

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1604A -

ANNO: 2015

A P P U N T I

STUDENTE: Mazza

MATERIA: Bioingegneria Elettronica e Sicurezza + Temi.
Prof.Knaflitz

Il presente lavoro nasce dall'impegno dell'autore ed è distribuito in accordo con il Centro Appunti.

Tutti i diritti sono riservati. È vietata qualsiasi riproduzione, copia totale o parziale, dei contenuti inseriti nel presente volume, ivi inclusa la memorizzazione, rielaborazione, diffusione o distribuzione dei contenuti stessi mediante qualunque supporto magnetico o cartaceo, piattaforma tecnologica o rete telematica, senza previa autorizzazione scritta dell'autore.

ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTIE NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.

BIOINGEGNERIA ELETTRONICA

→ I PARTE è relativa agli aspetti di tipo NORMATIVO.

NORMATIVA utilissima dal punto di vista di chi si occupa di valutare la funzionalità o di progettare dispositivi medici.

La normativa è un punto di partenza ottimo poiché gli apparecchi elettromedicali sono normati da norme abbastanza importanti.

La Norma, quindi, è utile dal punto di vista del supporto alla progettazione perché ci dicono le specifiche funzionali dei dispositivi che non si conoscono.

Infine ti dà tutta una serie di indicazioni che ti aiutano nella fase di progettazione o ti aiutano quando tu devi andare a valutare se un dispositivo è migliore di un altro oppure no.

→ II PARTE tratta sulla Sicurezza Elettrica

- è importante per un ingegnere Biomedico che lavora in un ambiente di ospedale, dove ci sono tantissimi apparecchi elettromedicali.
- Un Ingegnere Biomedico deve conoscere molto bene gli aspetti di sicurezza perché all'interno di una struttura sanitaria ha vari compiti, tra cui quello di garantire l'uso sicuro della strumentazione (riguardanti sia per il paziente che per gli operatori).

→ III PARTE tratta della Strumentazione Elettromedicale

- DIAGNOSTICO (elettrocardiografo)
- TERAPEUTICO (es. elettroscisti)

- 1980-1990: A livello Italiano c'è un ente chiamato CEI (Comitato elettronico italiano), all'interno del quale ci sono un certo numero di comitati tecnici (CT). In particolare il CT 62 del CEI inizia l'attività normativa sostanzialmente traducendo e adattando norme internazionali promulgate dall'ente IEC (international electrotechnical community - un ente europeo che racchiude i vari CT, soprattutto il CT 601).

Viene pubblicata la Parte I delle norme generali per la sicurezza degli apparecchi elettromedicali (elettromedicale = è un DM, ma un DM NON è un apparecchio elettromedicale). Questa pubblicazione definisce finalmente il concetto di "regola d'arte": se un elettromedicale soddisfa completamente la norma relativa è costruito a regola d'arte (ma il rispetto della norma non è obbligatorio).

Le norme generali (orizzontali, che riguardano tutti gli apparecchi elettromedicali) sono integrate da Norme Particolari (verticali, e sono specifiche dei dispositivi che sono diversi tra loro), che riguardano i dispositivi più diffusi o a maggior rischio. Le norme "prescrivono modalità di progetto, costruttive", a volte, d'uso corretto.

- 1990-2000: nel giugno del 1993 viene pubblicata sulla GUCE la direttiva 93/42, concernente i dispositivi medici. La CEI partecipa alla stesura della norma partecipando alla formazione della norma dell'IEC.

La IEC la pubblica a livello internazionale e la CEI a livello nazionale.

Ha quindi validità sovranazionale, non sostituisce le norme generali per la sicurezza ma propone il passaggio da un atteggiamento prescrittivo ad un atteggiamento di responsabilizzazione del costruttore. Nel 2007 viene pubblicata la 47/2007 che modifica e integra la 93/42.

Iniziando a scrivere queste norme si è scoperto che la norma nasceva già vecchia, per definirla ci vuole un po' di tempo e altrettanto per creare la bozza che a questo punto contiene elementi di qualcosa di un anno prima; revisione norma (1 anno).

Prima del 1980 la tecnologia non evolveva molto e 20 anni non erano tanti, ma in seguito sì, per quanto la tecnologia va più veloce delle norme.

Il gap tecnologico è così di 7-8 anni.

Soluzione USA: si creano comitati organizzativi che hanno il compito di tenere aggiornato il tutto; gap tecnologico 2 anni, investono molto soldo in questo progetto.

Programmabili definisce compiutamente un possibile ciclo di vita del progetto.

D'altra parte, la DDM in pratica obbliga il costruttore di DM ad impiantare quantomeno un sistema di qualità sul prodotto (ISO 9002/EN46002) e quindi a sistematizzare fortemente l'attività produttiva e distributiva. →

Responsabilizzare il costruttore, la norma non può essere utilizzata a disculpa di una carenza.

La direttiva Dispositivi Medici 93/42

- Definisce dispositivo medico, accessorio, e definisce il campo di applicazione della direttiva.
- Definisce i Requisiti essenziali
- La Direttiva si rivolge al fabbricante, non all'utente. Impone l'obbligo di riportare alle autorità nazionali le informazioni circa DM non sicuri o incidenti accaduti a causa di DM.
- Definisce il ruolo delle norme nazionali o armonizzate.
- Definisce la classificazione dei DM in 4 classi (I, IIa, IIb, III). Man mano che la classe cresce il dispositivo diventa via via più pericoloso, pericolo d'uso. La norma prescrive percorsi diversi per dare la marcatura CE a seconda della pericolosità del DM:
 - se è di I classe, il produttore fa una dichiarazione di conformità in regime di autocertificazione.
 - se è di IIa e IIb deve rivolgersi ad un ente esterno.
- Definisce come procedere alla valutazione della conformità
- Impono la registrazione delle persone responsabili dell'immissione di commercio alla comunità economica europea accettando DM stranieri, ma vuole avere un responsabile all'interno della comunità.
- Impone la marcatura CE e ne definisce la modalità.

Direttiva 93/42 : definizione

- Dispositivo Medico: sono numerosissimi, è un qualsiasi strumento, apparecchio, impianto, sostanza o altro prodotto, utilizzato da solo o in combinazione, compreso il SW informatico per il corretto funzionamento e destinato dal fabbricante ad essere impiegato nell'uomo a scopo di: diagnosi, prevenzione, controllo, terapia, studio, sostituzione o modifica dell'anatomia o di un processo fisiologico, intervento sul concepimento ecc...

ESEMPIO: i Farmaci NON sono Dispositivi Medici e quindi non deve rispondere alla direttiva D.M., ma deve rispondere ad altre direttive che sono specifiche per i farmaci.

→ Dispositivo di diagnosi in vitro: (questi dispositivi non sono coperti dalla direttiva 93/42), è un qualsiasi dispositivo composto da un reagente, un prodotto reattivo, da un insieme, uno strumento, ... destinato all'esame in vitro di campioni provenienti dal corpo umano.

ESEMPIO: Misuratore di glicemia, che, è utilizzato da un soggetto diabetico per verificare periodicamente nella giornata il livello di glucosio nel sangue.

Funzionano grazie ad una cartina sensibile, che assume un colore, messo a contatto con il sangue del soggetto. Il colore è differente a seconda del livello del glucosio nel sangue. Poi c'è un sistema elettronico che analizza il colore e in base ai codici, identifica il livello di glucosio presente.

Il misuratore di glicemia NON è un dispositivo medico, ma è un dispositivo per diagnosi in vitro.

→ Dispositivo su misura: qualsiasi dispositivo fabbricato appositamente sulla base della prescrizione scritta di un medico (o figura simile), utilizzato solo per un determinato paziente.

ESEMPIO: Occhiali da Vista è un DM su misura perché per farsi fare gli occhiali da vista si deve andare o dall'oculista o dal tecnico optometrista. Costoro misurano il visus e prescrivono gli occhiali adatti alla persona.

CONTRO ESEMPIO: Protesi d'anca → differenti a seconda delle dimensioni del paziente. Non è fatto in modo specifico per il paziente, quindi non è su misura.

È molto importante sapere se un dispositivo è su misura o no, poiché ci sono delle regole particolari.

→ Dispositivi per indagini cliniche: dispositivo destinato ad essere messo a disposizione di un medico qualificato per lo svolgimento di indagini in un ambiente clinico umano adeguato.

Un dispositivo per poter essere utilizzato sull'uomo deve possedere la marcatura CE. Per ottenere ciò ai sensi della direttiva 42/2008 di ogni DM deve essere dimostrata l'efficacia. L'efficacia si può dimostrare poiché esistono dispositivi molto simili a quello che voglio fare, del quale è stata dimostrato clinicamente l'efficacia.

Tutti questi passaggi però non portano da nessuna parte: (è come il cane che si morde la coda). Allora esiste una soluzione in cui la Norma dice che quando si ha un dispositivo ancora privo di marcatura e che deve essere dimostrato clinicamente;

prima di tutto si deve avere tutta la documentazione che dimostra che

(4)

Se ci sono insicurezze nel definire la destinazione d'uso è compito del sanitario e dell'ingegnere biomedico accertarsi del fatto che la destinazione d'uso sia chiara. Il sanitario non è obbligato a seguire la destinazione d'uso, può non farlo assumendosi però completamente la responsabilità del possibile danno (perché il DM è stato usato in modo sbagliato a quello indicato); il fabbricante in questo caso è esonerato dalla colpa.

➔ Immissione in commercio: la prima messa a disposizione a titolo oneroso o gratuito di dispositivi.

Ogni DM deve essere accompagnato da una dichiarazione di conformità, che precede l'immissione in commercio; ovvero prima di cominciare a vendere un dispositivo si deve dichiarare che è conforme.

La data di immissione in commercio è la data in cui viene venduto il primo dispositivo di quel genere.

Se al dispositivo vengono modificate alcune caratteristiche, si deve cambiare anche la dichiarazione di conformità.

➔ Messa in servizio: fase in cui il dispositivo è pronto per la prima utilizzazione sul mercato comunitario secondo la sua destinazione - può coincidere con l'immissione in commercio oppure no.

Ogni dispositivo si mette prima in servizio (dopo tutti i passi burocratici per apporre il marchio CE) poi avviene la messa in commercio (subito dopo o mesi dopo, dipende dalla politica del fabbricante).

La Direttiva NON si applica

- 1) Dispositivi per diagnosi in vitro;
- 2) Dispositivi impiantabili attivi (ESERPIO: pacemaker → esiste una direttiva specifica 90/385)
- 3) Medicinali;
- 4) Prodotti cosmetici;
- 5) Sangue umano e suoi derivati;
- 6) Organi, tessuti, cellule di origine umana o ai prodotti che li contengono;
- 7) Dispositivi di protezione individuale (ESERPIO: occhiali neri da saldatura, dispositivo che serve per proteggere la persona da saldatura).

Per dispositivi che emettono radiazioni ionizzanti la direttiva si applica, ma lascia impregiudicata l'applicazione delle direttive 80/386/Euratom e 84/466/Euratom.

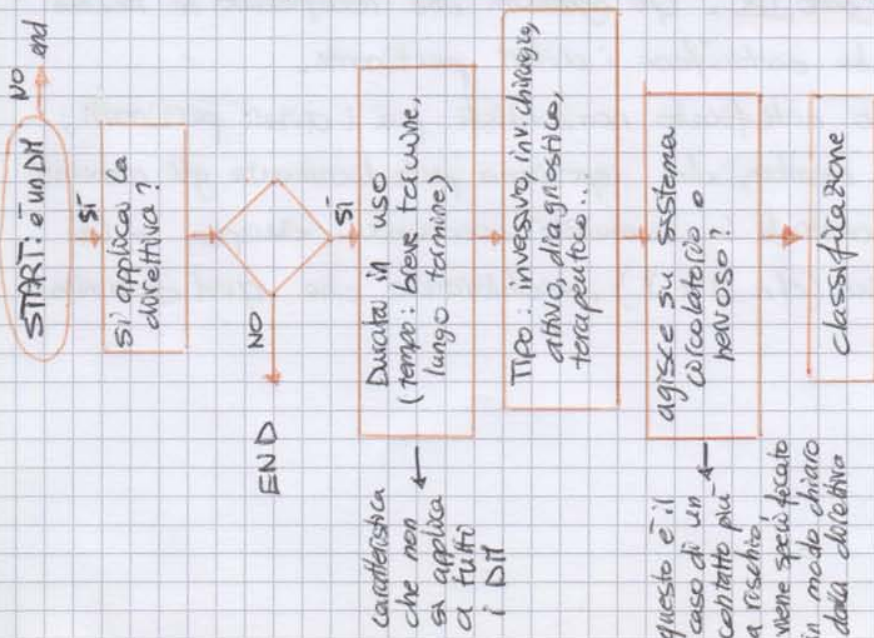
In teoria ad un prodotto si deve applicare una sola direttiva, ma con i prodotti elettronici si applica una direttiva in più per quel che riguarda le componenti

(5)

Direttiva 93/42 : classificazione dei dispositivi medici

- I Dispositivi Medici sono suddivisi nelle classi **I, IIa, IIb, III** secondo regole dell'allegato IX. In sostanza, tanto più è elevato il potenziale di pericolo del dispositivo tanto più alta è la classe.
- La classificazione è uguale per chiunque la porti avanti (è uguale per tutti). Ciò è veritiero nel 95% dei DM; per alcuni è più difficile la classificazione, e si emettono circolari che chiariscono il problema.
- La classificazione è proposta dal fabbricante ed accettata dall'organismo notificato eventualmente coinvolto.
 - sono istituti terzi riconosciuti a livello europeo come **ENTI NOTIFICATI** (in base al nome) che sono elencati ogni 6 mesi in una gazzetta ufficiale. Non sono enti statali, non hanno poteri; quindi il fabbricante può cambiare ente in caso di disaccordo.
- In caso di disaccordo, il Ministero della Salute e il Ministero dell'Industria economica devono essere consultati, giungere ad un accordo; essi emettono una decisione inappellabile.
- Esistono motivi diversi che possono spingere produttore (tendenza ottimista) ed ente notificato (tendenza pessimista) a prendere posizioni differenti circa la classificazione di un DM (mercato, responsabilità, costi di valutazione...)
- Le regole di classificazione devono essere seguite da tutti e non modificate; se non da un gruppo di lavoro adeguato che apporta modifiche molto piccole: il Comitato dei Dispositivi Medici (ente internazionale, Art. 7); che tenendo conto delle informazioni riguardanti gli incidenti verificatisi dopo l'immissione in commercio (Art. 10), può adeguare o modificare le regole di classificazione (caso più importante protesi mammarie).

Direttiva 93/42 : procedura di classificazione dei dispositivi medici



Direttiva 93/42: marcatura CE ed indebita marcatura

Un dispositivo Medico per poter essere commercializzato deve possedere la marcatura CE.

Art. 17 Marcatura CE:

I dispositivi che soddisfano i requisiti essenziali devono recare la marcatura CE (tranne i dispositivi su misura e quelli per indagini cliniche, che seguono l'allegato VIII)

↳ non sono marcati, ma devono comunque avere tutta la documentazione

Non ci sono alternative alla marcatura dei Dispositivi Medici. Esistono solo due DEROGHE:

1) Dispositivi Medici su misura; deroga relativa all'obbligo di marcatura, obbligo fisico di marcatura; ovvero se si prendono gli occhiali da vista, non c'è lo spazio fisico per apporre il marchio CE normalmente. Gli occhiali da vista sono DM di classe I, ciò vuol dire che la dichiarazione di conformità viene emessa dal fabbricante in regime di autocertificazione. Essendo un dispositivo su misura il fabbricante non ha l'obbligo del marchio CE, però la dichiarazione di conformità ci deve essere.

2) Dispositivi per indagini cliniche

Per poter emettere la dichiarazione di conformità di qualunque DM si deve dimostrare l'efficacia. Per dimostrare l'efficacia o ci si basa su cose pubblicate a livello mondiale (se dispositivo non è innovativo) o se i dispositivi sono nuovi si deve ^{provare} necessariamente su qualcuno; per provare un DM dovrebbe essere marcato. Allora in questo caso si deve chiedere al ministero di effettuare il protocollo di indagine clinica che ha una durata ed estensione dichiarate all'inizio. Quando scadono i mesi o si appone la marcatura o no.

La marcatura è costituita dal simbolo grafico CE sui dispositivi e sull'involucro (se è possibile) e sulle istruzioni sull'uso.

Se il dispositivo è di classe I allora ci sarà solo CE.

Se invece il dispositivo fa parte della classe IIa, IIb, III, sotto la marcatura CE ci sarà anche un numero di 4 cifre dell'ente notificato che ha analizzato la dichiarazione di conformità.

CE
0123

→ contraddistingue l'ente notificato intervenuto nel processo di marcatura.

La Direttiva dice anche che non devono essere apposte altri marchi o simili che possano indurre terzi in errore riguardo al significato ed alla grafica della marcatura CE.

Art. 18 Indebita Marcatura

Fatto salvo l'art. 8 (clausola di salvaguardia), lo stato membro che constata

I DM con funzione di misura richiedono la convalida da parte di un ente notificato.

ESEMPIO Termometro clinico → è un DM di classe I con funzione di misura. La dichiarazione di conformità non può essere emessa in regime di autocertificazione, per quegli aspetti metrologici. Per quest'ultimi aspetti deve essere coinvolto un ente notificato.

DM di classe IIa (esclusi dispositivi su misura e per indagini cliniche):

Si possono seguire strade diverse. Esistono 3 strade (b, c, d oggi normalmente la d), richiedono che il fabbricante abbia impiantato un sistema di qualità che è un sistema certificato da un ente notificato che codifica in un manuale, chiamato Manuale di qualità, tutte le operazioni che quel fabbricante svolge per costruire il DM. Si parla di qualità della produzione, qualità del prodotto, sistema completo di qualità.

dichiarazione di conformità CE secondo l'allegato 7 redatta prima dell'immissione in commercio unitario o:

- a) Procedura di verifica CE (All. IV): relativa ai fabbricanti, non hanno un sistema di qualità impiantato (danno una relativa sicurezza che i dispositivi prodotti siano conformi). Se non c'è il sistema di qualità, l'unico modo per verificare i prodotti è richiedere la verifica CE (si eseguono prove su tutti gli esemplari del prodotto; se è in lotte si può procedere con una statistica del lotte, e la esegue l'ente notificato). Questa è una procedura costosa, che non si può eseguire per dispositivi poco costosi; non si utilizza quasi mai; l'alternativa è avere impiantato un sistema di qualità.
- b) Dichiarazione di conformità CE (qualità della produzione) secondo All. V
- c) Dichiarazione di conformità CE (qualità del prodotto) secondo All. VI
- d) Dichiarazione di conformità CE (sistema completo di qualità) secondo All. II (non serve l'all. VII, quindi niente verifica sul progetto, perché si ha il sistema di qualità che già assicura il prodotto).

richiedono
verifica
del progetto.

Per i DM di classe IIa l'ente notificato dovrà sempre e comunque avallare la dichiarazione di conformità; esso garantisce la fase di fabbricazione e la "consistenza" del fascicolo tecnico, senza però entrare nel merito dello stesso e senza eseguire prove di tipo (non esegue prove di laboratorio, fatto salvo per quelle richieste dalla direttiva sui componenti elettrico) o di compatibilità elettromagnetica. Esegue solo verifiche di completezza.

Direttiva 93/42: dispositivi su misura

I Dispositivi Medici su misura: sono esentati dall'obbligo della marcatura CE (per motivi di spazio ecc...) ma devono eseguire la procedura prevista dall'allegato VIII che prevede la redazione, prima dell'immissione in commercio di ciascun dispositivo, di una dichiarazione di conformità specifica.

I singoli stati possono stabilire che il fabbricante presenti all'autorità competente (cfr. D. Lgs. 46/97, Art. 11) un elenco dei dispositivi messi in servizio nel loro territorio. Questo scaturisce proteste per controlli non graditi e perché bisogna investire tempi in attività burocratiche che si fanno pagare dai clienti aumentando i prezzi del prodotto. Questa osservazione ha fatto rinunciare il governo a richiedere questo elenco che sono difficili da gestire.

Direttiva 93/42: possibili deroghe

Su richiesta motivata, le autorità competenti possono autorizzare l'immissione in commercio e la messa in servizio di dispositivi per i quali le procedure relative alla marcatura CE non sono state espletate, qualora il loro impiego sia nell'interesse della protezione della salute.

Si supponga che un fabbricante abbia un'idea rivoluzionaria che permette di trattare le persone affette da una certa patologia in modo decisamente più efficace di quanto non fosse possibile fino al prima dello sviluppo di un certo dispositivo medico. Questo dispositivo medico deve essere dotato di marcatura CE, però per avere ciò bisogna seguire un certo percorso.

Infatti per evitare che la popolazione venga privata di questo DM (dal punto di vista della tutela della sanità pubblica), il ministero della salute e il ministero dello sviluppo economico possono dare al fabbricante la possibilità di vendere quel DM per un certo periodo senza obbligo di marcatura CE.

Quindi il fabbricante per 6 mesi o 1 anno può vendere il DM senza marchio; in questo arco di tempo deve impegnarsi ad ottenere la marcatura CE.

Una volta laddetto alla fornitura dei DM prevedeva a rifornire separatamente tutti gli oggetti di un kit operatorio. In questa maniera nasceva la difficoltà di gestire le scorte generali utilizzate da tutti gli operatori per tutti gli interventi.

Art. 12 procedura particolare per sistemi e kit completi per campo operatorio:

riguarda la possibilità di comporre kit utilizzando dispositivi che singolarmente detengono marcatura CE apposta dal fabbricante e richiede che chi compone il kit dichiari:

- a) che ha verificato la compatibilità dei dispositivi secondo le istruzioni fornite ⁽⁹⁾

quando non ci vuole l'indagine clinica.

- 2) dalla letteratura scientifica internazionale, ci sono delle pubblicazioni che dimostrano come un DIT simile al mio, mai non emesso nell'unione europea, sia efficace.
- 3) Con l'indagine clinica che è sempre un processo complicato, e bisogna comunicare al ministero della salute i risultati.

Direttiva 93/42 : il fascicolo tecnico

Indipendentemente dall'allegato seguito (dal II al VII) il fabbricante o il suo mandatario nella comunità devono tenere a disposizione delle autorità nazionali per almeno 5 anni dall'ultima data di fabbricazione del prodotto, il fascicolo tecnico.

Esso deve fornire tutte le indicazioni necessarie del prodotto qualora si perdesse tutta la documentazione di quel prodotto, per riprenderla con la stessa qualità. La documentazione è un insieme di documenti sempre disponibili in ditta per eventuali controlli o ispezioni. Se non c'è il fascicolo tecnico decade automaticamente la dichiarazione di conformità.

Il fascicolo tecnico deve contenere:

- 1) Descrizione generale del prodotto comprese le varianti previste
 - 2) Schemi di progettazione, metodi di fabbricazione, schemi delle parti, dei pezzi, dei circuiti (disegni)
 - 3) Descrizione e spiegazioni necessarie alla comprensione dei documenti al punto precedente.
 - 4) Risultati dell'analisi dei rischi (condizioni in cui può diventare insicuro, quando bisogna prendere delle precauzioni in modo che il DIT abbia dei rischi accettabili), elenco delle norme di prodotto adottate, eventuali soluzioni in deroga alle norme di prodotto adottate per soddisfare i requisiti essenziali.
 - 5) Se prodotto sterile, la descrizione dei metodi di sterilizzazione usati.
 - 6) Risultati dei calcoli di progettazione, controlli, verifiche simili.
- Attenzione all'unione di più dispositivi: la conformità del primo deve essere dimostrata almeno in collegamento con uno dei dispositivi ai quali deve essere collegato, che possiede le caratteristiche indicate dal fabbricante.
- 7) Relazioni di prova e sempre i dati clinici
 - 8) Etichettatura e istruzioni per l'uso: manuale tecnico, parti integrate del prodotto, senza di esso è insicuro.

Direttiva 93/42 : ulteriori obblighi del fabbricante

All. VII, punto 4

- Mantenere e tenere aggiornata una procedura sistematica per valutare l'esperienza

ANALISI DEL RISCHIO

Quando si progetta un dispositivo di qualunque tipo, nel momento in cui si inizia ad avere l'idea di progettare un dispositivo, contemporaneamente ci si deve chiedere in che modo questo dispositivo può danneggiare.

I danni possono colpire:

- il paziente
- l'operatore
- l'astante (infermiere o quelli che stanno nella stanza che non sono l'operatore e paziente).
- l'ambiente

Quando si fa un'analisi del rischio dobbiamo cercare di individuare dall'inizio tutti i possibili pericoli che possono correre il paziente, l'operatore, gli astanti e l'ambiente.

Quando si individua la situazione di rischio, si deve associare al pericolo. Rischio e pericolo sono due cose diverse.

Il **pericolo** chiarisce qual'è l'elemento negativo al quale vado incontro (es. pericolo di morte, pericolo di lesione grave ecc...).

Il **rischio** dà una valutazione della rilevanza del pericolo, una valutazione quantitativa o semiquantitativa, tenendo conto di due fattori:

- gravità dell'evento associato al pericolo che si sta considerando;
- frequenza

Il rischio è **MAGIORE** se, sia la gravità dell'evento che la frequenza sono alte. Esiste una Norma che definisce come si fa l'analisi di un rischio. Se il rischio non è molto basso deve esplicitamente scendere, ovvero se abbassarlo o accettarlo così come è, ma deve essere una scelta del fabbricante.

Esistono due modi per tentare di abbassare i rischi:

- si abbassa la probabilità
- o si abbassa la gravità

Normalmente a questi due azioni corrispondono dei mezzi di prevenzione o di protezione.

Il mezzo di prevenzione è quello che previene l'insorgenza del pericolo, quindi agisce sulla sua frequenza abbassandola.

Il mezzo di protezione è ciò che interviene, nel momento in cui un certo evento si verifica, per evitare danni.

Norme generali per la sicurezza degli apparecchi elettromedicali (CEI EN 60601-1)

Le norme generali sono state le prime ad essere emesse nel 1960 e sono valide per tutti gli apparecchi elettromedicali. Quest'ultimi sono una sottoclasse di DT che funzionano per mezzo di energia elettrica.

Le norme generali sono relative agli aspetti di sicurezza degli apparecchi elettromedicali e possono essere utilizzate per dimostrare il soddisfacimento di gran parte dei requisiti essenziali descritti nel D.lgs 46/97.

Sono norme suddivise per pericoli, non contemplano il rischio biologico.

Di fatti sono utilissime per la compilazione dell'analisi del rischio relativo al dispositivo richiesto in fase di progettazione, tranne che per quanto riguarda il rischio biologico, non è trattato.

Sono completate dalle Norme collaterali che trattano aspetti specifici della sicurezza relativi a tutti o parte degli AE. Generali e collaterali si applicano a grandi classi, ma bisogna specializzarlo. Per questo motivo si usano le sole particolari, partendo dai più diffusi o pericolosi AE.

Le norme particolari non le si può considerare a se stanti perché vanno a completare e/o modificare norme generali e sono specifiche per un gran numero di apparecchi (defibrillatori, elettrocardiografi, mammografi, ecografi, elettroscuro).

Le norme possono avere valore legale, servono a definire lo stato della "regola d'arte", talvolta quindi sono disponibili ^{delle} utilissime guide all'uso e alla manutenzione.
 Sono meno importanti delle norme, ma molto utili,
 fondamentale per le verifiche periodiche per garantirne il corretto funzionamento nel tempo.

Norme generali per la sicurezza degli apparecchi elettromedicali (CEI EN 60601-1): Contenuti

Prendendo le norme, si scopre che le norme generali per la sicurezza sono suddivise per pericolo.

- pericoli elettrici: perché tutti gli AE funzionano grazie a una sorgente di energia elettrica, la quale, qualora trasferisse in modo improprio la sua energia al paziente potrebbe provocare un danno oppure all'operatore stesso.
- pericoli meccanici: se avessimo un tavolo operatorio, al di sopra del quale è posizionato un paziente durante l'intervento chirurgico e nel corso dell'intervento quando viene spostato il tavolo, il quale dovesse sbilanciarsi, il paziente sarebbe a rischio.
- radiazioni non volute o eccessive: l'esempio di una lampada che emette radiazioni ultraviolette per la cura di determinate patologie; questa (12)

- Errore umano : un problema molto importante. Quando si progetta un dispositivo medico o un apparecchio elettromedicale ci si deve preoccupare dell'USABILITÀ. Infatti fino a qualche anno fa era un qualcosa in più che il produttore coscienzioso valutava, curava, per poi, al momento della vendita, dire che il suo apparecchio era migliore e che era più facile da utilizzare. Oggi l'usabilità è un requisito normativo, ovvero quando si compila il fascicolo tecnico tra le varie relazioni ci deve essere anche una relazione di usabilità. Fra gli aspetti più importanti dell'usabilità c'è la diminuzione dell'errore umano.

Norme collaterali per la sicurezza (CEI EN 60601-1-1) : sistemi elettromedicali

Le norme collaterali sono nate negli anni '80 per rispondere ai problemi ai quali la norma generale non riusciva a rispondere.

Con lo sviluppo della tecnologia è stato possibile il collegamento degli apparecchi con i personal computer.

La prima norma collaterale che esce per risolvere questi problemi è quella riguardante i sistemi elettromedicali ossia sistemi costituiti da un certo numero di apparecchi dei quali almeno uno è un apparecchio elettromedicale. Questa norma collaterale serve per dare la possibilità di collegare apparecchi elettromedicali ad apparecchi non elettromedicali garantendo la sicurezza del paziente e degli operatori.

Norme Collaterali per la sicurezza (CEI EN 60601-1-2) : compatibilità elettromagnetica

Compatibilità elettromagnetica significa che, visto che ogni apparecchio elettrico (calcolatore) lavora in un ambiente all'interno del quale possono essere presenti dei disturbi di vario tipo (disturbi condotti attraverso cavo elettrico, disturbi presenti al livello dell'ambiente, disturbi che arrivano attraverso altri cavi collegati al calcolatore), non segue questo vincolo e non richiama l'insensibilità.

Questa norma dice che un certo apparecchio deve essere immune da certi tipi di radiazioni elettromagnetiche provenienti dall'esterno e a sua volta non deve generare radiazioni magnetiche troppo intense che potrebbero anche disturbare lo spigionamento di un altro apparecchio.

SICUREZZA ELETTRICA

Per un ingegnere biomedico gli aspetti di sicurezza elettrica sono molto importanti perché la maggior parte delle volte lavora negli ospedali. Un luogo nel quale ci sono molte apparecchiature differenti, con presenza di molti operatori, paziente, quindi è evidente che l'infortunio dovuto ad un sistema elettrico è da considerarsi molto importante. Soprattutto è importante perché molto spesso il paziente è collegato ad apparecchi elettromedicali e quindi è esposto ai rischi di natura elettrica.

Effetti della corrente sul corpo umano

Gli effetti principali della corrente elettrica sul corpo umano sono:

- a) ustioni, nel punto di ingresso/uscita della corrente. Se la densità della corrente che attraversa la cute è sufficientemente alta produce un riscaldamento della cute al quale prosegue un'ustione.
(blocco di uno o più muscoli)
- b) tetanizzazione dei muscoli scheletrici ed in particolare dei muscoli respiratori. Infatti se la muscolatura respiratoria è in condizione di tetanizzazione non si è più in grado di usare la muscolatura respiratoria e quindi porta al soffocamento. Quindi uno degli effetti della corrente elettrica può provocare la paralisi della muscolatura respiratoria e se si protrae per tempi molto lunghi si hanno dei danni che possono portare alla morte. La tetanizzazione della muscolatura scheletrica è importante perché è responsabile di una esposizione prolungata di tempo alla corrente. Infatti se la corrente è sufficientemente forte si rimane attaccati all'apparecchio in tensione che si è toccato e si viene percorsa da corrente finché (la corrente) non viene interrotta. Il danno è tanto maggiore quanto è maggiore l'esposizione. Se si è in dubbio non si tocca MAI la parte su cui si ha dubbi con la mano aperta, ma la si deve toccare con le nocchie.
- c) fibrillazione ventricolare: se si è percorsa da corrente sufficientemente intensa nella regione cardiaca, il muscolo cardiaco può andare in fibrillazione. Un evento estremamente grave perché se non si interviene in modo appropriato il soggetto è destinato a morire nel giro di pochi minuti.

Il danno prodotto dipende da tre fattori:

- dall'intensità di corrente applicata: più la corrente è intensa maggiore sarà il danno.
- percorsi della corrente: se si prende il percorso mano destra - piede destro, sarà in generale meno pericoloso del percorso mano sinistra - piede sinistro, perché in quest'ultimo il coinvolgimento della regione cardiaca è maggiore, quindi più a rischio.

Regione 3 : I_1 ha un asintoto verticale di poco più di 30mA .

Si hanno effetti pericolosi, ma reversibili (contrazioni muscolari, difficoltà respiratorie, turbe del ritmo cardiaco), che abitualmente si concludono senza danni organici una volta cessata la corrente. Si ha così una regione che si può definire di transizione e la corrente tollerabile è di $35-38\text{mA}$. Non è tuttavia contemplata la possibilità di fibrillazione ventricolare, che costituisce la più probabile causa di morte in questi casi. Al crescere del tempo di esposizione, va comunque contemplata la possibilità di ustioni per effetto termico.

Regione 4 : È una zona molto pericolosa.

È prevista una certa possibilità di incorrere nella fibrillazione ventricolare, via via più probabile superando le curve $C_2(5\%)$ e $C_3(50\%)$.

evento più pericoloso se
non viene interrotto entro 2-3
secondi si rischiano danni
cerebrali o morte.

C_2 e C_3 max
del 5% viene
colpito da
fibrillazione
ventricolare

C_2 e C_3 siamo
sull'ordine del 50%
della gente colpita e
tende a crescere
con l'aumentare della
corrente e dell'esposizione.

Curva di Sicurezza : corrisponde all'asintoto verticale di 30mA .

Definisce l'intervallo tra la regione sicura e quella insicura. È una curva che ha la forma simile a quella di I_1 ed è spostata un po' più a sinistra con un asintoto verticale circa 30mA .

Se veniamo percorsi da una corrente, lungo mano-mano, inferiore a 30mA la probabilità di essere oggetto di un danno importante è molto bassa e la probabilità di incorrere in fibrillazione ventricolare è pressoché nulla.

Infortuni di tipo elettrico : definizione

I rischi di natura elettrica ai quali possono essere sottoposti paziente ed operatori sono il macroshock per contatto diretto e il macroshock per contatto indiretto.

Inoltre, negli ospedali i pazienti oltre a correre questo due rischi ne corre un terzo rischio ovvero il microshock che è il più pericoloso.

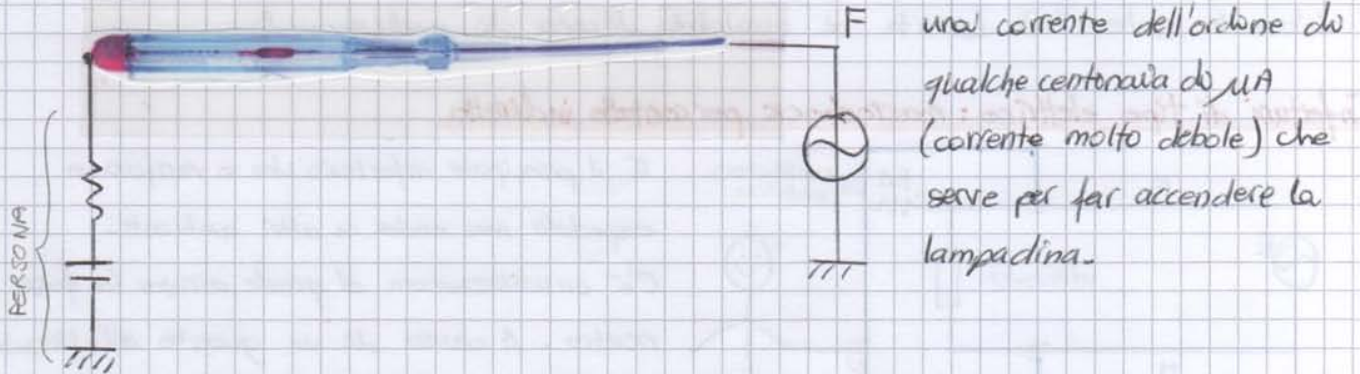
Macroshock per contatto diretto avviene nel momento in cui l'infortunato (o lo scatto un operatore) viene a contatto con una parte metallica normalmente in tensione. Il corpo dell'infortunato viene percorso da corrente che si scarica a terra attraverso il percorso paziente e l'intensità di tale corrente dipende dalla resistenza del percorso stesso.

Questo tipo di infortunio avviene di solito nel momento di manutenzione.

(15)



Quando la punta del cacciavite tocca la fase,
se nessuno tocca il capucetto non succede nulla perché
la corrente non riesce a richiudersi a terra.
Se invece qualcuno lo tocca, essendo la persona sempre
collegata a terra per via capacitativa, conduttiva, fornisce
un percorso capacitativo verso terra. In questo percorso scorre



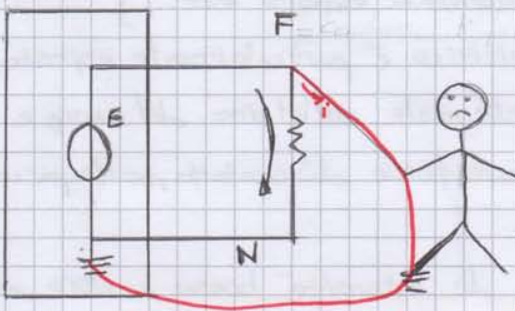
una corrente dell'ordine di
qualche centomillesima di mA
(corrente molto debole) che
serve per far accendere la
lampadina.

Se si è in un sistema fase Neutro, il cercafase si illumina solo in uno dei due
cavi e nell'altro no.

Se invece si è in un sistema fase-fase il cercafase si illuminerà sia in un cavo
che nell'altro.

Nel caso più semplice, il paziente può essere rappresentato in un percorso puramente
resistivo. Questo è vero se il paziente è scalzo, se ha delle scarpe con suola di
cuoio, ovvero se c'è un percorso conduttivo.

Se voglio sapere quanto è la corrente che scorre nel paziente:



corrente che viene derivata dalla fase,
passa attraverso il paziente e si richiude
al generatore attraverso il collegamento di
terra. Quindi questa corrente vale

$$I_p = \frac{E}{R_p}$$

R_p → Resistenza
paziente.

F: conduttore di fase, potenziale ≠ potenziale terra, 200V efficace di solito

N: conduttore di neutro, potenziale prossimo al conduttore di terra, ma hanno
funzioni diverse.

PRECAUZIONI da adottare per rendere poco probabile il macroshock per contatto diretto.

→ Adeguate formazione del personale, poiché è un tipo di infortunio al quale è esposto
il personale che fa manutenzione.

→ precauzioni collettive

• trasformatore d'isolamento, però in ambito ospedaliero il TI è introdotto al fine

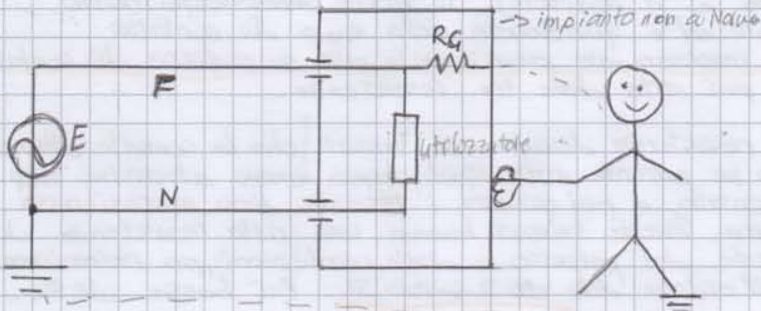
bisogno di preparare quel paziente a ricevere infusioni di grosse quantità di liquidi. Questo capita soprattutto al paziente di terapia intensiva, ai pazienti che vanno in contro a operazioni chirurgiche importanti. Per infondere grosse quantità di liquidi, non si utilizza un accesso venoso periferico, si utilizza un accesso centrale che è l'accesso diretto nell'atrio destro del cuore. Qui si accede attraverso l'atrio venoso facendo arrivare un catetere fino all'interno dell'atrio destro. Il vantaggio è che il liquido infuso passa direttamente nel ventricolo innescando la circolazione polmonare. Questo catetere contiene del liquido conduttivo, e quindi rappresenta un percorso conduttivo che collega l'esterno con l'interno del corpo (all'interno del cuore). Il catetere può diventare causa di microshock. Si può avere microshock nel corso di un intervento chirurgico, quando il medico va appoggiare un utensile sul cuore o in prossimità del cuore.

Si può avere microshock tutte le volte in cui è possibile portare anche solo una piccola corrente a livello del muscolo cardiaco.

La prevenzione da microshock deve essere obbligatoria in tutti quegli ambienti nei quali si può trovare un paziente con inserito un catetere a livello della camera cardiaca: tipo nelle sale operatorie, in sala rieducativa, in sala di terapia intensiva, reparto di radiologia.

Infortuni di tipo elettrico: il percorso paziente

Il macroshock per contatto indiretto.



Supponiamo di avere un apparecchio e un utilizzatore, il quale è collegato all'impianto di erogazione dell'energia elettrica, attraverso una linea di fase e una linea di neutro.

L'utilizzatore è contenuto in un contenitore metallico (es. autoclave per sterilizzazione). Supponiamo che all'interno di questo armadio metallico, a causa di un guasto, si formi un percorso di guasto che collega il morsetto di fase al mobile stesso. Finché il nostro soggetto non tocca il mobile non capita nulla; diverso se l'impianto non è a norma, allora si avranno dei problemi perché si viene ad avere un percorso dal morsetto di fase del generatore alla resistenza di guasto, all'infortunato e infine al generatore attraverso il collegamento di terra. Quindi si genera una maglia, che comprende l'infortunato, attraverso la quale scorre corrente. Scorre una corrente che è data in valore efficace $I = E/R_{eq}$. Impedenza del percorso paziente è fermata dalla resistenza di guasto (R_g) sommata all'impedenza attraverso il paziente verso terra.

Infortunati di tipo elettrico: percorso paziente (esempio)

Resistenza paziente pari a 1100Ω ; si studiano gli effetti dovuti al passaggio della corrente attraverso superficie di contatto differente.

$$R_p = R_c + R_{tess} + R_{DT} = (1000 + 50 + 50) = 1100 \Omega$$

ragionevole quando si ha contatto tra la punta di un dito e oggetto piano.

cost bassa \rightarrow significa che il soggetto o ha scarpe umide su un pavimento abbastanza conduttivo o direttamente a piedi nudi.

Superficie di contatto pari a 100 mm^2 (dito)

$$R_c = 1 \text{ k}\Omega \quad I_p = \frac{E}{R_p} = \frac{220 \text{ V}}{1100 \Omega} = 200 \text{ mA}$$

percorso paziente puramente resistivo

\rightarrow corrente è percepita e siamo nella zona 2 e siamo ancora al sicuro per durata ragionevole.

$$P_D = R \cdot I^2 = 1000 \Omega \cdot 0,2^2 \text{ A} = 40 \text{ W} \rightarrow \text{Vengono dissipate su una superficie di } 1 \text{ cm}^2$$

$$S = \text{densità} = \frac{P_D (\text{W})}{S (\text{cm}^2)} = \frac{40 \text{ W}}{1 \text{ cm}^2} = 40 \text{ W/cm}^2$$

Conseguenza: ustione nel punto di ingresso, poco probabile sia la fibrillazione ventricolare sia il blocco del muscolo respiratorio.

Superficie di contatto pari a 100 cm^2 (mano)

$$R_c = 10 \Omega \quad I_p = \frac{220 \text{ V}}{110 \Omega} = 2 \text{ A}$$

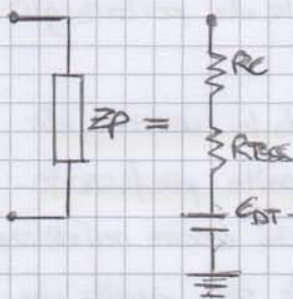
$$P_D = R \cdot I^2 = 10 \cdot 2^2 = 40 \text{ W} \rightarrow \text{dissipato su tutta la mano}$$

$$S_p = \frac{P_D (\text{W})}{S (\text{cm}^2)} = \frac{40 \text{ W}}{100 \text{ cm}^2} = 0,4 \text{ W/cm}^2$$

Conseguenza: no ustione nel punto di ingresso, alta probabilità sia di fibrillazione ventricolare sia di blocco del muscolo respiratorio.

Infortunati di tipo elettrico: percorso paziente (esempio)

supponiamo di avere un soggetto che indossa delle scarpe con suola dielettrica e quindi il modello d'impedenza è differente.



$C_{DT} \rightarrow$ essendo le scarpe isolanti \rightarrow le suole delle scarpe, la pianta del piede e il terreno formano un condensatore.

$$\epsilon_r = 4,5$$

$$\epsilon_0 = 8,85 \frac{\text{PF}}{\text{m}}$$

$$d = 10 \text{ mm}$$

$$S = 400 \text{ cm}^2$$

$$C_{DT} = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{S}{d}$$

$$C_{DT} = 0,885 \cdot 10^{-12} \cdot 5 \cdot \frac{400}{10} = 10^{-10} = 200 \text{ pF}$$

$$Z_p = \sqrt{(R_c + R_{tess})^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2} \approx 15,9 \text{ M}\Omega$$

$\downarrow \quad \downarrow$
 $1 \text{ k}\Omega \quad 10 \Omega$

$$I_p = \frac{E}{|Z_p|} \quad I_p = \frac{220 \text{ V}}{15,95 \cdot 10^6} \approx 13,8 \mu\text{A}$$

Conseguenza: NO rischio ustione
NO rischio fibrillazione
NO rischio blocco muscolo respiratorio

L'interruttore differenziale aumenta la sicurezza del nostro soggetto, non perché limita la corrente, ma perché ne limita la durata.

Per accorgersi che la corrente supera il valore massimo consentito, ovvero la differenza tra corrente di andata e quella di ritorno, e aprire i due interruttori ci si mette un certo tempo. Lavorando in corrente alternata, un giro completo della corrente dura 20 ms (millesimi di secondo); ci vorrà almeno un ciclo perché il dispositivo si accorga che corrente di andata e ritorno non sono uguali. Allora il tempo di intervento di un interruttore differenziale sarà dell'ordine di pochi semicicli, cioè vuol dire dai $20 \div 40$ millesimi di secondo.

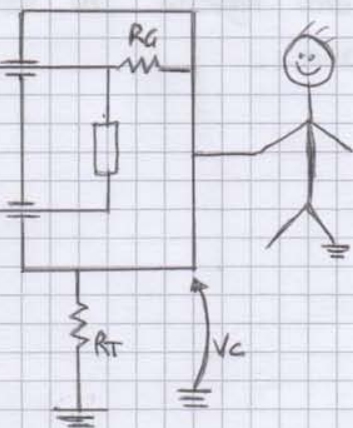
L'interruttore differenziale interviene quando la corrente tra andata e ritorno è superiore a 30 mA, ovvero è la minima corrente che deve scorrere nel circuito paziente. Se l'intensità è ≤ 30 mA non capita nulla anche per tempi lunghi.

Interruttori Alta Sensibilità che intervengono per correnti più basse tipo dell'ordine dei 10 mA. Questa ci garantisce la sicurezza che è nella regione 2, c).

Interruttori differenziali usati per la prevenzione di macroshock intervengono per correnti di 10 mA (alta sensibilità) o 30 mA (quello normale).

In conclusione l'interruttore differenziale da solo permette di raggiungere il livello di sicurezza parziale, ovvero limita la durata della corrente ma non è collegato all'intensità. Questo vuol dire che se il percorso paziente è a bassa resistenza, per 30-40 mA che sono necessari affinché intervenga l'interruttore differenziale, anche per 10 mA di corrente il soggetto è a rischio di fibrillazione ventricolare.

Infortuni di tipo elettrico: macroshock per contatto indiretto

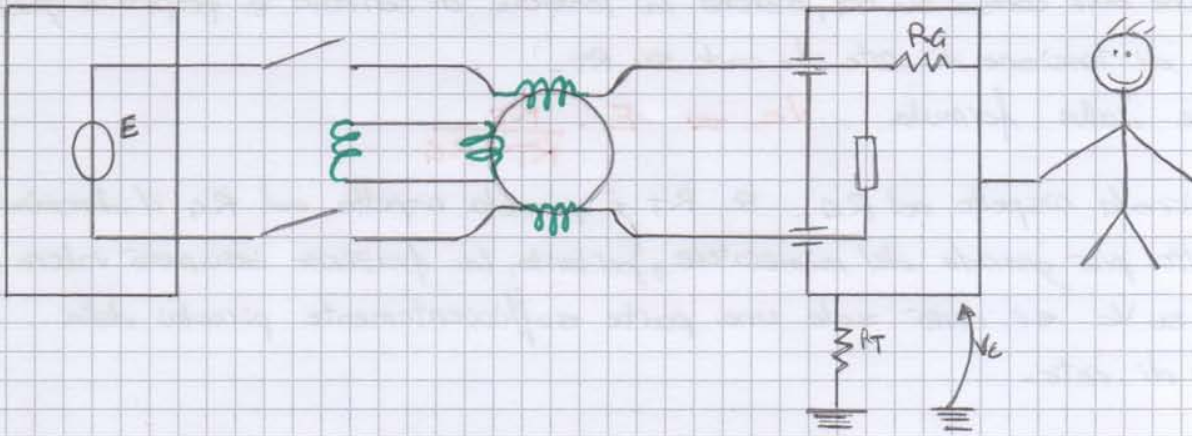


Il problema nasce dal fatto che c'è la resistenza di guasto R_g che porta il contenitore del dispositivo ad un potenziale alto.

Se collegassimo il contenitore metallico a terra, vincoleremo il suo potenziale a quello di terra e allora la corrente che scorrerebbe in R_g , si scaricherebbe a terra senza passare attraverso l'infortunato.

Se noi ~~collegassimo~~ collegassimo a terra tutte le masse metalliche accessibili, evitiamo che l'infortunato possa venire a contatto con una parte metallica con potenziale diverso da quello di terra. Così facendo evitiamo il macroshock per contatto indiretto. Questo caso è vero se l'impianto di terra è ideale.

Infartuni di tipo elettrico = macroshock per contatto indiretto



Il solo interruttore differenziale, però, non ci consente di ridurre a zero quello che è il rischio derivante dal macroshock per contatto indiretto, ma ci offre solo una protezione limitata perché se non ci fosse il collegamento del contenitore metallico dell'utilizzatore a terra, il soggetto sarebbe percorso da una corrente limitata unicamente dalla resistenza del percorso paziente nel momento in cui dovesse toccare l'armadio metallico dell'apparecchio che si è guastato. Chiaramente questa corrente, se il percorso paziente fosse un percorso a resistenza bassa, potrebbe essere molto elevata. L'interruttore differenziale interverrebbe dopo 40-50 ms, però il soggetto sarebbe percorso dall'intera corrente che si può calcolare $I_p = \frac{E}{R_g}$ $R_g \rightarrow R$ percorso paziente

Se il problema nasce dal fatto che l'armadio metallico dell'utilizzatore va in tensione a causa della R_g (resistenza di guasto che può essere molto piccola, ovvero può essere anche un corto circuito), allora un'idea potrebbe essere quella di vincolare il potenziale del contenitore metallico al potenziale di terra; così che se l'armadietto è vincolato al potenziale di terra e il soggetto la tocca, anche se si ha una certa resistenza di guasto il soggetto non viene percorso da corrente perché tutta la corrente scorre verso terra.

Questo sarebbe vero se $R_g = 0$, però questo caso è una condizione ideale che nella pratica non si riesce mai ad avere.

Nella pratica succede che se si collega a terra l'armadietto metallico che contiene lo strumento, si avrebbe che in caso di guasto l'armadietto metallico si porterebbe ad una tensione che è chiamata tensione di contatto (V_c), cioè tensione alla quale è esposto il soggetto a rischio se viene a contatto con l'armadietto metallico e questa tensione (V_c) è la partizione della tensione di alimentazione fra R_g e R_t .

se $R_g = 0$, si trova sul soggetto tutta la tensione di rete, qualunque sia il valore di R_t . R_t deve essere piccola.

erogare correnti delle migliaia di Ampere, se R_g vale un centesimo di $m\Omega$ -
 e $R_a = 0,1 \Omega$, $E = 220V$ efficace, la corrente sarà $2200 A$ efficace.

Se le correnti fossero così alte, il conduttore si surriscalderebbe fino al punto di danneggiarsi in modo irrimediabile e di fondersi.

Questo accadrebbe se non ci fossero altri strumenti di limitazione della corrente. Per assorbire migliaia di Ampere, ci vorrebbe un cavo molto grosso, $4 mm^2$ di sezione del conduttore, sopporta una corrente di $4-5 A$, quindi ci vorrebbe un conduttore almeno da $500 mm^2$.

L'interruttore differenziale interviene nel momento in cui c'è la dispersione verso terra e scollega il generatore dal carico, però ci mette $40-50$ millesimi di secondo. La corrente che scorre nel circuito è pari a $I = \frac{E}{R + R_g + R_T}$
 Resistenza
 interni del generatore.

Se non ci fosse il guasto e quindi se $R_g = \infty$, l'interruttore differenziale vedrebbe sempre una corrente di andata uguale alla corrente di ritorno e non interverrebbe mai, qualunque sia il valore della corrente che scorre nel carico. Allora l'impianto elettrico potrebbe danneggiarsi collegando un carico che assorbe troppo. Quindi ci vuole un dispositivo che sia in grado di limitare, non solo la corrente di dispersione verso terra, ma anche la corrente erogata dall'utilizzatore. Questo dispositivo è chiamato:

Interruttore Magnetotermico è la combinazione di due diversi meccanismi di intervento. Viene pure detto "interruttore automatico".

Serve per proteggere l'impianto, è fatto per garantire l'integrità dell'impianto e quindi di conseguenza fornisce una protezione anche a noi indirettamente.

Se non avessimo l'interruttore magnetotermico e dovessimo avere ad esempio una condizione di sovraccarico importante, i cavi dell'impianto elettrico potrebbero surriscaldarsi e dare origine ad un principio di incendio che si potrebbe propagare e creare un disastro.

L'interruttore magnetotermico, però, non ci protegge minimamente da microshock, né da contatto diretto né da contatto indiretto, perché interviene per valori di corrente che sono ovviamente alti. (Ovviamente perché deve consentirci di prelevare la corrente che a noi serve per alimentare il nostro utilizzatore).

L'interruttore magnetotermico, dal punto di vista di infertuni elettrico, non serve rigorosamente a nulla, ma è importante per altri motivi.

Serve per proteggere il circuito, di conseguenza fa funzionare in modo corretto l'impianto di terra.

superi i 24 V. Questo perché, una tensione alternata sinusoidale a 50 Hz di 24 V efficace, è considerata internazionalmente aglio effetto del macroshock, sicura. Ciò non può produrre problemi rilevanti.

Quando si parla di impianto di terra, è importante sapere che, nel progettare, nel caso peggiore, la tensione di contatto non superi 24 V.

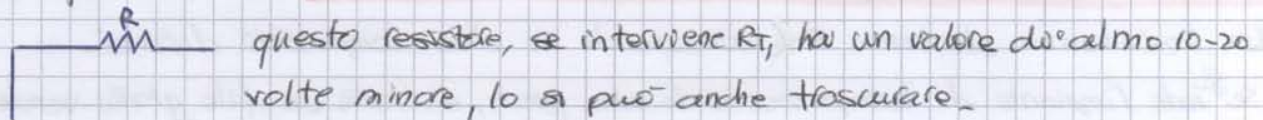
Tensioni peggiori NON nei transistori.

- ➔ Supponiamo di progettare un impianto di terra; ci si chiede quanto deve valere R_T , quest'ultima più bassa è, meglio è. Però farla bassa costa.

Allora si deve trovare un valore che vada bene, ovvero si deve considerare la condizione di V_C nel caso peggiore. Ovvero nella condizione peggiore $V_C < 24 V$ - Quanto vale V_C ?

ESEMPIO in condizione di guasto V_C , dipende da R_T e R_A e anche dalla resistenza interna del generatore. Normalmente la resistenza interna del generatore è dell'ordine delle decine o centinaia di milli Ω , quindi un valore abbastanza basso. R_T è dell'ordine delle decine di Ω .

- Se si fa il calcolo della corrente che scorre verso terra,



Di R_A non si sa ancora dire nulla, quindi si consideri il caso peggiore in $R_A = 0$, ovvero un corto circuito.



Quindi la corrente che scorrerebbe verso terra

Sarebbe: $I = \frac{E}{R_T}$

ESEMPIO

$$R_T = 2 \Omega$$

$$E = 220 V_{eff}$$

Tensione contatto = tensione rete.

$$I = \frac{220}{2} = 110 A$$

Questo è quello che capiterebbe se non ci fosse l'interruttore magnetotermico.

- Se non ci fosse R_T , il transitorio (20 millisecondi)



$$R = 2 \Omega \quad \text{per } 50 ms$$

$$I = \frac{E}{R} = 110 A \rightarrow \text{interviene l'interruttore magnetotermico, stacca e blocca la corrente.}$$

Quindi la corrente massima che si può avere verso terra, in modo continuo, è quella che l'interruttore magnetotermico lascia passare. *Per scegliere R_T

Questo significa che considero il valore massimo della corrente pari al valore massimo della corrente che può scorrere verso terra.

Se in cascata all'interruttore magnetotermico si mette l'interruttore differenziale, che non interviene in alcun modo sulla corrente erogata all'utilizzatore, lascia passare tutto, perché fin tanto che la corrente di andata e la corrente di ritorno sono uguali, va tutto bene; interviene solamente a quota parte della corrente di dispersione. Ovvero, se ci fosse la corrente che si richiude verso terra ecco che si accoglie e interviene. Allora in questo caso ^{se calcoliamo R_T} si nota che V_0 è sempre la stessa (24V), però al denominatore non si metterà più la corrente di intervento del magnetotermico, ma la corrente d'intervento dell'interruttore differenziale. L'interruttore differenziale, in questo impianto, permette di rilasciare le specifiche sull'impianto di terra. In questo modo si riducono anche i costi.

Quando si viene a creare un guasto, il percorso R_g alle volte si crea rapidamente, ma molto frequentemente R_g diminuisce progressivamente nel tempo e si ha il deterioramento di una barriera di isolamento dell'apparecchio. Questo è quello che succede in molti casi.

➔ se ci si mette nella condizione in cui si ha l'interruttore magnetotermico in cascata con l'interruttore differenziale, il dispositivo collegato a terra, R_T è stata scelta in modo adeguato e pian piano incomincia a diminuire il valore di R_g (più R_g è piccola, maggiore è la dispersione verso terra) che è un fenomeno progressivo. Inizialmente R_g è molto grande, quindi la dispersione verso terra è minore. La dispersione verso terra sarà data da $I_D = \frac{E}{R_g + R_T}$. Quando R_g inizia a diminuire, la dispersione verso terra inizia ad aumentare. Interruttore differenziale interviene quando la corrente di dispersione supera la sua soglia, ovvero i 30mA. Però poco prima che l'interruttore intervenga, il soggetto è esposto tipo per 600mV, che è piccolissima rispetto ai 24V. Allora, se è un guasto di questo tipo, l'insieme interruttore differenziale più impianto di terra dà una protezione totale dai macroshock per contatto indiretto. Questo perché si hanno tutte e due le precauzioni, interruttore differenziale e impianto a terra. Interruttore differenziale si accorge della dispersione verso terra e quando questa supera la soglia consentita interviene, invece l'impianto di terra tiene bassa la tensione di contatto fino a che non interviene il differenziale.

Quindi il macroshock per contatto indiretto si può gestire grazie all'interruttore differenziale e impianto di terra.

Cosa capita se è un guasto istantaneo?

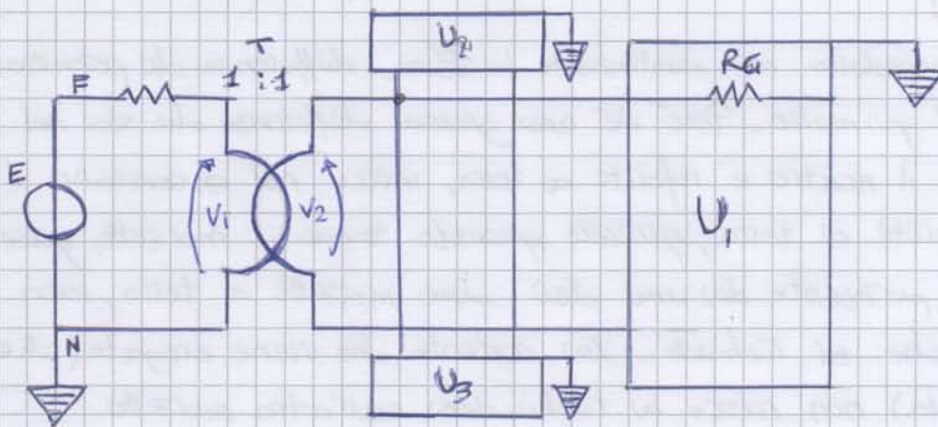
Capita che per questo 30mA, che vanno dal momento in cui il guasto è avvenuto,

Normalmente il generatore eroga soltanto la corrente I_1, I_2, I_3 necessarie per far funzionare i carichi.

Quando c'è un guasto di questo tipo I_4 cresce, perché ha la corrente necessaria per far funzionare U_1 , e quindi si aggiunge anche la corrente di dispersione verso terra. Facendo aumentare I_4 , diminuisce di molto V .

Normalmente per far funzionare correttamente gli utilizzatori si ha bisogno di una tensione applicata ai morsetti che deve avere almeno un certo valore (ovvero almeno 210V efficace). Se però questa tensione scende al di sotto dei 210V, questi utilizzatori non funzionano più. Il risultato è che un utilizzatore si è guastato, ma tutti e tre smettono di funzionare. Allora è evidente che se un utilizzatore che si è guastato, compromette anche il funzionamento degli altri due, perché la tensione che alimenta gli utilizzatori è la stessa.

Cosa si può fare?



Si può inserire in cascata al generatore di tensione un trasformatore (T), con rapporto di trasformazione (1:1) che introduce l'isolamento tra il primario e il secondario. Se si introduce il trasformatore e se

c'è un guasto, non scorre più corrente in R_g . Questo perché il secondario del trasformatore non è più riferito a terra e quindi non può più scorrere corrente, ovvero non si può chiudere la maglia. Risultato, grazie all'inserimento del trasformatore di isolamento, se anche si avesse un guasto in uno degli utilizzatori, gli altri utilizzatori continuerebbero a funzionare. Questo guasto compromette il funzionamento di uno, ma non causa una diminuzione della tensione al secondario del trasformatore perché non c'è un aumento di corrente.

A questo punto se si ha un guasto ad uno degli apparecchi collegati al secondario del trasformatore di isolamento, smette di funzionare (forse), ma tutti gli altri apparecchi rimangono in funzione.

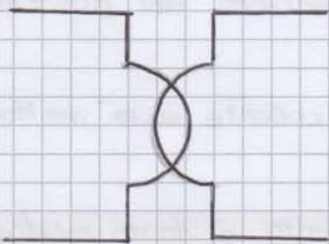
Gli apparecchi con il trasformatore sono molto utili in certi ambienti ospedalieri perché ci possono essere pazienti totalmente dipendenti dai apparecchi elettromedicali.

In conclusione il trasformatore di isolamento garantisce la protezione dai macroshock per contatto diretto solo in caso di primo guasto, invece se ci fossero più di un guasto NO.

I trasformatori di isolamento, quando vengono utilizzati, vengono limitati da un interruttore magnetotermico per limitare la massima potenza da erogare, ma è sbagliato mettere in cascata interruttori differenziali o a monte o a valle.

Si deve scegliere bene cosa collegare al trasformatore d'isolamento. Si deve far attenzione a collegare solo la strumentazione veramente critica, dalla quale il paziente dipende, perché uno strumento collegato al trasformatore d'isolamento è uno strumento in più che si può guastare e creare una condizione di primo guasto.

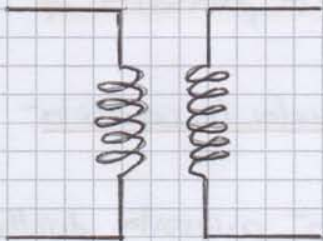
In condizione di primo guasto si perde la possibilità di tollerare un secondo guasto. Si deve collegare al secondario del trasformatore d'isolamento solo ciò che è strettamente necessario collegare; perché, è vero che gli strumenti che sono collegati al secondario sono protetti dal punto di vista della mancanza della tensione di alimentazione in caso di guasto di uno degli strumenti, però è anche vero che ogni strumento può essere motivo di guasto; quindi più strumenti sono collegati più la probabilità di primo guasto è alta.



**TRASFORMATORE
IDEALE**

Come tutti i componenti ideali, NON ESISTE.

• in generale impone un rapporto, ad esempio, tra la tensione al secondario e la tensione al primario che è indipendente dalla frequenza.



**TRASFORMATORE
REALE**

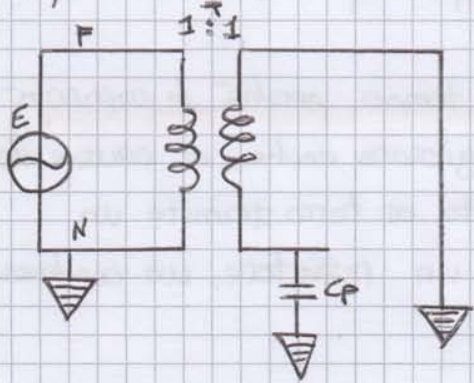
Un trasformatore reale è induttivo. Si comporta come un trasformatore ideale, solo all'interno di un certo intervallo di frequenze.

Un trasformatore reale è progettato per funzionare all'interno di una certa banda di frequenze, chiaramente comprendendo i

PRIMO
fattore importante
di NON
IDEALITÀ.

50 Hz di rete, perché deve comportarsi più possibilmente come un trasformatore ideale nell'intorno della frequenza di rete.

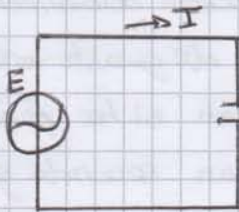
Qual'è il massimo valore di capacità parassita accettabile se la corrente di dispersione $I_D \leq 1 \text{ mA}$. Lavorando alla tensione di 220V efficaci e sapendo che il trasformatore di isolamento 1:1, cioè un trasformatore nel quale la tensione nel secondario è uguale a quella del primario. L'unica differenza tra il primario e il secondario è che, il primario è riferito a terra e invece il secondario non è riferito a terra, se non



per la capacità parassita.

Se il trasformatore fosse completamente ideale, allora il secondario sarebbe completamente isolato da terra.

Dal punto di vista fisico, al secondario si ha una tensione pari al primario. Il secondario è chiuso a terra con un morsetto e l'altro morsetto è collegato a terra tramite un condensatore. Queste due terre sono equipotenziali, allora il circuito che deriva è:



$I =$ suscettanza del condensatore per la tensione applicata.

$$I = \omega \cdot C \cdot E$$

$$\omega = 2\pi \cdot f$$

$$C \leq \frac{I}{\omega \cdot E}$$

$$C \leq \frac{10^{-3}}{3 \cdot 10^2 \cdot 2 \cdot 10^2} \approx \frac{10^{-3} \cdot 10^{-4}}{6} \approx \frac{1}{6} \cdot 10^{-7} \approx 0,15 \cdot 10^{-7}$$

$$C \leq 15 \text{ nF}$$

- Se si avesse limitata a 10 mA \rightarrow si avrebbe avuto un valore 100 volte più piccolo.

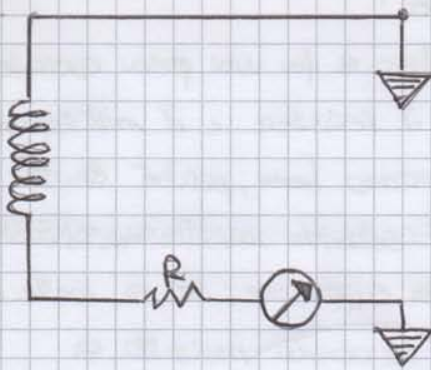
50 Hz

15 nF $\rightarrow I_{\text{disp}} \approx 1 \text{ mA}$

150 pF $\rightarrow I_{\text{disp}} \approx 10 \mu\text{A}$

È facile o difficile ricavare delle capacità parassite dell'ordine dei 15 nF?

È relativamente facile. Normalmente un trasformatore di isolamento medico, in grado di trasferire potenze dell'ordine dei 5 KW, ha una capacità parassita dell'ordine di qualche nF.

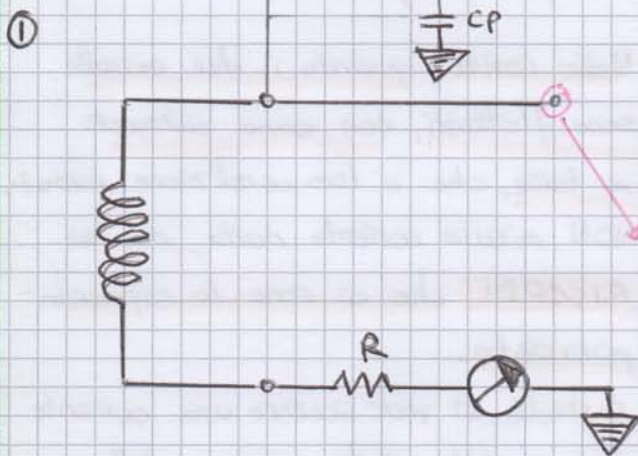


Ma se anche l'altro morsetto viene collegato a terra si legge una corrente pari a:

$$I = \frac{E}{R} \text{ . Sappiamo quanto vale } \frac{E}{R} \text{ .}$$

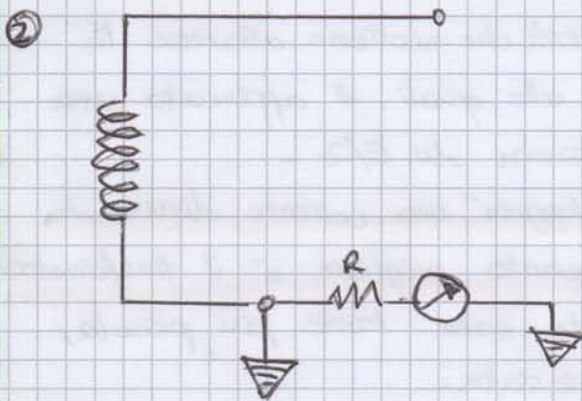
- Se nel milli Amperometro si vede scorrere una corrente pari a E/R , vuol dire che si ha un corto circuito.
- Se invece si vede scorrere una corrente nulla vuol dire che va tutto bene.
- Se si ha una corrente intermedia vuol dire che si è creato un percorso da guasto con $R_g \neq 0$.

Nella realtà se si tenesse conto della capacità parassita:



in condizioni in cui il morsetto non è collegato a nulla, si potrebbe misurare una certa corrente che è quella che scorre attraverso la capacità parassita.

se il problema dovesse nascere su questo morsetto lo si accorge.



Ma se il problema nascesse su questo morsetto non si legge nessuna corrente, perché in questa maglia non c'è alcun generatore.

Questa è un'idea apparentemente buona, che, però, deve essere adattata, utilizzata sia che si abbia corto circuito tra morsetto superiore e terra, sia che corto circuito si abbia tra morsetto inferiore e terra. Questa soluzione funziona solo nel primo caso.

Pero, non è che prima fossimo in una condizione molto diversa da questa.

Le capacità parassite le possiamo accettare al patto che siano piccole.

Quindi si può accettare il resistore R al patto che abbia un valore grande abbastanza. Grande quanto?

Le Norme dicono che la massima corrente che deve poter scorrere verso terra da un morsetto collegato a terra è pari a 1mA efficace.

In questa condizione si ha un circuito nel quale sul resistore R è applicata una tensione pari a $E/2$.

Se $E = 220\text{V}$ efficace $E/2 = 110\text{V}$ efficace.

Se $R = 110\text{k}\Omega \rightarrow$ la massima corrente che può scorrere quando uno qualunque dei due morsetti è collegato a terra sarà: $I = \frac{110}{110\text{k}\Omega} = 1\text{mA}$.

Questo è il principio di funzionamento di un circuito molto importante:

Monitor di isolamento, del quale, tutti i trasformatori d'isolamento di impiego medicale devono essere dotati.

Nella realtà NON c'è un milliamperometro, ma ci sarà un circuito elettronico che misura la corrente che scorre da R verso terra e se la corrente raggiunge il valore di 1mA , da un certo in poi si attiva l'allarme.

L'allarme deve essere ripetuto nell'ambiente. Nelle Sale operatorie ci deve essere un quadro visibile, nel quale c'è una lampada rossa e una suoneria, che entrano in funzione in caso in cui la corrente che scorre in R superi una certa soglia.

Il monitor di isolamento è importante perché se ci fosse un guasto, la segna sarebbe superata e avremmo un'indicazione che il trasformatore, si dice, ha perso isolamento. Quando ha perso la capacità di proteggere il soggetto da primo guasto.

È importante saperlo perché il chirurgo saprà che non è più in condizione di sicurezza e sarà lui decidere il da farsi.

del primario. Perché invece di lavorare con una tensione di 220V efficace, se si lavorasse con una tensione al di sotto dei 24V efficace, si è in condizione di sicurezza per quanto riguarda il macroshock. Quindi è ragionevole utilizzare il trasformatore di alimentazione, (o trasformatore di isolamento).

(Il trasformatore di isolamento è un oggetto inserito nell'impianto di distribuzione dell'energia elettrica).

All'interno del singolo strumento, il trasformatore di alimentazione introduce isolamento, perché primario e secondario sono isolati.

Si ha un collegamento alla rete, ma al secondario oltre ad avere una tensione differente dal primario (tipicamente un trasformatore $N:1$, trasformatore che produce una diminuzione del valore efficace della tensione).

Il trasformatore di alimentazione è l'oggetto che garantisce l'isolamento fondamentale ovvero l'oggetto all'interno dell'apparecchio garantisce l'isolamento ^{dai circuiti} dell'apparecchio dalla rete e dalla terra.

Per essere certi che il contenitore dell'apparecchio mantenga un potenziale di contatto sufficientemente basso, bisogna necessariamente collegarlo a terra. Quindi si prende un cavo e si collega all'impianto di terra. Questo collegamento si chiama collegamento alla terra di protezione (P.E.).

Tutti gli apparecchi elettromedicali che possono contare unicamente su un isolamento fondamentale devono essere collegati alla terra di protezione.

Tutti questi apparecchi vanno sotto il nome di apparecchi di classe I.

Quindi gli apparecchi di classe I devono essere sempre collegati alla terra di protezione (P.E.). Questo vale per gli elettromedicali ma anche per gli elettrodomestici.

Tutti gli apparecchi che possono disporre di una barriera di isolamento fondamentale appartengono alla classe I e tutte le parti metalliche accessibili presenti sul contenitore devono necessariamente essere collegate a terra.

Se consideriamo la presa e la spina; la presa alla quale colleghiamo il dispositivo e la spina dell'apparecchio.

Se consideriamo la spina, deve essere dotata di tre morsetti.



2 morsetti laterali che sono uno per la fase e uno per il neutro.

il terzo morsetto in centro, è il morsetto collegato alla terra di protezione (P.E.)

Nella maggior parte degli utilizzatori queste 3 sono contenute in un unico cordone. Guardando la presa anche essa deve essere dotata di terra di protezione.

Alimentazione Entrocontenuta (classe III) significa che l'apparecchio elettromedicale è alimentato da una sorgente di energia elettrica che corrisponde ai: degli accumulatori contenuti all'interno dell'apparecchio.

Esempio: Radiomicrofono → se fosse un apparecchio elettromedicale può essere classificato come alimentazione entrocontenuta perché funziona grazie a due pile che sono inserite nell'apparecchio.

Questo tipo di classificazione di solito si applica per gli utilizzatori.

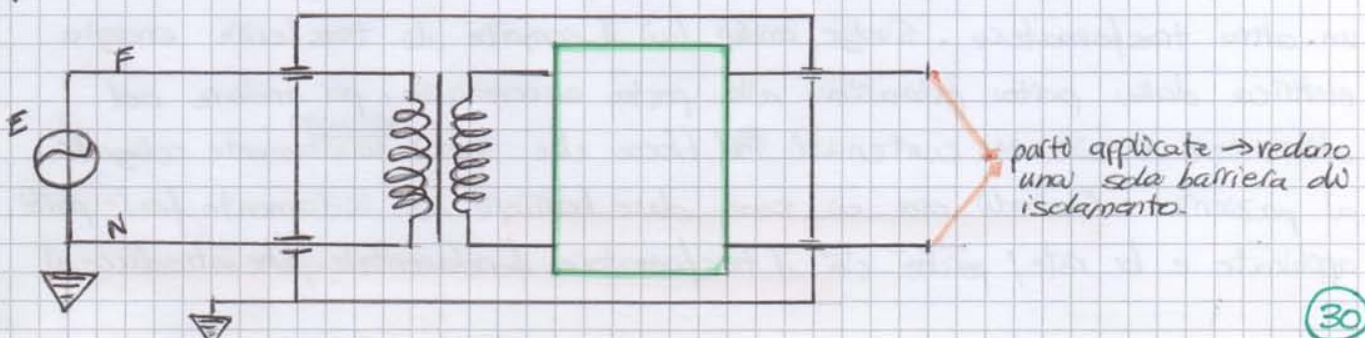
Un tempo l'alimentazione Entrocontenuta era considerata la classe III, poi nelle ultime 2 norme è scomparsa la classe III e ha preso la denominazione attuale; è unicamente un cambio di terminologia ma i contenuti sono gli stessi. (Ad esempio il cellulare è un tipico apparecchio di alimentazione entrocontenuta; è un apparecchio con alimentazione entrocontenuta quando lo si usa, ma si potrebbe collegare alla rete elettrica e usarlo.)

Se un apparecchio per alimentazione entrocontenuta non consente il collegamento alla rete elettrica allora è un'alimentazione entrocontenuta vera e propria. Se consente il collegamento alla rete elettrica per ricaricare la batteria, allora nel momento in cui il collegamento alla rete elettrica è presente il dispositivo diventa un dispositivo di classe I o II, a seconda delle modalità costruttive dell'alimentatore.

Si fa questa suddivisione in classi perché i rischi di tipo elettrico sono diversi negli apparecchi di classe I, II e con alimentazione entrocontenuta.

Quindi quella più pericolosa è la classe I e quella meno pericolosa è quella ad alimentazione entrocontenuta se non è collegata alla rete elettrica. Se la suddivisione in classi è legata alla pericolosità è evidente che ci saranno delle prescrizioni costruttive; ovvero si parla di norme che danno prescrizioni costruttive, specifiche per gli apparecchi elettromedicali.

Un apparecchio elettromedicale ha un'altra caratteristica interessante. Talvolta l'apparecchio elettromedicale ha delle parti applicate. Sono quelle parti che appartengono all'apparecchio elettromedicale e che vengono applicate sul paziente.



il trasformatore di alimentazione; e c'è l'alto trasformatore che serve per fornire unicamente l'energia necessaria a far funzionare i circuiti direttamente collegati al paziente. Questo non basta, perché si pensa di avere un elettrocardiografo il quale per avere un segnale sul paziente, che devono essere trasferito ai circuiti che lo rendono disponibile rappresentato sul monitor, per essere stampato ecc... Allora si aggiunge un amplificatore di isolamento.

Un amplificatore che consenta di trasferire il segnale dalla parte applicata alla parte non applicata, però introducendo isolamento di tipo elettrico. *

Un apparecchio con due barriere di isolamento è un apparecchio di tipo BF.

* (quindi un amplificatore serve per trasferire i segnali che sono stati prelevati dal paziente e che sono stati amplificati nel circuito collegato direttamente al paziente e lo trasferisce al circuito che invece non è collegato direttamente al paziente e che usufruisce di una sola barriera di isolamento).

Se questi due barriere e questo amplificatore di isolamento fossero ideali, (se si collegasse uno dei due morsetti alla terra di protezione si verrebbe una corrente di dispersione nulla $I_d = 0$). La corrente di dispersione è quella corrente a 50 Hz dovuta prevalentemente agli accoppiamenti capacitivi dovute alle capacità parassite. In questo caso le capacità parassite non ci sono e quindi non si può richiudere corrente verso terra perché le parti applicate sono isolate due volte rispetto a terra e rispetto alla rete. Quindi la corrente di dispersione dovrebbe essere nulla.

Diciamo dovrebbe, perché le capacità parassite sono (è chiaro che i trasformatori e l'amplificatore di isolamento sono tanto migliori quanto più piccole sono le capacità parassite) piccole e ci sono. Allora se ci sono delle capacità parassite la corrente di dispersione dalle parti applicate verso terra non sarà uguale zero, ma sarà $I_d \neq 0$.

Nel caso degli apparecchi di tipo BF le correnti di dispersione verso terra in condizione di normale funzionamento devono essere minore o uguale a $100 \mu A$ ($I_d \leq 100 \mu A$). $100 \mu A$ è un valore basso che dà sicurezza nel momento in cui si hanno gli elettrodi applicati sulla cute del paziente; però non è un valore basso abbastanza per garantire sicurezza, quando si dovessero avere dei cateteri che entrano all'interno del paziente.

Allora per garantire un livello di sicurezza maggiore in una struttura in cui ci sono due barriere di isolamento si introduce una terza classe di tipo CF.

CF sta a significare flottante, perché le parti applicate sono flottanti.

È abbastanza frequente che su un paziente siano collegati due o più apparecchi elettromedicali. Allora può capitare che alcuni di questi apparecchi tentino di far scorrere verso terra delle correnti che riescono a trovare il percorso massa impedenza attraverso ad uno degli strumenti applicato. Allora in questi casi ci sono due o tre strumenti che forzano corrente e uno che fornisce corrente verso terra.

Nel caso delle correnti di dispersione, questi valori valgono sia per le correnti di dispersione proprie ovvero quelle dovute all'apparecchio elettromedicale, sia per le correnti di dispersione dovute ad altri apparecchi collegati alle parti applicate dell'apparecchio che si considerano.

Corrente Ausiliaria è una corrente che l'apparecchio elettromedicale deve far

Sulla NORMA c'è una tabella che definisce i valori accettabili della corrente di dispersione e della corrente Ausiliaria = corrente che l'apparecchio elettromedicale deve far passare nel paziente perché svolga la sua funzione.
La tabella è divisa in:

	1 barriera TIPO B		2 barriere TIPO BF		3 barriere TIPO CF	
	NC Normal condition. in condizione di normale funzionamento.	SFC Single fault condition. condizione di primo guasto.	NC	SFC	NC	SFC
Corrente Continua	$I_n \leq 10 \mu A$	$I_n \leq 50 \mu A$	$I_n \leq 10 \mu A$	$I_n \leq 50 \mu A$	$I_n \leq 10 \mu A$	$I_n \leq 10 \mu A$
Corrente alternata	$I_n \leq 100 \mu A$	$I_n \leq 500 \mu A$	$I_n \leq 10 \mu A$	$I_n \leq 50 \mu A$	$I_n \leq 10 \mu A$	$I_n \leq 50 \mu A$

Gli effetti della corrente continua sono USTIONI di tipo chimico, quindi si pone una limitazione alle componenti continue, delle correnti ausiliarie e delle correnti di dispersione.

Le correnti alternate possono essere causa di microshock.

La corrente di dispersione del paziente è divisa in due regole:

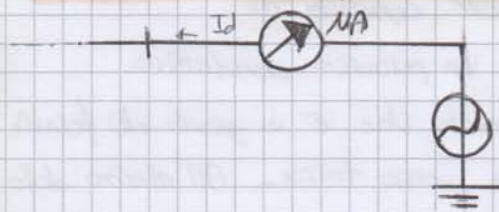
	Continua		Alternata		C	A	C	A	C	A	C	A
Connessione paziente verso Terra	10 μA	10 μA	50 μA	50 μA	10 μA	10 μA	50 μA	50 μA	10 μA	10 μA	50 μA	50 μA
Corrente paziente dovuta ad una tensione esterna da un pin d'ingresso	500 μA	500 μA	4 mA	500 μA	50 μA	100 μA	4 mA	500 μA	50 μA	100 μA	50 μA	50 μA

↳ dipende dalla pressione esterna → la norma dice bisogna essere nella conduzione peggior caso -

e il secondario viene avvolto uno strato di materiale isolante. Questo materiale isolante è il dielettrico di una capacità parassita che collega il primario al secondario. Con il passare del tempo, le caratteristiche dei materiali tendono a cambiare. Allora un dielettrico che ha certe caratteristiche dopo un certo arco di tempo avrà altre caratteristiche. Dal punto di vista d'isolamento peggiorano. Questo significa che se compri un certo apparecchio elettromedicale e si misurano le correnti di dispersione; queste correnti di dispersione misurate nel tempo tenderanno ad aumentare. Perché con il passare degli anni le capacità parassite, all'interno dell'apparecchio tendono a peggiorare. Quando si usa un apparecchio lo si sottopone a stress di tipo meccanico, elettrico... è sottoposto a colpi termici... Questo sono altri motivi che portano al peggioramento delle capacità parassite. Per tutti questi motivi le correnti di dispersione devono essere verificate periodicamente, per lo meno una volta l'anno.

Come si misurano le Correnti Di Dispersione?

Le correnti di Dispersione si misurano standardmente inserendo un microamperometro.



Se si prende la Norma, dice: che la corrente di dispersione deve essere misurata tenendo conto delle caratteristiche di resistività del corpo umano. Cioè si vuole sapere la corrente che scade nel soggetto qualora fosse inserito nel percorso.

La Norma definisce un circuito semplice che rappresenta il comportamento standard del corpo umano rispetto alle correnti di dispersione.

Quindi se si vuole misurare la corrente di dispersione non si può fare con un microamperometro, ma esiste un misuratore di corrente.

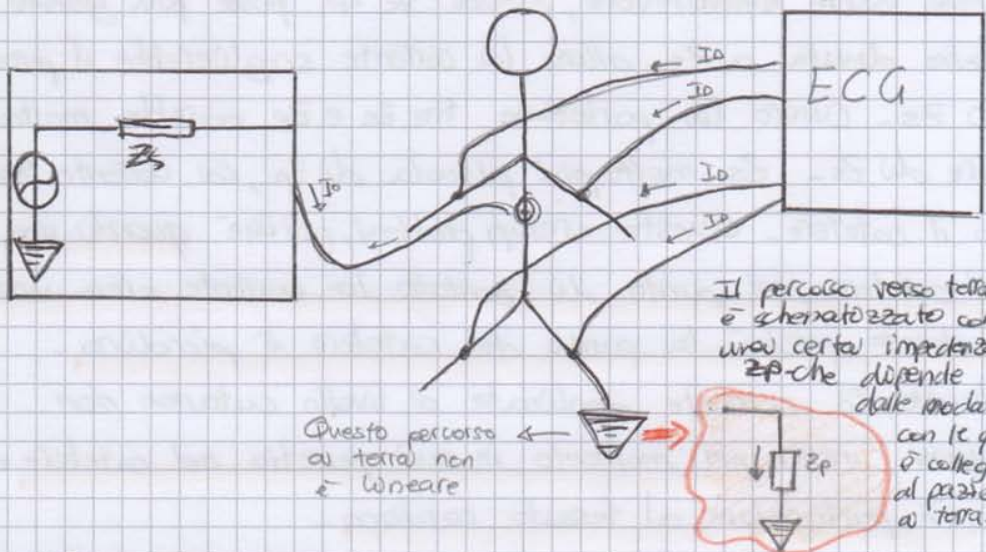
RISPOSTA ERRATA → Tramite un Microamperometro (si legge solo il valore, ma non misura la corrente.)

RISPOSTA CORRETTA → Tramite un misuratore di corrente di Dispersione.

La causa principale del microshock è quello di ricercare nelle correnti di dispersione in uno o più apparecchi elettromedicali collegati ad un paziente dotato di un percorso conduttivo verso l'interno del corpo umano; in particolare verso la camera cardiaca o in prossimità del cuore.

La situazione può complicarsi -

Quelli ambienti in cui sono presenti pazienti a rischio di microshock, normalmente sul paziente sono applicati più apparecchi dotati di parti applicati. Ad esempio un elettrocardiografo.



Questo elettrocardiografo non è collegato direttamente al muscolo cardiaco; non è collegato al paziente tramite elettrodi posizionati sulla cute.

Quindi questo elettrocardiografo può anche essere di

altri tipi, non necessariamente di tipo CF. Questo perché non è dotato di cateteri in contatto con la cavità cardiaca o che arrivano nelle vicinanze del cuore. Allora questo strumento può tentare di forzare una corrente di dispersione sul paziente attraverso i suoi elettrodi. Tutti gli elettrodi collegati al paziente possono essere causa di correnti che partono dall'elettrocardiografo sul paziente. Questa corrente cerca un percorso verso terra. Lo trova poiché il paziente è collegato a terra. Se questa corrente si richiude a terra, anche se la corrente dovesse essere dell'ordine dei 100-150-200 μA , fin tanto che trova il modo di richiudersi a terra, senza coinvolgere il catetere NON capita niente. Se il paziente non avesse il catetere, sarebbe nella condizione di sicurezza totale.

Se l'elettrocardiografo dovesse forzare una corrente di dispersione, questa tenta di richiudersi verso terra ~~non concentrandosi sulla cavità cardiaca~~. Quindi la quota di parte di corrente che potrebbe attraversare la cavità cardiaca sarebbe diversa da zero, ma sarebbe piccolissima perché questo 200 μA si dividono un po' su tutta la sezione del paziente.

Il problema nasce dal fatto che la corrente di dispersione che entra nel paziente attraverso gli elettrodi posizionati sulla cute. Quindi quando entra nel paziente non può creare danni perché la superficie di contatto degli elettrodi fa sì che la densità di corrente sotto questi elettrodi sia in grado di non dare alcuna sensazione al soggetto. Il soggetto non se ne accorge.

Questa corrente tenta di richiudersi a terra attraverso a tutti i percorsi (34)

grande. Quindi la corrente tende a seguire il percorso di Z_p , che non crea problemi. Ecco la ragione per cui si deve usare la strumentazione CF per tutti quegli strumenti ai quali sono collegati le parti conduttive, che possono entrare in contatto con il muscolo cardiaco del paziente, e una condizione necessaria per la prevenzione del microshock.

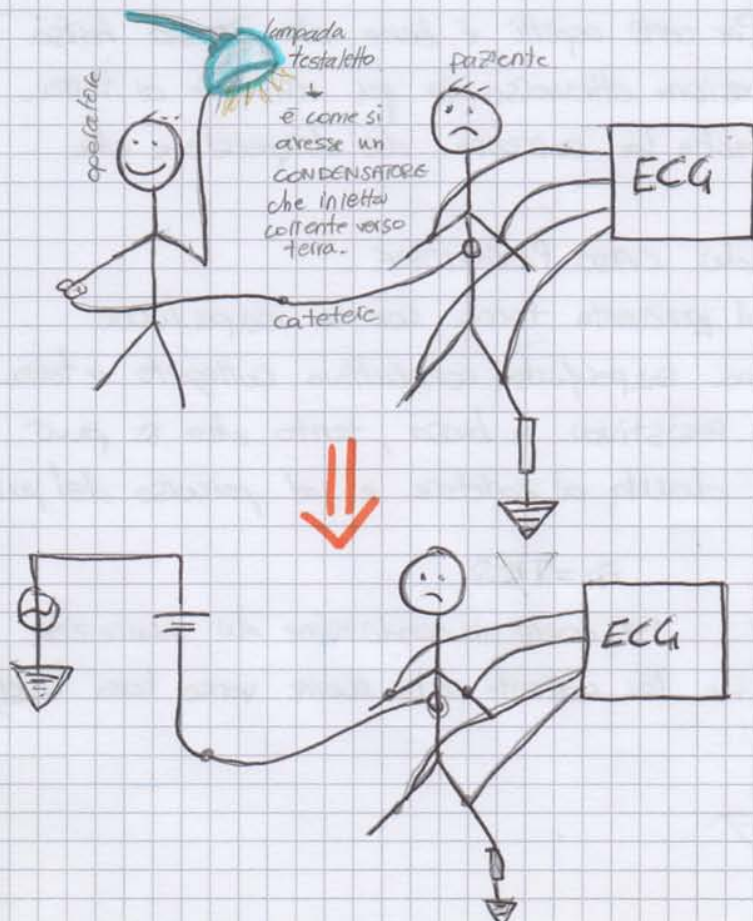
Prima condizione per prevenire al microshock è utilizzare strumenti di tipo CF. Meglio ancora se si utilizzano, per tutti gli strumenti con parte applicata collegata al paziente, strumento di tipo CF.

In questa condizione si hanno due limitazioni:

- una, effettuata dallo strumento attraverso al quale la corrente tenta di richiudersi attraverso terra;
- la seconda, fatta dallo strumento che rientra; esso vuol dire che se ECG è lo strumento CF del funzionante, la somma delle correnti che è dato dagli elettrodi del paziente non può superare i 10 mA. Ragione per cui la corrente che si potrebbe richiudere eventualmente attraverso lo strumento, se anche lui non fosse CF, non potrebbe superare la corrente di leakage.

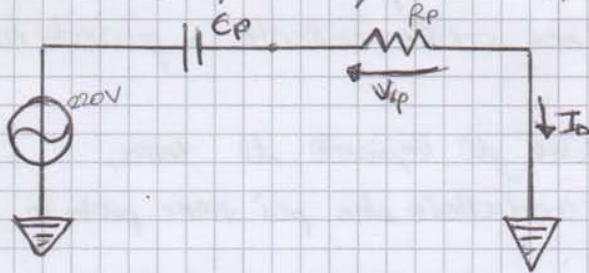
Quando l'uso di strumentazione di tipo CF ci mette in una condizione di relativa sicurezza.

In realtà quando si capì cos'è il microshock il problema non era di tipo strumentale.



c'è il paziente sul lettino, una lampada testaleto che illumina il soggetto (paziente). Se collegassimo il riflettore a terra si scopre che scorre una corrente dell'ordine delle decine μA . Questa corrente è dovuta al fatto che all'interno del porta lampada c'è una parte collegata alla fase. Tra la parte metallica del porta lampada e il metallo del riflettore, tra i quali c'è un dielettrico, si forma una capacità parassita. L'operatore tocca con una mano il catetere e con l'altra la lampada. La lampada è vista come

Nel caso del percorso paziente Z_p in realtà è puramente resistivo.



Qual'è la massima caduta di tensione che si può accettare su R_p ?

Se $I_0 \leq 10 \mu A$ -

Se si vuole una corrente pari a $10 \mu A$

V_{rp} deve essere $V_{rp} = 10 mV$. Questo

significa che vanno bene le cose se

$V_{rp} \leq 10 mV$. V_{rp} è la caduta di tensione sul catetere, tra l'inizio del catetere e il tessuto, perché il tessuto è stato assunto al potenziale di terra.

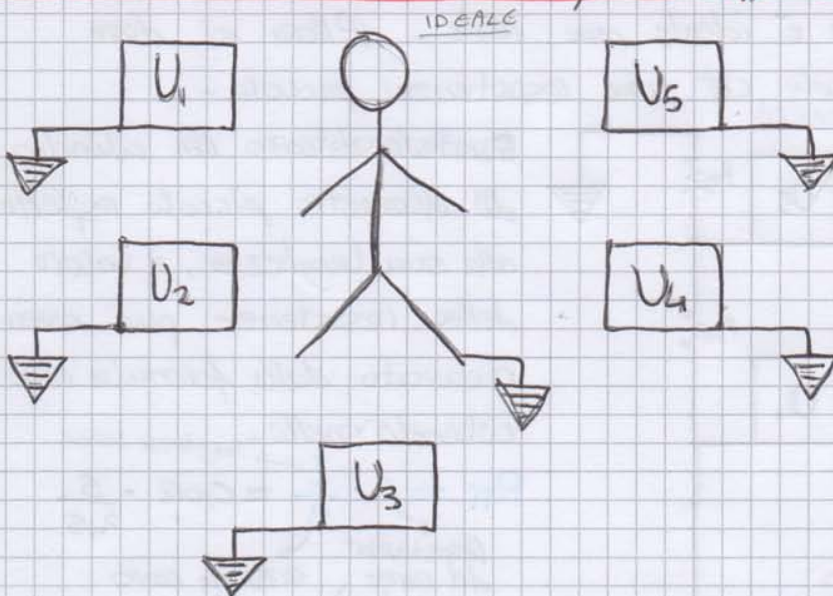
Si scopre che bastano delle differenze di potenziale molto piccole per indurre le correnti nel nodo del catetere che sono già pericolose.

Se si avesse tra la cute del catetere e gli elettrodi, una ddp dell'ordine di $60 \div 70 mV$, si avrebbe nel catetere una corrente di $60 \div 70 \mu A$.

Quindi si sarebbe in condizione di pericolo per microshock.

Questa quindi è una situazione di pericolo. Co si accorge che ddp delle decine di millivolt causano pericolo di microshock.

Da cosa sono causate queste differenze di potenziale?



Abbiamo il nostro paziente, intorno al quale ci sono un certo numero di apparecchi elettromedicali. Alcuni di questi apparecchi possono avere parti applicate. Questi apparecchi elettromedicali supponiamo che siano di classe I, in teoria dovrebbero essere tutti collegati alla terra di protezione.

Se questi apparecchi elettromedicali fossero tutti effettivamente collegati alla terra di protezione in modo ideale. Il potenziale dei contenitori sarebbe esattamente identico.

Se ad esempio il soggetto avesse un catetere e se andassi a toccare la punta del catetere e uno qualunque degli aghi metallici non capita niente. Questo perché ai capi del catetere, si ha un potenziale pari a zero. Perché lo stesso potenziale lo si trova sul paziente e all'estremità.

Se prendiamo $I_D \approx 5 \text{ nA}$ $R_{Ti} = 40 \text{ M}\Omega$

$$V = 5 \cdot 10^{-3} \cdot 40 \cdot 10^{-3} \approx 200 \mu\text{V}$$

Questo vuol dire che, ad esempio tra U_S e U_L ci potrebbe essere una differenza di potenziale dell'ordine dei $200 \mu\text{V}$. Questo valore è accettabile.

se le cose andassero così andrebbe bene.

Una differenza di potenziale di $200 \mu\text{V}$ applicata sul nostro catetere ci darebbe una corrente nel catetere dell'ordine dei 200 nA che è una condizione di assoluta sicurezza per il microshock.

C'è un problema! Questo cavo proviene da un altro ambiente, nel quale non sappiamo cosa ci sia. Ovvero nell'altro ambiente ci saranno come minimo un certo numero di altri utilizzatori; ma di questo utilizzatori alcuni potrebbero non essere degli apparecchi elettromedicali, oppure un utilizzatore guasto che può portare correnti di dispersione alte.

Una corrente di dispersione dell'ordine di 1 A , ^{dicevi} si potrebbe non accorgersene. Se nell'ambiente vicino si trovasse un apparecchio particolare, non si avrebbe un interruttore differenziale a 30 mA . Si dovrebbe avere interruttori differenziali con soglia più alta ad esempio di 1 A .

Tra gli apparecchi si vuole avere una ^{diff.} potenziale che non superi i 10 mV .

Allora il nostro impianto di terra non è in grado di garantire che questo armadio metallici siano sufficientemente equipotenziali.

Dal punto di vista dell'impianto di terra va benissimo, perché se si è fatto bene i conti, si avrà dimensionato R_T in modo da garantire che il potenziale di contatto sia sufficientemente basso.

Quì il problema è la diversità tra il potenziale di contatto degli apparecchi intorno al paziente. Non garantisce che il potenziale di U_1, U_2, U_3, U_4 e U_S siano simili abbastanza da scongiurare il pericolo di microshock.

Se si vuole che le cose vadano meglio, si deve garantire una maggiore equipotenzialità di questi apparecchi.

Abbiamo visto come la differenza di potenziale che si genera su R_{T1} si somma a quella che si genera su $R_{T2}, R_{T3}, R_{T4}, R_{T5}$ per far in modo che la differenza di potenziale tra U_1 e U_S , sia la somma di tutte le tensioni che cadono su U_1, U_2, U_3, U_4, U_S . È chiaro che se si hanno ancora più nodi, il problema è ancora peggiore.

Per risolvere questo problema, bisogna cambiare totalmente la topologia dell'impianto, che non si chiama più impianto di messa a terra.

Bisogna garantire l'equipotenzialità di U_1, U_2, U_3, U_4, U_S .

Se si avessero correnti di dispersione dell'ordine dei mA in tutti gli apparecchi, al più tra due qualunque degli apparecchi, indipendentemente dal numero di apparecchi che si hanno, si potrebbe avere una differenza di potenziale che va da zero a μV . Così si garantisce una grossa equipotenzialità di questi apparecchi. Al più si potrebbe dire che tra due qualunque di questi apparecchi la differenza di potenziale massima sarà minore di $80 \mu\text{V}$. Questa è una condizione soddisfacente. Quindi questo nodo ha il compito di mantenere allo stesso potenziale tutti gli apparecchi. Questo nodo prende il nome di nodo equipotenziale. È molto importante perché se tutti gli apparecchi, non solo quelli elettromedicali, che ci sono attorno al paziente (detto spazio paziente), sono collegati al nodo equipotenziale, non è più possibile che l'operatore, toccando uno o più apparecchi e il catetere, crei problemi al paziente.

La situazione è un po' peggiore di quella reale perché in realtà, quando si vanno a vedere le norme che regolano la costruzione degli impianti elettrici ospedalieri;

Norma 64-8 dicono che la lunghezza del cavo per il nodo equipotenziale non deve essere superiore a 12 m, ma la sezione del cavo deve essere pari ad almeno 16 mm^2 .

ESEMPIO $R_{Ti} = \rho \cdot \frac{l}{S} = 0,018 \cdot \frac{12}{16}$ $R_{Ti} \approx 13-14 \text{ m}\Omega$

La Norma dà questo valore, poiché se si hanno lunghezze dei cavi minori è meglio.

In queste condizioni la differenza di potenziale sarà attorno ai $25-30 \mu\text{V}$.

Si vuole che l'impianto funzioni bene, non solo in condizioni normali, ma anche in condizioni di eventuale primo guasto di un apparecchio.

Questi apparecchi sono alimentati:

- e da sottotrasformatore di isolamento. Questo soprattutto se sono apparecchi critici. Però ci sono apparecchi che non sono critici.
- Norma degli impianti prescrive che ciò che non è sottotrasformatore di isolamento, ciò che non è carico speciale sia sotto interruttore differenziale.

Tutto questo vuol dire che se si avesse un guasto in uno degli apparecchi, ci si potrebbe aspettare al più una corrente di dispersione minore di una 30 mA . Anche in condizioni di primo guasto si può avere in uno di questi resistori, una corrente di 30 mA , di più impossibile, poiché interverrebbe l'interruttore differenziale.

PRELIEVO DI BIOPOTENZIALI

Il prelievo di biopotenziali è importante perché all'interno del corpo umano ci sono numerose sorgenti di biopotenziali, tipo il cuore, muscoli ecc...

Diventa abbastanza interessante per investigare le funzioni degli organi che generano potenziali elettrici.

Per prelevare biopotenziale si devono sempre utilizzare degli elettrodi.

Gli elettrodi possono essere suddivisi in 2 categorie:

- elettrodi a contatto; sono elettrodi che stabiliscono un contatto diretto con un tessuto o con la cute.
- elettrodi non a contatto, sono isolati rispetto alla cute o al tessuto.

Quello più comuni e che sono utilizzati maggiormente sono quelli a contatto.

Quello che si vuole fare è arrivare ad un modello elettrico dell'elettrodo, applicando la conoscenza dell'elettronica e dell'elettrotecnica.

Il prelievo di biopotenziali è un problema tipicamente di tipo elettronico.

Nel considerare la catena di amplificazione del biopotenziale, gli elettrodi sono un punto importante della catena e dobbiamo sapere come trattarli dal punto di vista elettronico. Quindi il primo obiettivo è quello di ricavare il modello degli elettrodi. Si usano dei modelli formati da sottosistemi di componenti del modello principale. Per arrivare a questo modello si deve capire l'elettrodo, ovvero capire quali sono i fenomeni di tipo chimico e fisico che avvengono all'interfaccia tra elettrodo e cute (tessuto).

Siamo interessati a misure in vivo (misure eseguite su organismi viventi) o misure in vitro (misure che si eseguono su liquidi corporei o tessuto corporeo, estratti dal corpo umano e considerato separatamente dal corpo umano).

In entrambi i casi è quello di caratterizzare i liquidi, i tessuti dal punto di vista fisico, chimico e biologico. Per far ciò utilizzeremo:

➔ Sensori: un sensore è un dispositivo in grado di convertire un parametro fisico, in generale, in un segnale di tipo elettrico.

Esempio: sensore di temperatura, sensore di concentrazione di sodio in una soluzione acquosa.

Quello che si vuole fare è usare il sensore necessario per tradurre una variazione o un parametro di tipo fisico, elettrico, chimico, biologico in un segnale di tipo elettrico. Dove per segnale di tipo elettrico si intende in una tensione, corrente o in una carica.

I sensori fanno parte della famiglia più ampia dei

Quando applichiamo un elettrodo sul corpo umano non si comporta come un connettore. Questo perché all'interno del corpo umano tutte le correnti sono sostenute da flussi di ioni; mentre quando si collega l'elettrodo all'ingresso dell'amplificatore, nel circuito che collega l'elettrodo all'ingresso dell'amplificatore, non si opera una conversione dell'energia elettrica, poiché sia nel corpo umano che nell'amplificatore c'è energia elettrica. Ma si ha una conversione di energia elettrica totalmente diversa. Quella presente nel corpo umano è sostenuta da flussi di ioni, quella utilizzata nell'amplificatore è sostenuta da flussi di elettroni.

Allora se si vuole collegare il corpo umano all'amplificatore ci vuole un oggetto che consente di convertire segnali elettrici dovuti a flussi di ioni in segnali elettrici dovuti a flussi di elettroni. Questo oggetto è a tutto gli effetti un trasduttore o in particolare un sensore.

Vorremmo che l'elettrodo si comportasse come un connettore, ossia avesse una funzione di trasferimento unitaria su tutto l'intervallo di frequenza che costituiscono segnali di nostro interesse. Se così fosse avremmo la certezza di trasferire tutti i segnali senza attenuarli e senza distorcerli.

Vorremmo che l'elettrodo (sensore) si comportasse come un connettore, però i sensori hanno la funzione di trasferimento che non dipende solo da loro, ma dipende dal circuito al quale sono collegati, e quella funzione di trasferimento non è detto che abbia le caratteristiche che vogliamo; ovvero non è detto che introduca attenuazione nulla su tutto l'intervallo di frequenze di nostro interesse.

Il motivo per il quale si vuole arrivare a costruire il modello è perché si vuole avere un modo di modellizzare il comportamento dell'elettrodo per i biopotenziali.

Elettrodo per biopotenziali: agisce come interfaccia tra i cambiamenti elettrici nel corpo umano e il dispositivo di misura. Non è come un metallo che conduce questo cambiamento di tipo elettrico come se fosse un connettore, è qualcosa di più complesso perché nel corpo umano la corrente portata è dovuta ai ioni; mentre se si considera l'amplificatore, la corrente è dovuta ad elettroni. Allora gli elettrodi per biopotenziali devono convertire l'energia sotto forma di flussi ionici, e perciò avranno una funzione di trasferimento che si dovrebbe studiare e non è detto che sia unitaria ovunque.

Grazie a cosa avviene la conversione tra energia elettrica dovuta a flussi di ioni ed energia elettrica dovuta a flussi di elettroni?

Il cambiamento avviene al livello di interfaccia tra il metallo / o materiale conduttivo che costituisce l'elettrodo e il corpo umano.

Gli ioni metallici, quando passano in soluzione sono soggetti a due forze:

- Diffusiva che tende ad allontanare dalla barretta. Inizialmente la concentrazione di ioni C^+ sarà maggiore nell'intorno della barretta piuttosto che nel resto della soluzione. Questo perché gli ioni nascono al contatto con la barretta. Subito dopo aver messo la barretta nella soluzione, se si va a vedere dove sono presenti gli ioni C^+ , si scopre che tendono ad essere presenti in concentrazione maggiore in prossimità della barretta. Mentre se ci allontaniamo dalla barretta ionica C^+ non si trovano. ^{si è} Se in una soluzione o in un gradiente di concentrazione; in questo caso ioni che danno il gradiente, tendono a muoversi in modo tale da portare questo gradiente ad annullarsi. Quindi tendono a distribuirsi in modo uniforme nella soluzione. Questo avviene grazie al fatto che sul singolo agisce una forza di tipo diffusivo che tende ad allontanare lo ione dalla barretta. La barretta, però, contemporaneamente assume una carica negativa, perché nella barretta c'è un surplus di elettroni che derivano dal fatto che atomi metallici hanno perso uno o più elettroni e sono passati in soluzione sotto forma di ioni. Quando la barretta avrà un surplus di elettroni e tenderà ad essere caricata negativamente.
- Attrattivo, lo ione C^+ verrà attratto verso la barretta che è carica negativamente.

Si vuole vedere cosa succede quando questo transitorio è terminato.

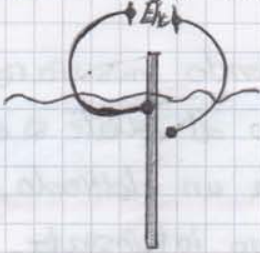
Si scopre che gli ioni C^+ si sono portati nell'intorno della barretta in soluzione ad una distanza tale da far sì che la forza di tipo diffusivo e quella di tipo attrattivo siano eguali in modulo. Una tende a tirare sulla barretta (forza attrattiva) e l'altra tende ad allontanarli (forza diffusiva). Se mettiamo il nostro ione in una posizione nella quale le due forze siano eguali in modulo, queste due forze tendono ad annullarsi. Ragione per cui quella è una posizione nella quale lo ione può permanere. Questa è una condizione di equilibrio dinamico, nel senso che basta un po' di movimento dovuto anche solo ad una agitazione termica per far sì che lo ione si avvicini di più alla barretta e venga catturato. Però, nell'unità di tempo, se uno ione viene ricatturato dalla barretta e si rilega con un elettrone, un altro ione nella barretta perderà l'elettrone e passerà in soluzione e si andrà a mettere ad una distanza dalla barretta in cui le due forze sono uguali in modulo.

Se intorno alla barretta si viene a creare la distribuzione di cariche positive, le quali tendono ad attirare verso di sé gli elettroni che sono presenti nella barretta e che sono liberi di muoversi nel reticolo cristallino del metallo.

Nel momento in cui si introduce la barretta nella soluzione acquosa, si viene

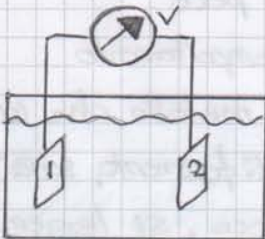
della barretta, e quindi la differenza di potenziale sarà maggiore.

Per caratterizzare i metalli che si possono utilizzare per realizzare elettrodi, un'idea potrebbe essere quella di misurare la differenza di potenziale che si viene a creare tra il metallo e la soluzione. Come si potrebbe fare?



Si può prendere un cavetto metallico e collegarlo al metallo che costituisce l'elettrodo; così questo cavetto metallico si porterà al potenziale dell'elettrodo. Poi si potrebbe poter disporre di un altro cavetto metallico dal quale mettere in contatto diretto con la soluzione.

Però questo non è possibile perché se si prende il secondo cavetto metallico e si mette a contatto con la soluzione succede come nella situazione precedente. Infatti il cavetto che serve per misurare la differenza di potenziale è un altro elettrodo. Quella che si viene a creare è una cella elettrolitica; ovvero si ha:



la soluzione, l'elettrodo 1, un cavetto che va in soluzione e dal origine all'elettrodo 2. Mettiamo un misuratore di tensione per misurare la differenza di potenziale tra i due elettrodi.

Nell'ipotesi che il secondo elettrodo sia un elettrodo che permette di stabilire un contatto ideale (cosa che non è mai possibile), il potenziale che si andrebbe a misurare è quello che va sotto il nome di potenziale di semicella. Viene detto semicella, perché una cella elettrolitica è composta da due elettrodi, e quello che si misura in questo caso è la differenza della differenza di potenziale tra l'elettrodo 1 e la soluzione e la differenza di potenziale tra l'elettrodo due e la soluzione. Se si ipotizza che l'elettrodo due è ideale, si ha la possibilità di misurare direttamente la differenza di potenziale tra la soluzione e l'elettrodo 1. Quindi viene detto potenziale di semicella perché riguarda solo metà della cella elettrolitica vera. (Il potenziale di semicella non si può misurare perché non si ha l'elettrodo ideale).

Se si potesse misurare il potenziale di semicella vero, ovvero se si avesse l'elettrodo ideale, l'elettrodo 1 sarebbe sempre ad un potenziale negativo rispetto la soluzione. Però se l'elettrodo 1 fosse formato da un metallo che ionizza poco, il potenziale sarebbe poco negativo; se il ^{non} metallo ionizzasse di più il potenziale sarebbe più negativo. Allora questo potenziale permetterebbe di avere un'idea di una caratteristica del metallo che intuitivamente si può ritenere importante se utilizzare il metallo come elettrodo.

Quella differenza di potenziale è influenzata unicamente dall'idrogeno.

Inoltre un elettrodo di questo tipo è facile da ricondurre perché il platino, ovunque nel mondo, ha le stesse caratteristiche. Quindi se si prende una fetta di platino e la si mette in soluzione, quella ionizza poco e si fa gorgogliare dell'idrogeno sotto la fetta di platino, le bollicine di idrogeno vanno a rivestire la fetta di platino e l'elettrodo sarà simile in laboratori diversi.

Quindi si ha un elettrodo facilmente replicabile e che avendo scelto opportunamente il gas, ha anche delle caratteristiche intermedie tra quelle dei metalli che ionizzano poco e quelle dei metalli che ionizzano molto.

Se si fa così, si può definire questo elettrodo all'idrogeno come l'elettrodo riferimento e chiamiamo potenziale di semicella, ossia la differenza di potenziale che si misura tra l'elettrodo che si sta studiando e l'elettrodo all'idrogeno che è diventato l'elettrodo di riferimento. Quindi gli diamo un potenziale di semicella nullo.

Prendiamo dei metalli interessanti dal punto di vista degli elettrodi si sceglie:

Metal and Reaction	Potential E^0 , V
$\text{Al} \rightarrow \text{Al}^{3+} + 3e^-$	-1.706
$\text{Zn} \rightarrow \text{Zn}^{2+} + 2e^-$	-0.763
$\text{Cr} \rightarrow \text{Cr}^{3+} + 3e^-$	-0.744
$\text{Fe} \rightarrow \text{Fe}^{2+} + 2e^-$	-0.409
$\text{Cd} \rightarrow \text{Cd}^{2+} + 2e^-$	-0.401
$\text{Ni} \rightarrow \text{Ni}^{2+} + 2e^-$	-0.230
$\text{Pb} \rightarrow \text{Pb}^{2+} + 2e^-$	-0.126
H^+	0,00
$\text{Ag} + \text{Cl}^- \rightarrow \text{AgCl} + e^-$	+0.223
$2\text{Hg} + 2\text{Cl}^- \rightarrow \text{Hg}_2\text{Cl}_2 + 2e^-$	+0.268
$\text{Cu} \rightarrow \text{Cu}^{2+} + 2e^-$	+0.340
$\text{Cu} \rightarrow \text{Cu}^+ + e^-$	+0.522
$\text{Ag} \rightarrow \text{Ag}^+ + e^-$	+0.799
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^{3+} + 3e^-$	+1.420
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^+ + e^-$	+1.680

Se al posto dell'elettrodo 1, nella cella elettrolitica mettiamo l'alluminio (Al) e l'elettrodo 2 è di H, misuriamo una differenza di potenziale di circa -1,7 V, dell'elettrodo d'alluminio rispetto all'elettrodo d'idrogeno. Così l'elettrodo di Al ionizza molto di più rispetto all'elettrodo di H.

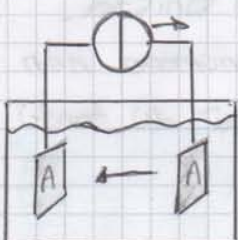
Quindi se dovessimo selezionare un metallo che ionizzi molto facilmente nella soluzione fisiologica, certamente l'alluminio potrebbe andare bene.

Lo zinco ha un potenziale di semicella negativo e questo vuol dire che ionizza di più dell'elettrodo di idrogeno.

Il comportamento del piombo è molto simile al comportamento dell'idrogeno.

Quando usiamo Ag in presenza di Cl, sintetizza un sale d'argento che è AgCl (cloruro d'argento) e si ha una ddp positiva di 223 mV.

Per realizzare elettrodi per biopotenziali, quali metalli si preferiscono?



Pensiamo di avere una cella elettrolitica costituita da 2 elettrodi dello stesso materiale. Normalmente siamo interessati ad usare questo elettrodo per derivare una corrente nel circuito esterno. Pensiamo di fare la cosa opposta, ovvero mettiamo un generatore di corrente che genera corrente all'interno della soluzione.

Il problema è che il generatore di corrente non è ideale. Ha una sua resistenza interna, che nel caso ideale sarebbe infinita, nel caso reale ha un valore finito.

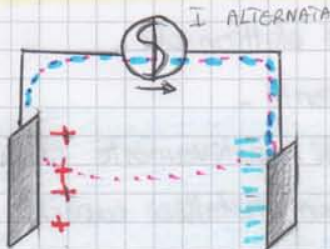


Tenta di far scorrere corrente nella resistenza esterna R_x . È evidente che la corrente I , forzata dal generatore, se le cose vanno bene, ossia R_x è molto piccola rispetto a R_g , la corrente I scorre tutta in R_x .

Man mano che R_x diventa confrontabile con R_g , ovvero se R_x fosse uguale ad R_g , la corrente si spartirebbe equamente in entrambi i resistori. Se $R_x \ll R_g$, la corrente tende a scorrere tutta in R_x .

Siccome questo è un generatore reale e se mettiamo i due elettrodi in oro quello che capita è che la corrente tra i due elettrodi ne scorre pochissima, perché il grosso della corrente scorre nella resistenza interna del generatore.

Le cose cambiano se mettiamo una corrente alternata:



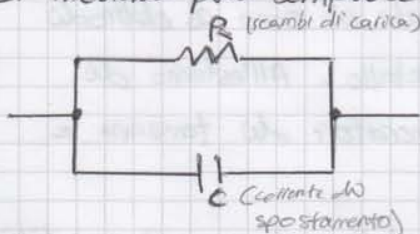
Supponiamo di avere due elettrodi di metallo che non ionizzano per niente.

Quello che si ha di fatto è un condensatore.

Si riesce ad avere corrente in un condensatore ma sotto forma di spostamento. Ovvero quando il potenziale del 1° elettrodo cresce vuol dire che il generatore

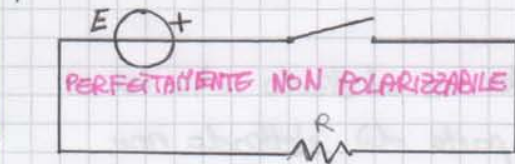
esterno sta togliendo elettroni del secondo per portarli al primo. Quindi gli elettroni girano nel circuito esterno; contemporaneamente all'interno della soluzione, se il primo elettrodo sta diventando positivo rispetto al secondo, attorno alla 1° baretta si accumulano ioni positivi e attorno al 2° gli ioni negativi. Quando c'è corrente all'esterno dovuta agli elettroni, corrente all'interno dovuta agli ioni, ma non c'è scambio di carica all'interfaccia. Quando il primo morsetto avrà raggiunto il suo valore positivo massimo e incomincerà a diminuire per poi diventare negativo, questo vuol dire che gli elettroni dall'esterno sono riportati sul secondo; all'interno gli ioni positivi andranno verso destra e gli ioni negativi a sinistra, ma all'interfaccia non ci saranno scambi. Questa è la corrente di spostamento.

Il modello più semplice della situazione è un modello nel quale



l'interfaccia tra un metallo e l'elettrolita che per quella quota a parte dei fenomeni di scambio di carica di interfaccia modellizzata da un resistore R e per quella quota a parte dei fenomeni che

quel sistema fisico può essere modellizzato nel seguente modo -

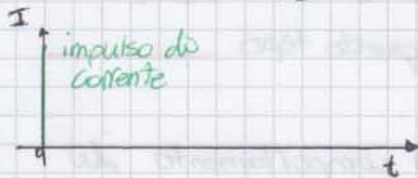
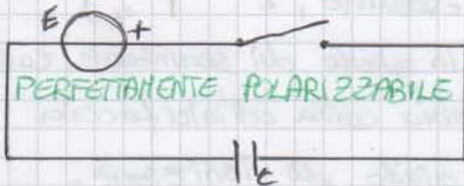


Essendo gli elettrodi perfettamente non polarizzabili, allora c'è anche un resistore R .

Cosa succede nel momento in cui si chiude l'interruttore?

Se l'interruttore viene chiuso all'istante $t=0$, scorre una corrente costante pari a $\frac{E}{R}$, $I = \frac{E}{R}$.

se costruiamo una cella elettrolitica con 2 elettrodi perfettamente polarizzabili.



Essendo elettrodo perfettamente polarizzabile

si ha un condensatore C .

Quando si chiude l'interruttore, se il generatore è ideale di tensione, si ha un picco di corrente di ampiezza idealmente infinita e di durata idealmente infinitesima) necessaria a caricare il condensatore.

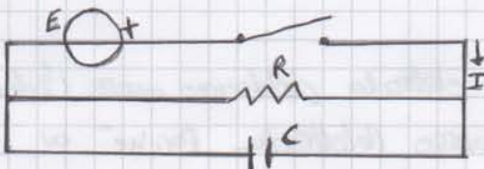
Ovvero, a portare sul condensatore la carica elettrica che si trova quando si applica una differenza di potenziale ai capi delle armature del condensatore.

La carica è data: $Q = C \cdot V \rightarrow$ differenza di potenziale che si applica ai morsetti del condensatore.

Se si integra l'impulso nel tempo, si ottiene la carica Q che è stata portata sul condensatore. Ma da t_0 in poi la corrente del circuito è nulla.

Questo è il comportamento di una cella elettrolitica costituita da elettrodi perfettamente polarizzabili.

Nella realtà non esistono elettrodi appartenenti a queste due categorie; quello che si ha normalmente è un modello di questo tipo; costituito dal parallelo di un resistore R ed un condensatore C . Questo modella l'elettrodo.



Cosa succede in questo caso quando si chiude l'interruttore?

E è applicata contemporaneamente ad R e a C .

In questo modo si possono studiare gli effetti di G , separatamente su R e C .

La corrente totale I è data dalla somma

della corrente che scorre in R (I_R) e della corrente che scorre in C (I_C).

La corrente che scorre in R è costante ed è pari a $I_R = \frac{E}{R}$.

non linearità non si vede.

ESEMPIO: elettrodi di uno stimolatore neuromuscolare: funzionano facendo scorrere all'interno del corpo umano una corrente ionica che va a regolare il corpo nervoso che controlla il muscolo in modo che alla fine lo fa contrarre e per far ciò l'energia elettrica necessaria viene generata all'esterno del corpo umano con un apparecchio neurostimolatore che viene a contatto con il corpo umano attraverso degli elettrodi che vengono usati ^{per} una stimolazione.

Nel caso di questo elettrodo usato per stimolare è importante considerare la non linearità, perché le correnti in gioco spesso sono date da atomi di non linearità.

Ci chiediamo quali tra i metalli possono essere interessanti dal punto di vista di realizzare elettrodi da porre sul corpo umano.

Normalmente si preferisce utilizzare, perché hanno delle prestazioni migliori, un metallo che abbia un potenziale di semicella prossimo a quello dell'elettrodo all'idrogeno. Quindi vuol dire un potenziale di semicella abbastanza basso.

→ Il ferro (Fe) (va bene) perché tende ad ossidarsi facilmente. Però ATTENZIONE, perché se il materiale tende ad ossidarsi troppo facilmente, la sua superficie si modifica nel tempo. Dopo un po' si ha a che fare con un elettrodo ricoperto di ossido di ferro/ferroso, quindi in un'altra cosa.

Materiali che si ossidano ^{troppo} non vanno molto bene per realizzare degli elettrodi per biopotenziali perché si ossidano tanto. Nel tempo la loro superficie di contatto cambia e quindi cambiano le caratteristiche dell'elettrodo.

→ Il cadmio (Cd) ha le stesse caratteristiche del Ferro e in più è tossico. Ragione per cui non si realizzano elettrodi di Cd.

→ Il Nichel (Ni), ha un potenziale di semicella metà del Fe e quindi significa che si ossida di meno. Potrebbe essere interessante come materiale, però è un materiale che provoca spesso allergie cutanee.

Dal punto di vista della sua tendenza ad ossidare andrebbe bene, ma non si utilizza perché provoca allergie a molti soggetti.

→ Il piombo (Pb), tende ad ossidare meno di Fe. Un tempo il Pb veniva usato per fare elettrodi, non tanto elettrodi per prelievo di biopotenziali, ma come contro elettrodo per elettrobisturi. La sua caratteristica è duttile e malleabile, però è tossico.

→ Argento (Ag) in presenza di ioni (loro Cl^-). Da origine al cloruro d'argento (AgCl) che è un sale poco solubile per un elettrone che viene liberato. Se si prende un elettrodo in Ag e lo si mette a contatto ~~con~~ con una soluzione elettrolitica che contiene cloro. La superficie di contatto dell'elettrodo tende, (46)

da realizzare elettrodi massivi in argento clorurato. Tutto questo avviene mediante Processo di sinterizzazione: si prende della polvere di cloruro d'argento, la si comprime con pressione molto elevata a temperature dell'ordine dei $1300-1400^{\circ}\text{C}$, finché non si forma un composto che abbia caratteristiche simili a quelle della cella elettrolitica. Molto robusto dal punto di vista meccanico, resiste molto bene all'abrasione e ha delle caratteristiche molto buone.

Un elettrodo in AgCl sinterizzato, diametro di 4 mm e spessore di 2 mm , quindi un dischetto, è abbastanza costoso. Non va bene per elettrodo usa e getta.

→ L'oro (Au) ha la caratteristica di ossidarsi molto poco. Da origine ai pochi scambi ionici. Se usiamo l'oro, si realizzano degli elettrodi con comportamento simile a quelli degli elettrodi perfettamente polarizzabili.

Elettrodi nei quali il resistore R ha un valore molto alto. Il grosso della corrente all'interfaccia tra il metallo ed elettrolita passa attraverso il condensatore.

Elettrodi molto polarizzabili sono difficili da utilizzare.

Correnti di polarizzazione sono correnti continue. Se noi volessimo far scorrere attraverso un elettrodo si avrebbero dei problemi.

Gli elettrodi per biopotenziali sono realizzati in argento clorurato. O sottoforma di argento clorurato sinterizzato o sottoforma di copertura di argento clorurato.

Qual'è il problema?

Il problema è che l'argento clorurato aderisce bene sull'argento, ma l'argento costa caro. Se si vogliono fare elettrodi usa e getta, ha un costo da 15-20 centesimi, si utilizzano tecniche di tipo:

- un substrato di acciaio inossidabile, sul quale si fa aderire uno strato molto sottile (pochi μm) d'argento (costa poco), su questo strato si fa aderire uno strato di argento clorurato.

Questo procedimento di tipo elettrolitico.

- se vogliamo elettrodi non usa e getta si preferisce usare argento clorurato (AgCl) sinterizzato.

Cosa succede quando abbiamo l'elettrodo in argento/argento clorurato?

Normalmente si chiama elettrodo in argento/argento clorurato, perché la base della superficie di interfaccia è d'argento. L'argento clorurato, negli elettrodi realizzati per via chimica, è solo una copertura.

Nel caso di elettrodi sintetizzati non è così, perché esso è un elettrodo massivo in argento clorurato.

problemi di non linearità.

Se provessimo a misurare l'impedenza della cella elettrolitica, si scoprirebbe che quell'impedenza è una funzione della frequenza. Allora vuol dire che nel circuito ci sono elementi reattivi. Possono essere condensatori o induttori.

Possiamo cercare di capire cosa succede nel modulo della frequenza, del modulo della impedenza al crescere della frequenza.

- Se è un comportamento capacitivo, il modulo dell'impedenza diminuisce
- Se è un comportamento induttivo, il modulo dell'impedenza aumenta all'aumentare della frequenza.

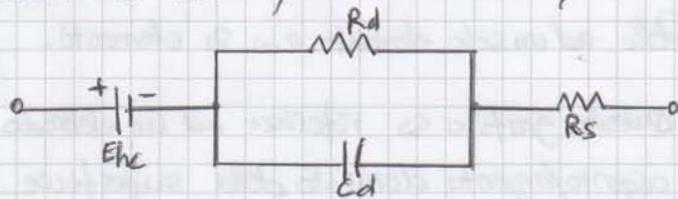
Il modulo dell'impedenza dipende dalla frequenza e tende a diminuire quando la frequenza aumenta.

Se studiamo il comportamento reattivo vediamo che è di tipo capacitivo.

Il fatto che si generi un potenziale di semicella, vuol dire che il nostro elettrodo a contatto con la soluzione, funziona come la metà di una batteria.

La batteria è un insieme di celle elettrochimiche. Allora, la generazione del potenziale di semicella, si può tenere in conto, il modello utilizzando il generatore di tensione. Siccome l'elettrodo è costituito da metallo collegato a cavetto metallici. Tutti i metalli non sono conduttori ideali, ragione per cui ci saranno nel metallo delle perdite di tipo resistivo dovuto al fatto che la conduzione del metallo non è infinita.

Mettenendo tutto quanto insieme, si arriva al modello del circuito seguente:



Nodo a destra è la parte metallica dell'elettrodo, ovvero il cavetto collegato all'elettrodo. Il nodo sinistro è a contatto con la soluzione.

Tra i due nodi si ha il modello dell'interfaccia metallo-elettrolita più il metallo che costituisce l'elettrodo.

Il generatore ideale di tensione, tiene conto del potenziale di semicella.

Il resistore R_d e il condensatore C_d modellano l'interfaccia tra il metallo e l'elettrolita dal punto di vista di giustificare l'impedenza. Poi c'è il resistore R_s , in serie con il resto, che tiene conto della resistenza non nulla delle parti metalliche dell'elettrodo.

Questo modello è semplice e contiene 4 elementi, ma di questi 4 elementi R_s 99% delle volte viene trascurato, perché il suo valore è talmente molto piccolo rispetto alle altre resistenze, che saranno messe in serie

Quando la frequenza arriva attorno ai 30-40 kHz, ormai la corrente scorre più in Cd, come se fosse in corto circuito.

I 300 Ω che si vedono sono dovuti ad R_s .

R_s globale, non solo la resistenza delle parti metalliche dell'elettrodo e dei cavi (che sarebbe dell'ordine di frazioni di Ω), ma anche la resistenza della cella elettrolitica.

Electrode - Skin Interface

Il modello d'elettrodo descritto precedentemente è abbastanza completo - Si utilizza questo modello semplificandolo di volta in volta.

Se andassimo a studiare l'interfaccia tra la cute e l'elettrodo, scopriamo che il modello d'elettrodo considerato è estremamente semplificato. Per certi aspetti è troppo semplice per descrivere bene la realtà.

Il tipo di complicazione del modellino risulta essere inutile per due motivi:

- 1) Si scoprirebbe che non saremo in grado di riconoscere i parametri del nuovo modello. Allora è inutile avere un modello a disposizione se poi non si è in grado di dire quali siano i valori dei parametri.
- 2) Per la maggior parte dei casi reali, il modello con il quale si ha a che fare, che è il modello semplificato è più che sufficiente.

La buona regola dell'ingegneria è non andare a cercare qualcosa di più complicato, quando qualcosa di più semplice basta.

Un'altra buona regola dell'ingegneria dice di non fermarsi al modello più semplice senza criticarlo. Ovvero senza capire qual è il modello più vicino alla realtà e quale potrebbe essere il modello più vicino alla realtà. Così ci si può rendere conto dei limiti di applicabilità.

La prima approssimazione che si è fatto è quella di paragonare la cute ad una soluzione elettrolitica. Perché la cute è permeata di una soluzione elettrolitica che sostanzialmente è il liquido interstiziale. La cute può essere inumidita dal sudore per cui lo scuro il contatto tra il metallo dell'elettrodo e la cute, è un contatto simile a quello che si avrebbe tra il contatto metallo-elettrolita. Però la cute non è un elettrolita. Allora la prima cosa che si deve fare, se consideriamo dal vicino la situazione reale, è considerare un po' meglio quali possono essere le differenze tra un contatto metallo-elettrolita e un contatto cute-elettrodo.

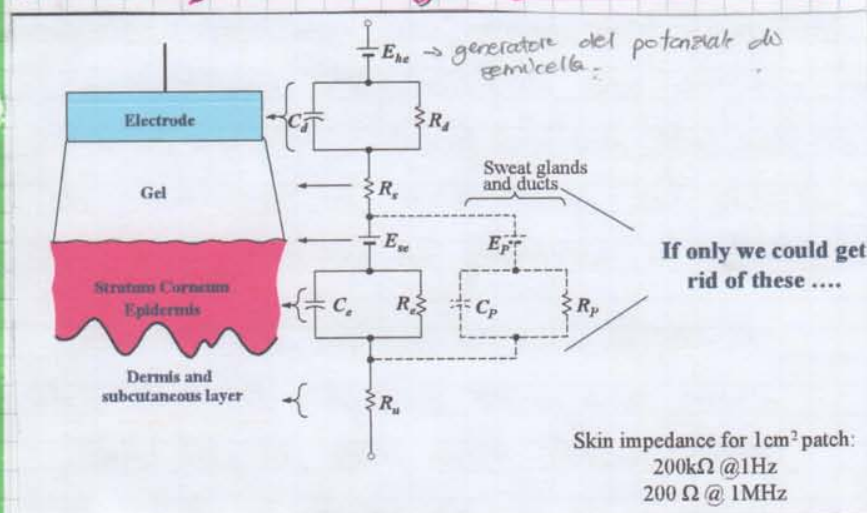
La cute è un organo abbastanza complicato; semplificando la cute è stratificata ed è costituita da 3 strati sovrapposti.

È una struttura isolante. Allora quando si fa prelievo di biopotenziale, se la regione sulla quale si posiziona l'elettrodo è una regione nella quale sono presenti i peli, sarebbe meglio rasare quella zona.

Il derma è ricoperto dallo strato corneo che è lo strato di cellule che sono arrivate alla fine della loro vita e non sono più vitali. Lo strato corneo introduce una discreta resistenza del passaggio della corrente. Ragione per cui, anche in questo caso sarebbe opportuno rimuovere lo strato corneo, prima di posare l'elettrodo per biopotenziali. Lo strato corneo si rimuove con una rilevazione di tipo abrasivo. Quando esistono dei gel conduttivi, che vengono utilizzati per preparare la cute che hanno un certo potere abrasivo. Questi gel vengono strofinati sulla cute prima di posizionare l'elettrodo; mettendo il gel su un tamponcino di garza, strofinando questo gel sulla cute, rimuove una parte dello strato corneo e si migliora il contatto tra l'elettrodo e l'epidermide, la quale è privata dello strato corneo che è lo strato che introduce la maggior resistenza al passaggio della corrente.

Preparare la cute costa poco; è una cosa fatta in modo semplice senza alcun fastidio per il paziente. È sempre meglio mettersi nelle condizioni migliori quando si prelevano biopotenziali. La cosa è semplice fin tanto che gli elettrodi vengono posati su parti della cute glabre o quasi.

Yep... you guessed it right (The electrical model)



Se posizioniamo l'elettrodo sulla cute, si ottiene un'interfaccia cute-elettrodo piuttosto instabile; soprattutto se l'elettrodo è in argento clorurato. Questo ha una caratteristica importante. Se si vuole ottenere un'interfaccia elettricamente molto stabile (o chimicamente stabile) si deve interporre tra la cute e

l'elettrodo uno strato di gel conduttivo. Senza gel conduttivo, gli elettrodi in argento/argento clorurato non funzionano particolarmente bene.

Allora si ha una situazione un po' più complicata, perché l'interfaccia tra l'elettrodo e la cute è costituita da due interfacce; ovvero si ha l'interfaccia tra

- elettrodo-gel
- gel-cute (strato corneo)

Allora per semplicità si può dimostrare che, se si hanno 3 blocchi in serie o n blocchi in serie, si possono considerare quegli n blocchi equivalenti ad un unico blocco del quale dovremmo considerare Ehc, Rd e Cd ed Rs - Potrebbe essere un modello, ma il problema è che non abbiamo modo di identificare il modello perché non si conoscono alcuni elementi.

È utile sapere che esiste questo modello perché la volta in cui noi dovremmo avere un fenomeno che solo questo modello non è in grado di spiegare.

Allora si potrebbe ricordare che in realtà è una semplificazione. E si potrebbe cercare di capire modelli qualitativi se così che noi osserviamo può essere spiegato da un modello più complesso.

Qualitativo: parola molto importante. I modelli qualitativi sono molto importanti. È un modello che non richiede la conoscenza dei valori dei parametri se non a livello qualitativo. Ci sono tecniche matematiche che permettono di studiare modelli qualitativi. Ci danno una serie di regole.

Motion Artefacts

Se andassimo a muovere l'elettrodo, perché è posizionato sul corpo umano e durante il prelievo dei biopotenziali il corpo si muove. Movimento dovuto al respiro, al battito cardiaco.

Nel momento in cui l'elettrodo viene mosso, viene perturbata la distribuzione di cariche nell'intorno dell'elettrodo. Se viene perturbata la distribuzione delle cariche, viene perturbato anche il potenziale di semicella. Il potenziale di semicella in un certo istante è visto come una tensione continua (nei casi in cui non è perturbato). Se viene perturbato si modificano i valori della tensione continua, quindi si genera un segnale variabile nel tempo. Il segnale variabile nel tempo diventa importante perché genera degli artefatti che vanno sotto il nome di artefatti da movimento. Gli artefatti da movimento sono la seconda causa di fastidio quando si prelevano dei biopotenziali.

Commonly used biopotential electrodes

Gli elettrodi usati più frequentemente sono:

- elettrodi a piastra metallica: servono per prelievo dei biopotenziali. Hanno un'ampia superficie dell'ordine delle 10 cm^2 . Questo elettrodo vengono utilizzati per segnale elettrocardiografico.

Gli elettrodi a disco metallico hanno una superficie minore e possono essere di materiali diversi tipo acciaio inossidabile, platino, elettrodo in acciaio inossidabile ricoperto in oro o platino.

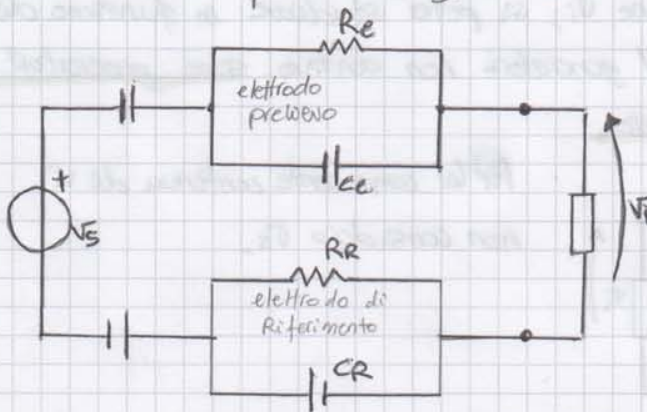
Consideriamo un tessuto biologico.



Supponiamo di avere un elettrodo sul tessuto biologico. Se si vuole far scorrere della corrente, all'interno del tessuto biologico si ha un generatore. Se si vuole far scorrere la corrente in un circuito esterno è evidente che si devono avere due

elettrodi sul tessuto biologico. (Altrimenti come si fa ad avere il percorso di ritorno). Quando si avranno sempre due elettrodi, considereremo uno come elettrodo di prelievo e uno come elettrodo di riferimento.

Sappiamo queste interfacce possono essere modellizzate dal punto di vista elettrico. Questo sistema fisico dà origine ad un modello nel quale c'è:



un generatore di segnale V_s (che è all'interno del tessuto biologico), un elettrodo di prelievo, un elettrodo di riferimento.

L'elettrodo di prelievo ha una superficie S_e l'elettrodo di riferimento ha una superficie S_r . Il tutto è chiuso sull'impedenza di ingresso dell'amplificatore. Qui viene a cadere il potenziale V_i che sarà il

potenziale d'ingresso all'amplificatore. Il punto è quello di riuscire a trovare la funzione di trasferimento tra V_s e V_i . L'obiettivo è quello di ricavare V_i in funzione di V_s . Poi si avrà all'uscita dell'amplificatore, V_i opportunamente amplificata.

Se S_e è piccola rispetto ad $S_r \Rightarrow S_e \ll S_r$, ne consegue che la resistenza dell'interfaccia sarà tanto più piccola quanto più grande sarà la superficie.

Allora R_r sarà molto più piccola di $R_e \Rightarrow R_r \ll R_e$.

(Ma la capacità sarà tanto più grande quanto più la superficie) Quando C_r sarà molto grande rispetto a $C_e \Rightarrow C_r \gg C_e$

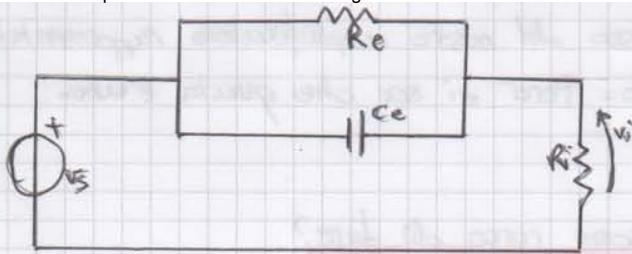
Tutto questo vuol dire che in generale l'impedenza del secondo bipolo (elettrodo di riferimento), se confrontata all'impedenza del primo bipolo, alla stessa frequenza, l'impedenza del secondo sarà molto minore, ovvero l'ammettenza sarà maggiore. $\Rightarrow G_R + sC_R = Y_R$

regime sinusoidale: $G_R + j\omega C_R = Y_R(\omega)$

se si fissa un certo valore di $\omega \rightarrow R_r \ll R_e$ ovvero

$G_R \gg G_e$ e $C_R \gg C_e$

così vuol dire che per un certo valore di ω , l'ammettenza dell'elettrodo di riferimento avrà in modulo un valore minore dell'ammettenza dell'elettrodo di prelievo. (52)



R_i è un bipolo resistivo.

Se siamo interessati alla funzione di trasferimento tra v_i e v_s . Il generatore (1) in continua si leva.

$$\frac{V_i(s)}{V_s(s)} = \frac{1 + s C_e R_e}{1 + s C_e \cdot \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}}$$

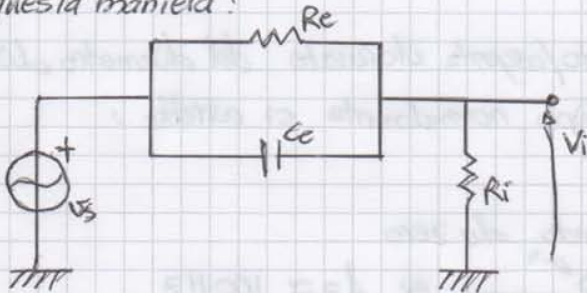
Partitore di tensione

Scritto in termine di ammettenze.

Questa formula è quella che definisce la funzione di trasferimento tra la tensione all'ingresso dell'amplificatore e la tensione generata dai tessuti, tenendo conto dell'accoppiamento tra tessuti - amplificatori operativi dagli elettrodi.

Richiami: modello interfaccia metallo/elettrolita

Avevamo visto che l'elettrodo per biopotenziali poteva essere schematizzato in questa maniera:



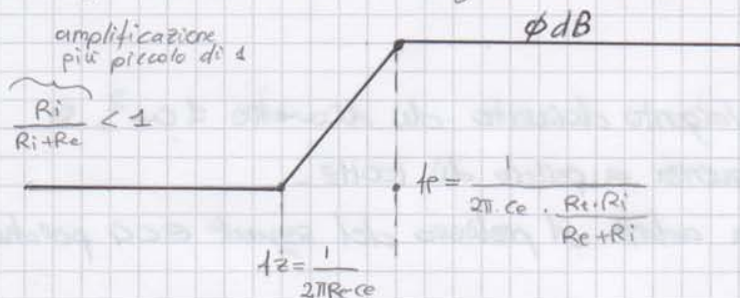
Funzione di trasferimento

$$\frac{V_i(s)}{V_s(s)} = \frac{R_i}{R_i + R_e} \cdot \frac{1 + s R_e C_e}{1 + s C_e \cdot \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}}$$

In continua ($s=0$), succede che la funzione di trasferimento è $\frac{V_i(0)}{V_s(0)} = \frac{R_i}{R_i + R_e}$

In alternata ($s \rightarrow \infty$), il condensatore è un corto circuito, quando la funzione di trasferimento è $\frac{V_i(\infty)}{V_s(\infty)} = 1$ ($\frac{R_e C_e}{C_e (R_e + R_i)}$)

Lo rappresentiamo con il diagramma di Bode:




R_i è una approssimazione, perché in realtà c'è una capacità (trascurabile) in parallelo.

Lo stadio d'ingresso dell'amplificatore presenta una certa resistenza d'ingresso R_i .

Qualunque amplificatore non presenta solo una resistenza interna, ma anche una certa capacità che è molto piccola (dell'ordine di pochi pF). Siccome siamo interessati a studiare quei circuiti a frequenze relativamente basse, perché le frequenze che ci interessano sono quelle dei segnali biologici, le quali frequenze raramente salgono al di sopra dei kHz. Dato che ci servono frequenze di pochi Hz, al di sotto dei 100 Hz, allora la resistenza è trascurabile.

È chiaro che lungo il polo la funzione di trasferimento assume un valore unitario; prima dello zero, la funzione di trasferimento ha un polo che è pari a $\frac{R_i}{R_i + R_e}$, però tanto più grande è R_i rispetto ad R_e , tanto più il livello è prossimo ad 1. Se R_i crescesse ancora si avrebbe una situazione del tipo:

 questo è il caso corrisponde ad R_i infinito.

Adesso l'elettrodo se accoppiata ad un amplificatore con resistenza d'ingresso R_i abbastanza alta va benissimo.

L'elettrodo va valutato solo tenendo conto dell'amplificatore al quale va accoppiato e in prima battuta una caratteristica importante dell'amplificatore è la sua resistenza di ingresso.

Quando si ha un elettrodo e si deve giudicare se va bene o no per un segnale si deve conoscere l'impedenza d'ingresso dell'amplificatore.

Se si vuole avere una prima indicazione, ovvero se le cose vanno bene oppure no, dato vedere il termine $\frac{R_i}{R_e + R_i}$. Quando le cose vanno bene questo termine deve essere molto prossimo ad uno (perché se fosse uguale a 1 vuol dire che $R_i \rightarrow \infty$).

Se $R_i \gg R_e$ questo termine $\frac{R_i}{R_e + R_i} \approx 0,99$ (prossimo ad uno) - le componenti frequenziali che sono a sinistra dello zero e quelle che sono alla destra del polo, dove polo e zero sono quasi sovrapposti, saranno amplificate quasi allo stesso modo. Quelle alla destra del polo sarà amplificate 1 e quelle alla sinistra dello zero di 0,99 - la differenza è pochissima.

È chiaro che se si avesse un valore dello 0,9, dipende dal vincolo se va bene o no. Se si vuole distorcere molto poco il segnale 0,9 non va bene, perché 0,9 vuol dire che le componenti a sinistra dello zero sono amplificate solo al 90% di quelle che non sono alla destra del polo. Allora c'è il 10% di differenza. Questo non va bene perché comporta una distorsione del segnale.

Per amplificare un certo tipo di segnale (indipendentemente dal tipo di segnale) si deve andare a vedere quanto vale il rapporto $\frac{R_i}{R_e + R_i}$. Tanto più è prossimo ad 1, tanto più polo e zero sono vicini e tanto più si comporta come un connettore ideale.

Se questo rapporto non fosse sufficientemente prossimo ad 1; e non si sa quanto sia prossimo perché dipende da volta in volta, ovvero dipende dalle specifiche che si hanno.

Se si vuole introdurre una piccola distorsione sul segnale, allora 0,99 non è sufficiente. Se però ci si accontenta di un ordine dell'1%

(54)

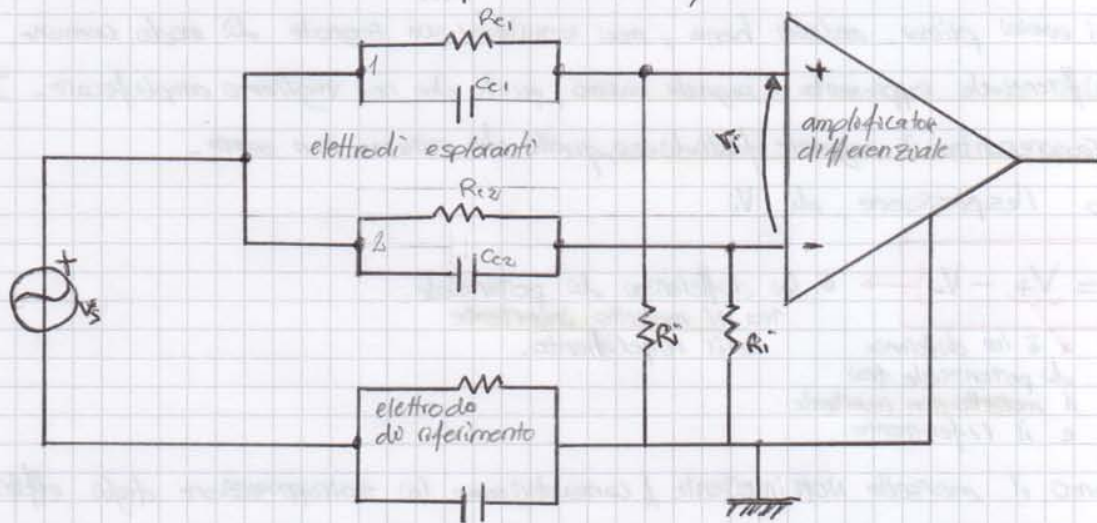
caso è l'interferenza di rete all'uscita dell'amplificatore.

Gli amplificatori differenziali, se sono ideali sono totalmente insensibili al modo comune. Nel senso che un segnale di modo comune in ingresso, se è ideale, produce un segnale d'uscita nullo.

L'uscita dell'amplificatore dipende solo dalla differenza di potenziale dei due elettrodi.

Si preferisce usare l'amplificatore differenziale proprio per sfruttare la sua capacità di non vedere il modo comune.

Schematizziamo il sistema fisico precedente, in quella elettrica.

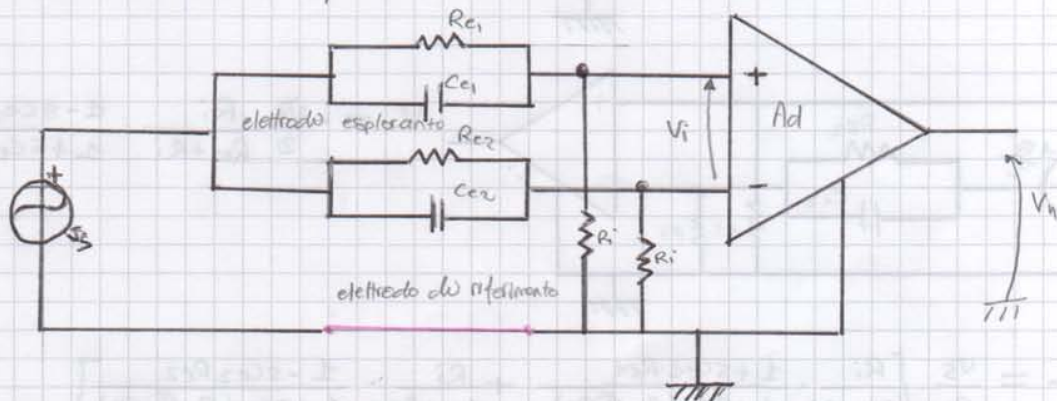


Ci sono i 2 elettrodi esploranti, l'elettrodo di riferimento, l'amplificatore differenziale.

L'amplificatore differenziale presenta una certa resistenza che è simile ai due morsetti. Talmente simili che li consideriamo sempre uguali.

Iniziamo a chiederci se ci servono tutti gli elementi.

In prima approssimazione l'elettrodo di riferimento potremmo non considerarlo. In questa situazione l'elettrodo di riferimento sarà sempre molto grande rispetto agli elettrodi esploranti. L'ammettenza del bipolo di riferimento è \gg dell'ammettenza del bipolo esplorante. Il che ci porta a dire che l'elettrodo di riferimento è un corto circuito.



La tensione d'uscita è pari a $V_u = V_i \cdot A_d$

Ipotizziamo che l'amplificatore non amplifichi in modo comune.

Se i due elettrodi esploranti fossero molto simili (come normalmente è)

$$R_{e1} = R_{e2} \quad C_{e1} = C_{e2}$$

$$V_+ - V_- = \frac{V_s}{2} \left[\frac{R_i}{R_i + R_e} \cdot \frac{1 + s C_e R_e}{1 + s C_e (R_e \oplus R_i)} \right]$$

$$V_+ - V_- = V_s \cdot \left[\frac{R_i}{R_i + R_e} \cdot \frac{1 + s C_e R_e}{1 + s C_e (R_e \oplus R_i)} \right]$$

Lo stesso risultato trovato all'inizio -

Se R_{e1} e C_{e1} sono diversi da R_{e2} e C_{e2} , capita che i conti sono più complicati dal punto di vista scolastico; invece dal punto di vista pratico non cambia nulla -

Nel senso che se gli elettrodi sono poco diversi, ovvero R_{e1} , C_{e1} , R_{e2} e C_{e2} hanno valori simili entro il 10%; le variazioni sono minime -

Se questi due elettrodi sono più sbilanciati, quello che capita è che si hanno due poli e due zeri, perché si hanno due componenti reattive -

Succedere che i poli e gli zeri saranno talmente vicini che non si faranno caso -



Se gli elettrodi sono abbastanza simili, invece di disegnare lo schema complicato, si disegna lo schema single ended -

La resistenza di barriera R è inversamente proporzionale alla superficie - E la capacità è direttamente proporzionale alla superficie -

Se si prende un elettrodo che ha una certa superficie, ad esempio 1 cm^2 e

$$R_e = 40 \text{ k}\Omega \quad C_e = 40 \text{ nF} \quad \text{il prodotto}$$

$$R_e \cdot C_e = 40 \cdot 10^3 \cdot 40 \cdot 10^{-9} = 40 \cdot 40 \cdot 10^{-3} = 1,6 \cdot 10^{-3} \text{ secondi}$$

$$R_e \cdot C_e = 1,6 \text{ ms} \quad \text{Costante di tempo associata allo zero -}$$

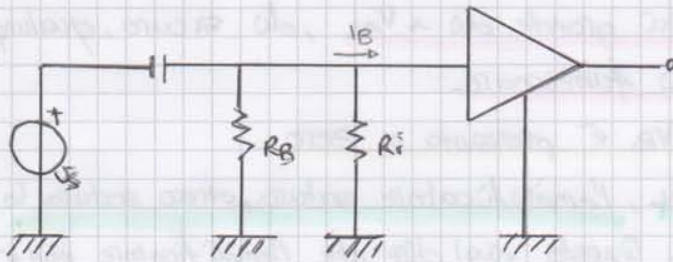
Se la superficie dell'elettrodo raddoppiasse, la resistenza avrebbe un valore pari alla metà, la capacità avrebbe un valore pari al doppio - Risultato, la costante di tempo non cambierebbe -

La posizione dello zero non dipende dalla superficie dell'elettrodo -

Se di un elettrodo qualunque si conosce R_e , C_e si può determinare la posizione dello zero della funzione di trasferimento anche se non si conosce la superficie - La posizione dello zero non dipende dall'amplificatore -

Nel caso del polo, la costante di tempo associata al polo è data da C_e per la somma armonica di R_e ed R_i - In generale la posizione del polo, in modo indiretto, dalla superficie e dipende pesantemente dalla resistenza di ingresso dello stato che segue - Al variare della resistenza di ingresso, varia la posizione del polo, ma non varia la posizione dello zero -

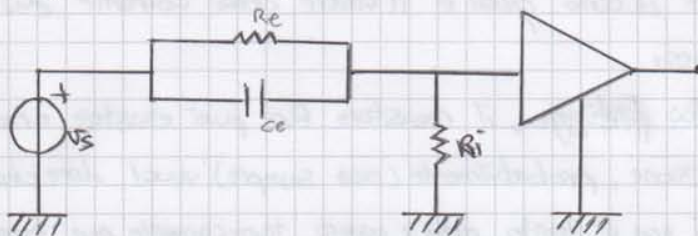
Ci sono dei casi nei quali non è possibile che le correnti di polarizzazione si richiudano a terra attraverso il generatore, perché, ad esempio, si ha un modello di questo tipo:



In questo caso si è costretti a mettere R_B . La R_i , dal punto di vista della corrente di polarizzazione non conta perché non c'è. È solo la modellizzazione dell'impedenza di ingresso dell'amplificatore. Ma se si apre l'amplificatore, R_i non c'è.

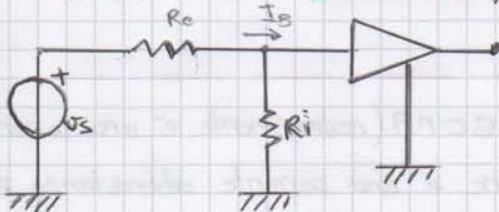
Dal punto di vista delle correnti di polarizzazione (le quali non si possono chiudere a massa attraverso R_i) si vuole un altro percorso.


Quando invece (come capita quasi sempre) si ha un percorso verso massa per la corrente di polarizzazione, R_B non si mette e si ha questo modello.



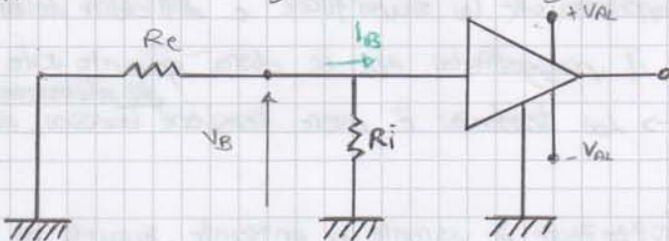
Normalmente si ha C_E ed R_E .

Preoccupiamoci della corrente di polarizzazione



La corrente di polarizzazione è una corrente continua. Nelle correnti continue, i condensatori sono dei circuiti aperti , per cui nel modello non c'è.

Supponiamo che il generatore di segnale non ci sia (quando è un certo circuito).



Cosa succede a causa della corrente di polarizzazione?

A causa della corrente di polarizzazione si viene ad avere una certa tensione V_B tra l'ingresso dell'amplificatore e il riferimento. Perché?

Perché questa corrente di polarizzazione scorre attraverso R_E e quindi crea una caduta di potenziale su R_E . Quando se I_B è positiva dal sinistro al destro, in generale si viene ad avere una tensione tra il morsetto d'ingresso e il riferimento è: $V_B = -I_B \cdot R_E$. In realtà è come se R_E svolgesse il compito di R_B .

Questo amplificatore è alimentato da una certa tensione positiva ($+V_{AL}$) e una certa tensione negativa ($-V_{AL}$). Questo amplificatore sarà in grado di funzionare fin tanto che

$$-V_{AL} < V_B < +V_{AL} \rightarrow \text{questo è un'approssimazione.}$$

Cos'è succede all'amplificatore nel momento in cui si ritrova una tensione continua in ingresso diversa da zero? Succede che viene limitata la dinamica.

Ad esempio, se ho un amplificatore che all'ingresso ha una tensione nulla (quindi molto l'ingresso a massa), consente all'uscita di variare tra $\pm 5V$.

Supponiamo che la tensione in ingresso vista dall'amplificatore; se l'amplificatore è sensibile alle componenti continue, questa componente continua può portarla a saturare. Allora è difficile che la cosa accada.

Essendo $V_{AL} = 5V$, il segnale potrà solo più variare da $2V$ a $5V$ o da $5V$ a $-5V$. Ci siamo mangiati $2V$ di dinamica d'uscita.

Se l'amplificatore amplificasse di più tipo $100V$, andrebbe in saturazione.

Lo stesso amplificatore con un elettrodo di superficie abbastanza grande, di sicuro non crea problemi perché $2mV$ sono molto lontani da $\pm V_{AL}$.

La condizione dello stadio di saturazione è:

$$-V_{AL} < V_B \cdot A < +V_{AL}$$

Condizione dello stadio di uscita

$$-V_{AL} < V_B < +V_{AL}$$

Condizione dello stadio di ingresso

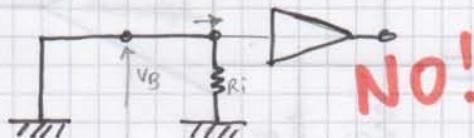
Quando consideriamo l'effetto della corrente di polarizzazione, dobbiamo tener conto del fatto che la corrente di polarizzazione può creare saturazione dell'amplificatore perché crea o saturazione dello stadio d'ingresso o crea saturazione dello stadio d'uscita.

L'amplificatore ha un guadagno limitato, ovvero che non amplifica mai più di 50.

La saturazione è la peggior cosa che può capitare. Quando un amplificatore satura, non funziona più. Sono problemi che hanno una qualche importanza pratica.

ERRORI PIÙ FREQUENTI

- 1) Non considerano A_e e fanno scorrere la corrente di polarizzazione in R_i , che è un errore MOLTO GRAVE, poiché R_i non c'è! R_i è un elemento che modella la resistenza d'ingresso dell'amplificatore. La corrente scorre tutta nell'amplificatore.



- 2) Dicono che la tensione $V_B = I_B(R_i || R_e)$. Questo è sbagliato perché di nuovo presumono che la corrente di polarizzazione scorre in parte in R_i . Questo non è vero.



Z_e e Z_c sono i modelli dell'interfaccia cute-elettrodo

V_c è il segnale di modo comune che deriva da V_p .

Per trovare V_p si è usato come riferimento la terra; nel caso da V_c si è usato come riferimento, il riferimento dell'amplificatore differenziale, ovvero la massa.

Terra e massa sono due cose differenti.

V_p e V_c sono legate; ovvero è V_p che causa la presenza di V_c . Possiamo dire che

V_c non potrà mai superare V_p . Siccome il legame tra V_p e V_c non è immediato.

Quello che normalmente viene fatto è di considerare il caso peggiore - ovvero dire che

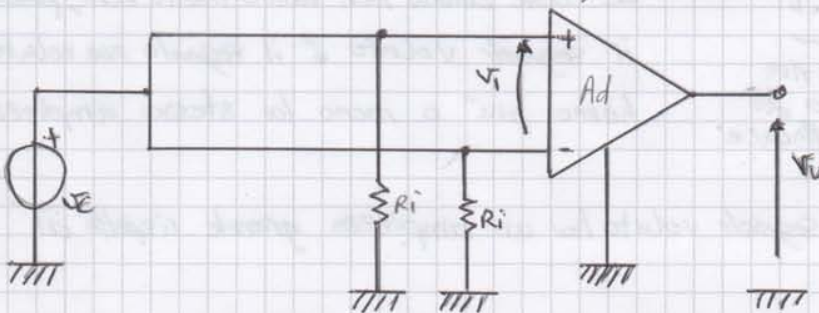
$V_p = V_c$. Tanto si sa che V_c non sarà mai più grande di V_p .

Porta spesso a problemi di tipo over engineering. Dimensiona l'amplificatore andando a spendere parecchio per difendersi dagli aspetti negativi di una tensione di modo comune molto alta; quando poi normalmente la tensione di modo comune alta non c'è.

Si dà per buono il fatto che a causa della tensione presente tra il paziente e terra dovuta agli accoppiamenti capacitivi parassiti presenti, si viene a creare all'ingresso del nostro stadio amplificatore una tensione di modo comune.

Questa tensione di modo comune ha degli effetti diversi:

1) Supponiamo che i due elettrodi siano equiparabili ad un corto circuito.



supponiamo di considerare solo la parte resistiva, con una componente resistiva del modello della barriera dell'ordine delle $10k\Omega$. Si hanno resistenze di ingresso che sono almeno dell'ordine delle $10M\Omega$. Questo significa che la quota di parte di V_c che cade sui due elettrodi è dell'ordine 1 millesimo di V_c .

Ricordiamo che la tensione d'uscita dell'amplificatore è data da:

$$V_u = A_d \cdot V_i + A_c \cdot V_c$$

tensione di modo comune

amplificazione di modo differenziale

tensione di modo differenziale d'ingresso

amplificazione di modo comune

Rapporto di reiezione del modo comune

$$CMRR = \frac{A_d}{A_c}$$

Un amplificatore differenziale è tanto più migliore quando più A_d è più grande rispetto ad A_c .

Questo rapporto segnale-rumore può essere espresso in termini lineari o può essere espresso in dB ($= 20 \log_{10} \left(\frac{S}{N} \right)$)

Quando dobbiamo dare un giudizio alla qualità del segnale con il quale ci troviamo a che fare, valutiamo il rapporto segnale-rumore.

Auremmo potuto pure dire che: (un altro metodo)

$$V_u = A_d \cdot V_i + A_c \cdot V_c$$

Quando guardiamo il segnale all'uscita dell'amplificatore, non siamo in grado di distinguere le parti del segnale buono da quelle cattive. I due segnali sono sommati.

Se si vede un certo segnale d'uscita e sapendo che il segnale buono è stato amplificato A_d volte; quel segnale d'uscita corrisponde ad un segnale d'ingresso che se fosse tutto segnale buono sarebbe $V_i = \frac{V_u}{A_d}$

Prendiamo $V_u = A_d \cdot V_i + A_c \cdot V_c$ e dividiamo tutto per A_d

$$\frac{V_u}{A_d} = V_i + V_c \cdot \frac{A_c}{A_d} \rightarrow \text{è l'inverso del CTRR}$$

$$\frac{V_u}{A_d} = V_i + V_c \cdot \frac{1}{\text{CTRR}}$$

Quindi si nota che i rapporti sono uguali

$$\frac{S}{N} = \frac{A_d \cdot V_i}{A_c \cdot V_c} \text{ se si divide numeratore e denominatore per } A_d$$

$$\frac{S}{N} = \frac{\frac{A_d \cdot V_i}{A_d}}{\frac{A_c \cdot V_c}{A_d}} \Rightarrow \boxed{\frac{S}{N} = \frac{V_i}{V_c \cdot \frac{1}{\text{CTRR}}}} \text{ espressione più conveniente -}$$

Si dice che si è riferito all'ingresso i due segnali. ovvero il segnale di modo comune riportato in uscita, quindi moltiplicato per A_c , diviso per A_d , corrisponde ad un segnale di modo differenziale, che se fosse presente all'ingresso darebbe un'uscita uguale a quello del segnale di modo comune.

Quando si ragiona unicamente all'ingresso non si ha bisogno di A_c .

In ogni possibile circostanza, tra paziente e la terra, è presente una differenza di potenziale alla frequenza di rete tipicamente di qualche volt.

Al segnale buono si vedrà sempre sommato un segnale che è parte del segnale di modo comune prende all'interno dell'ingresso dell'amplificatore che a sua volta è parte dell'interferenza di rete presente sul paziente. Ragione per cui il rumore viene chiamato rumore dovuto all'interferenza di rete.

In generale le due resistenze non potranno avere esattamente lo stesso valore, perché sono riferiti a due elettrodi posizionati su punti diversi della cute. Ragione per cui anche se i due elettrodi fossero identici, la cute non è la stessa in tutti i punti, R_{e1} e R_{e2} sarebbero un po' differenti.

Questo causa problemi grossi perché non è più vero che $V_i = 0$.

V_i la si trova all'uscita amplificata Ad volte. Dove Ad è amplificazione di modo differenziale dell'amplificatore differenziale. Ad è quello che amplifica il segnale buono. Questa tensione di modo differenziale che si viene a creare all'ingresso dell'amplificatore differenziale è molto fastidiosa perché viene amplificata esattamente quanto il segnale. Chiediamoci quanto vale la tensione V_i :

$$V_i = V_+ - V_- \quad \text{questo è uguale a:}$$

$$= V_c \cdot \left(\frac{R_i}{R_i + R_{e1}} - \frac{R_i}{R_i + R_{e2}} \right) \quad \text{questa espressione ci evidenzia che se } R_{e1} = R_{e2}, V_i = 0$$

sviluppiamo i conti

$$= V_c \cdot \left[\frac{R_i(R_i + R_{e2}) - R_i(R_i + R_{e1})}{(R_i + R_{e1})(R_i + R_{e2})} \right] = V_c \cdot \frac{R_i^2 + R_i R_{e2} - R_i^2 - R_i R_{e1}}{(R_i + R_{e1})(R_i + R_{e2})} =$$

$$= V_c \cdot \frac{R_i(R_{e2} - R_{e1})}{(R_i + R_{e1})(R_i + R_{e2})} = V_c \cdot \frac{R_i(R_{e2} - R_{e1})}{R_i^2 + R_i R_{e2} + R_i R_{e1} + R_{e1} R_{e2}} =$$

$$= V_c \cdot \frac{R_i(R_{e2} - R_{e1})}{R_i^2 + R_i(R_{e2} + R_{e1}) + R_{e1} R_{e2}}$$

dividiamo numeratore e denominatore per R_i

$$= V_c \cdot \frac{R_i(R_{e2} - R_{e1})}{\frac{R_i^2}{R_i} + \frac{R_i(R_{e2} + R_{e1})}{R_i} + \frac{R_{e1} R_{e2}}{R_i}}$$

$$= V_c \cdot \frac{(R_{e2} - R_{e1})}{1 + (R_{e2} + R_{e1}) + \frac{R_{e1} R_{e2}}{R_i}}$$

al denominatore ci sono 3 termini che hanno importanza diversa.

Normalmente $R_i \gg R_e$; se questo è vero il primo termine R_i sarà quello più grande - sia il secondo che il terzo termine sono trascurabili. Quindi si ha:

$$V_i = V_c \cdot \frac{\Delta R_e}{R_i} \quad \rightarrow \text{la differenza tra le due resistenze.}$$

\rightarrow con questa espressione si introduce un errore dell'1 per mille.

ESEMPLO

$$V_{iso \Delta R_e} = V_c \cdot \frac{\Delta R_e}{R_i} \quad \text{in questo caso i due resistori che rappresentano il modello dell'elettrodo, non sono uguali.}$$

Questo fenomeno viene detto conversione di modo comune in modo differenziale.

Quando si va a vedere l'interferenza di rete all'uscita dell'amplificatore differenziale, quest'interferenza di rete V_{iso} è dovuta alla somma di due termini.

Quindi si ha:

Se si considera l'espressione $V_{iso} = V_c \cdot \frac{1}{CMRR} \cdot A_d + V_c \cdot \frac{\Delta R_c}{R_i} \cdot A_d$ e ci si mette nei panni del progettista che deve progettare l'amplificatore per biopotenziali, ci si deve chiedere quali valori si devono scegliere per CMRR ed R_i . La risposta potrebbe essere, quella di scegliere i due valori più grandi possibili (però è risposta inutile). Il problema è che poi si avrebbero delle capacità parassite che abbasserebbero il modulo d'impedenza a valori dell'ordine dei $G\Omega$.

Teniamo conto del fatto che l'interferenza di rete è data dalla somma di due termini e poi ce ne uno terzo.

È evidente che se si facesse in modo di avere uno dei due termini molto più piccolo dell'altro; ad esempio: CMRR basso ed R_i alta -

si avrebbe V_{iso} molto elevato.

$$CMRR = 80 \text{ dB} \quad R_i = 1 \text{ G}\Omega \quad R_c \approx 10 \text{ k}\Omega \quad V_c = 1 \text{ V}$$

$$V_{iso} = V_c \cdot \frac{1}{CMRR} + V_c \cdot \frac{\Delta R_c}{R_i}$$

$$V_{iso} = 1 \cdot \frac{1}{10^4} + 1 \cdot \frac{10^4}{10^9}$$

l'interferenza di rete è dominata da questo termine

Allora se si vuole migliorare l'amplificatore è meglio lavorare bene sul CMRR e non su R_i . Se si aumenta di un ordine di grandezza il CMRR, si diminuisce di un ordine di grandezza l'interferenza.

Una regola che si segue in prima approssimazione quando si progettano amplificatori per biopotenziali è: è ragionevole fare in modo che l'interferenza di rete sia composta da due termini che hanno più o meno la stessa ampiezza.

Questo vuol dire che un termine è $V_c \cdot \frac{1}{CMRR}$

e l'altro termine è $V_c \cdot \frac{\Delta R_c}{R_i}$

e si vuole che questi due termini siano simili, se questo è vero V_c si elidono.

$$\frac{1}{CMRR} = \frac{\Delta R_c}{R_i} \quad \text{se questo}$$

Come ipotesi di lavoro si possono scegliere dei valori tali che

$$\frac{1}{CMRR} \approx \frac{\Delta R_c}{R_i} \rightarrow \text{questo è VERO SOLTANTO SE È IMPOSTO ALL'INIZIO}$$

Questo è solo una supposizione che si fa.

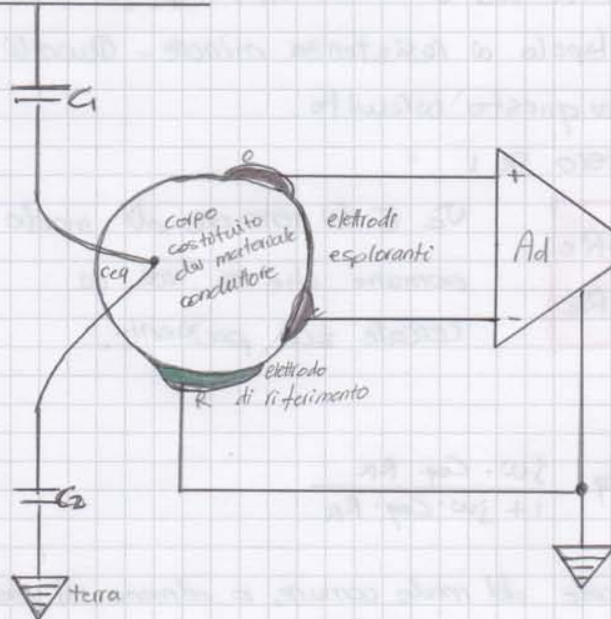
$$\text{Esempio} \quad \frac{1}{CMRR} \approx \frac{10^4}{R_i} \rightarrow \frac{1}{CMRR} \approx \frac{10^4}{10^9}$$

Se si vuole che le cose vadano abbastanza bene, se si vuole evitare di sprecare

Cerchiamo di capire in che modo il segnale presente sul paziente si trasforma in segnale di modo comune.

Partiamo dalla schematizzazione della situazione reale (fisica)

rete elettrica (220V)



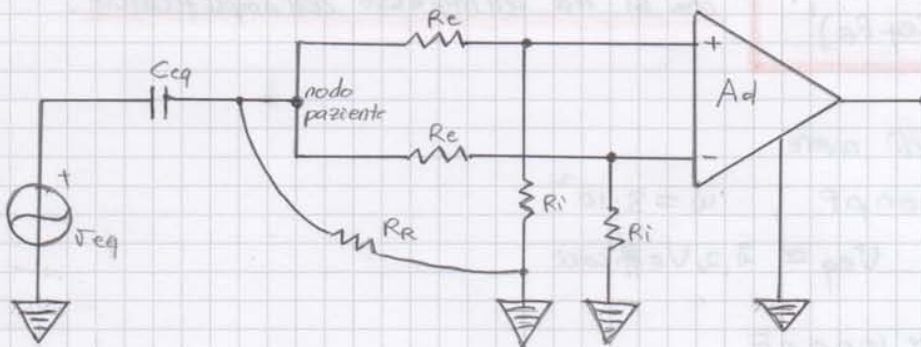
• supponiamo che anche l'amplificatore differenziale sia riferito a terra.

• Equivalente di Thevenin del partitore C_1 e C_2

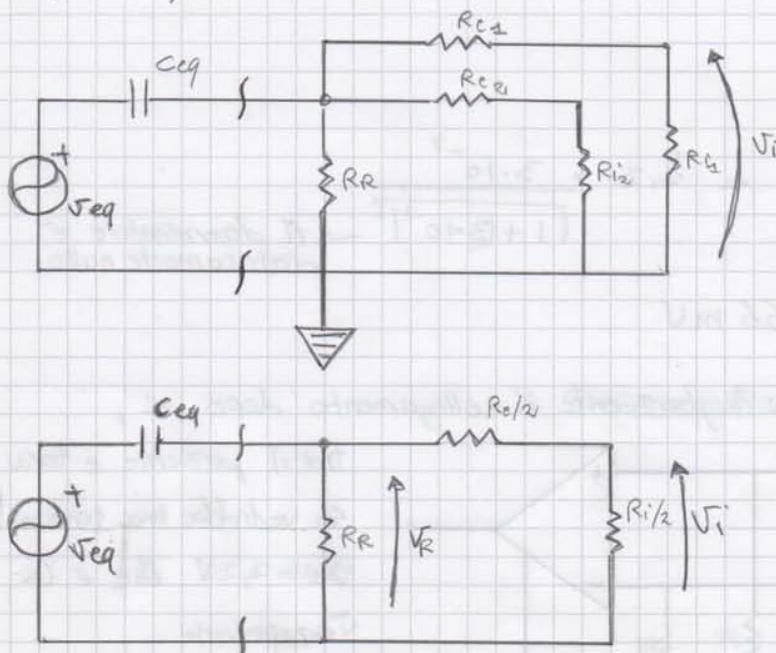
$$C_{eq} = C_1 + C_2 \text{ (parallelo)}$$

$$V_{eq} = 220 \cdot \frac{C_1}{C_1 + C_2} \text{ (partitore di tensione)}$$

Passiamo allo schema elettrico

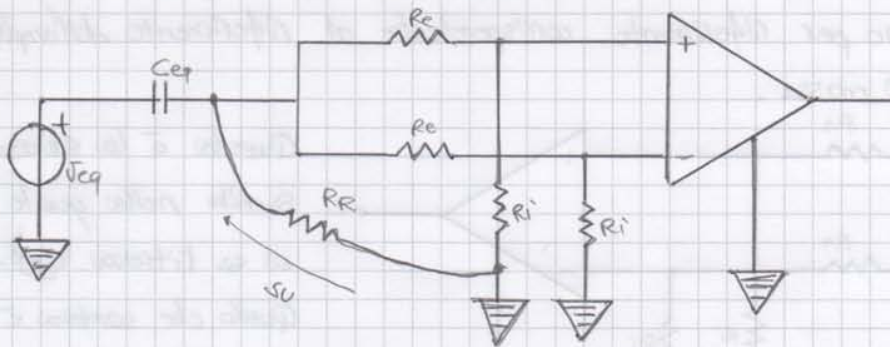


Ridisegniamo questo circuito, per comodità, in modo ordinato si ha:



Se si guarda dalla destra della sezione (S) si vedono 3 bipoli in parallelo. Il primo è R_A , il secondo è la serie di $(R_{e1} + R_{i1})$ e il terzo è la serie di $(R_{e2} + R_{i2})$. Essendo il terzo e il secondo bipolo uguali in parallelo. Allora si pensa di averne uno solo con un'impedenza la metà, ovvero con $R_{e/2}$ ed $R_{i/2}$.

Pero se ricollegassimo di nuovo



la tensione di modo comune è quella che cade su R_r .

$$V_c = 66 \text{ mV}$$

Sì potrebbe pure avere una condizione sfavorevole in cui si ha

$$C_1 = 100 \text{ pF} \quad C_2 = 10 \text{ nF} \quad C_{eq} = 10 \text{ nF}$$

$$V_c \approx 160 \text{ mV}$$

A seconda di come il soggetto è accoppiato con la rete, si possono avere tensioni di modo comune sul soggetto che sono dell'ordine delle 10-100 mV.

Se R_r fosse più piccolo, andrebbe molto meglio.

Se R_r tendesse a crescere, evidentemente la tensione di modo comune crescerebbe ancora di più. Ad un certo punto, al crescere di R_r e C_{eq} , questo termine ($\omega C_{eq} R_r$) diventa confrontabile con 1, ragione per cui si ha un doppio effetto. Da un lato si ha l'aumento del valore del numeratore e anche del denominatore e quindi l'effetto da un certo momento tende a condensarsi.

In generale si vogliono valori di tensione di modo comune bassi; perché se è bassa la tensione di modo comune sarà relativamente bassa anche l'interferenza di rete che andava a compromettere la qualità del segnale. Per avere valori bassi della tensione di modo comune quello che si può fare è rendere il valore di R_r basso.

Se si avesse un collegamento ideale, si avrebbe $R_r = 0$ e la tensione di modo comune sarebbe proprio nulla.

Quindi la tensione di modo comune tende a crescere al crescere di R_r .

Se si vuole migliorare la qualità del segnale si cerca di usare elettrodi di riferimento che abbiano valori bassi di R_r . Per avere valori bassi di R_r gli elettrodi devono avere una superficie grande.

→ Tutto questo è vero quando il riferimento dell'amplificatore differenziale è a terra. Questo non succede più, perché per motivi di sicurezza non vogliamo riferire alla terra il paziente. Se riferissimo a terra il paziente, il quale costituirebbe un percorso di impedenza molto bassa verso terra per eventuali correnti di dispersione provenienti dai altri apparecchi collegati al paziente stesso.

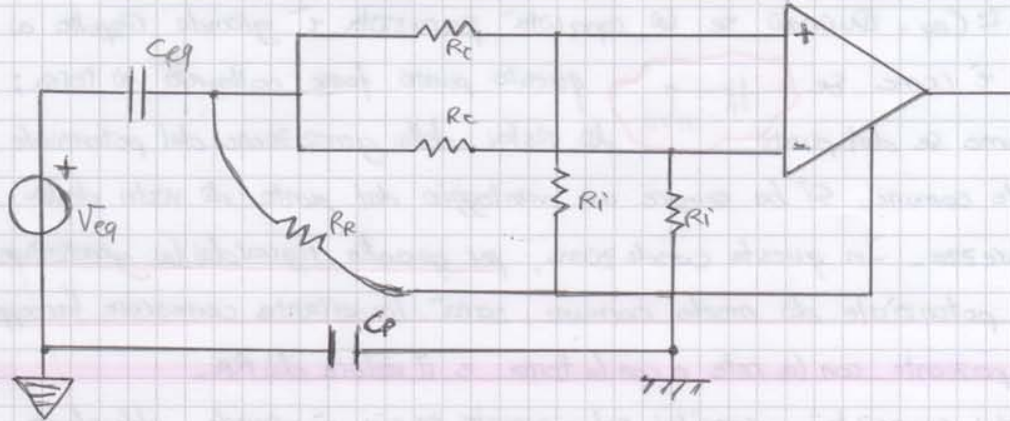
Una situazione di questo tipo, oggi non si trova più.

Oggi si trovano degli apparecchi, che siano essi B, BF, CF, hanno un riferimento isolato rispetto alla terra.

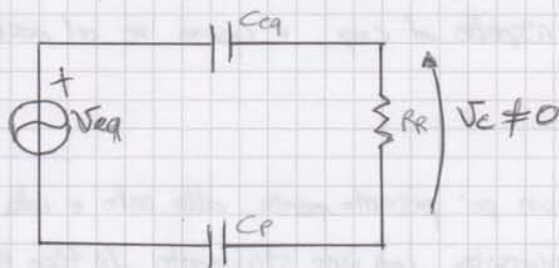
(64)

Tutto questo è troppo bello per essere vero. Quando si prova a fare una cosa di questo tipo, all'uscita si trova lo stesso l'interferenza di rete. Quindi vuol dire che il modello non è adeguato, non permette di tenere conto di quello che capita realmente nel mondo reale. Si deve tenere sempre conto che non è vero che il sistema è completamente isolato dal terra.

In realtà i due sistemi di riferimento sono collegati attraverso una capacità parassita.

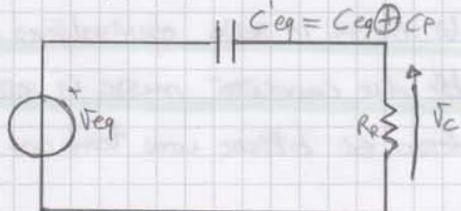


Cambiamo pure il circuito semplificato



In questa condizione si ha una tensione di modo comune che non è uguale a zero.

In realtà questo circuito corrisponde al seguente e si considera che le due capacità sono in serie.



$$C'eq = Ceq \oplus Cp = \frac{Ceq \cdot Cp}{Ceq + Cp}$$

$$Ceq = C1 + C2$$

$$Veq = 220 \cdot \frac{C1}{C1 + C2}$$

Con questo nuovo circuito, il valore della tensione di modo comune che si viene ad avere è:

$$e: |Vc| = |Veq| \cdot \frac{\omega \cdot C'eq \cdot RR}{1 + (\omega C'eq \cdot RR)^2}$$

A questo punto ci sono 3 condizioni:

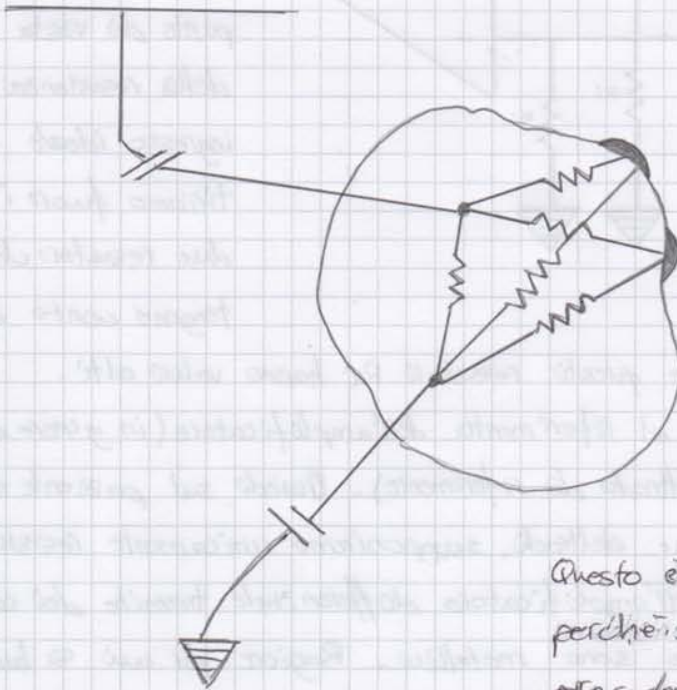
→ $Cp > Ceq$: è interessante poiché è un caso limite.

Questa capacità parassita in uno strumento di tipo B è dovuta prevalentemente al trasformatore di alimentazione (Dipende da come è fatto il trasformatore di alimentazione). Si vorrebbe avere una capacità molto piccola e questo significa avere un trasformatore di alimentazione molto ben fatto. Quindi se l'apparecchio è di tipo B, può capitare che la capacità parassita è più grande della capacità equivalente. (65)

In situazioni diverse si hanno modelli circuitali diversi, per cui è difficile trattare una situazione piuttosto che un'altra perché ce ne sono tantissime.

Una spiegazione possibile potrebbe essere:

abbiamo un elemento conduttore che è il corpo umano, lo abbiamo trattato come un conduttore ideale. Però il corpo umano non è un conduttore ideale.



La capacità verso la rete e la capacità verso terra sono collegate idealmente da una resistenza. Se ho due elettrodi di prelievo, questi due saranno collegati come in figura, per cui la situazione sarà difficile da trattare.

Se dovessi trovare quanto valgono i resistori, non lo saprei fare. Si dovrebbero fare ipotesi e conti.

Questo è un motivo importante nello spiegare perché talvolta si fanno dei conti con il modello precedente e si ottengono risultati peggiori.

Riassumendo

l'interferenza di rete da' origine a due componenti:

- una dovuta al fatto che l'amplificatore differenziale a CRR non infinito
- l'altra dal fatto che \rightarrow impedenza di ingresso non è infinita
 \rightarrow gli elettrodi non hanno esattamente la stessa impedenza.

Entrambe queste componenti sono proporzionali all'intensità di segnale del modo comune.

\rightarrow l'elettrodo di riferimento è responsabile della generazione del segnale di modo comune unitamente all'accoppiamento, normalmente, capacitivo.

Così abbiamo identificato due motivi per il quale, quando si guarda l'uscita dell'amplificatore per biopotenziali, vediamo una componente che non dovremmo avere a 50 Hz.

Il problema nasce nel momento in cui $C_{p1} \neq C_{p2}$, sono differenti V_+ e V_- .

Allora si generano due eccitazioni per quell'amplificatore. Una di modo comune che ha valore V_+ , $+V_-$, o tutto e due, e una di modo differenziale che ha valore V_+ , V_- . Il problema è che, la quota di parte di modo comune viene amplificata per l'amplificazione di modo comune è normalmente bassa; ma la quota di parte di modo differenziale viene amplificata direttamente come segnale. E questo crea dei problemi.

Tensioni di modo differenziali, ovvero $V_+ - V_- = 100 \mu V$ è dannoso, molto più delle tensioni di modo comune dell'ordine dei mV.

Cosa si può fare per migliorare la condizione?

Per migliorare la condizione è:

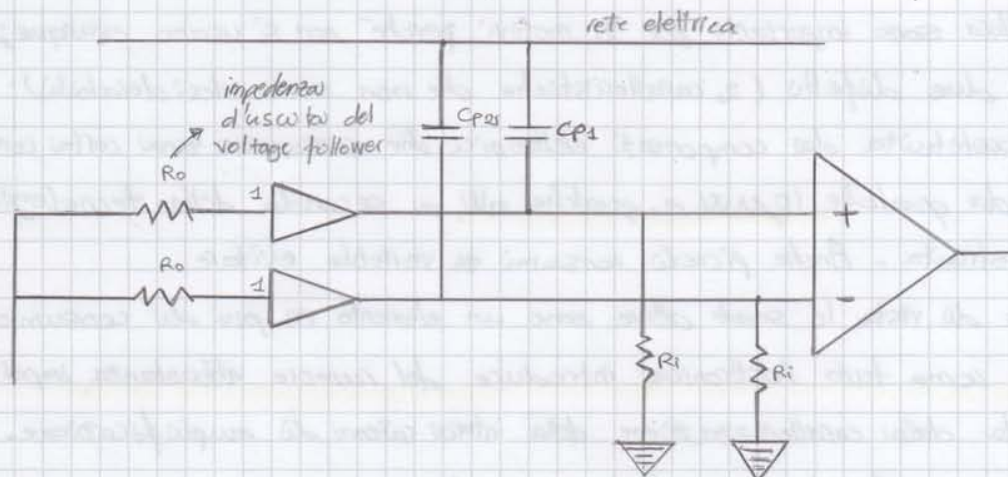
→ rendere uguali le due cp; perché se sono uguali il segnale di modo differenziale sarà nullo (ovvero sarebbe nullo se fossero uguali le R_e).

Si deve fare in modo che le due R_e siano molto simili e che le due capacità siano pure molto simili. Affinché siano simili, normalmente, si usano cavetti non troppo lunghi per avere valori bassi di cp e li si intrecciano per avere valori simili. Così i due cavetti occupano una posizione nello stesso spazio.

I cavi per elettrocardiografia, finché è possibile, sono intrecciati tra di loro.

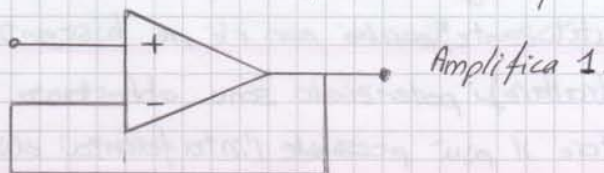
→ Rendere R_e piccolo → Preparare bene la cute, usare degli elettrodi con una superficie di contatto abbastanza grande.

Si potrebbe essere una soluzione completa del problema se si pensò di avere

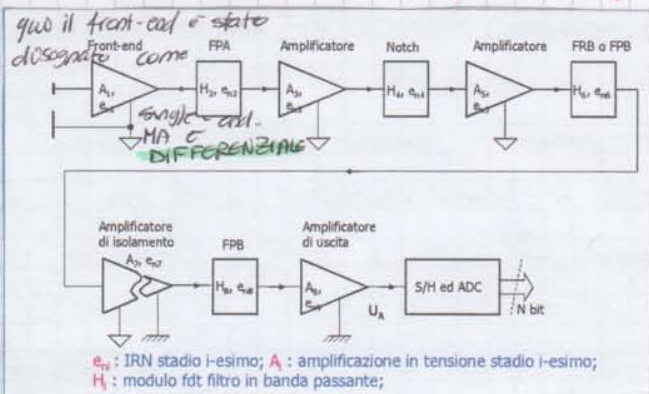


si collega l'elettrodo all'amplificatore tramite un amplificatore, ad esempio, a guadagno unitario che abbia la caratteristica di far vedere

verso l'elettrodo un'impedenza di ingresso molto grande e guardando nella sua uscita far vedere un'impedenza di uscita molto piccola. E questo tipo di amplificatore è il voltage follower



Esempio di catena di amplificazione per biopotenziali



Finora abbiamo trattato solo quello che succede al primo stadio che è il Front-end. Come si vede esso costituisce solo una parte di una catena di amplificazione per biopotenziale.

Una catena di amplificazione per biopotenziale è costituita da un certo numero di altri stadi che sono messi in cascata.

Mentre il front-end ha tutta una serie di problemi; fortunatamente tutti gli altri componenti della catena sono meno critici.

La qualità di una catena d'amplificazione per biopotenziali è determinata:

→ dal front-end: se si fa bene il front-end si risolve il 60-70% dei problemi. Gli altri sono meno importanti della qualità del front-end. Ragione per cui, la cosa importante, sono poche caratteristiche di questi filtri e amplificatori. È importante il come sono stati inseriti nella catena e in poche caratteristiche che sono principali, di ognuno dei blocchi.

Ci sono dei casi in cui dei circuiti funzionano se provati al banco, ovvero non collegati a due elettrodi, ma collegato al generatore di segnali; ma quando poi viene collegato al paziente il circuito non funziona. Cosa è successo?

È successo che chi ha progettato ha tenuto conto solo di alcune caratteristiche importanti dell'amplificatore, ma non sufficiente al buon funzionamento in un ambiente reale. Non ha considerato che gli elettrodi generano il potenziale di semicella, oppure non ha considerato che il potenziale di semicella generato dai 2 elettrodi non è uguale. Questo è una delle cause di non funzionamento di questi dispositivi.

Il primo che si deve affrontare è capire come e perché viene scelta una certa sequenza negli stadi della catena. Se si capisce questo si riesce a dimensionare i singoli blocchi della catena.

Problema rumore, può essere semplificato. ovvero, dire che ognuno dei blocchi al suo interno contiene dei componenti elettronici attivi e passivi. Quindi ognuno di questi blocchi, oltre a svolgere la funzione che deve svolgere (cioè quella di fungere da amplificatore, da filtro), produce anche del rumore.

Ad esempio, se si andasse a vedere il segnale all'uscita del front-end, il quale è collegato ad un generatore di segnali, si scopre che il segnale generato dal generatore, amplificato A_1 , si trova del rumore (no interferenza di rete), ovvero al segnale è sovrapposto del

Tutti gli amplificatori per biopotenziali forniscono il segnale in uscita ad un sistema di calcolo e glielo forniscono in forma numerica.

Questa è una catena di amplificazione per biopotenziale tradizionale.

Ma se volessimo progettare amplificatori a bassissimo consumo, alimentati a batteria contando su tensioni molto basse (tipicamente al di sotto dei 3V) e potendo contare su una singola sorgente di alimentazione.

La prima cosa che vale la pena di fare è cercare di capire quanto si deve amplificare. Come si risponde a questa domanda?

Prima di tutto ci si deve rendere conto del fatto che la catena è costituita da una parte analogica (fino ad U_A) e da una parte che è la parte di conversione di una tensione analogica in una tensione digitale. $U_A \rightarrow$ S/H ed ADC \rightarrow

Per sapere quanto amplificare la catena si devono sapere 2 cose:

- Ampiezza del segnale che si deve amplificare, quindi del segnale biologico che ci interessa;
- Dinamica d'ingresso della scheda di conversione analogico/digitale

A questo punto si può dire che l'amplificazione totale della catena sarà data dalla dinamica d'ingresso della scheda di conversione analogico/digitale diviso la dinamica del segnale in ingresso.

$$A_{tot} = \frac{DA/D}{DSI}$$

ESEMPIO all'ingresso della catena di un segnale di 1mV e lo si vuole portare ad 1V, lo si deve amplificare 1000. L'ampiezza del segnale della catena lo si ricava nel momento in cui si sa di che segnale si tratta e quale elettrodo si usano.

Questo blocco riesce a convertire in digitale un segnale che all'ingresso è contenuto tra $\pm 5V$ (è la dinamica d'ingresso di questo blocco).

Se si ha a che fare con il segnale elettrocardiografico (= c'è una risposta di tipo probabilistico). Se si considera un segnale d'ingresso tra i $\pm 5mV$, comprendendo il 90% della popolazione. Per il segnale elettrocardiografico è una scelta arbitraria; scegliamo una dinamica d'ingresso di 5mV e ad esempio che il convertitore analogico/digitale ha una dinamica d'ingresso di più o meno 5V.

Di quanto devo amplificare?

$$A_{tot} = \frac{DA/D}{DSI} = \frac{5V}{5mV}$$

$$A_{tot} = 1000V$$

Per sapere quanto amplificare si deve sapere la dinamica d'ingresso della scheda. Questo è vero qualunque sia la scheda, qualunque sia la catena, qualunque sia il segnale da amplificare.

Allora il termine precedente, dovuto al front-end, viene messo al quadrato in modo da rappresentare la potenza, $(e_{n1} \cdot A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2$. Questo termine è proporzionale alla potenza di rumore all'uscita della catena analogica dovuta unicamente al rumore generato dal front-end. A questo termine se ne sommano altri:

- $(e_{n2} \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2$ contributo di e_{n2} all'uscita della catena;
- $(e_{n3} \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2$ contributo di e_{n3} all'uscita della catena;
- ... fino ad arrivare ad $(e_{ng} \cdot A_9)^2$ contributo di e_{ng} all'uscita.

Supponiamo che gli $e_{n...}$ non siano valori molto diversi. (Questo è un'ipotesi abbastanza vera). Quindi gli e_n sono simili.

L'amplificazione totale $A_{tot} = A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9$

Questo significa che e_{n1} viene moltiplicato per l'amplificazione totale, e si ha $(e_{n1} \cdot A_{tot})^2$; $(e_{n2} \cdot \frac{A_{tot}}{A_1})^2$; ...; $(e_{ng} \cdot \frac{A_{tot}}{A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7})^2$.

Questo ci porta a dire che se A_1, A_3, A_5, A_7, A_9 sono normalmente maggiori di 1, evidentemente il termine di rumore legato al primo stadio lo si ritrova all'uscita moltiplicato per l'amplificazione totale e tutto messo al quadrato. Il termine dovuto al secondo stadio è moltiplicato per qualcosa che è più piccolo dell'amplificazione totale e così via; l'ultimo stadio porta un contributo in potenza pari ad un valore molto più piccolo del precedente. La potenza dovuta ad e_{n1} è, per esempio, 100 volte maggiore della potenza dovuta ad e_{ng} (in un'ipotesi dove $A_{tot} = 10$ e $A_9 = 1$). Tanto più l'amplificazione totale è alta, nel momento in cui è distribuita lungo tutta la catena, tanto più il peso del primo termine è quello preponderante.

Qual è la condizione più favorevole?

È quella nella quale $A_1 = A_{tot}$, quindi vuol dire che $A_3 = A_5 = A_7 = A_9 = 1$.

In questo caso si ha $(e_{n1} \cdot A_{tot})^2 + e_{n2}^2 + (e_{ng})^2 \Rightarrow (e_{n1} \cdot A_{tot})^2 + e_{n2}^2 + (e_{ng})^2$.

Il rumore proviene principalmente dal primo stadio (sempre nell'ipotesi che $e_{n1}, e_{n2}, e_{n3}...$ siano nello stesso ordine di grandezza).

In questa condizione tutti gli altri stadi danno una potenza di rumore che non è amplificata. L'unica amplificata è quella del primo stadio. Allora su A_{tot} non si può fare niente; ma quello che si può fare è agire sul primo stadio per rendere più piccolo possibile n_1 .

Di tutte le combinazioni possibili, quella appena vista è la conveniente.

Ci si rende conto che, se si hanno valori di A , per dire che il grosso della potenza

anche A_5 porterà un'amplificazione maggiore di 1 e così via.

Il concetto è amplificare il segnale al quale si è interessati; ma il problema nasce poiché al segnale sono sovrapposti dei disturbi.

Ad esempio, la differenza dei potenziali di semicella (si vede come un disturbo che rischia di mandare in saturazione la catena).

Siccome i disturbi sono molto più ampi del segnale, si va in saturazione e non si vede più il segnale.

Il concetto è individuare il disturbo più importante, quello con l'ampiezza maggiore e la differenza dei potenziali di semicella. A questo punto si amplifica tutto quello che si può per non arrivare in saturazione rispetto al disturbo che si considera, che è il potenziale di semicella. All'uscita del front-end si avrà il segnale buono (e che si avrebbe voluto amplificare di più) ma non si è potuto perché all'uscita si ha anche la differenza di potenziale di semicella amplificata che rischia di portare a saturazione.

Allora, prima di mettere lo stadio successivo, si abbatte il disturbo che crea problemi. La differenza di potenziale di semicella è una tensione continua e lo si abbatte con un filtro che introduca almeno uno zero di trasmissione in continua.

Adesso si può amplificare il segnale di quanto si vuole perché la differenza di potenziale di semicella non c'è più. Però ci possono essere altri disturbi che da ora non sono bloccati (ad esempio interferenza di rete). L'interferenza di rete è stata amplificata per A_1 , passa attraverso FPA, perché il modulo della funzione di trasmissione di FPA è attorno al sostanziale 1; allora si deve dimensionare A_3 in modo che l'interferenza di rete amplificata per A_1 e per A_3 non porti in saturazione né A_1 , né A_3 .

A questo punto si sceglie un valore abbastanza alto di A_3 , garantendo che A_3 non saturi per il secondo disturbo in termini di ampiezza con l'interferenza di rete.

All'uscita di A_3 si ha il segnale buono più l'interferenza di rete, allora si mette un filtro che abbatte l'interferenza di rete. All'uscita di questo filtro, se fosse ideale, si avrebbe solo il segnale buono, senza traccia della diff. di potenziale di semicella e senza traccia dell'interferenza di rete.

Si potrebbero avere ancora altri disturbi che dipendono dal tipo di registrazione che si fa. Allora ci si deve accettare che gli altri disturbi amplificati per A_5 non portano A_5 in saturazione e si introduce un filtro che abbatte questo disturbo.

Questa è la logica che sta dietro alle catene.
che cosa sono questi filtri?

I primi due (FPA e Notch), quasi per tutte le catene per prelievo di biopotenziale

I segnali di tipo processo casuale vengono studiati dal punto di vista statistico nel dominio del tempo e della frequenza. Generalmente sono tecniche di analisi che non si basano sulla morfologia del segnale.

→ **Banda** occupata dalle componenti frequenziali che costituiscono il segnale. Tutti i segnali biologici sono caratterizzati da bande relativamente contenute verso le alte frequenze; ovvero i sistemi biologici sono dei sistemi intrinsecamente abbastanza lenti. Però ci sono differenze da segnale a segnale.

- Nel caso del segnale ECG, la banda deve essere considerata, se si vuole avere a che fare con un segnale utile dal punto di vista diagnostico; è definita a livello internazionale che deve estendersi almeno da 100 mHz a 125 Hz questa è la minima che qualunque elettrocardiografo commerciale deve garantire.
- Nel caso del segnale elettrogastrografico; segnale generato dallo stomaco durante il suo funzionamento. Può avere una banda da 2 mHz a 50-60 mHz. Una banda decisamente più spostata verso le frequenze basse.
- Nel caso del segnale elettromiografico; prelevato con aghi, che ha una banda che va da 100 Hz a qualche KHz.

Con questi esempi si nota che ci sono segnali molto lenti, segnali con banda compresa al di sotto di 100 Hz, e segnali molto più veloci.

→ **Ampiezza** del segnale.

A seconda del tipo di segnale l'ampiezza può essere intesa come valore di picco, può essere intesa come valore efficace. Normalmente quando è quasi deterministico si preferisce dare all'ampiezza del segnale in termini di valore di picco; quando il segnale è assimilabile ad un processo casuale si preferisce dare l'ampiezza del segnale in termini di valore efficace.

Ad esempio, nel caso del segnale ECG si può dire che l'ampiezza è contenuta entro più o meno (si suppone) 10 mV. Questo è un valore che ha significato dal punto di vista statistico.

Se si considerassero dei soggetti patologici, con una importante dilatazione del cuore, si scopre l'onda R può arrivare fino a qualche mV.

Quando si ha un intervallo di più o meno 10 mV, intendendo che in quell'intervallo, non è compresa la totalità della popolazione, ma è compresa una certa percentuale che si considera sufficientemente alta della popolazione.

Quando si definisce l'ampiezza, si deve andare a prendere una percentuale alta abbastanza della popolazione.

Osservando il segnale elettrocardiografico (ECG), ci sono componenti diverse

Oltre alle onde P, QRS, T, U ci sono degli intervalli e dei segmenti.

Se consideriamo il tempo che passa dall'inizio dell'onda P all'inizio dell'onda Q, questo intervallo viene chiamato **intervallo PR**. Perché PR se è l'inizio di P e Q? Questo perché molto spesso la Q, in prima derivazione su un soggetto normale, non si vede. Ragione per cui di fatto, dal punto di vista della definizione di questo intervallo si considera che l'inizio dell'onda Q (spesso non c'è) coincida con l'inizio dell'onda R.

Dal punto di vista fisiologico rappresenta il tempo necessario perché la depolarizzazione degli atri si trasferisca, dagli atri ai ventricoli. È evidente che la durata dell'intervallo di R, sarà una durata importante perché è quella che permette di studiare se ci sono eventuali difetti di conduzione tra gli atri e i ventricoli.

Il fatto che ci sia l'onda P, dimostra che c'è depolarizzazione degli atri, ovvero gli atri si contraggono. Allora osservare onda P è importante perché è il marcatore della contrazione degli atri (= depolarizzazione degli atri). È importante osservare la forma dell'onda P; in questo caso si dice monofasica (... però potrebbe essere anche bifasica, potrebbe avere forme differenti).

È interessante anche osservare i segmenti, i quali sono anche degli intervalli. Dei segmenti ci interessano il livello.

Per esempio, se ci interessano la regolarità della depolarizzazione degli atri e poi la loro ripolarizzazione; questo può essere descritto dal livello del **segmento PR**.

Allo stesso modo l'intervallo del complesso **QRS** è importante considerare l'intervallo temporale che va dall'inizio del complesso QRS alla fine, perché ci dice qual è il tempo necessario perché si manifesti la depolarizzazione dei ventricoli.

L'intervallo QRS non ha una durata fissa uguale per tutti, ma all'interno del quale è stabile (tipicamente è tra i 80-150 ms).

Se l'intervallo QRS fosse maggiore, vuol dire che la depolarizzazione a livello dei ventricoli è più lenta di quello che ci si aspetta.

Intervallo ST è quello che intercorre tra la fine della depolarizzazione dei ventricoli e la fine della ripolarizzazione dei ventricoli. Quindi è un intervallo che serve per giudicare, dal punto di vista temporale, il processo di ripolarizzazione dei ventricoli.

Il **segmento ST** è quel tratto di linea base del segnale elettrocardiografico che sta tra la fine dell'onda S e l'inizio dell'onda T.

In un soggetto normale, in questo segmento non c'è attività elettrocardiografica e neanche nel segmento PR. Se non c'è attività elettrocardiografica in soggetto normale, vuol dire che il segmento corrisponde alla linea base, ovvero alla linea dello zero. Se avessimo problemi di ripolarizzazione dei ventricoli, il segmento ST

di 10mm/mV. Però deve consentire anche di scegliere una sensibilità più bassa, che sono 5mm/mV.

Un elettrocardiografo però deve consentire anche di scegliere una sensibilità più alta che è pari a 10mm/mV, che serve per vedere, di dimensioni accettabili, il segnale di soggetti che hanno il segnale ECG ampio.

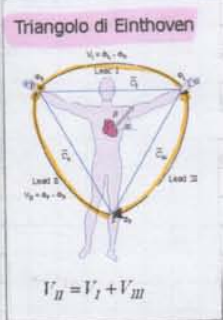
Quindi un qualunque amplificatore per elettrocardiografia standard, consente di scegliere tra 3 valori di amplificazione:

- 1) Valore Normale che corrisponde ad una sensibilità verticale di 10mm/mV
- 2) Valore Doppio, per i segnali pochi intensi, che corrisponde alla sensibilità verticale 20mm/mV.
- 3) Valore Meta che porta ad una sensibilità verticale di 5mm/mV.

Derivazioni ECG agli arti

Quando si preleva un segnale, le caratteristiche del segnale dipendono da dove vengono posizionati gli elettrodi.

La prima idea fu quella di posizionare gli elettrodi in numero di 3.



Per ora non si sta considerando l'elettrodo di riferimento. Consideriamo gli elettrodi esploranti i quali vengono posizionati al braccio sinistro, al braccio destro e alla gamba sinistra.

Prima derivazione $V_I = \Phi_L - \Phi_R$, il potenziale del braccio sinistro meno il potenziale del braccio destro. Si collega l'amplificatore differenziale con il morsetto non invertente al braccio sinistro e con quello invertente al braccio destro.

Seconda derivazione $V_{II} = \Phi_F - \Phi_R$, la differenza tra il potenziale della gamba sinistra e il potenziale al braccio destro.

Terza derivazione $V_{III} = \Phi_L - \Phi_F$, differenza tra il potenziale del braccio sinistro e il potenziale della gamba sinistra.

Questi sono 3 punti e si considerano il braccio destro, il braccio sinistro e la gamba sinistra, si è disegnato una maglia. Allora di questo 3 tensioni V_I, V_{II}, V_{III} , 2 sono linearmente indipendenti e la terza è combinazione lineare degli altri due. Ovvero la somma di $V_I + V_{II} + V_{III} = 0$.

Perché dobbiamo considerare 3 derivazioni se quella linearmente indipendente sono solo due? Tutte le informazioni che si hanno in 2 derivazioni, si hanno se si considerano 3. Aggiungere una derivazione in più non aumenta l'informazione. Manca un aspetto importante. A volte non è necessario aumentare l'informazione per migliorare l'interpretazione di un fenomeno, ma a volte è sufficiente che la stessa informazione sia più facilmente interpretabile.

a) quella di Wilson.

$$AV_L = \Phi_L - \frac{1}{2}(\Phi_R + \Phi_F) = \frac{3}{2} V_L$$

$$AV_R = \Phi_R - \frac{1}{2}(\Phi_L + \Phi_F) = \frac{3}{2} V_R$$

$$AV_F = \Phi_F - \frac{1}{2}(\Phi_L + \Phi_R) = \frac{3}{2} V_F$$

si ha un'ampiezza del
50% maggiore

Seguendo le indicazioni di Goldberg nascono le derivazioni AV_L , AV_R , AV_F , dove A sta per aumentata.

La forma d'onda di AV_L e V_L è identica, semplicemente AV_L è 50% più ampia.

Quindi conviene usare queste ultime derivazioni poiché il segnale è più ampio.

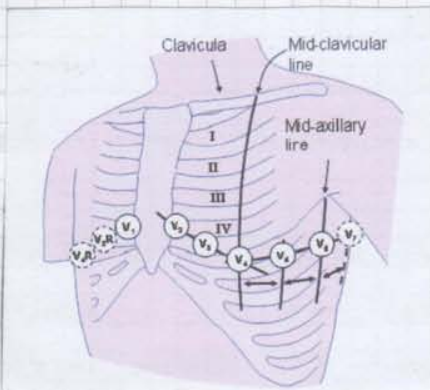
Oggi, quando si va a fare un elettrocardiogramma, si posizionano 4 elettrodi agli arti. Quando si fa la registrazione vengono riportate 6 derivazioni che sono I - II - III e AV_R - AV_L - AV_F . Questo elettrocardiogramma prende il nome di elettrocardiogramma a 6 derivazioni (elettrocardiogramma relativo alle derivazioni agli arti).

Domanda trabocchetto:

Quanti elettrodi servono per fare un elettrocardiogramma a 6 derivazioni?

RISPOSTA → 4 ELETTRODI → 1 per ogni arto

Derivazioni ECG precordiali



In questo caso è più complesso il posizionamento degli elettrodi.

V_1 si mette a fianco dello sterno a destra in corrispondenza del 4° spazio intercostale. Questo è l'unico elettrodo che viene messo a destra.

V_2 è simmetrico a V_1 ma a sinistra.

V_4 : per palpazione si sente la posizione della clavicola e si misura la lunghezza della clavicola. Dovremmo prendere

metà della lunghezza della clavicola, si scende con una linea verticale fino ad incontrare il 5° spazio intercostale e qui si mette l'elettrodo V_4 .

V_3 è a metà della distanza tra V_2 e V_4 .

V_6 : si prende la linea medio-ascellare e si scende giù con una linea lungo il torace perpendicolare al suolo, finché non incontra il 6° spazio intercostale e qui va V_6 .

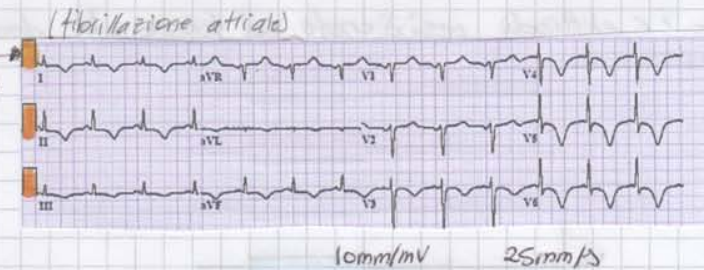
V_5 è a metà tra V_4 e V_6 .

Alle volte si mettono altri elettrodi ancora più posteriormente come V_7 o si mettono elettrodi a destra V_{3R} e V_{4R} .


Il tecnico, che prepara il soggetto per il tracciato, fa posizionare gli elettrodi


Tracciato ECG

Quest'impulso rettangolare è un impulso di calibrazione che l'elettrocardiografo



automaticamente genera all'inizio della registrazione, portando ai suoi ingressi un segnale di ampiezza pari a 1mV. Infatti viene riportata la sensibilità verticale del cardiografo di 10mm/mV, e viene riportata anche la velocità di scorrimento della carta di 25mm/s. Queste due indicazioni permettono di vedere il tracciato con i valori standard.

Se si va a vedere uno qualunque dei 3 impulsi  l'ampiezza è di 10mm.

Questo è importante perché vuol dire che i canali dell'elettrocardiografo sono tarati correttamente. Cioè una deflessione di 1mV dei segnali in ingresso porta ad una deflessione di 10mm del pennino. Questi impulsi sono generati dall'elettrocardiografo e non dal paziente artificiale. Invece questi  sono generati dal paziente.

Esistono 2 presentazioni possibili:

- Standard è la presentazione che consiste nell'alternare i canali (derivazioni) in I-II-III e poi AVR-AVL-AVF e poi V1-V2-V3-V4-V5-V6.

L'elettrocardiografo ha un certo numero di funzioni addizionali, ad esempio, ci permette di aggiungere dati di nascita, età, sesso, altezza, pressione e nome del medico che ha eseguito l'esame.

Come è costituito il front-end dell'elettrocardiografo?

Normalmente gli elettrocardiografi sono costituiti da 2 blocchi di ingresso.

Il primo blocco è

collegato ai 4 elettrodi

agli arti, da

quelli escono le

6 derivazioni

relative agli

arti. Quando escono

i segnali relativi alla I, II-III -AVR-AVL-AVF.



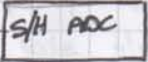
Lo schema più tipico è quello che dice che per ognuna delle derivazioni ci deve essere un canale di amplificazione.

In questo modo la catena di amplificazione è spezzata in due parti.

Nel primo blocco si ha il front-end della catena d'amplificazione, e' collegato agli elettrodi; si ha circuiteria necessaria per ricostruire dai 4 elettrodi le 6 derivazioni agli arti (in forma analogica) 77

quello che si vuole sapere è quant'è l'amplificazione del front-end; la prima domanda è quanto deve essere l'amplificazione della catena.

Per condurre l'uscita su carta, l'elettrocardiografo ha come dispositivo d'uscita una stampantina a 3 canali, più una matrice di punto.

Per quanto riguarda i canali verticali della stampantina, hanno una loro sensibilità: la tensione al questo punto U_A , convertita in formato digitale, avrà una sua dinamica che dipende dalla dinamica d'ingresso della stampante.

Normalmente la scheda di conversione analogico/digitale avrà la dinamica d'uscita analogica della catena con la dinamica d'ingresso della stampante.

Se si vuole sfruttare correttamente la stampante che, ad esempio, una dinamica d'ingresso di $\pm 5V$ per canale. Sapendo che il segnale elettrocardiografico ha una dinamica di ingresso di $\pm 10mV$, la catena dovrà amplificare $5V/10mV = 500$.

Siccome la dinamica d'ingresso del segnale elettrocardiografico è dell'ordine dei $deci\ mV$, l'amplificazione totale della catena deve essere dell'ordine dei $500 - 1000$.

Quindi se si vuole sapere quanto deve amplificare la catena ECG, dobbiamo sapere qual'è la dinamica all'ingresso del convertitore analogico/digitale. Sappiamo qual'è la dinamica del segnale; quindi l'amplificazione totale è data dal rapporto tra la dinamica d'ingresso del convertitore analogico/digitale e la dinamica del segnale.

Nel nostro caso, l'amplificazione totale è 500 .


Questa amplificazione di 500 deve essere distribuita lungo la catena d'amplificazione, cercando di amplificare il più possibile nei primi stadi della catena. Però si devono fare i conti con i disturbi.

Il primo disturbo con cui si ha a che fare, in termini di ampiezza, è la differenza dei potenziali di semicella tra gli elettrodi. Questo è sempre vero. Due elettrodi uguali, danno origine ai potenziali di semicella che facilmente hanno differenze dell'ordine anche delle decine di mV .

Se si hanno differenziali di potenziali di semicella che differiscono del $10 - 20 mV$, non si può amplificare molto all'inizio; senno il front-end andrebbe a saturare.

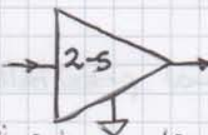
Non si vuole solo che il front-end non saturi per la differenza di potenziale di semicella, ma non deve saturare considerando l'effetto della diff. di potenziale di semicella di tutti gli altri disturbi eventualmente presenti e in più del segnale.

Se ci si aspetta differenze delle $10mV$ dei potenziali di semicella e se si sa che il front-end è alimentato, ad esempio, da $\pm 5V$, questo front-end dovrà avere un'amplificazione che non potrà superare 50 .

L'interferenza di rete è fastidiosa perché crea questo  segnale, che è amplificato da un amplificatore farci banda passante vai da 50Hz solo fino a 30Hz. Quindi la componente a 50Hz è già in parte attenuata. Qui rende difficile l'interpretazione della lettura dell'onda P e T.

L'interferenza di rete è al più riferita all'ingresso dell'ordine dei 100-200 μV , se si è fatto bene i conti e messo bene gli elettrodi.

Supponiamo che il front-end amplifichi 25; 100 μV vuol dire che all'uscita del front-end si ha 2,5 mV. Si ha un segnale sinusoidale 50Hz che oscilla fra $\pm 2,5$ mV di picco. All'uscita del FFA il segnale è alterato.

All'uscita dell'amplificatore , supponiamo che amplifichi 5; si ha un segnale di interferenza di rete tra ± 10 mV. Non è tanto dal punto di vista del pericolo di saturazione.

interponiamo il filtro Notch, il quale attenua questa interferenza di rete. Normalmente introducono un'attenuazione dell'ordine di 40dB.

Questo vuol dire che in termini di ampiezza, l'interferenza di rete viene ridotta del 1/100. Quelli che erano 10 mV sono ridotti a 100 μV .

Il segnale ECG è stato amplificato $25 \cdot 5 = 125$ volte. Quindi i 100 μV dell'onda P sono diventati $100 \cdot 125 = 12$ mV. Mentre i 100 μV riferiti in ingresso dell'interferenza di rete sono stati abbattuti dal filtro Notch e sono rimasti circa $1/100$ di μV . Risultato, il segnale è stato amplificato di 125 volte, l'interferenza di rete non è stata amplificata perché poi è stata ridotta ad 1/100.


Adesso il segnale voluto ha un'ampiezza di circa 100 volte maggiore.

Con questi valori non si hanno problemi di saturazione.

Fin ora si è amplificato 125, noi vogliamo amplificare 500 e quindi questo amplificatore,



Quando si registra il segnale ECG, può capitare di trovarsi in una situazione in cui la linea base del segnale è corrotta dall'attività elettrica della muscolatura.

 questo non permette di studiare bene le onde P e T.

Siccome l'attività elettrica dovuta alla muscolatura ed è contenuta in una banda più ampia del segnale ECG (da qualche Hz a qualche centinaio di Hz), la cosa che si può fare è limitare la banda del segnale con un filtro PASSA BASSO antitremore, il quale ha una frequenza di taglio dell'ordine dei 30-35 Hz. Questo FBA attenua le frequenze al di sopra della frequenza di taglio.

A questo punto il segnale è pronto per essere portato al dispositivo di uscita.

Quando ci chiede di dimensionare la catena, quello che dobbiamo fare è:
per ogni singolo blocco indicare quali sono i parametri che lo caratterizzano
e dire il perché.

ESEMPIO Front-end → amplificazione 25 perché per non avere problemi
a causa della differenza di semicella (fino a $\pm 50\text{mV}$)

Filtro passa alto FPA → frequenza di taglio, normalmente 100mHz , però si può
scegliere anche sotto 500Hz - Questo filtro è sempre e non può essere
eliminato; mentre il filtro Notch e antitremore possono essere eliminati.
Chiaramente la prima cosa da dire è l'amplificazione totale.

Quest'ultimo blocco che contiene quello che fa il campionamento e il convertitore ADC che
converte la tensione analogica in una parola digitale, della quale dobbiamo sapere la
lunghezza che definisce il numero di livelli sul quale il segnale è. Se la parola ha la
lunghezza n , il numero di livelli è 2^n .

Esempio, se si ha una parola di 8 bit, il segnale viene convertito in 256 livelli.
Normalmente si arriva da 8 a 14 bit. → 14 bit = 16.000 livelli.

(Questo blocco può arrivare fino a 22 bit che sono circa 4 milioni di livelli)

Maggiore è il numero di livelli, migliore è il segnale.

Il Paziente Artificiale è un oggetto che consente di simulare tutta una serie di situazioni.
Quelle più importanti sono situazioni di normalità perché sono quelle che servono per verificare
il buon funzionamento dell'elettrocardiografo. Però si possono simulare anche situazioni
patologiche. Il paziente artificiale ha 10 uscite.

Corrispondenti agli elettrodi agli arti hanno una codifica a colore.

ECG **M**

PAT **AMP** **ST**

MML **~** **~**

BAT **▽** **△**

C1 **V1**
C2 **V2**
C3 **V3**
C4 **V4**
C5 **V5**
C6 **V6**

corrispondono alle 12 derivazioni toraciche. c'è una codifica a colore (C1) e si indica solo il primo che è Rosso.

gruppo di cavi più corti che si collegano alle derivazioni toraciche.

ROSSO → per il braccio destro

GIALLO → per il braccio sinistro

VERDE → per la gamba sinistra

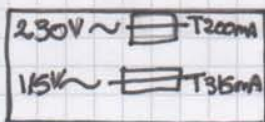
NERO → per la gamba destra

hanno la stessa codifica la si trova sui cavi dell'elettrocardiografo

questi cavi poi sono attribuitati a cavi che seguano lo stesso percorso

hanno una lunghezza maggiore e sono contenuti in un'unica guaina.

banane verde
rosso
giallo
nero
central



Queste due fusibili sono in serie alla fase e al neutro del cavo di alimentazione; soprattutto per proteggere dai eventuali sovraccarichi.

Questi fusibili sono importanti per rendere nullo il rischio di incendio dell'apparecchio. Il costruttore indica che se la tensione di alimentazione selezionata è 230V allora si devono usare fusibili rapidi (T) da 200mA. Se invece si avesse 115V (predisposizione USA) il fusibile rapido deve essere da 35mA.



Questo simbolo vuol dire, prima di usare l'apparecchio leggere e comprendere il manuale d'uso. Simbolo che deve essere riportato su tutti gli apparecchi elettromedicali.

1) ESAOTE	2) Model: P. 80
2) 2002	3) cod. 974
3) 09855	4) 230V ~ 50-60 Hz
4) 28 VA	5) CE 0123

L'etichetta che contiene:

- 1) indicazione produttore
 - 2) anno di fabbricazione apparecchio
 - 3) numero di matricola dell'apparecchio
 - 4) modello apparecchio
- } molto importanti in caso di guasti

5) codice

6) Tensione di alimentazione e frequenza di rete accettabile

7) Assorbimento. il valore 28 VA è maggiorato del 50% circa.

8) Marchio CE e il codice dell'organismo notificato che ha approvato la dichiarazione di conformità dell'apparecchio.

Lato destro apparecchio



→ Ricettacolo cavo d'ingresso dove viene collegato il cavo di elettrodo



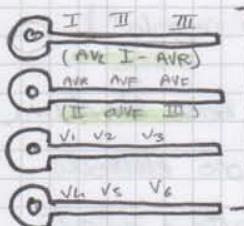
Ci sono due indicazioni:

simbolo leggere manuale d'uso e l'indicazione del tipo dell'app.

L'apparecchio è di tipo CF perché c'è il simbolo del cuore e

poi ci sono due piastre a lato del simbolo, e significa che l'apparecchio è protetto dai eventi di defibrillazione.

Davanti all'elettrocardiografo



indicano le predisposizioni per le varie derivazioni. Le derivazioni vengono osservate in un modo standard: I - II - III - aVR - aVL - aVF - V1 - V2 - V3 - V4 - V5 - V6.

Poi c'è un modo diverso di rappresentare le stesse derivazioni; diverso come

ordine e polarità. Viene detto metodo Cabrera: aVR, I derivazione e aVL con polarità invertita; II derivazione, aVF e III derivazione.

Per alcuni aspetti Medalita - Cabrera semplifica la diagnosi.

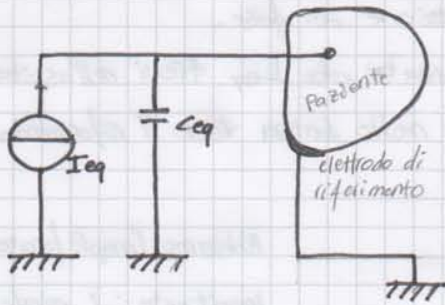


Permettono di scegliere le derivazioni che si vogliono usare.



Possibilità di mandare la macchina in automatico; e farà vedere tutte le derivazioni.

Consideriamo la situazione:



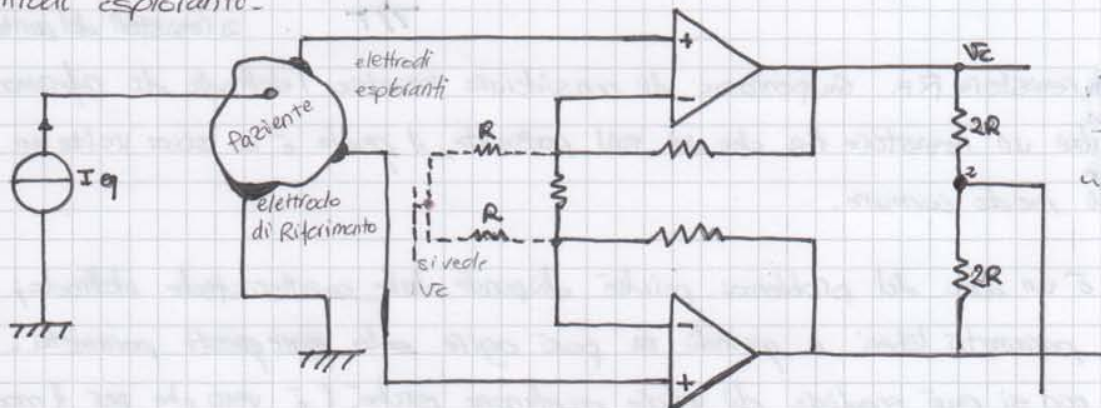
Il paziente è riferito alla rete attraverso le capacità C_1 e C_2 ; (e questo accoppiamento lo consideriamo attraverso il circuito equivalente di Thevenin $C_{eq} = C_1 + C_2$.)

In questo caso lo consideriamo con il circuito equivalente di Norton, in cui si ha un generatore di corrente. Nel caso di Norton impedenza equivalente,

è posta in parallelo al generatore.

Dal punto di vista del paziente, la condizione peggiore si ha quando $C_{eq} = 0$; perché se $C_{eq} = 0$ tutta la corrente forzata dal generatore va attraverso il paziente.

Quindi mettiamoci in questa condizione e aggiungiamo gli amplificatori agli elettrodi esploranti.

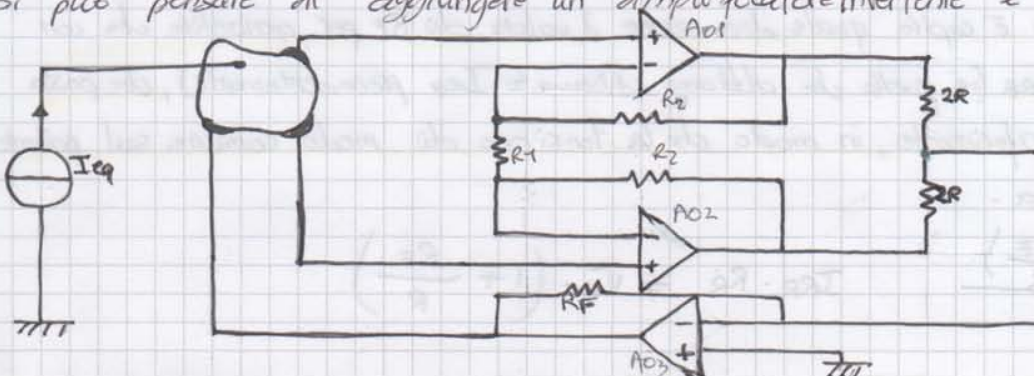


Quando si viene a creare il segnale di modo comune sul paziente; questo segnale è presente anche qui in uscita. Allora i due resistori $2R$ non sono percorsi da corrente, e quindi la tensione su questi resistori è nulla. Pertanto in questo punto • e riferimento si vede la tensione V_c .

Quando si ha lo stadio di ingresso dell'amplificatore, si hanno due possibilità diverse di avere a disposizione il potenziale di modo comune V_c . Il 2° punto è possibile solo quando sono disponibili i due morsetti, e non è sempre possibile poiché dipende dall'amplificatore differenziale. Invece i morsetti del 1° punto rendono sempre disponibili e quindi si può ricavare il potenziale di modo comune.

Quindi in un modo o in un altro si riesce a ricavare il potenziale di modo comune pari a quello del paziente.

Si può pensare di aggiungere un amplificatore invertente e lo usiamo per riportare sul paziente un segnale che è in antifase rispetto al segnale di modo comune.



Quindi si può dire che

$$V_C = \frac{I_{RR} \cdot R_R}{\left(1 + \frac{R_F}{R}\right)}$$

R_R è dato perché è la resistenza dell'elettrodo di riferimento
 I_{RR} è dato perché deriva dall'accoppiamento verso la rete del paziente.

Se vogliamo rendere piccola V_C , si deve rendere grande $\frac{R_F}{R}$.

Sulla scelta di R ci sono 2 vincoli:

- verso il basso, perché quei resistori ($2R$) sono percorsi da una corrente dovuta al segnale di modo differenziale e quindi non si vuole che quella corrente sia eccessiva. Quindi questo impone un valore minimo del resistore.
- Non possiamo scegliere valori troppo alti, perché poi per avere valori piccoli di V_C si dovrebbe scegliere un valore R_F troppo grande.

Ricaviamo R_F

$$R_F = \left(\frac{I_{RR} \cdot R_R}{V_C} - 1 \right) \cdot R$$

deve essere positivo, perché è la resistenza di un resistore reale

Essendo gli altri due termini positivi, allora anche questo deve essere maggiore di zero

$$\Rightarrow \frac{I_{RR} \cdot R_R}{V_C} > 1$$

↓

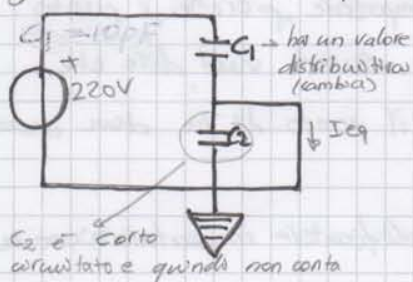
$$I_{RR} \cdot R_R > V_C$$

Condizione che si deve soddisfare per poter avere un valore positivo di R_F .
 È una condizione ottima.

Dovendo scegliere il valore di R_R come lo si sceglie?

Non c'è una risposta giusta e tante sbagliate. Ci sono un certo numero di risposte ragionevoli. Per esempio, consideriamo il caso peggiore.

Calcoliamo il valore del generatore I_{eq} ; trascuro C_{eq} e che tutta la corrente forzata dal generatore entra nel paziente.



Se usiamo i soliti valori ($C_1 = 10pF$)

chiediamoci qual'è la corrente di corto circuito; ovvero la corrente che scorre nel momento in cui il partitore è chiuso in corto circuito.

$$I_{eq} = \omega C \cdot V = 0,65 \mu A$$

Quando facciamo il progetto dell'amplificatore, si deve tener conto che sul paziente ci siano collegati altri apparecchi, ad esempio di tipo CF; quest'apparecchio nel paziente può forzare una corrente di dispersione che, se l'apparecchio funziona bene, può arrivare a $10 \mu A$. Normalmente, quando si fa questo tipo di dimensionamento $I_{RR} \approx 10 \mu A$ che è una scelta arbitraria.

Ma ci possono essere situazioni in cui il valore di I_{RR} è più grande.

Riprendiamo l'espressione iniziale di IRR

$$IRR = V_C \cdot \frac{1 + \frac{R_F}{R}}{\frac{R_F}{R}}$$

$$V_C = IRR \cdot \frac{R_R}{1 + \frac{R_F}{R}}$$

se usassimo le stesse
supposizioni fatte
precedentemente,
questo termine non cambia

V_C è direttamente proporzionale a IRR.

Se non si modifica il circuito si ottiene una tensione di modo comune 10 volte più grande; ovvero non sarà limitata a 2mV, ma a 20mV. La cosa importante è che il circuito continui a funzionare; questo accade fin tanto che la relazione $IRR \cdot R_R \gg V_C$ è vera.

Adesso abbiamo IRR 10 volte più grande; R_R è uguale; il valore di V_C sale. All'uscita dell'operazionale la tensione non deve andare in saturazione.

All'uscita si ha una tensione

$$V_u = -V_C \cdot \frac{R_F}{R} \quad V_u = -20 \cdot 10^{-3} \cdot (50) \rightarrow \text{se } R_F = 1k\Omega, R = 20k\Omega$$

$V_u = 1V$ di picco (sinusoidale)

↳ Questo valore va bene se l'amplificatore è alimentato, ad esempio, tra $\pm 15V$ (Sì)

↳ Il valore non va bene se l'amplificatore è alimentato tra $\pm 1V$ (No)

Le verifiche da fare sono:

- se la relazione $IRR \cdot R_R \gg V_C$ continua ad essere vera \Rightarrow se cresce IRR la relazione continua ad essere vera.
- verifica della sua tensione d'uscita.

\rightarrow se $R_F = 10k\Omega$ il rapporto $\frac{R_F}{R}$ sarebbe = 500

In questo caso

$$V_u = -V_C \cdot \frac{R_F}{R} = -20 \cdot 10^{-3} \cdot 500$$

Anche in questo caso la dinamica viene rispettata e le cose non cambiano.

\rightarrow se si avesse un elettrodo scadente, si devono vedere le stesse cose dette in precedenza.

Quando il soggetto non è in grado di camminare, l'alternativa è l'uso del cicloergometro.

Invece di far camminare il soggetto lo si fa pedalare. Anche qui esistono dei protocolli che prescrivono la potenza che il soggetto deve esercitare per mantenere la pedalata come richiesto.

L'elettrocardiografo è in grado di essere collegato al cicloergometro e controllare le sue prestazioni in modo da seguire correttamente il protocollo.

Sia nel caso del cammino che nel caso della pedalata, un aspetto che deve essere tenuto conto che potrebbero esserci più artefatti dal movimento.

L'elettrocardiografia sotto sforzo consentono di applicare filtri passa alto che seguono un po' di più come frequenze rispetto all'elettrocardiografia di base. Le frequenze di taglio possono arrivare pure ad 112. Hanno dei filtri che limitano il tremore muscolare, ovvero ci sono dei filtri passa basso che sono un po' più raffinati di quelli utilizzati negli elettrocardiografi tradizionali.

CASO PARAPLEGICI → soggetti che hanno perso l'uso degli arti inferiori.

Se si vuole fare un test a questi soggetti, bisogna utilizzare un movimento diverso.

Sono stati fatti degli apparecchi dove si deve usare la muscolatura arti superiori.

Hanno la possibilità di far girare le maniglie, facendo ruotare il volano. È una sorta di cicloergometro che viene attivato dalle braccia.

Elettrocardiografia sotto sforzo è una applicazione standard dell'elettrocardiografia a 12 derivazioni.

ECG HOLTER: elettrocardiografia a 6 o 12 derivazioni.

Ci sono un certo numero di aritmie le quali sono presenti in modo sporadico. Sono delle aritmie che compaiono solo ogni tanto, in modo imprevedibile. Arrivano in condizioni particolari e non si riesce a studiarle con ECG tradizionale.

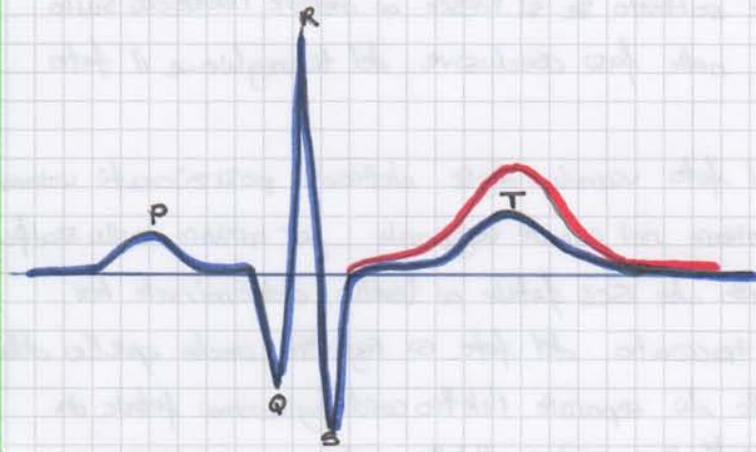
Il concetto è rendere possibile la registrazione del segnale elettrocardiografico per tempi lunghi (24-48 ore). La registrazione per tempi così lunghi deve permettere al soggetto di condurre la sua vita in modo normale, proprio perché l'aritmia potrebbe comparire in alcuni eventi della giornata, quando il soggetto svolge particolari attività.

Per questo sono stati sviluppati dei registratori che hanno l'aspetto di piccoli registratori audio e hanno la dimensione di un pacchetto di sigarette che vengono collegati agli elettrodi posizionati sul soggetto, seguendo delle regole diverse dal normale. Ad esempio, gli elettrodi che normalmente si posizionano ai polsi e alle caviglie, gli elettrodi vengono posizionati tipicamente sul tronco del soggetto.

Ci sono le solite 4 derivazioni agli arti posizionati sul tronco del soggetto. Si usano elettrodi più stabili, più adesivi degli elettrodi normali, perché deve rimanere attaccato alla cute del soggetto oltre le 24 ore senza staccarsi.

della madre.

In questo caso si ha un tracciato ad una singola derivazione. Il vantaggio è che questo tracciato è abbastanza simile da caso a caso e consente di fare un certo numero di osservazioni che sono importanti per stabilire se è necessario intervenire per velocizzare il parto oppure se il feto è in una condizione di relativo benessere.



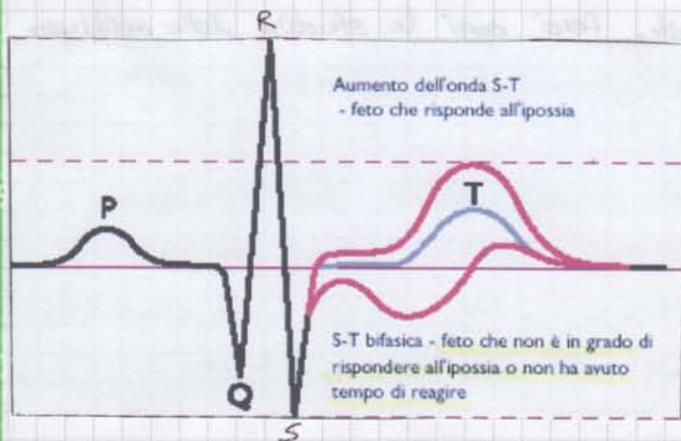
Un esempio del tracciato elettrocardiografico fetale normale è quello in grigio.

In Rosso è la risposta all'ipossia, ovvero condizione nella quale il feto non riceve abbastanza ossigeno.

Una risposta di questo tipo, nella quale si vede che il tratto ST è quello importante, che è soprav-elevato e l'ampiezza dell'onda T è maggiore rispetto a quella che si

ha solitamente. Una risposta di questo tipo, vuol dire che il feto è in una condizione di ipossia, ma ha possibilità di reagire alla condizione in modo corretto. È un primo segnale in cui il feto è in condizione di sofferenza, però è una situazione di sofferenza che è in grado di gestire in modo autonomo.

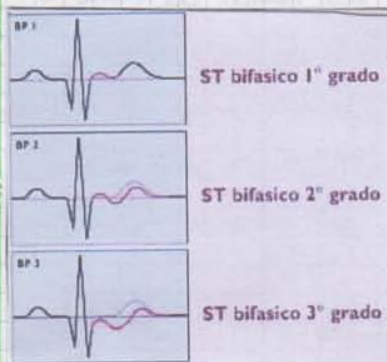
Quindi il medico sa che deve osservare il segnale e sa che non è ancora il momento di intervenire con misure drastiche.



Un'alterazione del tratto ST e dell'onda T; l'onda ST è diventata bifasica, una fase nella quale sale e una fase nella quale scende; e anche l'onda T è bifasica, c'è una fase positiva e una negativa.

Un tracciato di questo tipo, è una progressione dell'ipossia e il feto non è più in grado di compensarla in modo

autonomo. Ragione per cui il medico si deve porre il problema di intervenire per velocizzare l'espulsione del feto.

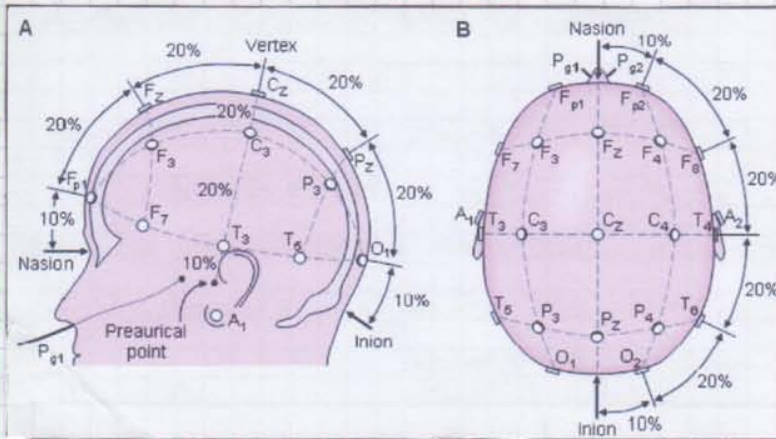


Esempi tipici di una situazione che sta peggiorando.

Inizia con una soprav-elevazione e un andamento bifasico del tratto ST ancora limitato.

Progredisce l'andamento bifasico del tratto ST e l'onda T si riduce d'ampiezza. Il comportamento bifasico del tratto ST è molto evidente. Questo sono 3 gradi di sofferenza del feto.

Standard 10-20 electrode placing



Ci sono 4 punti di riferimento sullo scalpo -

- 1) Nasion: è la fossa che si trova alla radice del naso (Frontale)
- 2) Inion: la parte posteriore del cranio e corrisponde ad una piccola protuberanza (Occipitale)
- 3-4) Punti preauricolari: (considerando il padiglione auricolare) è il punto prima che termini il padiglione.

Rispetto ai questi 4 punti di riferimento si deve descrivere la posizione di un elettrodo sullo scalpo.

La tecnica che si usa a livello internazionale è quella chiamata "posizionamento standard 10-20"; ovvero è un posizionamento che si ottiene facendo questo:

pensiamo di muoverci sulla sezione mediana del cranio e pensiamo di misurare la distanza tra il Nasion e l'Inion. Prendiamo il 10% di questa distanza e spostiamoci dal nasion verso la fronte. Questo è un punto di riferimento. Da questo punto andiamo verso l'inion seguendo l'arco e prendendo il 20% della distanza nasion-inion e ci troviamo un altro punto di riferimento. Spostiamoci ancora più in dietro del 20% e qui ci troviamo al metà della distanza tra nasion ed inion. Siamo al vertice della scatola cranica.

Spostiamoci ancora del 20% e arriviamo nella regione occipitale. Infine ci spostiamo ancora del 10% troviamo l'inion.

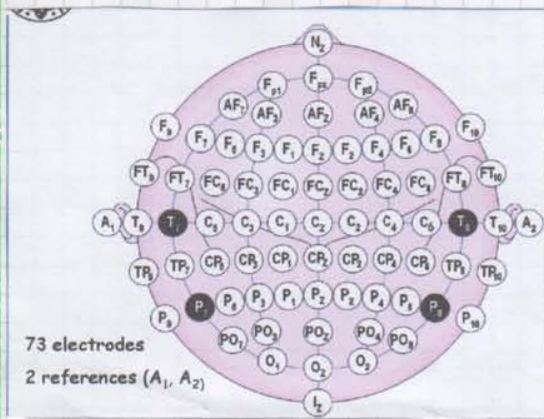
Usando questo sistema "10-20 standard", andiamo a posizionare elettrodi in Fz, Cz, Pz lungo il meridiano che va dal nasion all'inion.

Allo stesso modo misuriamo la distanza tra i 2 punti preauricolari e poi dal nasion spostiamoci a sinistra e a destra del 10%. Stiamo individuando 2 punti su un parallelo.

Per il punto che corrisponde al 10% di spostamento dal nasion lungo il parallelo, facciamo passare un meridiano in corrispondenza del quale al 10% del nasion posizioniamo a sinistra l'elettrodo F7a e a destra l'elettrodo F7b. Gli elettrodi posizionati a sinistra avranno numeri dispari; gli elettrodi posizionati a destra avranno numeri rappresentati dai numeri pari. Allo stesso modo ci spostiamo del 20% e individuiamo un altro parallelo sul quale posizioniamo F8, F4, F2, F3, F7; ci spostiamo ancora del 20% e arriviamo in corrispondenza del punto preauricolare e troviamo T4, C4, C2, C3, T3; ci spostiamo ancora del 20% e troviamo T6, P4, P2, P3, T5; infine ci spostiamo ancora del 10% e arriviamo all'inion.

Prendendo come punto di riferimento il nasion, l'inion e punto preauricolare ci sono costruiti un sistema di meridiani e paralleli che hanno distanze tra loro pari

Standard 10-20: placement of the entire electrode set.



In queste 73 posizioni, si aggiungono altre due che non vengono quasi mai utilizzate.

Questi due elettrodi sono:

Nz quello corrispondente al Nasion

Iz quello corrispondente all'inion.

In questo caso gli elettrodi distanziati del 10% tra di loro.

Quando si fa una registrazione elettroencefalografica (EEG) come viene preso il riferimento?

Ci sono diversi modi. Un modo standard è quello di usare come potenziale di riferimento il potenziale dei due lobi auricolari. Quindi si usano due elettrodi a molla che vengono posizionati sul lobo auricolare sinistro e destro.

Però talvolta, se si è interessati unicamente al studiare i potenziali dell'emisfera sinistra o quello destro, si può prendere come potenziale di riferimento il potenziale del lobo auricolare o laterale. ovvero se si è interessati al lobo sinistro si prende come potenziale di riferimento A1; se si è interessati al lobo destro si prende come potenziale di riferimento A2.

Ci sono pure altri riferimenti possibili:

- Uno di questi è quello di usare come riferimento, il potenziale prelevato al livello del mento.
- Talvolta, si usa ancora un altro metodo per generare il potenziale di riferimento, prendendo il potenziale medio tra elettrodo posizionato sullo sterno e un elettrodo posizionato alla base del collo a livello della 6° o 7° vertebra cervicale.

Quando si descrive il posizionamento degli elettrodi sullo scalpo per descrivere, il posizionamento degli elettrodi in gergo si chiama montaggio. Quindi per descrivere il montaggio degli elettrodi sul soggetto bisogna sempre specificare come è stato ottenuto il potenziale di riferimento.

Come si mettono gli elettrodi?

Gli elettrodi per eseguire prelievo di segnale EEG, sono in AgCl, perché sono quelli che danno migliori prestazioni.

chiaramente c'è un problema in più rispetto all'ECG, ovvero quello dei capelli.

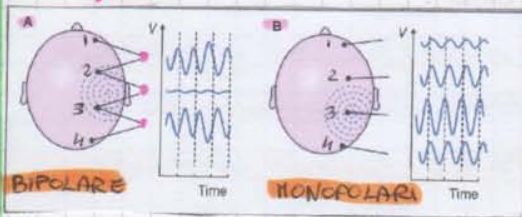
Non è pensabile rasare un soggetto per eseguire un esame EEG.

Quindi l'elettrodo che si usa deve essere in grado di consentire ad avere un contatto discreto con la cute dello scalpo, anche in presenza di capelli.

Una cuffia di questo tipo velocizza di molto la preparazione del paziente.

Nella cuffia ci sono degli anelli, al di sotto dei quali vengono infilati gli elettrodi -
ci sono delle cuffie in cui gli elettrodi sono già inseriti.

Montages



Supponiamo di aver posizionato sullo scalpo del paziente, sull'emisfero destro, i 4 elettrodi.

Questi 4 elettrodi possono essere utilizzati in 2 modi diversi.

A) Possiamo studiare la differenza di potenziale tra elettrodi vicini. Ad esempio, tra il primo e il secondo; tra il secondo e il terzo; tra il terzo e il quarto.

In questo caso, il primo e il secondo sono collegati ad un amplificatore differenziale; il 2° e il 3° sono collegati all'ingresso di un altro amplificatore differenziale; il 3° e il 4° sono collegati ancora ad un altro amplificatore differenziale.

B) Oppure si potrebbe collegare ogni elettrodo, ad esempio, all'ingresso **NON invertente (+)** di un amplificatore differenziale; collegando l'altro ingresso al potenziale di riferimento. In questo caso, i 4 elettrodi entrano nel morsetto non invertente di 4 amplificatori differenziali e al morsetto invertente di questi 4 amplificatori è riportato il potenziale del lobo dell'orecchio destro.

Nel caso A si ha una registrazione che va sotto il nome di registrazione Bipolare, si hanno 3 segnali disponibili.

Nel caso B si hanno 4 segnali disponibili e viene chiamata tecnica Monopolare.

In questo caso il potenziale di ogni singolo elettrodo viene confrontato con il potenziale di riferimento.

Ci sono delle differenze tra queste due modalità del prelievo del segnale? **SI**

A) Supponiamo che ci sia una sorgente tra il secondo elettrodo e il terzo, più o meno a metà. Questa sorgente crea sulle cute delle linee equipotenziali. Chiaramente più sono vicine alla sorgente, più il potenziale corrispondente alla linea equipotenziale è alto. Consideriamo il 2° e il 3° elettrodo, i quali sono sulla stessa linea equipotenziale. Questo vuol dire che il potenziale generato dalla sorgente al di sotto dell'elettrodo 2 e al di sopra dell'elettrodo 3 è uguale. Il risultato di quando si va a fare la differenza del potenziale dell'elettrodo 2 e 3, si ottiene un potenziale nullo.

Se consideriamo il 4° e 2° elettrodo, staranno su linee equipotenziali differenti; ragione per cui la sorgente darà origine ad un segnale decisamente più ampio.

della scatola cranica -

Quindi dalla nascita della tac encefalografica, EEG diventa meno importante -

Hanno acquisito importanza le tecniche di analisi delle bioimmagini -

Contemporaneamente alla tac ha importanza anche la risonanza magnetica nucleare -

Agli inizi degli anni '80 il segnale EEG ha meno importanza, ma questo non vuol dire che fosse stato accantonato -

Per alcune situazioni è insostituibile, ad esempio, nello studio delle epilessie -

Le epilessie sono dovute a lesioni che sono scarsamente visibili, sia con la tac encefalografica sia con la risonanza -

Siccome la causa delle epilessie è una importante alterazione della depolarizzazione dei neuroni di una certa regione di corteccia -

L'epilessia ha come causa un disturbo di tipo elettrico che provoca sempre delle alterazioni importanti del segnale elettroencefalografico -

Quando un soggetto ha crisi epilettiche, è molto importante per il medico fare questo tipo di studio, ovvero andare a localizzare nell'encefalo qual'è la regione che dà origine all'epilessia - Per far questo il medico fa una ricerca della sorgente che dà origine all'epilessia; quello chiamato focolaio epilettico -

EEG è importante anche per l'individuazione della morte cerebrale -

Il segnale EEG e le bioimmagini hanno caratteristiche complementari -

Le bioimmagini consentono di localizzare una anomalia patologica con una risoluzione spaziale estremamente elevata - Permettono di studiare, con tecnica detta risonanza magnetica funzionale, quali sono le regioni dell'encefalo vengono attivate quando noi eseguiamo un certo movimento o un certo esercizio mentale, con una risoluzione molto elevata -

Però nelle bioimmagini la risoluzione temporale è scarsa - Sappiamo quali sono le aree che si attivano, ma non sappiamo localizzare bene l'istante in cui quelle aree si attivano -

Mentre il segnale EEG va l'opposto delle bioimmagini - Ha una risoluzione spaziale scarsa, non permette di sapere dove è localizzata la sorgente; però permette di sapere con estrema precisione quando quella sorgente è attiva e quando non lo è -

Il segnale EEG è sincrono con l'attività della sorgente - Quindi il segnale EEG ha una risoluzione temporale elevata e la risoluzione spaziale bassa -

Quando si deve progettare una catena d'amplificazione è fondamentale sapere: (EEG)

Tipo : Processo casuale

AMPLIEZZA : compresa 1-2 μV e 500 μV in condizioni particolari;
normalmente è compreso tra pochi μV e tra poche decine μV -

Questa prima cosa, crea già un problema.

Quando andremo ad analizzare il segnale EEG, potremmo trovarci di fronte a degli artefatti. Pesto che questi artefatti hanno componenti frequenziali che sono totalmente sovrapponibili al segnale elettroencefalografico. Ne consegue che non possiamo pensare, ad esempio, di limitare l'ampiezza di questi artefatti con tecniche di filtraggio.

Le tecniche di filtraggio sono efficaci solo quando abbiamo, il segnale voluto e l'artefatto, che occupano bande diverse. Allora possiamo attenuare la banda corrispondente all'artefatto senza attenuare la banda corrispondente al segnale. Questo ci fa guadagnare in termini di qualità del segnale.

Quando l'artefatto occupa la stessa banda in frequenze del segnale che vogliamo osservare, la tecnica di questo tipo è inapplicabile.

Siccome i movimenti verticali dell'occhio occupano una banda che è totalmente sovrapposta a quella del segnale EEG, non si può pensare di avere un filtro specifico per l'artefatto.

Allora un artefatto di questo tipo deve poter essere riconosciuto da un elettroencefalografista. La prima cosa che si può vedere è che se si trova uno strano artefatto, unicamente in corrispondenza di Fp1 e Fp2 e gli altri elettrodi sono liberi, è probabile che si tratti di un artefatto dovuto al movimento verticale degli occhi.

Ci potrebbe essere movimenti del soggetto durante l'esame. Quindi sarebbe utile osservare il soggetto durante la registrazione. Se si osserva ci si rende conto se fa dei movimenti con gli occhi ad un certo momento. Sarebbe meglio videoregistrare, facendo una ripresa video che sia sincrona con i segnali EEG che si registrano. Se i segnali EEG e ripresa video sono sincroni, quando ci si trova davanti ad un potenziale che si pensa essere un artefatto dovuto ad un movimento verticale degli occhi; si va a vedere la registrazione video, corrispondente a quell'istante e vediamo se in quell'istante il soggetto ha eseguito un movimento verticale degli occhi e quindi si ha la prova (certezza) che quello è un artefatto.

Siccome ci sono tanti artefatti, non semplice da dimostrare, allora il concetto della videoregistrazione sincrona è un concetto importante, tanto che dà origine ad una registrazione chiamata Videoelettroencefalografia.

• Movimento chiusura - riapertura occhi: non teniamo gli occhi aperti con continuità, ma di tanto in tanto chiudiamo le palpebre e le riapriamo per poter inumidire la superficie del bulbo oculare. E questo blinking dell'occhio è piuttosto elevato, una volta ogni 5-10 secondi.

Quando apriamo e chiudiamo l'occhio, succedono 2 cose:

- Disturbo a 50 Hz: questo si riconosce abbastanza bene perché se la velocità della carta è sufficientemente elevata; si riconosce bene la sinusoide che lo genera. Questo disturbo è dovuto ad un segnale di modo comune troppo elevato sul paziente. Allora in questo caso è presente su tutti i canali che stiamo considerando. Se il paziente ha un potenziale di modo comune troppo elevato per l'amplificatore, è un problema che coinvolge tutto lo scalpo. Quindi questo vuol dire che coinvolge tutti gli elettrodi. Se vediamo un disturbo a 50 Hz, vuol dire che è dovuto ad un accoppiamento eccessivo del paziente con la rete elettrica. Se invece questo artefatto riguarda solo alcuni canali è più probabile che sia dovuto al fatto che 1 o più elettrodi si stanno staccando.

Quindi quando si ha un disturbo a 50 Hz è dovuto a 2 cause:

- o abbiamo il segnale di modo comune troppo alto rispetto al CMRR dell'amplificatore
- o abbiamo due elettrodi sbilanciati e quindi abbiamo conversione di modo comune in modo differenziale. Quindi aumenta il disturbo di rete in quei canali che viene utilizzato l'elettrodo che si sta staccando.
- Pulse Artifact: artefatto da movimento, dovuto al fatto che al di sotto di un elettrodo c'è un'arteriola che pulsa. Il pulsare dell'arteria provoca movimento della cute al di sotto dell'elettrodo e provoca un artefatto da movimento.

Un disturbo di questo tipo è sincrono con il ritmo cardiaco; però con un certo ritardo dall'onda R del segnale ECG, che è il tempo necessario perché il sangue spinto in aorta durante la sistole raggiunga l'arteriola sotto lo scalpo che poi pulsando modifica la posizione relativa tra cute ed elettrodo. Quindi c'è un ritardo che è dell'ordine dei 100 millesimi di secondo. Normalmente artefatti di questo tipo coinvolgono un solo elettrodo.

- ECG artifacts: è un artefatto dovuto al segnale elettrocardiografico prelevato sullo scalpo. Quando il cuore si contrae, perturba il potenziale in tutto il corpo umano e quindi anche al livello dello scalpo. In questo caso, il segnale che si preleva è sincrono con il segnale cardiaco e non ha ritardo.

Qui è facilmente distinguibile un artefatto dovuto alla pulsazione di un arteriola che è ritardato rispetto al segnale ECG.

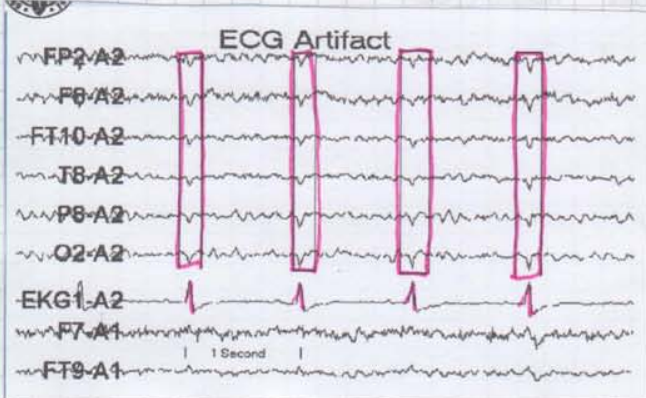
L'artefatto ECG può coinvolgere più elettrodi, perché la distribuzione del segnale generato dall'ECG sulla cute non varia così tanto. Se un elettrodo è affetto da quel segnale, allora lo saranno anche quelli vicini.

- Breach artifact: è un artefatto totalmente in banda EEG perché corrisponde ad un attività di frequenza tra i 10-11 Hz. Quindi un attività che si sovrappone alla banda α del segnale EEG.

Viene riportata sempre l'indicazione di qual è la lunghezza della carta corrispondente ad un secondo.

Allora si vede che un artefatto di questo tipo ha una durata di parecchie centinaia di millisecondi.

Cardiac Artifact

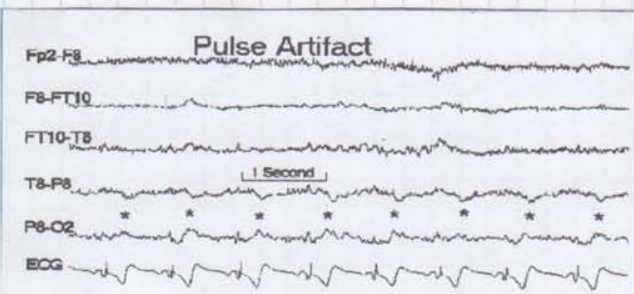


Questo è un esempio di artefatto dovuto al segnale ECG. Sono stati estratti alcuni canali a destra. In tutti questi segnali si vede una attività ritmica, perché ripetuta nel tempo, ad intervalli prossimi ad un secondo. C'è una attività ritmica che è presente su tutti i canali a destra. La spiegazione più probabile è che sia artefatto elettrocardiografico.

La frequenza di questo artefatto è compatibile con la frequenza cardiaca (60 battiti al minuto). In questo caso l'elettroencefalografista per togliersi il dubbio, prende un canale EEG e posiziona un elettrodo, sempre riferito ad A2, in modo tale da avere la certezza di registrare attività cardiaca. Quando posiziona l'elettrodo o nella parte anteriore o posteriore della spalla del soggetto. In questo modo ha la certezza di prelevare il segnale ECG, e vede che i disturbi sono perfettamente sincroni. Non c'è ritardo tra il picco del disturbo e il picco dell'onda R del segnale.

Per evitare, potrebbe tentare di riferire il segnale, ad esempio, ad un sistema di riferimento bilanciato tra lo sterno e la parte posteriore del collo (6°-7° vertebra cervicale). Fai la media e si sottrae il segnale dal quello voluto.

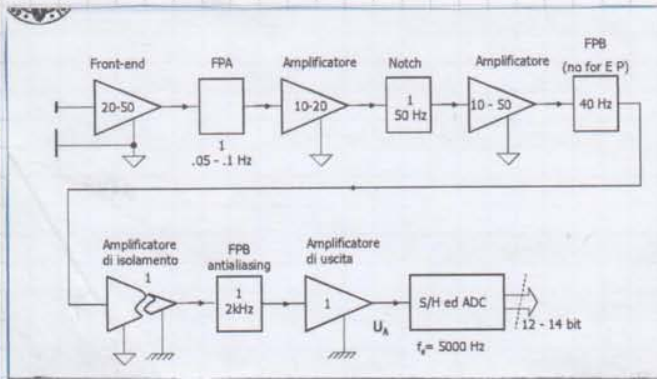
Ballistic Artifact



Questo è un artefatto dovuto alla pulsazione. La prima cosa che si osserva è che è cambiato il tipo di prelievo, ovvero qui siamo nel caso Bipolare. Viene considerata la differenza di potenziale tra due elettrodi in progressione antero-posteriore. Stanno andando dalla parte

anteriore a quella posteriore facendo la differenza di potenziale tra elettrodi vicini. In questo caso sul primo segnale non c'è nulla di sospetto; neanche sul secondo segnale, così sul terzo; mentre sul quarto si iniziano a vedere deflessioni in corrispondenza degli asterischi, con polarità inversa c'è anche nel quinto segnale. Di sicuro non è artefatto ECG.

Basic EEG channel



Il primo problema che ci si deve porre è quanto deve valere l'amplificazione totale. Per sapere quante deve valere A_{tot} , dobbiamo considerare la dinamica d'ingresso della scheda da conversione analogica/digitale rispetto alla dinamica del segnale d'ingresso.

$$A_{tot} = \frac{\Delta A/D}{\Delta S}$$

Supponiamo che la dinamica della scheda d'ingresso del convertitore analogico/digitale $\Delta A/D = 5V$ e la dinamica del segnale d'ingresso $\Delta S = 50 \mu V$ (segnale ragionevole per un segnale elettroencefalografico normale).

$$A_{tot} = \frac{5}{50 \cdot 10^{-6}} \quad A_{tot} = 10^5 \text{ (l'amplificazione che dobbiamo avere).}$$

Questo è un segnale molto meno intenso.

Quest'amplificazione di 100'000 va suddivisa tra tutti gli amplificatori della catena. La variabilità del segnale EEG è abbastanza grande. Il nostro amplificatore EEG deve essere in grado di lavorare tanto con i segnali normali quanto con i segnali deboli e quelli ampi. Se questo è vero, il nostro amplificatore sarebbe bene se potesse avere un'amplificazione che varia tra 10^4 e 10^6 . Se è un segnale molto più intenso di un segnale normale basta 10^4 ; se si ha un segnale di ampiezza di pochi μV si deve modificare con qualcosa tipo 10^6 . Però variare così tanto l'amplificazione a passi di una decade (tipo $10^4 - 10^5 - 10^6$), non ci permette di avere una sufficiente gradualità.

Quello che faremo se dovessimo progettare EEG è quello di dire che si vuole andare da 10^4 a 10^6 di amplificazione, attraverso ad un certo numero di guadagni possibili.

Quindi, ad esempio, si potrebbe scegliere:

10 000	} si vorrebbe avere a disposizione 7 possibili valori dell'amplificazione.
20 000	
50 000	
100 000	
200 000	
500 000	
1 000 000	

Allora sarà meglio che l'ultimo amplificatore della catena sia un amplificatore a guadagno variabile che permette di ottenere questi 7 valori differenti.

Allora se si hanno 25mV, questo amplificatore può amplificare da 10-100.
Se amplificasse 100, le cose andrebbero ancora bene, perché avremmo un segnale all'uscita di ampiezza 2,5V.

Per arrivare almeno a 10'000, il terzo amplificatore dovrà amplificare 2 come valore più basso.

L'interferenza di rete dal punto di vista della saturazione del secondo amplificatore è irrilevante perché è di sicuro più contenuta del segnale considerato.

Il filtro Notch deve poter essere inserito o disinserito.

In uscita del 3° amplificatore, siccome si è interessati al segnale EEG fino a frequenze dell'ordine dei 40Hz, si mette un FFB che serve per limitare verso l'alto la banda dell'amplificatore, tradizionalmente a una 40 Hz.

Se questo amplificatore deve essere usato per potenziali evocati, la banda dovrà essere molto più ampia, perché richiedono la banda fino 15kHz.

Quindi l'amplificazione totale è stato aggiunto al 3° stadio.

Nel filtro PB anti-aliasing, se siamo interessati al potenziale evocato, campioniamo una frequenza più alta. Qui campioniamo a 5000, così ci garantiamo che fino a 2kHz non abbiamo problemi.

La lunghezza della parola alla fine, dipende da noi. Tipicamente parole da 12-14 bit.

Per esempio, N17, si sta parlando di un picco negativo con latenza di 17ms dallo stimolo.
P22, risposta positivo con una latenza di 22ms dallo stimolo.

Questa è la regola che si usa per la maggior parte dei potenziali evocati. Tranne per i potenziali evocati uditivi, per i quali si usa una sequenza di onde che lo compongono, ognuna delle quali è attribuito come identificatore un numero romano. Normalmente si hanno 5 onde che vanno dalla prima alla quinta.

Mentre lo studio di un segnale EEG può essere fatto ad un qualunque soggetto, e può essere interpretato dal cardiologo.

In questo caso dei potenziali evocati (uditivi) sono abbastanza variabili nella popolazione. Possono essere variabili anche nello stesso soggetto. Determinati potenziali evocati nella popolazione, non si possono ottenere nel 100% della popolazione, magari 60-70%. Questo vuol dire che, in certi casi, si possono avere soggetti normali nei quali non si riesce ad ottenere un certo potenziale evocato.

I potenziali evocati deve essere riproducibile sullo stesso soggetto, ovvero le risposte devono essere simili, in modo da poterle studiare.

Quando si parla di potenziali evocati, si parla di potenziali che hanno ampiezze tipicamente dell'ordine di pochi μV o dell'ordine dello 100 nV. Quando sono potenziali piccoli.

Il problema che nasce, è che questi potenziali, supponiamo prelevati con elettrodo sullo scalpo, sono sovrapposti alla normale attività dell'encefalo che dà origine al segnale EEG normale. Questo segnale EEG normalmente ha ampiezze dell'ordine di qualche 10 μV .

Il che sta a significare che il potenziale evocato che si vuole registrare ha un'ampiezza che è più piccola sensibilmente di quella del segnale EEG che il soggetto genera normalmente. Per cui ci si trova nella circostanza di dover distinguere un segnale dell'ordine della frazione di μV , quando questo segnale è sovrapposto a segnali molto più ampi (10-20-30 volte più ampio).

Quando si studiano i segnali evocati, si osservano la loro composizione, nel senso che si va a vedere quanti e quali picchi lo compongono e poi si va a studiare la sua latenza, ossia l'intervallo che intercorre tra il picco significativo del potenziale e lo stimolo.

C'è un altro problema. Se nel caso dell'EEG esiste una standardizzazione nazionale accettata, invece nello studio dei potenziali evocati, siccome dipende tanto dagli elettrodi utilizzati e dalle caratteristiche dell'amplificatore, diventa difficile dare delle regole standard che tutti possano seguire. Bisognerebbe utilizzare lo stesso amplificatore, con gli stessi elettrodi, con lo stesso montaggio ecc.

Ragione per cui, quello che capita è che ogni laboratorio di neurofisiologia all'interno

di evolvere. G il sistema deve avere un intervallo prima di dare lo stimolo successivo per evitare che il sistema si affatichi o si adatti.

Il problema nasce dal fatto che questi stimoli sono sovrapposti al rumore molto più ampio della risposta.

→ questo rumore è il segnale ecc.



Quando una situazione è di questo tipo, la risposta non si riesce più a vederla. È molto importante ipotizzare che questo brano di rumore, che si sovrappone al potenziale evocato, è scorrelato rispetto al rumore.

La tecnica che viene utilizzata, viene chiamata Tecnica dell'Averaging.

(I dettagli matematici di questa tecnica si vedrà in futuro in altre cose).

Forniamo più lo stesso stimolo e andiamo a registrare ogni volta un brano che contiene la risposta che vogliamo osservare e il rumore. Risposta e rumore danno origine al segnale che fa parte del brano in modo additivo. Nel senso che il rumore è semplicemente sommato alla risposta.

Prendiamo tanti brani N e li sommiamo tra di loro. Ognuno di questi brani è composto dai 2 termini. Il termine deterministico, la risposta che si ripete sempre uguale a se stesso; il rumore che è scorrelato dalla risposta ed è un processo casuale.

Quando si sommano N brani, il segnale buono, ovvero la risposta che si vuole vedere, viene sommato a se stesso N volte.

Supponiamo che dopo aver fatto la somma vediamo un segnale $Ns(t)$, dove $s(t)$ descrive la risposta del rumore.

Cosa succede al rumore?

Siccome il rumore è scorrelato dal segnale, non ci sono termini nei quali compaiono assieme segnale e rumore (perché quei termini vanno a zero), ci sarà semplicemente la somma di N brani di rumore. Però c'è una differenza, ovvero questa volta è un processo casuale. Quando si sommano N realizzazioni di un processo casuale, queste N realizzazioni si sommano in potenza e non in ampiezza.

Quindi ciò che succede è che, se $n(t)$ è il rumore, e $n^2(t)$ è la sua potenza, si ha una somma in potenza pari a $N n^2(t)$, questo perché $n(t)$ è un processo casuale. Se vogliamo tornare all'ampiezza, la quale sarà la radice quadrata, $\sqrt{N n^2(t)}$, ovvero l'ampiezza è $\sqrt{N} \cdot n(t)$.

Facciamo il rapporto tra l'ampiezza del segnale e l'ampiezza del rumore al termine del processo di media

$$\frac{Ns(t)}{\sqrt{N} n(t)} = \sqrt{N} \cdot \frac{s(t)}{n(t)} \rightarrow \text{dopo la media}$$

rapporto segnale rumore originale nel singolo brano - 97

Potenziali evocati uditivi: lo stimolo che si usa è un click portato ad un solo orecchio.

Si usa una cuffia, tipicamente l'orecchio che non deve essere studiato viene sottoposto a rumore bianco (un fruscio) e l'orecchio che deve essere studiato viene sottoposto ad uno stimolo di **condensazione** (se si aumenta pressione nel condotto uditivo) o di **rarefazione** (se si diminuisce la pressione); hanno le caratteristiche di un click, ossia di stimolo a larga banda.

Si usano **frequenze dello stimolo fino a 10 kHz**. Si possono dare fino a stimoli al secondo. Il potenziale che si ricava è molto diverso dal segnale EEG, tanto è vero che viene amplificato con una banda che ha **l'estremo inferiore a 100 Hz e l'estremo superiore a 1500 Hz**. Questo è un vantaggio che si ha, per il semplice fatto che il grosso del segnale EEG è fuori banda. Questo fa sì che il rumore sia più contenuto di quanto non sarebbe se si considerasse un limite di banda dell'ordine delle 10 Hz.

Il potenziale è abbastanza rapido, evolve in qualche millesimo di secondo. Ragione per cui l'amplificatore deve essere abbastanza veloce.

Lo sweep time è di 20 ms. Dopo ogni stimolo si campiona il segnale per 20 ms, la risposta, se c'è, è compresa in questo 20 ms.

Tramite il potenziale evocato uditivo si registra l'EEG

Tipicamente il potenziale evocato uditivo è registrato dall'elettrodo C₃ che è quello corrispondente al centro del cranio lungo la linea mediana. Riferito o all'orecchio omolaterale o all'orecchio contralaterale o alla media dei due.

Il potenziale evocato uditivo è costituito da 5 forme d'onda e vengono chiamate onda I - II - III - IV - V, utilizzando numeri romani.

Si riesce a riferire ogni onda ad una possibile sorgente. Ad esempio:

I è generata dalla parte distale del nervo uditivo in prossimità della coclea.

Questa prima onda che è generata abbastanza lontano dall'elettrodo di prelievo, si vede solo se si mette l'elettrodo in C₃. Se lo si mette spostato da C₃, risultati di ampiezza minore.

Se vediamo la prima onda, vuol dire che la coclea e la parte distale del nervo acustico funzionano regolarmente.

II è generata dalla parte più prossimale del nervo acustico o dal nucleo cocleare. Siamo già al livello dell'encefalo.

Se vediamo una risposta composta dalle prime I onda e dalla II, questo vuol dire che lo stimolo si propaga lungo tutto il nervo acustico e raggiunge l'encefalo. Quindi viene correttamente generata dalla coclea, si propaga lungo il nervo acustico e raggiunge il nucleo cocleare dell'encefalo.

III è generata dal nucleo superiore dell'oliva che è un nucleo encefalico.

Quindi se vediamo I - II - III onda, sino al nucleo dell'oliva la depolarizzazione

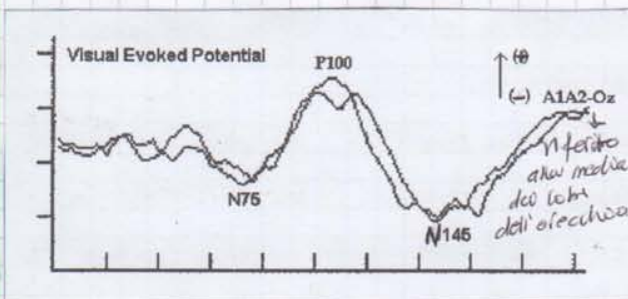
Quella risposta è molto più lenta. La banda che si considera va da 1-100 Hz.

Siamo in una condizione più critica della precedente. In questa banda c'è pure tutta la potenza del segnale EEG. Siccome la risposta è più lenta, si deve aspettare più tempo per vedere il segnale. Quindi dopo lo stimolo si raccoglie il segnale per 200-250 ms. La frequenza di stimolazione non può superare i 2-3 Hz. Possiamo far invertire il pattern della scacchiera per non più di 2-3 volte al secondo.

I potenziali evocati visivi, le aree della visione nell'encefalo sono distribuite anteriormente, superiormente e posteriormente. Quelli di entità maggiori sono quelli posteriori (occipite). Ragione per cui, per studiare il potenziale evocato visivo gli elettrodi vengono messi al livello occipitale. Vengono messi gli elettrodi O₂ (elettrodo occipitale centrale) oppure O₁-O₂ contemporaneamente (occipitici sinistro e destro).

Il tipo di riferimento dipende perché a causa della variabilità individuale, non è detto che su tutti i soggetti vada bene lo stesso riferimento. I riferimenti più usati sono o un elettrodo sullo scalpo più anteriore (Fp₂, F₂...) oppure riferimento al lobo dell'orecchio o alla media dei lobi dell'orecchio.

Nel caso dei potenziali evocati visivi si segue in modo standard di definire il potenziale evocato, ossia una lettera che indica la polarità del potenziale e un numero che ne indica la latenza.



Qui ci sono un N75, quindi una prima deflessione negativa che avviene 75 ms dallo stimolo. Poi c'è una deflessione positiva P100, 100 ms dopo lo stimolo. Infine una deflessione negativa N145, 145 ms dopo lo stimolo.

Le risposte negative sono abbastanza variabili, mentre la risposta positiva è visibile in tutti i soggetti normali.

N75 e N145 non sono sempre visibili, tipicamente non vengono utilizzate dal punto di vista diagnostico. Servono per capire se la risposta ha un aspetto critico. Gli aspetti diagnostici tengono conto del P100.

ESEMPIO: una risposta P100 prolungata può essere dovuta ad un difetto di conduzione del nervo ottico.

Un soggetto viene considerato normale se ha una latenza prolungata del P100 → se c'è una differenza significativa del P100 tra occhio sinistro e destro. Se è vero che c'è una notevole variabilità da soggetto a soggetto è anche vero che in uno stesso soggetto ci si aspetta comportamenti simili. Se non c'è una differenza nella latenza tra i due occhi quel soggetto è sospetto.

Esiste un elettroencefalografico Holter? È possibile. Non è una pratica molto diffusa perché si tratta di posizionare sullo scalpo un certo numero di elettrodi, tipicamente dai 6 agli 8 elettrodi. Poi non è così agevole andare in giro con elettrodi posizionati sullo scalpo.

Il segnale da prelevare è poco ampio, ragione per cui anche deboli artefatti di movimento entrano in banda EEG, entrano totalmente in banda SEB.

Esistono dei registratori Holter EEG che consentono di registrare, dalle 12-24 ore, il segnale proveniente da un piccolo numero di elettrodi.

Questa è una pratica che viene utilizzata molto poco e quindi non c'è molto da dire.

Si può dire qualcosa in più sulla registrazione EEG a lunga durata con modalità non dinamica.

Esiste un'applicazione che riveste interesse in alcune patologie che prende il nome di Polisomnografia. Quando noi dormiamo abbiamo delle variazioni di un certo numero di parametri (attività cardiaca, attività dell'encefalo, saturazione d'ossigeno, attività respiratoria ...) corporei che tendono a variare durante il sonno.

In determinate patologie è importante seguire le variazioni di questi parametri durante il sonno, perché possono essere indicative per una situazione che deve essere corretta.

ESEMPIO Ci sono dei soggetti che durante il sonno vanno incontro a degli episodi di apnea. Quando rimangono senza respirare per un tempo lungo da quella che è una normale pausa respiratoria. Questi soggetti talvolta non richiedono alcun tipo di attenzione di tipo medico; in altri casi richiede l'attenzione di tipo medico perché queste apnee prolungate possono avere degli effetti sulla saturazione di ossigeno a livello arteriale che può provocare delle variazioni a livello dell'attività encefalica.

Ci sono soggetti nei quali durante il sonno l'attività respiratoria può essere depressa e potrebbe non essere sufficiente per garantire una buona ossigenazione.

In questi soggetti si tende a registrare un certo numero di parametri fisiologici durante il sonno. Per fare un esame di questo tipo, il soggetto passa la notte in ospedale o in un ambiente in cui è stato attrezzato per questo tipo di studio. Tipicamente durante la registrazione fisiologica dei parametri viene registrata anche l'immagine del soggetto. Si attrezzano una stanza all'interno del quale c'è un letto, poi il soggetto, attorno al quale ci sono gli strumenti vari che rilevano i parametri. Questi strumenti, normalmente, sono: un EEG al quale sono collegati pochi canali (6-8 elettrodi); EMG (elettromiografo), serve per registrare l'attività elettrica prodotta dai muscoli scheletrici durante la loro contrazione. In polisomnografia si usa per vedere l'attivazione di certi muscoli.

ESEMPIO C'è una sindrome detta sindrome delle gambe senza riposo che si manifesta con un soggetto che anche di notte tende a muovere molto frequentemente gli arti inferiori. Questi movimenti degli arti inferiori, di per sé non creerebbero particolari problemi, ma durante la notte possono portare il soggetto a risvegliarsi frequentemente e non poter avere un

LAMPADE SCIALTICHE E TAVOLI OPERATORI

Apparecchi per illuminazione per uso chirurgico

Apparecchi di tipo terapeutico ossia quegli apparecchi che vengono usati in modo diretto o indiretto per fini di tipo terapeutico.

Questi apparecchi sono presenti in discreta quantità negli ospedali e alcuni dei quali sono concentrati in ambienti particolari (tipo sale operatorie).

La lampada scialitica, è una lampada che illumina il campo, generando poche ombre anche quando degli oggetti (ad esempio, la mano del chirurgo) entrano nel campo illuminato.

Il concetto è che se si ha un'unica sorgente luminosa e quella sorgente proietta un'ombra, con un'altra sorgente luminosa, si può illuminare l'area sulla quale è proiettata l'ombra.

Chiaramente se si ha una lampada a destra ed una a sinistra si ha il vantaggio di scrivere tranquillamente sia che uno è destro sia che è mancino, perché c'è sempre una delle due lampade che illumina l'ombra.

Questo è alla base della tecnologia delle lampade scialitiche. In questo caso si cerca di fare in modo che la luce arrivi sul campo che si vuole illuminare, da molte direzioni, in modo da avere l'effetto di condensazione dell'ombra.

Ci sono alcuni aspetti che devono essere rispettati:

- la lampada scialitica è posizionata relativamente vicino alla testa e al collo degli operatori siccome l'atto chirurgico è un atto durante il quale il chirurgo è sottoposto ad uno stress piuttosto elevato; bisogna cercare di farlo lavorare nelle condizioni ambientali migliori, il che vuol dire che non si vuole una lampada scialitica che generi troppo calore nelle sue vicinanze e crei una sensazione di fastidio al chirurgo e agli operatori.

La prima cosa che si chiede è quella di una bassa trasmissione di calore alla testa ed al collo degli operatori.

- Tutte le sorgenti luminose delle lampade scialitiche emettono una radiazione luminosa a larga banda. Emettono sostanzialmente luce bianca. Non emettono unicamente nello spettro del visibile, ma emettono in parte anche nello spettro invisibile, al di sotto o al di sopra della banda all'interno del quale sono comprese le lunghezze d'onda del visibile.

Normalmente la banda all'interno della quale sono comprese le lunghezze d'onda del visibile vanno dai 400 ai 700 nm. Le sorgenti luminose che vengono usate all'interno delle lampade scialitiche emettono lunghezza d'onda minori e prende il nome ultra violetto (UV), quindi al di sotto dei 400 nm.

Le radiazioni ultraviolette non hanno capacità di illuminare, perché noi non siamo sensibili all'ultravioletto, ma affaticano la vista e tendono a diminuire l'acuità visiva. La radiazione violetta provoca l'attivazione della formazione della melanina

- La luce emessa dalla lampada deve variare poco nel tempo
- La lampada scialotica deve avere una forma che garantisca compatibilità della lampada con il flusso laminare.

In una sala operatoria c'è il paziente sul quale si compie un intervento chirurgico. In queste condizioni il paziente è a rischio di infezioni.

Come si garantisce la sterilità di un paziente in sala operatoria?

Sul paziente sono presenti dei batteri, ma prima di iniziare l'intervento si fa la disinfezione della superficie corporea che deve essere incisa, in modo da garantire la sterilità.

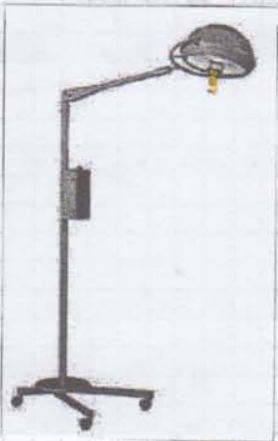
La camera operatoria stessa deve essere sterile, ovvero la carica batterica deve essere bassa.

Per garantire che sul paziente ^{non} si vengano a depositare batteri, si convoglia un flusso d'aria dall'alto verso il basso che investe l'area nella quale si trova il paziente. Quest'aria che viene convogliata sul paziente, è stata filtrata con dei filtri che garantiscono che l'aria all'uscita del filtro ha una carica bassissima. Il paziente viene avvolto da questo flusso d'aria che viene iniettato dall'alto e raccolto dai prese che sono nella parte bassa della sala operatoria. Quest'aria convoglia verso il basso gli eventuali batteri, che potrebbero essere liberati nell'intorno del paziente, e lo porta alle bocchette di aspirazione dell'aria. I batteri vengono portati verso i filtri che li trattengono; l'aria pulita viene rimessa.

Questo flusso d'aria è la principale barriera che garantisce la sterilità del paziente durante l'intervento.

Apparecchi per illuminazione per uso chirurgico: tipologie

Di lampade scialotiche ce ne sono di diverse tipologie:



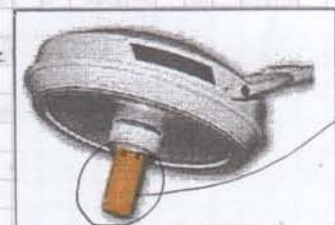
Lampada scialotica spostabile, che può essere presente anche in sala operatoria quando serve un qualcosa in più, che non è garantita dalla lampada scialotica fissa.

La lampada scialotica non viene sterilizzata tutta. Per muovere la lampada durante l'intervento è possibile che gli operatori muovano la lampada. Allora durante un intervento chirurgico bisogna distinguere tra quelle persone che operano direttamente sul paziente, per i quali deve essere garantita una sterilità quasi totale. Questo soggetto si lava molto bene, indossa camici sterili, guanti

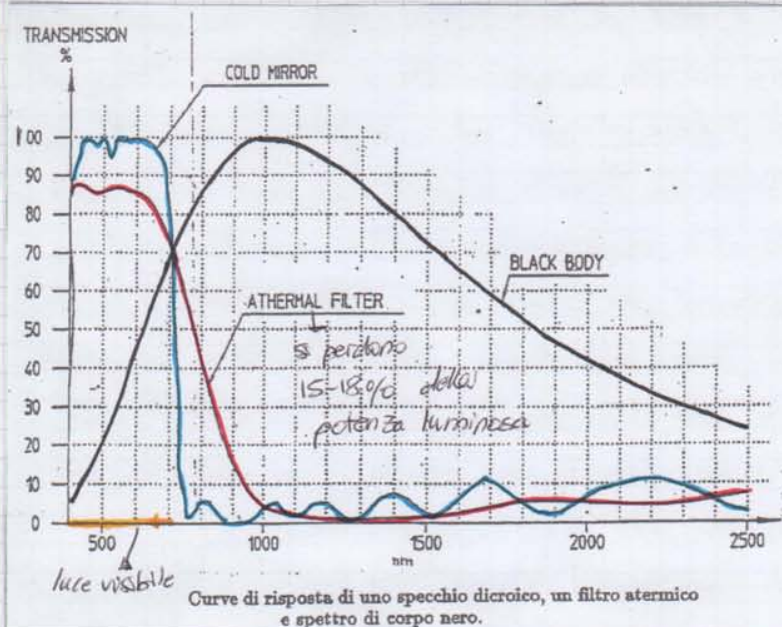
Ci sono due livelli di sterilità, una molto più spinta che è quella degli operatori e un livello di sterilità più bassa.

La lampada scialotica può essere mossa da più persone, e viene Questo supporto è smontabile e viene sterilizzato.

In una sala operatoria c'è una lampada scialotica e più pezzo di questo supporto.



mossa
tramite
questo
spuntone.



Un filtro è caratterizzato dall'andamento del coefficiente di trasmissione all'interno della banda espressa in termini di lunghezza d'onda sulla quale il filtro lavora.

Il coefficiente di trasmissione varia tra (0 e 1) o tra (0 e 100%) a seconda di come viene definito.

Un coefficiente di trasmissione del 100% significa che tutta la radiazione corrispondente ad una certa lunghezza d'onda viene trasmessa al di là del

filtro; mentre un coefficiente di trasmissione pari a zero vuol dire che tutta l'energia relativa ad una certa lunghezza d'onda non viene trasmessa al di là del filtro.

Nel nostro caso il filtro atermico ha un coefficiente di trasmissione al di sopra dell'80% fino a 680 nm. Dal 400 - 680 nm si ha lo spettro del visibile. In corrispondenza di questa componente il filtro atermico ha un coefficiente di trasmissione pari all'incirca 90%. Questo vuol dire che quasi tutta la potenza emessa dalla sorgente luminosa attraversa il filtro.

Se la lunghezza d'onda cresce e quindi ci si sposta verso l'infrarosso, il coefficiente di trasmissione del filtro scende, e attorno a 1000 nm il coefficiente di trasmissione è solo di qualche %. Poi diminuisce ancora di più fino ad avere un andamento oscillante che però rimane al di sotto del 7-8%.

Questo vuol dire che il filtro atermico lascia passare la componente per illuminare, ma trattiene all'interno della parabola la componente termica.

Così succede al calore che viene trattenuto all'interno della parabola?

Chiaramente, questo calore va a scaldare la parabola. Quindi la cupola metallica della parabola si scalda e trasmette questo calore all'ambiente. La parabola, però, è posta al di sotto del flusso d'aria che viene insufflato sul tavolo operatorio e che aiuta anche il raffreddamento della parabola stessa.

All'interno di lampade scalatrici del tipo, dove c'è la sorgente luminosa, la quale è una sorgente, può assorbire dai 100-250 W di potenza elettrica. Quindi emettono potenza termica certamente inferiore ai 100-250 W. Questa potenza termica è distribuita in modo da scaldare tutta la superficie della parabola. Queste parabole sono abbastanza grosse.

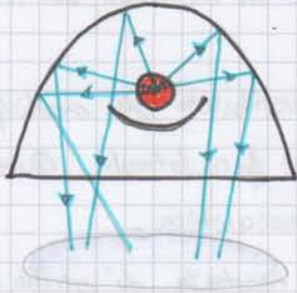
Il vantaggio è quello di non avere trasmissione di calore sul campo operatorio.

Questa appena descritta è una delle soluzioni tecnologiche che si possono utilizzare, ma non è l'unica.

Il fatto che la sorgente luminosa sia in grado di assorbire una potenza così alta, vuol dire che genera energia termica rilevante che va a scaldare il corpo della parabola. Quindi queste parabole non possono avere un riflettore troppo piccolo, ma hanno un diametro dai 35-65 cm. Per eliminare il problema del calore si usano i filtri atermici (filtri diossici) o specchi freddi.

Lampade scialitiche di questo tipo sono le meno costose, ma sono anche le meno raffinate.

L'effetto scialitico si ottiene perché sul bersaglio arrivano tanti fasci luminosi da tante direzioni che sono quelle che possiamo individuare considerando tutti i punti interni della superficie della lampada come dei potenziali del punto dai quali parte il raggio.



Quindi non si ha più una sorgente luminosa puntiforme, ma si hanno un'infinità di sorgenti luminose puntiformi distribuite all'interno della parabola e questo crea l'effetto scialitico.

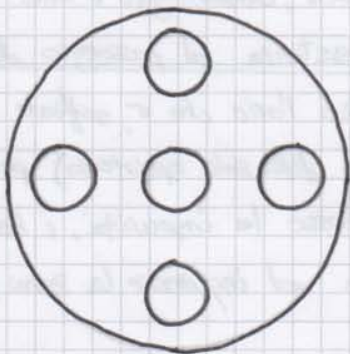
Negli ultimi 5-6 anni hanno iniziato ad essere in vendita delle lampade scialitiche monofaro con riflettore a parabola, nelle quali la sorgente luminosa non è una lampadina al incandescenza, ma è un led ad alta luminosità.

Il vantaggio è che a parità di radiazione luminosa emessa il led assorbe una potenza minore e quindi genera meno calore e assorbe dalla rete una potenza minore.

Perciò le lampade a parabola monofaro a led, per ora, non hanno molto successo.

- **Lampada multi-faro**: il corpo principale ospita un certo numero di fari a parabola distribuiti su una corona circolare al centro. Sono usati generalmente dai 6 ai 13 fari. La focalizzazione avviene ruotando gli assi ottici dei fari esterni.

Supponiamo di avere la vista posteriore di una lampada scialitica multi-faro.



Si dispone un faro centralmente e poi altri fari intorno.

Ognuno di questi fari è costituito da una parabola e da una sorgente luminosa.

La differenza è che queste parabole sono molto più piccole della lampada monofaro.

Stiamo ottenendo l'effetto scialitico pensando di avere tanti riflettori che guardano la stessa sfera da punti diversi.

Queste parabole hanno tipicamente un'uscita, ovvero la luce

delle parabole è dell'ordine di 10-15 cm.

All'interno di ogni parabola c'è una sorgente luminosa.

Il numero di fari è variabile. Più è alto il numero dei fari, maggiore è l'effetto di scialiticità e maggiore è il costo della lampada.

In generale sono maggiori anche le dimensioni.

su una corona di microprismi. La corona di microprismi è costituita da parecchi elementi, fino a qualche centinaio di microprismi. Il microprisma è eccitato dalla luce che lo colpisce e lo ridirige verso il basso. Noi abbiamo tanti microprismi (300-360), e ogni microprisma diventa una sorgente luminosa virtuale. Il risultato è che si ha una luce fortemente scialitica.

Questi microprismi sono sagomati in modo tale da ottenere il risultato che si vuole dal punto di vista della formazione del fascio.

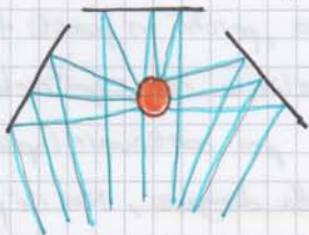
Queste lampade, dal punto di vista della scialiticità sono le migliori ed efficaci. Però sono costose dal punto di vista ottico perché è raffinato.

Non è necessario focalizzare il fascio, perché la struttura ottica è talmente raffinata che la struttura del fascio viene determinata, una volta per tutte, in sede di progettazione. È un fascio convergente ma con una convergenza abbastanza limitata. Il risultato è che se si sposta la lampada, il campo illuminato varia ma non di tanto.

È possibile fare una lampada multifaro nella quale ogni fero sia prismatico. Però sono molto costose.

Con le prismatiche, il prisma stesso può essere freddo. Nel senso che può essere un prisma che consenta di concentrare verso il basso le radiazioni luminose volute (quelle dai 400 a 680 nm) e di non deviare verso il basso le radiazioni infrarosse.

• **Lampade monofaro con riflettori piani**: il fascio luminoso prodotto dal corpo illuminante è proiettato dai specchi piani posti ad una certa distanza dal centro.



Ognuno di questi specchi riflette una quota o parte della luce verso il basso.

Se si ha la lampada schermata e si hanno n specchi, si simula una sorgente a n fero luminose.

Il vantaggio dal punto di vista costruttivo è molto più semplice di una lampada a microprismi. È possibile variare la focalizzazione facilmente, poiché basta ruotare gli specchi. Fra tutte le lampade scialitiche viste, queste sono quelle più scadenti dal punto di vista della qualità geometrica del fascio.

• **Lampade scialitiche a multiled**: questa lampada sfrutta il fatto che il led è piccolo e si può pensare di avere molte sorgenti luminose, montando sulla stessa struttura molto led. Con i led è possibile pensare di simulare delle sorgenti quasi puntiformi.

Questi sono led di media intensità. Consumano meno, scaldano meno. Il led ha una durata maggiore rispetto alla lampada ad incandescenza e quindi richiede meno manutenzione. Le lampade scialitiche a led possono essere alimentate a tensione molto bassa.

Quando si parla di apparecchi per illuminazione per uso chirurgico, le principali imposizioni normative sono:

- **Illuminazione del ^{campo} operatorio**: l'illuminazione si misura in lux. Per misurare l'illuminazione ci sono dei sistemi di misura e sono dispositivi detti luxmetri. L'illuminazione del campo operatorio deve essere compresa tra 40 klux e 160 klux.

Le imposizioni normative possono essere disattese. Se si disattende un'imposizione normativa non si può dire che il dispositivo è totalmente conforme alla norma. Ci possono essere dei buoni motivi per disattendere. Per esempio, si intende fare una lampada che sia in grado di illuminare un po' di più di quanto la norma dice.

Ci possono essere lampade che possono salire da 200-220 klux. 40 klux è l'estremo inferiore al di sotto del quale non si può scendere perché l'acuità visiva diminuisce in modo sensibile. Non deve salire al di sopra dei 160 klux per il problema dell'abbagliamento e affaticamento visivo.

- se la lampada scialitica è principale, deve garantire un'illuminazione sicura (almeno 40 klux) anche in caso di primo guasto.

Il primo guasto che si può verificare è:

- a) Una lampadina contenuta nella lampada scialitica si fulmina. Questa è chiaramente una condizione di primo guasto.

Se si ha una lampada scialitica multifaro (6 fari) e si fulmina una lampadina, le rimanenti (5) devono garantire ancora un'illuminazione superiore a 40 klux.

Quando c'è una lampada scialitica monofaro, c'è solo una lampadina, se si brucia non emette più luce.

Nelle lampade monofaro ci sono sempre due lampadine, una di riserva e l'altra principale. Se si brucia la lampadina principale, il circuito presente all'interno della lampada scialitica se ne accorgerebbe ed automaticamente metterebbe in funzione la seconda.

- b) la lampada scialitica risulta essere non più alimentata. Perché, ad esempio, viene a mancare la tensione di alimentazione nella linea che la serve in sala operatoria. Questo è un guasto della linea che deve essere contemplato.

Per il "requisito normativo", allora, si potrebbe dotare la lampada scialitica di accumulatori in grado di mantenerla attiva per un tempo sufficientemente lungo che è normato anche se l'energia elettrica, con la quale solitamente è in funzione, dovesse venire di meno.

La seconda possibilità è quella di alimentare la lampada scialitica con due linee separate, in modo che se ci dovesse essere mancanza di energia elettrica su una linea, sull'altra di energia elettrica ci sia ancora.

Questo non è facile da ottenere. Però è presente nelle sale operatorie.

Apparecchi per illuminazione per uso chirurgico: esempio di foglio illustrativo.

Ci vengono date un po' di informazioni.

Nel nostro caso, la lampada scialotica, presa come esempio, garantisce 100'000 lux.

Ci dice pure che può essere venduta nella versione cartellata, nella versione da parete o nella versione da soffitto. Ci danno tutte le dimensioni perché la lampada scialotica deve essere montata in una sala operatoria.

Andando più nel dettaglio ci viene fornito un gruppo di accumulatori con ricaricatore automatico, con un'autonomia di 1 ora, e tempo di ricarica di 6 ore.

La lampada scialotica è dotata di 2 lampadine alogene controllate elettronicamente.

Le specifiche tecniche: la lampada alogena è di 100W e 24V. Molto spesso le lampade scialotiche lavorano a 24V, perché questa è la bassa tensione di sicurezza disponibile in sala operatoria. Consuma 100W. Vita della lampada 1000 ore alla tensione di 22,8V.

I 24V sono la tensione nominale erogata in sala operatoria al morsetto del quadro elettrico dal quale viene prelevato. Però per arrivare alla lampada scialotica, si ha una linea elettrica. Questa lampada scialotica assorbe 100W, il che assorbe in termini di corrente 4,5A.

Non è una corrente piccolissima; provoca una caduta di tensione lungo la linea per cui di sicuro, sulla lampada non arriveranno mai 24V; perché tipicamente si ha dai 4-5m di linea sulla quale cade una certa tensione. E' per questo che la vita della lampada viene data ad una tensione un po' minore che è la tensione media del valore di quella lampada.

Diametro del campo illuminato da 130 a 220mm. Riflettori in alluminio.

Ci danno le norme seguite, il peso, il colore. Tensione di alimentazione che può essere da 200 a 230V che 24V a 50Hz. → Se si vuole alimentare a 230V, si interpone un trasformatore che è già compreso nella lampada.

Apparecchi per illuminazione per uso chirurgico: prove specifiche di illuminazione (intensità)

Quando si vuole creare un nuovo modello di lampada scialotica, dopo averlo realizzato si deve provare che rispetta la normativa. Quando il costruttore deve fare delle prove che vanno sotto il nome di "prove di tipo".

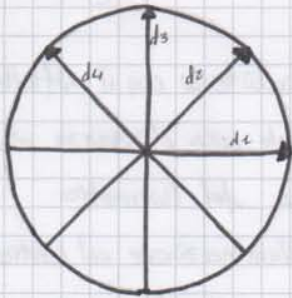
Le prove che fa il costruttore servono per dimostrare che la lampada scialotica risponde alla normativa. Queste prove di tipo sono a carico del fabbricante.

Le prove non devono essere effettuate in ospedale. Solo alcune possono essere fatte, ovvero quelle il cui risultato può variare con lo stato di invecchiamento della lampada.

(In sede di omologazione il fabbricante deve dimostrare che vengono rispettate un certo numero di caratteristiche. Deve dichiarare e dimostrare qual'è la velocità massima raggiunta dal veicolo; deve dimostrare l'efficienza e l'efficacia dell'impianto frenante).

Quali sono in generale le prove che si devono fare?

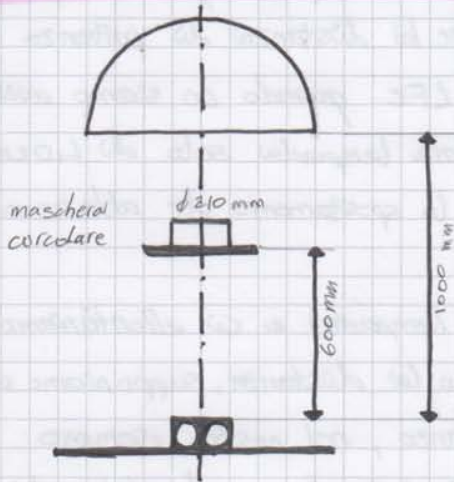
Allora si individuano diversi diametri.



si trova d_1 sull'asse orizzontale; il diametro d_3 lungo l'asse verticale; d_2 che è quello orientato lungo la bisettrice del primo quadrante; e d_4 , quello orientato lungo la bisettrice del secondo quadrante. Quindi si hanno 4 possibili diametri. La misura si effettua 4 volte. La prima volta spostando il luxmetro lungo d_1 a sinistra e a destra e si individua la

lunghezza di d_1 . Poi si sposta il luxmetro lungo d_3 dall'alto in basso e individua d_3 . Si fa la stessa cosa con d_2 e d_4 . Così si definisce il diametro, ad esempio, d_{50} come la media di questi 4 valori. La stessa cosa si fa per il d_{10} .

4) Illuminazione restante con una maschera (LFC)



L'apparecchio illuminante è posto ad una distanza di 1 m dal bordo superiore del luxmetro; ma a una distanza di 400 mm dall'apparecchio illuminante si introduce una maschera circolare. È un foglio di materiale rigido con diametro di 210 mm opaco nero.

Questa maschera simula la presenza della testa dell'operatore nel punto più sfavorevole. In questa condizione si misura l'illuminazione restante, la quale sarà di sicuro più piccola dell'LFC.

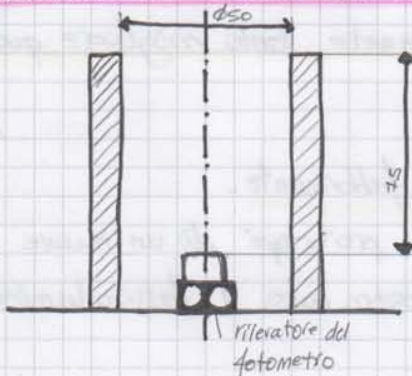
Allora l'illuminazione restante con la maschera misura un tot ed è data come percentuale dell'LFC.

Ad esempio, 60% di LFC.

5) Illuminazione restante con due maschere (percentuale LFC)

È il caso in cui si hanno due operatori. Abbiamo due teste che interferiscono con il fascio. Le due maschere sono simmetriche all'asse centrale, una a destra e una a sinistra. Anche in questa condizione si misura l'illuminazione restante.

6) Illuminazione restante con cilindro (cavità profonda, percentuale LFC)



È un cilindro che garantisce un'altezza di almeno 75 mm dal bordo del fotometro.

Questo cilindro ha un diametro di 50 mm.

L'interno del cilindro non è liscio ma è lacerato per simulare una superficie scarsamente riflettente. Mettendo il luxmetro nella parte interna del cilindro si misura l'illuminazione restante con cilindro.

Scarsa una percentuale dell'LFC. Tanto è più alta, tanto meglio è.

7) Illuminazione restante con cilindro e una maschera (cavità profonda, percentuale LFC)

Il produttore è libero di fare le prove di collaudo, ovvero le prove alle quali vengono sottoposte tutte le lampade prodotte prima della commercializzazione.

Le prove di collaudo sono un sottoinsieme delle prove di tipo.

Esistono delle prove di accettazione che sono quelle prove che vengono svolte all'interno della struttura sanitaria dal personale tecnico, il quale è incaricato dalla struttura sanitaria (tipicamente dal servizio di ingegneria clinica) per verificare che la lampada scolastica acquistata risponda alle specifiche che erano state dichiarate nel capitolato tecnico d'acquisto.

Chiaramente prima di acquistare un bene, la struttura sanitaria redige un capitolato tecnico d'acquisto, il quale definisce, dal punto di vista tecnico le caratteristiche del bene.

Il fornitore prende visione di questo capitolato tecnico d'acquisto, offre i prodotti che sono in grado di soddisfare il capitolato tecnico d'acquisto; però, quando il prodotto viene consegnato, prima di accettarlo è evidente che la struttura sanitaria verificherà che quel prodotto superi alcune prove che sono definite dalla struttura sanitaria.

Anche le prove di accettazione sono un sottoinsieme delle prove di tipo integrate da altre prove.

Ci sono ancora altre prove, ovvero le prove di verifica periodica che sono quelle prove che, all'interno della struttura sanitaria, il personale tecnico della struttura, porterà avanti nel tempo per garantire il buon funzionamento dell'apparecchio.

Queste quattro prove valgono per qualsiasi apparecchio elettromedicale.

Apparecchi per illuminazione per uso chirurgico: prove specifiche di illuminazione (spettro, sciatemperatura).

Ci sono altre prove relative all'illuminazione che sono legate: o allo spettro della radiazione luminosa emessa, o al riscaldamento che lampada può provocare sui tessuti.

Ci sono quattro prove:

- 1) Temperatura di colore alla massima intensità luminosa. Questa misura si effettua con un termolorimetro.
- 2) Densità di energia termica nell'area illuminata che deve essere minore di 1000 W/m^2 . Questa misura la si effettua con un radiometro.
- 3) Se la lampada è per chirurgia, allora si deve verificare che il rapporto potenza irradiata e illuminazione sia minore di $6 \text{ mW/m}^2 \text{ lx}$.
- 4) Se ci sono più lampade scolastiche la prova deve essere fatta nel caso peggiore.

Il guasto è subito evidente se la lampada è quella a multifaro.

Se, però, abbiamo una lampada nella quale è prevista una doppia lampadina e la sostituzione automatica, nel caso la lampadina si deteriori, può essere molto veloce. Se una lampadina si deteriora, ci si può anche non accorgere perché la lampadina nuova, viene automaticamente e molto rapidamente inserita al posto di quella che si è deteriorata.

La Norma dice che l'inserimento della nuova lampadina deve avvenire entro 5 s.

Allora in questo caso diventa difficile trovare la lampadina bruciata.

Allora si deve mettere un avvisatore luminoso sulla cupola della lampada scialitica, in una posizione ben visibile che si accenda qualora si dovesse guastare una lampadina. Di modo che gli operatori ne prendano atto dell'imminente problema.

4) Manutenzione consentita senza l'uso di un utensile non deve poter compromettere la sicurezza.

5) Per quanto riguarda le lampadine utilizzate nelle lampade scialitiche devono avere delle caratteristiche particolari. Nel senso che l'indice di colore e il rendimento di colore devono essere costanti nel tempo. Questo è molto importante perché il chirurgo, che lavora prevalentemente all'interno di una certa sala operatoria, si abitua alla temperatura di colore di una lampada scialitica e qualora la temperatura di questo colore dovesse variare lentamente, non sarebbe nella condizione di operare al meglio. Ragione per cui alle lampadine che vengono utilizzate per le lampade scialitiche si richiede un indice di colore e un rendimento di colore, molto costanti nel tempo. Il flusso luminoso deve anche esso essere costante entro il 20%. Questo vuol dire che, nel corso della vita della lampadina, il flusso luminoso non deve variare più del 20%.

Questo è vero per alcune lampadine e invece per altre no.

Ci sono lampadine nelle quali è possibile che con l'invecchiamento, prima che la lampadina si guasti, il flusso luminoso diminuisca e scenda al di sotto dell'80% del flusso luminoso iniziale. In questo caso, siccome il problema potrebbe non essere avvertito facilmente dall'utente, potrebbe portare il chirurgo in condizioni non adeguate.

Se si usano lampadine di questo tipo, quest'eventualità deve essere dichiarata nel manuale d'uso della lampada scialitica dicendo, ad esempio, che le lampadine vanno sostituite ogni 1000-1200 h, perché il loro flusso luminoso potrebbe variare più del consentito, anche se la lampadina continua a funzionare apparentemente in modo normale.

Siccome questa è una condizione particolare, deve essere dichiarata.

Molte lampade scialtliche sono contenute negli accumulatori che entrano automaticamente in funzione qualora venga a mancare l'energia elettrica. Questi accumulatori sono un punto critico dal punto di vista della sicurezza, perché fanno esattamente come l'accumulatore del telefono (all'inizio funzionano egregiamente bene, poi con il passare del tempo peggiorano le loro caratteristiche).

Quindi va verificato il buon funzionamento degli accumulatori annualmente (semestrale).

Ci sono lampade scialtliche che non hanno accumulatori, perché sono già collegate all'illuminazione di sicurezza. In questo caso bisogna verificare che, qualora venga meno l'alimentazione principale, effettivamente entri in gioco l'alimentatore di sicurezza. All'ingresso, la lampada scialtlica, è connessa alle due alimentazioni. Tipicamente c'è un circuitino (relativamente) semplice che qualora venga meno l'alimentazione principale, automaticamente colleghi la scialtlica all'alimentazione di sicurezza.

Se c'è il circuito che rileva automaticamente il guasto di una lampadina e interviene attivando la lampadina di emergenza, anche questa è una cosa che va verificata.

Queste sono una serie di verifiche che vanno sotto il nome di Verifica del fatto che la lampada sia sicura nelle condizioni di primo guasto.

Solitamente, per le lampade scialtliche, vengono effettuate periodicamente tre prove.

Una terza prova da effettuare sarebbe quella sull'illuminazione al centro.

Se l'ottica della lampada è stata progettata correttamente, la lampada non avrà una variazione nel tempo, dal punto di vista del diametro del campo luminoso, come non c'è l'aria dal punto di vista della profondità d'illuminazione.

Queste sono caratteristiche geometriche del fascio.

Quello che può capitare è che la sorgente luminosa varia nel tempo le sue caratteristiche.

Allora l'illuminazione al centro del campo luminoso è una prova che va fatta periodicamente. La periodicità dipende un po' dalle caratteristiche della lampada e da quanto la lampada è utilizzata.

Ad esempio, alcune lampade scialtliche hanno una vita media dell'ordine dei migliaia.

Se si sa che una sala operatoria viene usata in media 8 ore al giorno, possiamo dire che migliaia di ore vogliono dire circa 125 giorni.

125 vuol dire che almeno ogni 6 mesi quella verifica va fatta.

Se la lampada scialtlica è a led e ha una vita media dell'ordine delle 20.000 ore, allora la periodicità semestrale è eccessiva. Allora ci si può permettere di fare la verifica una volta l'anno o una volta ogni 2 anni.

Questo dipende dalle caratteristiche della lampada.

Il paziente viene trasferito sul trasportatore, il quale dovrebbe rimanere in una zona abbastanza sterile.

Il trasportatore, oltre che facilitare, serve per garantire di farlo entrare in sala operatoria un oggetto a carica batterica contenuta.

Ci sono poi delle situazioni un po' più raffinate nelle quali il paziente non transita con un trasportatore dalla sala di premedicazione alla sala operatoria, ma viene trasportato attraverso un'apertura nel muro mediante una tecnica che consente di spostare il paziente su un altro tavolo che ha la caratteristica di rimanere sempre e solo nella sala operatoria.

In certo caso il paziente viene spostato direttamente sul piano operatorio che poi su una base mobile viene fatta muovere fino al centro della sala operatoria, dove c'è la base fissa del tavolo operatorio, il piano operatorio viene montato sulla base fissa.

Il tavolo operatorio può essere un oggetto totalmente meccanico.

Perché un oggetto totalmente meccanico viene normato dalle norme generali per la sicurezza degli apparecchi elettromedicali?

Il tavolo operatorio è una struttura metallica e dal punto di vista elettrico deve essere considerato con attenzione.

Se un tavolo operatorio è totalmente meccanico, deve essere sempre dotato del connettore equipotenziale. Siccome il tavolo operatorio è metallico è bene che possa essere collegato all'impianto di terra, ovvero al nodo equipotenziale.

Quindi tutti i tavoli operatorio devono essere dotati del connettore che rende possibile collegarli al nodo equipotenziale.

→ Il tavolo operatorio deve essere connesso al nodo equipotenziale, ma deve anche non poter essere collegato.

La Norma dice "a giudizio del primo operatore" che è un chirurgo.

→ Primo aspetto peculiare della Norma è che dà al chirurgo un compito per il quale il chirurgo non è stato preparato.

→ Secondo aspetto: la maggioranza delle persone con cultura ingegneristica, non vedono un singolo caso nel quale collegare il tavolo operatorio al nodo equipotenziale possa provocare un aumento del rischio del paziente. Mentre si vede un certo numero nei quali non collegare il tavolo, non si vedono le cause per cui scollegare il tavolo.

Il tavolo operatorio è bene che sia sempre collegato al nodo equipotenziale.

mai non ci convertono in corrente alternata.

I tavoli operatori possono avere forme diverse a seconda del tipo di intervento chirurgico. Il tavolo operatorio può essere adattato al tipo di intervento chirurgico. Tanto maggiore è il numero di sezioni del tavolo operatorio, tanto maggiore è il numero di elementi aggiuntivi, tanto maggiore è la versatilità del tavolo operatorio.

Ci sono dei tavoli operatori elettromeccanici.

Quando il tavolo operatorio è alimentato da energia elettrica, le soluzioni sono molteplici. Può essere collegato ad una presa in grado di fornire bassa tensione di sicurezza (24V in alternata) e garantiscono dal punto di vista del macroschoc. Esistono poi tavoli operatori che vengono collegati direttamente alla tensione di rete (230V efficaci).

Quando il tavolo operatorio è elettromeccanico, ciò che è vero è che anche in assenza di energia elettrica, un certo numero di movimenti devono essere garantiti. Ad esempio, il movimento che consente di mettere il tavolo in posizione di Trendelenburg o di antitrendelenburg, ovvero quel movimento che consente di portare la testa del paziente al di sotto del livello del piede del paziente o viceversa.

Questi movimenti devono essere garantiti perché sono necessari in certe fasi delle procedure chirurgiche.

La maggioranza dei tavoli operatori è dotata al suo interno di un accumulatore che consente di far funzionare il tavolo operatorio anche in assenza di energia elettrica garantendo la piena funzionalità del tavolo.

Le Norme richiedono solo che alcune funzioni, movimenti siano eseguibili a mano.

Non richiedono che tutti i movimenti debbano poter essere eseguiti anche in mancanza di energia elettrica.

Un tavolo operatorio ha un costo che può andare dai 10-25 mila euro.

Tavolo operatori e trasportatori: sicurezza

I principali problemi di sicurezza relativi all'uso di tavolo operatorio sono:

• Meccanici:

- resistenza meccanica, ovvero non si devono verificare cedimenti o deformazioni del tavolo operatorio o del trasportatore, applicando un carico pari a 2,2 volte il carico di lavoro sicuro.

Se si prende la norma CEI specifica, spiega come il tavolo deve essere caricato.

Il carico con il paziente è simulato mediante dei sacchi di sabbia, i quali devono essere posizionati in un certo modo sul piano superiore del tavolo operatorio.

- I tavoli operatori devono essere resistenti alla penetrazione di liquidi. Durante l'intervento chirurgico si può essere in condizione di tracimazione di liquidi del paziente sul tavolo operatorio. Questo liquido potrebbe andare a modificare le caratteristiche dei sistemi di movimentazione anche meccanica del tavolo.

Per quanto riguarda la protezione dalla tracimazione, tutti i dispositivi devono rispondere ad una classificazione IP.

Per quanto riguarda il tavolo operatorio, devono essere almeno del livello IPXL, la quale è una protezione decisamente abbastanza affidabile dal punto di vista del versamento di liquido.

• Elettrico:

- il tavolo operatorio deve sempre essere munito di connettori che consente di collegare in sala operatoria al nodo equipotenziale, anche se il tavolo operatorio è puramente meccanico.

Il tavolo operatorio è sempre costituito da parti di tipo metallico, le quali potrebbero essere collegate alla terra di protezione (ma non è detto che lo siano). Dipende da che tipo e classe è il tavolo elettromeccanico.

Se il tavolo elettromeccanico è dotato di parti che non sono, normalmente, collegate alla terra di protezione, devono poter essere collegati al connettore di potenziale.

- Correnti di dispersione: il tavolo operatorio è di supporto del paziente. Non è detto che il paziente non venga a contatto con le parti metalliche del tavolo operatorio.

Se il tavolo operatorio è collegato al nodo equipotenziale; finché è collegato al nodo equipotenziale il problema delle correnti di dispersione è risolto, perché eventuali correnti di dispersione vengono convogliate a terra e creano un aumento promissorio del potenziale del tavolo operatorio.

Bisogna fare attenzione perché il tavolo operatorio non è detto che sia collegato al nodo equipotenziale.

I tavoli operatori, sebbene non abbiano una parte applicata propria (la parte applicata è una parte conduttrice dell'apparecchio elettromedicale progettata per creare un contatto elettrico tra l'apparecchio elettromedicale e il paziente).

Per conformazione tutta la superficie del tavolo operatorio è equiparata ad una parte applicata. I tavoli operatori essendo equiparabili a dispositivi con parte applicata possono essere di tipo B, BF e CF.

Nel caso di un tavolo operatorio di tipo B, caso possibile, c'è una peculiarità.

I dispositivi elettromedicali di tipo B consentono correnti di dispersione nel paziente fino a 100 μA . A differenza di tutti gli altri dispositivi di tipo B e BF,

ELETTROBISTURI

L'elettrobisturi è un generatore di radiofrequenza.

Per radiofrequenza si intende corrente alternata con forme d'onda e frequenza della fondamentale che può variare da 250-300 KHz fino a 4-5 MHz. Quindi sono frequenze abbastanza elevate, rispetto ai sistemi biologici, alle quali il corpo umano non è in grado di rispondere. Quindi l'elettrobisturi, a causa della frequenza della portante del segnale che genera, non è in grado di stimolare elettricamente i tessuti. Perché ad una frequenza così alta i tessuti non sono in grado di rispondere.

Qual'è l'idea di base?

L'idea è quella di provocare un forte riscaldamento, molto localizzato spazialmente, su un tessuto.

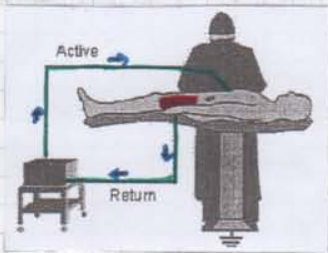
Se questo riscaldamento è sufficientemente elevato, si può arrivare a far evaporare l'acqua contenuta nel tessuto e quindi si può arrivare a vaporizzare il tessuto stesso.

Questo si può ottenere grazie al flusso di corrente elettrica attraverso il tessuto.

Il tessuto ha una componente resistiva. Ragione per cui, quando il tessuto è percorso da una corrente elettrica, viene generato del calore per effetto Joule. Il calore generato è proporzionale alla densità di corrente.

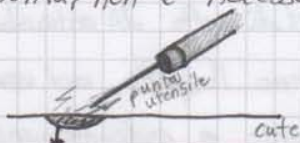
Se si prende una specifica regione dei tessuti, il calore che si genera in quella regione di tessuti è proporzionale alla densità di corrente che attraversa quella regione.

Come si fa ad ottenere una corrente di densità elevata?



Si prende il generatore di radiofrequenza. Si usa un percorso verso un elettrodo attivo, il quale è un dispositivo che termina con una punta. Quindi, il dispositivo isolato, viene tenuto in mano del chirurgo e che termina con una punta. Da questa punta, la corrente di radiofrequenza viene iniettata nel corpo del paziente. Al di sotto

di questa punta si ha una densità di corrente molto alta dell'ordine di qualche Ampere al mm^2 . Una densità di corrente così alta provoca la vaporizzazione dell'acqua contenuta nei tessuti e a volte, se la densità di corrente è ancora più alta, provoca la carbonizzazione dei tessuti. In sostanza si riesce ad incidere il tessuto senza neanche toccarlo, perché la punta, non è necessario che venga direttamente a contatto con il tessuto.



questo pezzo di cute viene scaldato e vaporizzato e così si crea una mancanza di tessuto.

C'è il tessuto, punta dell'utensile. Tra la punta dell'utensile e il tessuto c'è una certa distanza; se la tensione alla quale è portata la punta dell'elettrobisturi è sufficientemente alta, incide su una piccola superficie cutanea, determinando una corrente di densità molto elevata.

Waveform blends

Quali sono le forme d'onda utilizzate in un elettrobisturi?

Si definiscono alcune forme d'onda che consentono di avere effetto diverso -

ci sono delle forme d'onda che sono delle sinusoidi continue nel tempo che consentono di ottenere prevalentemente un effetto di taglio -

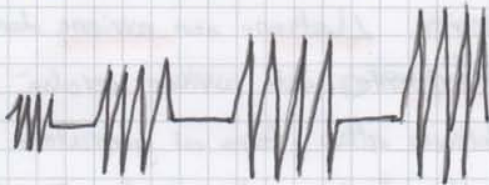


Il taglio che si può ottenere con un elettrobisturi è diverso dal taglio che si può ottenere con uno strumento affilato -

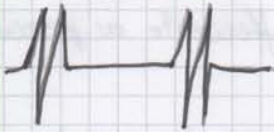
Quando si effettua il taglio con uno strumento affilato non crea emostasi; invece quando si usa un elettrobisturi anche in modalità di taglio puro, siccome l'elettrobisturi produce sempre una certa quantità di emostasi, il che significa che con l'elettrobisturi si riesce a far scorrere meno sangue durante l'intervento anche quando è in modalità di taglio puro -

⇒ pacchetto di sinusoidi

spostiamo il tipo di effetto ottenuto verso la coagulazione -



⇒ coagulazione



solo per il 6% di questo tempo è presente corrente -

Per il 94% non capita nulla -

Situazioni di questo tipo, non c'è energia abbastanza per produrre taglio, però c'è energia sufficiente per una coagulazione molto rapida di piccoli vasi che sono stati lesi -



L'elettrobisturi può cambiare la forma d'onda -

In base alla forma d'onda, può funzionare in modalità prevalentemente di taglio, o di coagulo -

Al chirurgo fa comodo avere anche delle modalità intermedie, nelle quali l'elettrobisturi ha la modalità di taglio, ma anche un maggiore effetto di coagulo - Dipende dal tessuto che il chirurgo sta operando -

Allora è possibile passare dalla modalità di taglio puro, alla modalità di coagulo attraverso delle forme d'onda che si dicono blend -

Quando l'elettrobisturi è in grado di comportarsi come un attrezzo che produce prevalentemente un taglio, prevalentemente coagulazione o delle situazioni intermedie -

Se si fa scorrere corrente per 5 secondi, si produce una certa quantità di calore. Se si fa scorrere corrente per 10 secondi, produce una quantità doppia. Allora questo è il motivo per il quale si preferisce far scorrere corrente per tempi brevi, perché il tessuto un po' si scalda; però se lasciamo un intervallo di tempo adeguato tra due attivazioni dell'elettrobisturi, la circolazione sanguigna è in grado di riportare la temperatura del tessuto a valori più bassi e quindi è in grado di contrastare questo riscaldamento del tessuto.

Per produrre ustione non è necessario avere temperature alte. Temperature al di sopra dei 50°C applicate per pochi minuti sono già in grado di produrre ustione. Quindi quando si parla di ustione non si deve pensare a temperature tanto elevate, ma bastano temperature relativamente contenute però applicate per tempi lunghi.

Se la potenza ^{utilizzata} per eseguire il taglio è troppo elevata rispetto al necessario, è chiaro che più la potenza è elevata maggiore è la probabilità di produrre ustione al di sotto dell'elettrodo dispersivo. Questo è il motivo per il quale è bene che il chirurgo usi l'elettrobisturi in modo da sfruttare la potenza più bassa possibile. Quindi usare la modalità di taglio per tagliare, non usare dello modalità blend se si vuole ottenere prevalentemente l'effetto di taglio ecc...

Usando l'elettrobisturi è possibile che un elettrobisturi anche perfettamente funzionante generi ustione al di sotto dell'elettrodo dispersivo e il primo motivo per cui questo avviene è perché non viene usato correttamente. Viene usata una potenza troppo elevata o viene mantenuto attivo per tempi troppi lunghi.

Dal punto di vista di evitare questo problema tecnicamente si ha poco da fare per l'elettrobisturi. Si deve intervenire dal punto di vista della formazione del chirurgo.

Le informazioni relative a come si usa l'elettrobisturi, il chirurgo le impara tramandate per tradizione orale. In questo modo non ha una conoscenza approfondita dei principi fondamentali del sistema. Questa è la causa di molti problemi.

L'elettrobisturi è uno strumento molto diffuso. È uno strumento di media complessazione, però la sua comprensione nel funzionamento, da parte dei medici è molto scarsa.

Fulguration (spray)

Talvolta, durante l'intervento chirurgico, il chirurgo vuole riuscire ad emostaticizzare un'area vasta di tessuto. Quando deve provocare emostasi, ovvero quando deve emostaticizzare un vaso che è stato reciso durante l'intervento; allora in questo caso deve intervenire su un piccolo volume di tessuto e su una piccola superficie, riscaldandola in modo da provocare coagulo.

Altre volte il chirurgo ha modificato la struttura di un'ampia superficie di tessuto

Densità di corrente un po' più bassa vuol dire minore riscaldamento dei tessuti.

In questo modo si riesce a provocare un tipo di danno ai tessuti diversi da quello dovuto alla rapida evaporazione dell'acqua contenuta all'interno delle cellule.

Quando quando il chirurgo vuole tagliare, a seconda dell'effetto del taglio che vuole ottenere ha la possibilità di usare la tecnica dell'elettrocoagulazione che non tocca la cute e provoca evaporazione del tessuto; ha possibilità di peggiorare l'elettrocoagulazione sul tessuto e muoverlo, con saltelli di potenza adeguati di volta in volta.

Il chirurgo può operare in un modo o nell'altro. Sono due modi entrambi validi e il chirurgo sceglie quello che gli consente di ottenere un risultato che ritiene di ottenere.

Quando si usa la modalità di coagulo, cioè che si fa, è sempre mettere la punta dell'elettrodo a contatto con la zona di tessuto che si vuole coagulare. A questo punto si usa una corrente con un duty cycle molto più basso, ovvero pochi % di duty cycle.

In questo modo si ottiene un riscaldamento abbastanza intenso nell'intorno della punta, ma non così intenso da produrre il taglio e soprattutto confinato a un volume di tessuto minore.

A questo punto ci si può chiedere se aumentando la potenza non si riesce ad avere anche con una modalità di coagulo l'effetto di taglio. La risposta è sì, basta aumentare parecchio la potenza. Però si sfrutta la forma d'onda meno adeguata ad ottenere un taglio. Questo vuol dire che per ottenere un taglio si deve usare decisamente più potenza di quella che si userebbe se si usasse la forma d'onda corretta.

In questo modo torna il caso di maggior rischio di ustione al di sotto dell'elettrodo di riferimento (detto anche dispersivo).

Tissue effect impacting variables

Quali sono le variabili che determinano l'effetto sui tessuti?

- La forma d'onda: è sempre sinusoidale; semplicemente è una sinusoide modulata on-off. all'interno di finestre temporali di durata finita dell'ordine delle decine di millisecondi. A seconda dell'effetto che si vuole avere si va a modificare l'ampiezza della sinusoide, e anche il duty cycle.
- Potenza erogata
- La dimensione dell'elettrodo attivo: se si ha un elettrodo attivo con una punta molto accuminata e poi si ha un altro con la punta a sfera; Quello con la punta accuminata genera delle densità di corrente più alte di quelle con la punta a sfera. Questo perché la corrente all'uscita della punta dell'elettrodo attraversa una superficie minore.

Per prima cosa considereremo l'evoluzione dello stadio d'uscita. Lo stadio d'uscita dagli anni '30 ad oggi ha subito almeno due modifiche importanti rispetto allo stadio originale.

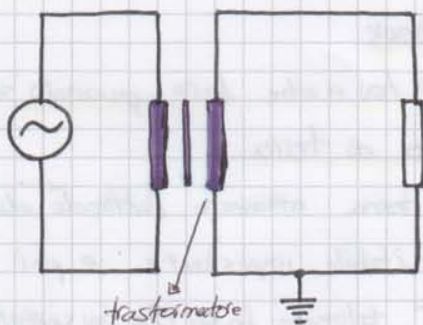
L'evoluzione dello stadio d'uscita e i sistemi di sicurezza che sono stati via via inseriti dipendono strettamente dai danni che l'elettrobisturi potrebbe essere in grado di compiere e dalle strategie che si sono messi in atto per tentare di limitare la probabilità che l'elettrobisturi causi quei danni.

L'evoluzione dell'elettrobisturi, è un'evoluzione che è stata guidata soprattutto dal tentare di correggere problemi di sicurezza che l'elettrobisturi era in grado di causare.

Seguendo bene questa evoluzione si capisce anche a fondo i problemi di questa sicurezza - e capiamo perché gli elettrobisturi di oggi hanno certe prestazioni.

I primi elettrobisturi sono stati realizzati dal 1930 fino al 1965, erano costituiti da un generatore, contenuto nello stadio d'uscita, in grado di generare radiofrequenza riferita alla terra di protezione. Quindi erano noti come elettrobisturi con stadio d'uscita messo a terra o anche stadio d'uscita non isolato.

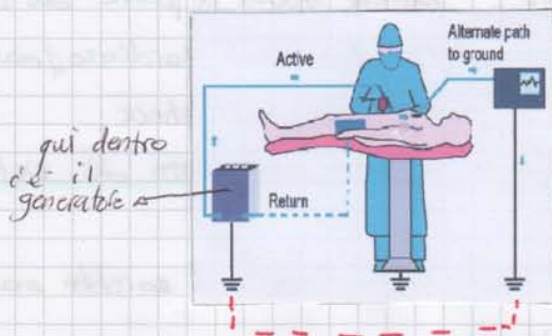
Grounded electrosurgical systems: output stage



Questa è la schematizzazione del generatore, parte dello stadio d'uscita; la radiofrequenza che viene generata dal generatore è amplificata da parte dello stadio d'uscita, è applicata ad un trasformatore che serve per ottenere le tensioni necessarie al funzionamento dell'elettrobisturi. Questo trasformatore è quello che voi sotto il nome di trasformatore d'uscita dell'elettrobisturi.

dell'elettrobisturi. Uno dei morsetti del trasformatore del secondario è riferito alla terra di protezione.

L'elettrodispensivo è anche lui riferito alla terra di protezione.



La corrente a radiofrequenza che viene generata torna attraverso l'elettrodo di ritorno.

Ma può tornare anche attraverso altro percorso, tipo il tavolo operatorio che è collegato a terra, oppure in parte può tornare attraverso uno strumento collegato anche lui al paziente.

Quindi ci può essere un percorso principale dall'elettrodo attivo, all'elettrodo dispersivo e dei percorsi secondari.