



**appunti**  
www.centroappunti.it

Corso Luigi Einaudi, 55/B - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1604A -

ANNO: 2015

# APPUNTI

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 STUDENTI E 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, quando, 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. elettrostimuli)

● 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 (elettromedica = è un DM, ma un DM NON è un apparecchio elettromedica). Questa pubblicazione definisce finalmente il concetto di "regola d'arte": se un elettromedical soddisfa completamente la norma relativa è costituito 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 (l'anno) -

Prima del 1980 la tecnologia non evolgeva 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 soldi in questo progetto.

Programmabilità definisce compiutamente un possibile ciclo di vita del progetto.

D'altra parte, la DDM in pratica obbliga il costruttore di DM ad implantare quanto meno 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 come scelta 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, io produttore faccio una dichiarazione di conformità in regime di autocertificazione.
  - se è di IIa e IIb devo rivolgermi ad un ente esterno.
- Definisce come procedere alla valutazione della conformità
- Impone la registrazione delle persone responsabili dell'immissione in commercio alla comunità economica europea accettando DM stranieri, ma vuole avere un responsabile all'interno della comunità.
- Impone la marcatura CE e ne definisce le 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, terapie, 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.

(3)

→ **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, messa 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 a ciò, 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 ottometrista. Costoro misurano il viso 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 93/42/EEC di ogni DM deve essere dimostrata l'efficacia. L'efficacia si può dimostrare poiché esistono dispositivi molto simili a quello che voglio fare, dei quali è stata dimostrata clinicamente l'efficacia.

Tutti questi passaggi però non portano da nessuna parte; (e 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

(1)

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 obbligato 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 (ESEMPIO: pacemaker → esiste una direttiva specifica 93/385)
- 3) Medicinali;
- 4) Prodotti cosmetici;
- 5) Sangue umano e suoi derivati;
- 6) Organi, tessuti, cellule di origine umana o ai prodotti che lo contengono;
- 7) Dispositivi di protezione individuale (ESEMPIO: 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 84/166/Euratom.

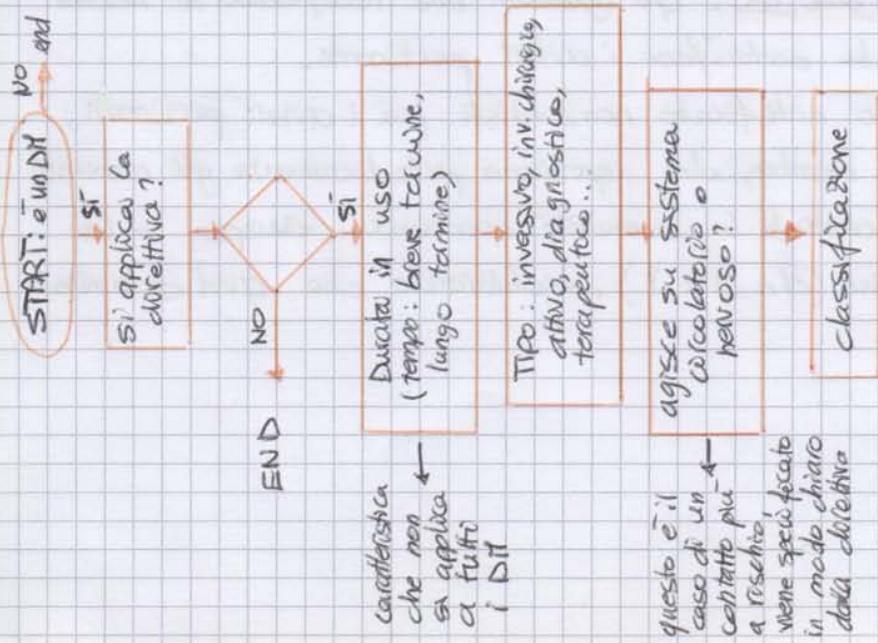
In teoria ad un prodotto si deve applicare una sola direttiva, ma con i prodotti elettronici si applica una direttiva in più per quel che riguarda le componenti

(5)

## Direttiva 93/42 : classificazione dei dispositivi medici

- I Dispositivi Medici sono suddivisi nelle classi I, IIa, IIb, III secondo regole del 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 (e uguale per tutti). Coo 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 affronta modifiche molto piccole: il Comitato dei Dispositivi Medici (ente internazionale Art. 7), che tenendo conto delle informazioni riguardanti gli incidenti verificatesi 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 DEROGA:

1) Dispositivi Medici su Misura; derogai 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 ci si basa su cose pubblicate a livello mondiale (se dispositivo non è innovativo) o se i dispositivi sono nuovi si deve necessariamente provare su qualcuno; per provare un DM dovrebbe essere marchiato.

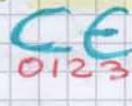
Allora in questo caso si deve chiedere al ministero di effettuare il protocollo di indagine clinica che ha una durata ed estensione dichiarate all'inizio.

Quando scadono i mesi ci si appone la marcatura o no.

La marcatura è sostituita dal simbolo grafico CE sui dispositivi o 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 da 4 cifre dell'ente notificato che ha avallato la dichiarazione di conformità.

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

La Direttiva dice anche che non devono essere apposte altri marchi o simboli che possano induire 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 comprovata 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 metriologici. Per quest'ultimi aspetti dovrà 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 (o d), richiedono che il fabbricante abbia impiantato un sistema di qualità che è un sistema certificato da un ente notificato che codice fissa 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 CG secondo l'allegato 7 redatta prima dell'immissione in commercio unitario o:

a) Procedura di verifica CG (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 CG (si eseguono prove su tutti gli esemplari del prodotto; se è in lotto si può procedere con una statistica del lotto, e lo 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. II

c) Dichiarazione di conformità CE (qualità del prodotto) secondo All. VI

d) Dichiarazione conformità CG (sistema completo di qualità) secondo All. II (non serve l'all. VII, quando niente verifica sul progetto, perché si ha il sistema di qualità che già assicura il prodotto).

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 motivo 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. II) un elenco dei dispositivi messi in servizio nel loro territorio. Questo scatena proteste per controllo non gradito e perché bisogna investire tempi in attività burocratiche che si fanno pagare dai clienti aumentando i prezzi del prodotto. Questa aspettazione ha fatto rinunciare il governo a richiedere questi elenchi 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.

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

Una volta laddetto alla fornitura dei DM provvedeva a rifornire separatamente tutto gli oggetti di un Kit operativo. 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 operativo: riguarda la possibilità di comporre Kit utilizzando dispositivo 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 3

quando non ci vuole l'indagine clinica -

- 2) dalla letteratura scientifica internazionale, o sono delle pubblicazioni che dimostrano come un DM 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, quindi bisogna prendere delle precauzioni in modo che il DM 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 usato -
- 6) Risultati dei calcoli di progettazione, controlli, verifiche svolto -
- 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'assistente (infermieri 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 tutto i possibili pericoli che possono correre il paziente, l'operatore, gli ospedali 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 MAGGIORE 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, non darebbe una scelta del fabbisogno.

Esistono due modi per tentare di abbassare i rischi:

- si abbassa la probabilità
- o si abbassa la gravità

Normalmente queste due azioni corrispondono dei mezzi di prevenzione o di protezione.

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

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 dei DIL 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 fatto 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 complete dalle Norme collaterali che trattano aspetti specifici della sicurezza relativi a tutta o parte degli AE. Generali e collaterali si applicano a grandi classi, ma bisogna specificarcelo. Per questo motivo si usano le sole particolari, partendo dai più diffusi e pericolosi AE.

Le norme particolari non le si può considerare di se stanti perché vanno a completare e/o modificare norme generali e sono specifiche per un gran numero di apparecchi (defibrillatori, elettocardiografo, mammografo, ecografo, elettro bisturio).

Le norme possono avere valore legale, servono a definire lo stato della "regola d'arte", talvolta quando sono disponibili <sup>delle</sup> utilissime guide all'uso e alla manutenzione.

↳ fondamentale per le verifiche periodiche per garantirne il corretto funzionamento nel tempo.

↳ Sono meno importanti delle norme, ma molto utili.

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

Piarendo 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 deve essere sbilanciato, il paziente sarebbe in 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 elettromedico ci deve preoccupare dell'USABILITÀ. Infatti fino a qualche anno fa era un qualcosa in più che il produttore consciencioso 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 devi quale almeno uno è un apparecchio elettromedico. 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 (disturbo condotto attraverso cavo elettrico, disturbi presenti al livello dell'ambiente, disturbi che arrivano attraverso altri cavi collegati al calcolatore), non segue questo vincolo e non richiedono l'insensibilità.

Questa norma dice che un certo apparecchio deve essere immune dai certi tipi di radiazioni elettromagnetiche provenienti dall'esterno e a sua volta non deve generare radiazioni magnetiche troppo intense che potrebbero anche di disturbare lo sprijonamento 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, pazienti, quindi è evidente che l'incidente 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.

## Effetto 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.

b) **tetanizzazione** dei muscoli scheletrici ed in particolare del muscolo respiratorio. Infatti se la muscolatura respiratoria è in condizione di tetanizzazione non si è più in grado di uscire la muscolatura respiratoria e quindi porta al soffocamento. Quando 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 attaccato 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 dubbio con la mano aperta, ma la si deve toccare con le nocche.

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.
- percorso 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.

SIC  
ELET

14

Regione 3 : G 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 35-38mA. Non è tuttavia contemplata la possibilità di fibrillazione ventricolare, che costituisce la più probabile causa di morte in questo caso. Al crescere del tempo di esposizione, va comunque contemplata la possibilità di ustioni per effetto termico.

Regione 4 : È una zona molto pericolosa.

E' prevista una certa possibilità di incorrere nella fibrillazione ventricolare, ma più probabile superando le curve  $C_2(5\%) \approx C_3(50\%)$ .  
L'evento più pericoloso se non viene interrotto entro 2-3 secondi si rischiano danni cerebrali o morte.

Già alla mano del 5% viene colpito da fibrillazione ventricolare

$C_2 > C_3$  stanno 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  $C_1$  ed è spostata un po' più a sinistra con un asintoto verticale circa 30mA.  
Se veniamo percossi da una corrente, lungo mano-mano, inferire 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

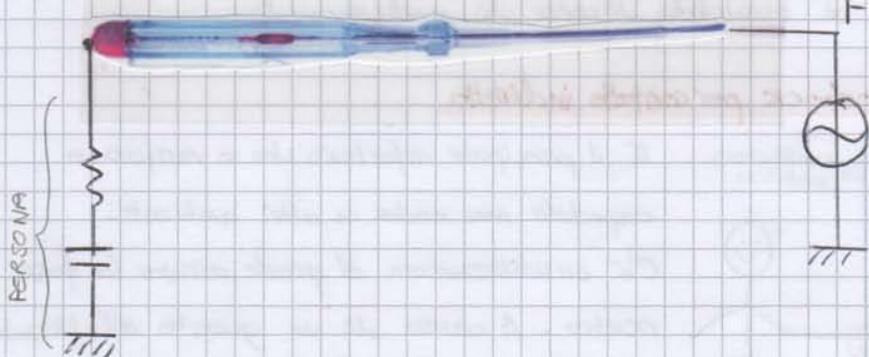
I rischi di natura elettrica ai quali possono essere sottoposti paziente ed operatori sono il macroshock per contatto diretto e il macroshock per contatto indiretto. Inoltre, negli ospedali i pazienti oltre ad correre questo due rischio ne corre un terzo rischio ovvero il microshock che è il più pericoloso.

Macroshock per contatto diretto avviene nel momento in cui l'infortunato (di solito un operatore) viene in 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



Quando la punta del cacciavite tocca la fase, se nessuno tocca il capuccetto non succede nulla perché la corrente non riesce ad richiudersi al terreno. Se invece qualcuno lo tocca, essendo la persona sempre collegata al terreno per via capacitiva, conduttrice, fornisce un percorso capacitivo verso terra. In questo percorso scorre



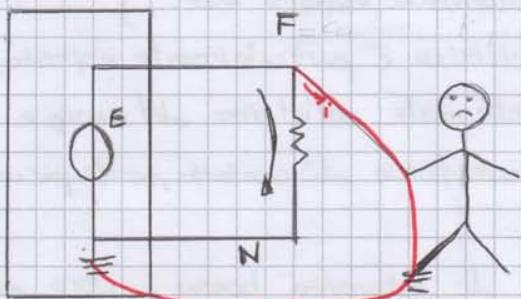
$F$  una corrente dell'ordine di qualche centinaia di  $\mu\text{A}$  (corrente molto debole) che serve per far accendere la lampadina.

Se si è in un sistema fase Neutral, il cercafase  $\Rightarrow$  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 c'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

$$I_p = \frac{E}{R_p} \xrightarrow{\text{Resistenza paziente}}$$

**F**: conduttore di fase, potenziale  $\neq$  potenziale terra,  $200\text{V}$  efficace di solito

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

**PRECAUZIONI**: da ridottare per rendere poco probabile il macroshock per contatto diretto.

- adeguata formazione del personale; poiché è un tipo di infortunio al quale è esposto il personale che fa manutenzione.
- precauzioni circuituali
- trasformatore d'isolamento; però in ambito ospedaliero il  $T_1$  è introdotto al fine

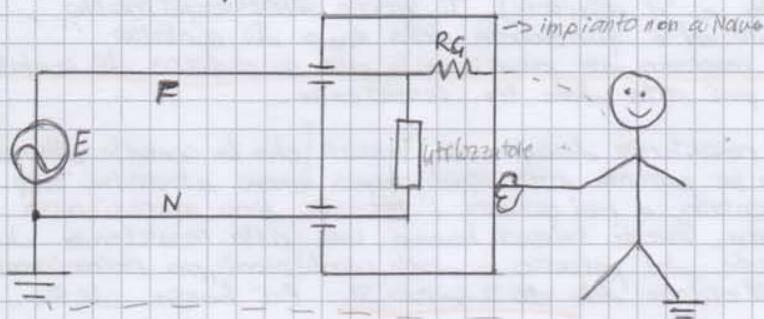
bisogno di preparare quel paziente ad ricevere infusioni di grosse quantità di liquidi. Questo capita soprattutto ai pazienti di terapia intensiva, ai pazienti che vanno incontro a operazioni chirurgiche importanti. Per infondere grosse quantità di liquidi, non si utilizza un accesso venoso periferico, 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 impedendo la circolazione polmonare. Questo catetere contiene del liquido conduttivo, e quando 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 al livello della camera cardiaca: tipo nelle sale operatorie, in sala radiologica, in sala di terapia intensiva, reparto di radioologia.

### Infortuni di tipo elettrico: il percorso paziente

Il macroshock per contatto indiretto.



Supponiamo di avere un apparecchio = 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; però se l'impianto non è al norma, allora si avranno dei problemi poiché 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. Quando si genera una maglia, che comprende l'infortunato, attraverso la quale scorre corrente - Scorre una corrente che è data in valore efficace  $I = E/R_p$ . Impedenza del percorso paziente è formata dalla resistenza di guasto ( $R_g$ ) sommata all'impedenza attraverso il paziente verso terra.

## Infortuni di tipo elettrico: percorso paziente (esempio)

Resistenza paziente pari a  $1100\ \Omega$ ; 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.

Così bassa → significa che il soggetto o ha scarpe umide su un pavimento conduttivo o direttamente a piedi nudi.

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

$$R_C = 1\ k\Omega \quad I_P = \frac{E}{R_P} = \frac{220\ V}{1100\ \Omega} = 200\ mA$$

percorso paziente  
puramente resistivo

Corrente è percepita e siamo nella  
zona 2 e siamo ancora al sicuro per  
durata ragionevole.

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

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

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)

$$R_C = 10\ \Omega \quad I_P = \frac{220\ V}{110\ \Omega} = 2\ A$$

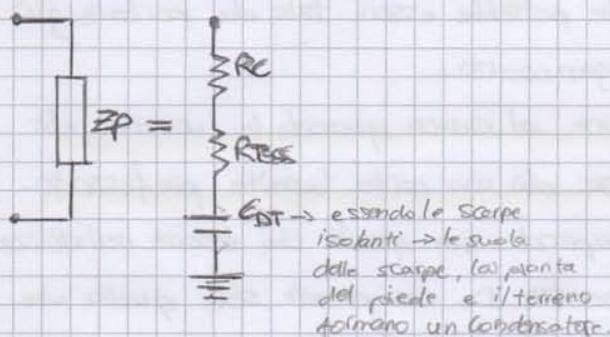
$$P_D = R \cdot I^2 = 10 \cdot 2^2 = 40\ W \rightarrow \text{dissipato su tutta la mano}$$

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

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

## Infortuni 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.



$$\epsilon_r = 4-5$$

$$E_0 = 8185\ \frac{PF}{m}$$

$$d = 10\ mm$$

$$S = 100\ cm^2$$

$$CDT = E_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{S}{d}$$

$$CDT = 0,835 \cdot 10^{-12} \cdot 5 \cdot \frac{100}{10} = 10^{-10} = 10^{-10}\ F$$

$$Z_P = \sqrt{(R_C + R_{Tess})^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2} \approx 15,9\ M\Omega$$

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

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 20ms (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 secondi, vuol dire da  $20 \div 40$  millesimi di secondo.

L'interruttore differenziale interviene quando la corrente tra andata e ritorno è superiore a 30mA, ovvero è la minima corrente che deve scorrere nel circuito paziente.

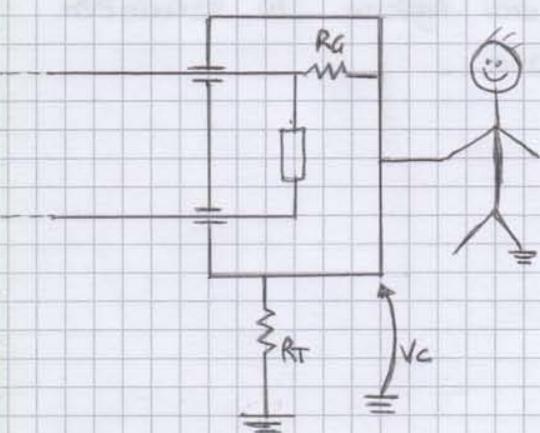
Se l'intensità è  $i \leq 30\text{mA}$  non capita nulla anche per tempi lunghi.

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

Interruttori differenziali usati per la prevenzione di macroshock intervengono per correnti di 10mA (alta sensibilità) o 30mA (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 30-40mA che sono necessari affinché intervenga l'interruttore differenziale, anche per 10mA di corrente il soggetto è a rischio di fibrillazione ventricolare.

### Infortuni di tipo elettrico: macroshock per contatto indiretto

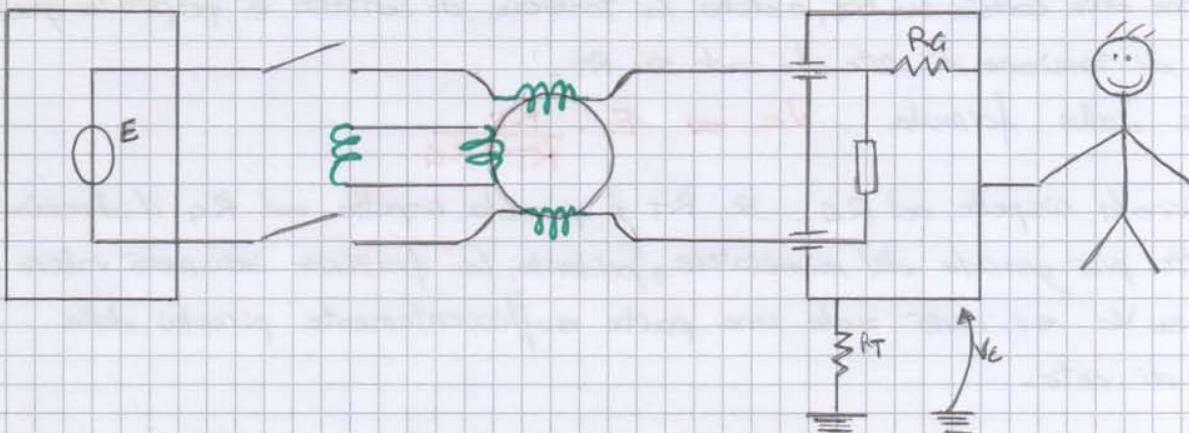


Il problema nasce dal fatto che c'è la resistenza di guasto  $R_g$  che porta il contenitore del dispositivo ad un potenziale alto.

Se collegassimo il contenitore metalllico 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 a terra tutte le spesse metalliche accessibili, evitiamo che l'infortunato possa rendere 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.

## Infurtini di tipo elettrico: macroshock per contatto indiretto



Il solo interruttore differenziale, però, non ci consente di ridurre a zero quello che c'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  $I_P = \frac{E}{R_P + R_{paziente}}$

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 lo tocca, anche se 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 ponesse ad una tensione che è chiamata tensione di contatto ( $V_C$ ), cioè tensione alla quale è esposto il soggetto al rischio se viene a contatto con l'armadietto metallico e questa tensione ( $V_C$ ) è la partizione della tensione di alimentazione tra  $R_G$  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 corrente delle migliaia di Amper, se  $R_a$  vale un centinaio di  $\Omega$  -  
se  $R_a = 0,1 \Omega$ ,  $E = 220V$  efficaci, la corrente sarà 2200 A efficaci -

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

Questo accadrebbe se non ci fossero altri strumenti di limitazione della corrente. Per assorbire migliaia di Amper, ci vorrebbe un cavo molto grosso, 1  $mm^2$  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  $I = \frac{E}{R + R_a + R_t}$  Resistenza interna del generatore.

Se non ci fosse il giusto e quindi se  $R_a = \infty$ , 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. Quando 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, e fatto per garantire l'integrità dell'impianto e quindi conseguenza fornisce una protezione anche a noi indirettamente.

Se non avessimo l'interruttore magnetotermico e dovesse 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 macroshock, 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 infurtini elettrici, 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 sotto do 24 V effettivo, è considerata internazionalmente agli effetti del macroshock, sicura. Cioè 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 sono transitorie.

→ Supponiamo di progettare un impianto di terra; a su chiede quanto deve valere  $R_T$ ; quest'ultima più bassa è, meglio è. Però farla bassa costa.

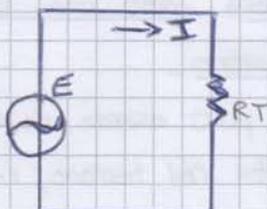
Allora si deve trovare un valore che vada bene, ovvero si deve considerare la conduzione di  $V_C$  nel caso peggiore. Ovvio nella conduzione peggiore  $V_C < 24 V$  - Quanto vale  $V_C$ ?

ESEMPIO in conduzione di guasto  $V_C$ , dipende da  $R_T$  e  $R_G$  e anche dalla resistenza interna del generatore. Normalmente la resistenza interna del generatore è dell'ordine delle decine o centinaia di mili  $\Omega$ , quindi un valore abbastanza basso.  $R_T$  è dell'ordine delle decine di  $\Omega$ .

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

M questo resistore, se interviene  $R_T$ , ha un valore di almeno 10-20 volte minore, lo si può anche trascurare.

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



Quando la corrente che scorrerebbe verso terra

$$\text{sarebbe: } I = \frac{E}{R_T}$$

ESEMPIO

$$R_T = 2.5\Omega$$

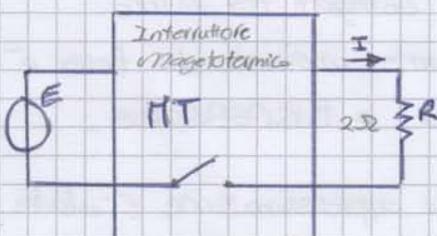
$$E = 220V \text{ effettivo}$$

Tensione contatto = tensione rete.

$$I = \frac{220}{2.5} = 110A$$

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

- Se non ci fosse  $R_T$ , il transitava (20 millesecondi)



$$R = 2.5\Omega \quad \text{per } 50ms$$

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

Quando 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 tutta, perché fin tanto che la corrente di conduttori e la corrente di ritorno sono uguali, va tutto bene; interviene solamente a quota parte della corrente di dispersione. Ovvero, se co fosse la corrente che si chiude verso terra ecco che si accorge e interviene. Allora in questo caso <sup>se calcoliamo RT</sup> si nota che  $V_c$  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  $R_A$  alle volte si crea rapidamente, ma molto frequentemente  $R_A$  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 co si mette nella conduzione 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 adeguata e pian piano insomma a diminuire il valore di  $R_A$  (più  $R_A$  è piccola, maggiore è la dispersione verso terra) che è un fenomeno progressivo. Inizialmente  $R_A$  è molto grande, quindi la dispersione verso terra è minore. La dispersione verso terra sarà data da  $I_D = \frac{E}{R_A + R_T}$ . Quando  $R_A$  inizia a diminuire, la dispersione verso terra inizia ad aumentare. Interruttore differenziale interviene quando la corrente di dispersione supera la sua soglia, avendo i 30mA. Però poco prima che l'interruttore intervenga, il soggetto è esposto fino 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 da macroshock per contatto indiretto. Questo perché si hanno tutte e due le precauzioni, interruttore differenziale e impianto di 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 c'è un guasto istantaneo?

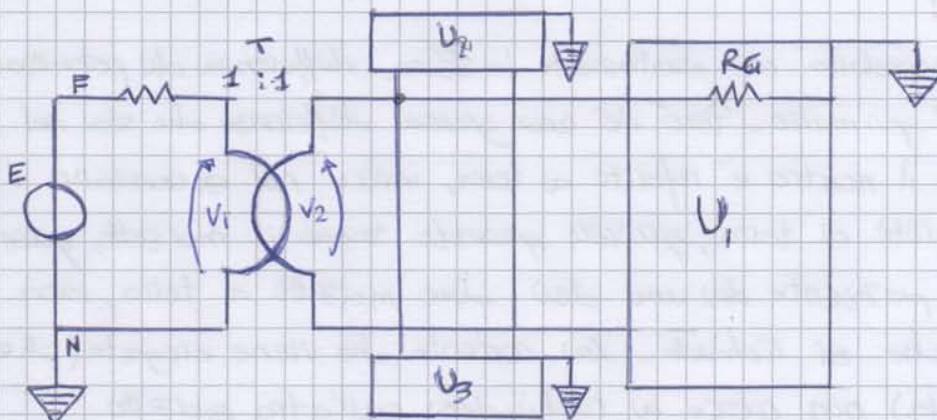
Capita che quei 30mA, che vanno dal momento in cui il guasto è avvenuto

Normalmente il generatore eroga soltanto le correnti  $I_1, I_2, I_3$  necessarie per far funzionare i carichi.

Quando c'è un guasto di questo tipo la cresce, perché ha la corrente necessaria per far funzionare  $U_1$ , e quindi si aggiunge anche la corrente di dispersione verso terra. Facendo aumentare  $I$ , 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 efficaci). 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  $R_L$ . 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 c'è 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 c'è 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.

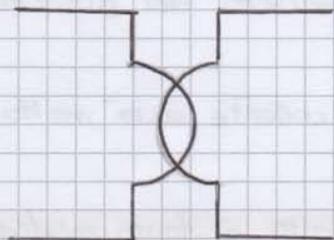
Gli apparecchi con il trasformatore sono molto utili in certi ambienti ospedalieri perché ci possono essere pazienti totalmente dipendenti da apparecchi elettromedicali.

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 interruttore differenziale, è 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.

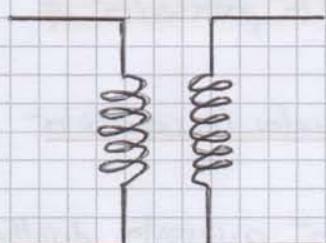
In condizione di primo guasto si perde la possibilità di tollerare un secondo guasto. Si deve collegare al secondario del trasformatore d'isolamento solo ciò che è strettamente necessario collegare; perché, è vero che gli strumenti che sono collegati al secondario sono protetti dal punto di vista della 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; quando 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



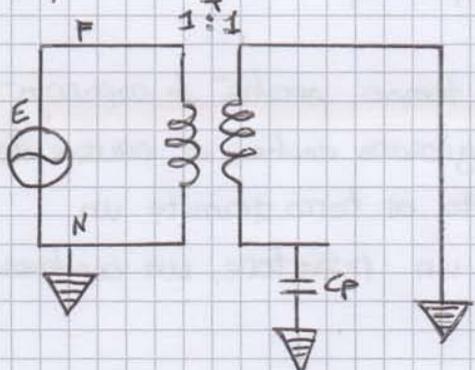
PRIMO  
TASSO IMPORTANTE  
di NON  
IDEALITÀ

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 comprende i

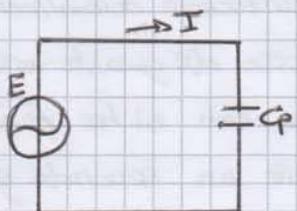
50 Hz di rete, perché deve comportarsi più possibilmente come un trasformatore ideale nell'intorno della frequenza di rete.

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, avrà 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:



$$I = \text{suscettanza del condensatore per la tensione applicata.}$$

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

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

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

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

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

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

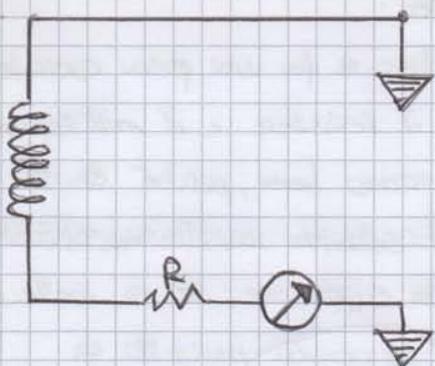
50 Hz

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

$$150 \text{ pF} \rightarrow I_{D\text{ISP}} \approx 10 \text{ mA}$$

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

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



Ma se anche l'altro morsetto viene collegato

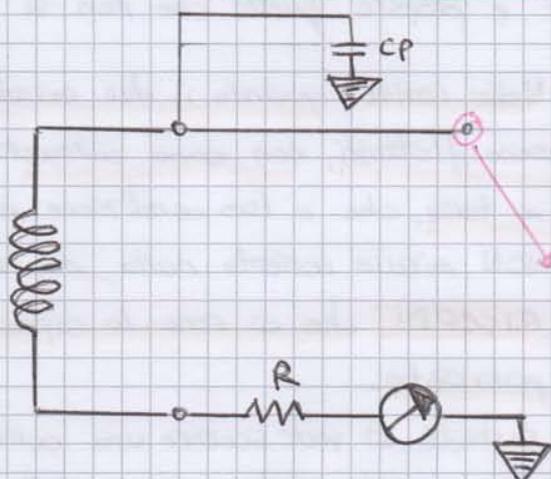
al Terra si legge uno corrente pari a :

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

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

Nella realtà se si tenesse conto della Capacità parassita :

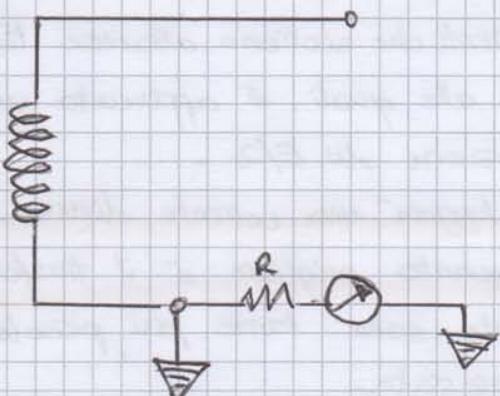
①



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

se il problema dovesse nascrese su questo morsetto  $\Rightarrow$  accoglie -

②



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

Questa è un'idea apparentemente fuorviante, che, però dove 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 prezzo che siano piccole.

Quindi si può accettare il resistore R al prezzo 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  $E/2$ .

$$\& E = 220 \text{ V efficaci} \quad E/2 = 110 \text{ V efficaci}$$

Se  $R = 110 \text{ k}\Omega$  → 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 medico 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 istante si attiva l'allarme.

L'allarme deve essere ripetuto nell'ambiente. Nelle sale operatorie al deve essere un quadro visibile, nel quale c'è una lampada fissa 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 soglia sarebbe superata e avremmo un indicazione che il trasformatore, si dice, ha perso isolamento. Quando ha perso le capacità di proteggere il soggetto da primo guasto.

È importante sapere perché il chirurgo sapeva che non c'è più in condizione di sicurezza e sarà lui decidere il da farsi.

del primario. Perché invece di lavorare con una tensione da 220V efficace, se si lavorasse con una tensione al di sotto dei 240V efficaci, si è in condizione di sicurezza per quanto riguarda il macroshock. Quando è ragionevole utilizzare il trasformatore di alimentazione, NO 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 <sup>dal circuito</sup> dell'apparecchio dalla rete e dalla terra.

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

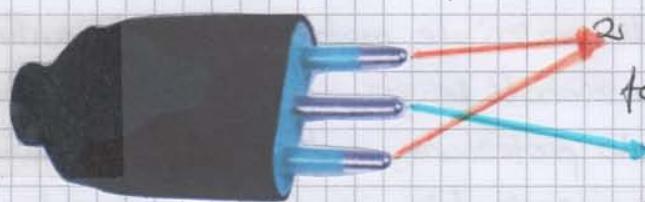
Tutti gli apparecchi elettromedicali che possono contare unicamente su un isolamento fondamentale devono essere collegati alla terra di protezione.

Tutti questi apparecchi vanno sotto il nome di apparecchi di classe I. Quindi gli apparecchi di classe I dovranno 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 collegiamo il dispositivo e la spina dell'apparecchio.

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



Il morsello laterale che sono uno per la fase e uno per il neutro.

Il terzo morsello in centro, è il morsello collegato alla terra di protezione (PE).

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

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

Questo tipo di classificazione da solito si applica per gli utensili portatili.

Un tempo l'alimentazione Entrocontenuto era considerata la classe III, poi nelle ultime 2 norme è scampata 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.)

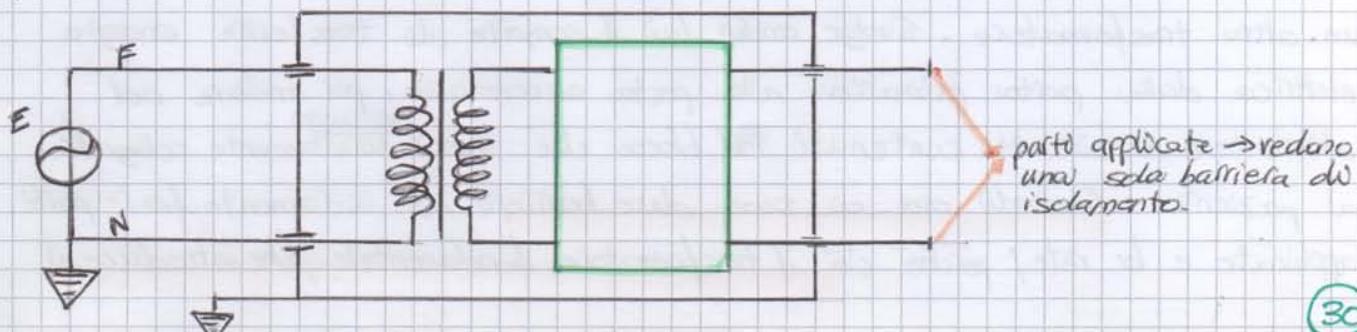
Se un apparecchio per alimentazione entrocontenuta non consente il collegamento alla rete elettrica allora è un alimentazione entrocontenuta vera e propria.

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.

Quando 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; ormai si parla di norme che danno prescrizioni costruttive, specifiche per gli apparecchi elettromedicali.

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



il trasformatore di alimentazione; e c'è l'altro 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 elettrocardiogramma il quale per avere un segnale sul paziente, che devono essere trasferiti ai circuiti che lo rendono disponibile rappresentato sul monitor, per essere stampato ecc... Allora si aggiunge un amplificatore di isolamento.

Un amplificatore che consente 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.

(quando 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~~ dovrebbe una corrente di dispersione nulla  $I_d = 0$ . La corrente di dispersione è quella corrente a 50 Hz dovuta prevalentemente agli accoppiamenti capacitativi dovuti alle capacità parassite), in questo caso le capacità parassite non ci sono e quando non si può richiedere 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 uguali a  $100\mu A$  ( $I_d \leq 100\mu A$ ).  $100\mu A$  è un valore basso che da 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~~ dovesse 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.

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

E 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 massima 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 eletromedico, sia per le correnti di dispersione dovute ad altri apparecchi collegati alle parti applicate dell'apparecchio che si considera.

**Punto Auxiliaria** è uno strumento che l'arrachio abbia modo di dare le

Sulla NORMA c'è una tabella che definisce i valori accettabili della corrente di dispersione e della corrente Ausiliaria (= corrente che l'apparecchio elettromedico deve far passare nel paziente perché svolga la sua funzione)

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

Le colletti alternate possono essere causa di microshock -

La corrente del dispergente è divisa in due navi

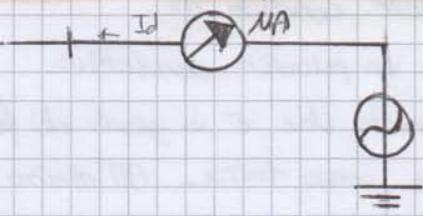
Commissione Adm  
Vaisco Terra

↳ dipende dalla pressione esterna  $\rightarrow$  lo stesso dice bisogna essere nella condizione peggiore -

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 corso di tempo avrà altre caratteristiche. Dal punto di vista d'isolamento peggiorano. Questo significa che si compia un certo apparecchio elettronico e si misurino le correnti di dispersione; queste corrente 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 varie tensioni... Questi sono altri motivi che portano al peggioramento delle capacità parassite. Per tutti questi motivi le corrente 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 basilmente inserendo un microammetero.



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 scorre 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.

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

### **RISPOSTA ERRATA →**

Tramite un Microammetero  
(si legge solo il valore, ma non misura la corrente)

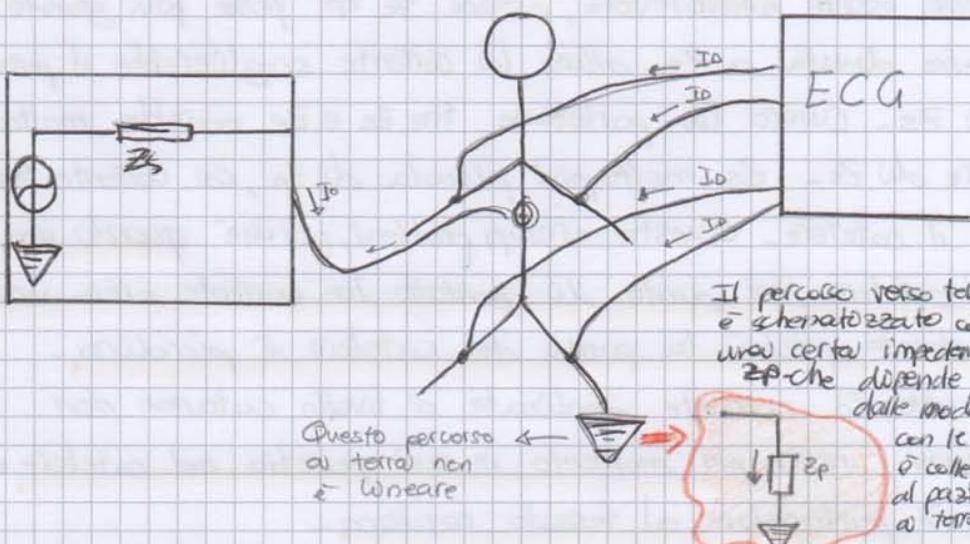
### **RISPOSTA CORRETTA →**

Tramite un misuratore di corrente di dispersione.

La causa principale del microshock è quello di ricercare nelle corrente di dispersione in uno o più apparecchi elettronici 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 -

Quell'ambiente in cui sono presenti pazienti o rischio di microshock, normalmente sul paziente sono applicati più apparecchi dotati di parti applicate. Ad esempio un elettrocardiografo.



Questo elettrocardiografo non è collegato direttamente al muscolo cardiaco; né è collegato al paziente tramite elettrodi posizionati sulla cute - Quando questo con le quali è collegato elettrocardiografo al paziente a terra - 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 questo 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 coinvolgendo la cavità cardiaca~~. Quando la quota di parte di corrente che potrebbe attraversare la cavità cardiaca sarebbe diversa da zero, ma sarebbe piccolissima perché questo segna su dandone un po' su tutta la sezione del paziente.

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

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

grande. Quando la corrente tende ad seguire il percorso da  $Z_P$ , che non crea problemi. Ecco la ragione per cui si deve usare la strumentazione CF per tutti quegli strumenti su quali sono collegati le parti conduttrive, che possono entrare in contatto con il muscolo cardiaco del paziente, è una condizione necessaria per la prevenzione del microshock.

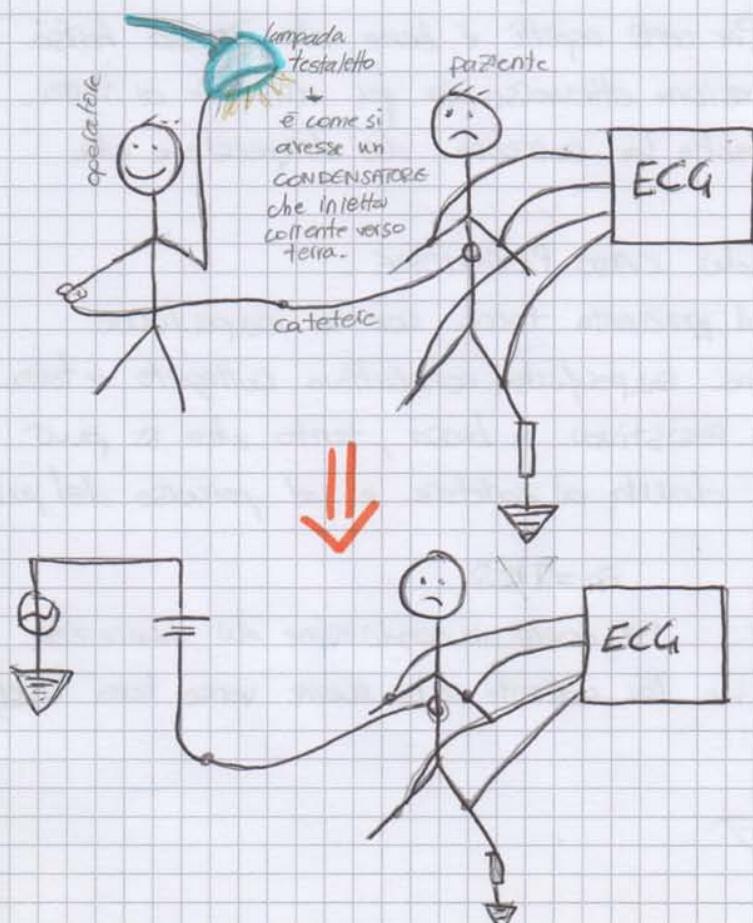
Prima condizione per prevenire al microshock è utilizzare strumento di tipo CF. Meglio ancora se si utilizzano, per tutti gli strumenti con parte applicata collegata al paziente, strumento di tipo CF.

In questa condizione si hanno due limitazioni:

- una, effettuata dallo strumento attraverso al quale la corrente tenta di richiudersi attraverso terra;
- la seconda, fatto dallo strumento che rientra; ovvero che se ecco 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 sicurezza.

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

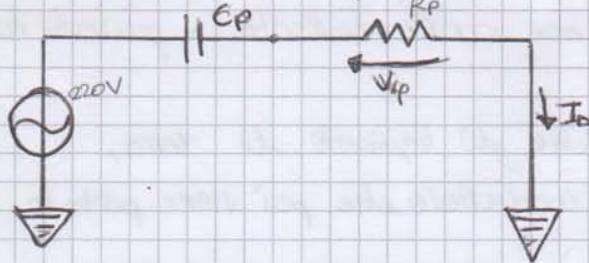
In realtà quando si capì cosa è il microshock il problema non era di tipo strumentale.



c'è il paziente sul lettino, una lampada testaletto che illumina il soggetto (paziente). Se collegassimo il riflettore a terra si scopre che scorre una corrente dell'ordine delle decine mA. 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  $I_o \leq 10 \mu A$  -

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.

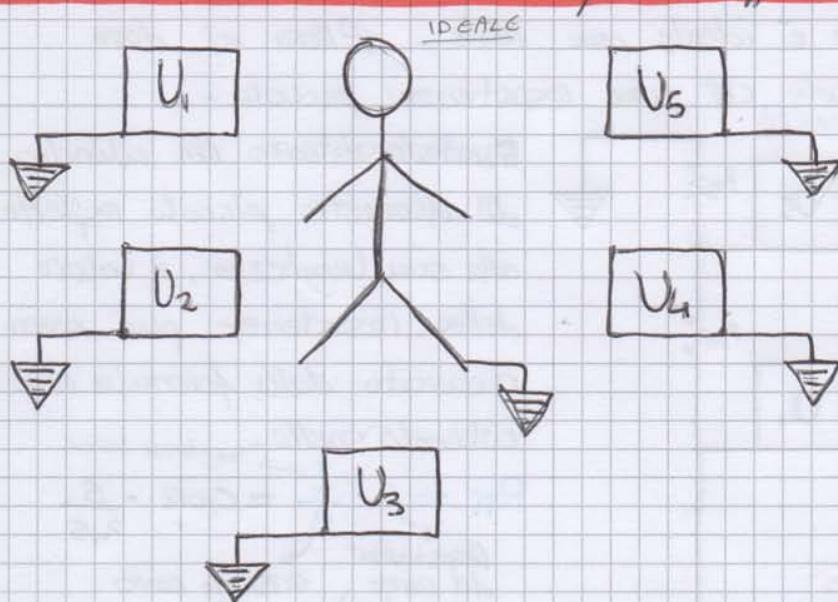
Si scopre che bastano delle differenze di potenziale molto piccole per indurre le correnti nel nodo del catetere che sono già pericolose.

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  $60 \div 70 \mu A$ .

Quando si sarebbe in condizione di pericolo per microshock.

Questa quindi è una situazione di pericolo - co si accinge 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 elettronici. Alcuni di questi apparecchi possono avere parti applicate. Questi apparecchi elettronici supponiamo che siano di classe I, in teoria dovrebbero essere tutto collegati alla terra di protezione.

Se questi apparecchi elettronici 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 armadi metallici non capita niente.

Questo perché cui capo del catetere, si ha un potenziale pari a zero. Perché lo stesso potenziale lo si trova sul paziente e allestrematamente.

Se prendiamo  $I_{DIF} = 5 \text{ mA}$   $R_T = 40 \text{ m}\Omega$

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

Questo vuol dire che, ad esempio tra  $U_5$  e  $U_4$  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  $200 \text{ nA}$  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 da questo utilizzatore alcuni potrebbero non essere degli apparecchi elettromedicali, oppure un utilizzatore guasto che può portare correnti di dispersione alte - diciari

Una corrente di dispersione dell'ordine di  $1 \text{ A}$ , si potrebbe non accorgersene - Se nell'ambiente vicino si avesse un apparecchio particolare, non si avrebbe un interruttore differenziato di  $30 \text{ mA}$ . Si dovrebbe avere interruttori differenziati con soglia più alta ad esempio di  $1 \text{ A}$ .

Tra gli apparecchi si vuole avere una dif. di potenziale che non superi i  $10 \text{ mV}$ .

Allora il nostro impianto di terra non è in grado di garantire che questi armadi 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.

Qua 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  $U_5$  siano simili abbastanza da scaglionare il pericolo di microshock.

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

Abbiamo visto come la differenza di potenziale che si genera su  $R_{T1}$  si sommi a quella che si genera su  $R_{T2}, R_{T3}, R_{T4}, R_{T5}$  per far in modo che la differenza di potenziale tra  $U_i$  e  $U_S$ , sia la somma di tutte le tensioni che cadono su  $U_1, U_2, U_3, U_4, U_5$ . È chiaro che si hanno ancora più nodi, il problema è ancora maggiore.

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

Bisogna garantire l'equipotenzialità di  $U_1, U_2, U_3, U_4, U_5$ .

Se si avesse corrente da dispersione dell'attuale dei mA in tutto 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  $\mu$ V. Così si garantisce una grossa equa potenzialità di questo apparecchio. Al più si potrebbe dire che tra due qualunque di questi apparecchi la differenza di potenziale massima sarà minore di  $80 \mu$ V. Questa è una condizione soddisfacente quando 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 tutto gli apparecchi, non solo quello elettromedico, 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 ad 12 m, ma la sezione del cavo deve essere pari ad almeno  $16 \text{ mm}^2$ .

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

La Norma da questi valori, poiché se si hanno lunghezze dei cavi minori è meglio.

In queste condizioni la differenza di potenziale sarà attorno ad  $25-30 \mu$ 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:

- o 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, cioè che non è carico speciale sia sotto interruttore differenziato.

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  $30 \text{ mA}$ . Anche in condizioni di primo guasto si può avere in uno di questi resistori, una corrente di  $30 \text{ mA}$ , di più impossibile, poiché interverrebbe l'interruttore differenziato.

# PRELIEVO DI BIOPOTENZIALI

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

Diventava 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 utilizzato 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 dei biopotenziali, gli elettrodi sono un punto importante della catena e dobbiamo sapere come trattarli dal punto di vista elettronico. Quando il primo obiettivo è quello di ricavare il modello degli elettrodi. Si usefanno 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 corporei, 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 utilizziamo:

• **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 soluto in una soluzione acquosa.

Quello che si vuole fare è uscire 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

Prel  
Biop

39

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 il 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 si 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 abbiano 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 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 comunque.

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

Il cambiamento avviene al livello di interfaccia fra 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:

- **Diffusivo** 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 lo allontanassimo dalla barretta ionica  $C^+$  non si trovano. Se in una soluzione o in un gradiente di concentrazione; in questo caso ioni che danno un 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.

- **Atrattivo**, lo ione  $C^+$  verrà attratto verso la barretta che è carica negativamente.

Si vuole vedere cosa succede quando questo transitorio è terminato.

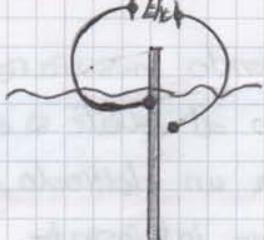
Si scopre che gli ioni  $C^+$  si sono portati nell'intorno della barretta in soluzione ad una distanza tale da far sì che la forza di tipo diffusivo e quella di tipo atrattivo siano eguali in modulo. Una tende a tirare sulla barretta (forza atrattiva) e l'altra tende ad allontanarla (forza diffusiva). 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 conduzione di equilibrio dinamico, nel senso che basta un pochino 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 attrarre verso di sé gli elettroni che sono presenti nella barretta e che sono libere di muoversi nel reticolato cristallino del metallo.

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

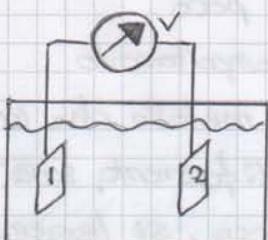
della barretta, e quando la differenza di potenziale sarà maggiore.

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



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

Però questo non è possibile perché se si prende il secondo cavo metallico e si mette in contatto con la soluzione succede come nella situazione precedente. Infatti il cavo 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 cavoletto che va in soluzione e da origine all'elettrodo 2. Mettiamo un misuratore di tensione per misurare la differenza di potenziale fra 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. Quando 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 <sup>non</sup> metallo ionizzasse di più il potenziale sarebbe più negativo. Allora questo potenziale permetterebbe di avere un'idea della 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 ricordare perché il platino, comunque nel mondo, ha le stesse caratteristiche. Quindi se si prende una retina di platino e lo si mette in soluzione, quella ionizza poco e si fa gasigolare dell'idrogeno sotto la retina di platino, le bollicine di idrogeno vanno a rivestire la retina di platino e l'elettrodo sarà simile in laboratori diversi.

Quando 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 di 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 definito elettrodo di riferimento. Quando gli diamo un potenziale di semicella nullo.

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

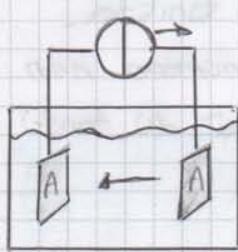
Metal and Reaction	Potential $E^\circ$ , V
Non polarizzati	
Al $\rightarrow$ $Al^{3+} + 3e^-$	-1.706
Zn $\rightarrow$ $Zn^{2+} + 2e^-$	-0.763
Cr $\rightarrow$ $Cr^{3+} + 3e^-$	-0.744
Fe $\rightarrow$ $Fe^{2+} + 2e^-$	-0.409
Cd $\rightarrow$ $Cd^{2+} + 2e^-$	-0.401
Ni $\rightarrow$ $Ni^{2+} + 2e^-$	-0.230
Pb $\rightarrow$ $Pb^{2+} + 2e^-$	-0.126
H <sup>+</sup>	0.00
Ag + Cl <sup>-</sup> $\rightarrow$ AgCl + e <sup>-</sup>	+0.223
2Hg + 2Cl <sup>-</sup> $\rightarrow$ Hg <sub>2</sub> Cl <sub>2</sub> + 2e <sup>-</sup>	+0.268
Cu $\rightarrow$ $Cu^{2+} + 2e^-$	+0.340
Cu $\rightarrow$ Cu <sup>+</sup> + e <sup>-</sup>	+0.522
Ag $\rightarrow$ Ag <sup>+</sup> + e <sup>-</sup>	+0.799
Trivaleente Au $\rightarrow$ Au <sup>3+</sup> + 3e <sup>-</sup>	+1.420
monovalente Au $\rightarrow$ Au <sup>+</sup> + e <sup>-</sup>	+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. Come l'elettrodo di Al ionizza molto di più rispetto all'elettrodo di H.

Quando se dovesse selezionare un metallo che ionizza 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.

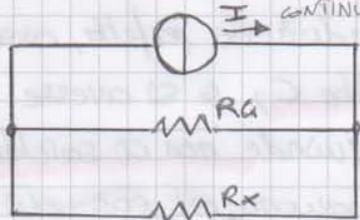
Il comportamento del piombo è molto simile al comportamento dell'idrogeno. Quando usiamo Ag in presenza di Cl, s'è formato un sale d'argento che è AgCl (cloruro d'argento) e si ha una ddp positiva di 223 mV.

Per realizzare elettrodi per bio-potenzialista, 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 fornire una corrente nel circuito esterno. Pensiamo di fare la cosa opposta, ovvero mettiamo un generatore di corrente che genera corrente all'interno della soluzione.

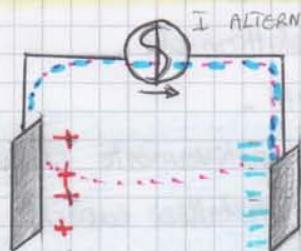
Il problema è che il generatore di corrente non è ideale. Ha una sua resistenza interna, che nel caso ideale sarebbe infinita, nel caso reale ha un valore finito.



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

Man mano che  $R_x$  diventa confrontabile con  $R_a$ , ovvero se  $R_x$  fosse uguale ad  $R_a$ , la corrente si spartirebbe egualmente in entrambi i resistori. Se  $R_x \ll R_a$  la corrente tende a scorrere tutta in  $R_x$ . Siccome questo è un generatore reale e se metto i due elettrodi in ora quello che capita è che da 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:

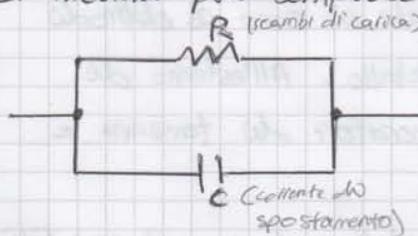


Supponiamo di avere due elettrodi di metallo che non ionizzano per niente.

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 dal 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° barella 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.

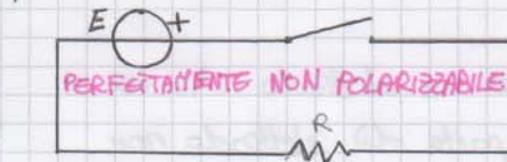
Quando il primo morsetto avrà raggiunto il suo valore positivo massimo e incomincerà a diminuire per poi diventare negativo, questo vuol dire che gli elettroni dall'esterno sono riportati sul secondo; all'interno gli ioni positivi andranno verso destra e gli ioni negativi a sinistra, ma all'interfaccia non ci saranno scambi. Questa è la corrente di spostamento.

Il modello più semplice della situazione è un modello nel quale

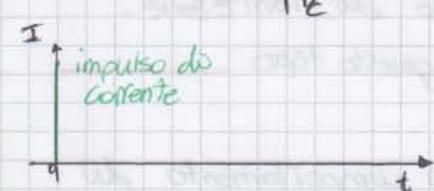
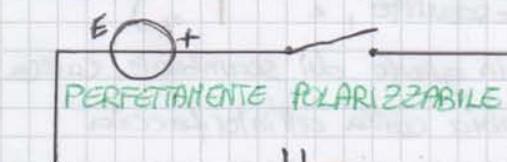


l'interfaccia tra un metallo e l'elettrolita che per quella quota a parte del fenome di scambi di carica di interfaccia modellizzata da un resistore  $R$  e per quella quota a parte del fenomeno che

quel sistema fisico può essere modellizzato nel seguente modo -



se costruiamo una cella elettrolitica



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  $\frac{E}{R}$ ,  $I = \frac{E}{R}$

con gli 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.

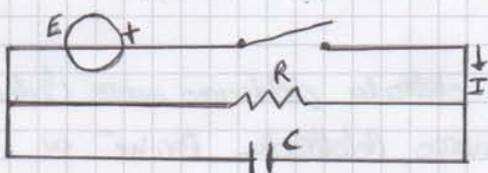
Ora, si porta sul condensatore la carica elettrica che si trova quando si applica una differenza di potenziale ai capi delle armature del condensatore.

La carica è data:  $Q = C \cdot V$  → 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 lì 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 appartenente 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 modellizza l'elettrodo.



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

E è applicata contemporaneamente ad  $R$  e  $C$ .

In questo modo si possono studiare gli effetti di  $E$ , 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: elettrodo di uno stimolatore neuromuscolare: funziona facendo scorrere all'interno del corpo umano una corrente ionica che vuol a regolarizzare 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 in contatto con il corpo umano attraverso degli elettrodi che vengono usati <sup>per</sup> una stimolazione.

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

Ci chiediamo quali tra i metalli possano essere interessanti dal punto di vista di realizzare elettrodi da porsi 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 di che fare con un elettrodo ricoperto di ossido di ferro / ferroso, quando in un'altra cosa.

Materiali che si ossidano <sup>troppo</sup> 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 elettrodo di Cd.

→ Il Nickel (Ni), ha un potenziale di semicella metà del Fe e quando 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 al molto soggetto.

→ 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 controelettrodo per elettroisturzi. La sua caratteristica è duttile e malleabile, però è tossico.

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

do realizzare elettrodo massivo in argento clorurato. Tutto questo avviene mediante Processo di sintesi: si prende della polvere di cloruro d'argento, la si comprime con pressione molto elevata a temperature dell'ordine dei 1300-1400 °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 sintetizzato, diametro di 6 mm e spessore di 2 mm, quando 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.

Elettrodo nel quale il resistore  $R$  ha un valore molto alto. Il gresso della corrente all'interfaccia tra il metallo ed elettrolita passa attraverso al 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 sintetizzato 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 elettrodo usa e getta, ha un costo da 15-20 centesimi, si utilizzano tecniche da topo:

- un substrato di acciaio inossidabile, sul quale si fa aderire uno strato molto sottile (poche  $\mu\text{m}$ ) d'argento (costa poco), su questo strato si fa aderire uno strato di argento clorurato.
- Questo procedimento da topo èletrochimico.
- se vogliamo elettrodo non usa e getta si preferisce usare argento clorurato (AgCl) sintetizzato.

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

Normalmente si chiama elettrodo in argento/l'argento clorurato, perché la base della superficie di interfaccia è d'argento. L'argento clorurato, nello elettrodo realizzato per topo chimico, è solo una copertura.

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

problemi di non linearità.

Se provassimo 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 ad 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.

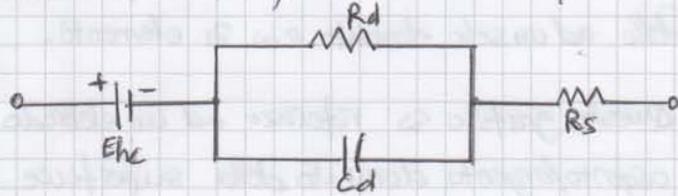
Il modulo dell'impedenza dipende dalla frequenza e tende a diminuire quando la frequenza aumenta.

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 in 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 metallico. Tutti i metalli non sono conduttori ideali, regione per cui saranno nel metallo delle perdite di tipo resistivo dovuto al fatto che la conduzione del metallo non è infinita.

mettendo 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 in 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  $C_d$  modellizzano 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 ad 30-40 kHz, ormai la corrente scorre più in Cd, come se fosse in corto circuito.

I 300 sì che si vedono sono dovuti ad  $R_s$ .

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

### Electrode - Skin Interface

Il modello d'elettrodo descritto precedentemente è abbastanza completo - si utilizzerà questo modello semplificandolo da volta in volta.

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

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

- 1) si scoprebbe che non saremo in grado di riconoscere i parametri del nuovo modello. Allora è inutile avere un modello in 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 dove 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 si può rendere conto del limite di applicabilità.

La prima approssimazione che si è fatta 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 si ricava 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 elettrodo. Allora la prima cosa che si deve fare, se consideriamo da vicino la situazione reale, è considerare un po' meglio quali possano essere le differenze tra un contatto metallo-elettrolita e un contatto cute elettrodo.

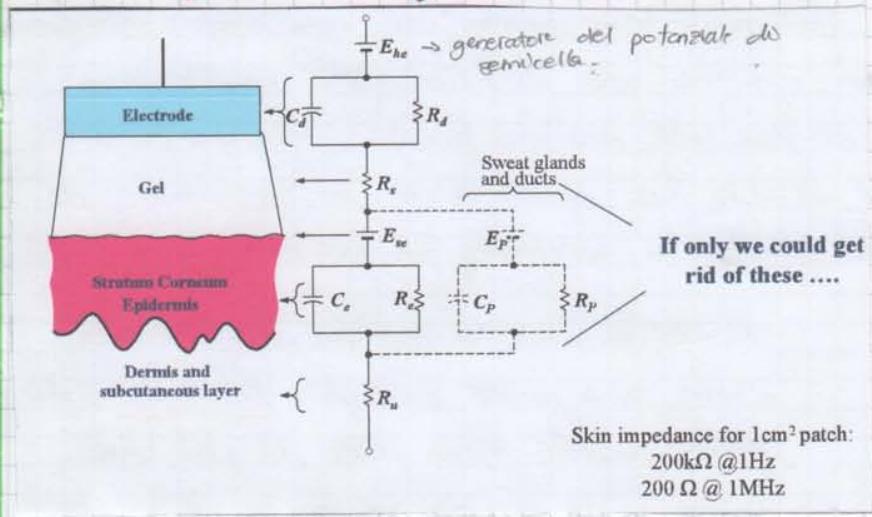
La cute è un organo abbastanza complicato; semplificando la cute è stratificata ed è costituita da 3 strati sovrapposti.

È una struttura isolante. Allora quando si fa prelevare un biopotenziale, se la regione sulla quale si posiziona l'elettrodo è una regione nella quale sono presenti i peli; sarebbe meglio rasciare 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 nel 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 conduttori, 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 gauza, 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 nel 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 electric model)



Se posizioniamo l'elettrodo sulla cute, si ottiene un'interfaccia cute-elettrodo piuttosto instabile; soprattutto se l'elettrodo è in argento clorurato. Questi hanno 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 la cute è costituita da due interfacce; ovvero si ha l'interfaccia elettrodo-gel e 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  $E_{bc}$ ,  $R_d$  e  $C_d$  ed  $R_s$  - potrebbe essere un modello, ma il problema è che non abbiamo modo di identificare il modello perché non si conoscono alcuni elementi.

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

Allora si potrebbe ricordare che in realtà è una semplice fisionomia - E si potrebbe cercare di capire ~~modello~~ qualitativi se così che noi osserveremo può essere spiegato da un modello più complesso.

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

### Motion Artifacts

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

Nel momento in cui l'elettrodo viene mosso, viene perturbata la distribuzione delle cariche nell'intorno dell'elettrodo. Se viene perturbata la distribuzione delle cariche, viene perturbato anche il potenziale della semicella. Il potenziale della semicella in un certo istante è visto come una tensione continua (nel caso in cui non è perturbato). Se viene perturbato in modo fisso 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 artefatto di movimento. Gli artefatti di movimento sono la seconda causa di fastidio quando si prelevano dei biopotenziali.

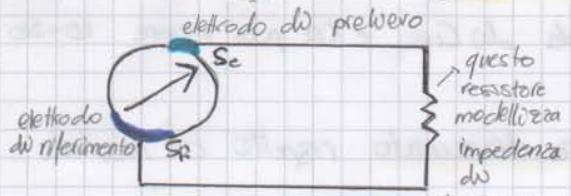
### Commonly used biopotential electrodes

Gli elettrodi usati più frequentemente sono:

- elettrodi a piastre metalliche: servono per prelievo di biopotenziali - Hanno un'ampia superficie d'otturazione delle  $10\text{ cm}^2$ . Questo elettrodo vengono utilizzato 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.

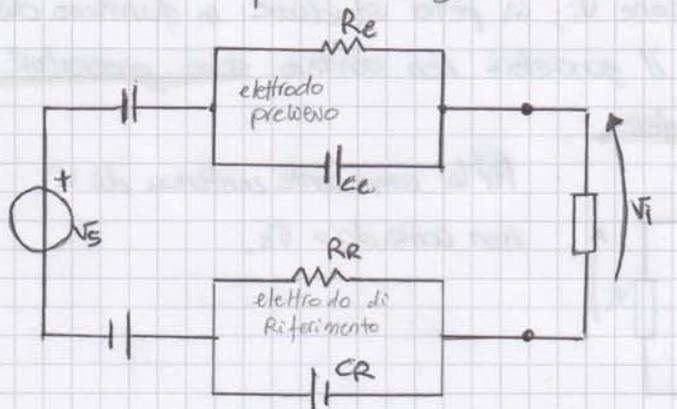
Consideriamo un tessuto biologico.



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 dell'amplificatore esterno è evidente che si devono avere due elettrodi sul tessuto biologico. (Altrimenti come si fa ad avere il percorso di ritorno). Quindi si avrà sempre due elettrodi. Consideriamo uno come elettrodo di prelavoro e uno come elettrodo di riferimento.

Sappiamo queste interfacce possono essere modellizzate dal punto di vista elettrico.

Questo sistema fisico da origine ad un modello nel quale c'è:



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

L'elettrodo di prelavoro 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 dell'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  $R_e$  sarà molto più piccola di  $R_{eR}$   $\Rightarrow R_e \ll R_{eR}$ .

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

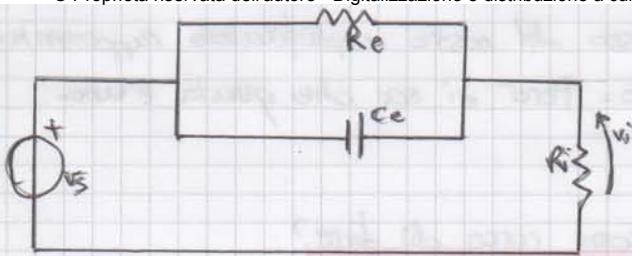
Tutto questo vuol dire che in generale l'impedenza del secondo bipolo (elettrodo di riferimento), se confrontata all'impedenza del primo bipolo, alla stessa frequenza, l'impedenza del secondo sarà molto minore, ovvero l'ammittenza sarà maggiore.  $\Rightarrow C_R + j\omega C_R = Y_R$

$$\text{regime sinusoidale: } C_R + j\omega C_R = Y_R(\omega)$$

se si fissi un certo valore di  $\omega \rightarrow R_e \ll R_{eR}$  ovvero

$$C_R \gg C_e \quad \text{e} \quad C_R \gg C_e$$

così vuol dire che per un certo valore di  $\omega$ , l'ammittenza dell'elettrodo di riferimento avrà in modulo un valore minore dell'ammittanza dell'elettrodo di prelavoro 52



Ri è un bipolo resistivo.

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

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

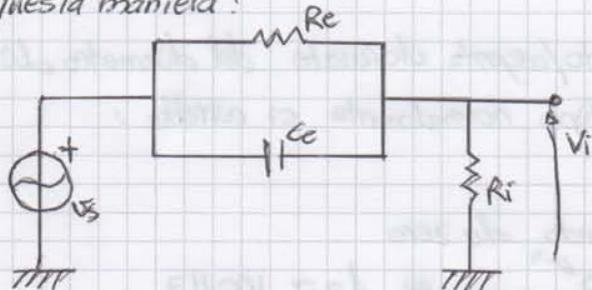
partitore di tensione

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 operatori dagli elettrodi.

### Richiami : modello interfaccia metallo/elettrodo

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



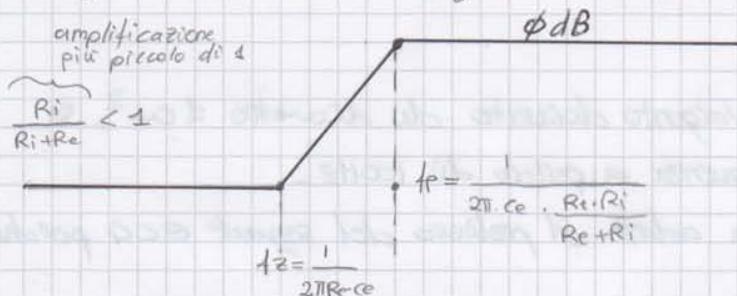
Funzione di trasferimento

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

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, quindi 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 :



Ri 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 ricadono salgano 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  $\frac{Ri}{Ri+Re}$ , però tanto più grande è  $Ri$  rispetto ad  $Re$ , tanto più il livello è prossimo ad 1 - Se  $Ri$  crescesse ancora si avrebbe una situazione del tipo :

questo è il caso corrisponde ad  $Ri$  infinito.

Adesso l'elettrodo se accoppiato ad un ampiofucatore con resistenza d'ingresso  $Ri$  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 d'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, basta vedere il termine  $\frac{Ri}{Re+Ri}$  - Quando le cose vanno bene questo termine deve essere molto prossimo ad uno (perché se fosse uguale a 1 vuol dire che  $Ri \rightarrow \infty$ ) -

Se  $Ri \gg Re$  questo termine  $\frac{Ri}{Re+Ri} \approx 0,99$  (prossimo ad uno) - le componenti frequentistiche 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 amplificato 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 da un 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  $\frac{Ri}{Re+Ri}$  - 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  $w$  si accosta ad un ordine dell'1%

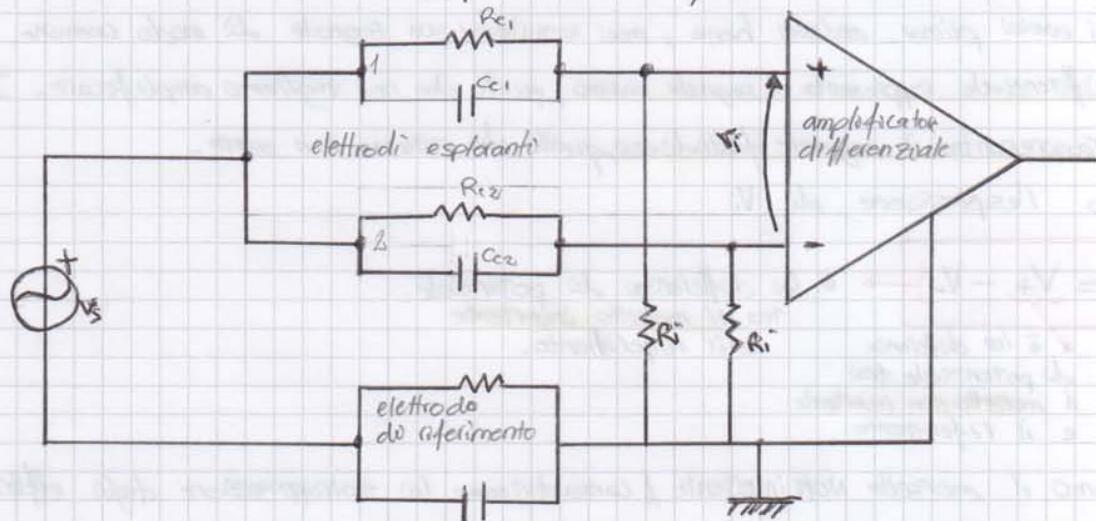
caso è l'interferenza da rete all'uscita dell'amplificatore.

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.

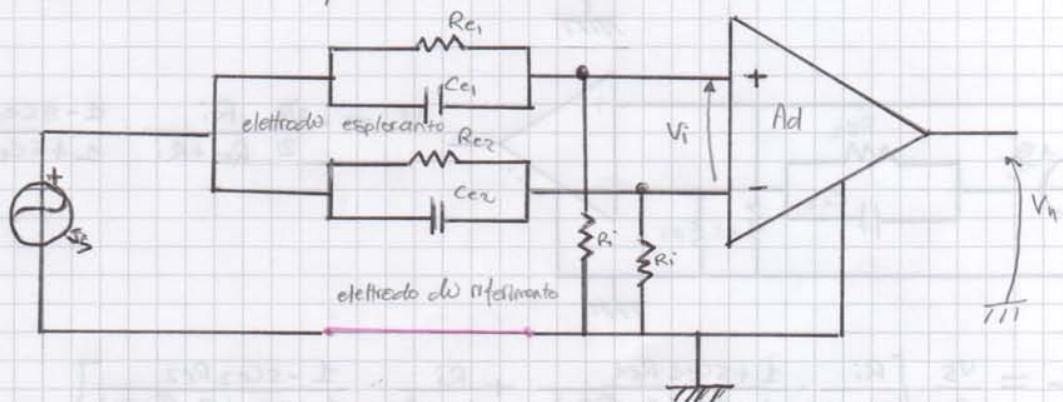


Ci sono i 2 elettrodi esploranti, l'elettrodo di riferimento, l'amplificatore differenziale.

L'amplificatore differenziale presenta una certa resistenza che è simile ai due masetti. Tali masetti sono 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'ammittenza del bipolo di riferimento è  $\gg$  dell'ammittenza 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 esplorante fossero molto simili (come normalmente è)

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

$$V_+ - V_- = \frac{V_S}{2} \left[ \frac{R_i \cdot R_e}{R_i + R_e} \cdot \frac{1 + sC_e R_e}{1 + sC_e (R_e + R_i)} \right]$$

$$V_+ - V_- = V_S \cdot \left( \frac{R_i}{R_i + R_e} \cdot \frac{1 + sC_e R_e}{1 + sC_e (R_e + R_i)} \right) \quad \text{Lo stesso risultato trovato all'inizio.}$$

Se  $R_{e1}$  e  $C_{e1}$  sono diversi da  $R_{e2}$  e  $C_{e2}$ , capita che i conti sono più complicate 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.

Succederà 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  $1\text{cm}^2$  è

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

$$R_e \cdot C_e = 40 \cdot 10^3 \cdot 40 \cdot 10^{-9} = 16 \cdot 10^{-3} \text{ secondi}$$

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

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.

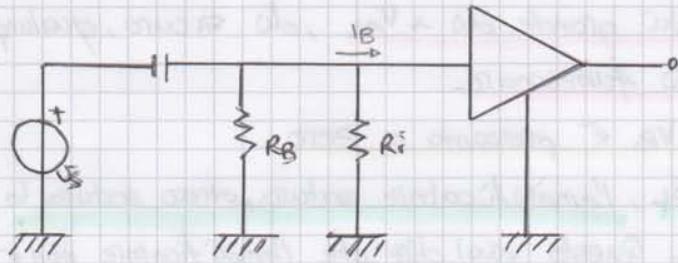
La posizione dello zero non dipende dalla superficie dell'elettrodo.

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.

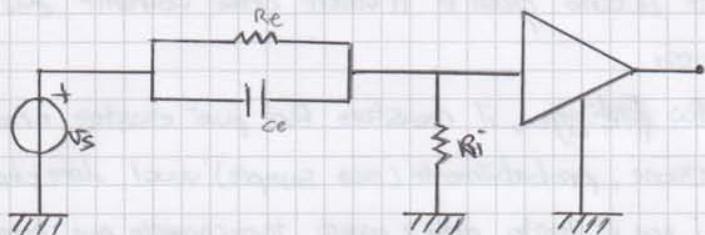
Ci sono dei casi nei quali non è possibile che le correnti di polarizzazione si richiedano a terra attraverso il generatore, perché, ad esempio, si ha un modello di questo tipo.



In questo caso si è costretti a mettere  $R_B$  e  $R_i$ , 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.

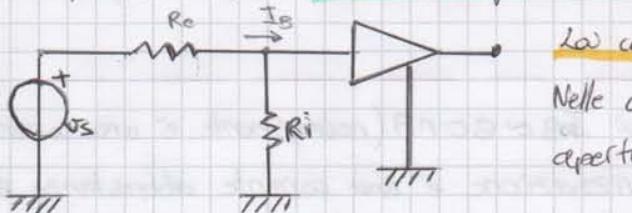
Dal punto di vista delle correnti di polarizzazione (le quali non si possono chiudere a massa attraverso  $R_i$ ) ci vuole un altro percorso.

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.



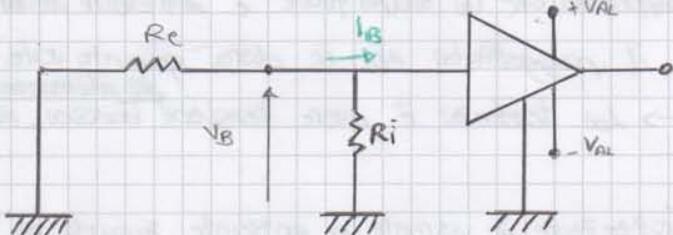
Normalmente si ha  $C_E$  ed  $R_E$

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 segnali non 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  $\rightarrow V_B = -I_B \cdot R_E$ . 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 trova 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 metto l'ingresso a massa), consente all'uscita di variare fra  $\pm 5V$ .

Supponiamo che la tensione in ingresso vista dall'amplificatore; se l'amplificatore è sensibile alle componenti continue, questa componente continua può portarla al saturazione.

Allora è difficile che la cosa accada.

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

Se l'amplificatore amplificasse di più tipo lo avrebbe in saturazione.

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

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

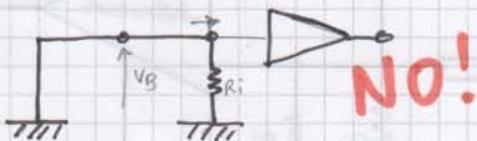
Quando consideriamo l'effetto della corrente di polarizzazione, dobbiamo tener conto del fatto che la corrente di polarizzazione può creare saturazione dell'amplificatore perché crea o saturazione dello stadio d'ingresso o crea saturazione dello stadio d'uscita.

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

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

## ERRORE PIÙ FREQUENTI

- Non considerano  $R_E$  e fanno scorrere la corrente di polarizzazione in  $R_I$ , che è un **MOLTO GRAVE** errore, poiché  $R_I$  non c'è!  $R_I$  è un elemento che modellizza la resistenza d'ingresso di quell'amplificatore. La corrente scorre tutta nell'amplificatore.



- 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.



$V_c$  e  $V_{ce}$  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 dove  $V_c$  si è usato come riferimento, il riferimento dell'amplificatore differenziale, ovvero la massa. Terra e massa sono due cose diverse.

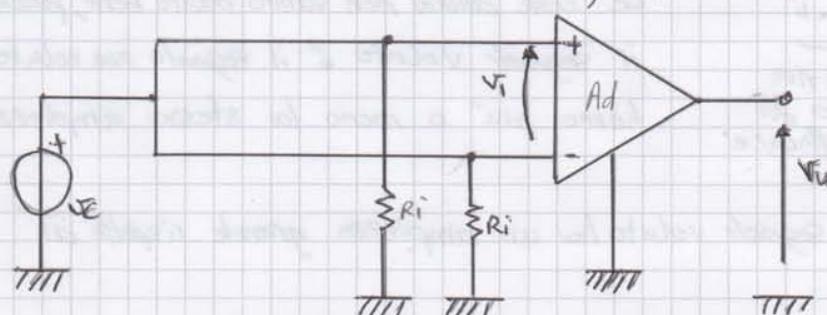
$V_p$  e  $V_c$  sono legati; ovvero è  $V_p$  che causa la presenza di  $V_c$ . Possiamo dire che  $V_c$  non potrà mai superare  $V_p$ . Siccome il legame tra  $V_p$  e  $V_c$  non è immediato. Quello che normalmente viene fatto è di considerare il caso peggiore. Ovvero dove che  $V_p = V_c$ . Tanto si sa che  $V_c$  non sarà mai più grande di  $V_p$ .

Porta spesso ai 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 capacitativi 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:

I) 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 10 kΩ. Si hanno resistenze di ingresso che sono almeno dell'ordine delle 10 MΩ. 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:

$$V_u = Ad \cdot V_i + Ac \cdot V_c$$

amplificazione di modo differenziale      tensione di modo differentiale d'ingresso      amplificazione di modo comune

Rapporto di reiezione del modo comune

$$CMRR = \frac{Ad}{Ac}$$

Un amplificatore differenziale è tanto più migliore quanto più  $Ad$  è più grande rispetto ad  $Ac$ .

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.

Averemo potuto pure dire che: (un altro metodo)

$$V_u = Ad \cdot V_i + Ac \cdot V_c$$

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  $Ad$  volte; quel segnale d'uscita corrisponde ad un segnale d'ingresso che se fosse tutto segnale buono sarebbe  $V_i = \frac{V_u}{Ad}$

Prendiamo  $V_u = Ad \cdot V_i + Ac \cdot V_c$  e dividiamo tutto per  $Ad$

$$\frac{V_u}{Ad} = V_i + V_c \cdot \frac{Ac}{Ad} \rightarrow \text{è l'inverso del CMRR}$$

$$\frac{V_u}{Ad} = V_i + V_c \cdot \frac{1}{CMRR}$$

Quindi si nota che i rapporti sono uguali

$$\frac{S}{N} = \frac{Ad \cdot V_i}{Ac \cdot V_c} \quad \text{se si divide numeratore e denominatore per } Ad$$

$$\frac{S}{N} = \frac{\frac{Ad \cdot V_i}{Ad}}{\frac{Ac \cdot V_c}{Ad}} \Rightarrow \frac{S}{N} = \frac{V_i}{V_c \cdot \frac{1}{CMRR}}$$

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  $Ac$ , diviso per  $Ad$ , corrisponde ad un segnale di modo differenziale, che se fosse presente all'ingresso darebbe un'uscita uguale a quella del segnale di modo comune.

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

In ogni possibile circostanza, tra paziente e la rete, 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 prenso 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  $V_i = 0$ .

$V_i$  (a) si trova all'uscita amplificata  $Ad$  volte. Dove  $Ad$  è amplificazione di modo differenziale dell'amplificatore differenziale.  $Ad$  è quello che amplifica il segnale brano. 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:

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

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

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

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

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

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. Quando si ha:

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

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

### ESEMPIO

$$V_{uso \Delta R_e} = V_C \cdot \frac{\Delta R_e}{R_i} \quad \text{in questo caso i due resistori che rappresentano il modo d'elettrodo, non sono uguali.}$$

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

Quando si vuol vedere l'interferenza di rete all'uscita dell'amplificatore differenziale, quest'interferenza di rete  $V_{uso}$  è dovuta alla somma di due termini. Quando si ha:

Se si considera l'espressione  $V_{ISO} = V_C \cdot \frac{1}{CMRR} \cdot AD + V_C \cdot \frac{\Delta Re}{R_i} \cdot AD$  e ci si mette nei panni del progettista che deve progettare l'amplificatore per biopotenziali, 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 ai valori dell'ordine dei  $\text{G}\Omega$ .

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 da avere uno dei due termini molto più piccolo dell'altro; ad esempio: CMRR basso ed  $R_i$  alta -

si avrebbe  $V_{ISO}$  molto elevato.

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

$$V_{ISO} = V_C \cdot \frac{1}{CMRR} + V_C \cdot \frac{\Delta Re}{R_i}$$

$$V_{ISO} = 1 \cdot \underbrace{\frac{1}{10^4}}_{100 \mu\text{V}} + 1 \cdot \underbrace{\frac{10^4}{10^9}}_{10 \mu\text{V}}$$

*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  $V_C \cdot \frac{\Delta Re}{R_i}$

e si vuole che questi due termini siano simili, se questo è vero  $V_C$  si eleziona-

$$V_C \cdot \frac{1}{CMRR} = V_C \cdot \frac{\Delta Re}{R_i}$$

Come ipotesi di lavoro si possono scegliere dei valori tali che

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

Questo è solo una suposizione che si fa.

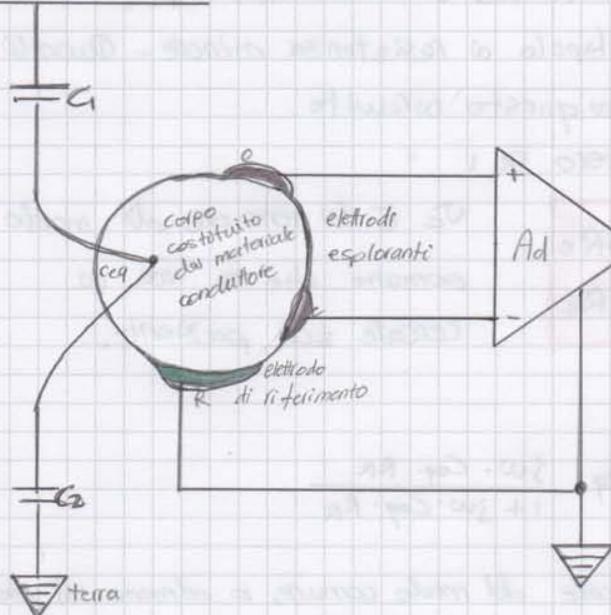
$$\text{Esempio } \frac{1}{CMRR} \approx \frac{10^4}{R_i} \rightarrow \frac{1}{CMRR} \approx \frac{10^4}{10^9}$$

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

Cerchiamo di capire in che modo il segnale presente sul paziente è trasformato in segnale di modo comune.

Partiamo dalla schematizzazione della situazione reale (fisica)

rete elettrica (220V)



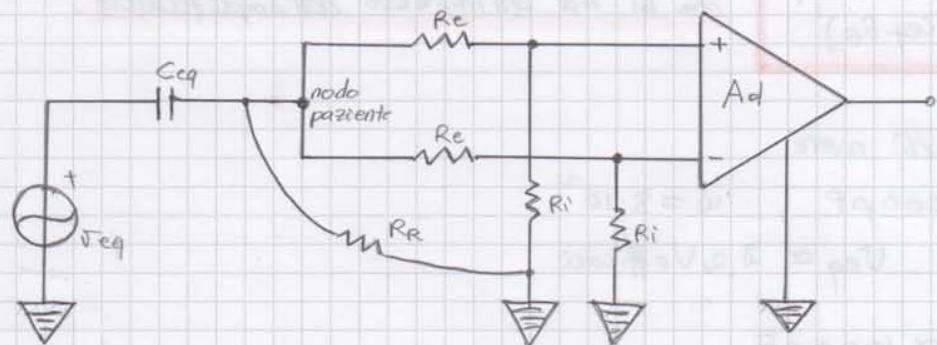
- Supponiamo che anche l'amplificatore differenziale sia riferito a terra.

- Equivalent di Thévenin del partitore  $C_1$  e  $C_2$

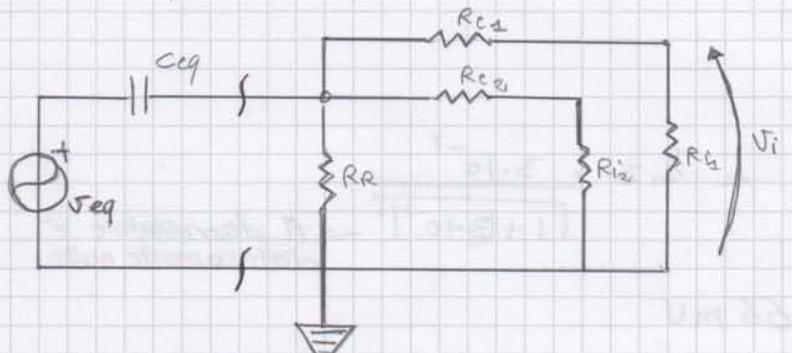
$$C_{eq} = C_1 + C_2 \text{ (parallelo)}$$

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

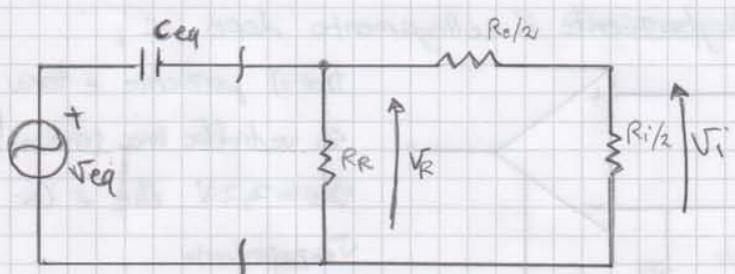
Passiamo allo schema elettrico



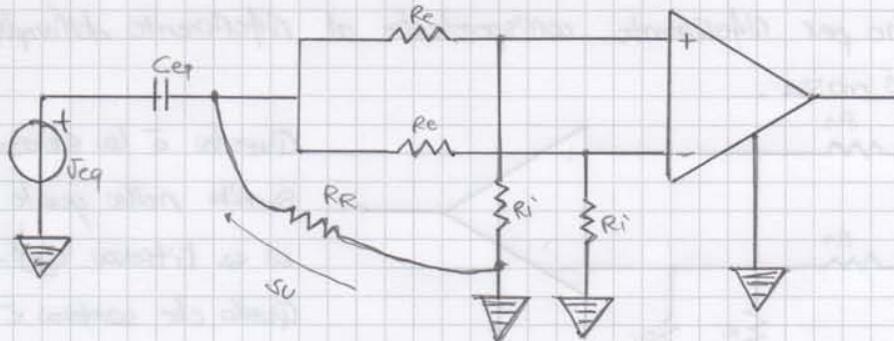
Ridisegniamo questo circuito, per comodità, in modo ordinato si ha:



se si guarda alla destra della sezione (S) si vedono 3 bipolo in parallelo. Il primo è  $RA$ , il secondo è la serie di  $(Re, Ri)$  e il terzo è la serie di  $(Re, Ri)$ . Essendo il terzo e il secondo bipolo uguali in parallelo. Allora si pensa di averne uno solo con un'impedenza la metà, ovvero con  $Re/2$  ed  $Ri/2$ .



Rerò se ricollegassimo di nuovo



la tensione di modo comune è quella che cade su  $R_R$ .

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

Si potrebbe pure avere una condizione sfavorevole in cui  $\Rightarrow$  ha

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

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

A seconda di come il segnale è accoppiato con la rete, si possono avere tensioni di modo comune sul segnale 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 ( $w \cdot C_{eq} \cdot R_R$ ) 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 quando l'effetto da un certo momento tende a condensarsi.

In generale si vogliono valori di tensione di modo comune bassi; perché se c'è bassa la tensione di modo comune sarà relativamente bassa anche l'interferenza di rete che andrà 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 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.

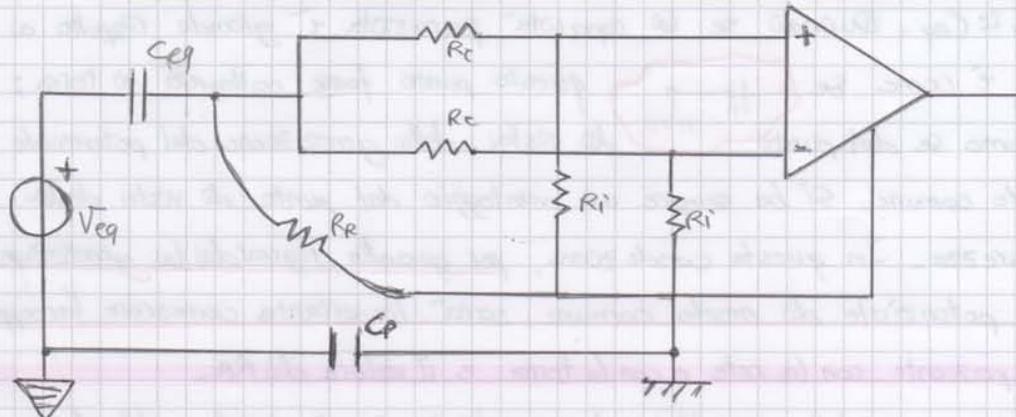
Una situazione di questo tipo, oggi non  $\Rightarrow$  trova più.

Oggi  $\Rightarrow$  trovano degli apparecchi, che sono essi B, BF, CF, hanno un riferimento isolato rispetto alla terra.

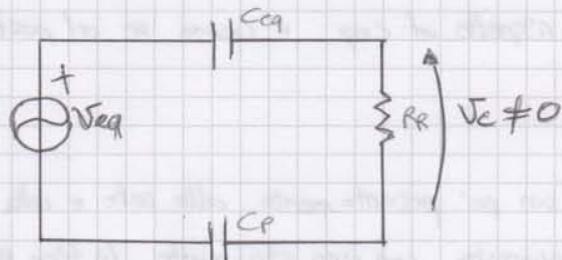
Tutto questo è troppo bello per essere vero. Quando si prova a fare una cosa di questo tipo, all'uscita si trova lo stesso l'interferenza da rete.

Quando 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 da terra.

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

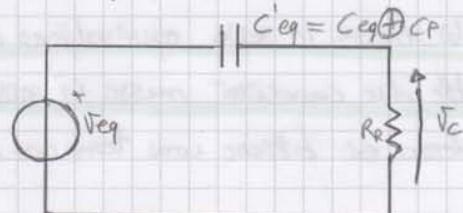


Cambiamo pure il circuito semplificato



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

In realtà questo circuito corrisponde al seguente se si considera che le due



capacità sono in serie.

$$C_{eq} = C_{eq} \oplus C_p = \frac{C_{eq} \cdot C_p}{C_{eq} + C_p}$$

$$V_{eq} = 220 \cdot \frac{C_1}{C_1 + C_2}$$

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

$$\text{è: } |V_{cl}| = |V_{eq}| \cdot \frac{\omega \cdot C_{eq} \cdot R_r}{\sqrt{1 + (\omega C_{eq} \cdot R_r)^2}}$$

A questo punto ci sono 3 condizioni:

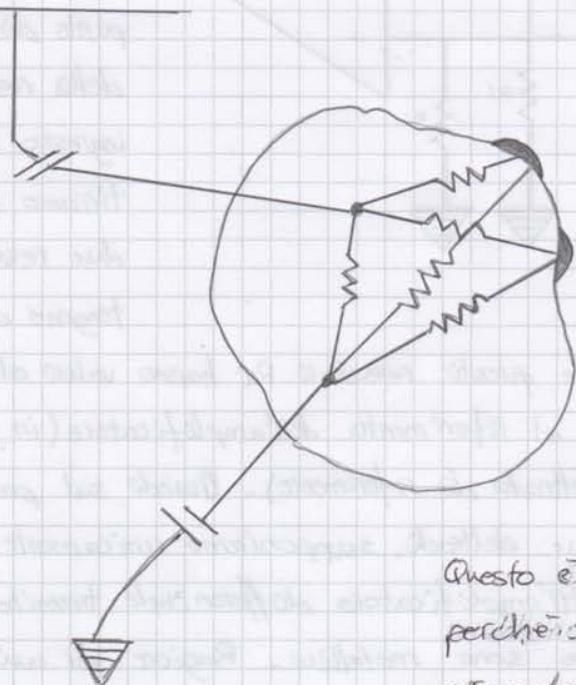
→  $C_p > C_{eq}$ : è interessante poiché è un caso limite.

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.



Le capacità verso la rete e le capacità verso terra sono collegate idealmente da una resistenza. Se ho due elettrodi che prelevo; questi due saranno collegate in figura, per cui la situazione sarà difficile da trattare.

Se dovesse trovare quanto valgono i resistori, non lo saprei fare.

Si dovrebbero fare ipotesi e conto.

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 o CMRR non infinito
- l'altra dal fatto che → impedenza di ingresso non è infinita  
→ gli elettrodo non hanno esattamente la stessa impedenza.

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

→ L'elettrodo di riferimento è responsabile della generazione del segnale di modo comune unitamente all'accoppiamento, normalmente, capacità.

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

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 amplificato 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  $C_p$ ; perché se sono uguali il segnale di modo differenziale sarà nullo (ovvero sarebbe nullo se fossero uguali le  $R_E$ ).

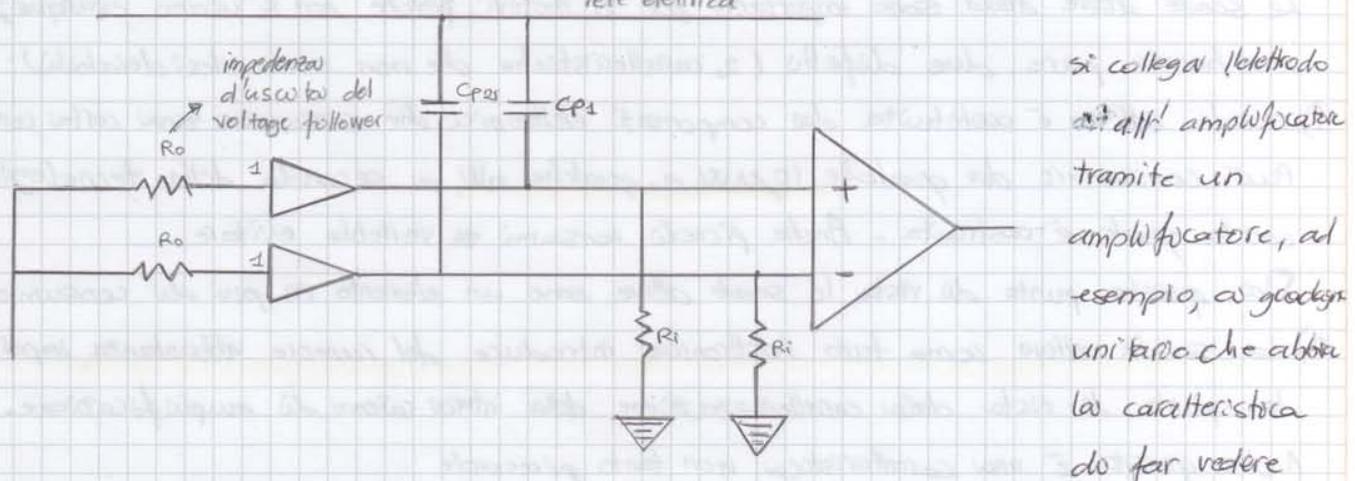
Si deve fare in modo che le due  $R_E$  siano molto simili e che le due capacità siano pure molto simili. Affinché siano simili, normalmente, si usano cavi non troppo lunghi per avere valori bassi di  $C_p$  e li si infilano per avere valori simili. Così i due cavi occupano una posizione nello stesso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

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

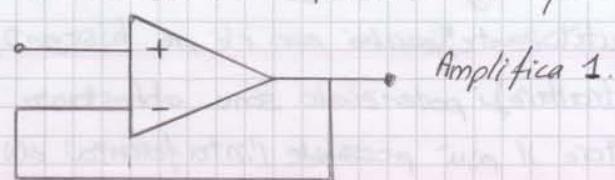
→ Rendere  $R_E$  piccolo → Preparare bene la cute, uscire degli elettrodi con una superficie di contatto abbastanza grande.

Ci potrebbe essere una soluzione completa del problema se si pensa di avere

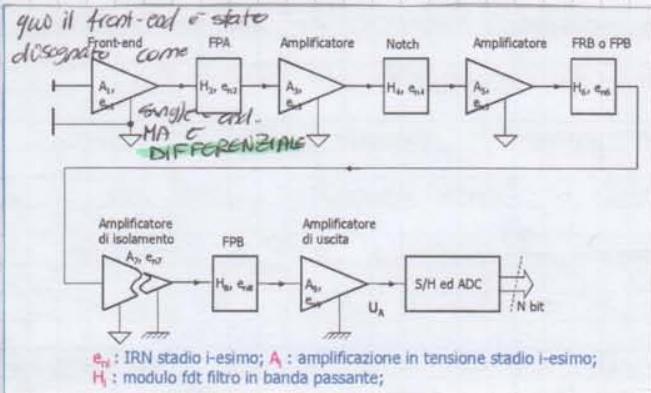
rete elettrica



verso l'elettrodo un impedenza di ingresso molto grande e guardando nella sua uscita fa 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 biopotenziali.

Una catena di amplificazione per biopotenziali 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 importante della qualità del front-end. Ragione per cui, la cosa importante, sono poche caratteristiche di questo filtri e amplificatori. È importante il come sono stati inseriti nella catena e in poche caratteristiche che sono principali, di cui ognuno deve bloccare.

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

È successo che chi ha progettato ha tenuto conto solo di alcune caratteristiche importanti dell'amplificatore, ma non sufficienti 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 da 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 ciascuno dei blocchi al suo interno contiene dei componenti elettronici attivi e passivi. Quindi ciascuno 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 A1, si trova del rumore (no interferenza di rete), ovvero al segnale è sovrapposto del

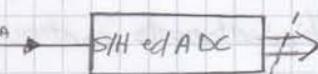
Tutti gli amplificatori per biopotenziale forniscono il segnale in uscita ad un sistema di calcolo e glielo forniscono in forma numerica.

Questo è una catena di amplificazione per biopotenziale tradizionale.

Ma se volessimo progettare amplificatori a bassissimo consumo, al momento 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.



Per sapere quanto amplifica la catena ci devono essere 2 cose:

- Ampiezza del segnale che si deve amplificare, quando 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.

$$A_{tot} = \frac{D/A/D}{D/S/I}$$

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 quali elettrodi si usano.

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

Se si ha di 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?

$$A_{tot} = \frac{D/A/D}{D/S/I} = \frac{5V}{5mV}$$

$$A_{tot} = 1000V$$

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,  $(\text{en}_1 \cdot A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2$ . 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:

$(\text{en}_2 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2$  contributo di  $\text{en}_2$  all'uscita della catena;

$(\text{en}_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2$  contributo di  $\text{en}_3$  all'uscita della catena; ...

... contributi fino ad arrivare ad

$(\text{eng} \cdot A_9)^2$  contributo di  $\text{eng}$  all'uscita.

Supponiamo che gli  $\text{en}_i$  non siano valori molto diversi (Questo è un'ipotesi abbastanza vera.). Quando gli  $\text{en}$  sono simili.

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

Questo significa che  $\text{en}_1$  viene moltiplicato per l'amplificazione totale, così si ha  $(\text{en}_1 \cdot A_{\text{tot}})^2$ ;  $(\text{en}_2 \cdot \frac{A_{\text{tot}}}{A_1})^2$ ; ...;  $(\text{eng} \cdot \frac{A_{\text{tot}}}{A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7})^2$ .

Questo 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  $\text{en}_1$  è, per esempio, 100 volte maggiore della potenza dovuta ad  $\text{eng}$  (in un'ipotesi dove  $A_{\text{tot}} = 10$  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 combinazione più favorevole?

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

In questo caso si ha  $(\text{en}_1 \cdot A_{\text{tot}})^2 + (\text{en}_2)^2 + (\text{en}_3)^2 + \dots + (\text{eng})^2 \Rightarrow$

$$(\text{en}_1 \cdot A_{\text{tot}})^2 + (\text{en}_2)^2 + (\text{en}_3)^2 + \dots + (\text{eng})^2$$

Il rumore proviene principalmente dal primo stadio (sempre nell'ipotesi che  $\text{en}_1, \text{en}_2, \text{en}_3, \dots$  siano nello stesso ordine di grandezza).

In questa combinazione tutto gli altri stadi danno una potenza di rumore che non è amplificata. L'unica amplificata è quella del primo stadio. Allora se  $A_{\text{tot}}$  non si può fare niente, ma quello che si può fare è agire sul primo stadio per rendere più piccolo possibile  $A_1$ .

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

Ci si rende conto che, se si hanno valori di  $A$ , per dare che il grossso 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 ai segnali sono sovrapposti dei disturbi.

Ad esempio, la differenza dei potenziali di semicella ( $\Delta V$ ) 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 in saturazione.

Allora, prima di mettere lo stadio successivo, si abbattere il disturbo che crea problemi. La differenza di potenziale di semicella è una tensione continua e lo si abbattere 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 ai sottovari 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 cioè 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 abbatta l'interferenza di rete. All'uscita di questo filtro, se fosse ideale, si avrebbe solo il segnale buono, senza tracce della diff. di potenziale di semicella e senza tracce dell'interferenza di rete.

Si potrebbero avere ancora altri disturbi che dipendono dal tipo di registrazione die si fa. Allora ci si deve accettare che gli altri disturbi amplificati per  $A_5$  non portino  $A_5$  in saturazione e si introduce un filtro che abbatta questi disturbi.

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 prelevare il bipotenziale

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 frequentiali 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 dai segnali ai segnali -

- 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 al livello internazionale che deve estendersi almeno dai 100 mHz a 125 mHz; questa è la minima che qualunque elettrocardiografo commerciale deve garantire.

- Nel caso del segnale d'eletrogastrografo, segnale generato dallo stomaco durante il suo funzionamento. Può avere una banda dai 2 mHz ai 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 dai 100 Hz a qualche KHz.

con questi esempi si nota che ci sono segnali molto lenti, segnali con banda compresa al di sotto di 100Hz, 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 deterministica si preferisce dare all'ampiezza del segnale in termini di valori 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) 10mV. 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 10mV, 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 detta abbastanza della popolazione.

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

Oltre alle onde P, QRS, T, U ci sono degli intervallo e dei segmento.

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) coincide con l'inizio dell'onda R.

Dal punto di vista fisiologico rappresenta il tempo necessario perché la depolarizzazione degli atri si trasferisca, dagli atri al ventricolo. 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 marcitore 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 intervallo. Dei segmenti ci interessa il livello.

Per esempio, se ci interessa 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 qualcosa sul tempo necessario perché si manifesti la depolarizzazione dei ventricoli.

L'intervallo QRS non ha una durata fissa uguale per tutti, ma all'interno del grata è stabile (tipicamente è fra i 90-150 ms).

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

**Intervallo ST** è quello che intercorre tra la fine della depolarizzazione dei ventricoli e la fine della ripolarizzazione dei ventricoli. Quando c'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 fra 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

da 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, in dimensioni accettabili, il segnale di soggetti che hanno il segnale ECG ampio.

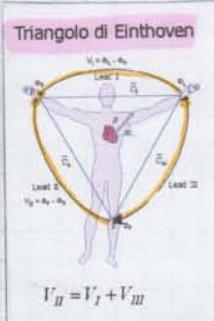
Quindi un qualunque amplificatore per elettrocardiografia standard, consente di scegliere tra 3 valori di amplificazione:

- 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 Metà 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 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  $V_I$ ,  $V_{II}$ ,  $V_{III}$ , sono linearmente indipendenti e la terza è combinazione lineare degli altri due. E ovvero la somma di  $V_I + V_{II} + V_{III} = 0$ .

Perché dobbiamo considerare 3 derivazioni se quelle linearmente indipendenti 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) quelle di Wilson

$$\left. \begin{array}{l} AV_L = \phi_L - \frac{1}{2}(\phi_R + \phi_F) = \frac{3}{2} V_L \\ AV_R = \phi_R - \frac{1}{2}(\phi_L + \phi_F) = \frac{3}{2} V_R \\ AV_F = \phi_F - \frac{1}{2}(\phi_L + \phi_F) = \frac{3}{2} V_F \end{array} \right\} \begin{array}{l} \text{sia un'ampiezza del} \\ \text{50% maggiore} \end{array}$$

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 questa ultima derivazione poiché il segnale è piùampio.

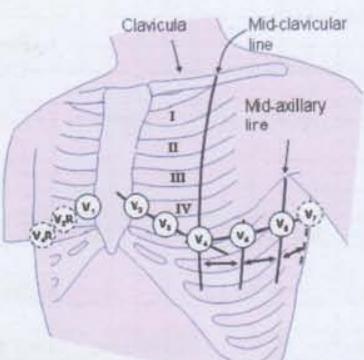
Oggi, quando si va a fare un elettrocardiogramma, si posizionano 4 elettrodi agli arti. Quando si fa la registrazione vengono riportate 6 derivazioni che sono I-II-III e  $AVR - AV_L - AV_F$ . Questo elettrocardiogramma prende il nome di elettrocardiogramma a 6 derivazioni (elettrocardiogramma relativo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

**Domanda trabocchello:**

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.

V1 si mette al fianco dello sterno ad destra in corrispondenza del 4° spazio intercostale. Questo è l'unico elettrodo che viene messo ad destra.

V2 è simmetrico a V1 ma ad sinistra.

V4: 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 V4.

V3 è a metà della distanza tra V2 e V4.

V6: si prende la linea mido-ascellare e si scende giù con una linea lungo il torace perpendicolare al suolo, finché non incontra il 6° spazio intercostale e qui va V6.

V5 è a metà tra V4 e V6.

Alle volte si mettono altri elettrodi ancora più posteriormente come V7 o si mettono elettrodi ad destra V3R e V4R.

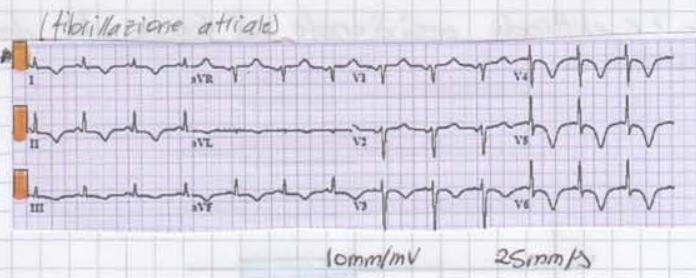
Il tecnico, che prepara il soggetto per il tracciato, fa posizionare gli elettrodi

## 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 da 10mm/mV, e viene riportata anche la velocità di scorrimento della carta da 25mm/s. Queste due indicazioni permettono di vedere il tracciato con i valori standard.

Se o usuário é chefe de família,  (sempre é) é lido

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

Questo è importante perché vuol dire che i canali dell'elettrocardiografo sono fatto correttamente. Cioè una deflessione di 1mV dei segnali in ingresso porta ad una deflessione di 10 mm 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 V<sub>1</sub>-V<sub>2</sub>-V<sub>3</sub>-V<sub>4</sub>-V<sub>5</sub>-V<sub>6</sub>.

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 20 blocchi di ingresso.

Il primo blocco è

collegato ad 4 elettrodi

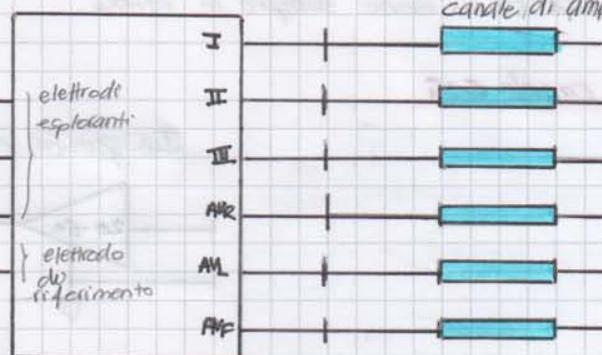
## goal oriented

quali sono le

Yan Wen

## 6. Activation

relative ag w



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 sono collegate agli elettrodi; si ha circuiteria necessaria per ricostruire dai 4 elettrodi le 6 derivazioni agli arti (in forma analogica) (Figura 1).

quello che si vuole sapere è quanto 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 punti.

Per quanto riguarda i canali verticali della stampantina, hanno una loro sensibilità.

La tensione al questo punto  $U_A \rightarrow \boxed{S/H ADC}$ , 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 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 al potenziale 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 saturarsi.

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 somma di potenziale di semicella di tutto 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.

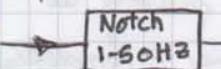
L'interferenza di rete è fastidiosa perché crea questo segnale, che è amplificato da un amplificatore ~~lavoro~~ ~~banda~~ passante va da 50Hz solo fino a 30Hz. Quando la componente a 50Hz è già in parte attenuata.

Qui rende difficile l'interpretazione della lettura dell'onda P e T.

L'interferenza di rete è al più riferito all'ingresso dell'ordine dei 100-200  $\mu$ V, se si è fatto bene i conti e messo bene gli eletrodo.

Supponiamo che il front-end amplifichi 25; 100  $\mu$ V vuol dire che all'uscita del front-end si ha 2,5 mV. Si ha un segnale sinusoidale sotto che oscilla fra  $\pm 2,5$  mV da poco. All'uscita del FEA il segnale è alterato.

All'uscita dell'amplificatore  $\rightarrow 25$ , supponiamo che amplifichi 5, si ha un segnale di interferenza di rete tra  $\pm 10$  mV. Non è tanto dal punto di vista del pericolo di saturazione.

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

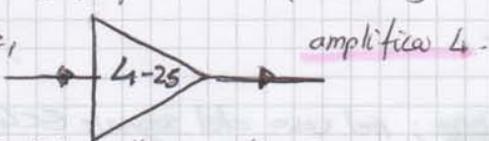
Questo vuol dire che in termini di ampiezza, l'interferenza di rete viene ridotta ad 1/100. Quelli che erano 10 mV sono ridotti a 100  $\mu$ V.

Il segnale ECG è stato amplificato  $25 \cdot 5 = 125$  volte. Quindi i 100  $\mu$ V dell'ordine sono diventati  $100 \cdot 125 = 12$  mV. Mentre i 100  $\mu$ V riferito in ingresso dell'interferenza di rete sono stati abbattuti dal filtro Notch e sono rimasti circa  $1/100 = 0,01$  mV. Risultato, il segnale è stato amplificato di 125 volte, l'interferenza di rete non è stata amplificata poiché 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 FBB 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 dare il perché.

**ESEMPIO** Front-end → amplificazione 25 perché per non avere problemi a causa della differenza di semeccia (fino a  $\pm 50mV$ )

Filtro passa alto FPA → frequenza di taglio, normalmente 100 Hz, però si può scegliere anche sotto 50Hz o 1 Hz. Questo filtro c'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.

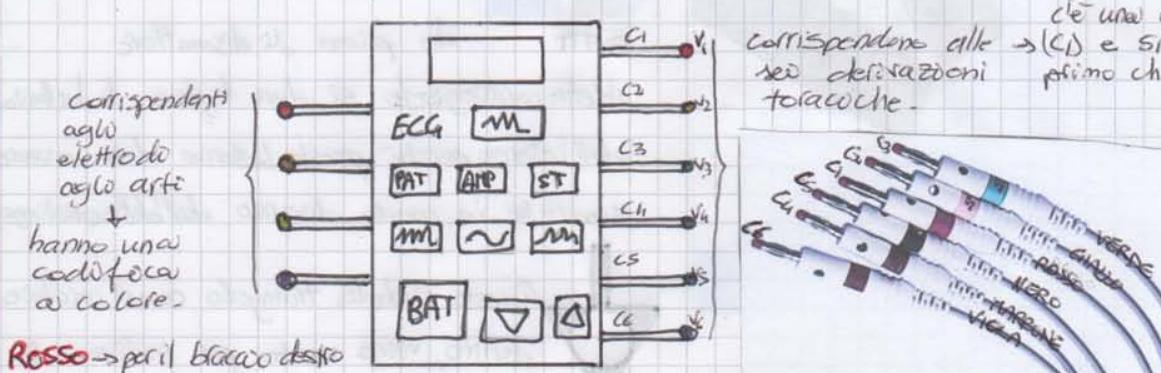
Quest'ultimo blocco che contiene quello che fa il campionamento e il convertitore ADC che converte la tensione analogica in una parola digitale, della quale dobbiamo sapere la lunghezza che definisce il numero di livello sul quale il segnale è. Se la parola ha la lunghezza  $n$ , il numero di livello è  $2^n$ .

Esempio, se si ha una parola di 8 bit, il segnale viene convertito in 256 livelli. Normalmente si cerca dai 8 ai 14 bit,  $\rightarrow 14 \text{ bit} \approx 16000 \text{ livelli}$ .

(Questo blocco può arrivare fino a 22 bit che sono circa 4 milioni di livelli)

Maggior è il numero di livelli, meglio 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.



c'è una codifica a colore  
corrispondente alle (C1) e si indica solo il  
sele derivazioni primo che è Rosso.

gruppo di cani  
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

questo cani poi sono attivati così che seguano

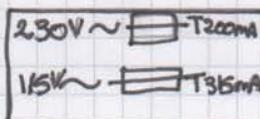
lo stesso percorso

la stessa codifica la si

trova sui cavi dell'elettrocardiografo



hanno una lunghezza maggiore  
e sono contenuti in un  
unica guaina.



Questo 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 230V allora si devono usare fusibili rapidi (T) da 200mA. Se invece si avesse 115V (presupposto USA) il fusibile rapido deve essere da 315mA.



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	ESAOOTE	⑥ Model:	P. 80
②	2002	5) cod. 974	
③	09855	6) 230V~50-60Hz	
④		⑦ 28 VA	CE 0123
⑤			

L'etichetta che contiene:

- 1) indicazione produttore
- 2) anno di fabbricazione apparecchio
- 3) numero di matricola dell'apparecchio } molto importante in caso di guasti
- 4) modello apparecchio

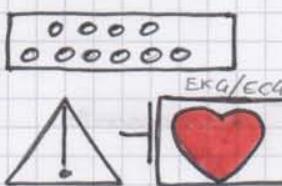
5) codice

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 avallato la dichiarazione di conformità dell'apparecchio.

### Lato destro apparecchio



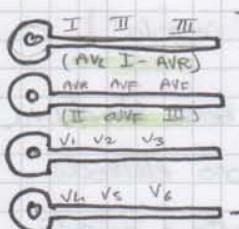
→ Ricettacolo cavo d'ingresso dove viene collegato il cavo di elettrodi

Ci sono due indicazioni:

simbolo leggere manuale d'uso e l'indicazione del tipo del bip.

L'apparecchio è di tipo CF perché dà 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'elettocardiografo



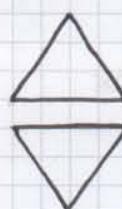
indicano le predisposizioni per le varie derivazioni. Le derivazioni vengono osservate in un modo standard:

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**: AVL, I derivazione e AVR con polarità invertita; II derivazione, AVF e III derivazione.

Per alcuni aspetti **Modalità Cabrera semplifica la diagnosi**.

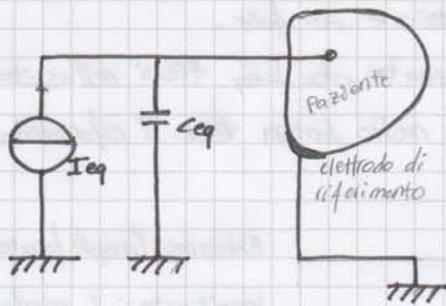


permettono di scegliere le derivazioni che si vogliono usare.



Possibilità di mandare la macchina in automatico; e farà vedere tutte le derivazioni.

Consideriamo la situazione:



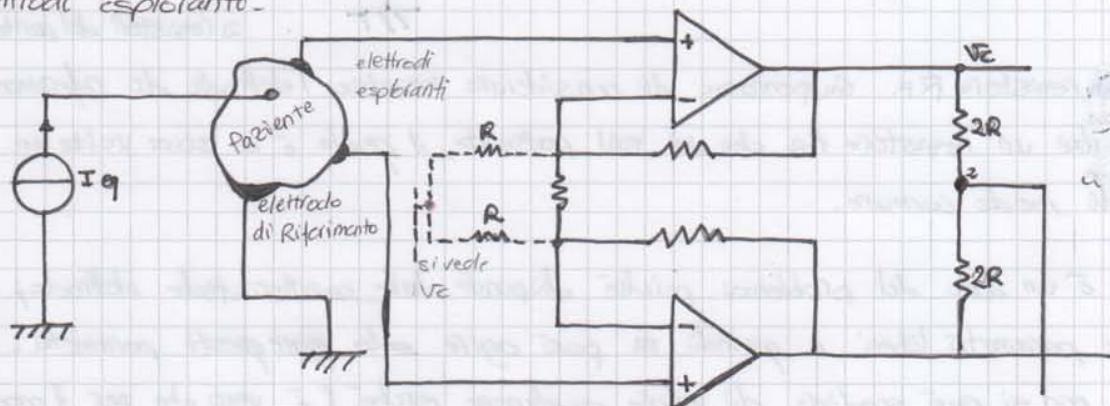
Il paziente è riferito alla rete attraverso le capacità  $C_1$  e  $C_2$ ; le queste accoppiamenti lo consideriamo attraverso il circuito equivalente di Thévenin ( $C_{eq} = C_1 + C_2$ ).

In questo caso lo consideriamo con il circuito equivalente di Norton, in cui si ha un generatore di corrente. Nel caso di Norton l'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.

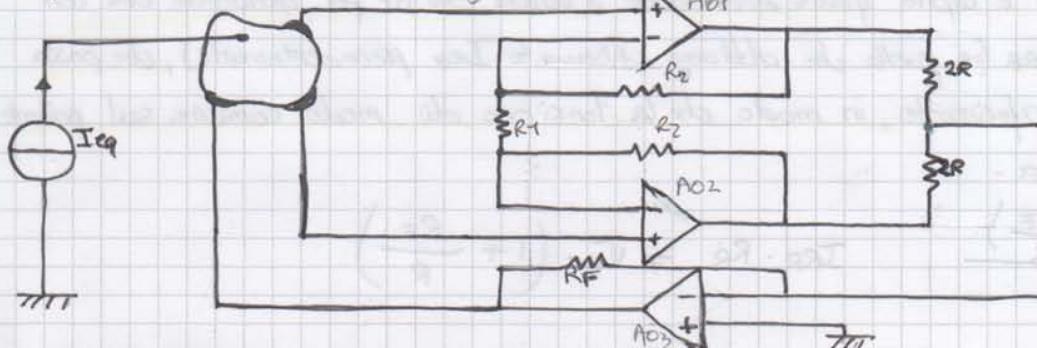


Quando si viene a creare il segnale di modo comune sul paziente; questo segnale è presente anche qui in uscita. Allora i due resistori  $2R$  non sono percorsi da corrente, e quindi la tensione su questi resistori è nulla. Pertanto in questo punto • è riferimento si vede la tensione  $V_c$ .

Quando si ha lo studio di ingresso dell'amplificatore, si hanno due possibilità diverse di avere al dispositivo il potenziale di modo comune  $V_c$ . Il 2° punto è possibile solo quando sono disponibili i due morsetti, e non è sempre possibile perché 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 controfase rispetto al segnale di modo comune.



sul paziente un segnale che è in controfase rispetto al segnale di modo comune.

Quindi si può dire che

$$V_C = \frac{IRR \cdot RR}{\left(1 + \frac{RF}{R}\right)}$$

RR è dato perché è la resistenza dell'elettrodo di riferimento  
IRR è dato perché deriva dall'accoppiamento verso la rete del paziente.

Se vogliamo rendere piccola  $V_C$ , si deve rendere grande  $\frac{RF}{R}$ .

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.
- Quando 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  $RF$  troppo grande.

Ricaviamo  $RF$

$$RF = \left( \frac{IRR \cdot RR}{V_C} - 1 \right) \cdot R$$

dove essere positivo, poiché è la resistenza di un resistore reale

Essendo gli altri due termini positivi, allora anche questo deve essere maggiore di zero

questo vuol dire che  $\frac{IRR \cdot RR}{V_C} > 1$

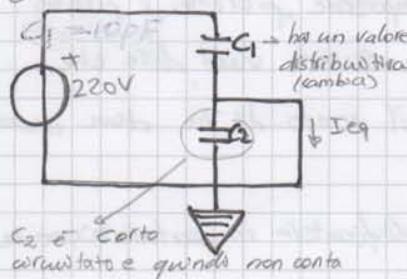
$$IRR \cdot RR \geq V_C$$

condizione che si deve soddisfare per poter avere un valore positivo di  $RF$ . È una condizione ottima.

Dovendo scegliere il valore di  $RR$  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  $I_{eq}$ ; trascuri  $C_{eq}$  e che tutta la corrente fornita dal generatore entra nel paziente.



se usiamo i soliti valori:  $C_1 = 10 \text{ pF}$

chiediamoci qual'è la corrente del circuito; ovvero la corrente che scorre nel momento in cui il partitore è chiuso in corto circuito.

$$I_{eq} = \frac{U}{C \cdot \tau} = 0,65 \mu\text{A}$$

Quando facciamo il progetto dell'amplificatore, si deve tener conto che sul paziente ci saranno collegati altri apparecchi, ad esempio di tipo CF; quest'apparecchio nel paziente può fornire una corrente di dispersione che, se l'apparecchio funziona bene, può arrivare a  $10 \mu\text{A}$ .

Normalmente, quando si fa questo tipo di dimensionamento  $IRR \approx 10 \mu\text{A}$  che è una scelta arbitraria.

Ma ci possono essere situazioni in cui il valore di  $IRR$  è più grande.

Riprendiamo l'espressione iniziale di IRR

$$\text{IRR} = \frac{V_C}{V_U} \cdot \frac{1 + RF}{R}$$

$$V_C = \text{IRR} \cdot \frac{RR}{1 + \frac{RF}{R}}$$

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 dc molto comune 10 volte più grande; poter non sarà limitata a 2mV, ma a 20mV. La cosa importante è che il circuito continua a funzionare; questo accade fin tanto che la relazione  $\text{IRR} \cdot RR > V_C$  è vera.

Adesso abbiamo IRR 10 volte più grande; RR 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

$$V_U = -V_C \cdot \frac{RF}{R} \quad V_U = -20 \cdot 10^{-3} \cdot 50 \rightarrow \begin{cases} \text{Se } RF = 1M\Omega \\ R = 20k\Omega \end{cases}$$

$V_U = 1V$  di picco (sinusoidale)

→ Questo valore va bene se l'amplificatore è alimentato, ad esempio, tra  $\pm 5V$  (si)

→ Il valore non va bene se l'amplificatore è alimentato tra  $\pm 1V$  (No)

Le verifiche da fare sono:

- Se la relazione  $\text{IRR} \cdot RR > V_C$  continua ad essere vera  $\Rightarrow$  se cresce IRR la relazione continua ad essere vera.
- Verifica della sua tensione d'uscita -

→ Se  $RF = 10M\Omega$  il rapporto  $\frac{RF}{R}$  sarebbe = 500

In questo caso

$$V_U = -V_C \cdot \frac{RF}{R} = -2 \cdot 10^{-3} \cdot 500$$

Anche in questo caso la dinamica viene rispettata e le cose non cambiano.

→ Se si avesse un elettrodo scadente, si devono vedere le stesse cose delle in precedenza.

Quando il soggetto non è in grado di camminare, l'alternativa è l'uso del cycloergometro. Invece di far camminare il soggetto lo si fa pedalare. Anche qui esistono dei protocolli che prescrivono la potenza che il soggetto deve eseguire per mantenere la pedalata come richiesto.

L'elettrocardiografo è in grado di essere collegato al cycloergometro 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 potrebbe esserci più artefatti dal movimento.

L'elettrocardiografia sotto sforzo consentono di applicare filtri passa alto che salgono un po' di più come frequenza rispetto all'elettrografia di base. Le frequenze di taglio possono arrivare pure ad 1Hz. 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 atti superiori. Hanno la possibilità di far girare le maniglie, facendo ruotare il volano. È una sorta di cycloergometro che viene attivato dalle braccia.

Elettrocardiografia sottosforzo 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. Avengono in condizioni particolari e non si riesce di studiarle con ECG tradizionale.

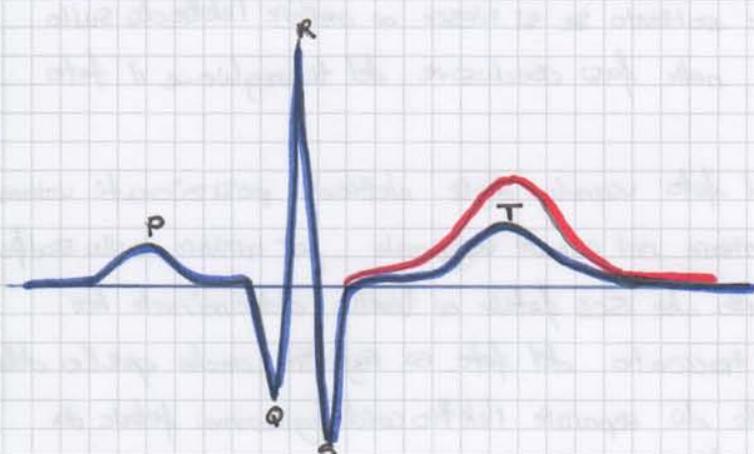
Il concetto è rendere possibile la registrazione del segnale elettrocardiografico per tempi lunghi (24-48 ore). La registrazione per tempi così lunghi deve permettere al soggetto di condurre la sua vita in modo normale, proprio perché l'aritmia potrebbe comparire in alcuni eventi della giornata, quando il soggetto svolge particolare attività.

Per questo sono stati sviluppati dei registratori che hanno l'aspetto di piccolo registratori audio e hanno la dimensione di un pacchetto di sigarette che vengono collegati agli elettrodi posizionato sul soggetto, seguendo delle regole diverse dal normale. Ad esempio, gli elettrodi che normalmente si posizionano ai polsi e alle caviglie, gli elettrodi vengono posizionato tipicamente sul tronco del soggetto.

Le sono le solite 4 derivazioni agli arti posizionate sul tronco del soggetto. Si usano elettrodi più stabili, più aderenti degli elettrodi normali, perché deve rimanere attaccato alla cute del soggetto oltre le 24 ore senza staccarsi.

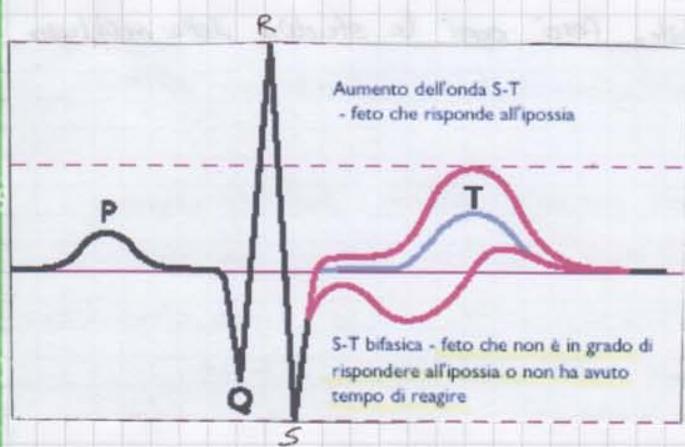
della madre.

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.

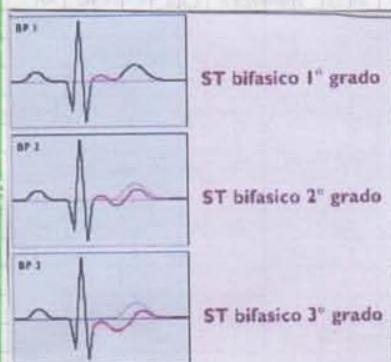


Una risposta di questo tipo, vuol dire che il feto è in una condizione di ipossia, ma ha possibilità di reagire alla condizione in modo corretto. È un primo segnale in cui il feto è in condizione di sofferenza, però è una situazione di sofferenza che si è in grado di gestire in modo autonomo.

Quindi il medico sa che deve osservare il segnale e se non è ancora il momento di intervenire con misure drastiche.



autonomo - Ragione per cui il medico si deve porre il problema di intervenire per velocizzare l'espulsione del feto.

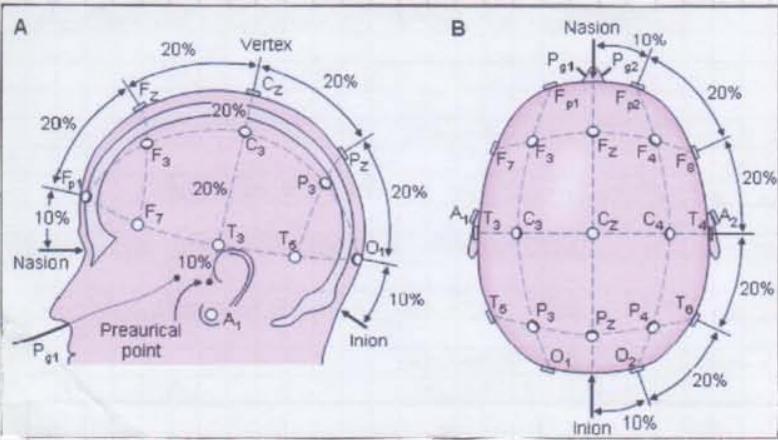


Esempi tipici di una situazione che sta peggiorando.

Inizia con una sovraccarico e un andamento bifasico del tratto ST ancora limitato.

Progrede con l'andamento bifasico del tratto ST e l'onda T si riduce d'ampiezza → Il comportamento bifasico del tratto ST è molto evidente. Questi 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 preadglobo 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 al 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 l'avanti. 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 avanti del 20% e qui ci troviamo al mezzo della distanza tra Nasion ed Inion. Siamo al centro della scatola cranica. Spostiamoci ancora del 20% e arriviamo nella regione occipitale. Infine ci spostiamo ancora del 10% troviamo l'Inion.

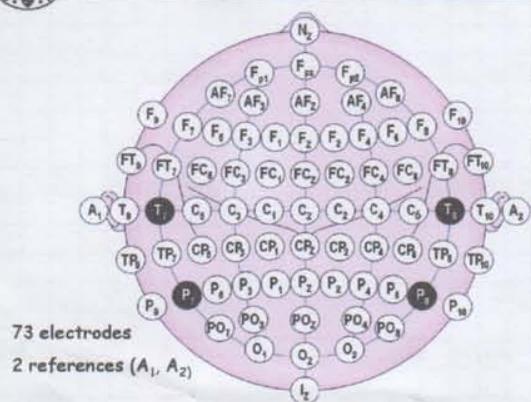
Usando questo sistema "10-20 standard", andiamo a posizionare elettrodi in Fz, Cz, F8 lungo il meridiano che va dal Nasion all'Inion.

Allo stesso modo misuriamo la distanza tra i 20 punti preauricolari e poi dal Nasion spostiamoci a sinistra e a destra del 10%. Stiamo individuando 20 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 F8 e a destra l'elettrodo Fp2. Gli elettrodi posizionati a sinistra avranno numeri dispari; gli elettrodi posizionati a destra avranno numeri rappresentati da numeri pari. allo stesso modo ci spostiamo del 20% e individuiamo un altro parallelo sul quale posizioniamo F8, F4, Fz, F3, F7; ci spostiamo ancora del 20% e arriviamo in corrispondenza del punto preauricolare e troviamo T4, C4, C3, T3; ci spostiamo ancora del 20% e troviamo T6, P4, Pz, 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 fra 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.

Queste due elettrodi sono:

Nz quello corrispondente al Nasion

Iz quello corrispondente all'Inion.

In questo caso gli elettrodi distano 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. Quando si usano due elettrodi a molla che vengono posizionati sul lobo auricolare sinistro e destro.

Pero' talvolta, se si è interessato unicamente al studiare i potenziali dell'omisfero sinistro o quello destro, si può prendere come potenziale da riferimento il potenziale del lobo auricolare o laterale. ovvero se si è interessati al lobo sinistro si prende come potenziale di riferimento A<sub>1</sub>; se si è interessati al lobo destro si prende come potenziale di riferimento A<sub>2</sub>.

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 sternio e un elettrodo posizionato alla base del collo al 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 - Quando 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 del capello.

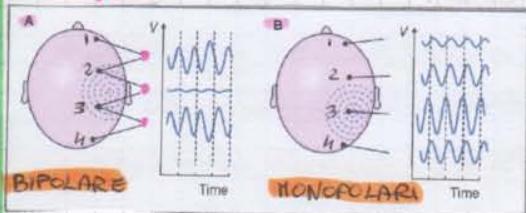
Non è pensabile rasare un soggetto per eseguire un esame EEG.

Quando 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.

Nelle cuffie ci sono degli anelli, al di sotto dei quali vengono infilati gli elettrodi - ci sono delle cuffie in cui gli elettrodi sono già inseriti.

## Montaggi



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 differenziati e al morsetto invertente di questo 4 amplificatori è riportato il potenziale del lobo dell'occhio 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 prelevare del segnale? **Sì**

A) Supponiamo che ci sia una sorgente tra il secondo elettrodo e il terzo, più o meno al mezzo. Questa sorgente crea sulla 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 da quando si va a fare la differenza del potenziale dell'elettrodo 2 e 3, si ottiene un potenziale nullo.

Se consideriamo il 1° e 2° elettrodo, staranno su linee equipotenziali differenti; ragione per cui la sorgente darà origine ad un segnale decisamente più ampio.

della scatola cranica -

Quando dalla nascita della tac encefalografica, EEG diventa meno importante.

Hanno acquistato 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 focalizzo 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 -

Perciò 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 sincrone 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

**AMPIEZZA**: 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 ad degli artefatti. Posto 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 fa guadagnare in termini di qualità del segnale.

Quando l'artefatto occupa la stessa banda in frequenza 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 elettroencefalografo. 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 ciò si rende conto se fai 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 ad 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, fatto che dà origine ad una registrazione chiamata **Videoelettroencefalografia**.

**Movimento chiusura-sipertura 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 sinusode 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. Quando questo vuol dire che coinvolge tutto 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 elettrodo si stanno staccando.

Quando si ha un disturbo a 50 Hz è dovuto a 2 cause:

- o abbiamo il segnale di modo comune troppo alto rispetto al CRR dell'amplificatore
- o abbiamo due elettrodi sbilanciati e quando abbiamo conversione di modo comune in modo differenziale. Quando aumenta il disturbo di rete in quel canale che viene utilizzato l'elettrodo che si sta staccando.
- Pulse Artifat: artefatto da movimento, dovuto al fatto che al di sotto di un elettrodo c'è un arteriola che pulsante. 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 artefatto di questo tipo coinvolgono un solo elettrodo.

• ECG artifacts: è un artefatto dovuto al segnale elettocardiografico prelevato sullo scalpo. Quando il cuore si contrae, perturba il potenziale in tutto il corpo umano e quando 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.

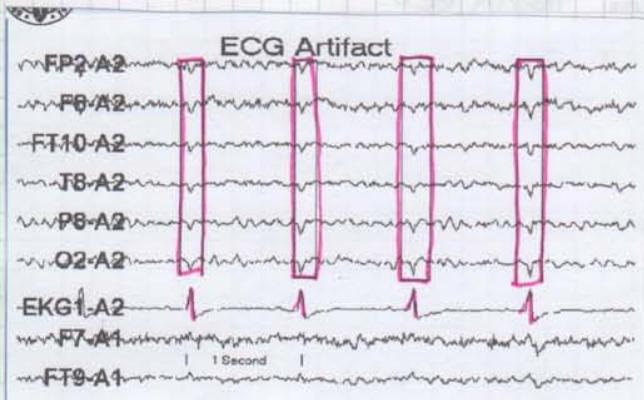
L'artefatto ECG può coinvolgere più elettrodi, perché la distribuzione del segnale generato dall'ECG sulla cute non varia così tanto. Se un elettrodo è affetto da quel segnale, allora lo saranno anche quelli vicini.

• Breath artifact: è un artefatto totalmente in banda EEG perché corrisponde ad un'attività di frequenza fra i 10-11 Hz. Quando un'attività che si sovrappone alla banda di del segnale EEG.

Viene ripetuta 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

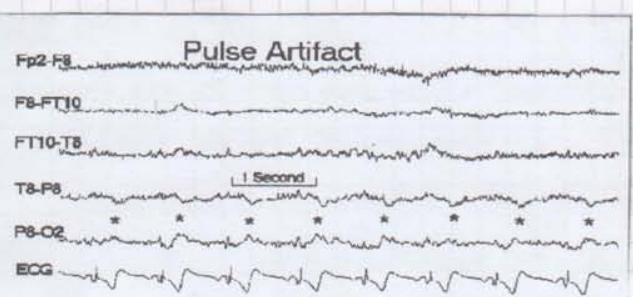


Questo è un esempio di artefatto dovuto al segnale ECG. Sono stati estratti alcuni canali a destra. In tutti questi segnali si vede una attività ritmica, perché ripetuta nel tempo, ad intervalli prossimi ad un secondo. c'è una attività ritmica che è presente su tutti i canali a destra. La spiegazione più probabile è che sia artefatto eletrocardiografico.

La frequenza di questo artefatto è compatibile con la frequenza cardiaca (60 battiti al minuto). In questo caso (eletroencefalografia 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 a 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 ( $6^{\circ}-7^{\circ}$  vertebra cervicale). Farà la media e si sottrae il segnale da quello voluto.

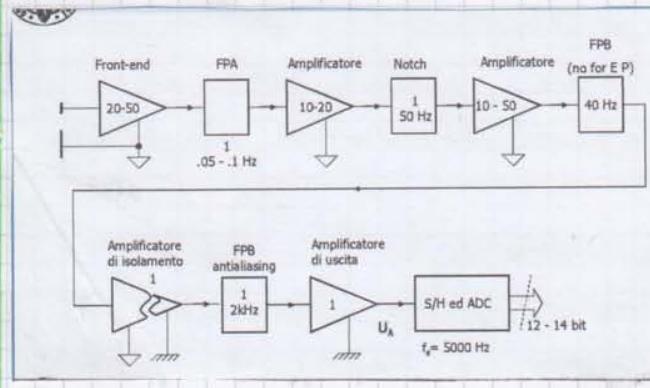
### Pulse Artifact



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 fra due elettrodi in progressione antero-posteriore. Siamo andando dalla parte anteriore a quella posteriore facendo la differenza di potenziale tra elettrodi prima vicini. In questo caso sul primo segnale non c'è nulla da sospetto; neanche sul secondo segnale, così sul terzo; mentre sul quarto si iniziaano a vedere deflessioni in corrispondenza degli asterischi, con polarità inversa c'è anche nel quinto segnale. Di sicuro non c'è artefatto ECG.

anteriore a quella posteriore facendo la differenza di potenziale tra elettrodi prima vicini. In questo caso sul primo segnale non c'è nulla da sospetto; neanche sul secondo segnale, così sul terzo; mentre sul quarto si iniziaano a vedere deflessioni in corrispondenza degli asterischi, con polarità inversa c'è anche nel quinto segnale. Di sicuro non c'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 analogico-digitale rispetto alla dinamica del segnale d'ingresso.

$$A_{tot} = \frac{D/A/D}{D_S}$$

Supponiamo che la dinamica della scheda d'ingresso del convertitore analogico-digitale  $D/A/D = 5V$  e la dinamica del segnale d'ingresso  $D_S = 50\mu V$  (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.

Questa amplificazione di 100.000 va suddivisa fra 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  $\mu V$  e deve modulare con qualche tipo  $10^6$ . Però varcare 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 dolessimo progettare EEG è quello di dire che si vuole andare da  $10^4$  a  $10^6$  di amplificazione, arrivando 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	
1000 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 di 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 disattivato -

In uscita del 3° amplificatore, se come si è interessati al segnale EEG fino a frequenze dell'ordine dei 40Hz, si mette un FPR 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 -

Quando l'amplificazione totale è stata raggiunta al 3° stadio -

Nel filtro PB antialiasing, se siamo interessati ai potenziali evocati, 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 positiva 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 uditori, per i quali si usa una sequenza di onde che lo compongono, ognuna delle quali è attribuita come identificatore un numero romano. Normalmente si hanno 5 onde che vanno dalla prima alla quinta.

Mentre lo studio di un segnale ECG può essere fatto ad un qualunque soggetto, e può essere interpretato dal cardiologo.

In questo caso dei potenziali evocati (uditori) 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  $\mu V$  o dell'ordine dello  $100 \mu V$ . Quindi sono potenziali piccoli.

Il problema che nasce, è che questi potenziali, supponiamo prelevati con elettrodi sullo scalpo, sono sovrapposti alla normale attività dell'encefalo che ha origine al segnale ECG normale. Questo segnale ECG normalmente ha ampiezze dell'ordine di qualche  $10 \mu V$ .

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 ECG che il soggetto genera normalmente. Per cui ci si trova nella circostanza di dover distinguere un segnale dell'ordine della frazione di  $\mu V$ , 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 le sue latenze, oppure l'intervalle che intercorre tra il picco significativo del potenziale e lo stimolo.

C'è un altro problema. Se nel caso dell'ECG 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 seguirle. 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

dovendosi. Gli stimoli devono avere un intervallo prima di dare lo stimolo successivo per evitare che il sistema si affatichi o si adatto.

Il problema nasce dal fatto che questi stimoli sono sovrapposti al rumore molto più ampio della risposta. → questo rumore è il segnale ECHO.



Quando una situazione è di questo tipo, la risposta non si riesce più a vedere. È molto importante ipotizzare che questo brano di rumore, che si sovrappone al potenziale eccitato, è scorrelato rispetto al rumore.

La tecnica che viene utilizzata viene chiamata Tecnica dell'Averaging.

(I dettagli matematici di questa tecnica si vedranno in futuro in altri corsi)

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 stessa; il rumore che è scorrelato dalla risposta ed è un processo casuale.

Quando si somma  $N$  brani, il segnale buono, ovvero la risposta che si vuole vedere, viene sommata a se stessa  $N$  volte.

Supponiamo che dopo aver fatto la somma vediamo un segnale  $N s(t)$ , dove  $s(t)$  descrive la risposta del rumore.

Cosa succede al rumore?

Siccome il rumore è scorrelato dal segnale, non ci sono termini nel quale compare il segnale o 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.

Quando ciò 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  $\frac{N s(t)}{\sqrt{N} n(t)} = \sqrt{N} \cdot \frac{s(t)}{n(t)}$  → dopo la media rapporto segnale rumore originale nel singolo brano.

**Potenziali evocati uditori**: 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 al 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 ad 1000 Hz. 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 ad 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.

La sweet 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.

Tipicamente il potenziale evocato uditivo è registrato dall'elettrodo Cz che è quello corrispondente al centro del cranio lungo la linea mediana. Riferito a 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 lontana dall'elettrodo di riferimento, si vede solo se si mette l'elettrodo in Cz. Se lo si mette spostato da Cz, risulta 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. Quando viene correttamente generato 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.

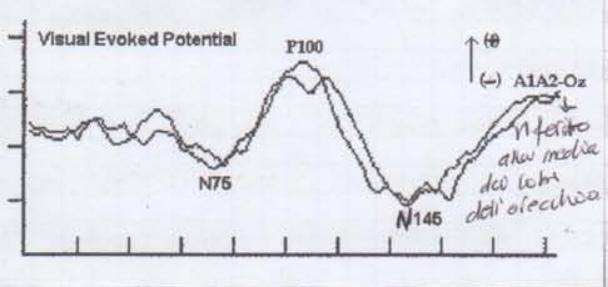
Quando se vediamo I - II - III onda, sino al nucleo dell'oliva la depolarizzazione

Questa 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. Quando dopo lo stimolo si raccoglie il segnale per 200-250ms. 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 delle variazioni nell'onda sono distribuite anteriormente, superficialmente e posteriormente. Quelli di entità maggiore sono quelli posteriori (occipitali). Pagine per cui, per studiare il potenziale evocato visivo gli elettrodi vengono messi a livello occipitale. Vengono messe gli elettrodi Oz (elettrodo occipitale centrale) oppure O1-O2 contemporaneamente (occipitale 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: un elettrodo sullo scalpo più anteriore (Fpz, Fz,...) 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 i potenziali evocati, ossia una lettera che indica la polarità del potenziale e un numero che ne indica la latenza.



Qui vi sono un N75, quando una prima deflessione negativa che avviene 75 ms dopo lo stimolo. Poi c'è una deflessione positiva P100, 100 ms dopo lo stimolo. Infine una deflessione negativa N185, 185 ms dopo lo stimolo.

Le risposte negative sono abbastanza variabili, mentre la risposta positiva è stabile in tutti i soggetti normali.

N75 e N185 non sono sempre visibili, topicamente non vengono utilizzate dal punto di vista diagnostico. Servono per capire se la risposta ha un aspetto unico. 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  $\rightarrow$  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 a  $\Rightarrow$  aspetti comportamentali simili. Se non c'è una differenza nella latenza nei due occhi quel soggetto è sospetto.

Esiste un elettrencefalegrafia 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 elettrodo posizionato sullo scalpo.

Il segnale da prelevare è poco ampio, ragione per cui anche obbligo artefatti di movimento entrano in banda EEG, entrano totalmente in banda SE.

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...) corposi che tendono a variare durante il sonno.

In determinate patologie è importante seguire le variazioni di questi parametri durante il sonno, perché possono essere idicative per una situazione che deve essere corretta.

ESEMPIO ci sono dei soggetti che durante il sonno vanno incontro ad degli episodi di apnea. Quando rimangono senza respirare per un tempo lungo di quella che è un 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 epatico 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 attrezza una stanza all'interno del quale c'è un letto, per il soggetto, attorno al quale ci sono gli strumenti vari che rilevano i parametri. Questo strumento, normalmente, sono: un EEG di quali sono collegati pochi canali (6-8 elettrodi); EMG (eletromiografia), serve per registrare l'attività elettrica prodotta dai muscoli scheletrici durante la loro contrazione. In polisomnografia si usa per vedere l'attivazione di certo muscolo.

ESEMPIO c'è una sindrome detta sindrome delle gambe senza riposo che si manifesta con un soggetto che anche di notte tende a muoversi molto frequentemente gli arti inferiori. Questi movimenti degli arti inferiori, di per sé non crerebbero particolari problemi, ma durante la notte possono portare il soggetto a risvegliarsi frequentemente e non poter avere un 100

# LAMPADE SCALITICHE E TAVOLI OPERATORI

## Apparecchi per illuminazione per uso chirurgico

Apparecchi di tipo terapeutico ossia quelli apparecchi che vengono usati in modo diretto e indiretto per fini di tipo terapeutico.

Questi apparecchi sono presenti in discreta quantità negli ospedali e alcuni di quali sono concentrati in ambienti particolari (tipo sale operatorie).

### Lampada scalitica

La lampada scalitica, 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 scalitiche. In questo caso si cerca di fare in modo che la luce arrivi sul campo che si vuole illuminare, da molte direzioni, un modo da avere l'effetto di condensazione dell'ombra.

Ci sono alcuni aspetti che devono essere rispettati:

- la lampada scalitica 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 scalitica che genera troppo calore nelle sue vicinanze e crea una sensazione di fastidio al chirurgo e agli operatori.

La prima cosa che si vuole è quella di una bassa trasmissione di calore alla testa ed al collo degli operatori.

- Tutte le sorgenti luminose delle lampade scalitiche 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 scalitiche emettono lunghezza d'onda minore e prende il nome di ultravioletto (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 favorisce l'attivazione della formazione della melanina.

- La luce emessa dalla lampada deve variare poco nel tempo
- La lampada scialitica 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 ad 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 <sup>non</sup> vengano a depositare batteri, si conveglia un flusso d'aria dall'alto verso il basso che investe l'area nella quale si trova il paziente. Quest'aria che viene convegliata 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 raccolta da prese che sono nella parte bassa della sala operatoria. Quest'aria conveglia 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 lo trattengono; l'aria pulita viene riemessa.

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 scialitiche ce ne sono di diverse tipologie:



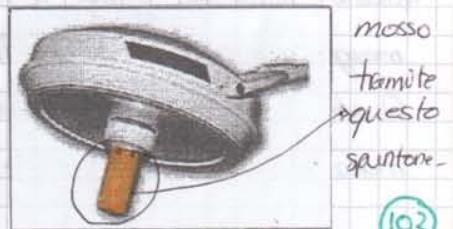
Lampada scialitica spostabile, che può essere presente anche in sala operatoria quando serve un qualcosa in più, che non è garantita dalla lampada scialitica fissa.

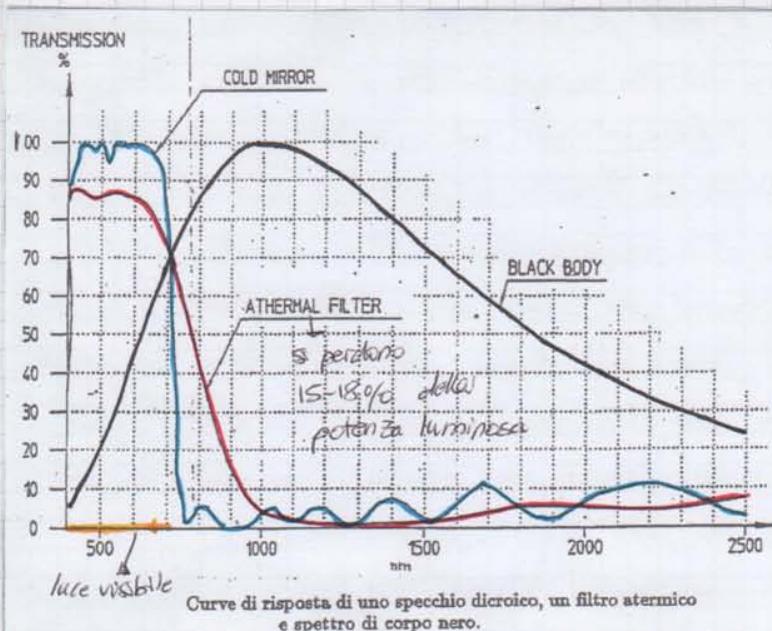
La lampada scialitica non viene sterilizzata tutta. Per muovere la lampada durante l'intervento è possibile che gli operatori muovano la lampada. Allora durante un intervento chirurgico bisogna distinguere tra quelle persone che operano direttamente sul paziente, per le quali deve essere garantita una sterilità quasi totale. Questo soggetto si lavano molto bene, indossano camice 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 scialitica può essere mossa da più persone, e ovviamente questo supporto è smontabile e viene sterilizzato.

In una sala operatoria c'è una lampada scialitica e più pezzi di questo supporto.





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 ad 680 nm. Dall'600 - 680 nm si ha lo spettro del visibile. In corrispondenza di questa componente il filtro atermico ha un coefficiente di trasmissione pari all'incirca al 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 ad 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 dei 7-8 %.

Questo vuol dire che il filtro atermico lascia passare la componente per illuminare, ma trattiene all'interno della parabola la componente termica.

Cosa succede al calore che viene trattenuta 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 sovralimentate del tipo, dove c'è la sorgente luminosa, la quale è una sorgente, può assorbire dai 100-250 W di potenza elettrica. Quando emettono potenza termica certamente inferiore dai 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.

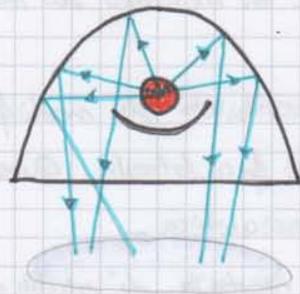
Un filtro è caratterizzato dall'andamento del coefficiente di trasmissione all'interno della banda espresso in termini di lunghezza d'onda sulla quale il filtro lavora.

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

Il fatto che la sorgente luminosa sia in grado di assorbire una potenza così cattiva, 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 da 35-65 cm per eliminare il problema del calore o si usano i filtri atermici (filtri circolari) o specchi freddi.

I lampadine scavaltoiche di questo tipo sono le meno costose, ma sono anche le meno efficienti. L'effetto scavaltoico si ottiene perché sul bersaglio arrivano tanti fasci luminosi da tante direzioni che sono quelli che possiamo individuare considerando tutto i punti intatti della superficie della lampada come dei potenziali dei punti dei quali parte il raggio.



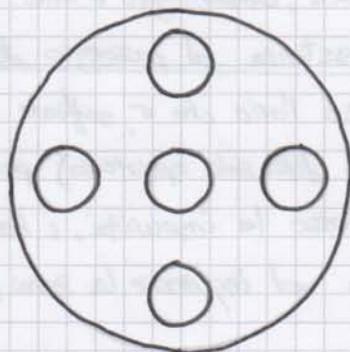
Quando non si ha più una sorgente luminosa punto focale, ma si hanno un infinità di sorgenti luminose puntiformi distribuiti all'interno della parabola e questo crea l'effetto scavaltoico.

Negli ultimi 5-6 anni hanno iniziato ad essere in vendita delle lampade scavaltoiche monofaro con riflettore a parabola, nelle quali la sorgente luminosa non è una lampadina del incandescenza, ma è un led ad alta luminosità.

Il vantaggio è che al pari di radiazione luminosa emessa il led assorbe una potenza minore e quindi genera meno calore e assorbe dalla rete una potenza minore. Però le lampade a parabola monofaro al 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 da 6 a 13 fari. La focalizzazione avviene ruotando gli assi ottici dei fari esterni.

Supponiamo di avere la vista posteriore di una lampada scavaltoica 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 scavaltoico pensando di avere tanti riflettori che guardano la stessa sfera da punto diversi. Queste parabole hanno tipicamente un'uscita, ovvero la luce

delle parabole è dell'ordine da 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 scavalto e maggiore è il costo della lampada.

In generale sono maggiori anche le dimensioni.

su una corona di micropismi - La corona di micropismi è costituita da parecchi deconi, fino a qualche centinaio di micropismi. Il micropisma è eccitato dalla luce che lo colpisce e la ricircola verso il basso. Noi abbiamo tanti micropismi (300-360), e ogni micropisma diventa una sorgente luminosa virtuale. Il risultato è che si ha una luce fermamente sovraffusa.

Questi micropismi sono sagomati in modo tale da ottenere il risultato che si vuole dal punto di vista della formazione del fascio.

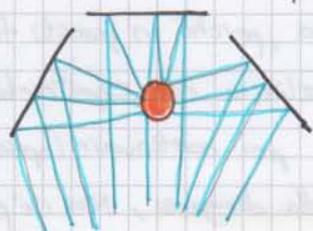
Queste lampade, dal punto di vista della sovraffusa sono le migliori ed efficaci. Però sono costose dal punto di vista ottico poiché è raffinato.

Non è necessario focalizzare il fascio, poiché 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 faro sia prismatico. Però sono molto costose.

Con le prismatiche, il prisma stesso può essere freddo. Nel senso che può essere un prisma che consente di concentrare verso il basso le radiazioni luminose volute (quelle dai 600 a 680nm) e di non deviare verso il basso le radiazioni infrarosse.

- **Lampade monofaro con riflettori piani:** il fascio luminoso prodotto dal corpo illuminante è proiettato da specchi piani posti ad una certa distanza dal centro.



Ognuno di questi specchi riflette una quota a parte della luce verso il basso.

Se si ha la lampada schermata e si hanno n specchi, si simula una sorgente a n fonti luminose.

Il vantaggio dal punto di vista costruttivo è molto più semplice di una lampada ai micropismi. È possibile variare la focalizzazione facilmente, poiché basta ruotare gli specchi. Fra tutte le lampade sovraffusa, queste sono quelle più scadenti dal punto di vista della qualità geometrica del fascio.

- **Lampade sovraffuse ai 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 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 sovraffuse ai led possono essere alimentate a tensione molto bassa.

Quando si parla di apparecchi per illuminazione per uso chirurgico le principali impostazioni normative sono:

- Illuminazione del campo operatorio: l'illuminazione è misurata 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 40klux e 160klux.

Le impostazioni normative possono essere disattese. Se si disattende un'impostazione normativa non si può dire che il dispositivo è totalmente conforme alla norma. Ci possono essere dei buoni motivi per disattenderlo. 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 200-220klux. 40klux 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 160klux per il problema dell'abbagliamento e affaticamento visivo.

- se la lampada scavalitica è principale, deve garantire un'illuminazione sicura (almeno 40klux) anche in caso di primo guasto.

Il primo guasto che si può verificare è:

- a) Una lampadina contenuta nella lampada scavalitica si fulmina. Questa è chiaramente una condizione di primo guasto.

Se si ha una lampada scavalitica multifaro (6 fari) e si fulmina una lampadina, le rimanenti (5) devono garantire ancora un'illuminazione superiore a 40klux.

Quando c'è una lampada scavalitica 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 scavalitica si accorgerebbe ed automaticamente metterebbe in funzione la seconda.

- b) la lampada scavalitica 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 delle linee che deve essere contemplato.

Per il requisito normativo, allora si potrebbe dotare la lampada scavalitica di accumulatore 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 al meno.

La seconda possibilità è quella di alimentare la lampada scavalitica 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 c'è presente nella sala operatoria.

## Apparecchi per illuminazione per uso chirurgico: esempio di foglio illustrativo

Ci vengono date un po' di informazioni.

Nel nostro caso, la lampada scialitica, presa come esempio, garantisce 100.000 lux.

Ci dice pure che può essere venduta nella versione carrellata, nella versione da parete o nella versione da soffitto - Ci danno tutte le dimensioni perché la lampada scialitica 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 scialitica è dotata di 2 lampadine alogene controllate elettronicamente.

**Le specifiche tecniche:** La lampada alogena è di 100W e 24V. Notto spesso le lampade scialitiche lavorano a 24 V, perché questa è la bassa tensione di sicurezza disponibile in sala operatoria. Consumo 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 scialitica, si ha una linea elettrica. Questa lampada scialitica 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 arriveremo mai 24V; perché tipicamente si ha da 4,5 m di linea sulla quale c'è una certa tensione. È 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 → sia 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 scialitica, dopo averlo realizzato si deve provare che rispetti la normativa. Quando il costruttore deve fare delle prove che vanno sotto il nome di "prove di tipo".

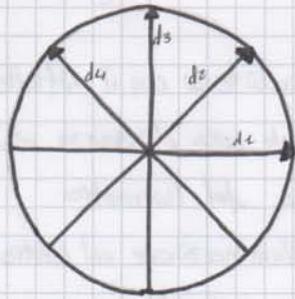
Le prove che fa il costruttore servono per dimostrare che la lampada scialitica risponde alla normativa. Queste prove di tipo sono al carico del fabbricante.

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).

Quale sono in generale le prove che si devono fare?

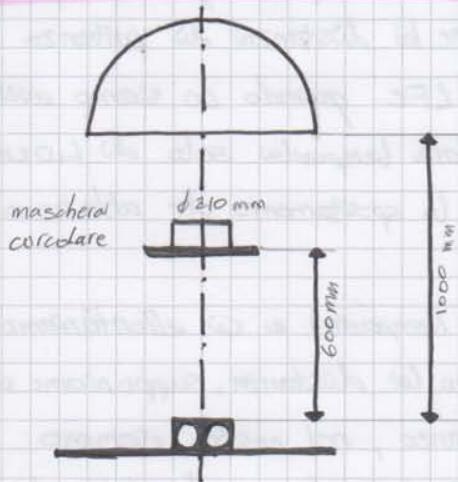
Allora si individuano diversi diametri.



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.

Lai misura si effettua 4 volte. Lai prima volta spostando il luxmetro lungo  $d_1$  av sinistra e av destra e si individua la lunghezza  $d_2$  di  $d_1$ . Poi si sposta il luxmetro lungo  $d_3$  dall'alto in basso e individua  $d_3$ . Si fa lo stesso caso con  $d_2$  e  $d_4$  - così si definisce il diametro, ad esempio,  $d_{50}$  come la media di questi 4 valori - lo stesso caso si fa per il dio.

#### 4) Illuminazione restante con una maschera (LFC)



L'apparecchio illuminante è posto ad una distanza di 1m dal bordo superiore del luxmetro; ma a una distanza di 1000mm dall'apparecchio illuminante si introduce una maschera circolare. È un foglio di materiale rigido con diametro di 210mm 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 piccolo dell'LFC.

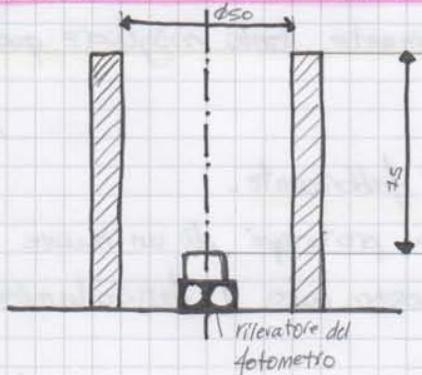
Allora l'illuminazione restante con la maschera misura un tot ed è data come percentuale dell'LFC.

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 75mm dal bordo del fotometro.

Questo cilindro ha un diametro di 50 mm.

L'interno del cilindro non è liscio ma è lavorato per simulare una superficie scarsamente riflettente. Mettendo il luxmetro nella parte interna del cilindro si misura l'illuminazione restante con cilindro.

Sarà una percentuale dell'LFC. Tanto è più alta, tanto meglio e -

#### 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 scavalicata 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 elettromedico.

Aparecchi per illuminazione per uso chirurgico: prove specifiche di illuminazione (spettro, sovratempatura).

Ci sono altre prove relative all'illuminazione che sono legate: o allo spettro della radiazione luminosa emessa, o al riscaldamento che la lampada può provocare sui tessuti.

Ci sono quattro prove:

- 1) Temperatura di colore alla massima intensità luminosa. Questa misura si effettua con un termoalimetro.
- 2) Densità di energia termica nell'area illuminata che deve essere minore di  $1000 \text{ W/m}^2$ . Questa misura 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  $6 \text{ mW/m}^2/\text{k}$
- 4) Se ci sono più lampade scavalicate la prova deve essere fatta nel caso peggiore.

Il guasto è subito evidente se la lampadina è quella a molto faro.

Se, però, abbiamo una lampadina nella quale è prevista una doppia lampadina e la sostituzione automatica, nel caso la lampadina si deteriora, può essere molto veloce.

Se una lampadina si deteriora, ciò 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 scialistica, in una posizione ben visibile che si accenda qualora si dovesse guastare una lampadina di modo che gli operatori ne prendano atto dell'eminente problema.

4) Manutenzione consentita senza l'uso di utensile non deve poter compromettere la sicurezza.

5) Per quanto riguarda le lampadine utilizzate nelle lampade scialistiche 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 scialistica e qualora la temperatura di questo colore dovesse variare lentamente, non sarebbe nella conduzione di operare al meglio.

Ragione per cui alle lampadine che vengono utilizzate per le lampade scialistiche 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.

O 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 scialistica dicendo, ad esempio, che le lampadine vanno sostituite ogni 1000-1200 h, perché il loro flusso luminoso potrebbe varcare 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 scialistiche sono contenute negli accumulatori che entrano automaticamente in funzione qualora venga ad 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 (sempre).

c) sono lampade scialistiche 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 scialistica, è connessa alle due alimentazioni. Tipicamente c'è un circuitino (relativamente) semplice che qualora venga meno l'alimentazione principale, automaticamente collega la scialistica 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.

Soltanente, per le lampade scialistiche, 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 del punto di vista della profondità d'illuminazione.

Queste sono caratteristiche geometriche del fascio.

Quello che può capitare è che la soggetto 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 scialistiche 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 scialistica è a led e ha una vita media dell'ordine delle 20 000 ore, allora la periodicità semestrale è accessiva. 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 dovrà: rimanere in una zona abbastanza sterile.

Il trasportatore, oltre che facoltato, 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 elettronici?

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.

Quando tutti i tavoli operatori 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 da' 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 procurare 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.

ma non ci convincono in corrente alternata.

I tavoli operatori possono avere forme diverse a seconda del tipo di intervento chirurgico.

Il tavolo operatorio può essere adattato al topo 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 molte: può essere collegato ad una presa in grado di fornire bassa tensione di sicurezza (24V in alternata) e garantiscono dal punto di vista del macroshock. Esistono poi tavoli operatori che vengono collegati direttamente alla tensione di rete (220V 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.

In maggioranza dei tavoli operatori c'è dotato 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 al mani.

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 tavoli operatori 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 liquido. Durante l'intervento chirurgico si può essere in condizione di trascinazione di liquidi dal paziente sul tavolo operatorio. Questi liquidi potrebbero andare a modificare le caratteristiche dei sistemi di movimentazione anche meccanica del tavolo.

Per quanto riguarda la protezione dalla trascinazione, tutti i dispositivi devono rispondere ad una classificazione IP.

Per quanto riguarda il tavolo operatorio, devono essere almeno del livello IPX4, 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 parte di tipo metallico, la quale potrebbe 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, collegati alla terra di protezione, devono poter esser collegati al connettore di potenziale.

- Correnti di dispersione: il tavolo operatorio è un 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 corrente di dispersione è risolto, perché eventuali correnti di dispersione vengono convogliate a terra e creano un aumento promosso 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 elettromedico progettata per creare un contatto elettrico tra l'apparecchio elettromedico e il paziente).

Per conformazione tutta la superficie del tavolo operatorio è equiparata ad una parte applicata. I tavoli operatori essendo equiparabili ai dispositivi con parte applicata possono essere di tipo B, BF e CF.

Nel caso di un tavolo operatorio di tipo B, cosa possibile, c'è una peculiarità.

I dispositivi elettromedicali di tipo B consentono corrente di dispersione nel paziente fino a 100 mA. 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. Quando sono frequenze abbastanza elevate, rispetto ai sistemi biologici, alle quali il corpo umano non è in grado di rispondere. Quando l'elettrobisturi, a causa della frequenza delle 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?

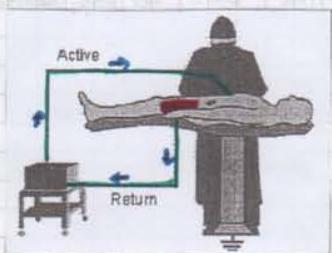
L'idea è quella di provare un forte riscaldamento, molto localizzato spazialmente, su un tessuto. Se questo riscaldamento è sufficientemente elevato, si può arrivare a far evaporare l'acqua contenuta nel tessuto e quando si può arrivare a vaporizzare il tessuto stesso.

Questo si può ottenere grazie al flusso di corrente elettrica attraverso il tessuto.

Il tessuto ha una componente resistiva. Ragiene 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. Quando, il dispositivo isolato, viene tenuto in mano dal chirurgo e che termina con una punta. Da questa punta, la corrente di radiofrequenza viene infettata 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<sup>2</sup>. 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 in contatto con il 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 un corrente di densità molto elevata.

questo pezzo di cute viene scaldato e vaporizzato e così si crea una mancanza di tessuto.

ELET

115

## Waveform blends

Quale sono le forme d'onda utilizzate in un elettrobisturi?

Si definiscono alcune forme d'onda che consentono di avere effetto diverso.

Cio sono delle forme d'onda che sono delle sinusoidi continue nel tempo che consentono di ottenere prevalentemente un effetto da 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 ad far scorrere meno sangue durante l'intervento anche quando è in modalità di taglio puro.

=> pacchetto di sinusoidi

vediamo 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 piccole vassche sono state lesi.



L'elettrobisturi può cambiare, con il tempo, la forma d'onda. In base alla forma d'onda, può funzionare in modalità prevalentemente da taglio, o da 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 attacco 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 ai valori più bassi e quando 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 -

Quando quando si parla di ustione non si deve pensare a temperature tanto elevate, non bastano temperature relativamente contenute però applicate per tempi lunghi -

Se la potenza <sup>utilizzata</sup> 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 dissipativo. Questo è il motivo per il quale è bene che il chirurgo usi l'elettrobisturi in modo da sfruttare la potenza più bassa possibile. Quando usare la modalità di taglio per tagliare, non usare delle modalità blend se si vuole ottenere prevalentemente l'effetto di taglio ecc...

Usando l'elettrobisturi è possibile che un dettrobisturi anche perfettamente funzionante generi ustioni al di sotto dell'elettrodo dissipativo 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 - SOLUZIONI

L'elettrobisturi è uno strumento molto diffuso. È uno strumento di media complessità, 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 emostatizzare un'area vasta di tessuto. Quando deve provocare emostasi, ovvero quando deve emostatizzare 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 pochino più bassa vuol dire minore riscaldamento dei tessuti.

In questo modo si riesce a provocare un tipo di danno al tessuto diverso 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'utensile che non tocca la cute e provocare evaporazione del tessuto; ha possibilità di poggiare l'utensile sul tessuto e muoverlo con saltaggi di potenza adeguato 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 potenza dell'utensile in 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 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 disperativo).

### Tissue effect impacting variables

Quali sono le variabili che determinano l'effetto sui tessuti?

- La forma d'onda: è sempre sinusoidale; semplicemente è una sinusode modulata on-off all'interno di finestre temporali di durata finita dell'ordine delle decine di millesekundo. A seconda dell'effetto che si vuole avere si va a modificare l'ampiezza della sinusode, 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 densità di corrente più alte di quella 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 originario.

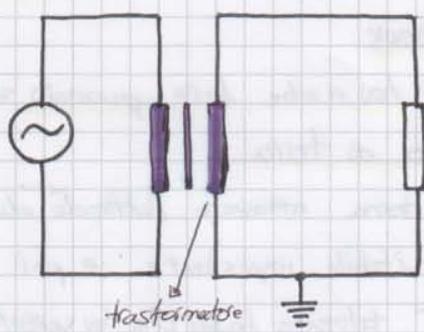
L'evoluzione dello stadio d'uscita e i sistemi di sicurezza che sono stati inseriti insieme a esso strettamente da danni che l'elettrobisturi potrebbe essere in grado di compiere e dalle strategie che si sono messe in moto per tentare di limitare la probabilità che l'elettrobisturi causi quei danni.

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 su terra o anche stadio d'uscita non isolato.

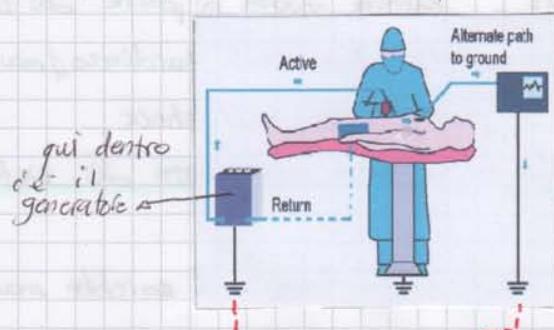
### Grounded electrosurgical systems: output stage



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 va sotto il nome di trasformatore d'uscita.

dell'elettrobisturi. Uno dei morsetti del trasformatore del secondario è riferito alla terra di protezione.

L'elettrodispositivo è anche lui riferito alla terra di protezione.



Lo corrente di radiofrequenza che viene generata torna attraverso l'elettrodo di ritorno.

Ma può tornare anche attraverso altri percorsi, tipo il tavolo operatorio che è collegato a terra, oppure in parte può tornare attraverso uno strumento collegato anche lui al paziente.

Quando ciò può essere un percorso principale dell'elettrodo attivo, all'elettrodo disattivato e dei percorsi secondari.