serve per:
 - limitare l'errore di interconnessione
 - eliminare i disturbi continui o che variano molto lentamente dovuti al potenziale d'elettrodo
 - ridurre l'effetto delle interferenze dovute al rumore elettrico ambientale
 - eliminare i segnali comuni ad entrambi gli ingressi dell'amplificatore

- Il selettore di montaggio, all'interno dell'elettroencefalografo, consente di selezionare il montaggio desiderato. Nel montaggio unipolare:
 - coppie di elettrodi sono inviate in ingresso agli amplificatori
 - non vengono usati amplificatori differenziali
 - tutti gli elettrodi sono considerati in riferimento a sé stessi
 - tutti gli elettrodi sono considerati rispetto ad uno stesso riferimento

STRUMENTAZIONE ELETTROMIOGRAFICA

- Gli elettrodi utilizzati nell'elettromiografia di superficie:
 - devono essere posizionati nel punto dove il fuso molecolare è più sottile
 - vengono posizionati in base all'esperienza dell'operatore
 - possono essere posizionati soltanto con configurazione bipolare
 - più sono grandi e maggiore sarà il rischio di cross-talk delle fibre muscolari sottostanti
- In elettromiografia di superficie:
 - una pulizia adeguata della pelle è sufficiente ad eliminare tutto il rumore sovrapposto al segnale utile
 - l'interferenza di rete non influenza il segnale misurato e quindi non deve essere filtrato
 - i segnali di due muscoli sufficientemente vicini possono risultare indistinguibili se registrati con un'unica coppia di elettrodi

STRUMENTAZIONE PER DIALISI

- Il glomerulo è:
 - una delle componenti del nefrone
 - la struttura base anatomo-funzionale in cui viene riassorbita parte dell'acqua contenuta nella pre-urina
 - la struttura base anatomo-funzionale del rene e contiene nefrone, tubulo e ansa di Henle
 - tutto quanto specificato
- Un sensore di tipo piezoelettrico/ultrasuoni è utilizzato nella macchine per dialisi per:
 - rivelare perdite ematiche nel circuito del liquido di dialisi
 - rivelare bolle d'aria nel circuito sangue
 - rivelare pressioni insufficienti nel circuito del liquido di dialisi
 - rivelare pressioni insufficienti nel circuito sangue
- Un sensore di tipo fotoelettrico è utilizzato nelle macchine per dialisi per:
 - rilevare perdite ematiche nel circuito del liquido di dialisi
 - rivelare bolle d'aria nel circuito sangue
 - rilevare pressioni insufficienti nel circuito del liquido di dialisi
 - rilevare pressioni insufficienti nel circuito sangue
- Il coefficiente di ultrafiltrazione (KUF) di una membrana dipende da:
 - la pressione trans-membrana applicata
 - la permeabilità idraulica della membrana
 - le dimensioni della molecola in esame
 - tutte e tre le grandezze sopra citate
- Il valore di cut-off di una membrana è definito come:
 - il peso molecolare del più piccolo soluto che non attraversa la membrana
 - la massima velocità di passaggio del soluto attraverso la membrana

- il tempo (in minuti) dopo il quale la membrana non permette più il passaggio del soluto
- il tempo (in minuti) dopo il quale la membrana riduce al 50% il passaggio del soluto
- Il coefficiente di Sieving è definito come:
 - il rapporto tra le pressioni dalla parte sangue e dalla parte ultrafiltrato
 - il rapporto tra le concentrazioni di soluto nell'ultrafiltrato e nel sangue
 - il rapporto tra le clearance del soluto nell'ultrafiltrato e nel sangue
 - il rapporto tra le quantità di soluto nell'ultrafiltrato e nel sangue
- Un valore pari a 1 per il coefficiente di Sieving di un soluto per una data membrana significa che:
 - il soluto ha la medesima concentrazione nel sangue nell'ultrafiltrato
 - il soluto transita attraverso la membrana a velocità unitaria
 - per ogni molecola di soluto che transita nell'ultrafiltrato ce n'è una che transita nel sangue
 - la membrana lascia passare una sola molecola di soluto nell'unità di tempo
- La "clearance" di una sostanza presente nel plasma e rimossa con un determinato processo (e filtrazione renale) è definita come:
 - a quantità di sostanza depurata nell'unità di tempo
 - il volume di plasma depurato dalla sostanza nell'unità di tempo
 - il tempo (teorico) richiesto per depurare dalla sostanza l'intero volume di plasma
 - la velocità massima teorica di depurazione della sostanza, in condizioni ideali
- Nella dialisi peritoneale:
 - non viene utilizzato alcun filtro per dialisi
 - non viene utilizzata alcuna soluzione per dialisi
 - non viene utilizzato alcun sensore di bolle d'aria
 - non viene utilizzato alcun sensore a perdite ematiche

STRUMENTAZIONE AUDIOLOGICA

- La membrana basilare:
 - è a diretto contatto con gli organi di trasmissione meccanica (martello, incudine, staffa)
 - è posta all'interno della coclea
 - effettua la trasduzione meccanico-elettrica aprendo i suoi canali di uscita del K⁺
 - tutto quanto specificato sopra
- La proprietà di tonotopicità è posseduta da:
 - le cellule cigliate
 - la membrana basilare
 - il liquido perilinfatico che riempie la coclea
 - tutte le strutture sopra descritte
- La trasduzione meccanico-elettrica del suono avviene:
 - nell'orecchio esterno
 - nell'orecchio medio
 - nell'orecchio interno
 - nel cervello
- L'audiogramma di un soggetto umano:
 - fornisce il range dinamico uditivo del soggetto
 - rappresenta in forma grafica il range dinamico uditivo del soggetto
 - specifica, frequenza per frequenza, le minime intensità sonore udibili
 - specifica, frequenza per frequenza, le massime intensità sonore udibili

- Il range dinamico uditivo di un soggetto umano normale ha valori:
 - 0.10 dB
 - 0-60 dB
 - 0-120 dB
 - 0-180 dB
- La protesi cocleare:
 - amplifica il segnale acustico acquisito
 - utilizza un elettrodo che stimola direttamente il nervo acustico
 - effettua una conversione analogico-digitale del segnale acustico acquisito
 - tutto quanto specificato sopra
- Nelle protesi cocleari il microfono:
 - non è mai presente
 - è presente la maggior parte delle volte, ma per ridondanza e non è strettamente necessario
 - è sempre presente
 - può essere presente, ma in tal caso lo speech processor deve essere riprogrammato per funzionare correttamente in questa situazione
- Nelle protesi cocleari l'utilizzo di array di elettrodi bipolari:
 - consente di limitare la diffusione del segnale di stimolazione
 - consente di utilizzare un unico riferimento di massa
 - consente una diminuzione del numero dei conduttori che portano il segnale dallo speech processor all'array
 - viene adottato solo se sono utilizzate strategie di speech processing di tipo frequenziale
- Le strategie frequenziali di elaborazione implementate sullo speech processor:
 - cercano di mantenere le informazioni sulla forma d'onda e il suo inviluppo
 - si basano su tecniche di feature extraction
 - estraggono l'inviluppo del segnale sonoro e lo inviano agli elettrodi
 - hanno valore storico e didattico ma non sono più utilizzate nelle protesi odierne

SICUREZZA

- Il valore medio dell'impedenza totale del corpo umano è dell'ordine di:
 - alcuni Ohm
 - alcune decine di Ohm
 - alcune centinaia di Ohm
 - alcune migliaia di Ohm
- L'impedenza totale del corpo umano:
 - aumenta all'aumentare della tensione di contatto
 - diminuisce all'aumentare della tensione di contatto
 - è indipendente dal valore della tensione di contatto
 - aumenta all'aumentare della tensione di contatto fino al valore di 220 V, poi diminuisce
- Nel caso della situazione di microshock, il valore della corrente pericolosa per la circolazione è dell'ordine di:
 - alcuni microA
 - alcune decine di microA
 - alcune centinaia di microA
 - nel caso di microshock, essendo il contatto interno al corpo non esiste pericolo di fibrillazione

- La sicurezza di un sistema serie di vari elementi:
 - è minore o uguale alla sicurezza dell'elemento meno sicuro
 - è maggiore dell'elemento più sicuro
 - è pari alla media delle sicurezza dei vari elementi
 - nessuna delle altre risposte è corretta
- La sicurezza di un sistema parallelo di vari elementi:
 - è minore o uguale alla sicurezza dell'elemento più sicuro
 - è maggiore o uguale alla sicurezza dell'elemento più sicuro
 - è pari alla media della sicurezza dei vari elementi
 - nessuna delle altre risposte è corretta
- L'andamento della sicurezza in funzione del tempo di esposizione al rischio è:
 - decrescente in modo esponenziale
 - decrescente in modo lineare
 - decrescente in modo lineare nella prima parte (fino a 2 volte il valore del tasso di guasto λ) e poi decrescente in modo esponenziale
 - decrescente in modo esponenziale nella prima parte (fino a due volte il valore di tasso di guasto λ) e poi decrescente in modo esponenziale
- Il valore del danno:
 - è proporzionale alla sicurezza
 - è proporzionale a (1-sicurezza)
 - è proporzionale al rischio
 - nessuna delle altre risposte è corretta
- Le apparecchiature elettriche di classe II sono caratterizzate da:
 - un'alimentazione interna a bassa tensione
 - parti metalliche collegate a terra
 - doppio isolamento o isolamento rinforzato
 - non esiste la classe II
- Le apparecchiature elettriche di classe III sono caratterizzate da:
 - un'alimentazione interna a bassa tensione
 - parti metalliche collegate a terra
 - doppio isolamento o isolamento rinforzato
 - non esiste la classe III
- Un'apparecchiatura elettrica biomedica di tipo BF è caratterizzata da:
 - grado di protezione contro i pericoli elettrici, con particolare riguardo alle correnti di dispersione
 - parti applicate isolate da terra mediante disaccoppiamento ottico o elettromagnetico
 - isolamento verso correnti di dispersione minori o uguali a $10 \mu A$
 - non esiste il tipo BF
- Il simbolo che rappresenta il tipo BF di un'apparecchiatura elettrica biomedica è:
 - un cuore all'interno di un quadratino
 - un omino all'interno di un quadratino
 - un omino (senza quadratino)
 - un quadratino (senza omino)

BIOIMMAGINI

GENERALITÀ E CARATTERISTICHE DEI SISTEMI DI IMMAGINI

- Data l'immagine di figura, quale delle seguenti immagini corrisponde alla sua convoluzione con PSF Gaussiana
 - Nessuna delle tre opzioni è compatibile con un filtro gaussiano
 - A
 - B
 - C
- La funzione "Modulation Transfer Function" è:
 - il modulo della Optical Transfer Function
 - la fase della FT della PSF
 - l'ampiezza della PSF
 - niente di quanto specificato sopra
- La conoscenza della MTF (Modulation Transfer Function) consente di valutare:
 - la risoluzione spaziale di un sistema di imaging
 - la risoluzione in ampiezza di un sistema di imaging
 - la risoluzione temporale di un sistema di imaging
 - niente di quanto specificato sopra
- La MTF (Modulation Transfer Function) viene utilizzata per valutare:
 - la risposta del sistema di imaging al variare delle frequenze spaziali presenti nella sorgente d'immagine
 - la risposta del sistema di imaging al variare del rumore introdotto
 - il contenuto in frequenze spaziali della sorgente di immagine
 - il contenuto in frequenze spaziali della sorgente di immagine e del rumore introdotto
- Le dimensioni della matrice di campionamento in cui viene salvata un'immagine:
 - tutte le altre opzioni
 - interferiscono con la sensibilità della strumentazione agli artefatti di movimento
 - definiscono la risoluzione intrinseca del sistema di rilevazione
 - condizionano la risoluzione spaziale dell'immagine
- Nell'analisi di un'immagine la risoluzione spaziale e la risoluzione in ampiezza:
 - sono proprietà indipendenti tra loro
 - sono indipendenti dalla point spread function del sistema di imaging
 - dipendono dalla geometria dell'oggetto sotto esame
 - nessuna delle altre opzioni
- La legge di Weber-Fechner:
 - fornisce un'informazione sulla minima luminosità percettibile da un osservatore umano
 - fornisce l'informazione che un osservatore umano può distinguere all'incirca 20 livelli differenti di contrasto
 - entrambe le due prime risposte
 - nessuna delle due prime risposte
- Per aumentare la risoluzione temporale di un sistema di imaging occorre:
 - aumentare il tempo impiegato dalla strumentazione per l'acquisizione dell'immagine
 - ridurre i movimenti volontari e involontari del paziente
 - aumentare la risoluzione spaziale
 - ridurre il tempo impiegato dalla strumentazione per l'acquisizione dell'immagine

- Nelle immagine fotogeniche, lo SNR:
 - aumenta con la radice quadrata del flusso fotonico
 - aumenta linearmente con il flusso fotonico
 - aumenta con l'esponenziale del flusso fotonico
 - aumenta con il quadrato del flusso fotonico

ULTRASUONI

- L'equazione delle onde vista negli US ha come parametri:
 - densità e velocità dell'US nel materiale
 - impedenza acustica e densità del materiale
 - modulo di comprimibilità ed impedenza acustica del materiale
 - modulo di comprimibilità e densità del materiale
- L'equazione delle onde vista negli US esprime una relazione tra:
 - derivate dello spostamento della particella (dalla sua posizione di equilibrio)
 - derivate della velocità della particella
 - derivate della velocità e della forza applicata sulla particella
 - niente di quanto riportato sopra
- L'impedenza acustica di un materiale è pari a:
 - il prodotto tra modulo elastico e densità del materiale
 - il rapporto tra pressione applicata e velocità dell'US nel materiale
 - il rapporto tra pressione applicata e velocità della particella di materiale
 - il rapporto tra modulo elastico e densità del materiale
- La velocità di propagazione di un US in un mezzo di modulo elastico B , densità d ed impedenza acustica Z è espressa da:
 - $c = \sqrt{\frac{B}{Zd}}$
 - $c = \sqrt{\frac{B}{d}}$
 - $c = \sqrt{\frac{BZ}{d}}$
 - $c = \sqrt{\frac{d}{B}}$
- Se un US si propaga da un mezzo con impedenza acustica Z_1 ad uno con impedenza acustica Z_2 il coefficiente di riflessione per le ampiezza vale:
 - $\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}$
 - $\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$
 - $\frac{Z_2 + Z_1}{Z_1 + Z_2}$
 - $\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 - Z_2}$
 - Niente di quanto riportato sopra
- La presenza di ampie zone con aria è un problema per gli US in quanto:
 - l'US viene da loro quasi interamente riflesso
 - l'US viene da loro quasi interamente assorbito
 - l'US viene da loro quasi interamente rifratto
 - tutto quanto riportato sopra

- Lo strato di accoppiamento in una sonda ad ultrasuoni è fatto di un materiale avente impedenza acustica (Z):
 - pari alla media aritmetica della Z del materiale del trasduttore e quella del tessuto biologico
 - pari alla radice quadrata della media aritmetica della Z del materiale del trasduttore e quella del tessuto biologico
 - pari alla radice quadrata del prodotto della Z del materiale del trasduttore per quella del tessuto biologico
 - il più possibile simile a quella del materiale trasduttore
- Una attenuazione di 10 dB corrisponde ad una riduzione delle intensità di:
 - 5 volte
 - 10 volte
 - 50 volte
 - 100 volte
- Una attenuazione di 100 dB corrisponde ad una riduzione delle ampiezze di:
 - 100 volte
 - 1000 volte
 - 10000 volte
 - 100000 volte
- Il coefficiente di attenuazione di un US che si propaga nel tessuto biologico:
 - aumenta con la distanza percorsa
 - aumenta con l'intensità di partenza dell'US
 - aumenta con la lunghezza d'onda dell'US
 - niente di quanto specificato sopra
- Per visualizzare con ecografo un organo posto in profondità conviene utilizzare:
 - un US con lunghezza d'onda grande
 - un US ad emissione continua
 - un US con velocità di propagazione elevata
 - un US con lunghezza d'onda piccola
- Gli echi di due riflettori distanti tra loro 1 cm vengono ricevuti separati da un intervallo:
 - che dipende dalla frequenza impostata per l'US
 - di circa 26 millisecondi
 - di circa 13 microsecondi
 - di circa 13 millisecondi
- Gli echi di due riflettori distanti tra loro 2,5 cm vengono ricevuti separati da un intervallo:
 - che dipende dalla frequenza impostata per l'US
 - di circa 65 millisecondi
 - di circa 32 microsecondi
 - di circa 32 millisecondi
- Gli echi di due riflettori distanti tra loro 4 cm vengono ricevuti separati da un intervallo:
 - che dipende dalla frequenza impostata per l'US
 - di circa 104 millisecondi
 - di circa 52 microsecondi
 - di circa 52 millisecondi
- La risoluzione assiale di uno strumento A-scan migliora con:
 - l'aumentare dell'intensità dell'US
 - l'aumentare della frequenza di ripetizione degli impulsi
 - l'aumentare della frequenza dell'US
 - il diminuire dell'attenuazione dell'US

- In uno strumento A-Scan, la frequenza di ripetizione F_R ha lo scopo di:
 - regolare la pendenza della rampe della deflessione orizzontale del display ad oscilloscopio
 - regolare la frequenza dell'US emesso dal trasduttore
 - regolare l'ampiezza degli impulsi di US emessi dal trasduttore
 - temporizzare la successione delle scansioni
- Se uno strumento A-scan funzionante con una F_R di 6kHz viene utilizzato per esplorare una regione profonda 20 cm:
 - ci potrebbero essere problemi nella visualizzazione corretta degli echi se lo strumento non utilizza il TGC
 - ci sono problemi nella visualizzazione corretta degli echi
 - ci potrebbero essere problemi nella visualizzazione corretta degli echi se la frequenza dell'US è superiore a 5MHz
 - tutto funziona bene
- La risoluzione laterale di uno B-scan viene migliorata:
 - aumentando la frequenza dell'US
 - aumentando la larghezza del fascio
 - aumentando la PRF
 - restringendo la larghezza del fascio
- L'apparecchiatura M-mode viene utilizzata per:
 - ricavare informazioni sulla velocità del sangue nei vasi
 - monitorare nel tempo la posizione di un riflettore
 - ottenere una sequenza di immagini dinamiche di un organo in movimento (es. cuore)
 - niente di quanto specificato sopra
- La distanza caratteristica di un trasduttore piezoelettrico:
 - è la distanza a cui inizia la zona di Fresnel
 - è la distanza a cui finisce la zona di Fraunhofer
 - è la posizione dell'ultimo massimo dell'intensità dell'US
 - tutto quanto riportato sopra
- Se in un trasduttore ad US di forma elicoidale e focalizzato D è il diametro del disco, Z la distanza caratteristica, P la distanza focale, l la lunghezza d'onda, la larghezza della zona di focalizzazione è espressa dal valore:
 - $\frac{RD}{l}$
 - $\frac{RZ}{l}$
 - $\frac{RZ}{D}$
 - $\frac{D}{Rl}$
 - $\frac{Rl}{D}$
- Se R è la distanza di focalizzazione di un trasduttore a US e Z la sua distanza caratteristica, la focalizzazione è definita debole quando:
 - $\frac{R}{Z} > 2\pi$
 - $\frac{Z}{R} > 2\pi$
 - $\frac{R}{Z} < 2\pi$
 - $\frac{Z}{R} < 2$

- Il diagramma dell'intensità di un fascio US indica il contorno di una regione spaziale all'esterno della quale l'intensità dell'US è:
 - nulla
 - minore o uguale a -3 dB
 - maggiore o uguale a -3 dB
 - uguale a -3 dB
- Il demodulatore in uno strumento A-Scan ha la funzione di:
 - ricavare l'involuppo del segnale di US ricevuto
 - ricavare la variazione di frequenza del segnale di US ricevuto
 - ricavare il segno del segnale di US ricevuto
 - ricavare la fase del segnale di US ricevuto
- Il dispositivo TGC nello strumento A-Scan ha lo scopo di:
 - pilotare in modo opportuno l'amplificatore di segnale
 - comprimere i picchi troppo elevati per diminuire il range dinamico del segnale
 - compensare l'attenuazione dell'US per effetto delle riflessioni successive
 - nulla di quanto specificato sopra

RADIOLOGIA

- La legge di Richardson (effetto termoionico) indica che l'emissione di elettroni da parte del catodo di un tubo radiogeno varia:
 - con il quadrato della temperatura
 - con la terza potenza della temperatura
 - in modo indipendente dalla temperatura
 - linearmente con la temperatura
- L'emissione di raggi X di frenamento (bremsstrahlung) all'interno del tubo radiogeno:
 - è un problema perché genera i raggi X caratterizzati da energie al di sopra della banda utilizzabile in diagnostica medica
 - è trascurabile perché i raggi X utilizzati in diagnostica medica sono quelli di tipo caratteristico
 - genera i raggi X effettivamente utilizzati in diagnostica medica
 - genera solo raggi X caratterizzati da energie al di sotto della banda utilizzabile in diagnostica medica, che però vengono assorbiti direttamente dalle pareti di vetro del tubo radiogeno
- Per regolare la sola intensità dei raggi X emessi da un tubo radiogeno ad anodo rotante si agisce su:
 - la percentuale di energia che si trasforma in calore
 - la corrente nel filamento
 - la tensione anodo-catodo
 - la velocità di rotazione dell'anodo
- La banda di energia dei raggi X emessi da un tubo radiogeno ad anodo rotante viene regolata modificando:
 - la percentuale di energia che si trasforma in calore
 - la velocità di rotazione dell'anodo
 - la corrente di accensione
 - la tensione anodo-catodo

- L'attenuazione ai raggi X del tessuto biologico:
 - aumenta all'aumentare della lunghezza d'onda dei raggi X
 - diminuisce all'aumentare della lunghezza d'onda dei raggi X
 - diminuisce all'aumentare della lunghezza d'onda ma solo per livelli elevati di energia (sopra i 100 keV)
 - non dipende dalla lunghezza d'onda dei raggi X
- L'intensificatore di brillantezza migliora le immagini radiologiche perché:
 - utilizza mezzi di contrasto come i composti iodati e quelli con bario
 - intensifica l'emissione di raggi X da certe regioni, rendendole più brillanti nello schermo
 - è in grado al suo interno di accelerare gli elettroni
 - utilizza schermi di visualizzazione ad alta
- I composti iodati vengono utilizzati in radiologia per:
 - aumentare la penetrazione dei raggi X in determinate regioni
 - aumentare l'attenuazione dei raggi X in determinate regioni
 - rendere fluorescenti determinate regioni che altrimenti non sarebbero visibili
 - eliminare l'effetto di disturbo delle strutture ossee nelle tecniche angiografiche a sottrazione
- Per quale motivo la sottrazione digitale di immagini opera sui logaritmi dei valori dell'immagine?
 - Per ridurre il range dinamico dei valori
 - Per compensare l'attenuazione dei tessuti, che ha un andamento esponenziale
 - Per eliminare il contributo residuo dell'immagine maschera
 - Per passare da operazioni di divisione a sottrazioni
- Quale delle seguenti non è una limitazione della radiografia convenzionale che ha spinto alla realizzazione della tomografia?
 - Risoluzione in densità
 - Velocità di acquisizione
 - Misure densitometriche quantitative
 - Risoluzione spaziale
- Il materiale all'estremo superiore della scala di Hounsfield dei tessuti biologici (tipicamente osso compatto con HU=+1000) ha un'attenuazione che rispetto a quella dell'acqua è:
 - 1000 volte
 - 10 volte
 - 20 volte
 - 2 volte
- La sostanza che nella scala di Hounsfield ha valore 0HU è:
 - l'aria
 - l'acqua
 - i tessuti molli
 - nessun elemento reale, è solo un valore di riferimento
- Il materiale all'estremo inferiore della scala di Hounsfield (tipicamente aria) ha un'attenuazione:
 - 10 volte inferiore a quella dell'acqua
 - 1000 volte inferiore a quella dell'acqua
 - approssimativamente 0
 - 2 volte inferiore a quella dell'acqua
- La finestratura nella visualizzazione delle immagini TC ha lo scopo di:
 - consentire la visualizzazione di ampie regioni anatomiche all'interno della stessa finestra di visualizzazione (compressione spaziale d'immagine)
 - compensare, quando presente, una ridotta risoluzione spaziale
 - compensare, quando presente, una ridotta risoluzione di densità presente in acquisizione
 - compensare, quando presente una ridotta risoluzione in densità

- I valori numerici dei pixel in una matrice TC (prima di applicare la scala di Hounsfield) esprimono esattamente il valore numerico della seguente grandezza fisica:
 - luminosità di un tessuto
 - densità di un tessuto
 - coefficiente di attenuazione di un tessuto
 - nessuna reale grandezza fisica ma una grandezza radiologica fittizia
- Il motivo principale della presenza del calcolatore nella strumentazione TC è quello di:
 - aumentare l'utilizzabilità della macchina perché la collega direttamente al sistema informativo ospedaliero
 - eseguire gli algoritmi di ricostruzione
 - migliorare le prestazioni perché consente di ottenere immagini in tempo reale attraverso la velocizzazione delle operazioni di visualizzazione
 - aumentare le informazioni disponibili perché fornisce una misurazione numerica delle densità presenti
- In cosa si caratterizza un tomografo di I generazione per quanto riguarda l'acquisizione di una sezione?
 - Un'unica coppia sorgente-rivelatore che ruota
 - Un'unica coppia sorgente-rivelatore che ruota e trasla
 - Una sorgente accoppiata a più rivelatori che traslano e ruotano
 - Un'unica coppia sorgente-rivelatore che trasla
- Nella TC di I generazione, il fascio di raggi X è:
 - collimato a pennello
 - collimato a ventagli multipli
 - collimato a ventaglio
 - collimato a spirale
- Nelle TC di II generazione, il fascio di raggi X è:
 - collimato a pennelli multipli
 - collimato a ventaglio
 - collimato a pennello
 - collimato a ventagli multipli
- Qual è il movimento compiuto dalla sorgente radiogena in un tomografo di III generazione?
 - Rotazione nel piano transassiale e traslazione nel piano assiale
 - Rotazione e traslazione nel piano transassiale
 - Solo rotazione
 - Solo traslazione nel piano transassiale
- In un tomografo a raggi X di IV generazione:
 - i soli rivelatori sono stazionari
 - la sorgente ed i rivelatori ruotano entrambi, ma in verso opposto
 - sia la sorgente sia i rivelatori sono stazionari
 - la sola sorgente è stazionaria
- In quale generazione di TC si utilizza un anello fisso di rivelatori?
 - IV generazione
 - III generazione
 - V generazione
 - II generazione
- Qual è uno dei principali vantaggi della tomografia a spirale rispetto a quella assiale convenzionale?
 - Uso dei contatti slip-ring
 - Superamento del meccanismo start-stop per l'acquisizione
 - Riduzione della dose
 - Acquisizione multistrato

- Qual è uno dei principali vantaggi della tomografia a spirale rispetto a quella assiale convenzionale?
 - Acquisizione multistrato
 - Minori artefatti da effetto cono
 - Maggiore numero di rivelatori
 - Migliore risoluzione assiale
- Quali sono i movimenti caratteristici in una TC a spirale?
 - Rotazione della sorgente nel piano transassiale e traslazione longitudinale del lettino
 - Rotazione della sorgente e dei sensori nel piano transassiale e traslazione longitudinale del lettino
 - Rotazione della sorgente nel piano transassiale e traslazione della sorgente nel piano longitudinale
 - Traslazione della sorgente e dei sensori nel piano longitudinale e rotazione del lettino nel piano transassiale
- Quale tecnica è necessario utilizzare in un tomografo a spirale per compensare il fatto che i dati acquisiti non rappresentano sezioni transassiali (perpendicolari all'asse di rotazione)?
 - Allineamento di sezioni successive nel piano transassiale
 - Utilizzo di sensori di dimensione diversa (anisotropi)
 - Interpolazione dei dati nella direzione assiale per ricostruire le sezioni transassiali
 - Utilizzo di tecniche di gating (perspective gating)
- Cosa è il parametro pitch in un tomografo a spirale monostrato?
 - È il rapporto fra l'avanzamento del lettino per rotazione e la collimazione del fascio
 - È il rapporto fra la collimazione del fascio e la velocità di rotazione della sorgente
 - È il rapporto fra la velocità di acquisizione dei rivelatori e la velocità di rotazione della sorgente
 - È il rapporto fra l'avanzamento del lettino per rotazione e la velocità di rotazione della sorgente
- Cosa misura lo Slice Sensitivity Profile in una TC a spirale?
 - La capacità del sistema di interpolare i dati
 - L'influenza del pitch sulla qualità della ricostruzione
 - La capacità del sistema di risolvere i dettagli lungo l'asse di rotazione (asse z)
 - La dimensione normale di un punto ricostruito
- Nella TC multislice i problemi derivanti dal fascio a forma di cono sono dovuti al fatto che:
 - l'elevato valore di pitch utilizzato lascia spazi vuoti tra slice successive
 - la forma conica del fascio di fotoni X non è costante durante la rotazione della sorgente
 - le direzioni lungo le quali si muovono i fotoni X non sono sempre perpendicolari all'asse z
 - i fotoni X generati si disperdono in modo non omogeneo su un volume conico e non più in modo omogeneo su singola slice
- La legge di Brooks DiChiro stabilisce che la dev std del rumore di misura nella TC è funzione dell'attenuazione I_0/I , dello spessore della slice S e della dose D secondo la relazione:

- $\sigma \approx \sqrt{\frac{I_0 \cdot S}{I \cdot D}}$
- $\sigma \approx \sqrt{\frac{I_0}{D \cdot S \cdot I}}$
- $\sigma \approx \sqrt{\frac{I_0 \cdot D}{I \cdot S}}$
- $\sigma \approx \sqrt{\frac{I_0}{I} \cdot D \cdot S}$

- Per radiazioni X o gamma, l'energia associata al rumore termico:
 - è molto maggiore di quella associata al rumore fotonico
 - è molto minore di quella associata al rumore fotonico
 - è dello stesso ordine di grandezza di quella associata al rumore fotonico
 - è pari a zero e quindi non presente

RISONANZA MAGNETICA NUCLEARE

- Aumentando l'intensità del campo B0:
 - deve aumentare la dimensione del diametro del magnete
 - deve aumentare l'intensità del campi B1
 - aumenta la frequenza di precessione degli spin
 - deve aumentare la durata di applicazione del campo B1
- Dopo l'applicazione del campo B0 ed in situazione di equilibrio termico del sistema degli spin:
 - il numero di "spin up" è uguale a quello di "spin down"
 - la frequenza della precessione è uguale per tutti gli spin
 - la fase della precessione è uguale per tutti gli spin
 - tutto quanto specificato sopra
- Il vettore M ha verso concorde al campo esterno B0 perché:
 - c'è una leggera prevalenza numerica di spin a bassa energia
 - gli spin ruotano tutti alla stessa frequenza
 - c'è una leggera prevalenza numerica di spin ad alta energia
 - nessuna delle risposte riportate sopra
- Il vettore M ha direzione coincidente al campo B0 perché:
 - c'è una leggera prevalenza numerica di spin a bassa energia
 - gli spin hanno fase casuale
 - c'è una leggera prevalenza numerica di spin ad alta energia
 - nessuna delle risposte riportate sopra
- L'intensità del campo magnetico B1 è dell'ordine di:
 - centinaia di millitesla
 - alcuni millitesla
 - alcuni microtesla
 - alcuni tesla
- Che cos'è il flip angle in risonanza magnetica?
 - L'angolo di cui si inclina il vettore magnetizzazione macroscopica M a seguito dell'applicazione del campo a radiofrequenza
 - L'angolo tra l'asse di rotazione degli spin e la direzione di B0
 - L'angolo tra le componenti di Mxy (Mx ed My) subito dopo il loro flip di 180 gradi applicato nella sequenza di "spin-echo"
 - Niente di quanto riportato sopra
- I valori della costante T1, rispetto a quelli della costante T2, sono:
 - a volte minori a volte maggiori
 - sempre minori
 - sempre uguali
 - sempre maggiori

- Il rilassamento longitudinale è causato da:
 - il progressivo sfasamento degli spin
 - il progressivo rifasamento degli spin
 - il passaggio di alcuni spin ad un diverso livello energetico
 - niente di quanto specificato sopra
- Il fenomeno del rilassamento trasverso è legato a:
 - il progressivo sfasamento degli spin
 - il progressivo rifasamento degli spin
 - il passaggio di alcuni spin ad un diverso livello energetico
 - niente di quanto specificato sopra
- L'applicazione di un "impulso a 90 gradi" in una situazione di equilibrio termico del sistema degli spin provoca sul piano xy:
 - la comparsa della componente di M
 - la comparsa di una componente di M, proporzionale all'intensità dell'impulso
 - la comparsa di una componente di M indipendente dall'intensità dell'impulso
 - la riduzione della componente di M, proporzionale all'intensità dell'impulso
- Il singolo segnale FID:
 - fornisce informazioni solo sul rilassamento trasverso
 - fornisce informazioni solo sul rilassamento longitudinale
 - nella sua parte dinamica fornisce informazioni sul rilassamento trasverso, in quella stazionaria (a tempi superiori ad almeno 5 volte la costante di tempo) fornisce informazioni sul rilassamento longitudinale
 - niente di quanto specificato sopra
- La modalità di stimolo di saturazione parziale:
 - utilizza due impulsi a 90 gradi, pur essendone sufficiente uno solo, allo scopo di aumentare l'SNR del segnale misurato
 - richiede la misura del FID lungo l'asse z (coincidente con la direzione di B₀)
 - ricava il valore di T₁ dalla velocità di decadimento del FID a tempi molto lunghi (almeno 5 volte il valore della costante di tempo T₁)
 - niente di quanto specificato sopra
- Nella modalità di stimolazione di saturazione parziale, il valore di T₁ viene ricavato:
 - dalla velocità di decadimento del FID dopo il secondo impulso a 90 gradi
 - dal confronto delle ampiezze iniziali del FID dopo il primo e dopo il secondo impulso a 90 gradi
 - dal confronto tra la velocità di decadimento del FID dopo il primo e dopo il secondo impulso a 90 gradi
 - niente di quanto specificato sopra
- Come conseguenza dell'applicazione di un campo B₁ come specificato nella sequenza di saturazione parziale, la componente lungo z del vettore M:
 - non viene modificata
 - si annulla
 - oscilla con andamento sinusoidale smorzato
 - si riduce di un fattore che dipende dall'intensità di B₁
- Quale di queste affermazioni è falsa?
 - Il valore di T₁ non può essere ricavato con un solo impulso a 90 gradi
 - Il valore di T₁ non influisce sulla dinamica del FID
 - Il valore di T₁ viene ricavato da un segnale misurato lungo la direzione z (parallela a B₀)
 - Il valore di T₁ è indipendente dalla velocità di decadimento della componente di M nel piano xy

- Nella sequenza di saturazione parziale, il valore del parametro TR che offre un miglior contrasto è:
 - il più piccolo possibile
 - circa uguale a 5 volte quello dei T1 in gioco
 - il più grande possibile
 - circa uguale a quello dei T1 in gioco
- Nella modalità di stimolazione di saturazione parziale, la scelta di un valore di TR molto più grande di T1 genera un'immagine che dipende essenzialmente:
 - dalla densità dei tessuti (densità protonica)
 - dal valore di T2
 - dal valore di T1
 - da niente di quanto specificato sopra
- Nella sequenza di recupero dell'inversione (inversion recovery), il valore di T1 viene ricavato:
 - dalla velocità di decadimento del FID dopo l'impulso a 90 gradi
 - dall'ampiezza iniziale del FID dopo l'impulso a 90 gradi
 - dal confronto tra la velocità di decadimento del FID dopo il primo e dopo il secondo impulso a 90 gradi
 - niente di quanto specificato sopra
- Nella sequenza di recupero dall'inversione, la possibile inversione dei toni di grigio in immagini prese con TI (tempo di interpello) diversi è dovuta:
 - all'impossibilità di generare un campo B0 spazialmente omogeneo
 - al fatto di visualizzare le immagini in toni di grigio e non con falsi colori
 - al fatto che viene applicato un impulso iniziale a 180 gradi
 - all'incertezza sul valore iniziale del FID, legato al numero di spin coinvolti nel fenomeno della risonanza
- Per la misura della misura del parametro T2 non è sufficiente un segnale di FID ottenuto dopo una semplice inversione a 90° perché:
 - il magnete permanente ha un comportamento non ideale
 - il campo B1 ha delle disomogeneità spaziali
 - la bobina per la misura del FID non ha una sensibilità sufficiente
 - tutte le motivazioni espresse sopra
- Nella sequenza MRI di spin-echo si può definire il parametro TE come:
 - la durata dell'intervallo di tempo tra le diverse ripetizioni della sequenza
 - la durata del tempo d'esame
 - la durata dell'intervallo di tempo tra l'impulso RF a 90 gradi e l'istante del picco del primo eco
 - nessuna delle precedenti risposte
- Per ottenere dalla sequenza di spin-echo immagini "T2 pesate" occorre scegliere:
 - un valore di TE molto minore dei valori di T2 in gioco
 - un valore di TR molto minore dei valori di T1 in gioco
 - un valore di TE molto maggiore dei valori di T2 in gioco
 - un valore di TR molto maggiore dei valori di T1 in gioco
- La codifica spaziale delle immagini MRI viene ottenuta mediante utilizzo:
 - un gradiente sovrapposto alla magnetizzazione macroscopica M
 - un gradiente sovrapposto a B0
 - un gradiente sovrapposto al FID
 - un gradiente sovrapposto a B1

- In MRI, la selezione del piano lungo l'asse z su cui fare l'acquisizione viene eseguita utilizzando un gradiente di campo magnetico, parallelo a B_0 , che è necessario sia attivo:
 - durante l'applicazione di B_1
 - prima dell'applicazione di B_1
 - durante la codifica di fase
 - durante l'acquisizione del FID
- Nel metodo di codifica spaziale di immagini MRI:
 - la codifica in frequenza viene compiuta prima di applicare il campo B_1
 - la codifica in fase viene compiuta prima di applicare il campo B_1
 - la selezione della fetta viene compiuta durante l'applicazione del campo B_1
 - tutte le affermazioni sopra riportate sono vere
- Il gradiente utilizzato nella codifica spaziale in immagini MRI modifica:
 - la distribuzione degli spin tra popolazioni a bassa ed alta energia
 - la velocità di decadimento della componente di M sul piano trasverso xy
 - la frequenza di precessione dei protoni
 - il modulo della magnetizzazione macroscopica M
- Quando si applica B_1 (metodo di Fourier)?
 - Prima della codifica in fase
 - Prima della codifica in frequenza
 - Durante l'acquisizione della fetta
 - Tutte
- Nella codifica spaziale per le immagini MRI, la posizione della sezione da acquisire, ottenuta applicando un gradiente lungo z, viene determinata:
 - dall'ampiezza della banda di frequenze contenute in B_1
 - dal valore centrale della banda di frequenze contenute in B_1
 - dal tempo di applicazione di B_1
 - da nessuna delle tre ragioni riportate sopra
- Nella fase di preparazione del metodo di Fourier per la codifica spaziale in immagini MRI:
 - viene attivato un gradiente lungo z per l'identificazione della fetta ma non applico lo stimolo mediante il campo B_1
 - viene attivato un gradiente lungo z per l'identificazione della fetta e viene applicato lo stimolo mediante il campo magnetico B_1 per la sollecitazione degli spin
 - viene attivato un gradiente lungo x (od y) per la codifica di fase della coordinata
 - niente di quanto specificato sopra
- Con riferimento all'esempio di due cilindri d'acqua posti in una regione vuota, visto nella codifica spaziale nelle immagini MRI, l'informazione spaziale è contenuta:
 - nelle ampiezze dei picchi presenti nel modulo della FT del FID
 - nella posizione dei picchi presenti nel modulo della FT del FID
 - nella velocità di decadimento del segnale FID
 - nell'ampiezza iniziale del segnale FID
- Nella codifica spaziale di immagini MRI con il metodo di Fourier, supponendo di codificare in fase l'asse x ed in frequenza l'asse y, l'acquisizione del FID avviene:
 - in contemporanea al gradiente lungo z
 - in contemporanea al gradiente lungo x
 - in contemporanea al gradiente lungo y
 - in un tempo successivo all'applicazione dei gradienti

- Nella codifica di immagini MRI col metodo Fourier, il k-spazio è formato da variabili che:
 - dipendono da tempi di applicazione/misura e gradienti di campo magnetico
 - dipendono dai soli gradienti di campo magnetico
 - dipendono da coordinate spaziali e gradienti di campo magnetico
 - sono variabili indipendenti da altre grandezze
- Le tecniche di shimming in MRI:
 - riducono le perdite di potenza del magnete permanente
 - riducono le disomogeneità spaziali di B0
 - riducono le disomogeneità spaziali di B1
 - riducono la frequenza delle oscillazioni del FID e quindi aumentano la sua durata

MEDICINA NUCLEARE

- Con riferimento alle tecniche di medicina nucleare, quale delle seguenti affermazioni è falsa?
 - Non sono basate sulla misura di attenuazione della radiazione
 - Consentono di ottenere immagini con elevata risoluzione spaziale
 - Non prevedono l'uso di un tubo radiogeno
 - Consentono di ottenere immagini relative ai processi metabolici dell'organismo
- Due isotopi di uno stesso elemento hanno:
 - lo stesso numero atomico
 - lo stesso numero di neutroni
 - lo stesso numero di massa
 - tutti i tre numeri citati sopra
- Due isomeri di uno stesso elemento hanno:
 - un diverso numero atomico
 - un diverso numero di massa
 - un diverso numero di neutroni
 - tutti e tre i numeri citati sopra uguali
- Il tempo di emivita di un radionuclide indica:
 - la metà del tempo in cui il radionuclide rimane attivo
 - il tempo in cui metà dei nuclei del radionuclide decade
 - il tempo dopo cui il numero dei radionuclidi attivi si è ridotto di 1/e
 - nessuna delle precedenti
- In un decadimento Beta +:
 - il numero di neutroni rimane invariato
 - il numero di protoni rimane invariato
 - il numero di massa rimane invariato
 - il numero atomico rimane invariato
- In una transizione isomerica il radionuclide decade:
 - non modificando né il numero atomico né il numero di massa
 - modificando il numero di massa ma non il numero atomico
 - modificando il numero atomico ma non il numero di massa
 - modificando il numero atomico ed anche il numero di massa
- Il ^{99m}Tecnezio ha una emissione all'energia di circa:
 - 88 keV
 - 140 keV
 - 240 keV
 - 511 keV

- Il tempo di emivita del ^{99m}Tc è di circa:
 - 30 min
 - 3 ore
 - 6 ore
 - 24 ore
- Il tempo di emivita dei traccianti PET dipende da:
 - l'energia di emissione dell'annichilamento
 - l'isotopo radioattivo
 - la velocità del positrone emesso dal nucleo
 - la molecola organica tracciante
- Il tempo di emivita dei traccianti PET è dell'ordine di:
 - minuti
 - decine di ore
 - ore
 - secondi
- Nella gamma camera:
 - i fotomoltiplicatori sono ancora presenti perché più efficienti dei cristalli scintillatori
 - i fotomoltiplicatori non sono presenti perché sostituiti dai più efficienti cristalli scintillatori
 - i fotomoltiplicatori ed i cristalli scintillatori sono entrambi presenti
 - né fotomoltiplicatori né cristalli scintillatori sono presenti, in quanto non sono in grado di rilevare la radiazione gamma emessa
- Un collimatore "converging hole" ha l'effetto, rispetto ad uno "parallel hole" usato nelle medesime condizioni di:
 - ingrandire l'immagine dell'organo
 - lasciare inalterata la dimensione dell'immagine dell'organo
 - rimpicciolire l'immagine dell'organo
- Un elevato spessore del cristallo scintillatore:
 - diminuisce la sensibilità ed anche la risoluzione spaziale
 - aumenta la sensibilità ma riduce la risoluzione spaziale
 - aumenta la sensibilità ed anche la risoluzione spaziale
 - aumenta la risoluzione spaziale ma riduce la sensibilità
- L'analizzatore di ampiezza in una gamma camera:
 - elimina i segnali che potrebbero portare in saturazione il sensore
 - non è necessario se sono presenti collimatori
 - misura l'ampiezza del segnale per determinare le intensità (valori di grigio) dei pixel dell'immagine)
 - elimina i contributi nel segnale dovuti ai fotoni di scattering
- Nella strumentazione PET i collimatori all'interno del singolo anello:
 - sono necessari per poter ricostruire la posizione della sorgente di radiazione
 - sono sostituiti, dal punto di vista della funzione da svolgere, da un dispositivo elettronico
 - devono essere di tipo speciale, in grado di assorbire positroni
 - niente di quanto specificato sopra
- Rispetto alle tecniche SPECT, la PET consente:
 - migliore sensibilità a scapito di peggiore risoluzione spaziale
 - migliore risoluzione spaziale e migliore sensibilità
 - i miglioramenti/peggioramenti variano in dipendenza del trascinare utilizzato
 - migliore risoluzione spaziale a scapito di peggiore sensibilità

- Nella tecnica PET:
 - vengono utilizzati sensori di fotoni gamma
 - vengono utilizzati sensori di positroni con collimatori che bloccano i fotoni gamma
 - vengono utilizzati sensori di fotoni gamma con collimatori che bloccano i positroni
 - vengono utilizzati sensori di positroni
- Nell'evento detto "coincidenze multiple" della PET:
 - i due fotoni della stessa annichilazione vengono rivelati in tempi diversi
 - lo scattering ha impedito il riconoscimento della coincidenza
 - la LOR ricostruita non è corretta
 - più di due fotoni vengono rilevati nella stessa finestra temporale
- Nelle coincidenze di fotoni scattered della PET (modalità 2D):
 - la LOR (line of response) ricostruita non è corretta
 - più fotoni vengono rivelati nella stessa finestra temporale
 - lo scattering ha impedito il riconoscimento della coincidenza
 - i due fotoni della stessa annichilazione vengono rivelati in tempi diversi
- La sensibilità della modalità di acquisizione 3D nella PET:
 - non varia rispetto a quella 2D, perché è determinata esclusivamente dalle caratteristiche dei collimatori all'interno dei singoli anelli
 - è maggiore di quella 2D
 - può essere maggiore o minore di quella 2D, a seconda del tipo di collimatori usati nella 3D
 - minore di quella 2D
- Considerando CT, PET e MRI quale delle affermazioni è corretta?
 - Hanno risoluzione spaziale nell'ordine dei mm
 - Nessuna delle altre opzioni
 - Hanno risoluzione temporale nell'ordine dei ms
 - Sono tutte tecniche proiettive

CYBERKNIFE

- L'effetto di risonanza quantica molecolare provoca:
 - la distruzione dei tessuti interessati per effetto termico
 - l'evaporazione dei tessuti interessati
 - la separazione delle molecole dei tessuti interessati
 - la distruzione delle molecole dei tessuti interessati per effetto quantico
- Il modulo del Cyberknife che interviene sul tessuto tumorale utilizza una tecnologia basata su:
 - laser ad eccimeri
 - acceleratore di particelle
 - ultrasuoni ad elevata intensità
 - bisturi meccanico ad alta precisione
- La registrazione di immagini nell'apparecchiatura Cyberknife ha lo scopo di
 - consentire al chirurgo la visione 3D della zona di intervento
 - valutare eventuali spostamenti del paziente durante il trattamento
 - consentire all'operatore di effettuare la calibrazione spaziale della macchina, ovvero di trovare la relazione tra segnale elettrico di comando di spostamento e la distanza effettiva di spostamento.
 - identificare tempestivamente durante il trattamento eventuali sovradosaggi di radiazione e poter quindi interrompere l'erogazione