



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1533A -

ANNO: 2015

A P P U N T I

STUDENTE: Mancino

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

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

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

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

30-09-2014

DIRETTIVA DISPOSITIVI MEDICI 93/42 (47/2007)

EVOLUZIONE

- **1970-1980**: Sicurezza dispositivi medici di tipo nazionale, diversa nei vari paesi → in Italia dovevano essere costruiti a "regola d'arte" → necessità di interpretazione, ma non è univoca.

Nome di prodotto → diciamo come costruire un determinato prodotto
Per gli apparecchi elettromeccanici si deve di rispettare le norme di prodotto per rendere univoco il termine "regola d'arte". → se le rispetta e a regola d'arte, se no potrebbe comunque essere a regola d'arte se dimostrato dal produttore (costruttore).

Ma era garantito la sicurezza e l'efficacia dei DM.

- **1980-1990**: CEI → il Comitato tecnico CT62 nasce con esperti di apparecchi DM e il compito di tradurre le norme internazionali sugli apparecchi elettromeccanici redatte dal CT601 (a cui hanno partecipato gli esperti dai vari paesi).

- "Norme generali" per la sicurezza degli AE" → norma di questi anni, che doveva essere rispettato affinché fosse a regola d'arte ma il suo rispetto non era obbligatorio.

- Le "norme particolari" sono specifiche per i singoli oggetti e dispositivi, da qui si passano compiere punti critici e prestazioni oltre che usabilità di prodotto e di uso corretto → sono comitati tecnici di esperti che le hanno redatte.

Le norme sono Prescrittive, altro dicono come formulizzare la progettazione, come costruire, come usare l'apparecchio (e collocato nel suo contesto e ne viene spiegato lo scopo)

→ iniziano ad essere norme

Si sta affermando il mercato comune Europeo → necessità di mettere insieme regole da rispettare per commercializzare un DM in Europa ⇒ libertà di circolazione di DM in Europa ⇒ apertura del mercato e garanzia per il paziente per i criteri minimi di sicurezza e di prestazione.

- **1990-2000** **1990** → esce la prima direttiva Europea 90/385 relativa ai dispositivi impiantabili attivi, che contengono sorgente attiva impiantata in un corpo → si tratta dei più critici e pericolosi, si vuol dare una garanzia di sicurezza minima. Ma crea scampolo nel mercato perché si hanno pochi ditte internazionali che producano solo dispositivi impiantabili attivi, per esse il è alto il rispetto della direttiva.

Impone intrinsicamente come produrre → impone l'impronta di un sistema di qualità in azienda in modo da garantire la sicurezza del prodotto.

DIRETTIVA 93/42

- Definisce dispositivo medico = primo articolo della direttiva, definite campo di applicazione della direttiva → la direttiva DM non si applica ai DMA
- Requisiti essenziali per qualunque dispositivo medico (se un requisito è applicabile a un DM deve necessariamente essere applicato)
- Rapporto obbligatorio alle autorità di incidenti a causa di DM o di DM non sicuri: se a causa di un DM non sicuro avviene un incidente, ho l'obbligo di dichiararlo; basso difettosità - troppo alto → avverte ministero locale → avverte Bruxelles → avverte tutti gli utilizzatori → con collaboraz di tutti il DM è rimosso dal mercato.
- Definisce il ruolo delle norme, specificando che è responsabile del prodotto e sempre del progettista perché è norma e punto di partenza
- Definisce in 4 classi i DM (a rischio crescente) I, IIa, IIb, III → all'aumentare della classe aumenta il rischio potenziale dell'utente
- Come procedere alla valutazione della conformità
- Si deve registrare la persona responsabile dell'immissione in commercio
- Impone marcatura CE e spiega come farlo.

DEFINIZIONI

• DISPOSITIVO MEDICO = "qualsiasi strumento, apparecchio, sostanza[...] a scopo di diagnosi, prevenzione, controllo, [...]"

Devo sapere, prima di progettare, le regole che devo seguire, devo capire qual è la direttiva di riferimento a cui riferirmi: se un dispositivo non è un dispositivo medico non deve rispettare la direttiva → la definizione mi aiuta a capire se ciò che devo progettare è un DM.

Ad ogni oggetto deve corrispondere una sola direttiva, se non riesco ad attribuire una definizione all'oggetto un comitato europeo si esprime per eliminare i dubbi (quanto → dispositivo di protezione individuale).

(preservativo → anticoncezionale
protezione contro malattie → è un DM IIb)

• ACCESSORIO = prodotto destinato ad essere usato con un certo dispositivo (es elettrodi = accessori dell'elettrocardiografo) classificato separatamente dal dispositivo (è di classe diversa)

• DISPOSITIVO DI DIAGNOSI IN VITRO = formato da reagente o prodotto reagente non è un DM

• DISPOSITIVI SU MISURA = ad es occhiali; su bisogno dello specifico paziente → si seguono regole a parte

• DISPOSITIVO PER INDAGINI CLINICHE = un dispositivo medico deve essere sicuro e anche utile ed efficace → dimostrare l'efficacia di un dispositivo senza

REQUISITI ESSENZIALI (allegato 1 93/42)

devono essere soddisfatti da tutti quei dm a cui si possono applicare a patto che se ne conosca la destinazione d'uso.

si suddividono in → **requisiti generali**

→ **requisiti relativi alla progettazione e alla costruzione:**

- **Caratt. chimiche, fisiche e biologiche**
- **Infezioni e contaminazione microbica**
- **Caratteristiche relative alla fabbricazione e all'ambiente**
- **Dispositivi con funzione di misura** (servono per misurare grandezze fisiche legate al capo umano o alla pericolosità o nel momento in cui vengono usati oppure perché possono fornire misure errate → requisiti essenziali specifici)
- **Protezione contro le radiazioni** (TAC, requisiti per garantire protezione di paziente e operatore, possono potenzialmente essere omologati entrambi, ma anche per gli strumenti nelle vicinanze del luogo in cui viene usato il dm e per l'ambiente)
- **Requisiti per i dm ottenuti collegati ad una fonte di energia**
- **Info fornite dal fabbricante** (deve fornire un certo numero di informazioni minime che diventano parte integrante del dm al fine di usarlo in modo sicuro → un dm non può mai essere dissociato dalle sue istruzioni d'uso).

I **requisiti essenziali** si presumono soddisfatti se il costruttore si attiene totalmente alle norme

armonizzate pertinenti (se esistono); in caso contrario il costruttore deve fornire prova della soddisfazione dei singoli requisiti (check-list)

Si deve effettuare la **Dichiarazione di Conformità**, punto d'arrivo del processo per la marcatura CE, che per i dm meno pericolosi può essere autosegnata dal produttore, altrimenti deve essere garantita da un ente specifico.

Se non soddisfatto i **requisiti in base categoriali di norme esistenti non viene verificato dall'ente**, ma se venisse fuori che anche rispettando la norma pertinente non rispetta il requisito essenziale e succede qualcosa, il **responsabile è perseguibile**.

Se si ritengono insufficienti le norme oppure se non esistono, il fabbricante deve specificare come sono soddisfatti i requisiti e dimostrarlo (check-list).

CLASSIFICAZIONE DM I-IIa-IIb-III (allegato 9)

Tanto più è potenzialmente pericoloso, tanto più alta è la classe di rischio

- es. • **occhiali da vista**, dm se usato nel modo corretto non è pericoloso perché deve essere stato prescritto da uno specialista e progettato per un determinato uso ⇒ **classe I**
- **Stimolatore neuro-muscolare**: un deince è in **classe IIa** perché ha già una certa pericolosità intrinseca (causa rischi chimiche)

DISPOSITIVO INVASIVO

Penetra parzialmente o interamente nel corpo tramite un orifizio del corpo o una superficie corporea.

orifizio del corpo = qualsiasi apertura naturale ^{o artificiale} del corpo (anche stomaco), compreso lo superficie esterna del globo oculare

- dispositivo invasivo di tipo chirurgico = penetra nel corpo attraverso la sup. corporea mediante intervento chirurgico. Può essere
 - impiantato totalmente nel corpo
 - sostituire superficie epiteliale.

STRUMENTO CHIRURGICO RIUTILIZZABILE

DISPOSITIVO MEDICO ATTIVO

es. elettrocardiografo funziona grazie ad una fonte di energia.

- Possano essere - Terapeutico
- Diagnostici

SISTEMA CIRCOLATORIO

SISTEMA NERVOSO CENTRALE

DESTINAZIONE

REGOLE

- 1) Applicaz. delle regole in base a destinazione d'uso.
- 2) Accessori classificati separatamente dal dispositivo
- 3) Software destinato al funzionamento o all'uso del dispositivo rientra nella classe del dispositivo. La 47/2004 dice che il software STAND-ALONE è sempre un dispositivo medico attivo
- 4) chi non destinato a parte specifica → classificato in base all'applicazione più critica
- 5) chi a cui sono applicate più regole → si devono applicare le più rigorose per la classificazione.

CLASSIFICAZIONE DEI ELETTROSTIMOLI

Dispositivo che genera corrente a radiofrequenza che permette di tagliare un tessuto o coagularlo. ^{attraverso una sonda} È elettrostimoli e un dispositivo non invasivo (perché la sonda è solo un suo accessorio) → no regole 2-3-4-5-6-7-8, solo regola I (a meno di regole successive) → classe I.

È un chi Attivo di tipo terapeutico perché deve prelevare energia per funzionare → regola 9 destinato a liberare energia → potrebbe rientrare in classe IIb (a meno di regole successive).

No regola 10-11-12-13-14-15-16 (pellicole per radiografia) - 17 - 18 (ultima regola)

→ conclusione: chi attivo di tipo terapeutico di classe IIb

$$= \frac{R_e}{R_e + R_i} \cdot \frac{1 + s C_e R_e}{1 + s C_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}}$$

Forma canonica

$$H_0 \cdot \frac{(1 + s \tau_{z1}) (1 + s \tau_{z2}) \dots (1 + s \tau_{zn})}{(1 + s \tau_{p1}) (1 + s \tau_{p2}) \dots (1 + s \tau_{pm})}$$

① espressa sottoposta di costanti di tempo.

valore dolo fdt
in continua (ponendo s=0)

Fdt con m zeri e m poli

Una rete di questo tipo è del 1° ordine (contiene un solo elemento reattivo) ⇒ avrà sempre solo un polo ed uno zero.

→ Posso scrivere direttamente il valore dolo fdt senza partitore, calcolando le costanti di tempo

• In continua la Fdt non presenta il contributo di Ce ⇒ partitore tra due resistori,

• a numeratore 1 + s (ReCe)

↑
zero di trasmissione =

valore di s per cui ammettenza del bipo fatto dal // di Re e Ce è zero ⇒ no trasferimento di corrente

• a denominatore 1 + s (Ce $\frac{R_e R_i}{R_e + R_i}$)



costante di tempo dell'unico polo presente → costante di tempo visto dal condensatore in carica (o scarica)
sostituisce al gen di tensione un cortocircuito e analizza la costante di tempo del condensatore

② Posso esprimere la Fdt sottoposta di polinomi

$$\frac{V_u(s)}{V_s(s)} = H_0 \frac{(s + s_{z1}) \dots (s + s_{zm})}{(s + s_{p1}) \dots (s + s_{pm})}$$

s_{p1} e s_{z1} sono le posizioni di zeri e poli

valore dolo fdt con (s → ∞) → da ricavare se circuito

Ce diventa un cortocircuito per s → ∞ ⇒

$$\frac{V_u}{V_s} = 1 \cdot \frac{s + \frac{1}{R_e C_e}}{s + \frac{R_e R_i C_e}{R_e + R_i}}$$

↑
polo corrispondente allo zero = inverso della costante di tempo
polo corrispondente al polo = inverso della costante di tempo

Verifica

- Studio la Fdt per $s=0$ ⇒ corrente continua ⇒ $\left\{ \begin{array}{l} \text{condensatori} = \text{circuiti aperti} \\ \text{induttori} = \text{corto circuiti} \end{array} \right.$
- Studio la Fdt per $s=\infty$ ⇒ regime ⇒ $\left\{ \begin{array}{l} \text{condensatori} = \text{corto circuiti} \\ \text{induttori} = \text{circuiti aperti} \end{array} \right.$

1) Schema elettrico in continua

$$\frac{V_u}{V_s} = \frac{R_e}{R_i + R_e} \rightarrow \text{dalla formula del partitore di tensione (ho qua' diviso per } V_s)$$

Ce non c'è più nello schema ⇒ partizione tra Ri ed Re: $V_u = V_s \frac{R_i}{R_e + R_i}$

06-10-2014

ESEMPI DI CLASSIFICAZIONE

Vite per ortopedia rimoscibile materiale progressivamente degradato nel corpo ed integrato nel materiale osseo. consente un sostegno limitato al periodo di solidazione dell'osso.
Dispositivo passivo impiantabile di durata a lungo termine (> 30 gg)
Regola 8 → destinata ad essere rimossa → classe II

Valvole mitrali biologica protesi valvolare inserita tra atrio e ventricolo sx e che impedisce il reflusso di sangue nell'atrio durante la sistole ventricolare, (quelle di tipo meccanico sono costruite ad es. da metallo, dischi che oscillano permettano il passaggio di sangue, durano pochissimo - 20-30 anni - usate per persone giovani per evitare rimpiazzamento ma favoriscono la trombizzazione perché il sangue deve essere decelerato) tessuto devitalizzato ottenuto da pericardio bovino o suino che diminuisce la tendenza alla trombizzazione → tessuti di origine animale ma devitalizzati → è un din. È un dispositivo passivo (funziona grazie alla contrazione del cuore) di durata a lungo termine e destinato al sistema circolatorio centrale.

Regola 8 → sist. circolatorio centrale → classe III

Regola 17 → tessuto animale devitalizzato → classe III

(due regole applicabili ma con la stessa classe → se capitano 2 o più regole applicabili, si sfruttano quelle più pericolose)

Occhiali da vista apparecchio deficit visivo. Dispositivo passivo di durata di medio termine, spesso su misura.

Regola 1 → unica regola applicabile, classe I

Per quanto riguarda il dispositivo su misura è diverso per la marcatura CE: un din su misura non è obbligato ad esporre la marcatura CE, mentre quello non su misura deve esporla (entrambi devono rispettare i requisiti).

Gli occhiali da sole non sono un din perché non servono per attenuare o compensare un handicap ma solo per agevolare la visione.

Per i din di classe IIa - IIb - III è obbligatorio emettere la dichiarazione di conformità ma questo deve essere verificato da un ente notificato.

Gli organismi notificati si chiamano così perché ogni paese dell'UE nomina ogni anno l'elenco degli enti attivi (pubblici o privati) in grado di svolgere quel compito → se l'ente presentato viene ritenuto idoneo allora diventa un ente notificato e potrà svolgere il compito di emettere una dichiarazione di conformità o emettere una

marcatura CE (conformità)

Regole

Dichiaraz. di conformità precede sempre la marcatura → non riguarda il singolo dispositivo ma l'intera classe (l'intero lotto di un determinato prodotto).

• Per la classe I: ho autoverificaz (l'ente notificato) → inviato al ministero che può decidere di inviare un'ispezione (segua allegato 7)

• Per la classe IIa dichiaraz. di conformità CE (secondo allegato 4) insieme a:

① procedura di verifica CE → se non ho sistema di qualità impiantato nell'azienda, l'ente notificato deve ispezionare in modo casuale i prodotti estratti casualmente → procedura costosa perché si fanno batterie di prove su un numero abbastanza elevato per dispositivo → finisce il risparmio per mancanza del sistema di qualità

② Dichiaraz. di conformità CE + qualità della produzione → garantisce il sistema di qualità della produz. del dm → l'ente notificato dovrà solo più verificare la qualità della progettazione che non è garantita dal sist di qualità (allegato 5).

③ Dichiaraz. di conformità CE, qualità del prodotto → ente notificato dà per scontato la qualità della produzione ma si verifica la progettazione (allegato 6)

④ Dichiaraz. di conformità CE, sistema completo → ente ha un ruolo facilitato

L'ente notificato verifica la consistenza del fascicolo tecnico senza esprimere giudizi in merito dello stesso perché si è in classe IIa (non fanno neanche prove di compatibilità elettromagnetica) → se l'ente chiede le prove, si entra in ambito di autorizzazione commerciale

- Per la classe IIb posso procedere chiedendo:
 - ① Procedura della verifica CE
 - ② qualità produzione (att 5)
 - ③ qualità prodotto (att 6)

Posso avere anche un sistema di qualità completo, ma l'ente deve comunque considerare progettazione e fabbricazione → verifica consistenza del fascicolo tecnico e prove per garantire il rispetto dei requisiti essenziali

• Per la classe III analogo alla IIb

• Per i dm si inviata esentati dall'obbligo di marcatura CE ma si ha ^{esatte} bisogno della dichiarazione di conformità, si può inviare offe autorità un elenco dei dm si invia disponibili nei singoli stati.

alle aziende sanitarie di cambiare prodotti acquistati.

Se il prodotto è riprodotto però viene venduto come nuovo, quindi deve rispettare le norme attuali (USA) → in regola rispetto alle direttive del momento.

In Europa non esiste ancora un emendamento se reprocessing, ma c'è sensibilizzazione per il grande impatto economico.

► Registrazione responsabili immismissione in commercio

Se un dm crea un danno deve poter interpellare il fabbricante.

I dati devono essere sede fabbrice e nome del fabbricante, se quest'ultimo non è nello stato deve nominare qualcun altro, a patto che tutti siano residenti nella comunità europea (se la ditta non ha sede in Europa deve indicare uno o più responsabili residenti nella UE, pagati per detenere tutti & documentazione tecnica del dispositivo → obbligato a consegnare in caso di bisogno).

► Fascicolo tecnico

Insieme di tutti i documenti di tipo tecnico della fase di progettaz., produz., e post vendita di un dm, detenuto dal fabbricante → l'ente notificato visita il fascicolo tecnico.

Il fascicolo deve essere detenuto per 5 anni a disposizione del momento in cui si smette di produrre il dm.

La direttiva indica il n° minimo di documenti contenuti nel fascicolo tecnico: tutto l'info necessaria per poter riprendere la produz. del prodotto in tempo brevissimo (vantaggio economico).

La persona che tiene in piedi la produzione di un prodotto è una persona chiave, se il fascicolo tecnico è ben fatto questa persona è sostituibile in breve tempo.

Deve contenere:

- ▲ descriz. generale prodotto e delle varianti
- ▲ schemi progettaz., produz., schemi elettrici, schemi delle varie parti
- ▲ descriz. e spiegaz. dei documenti precedenti
- ▲ risultati analisi dei rischi, spiegazione di come sono stati soddisfatti tutti i requisiti essenziali
- ▲ procedura di sterilizzazione
- ▲ confronti del primo dispositivo provato almeno in presenza di un accessorio presente sul mercato
- ▲ rapporti di prova del dispositivo, anche di eventuali indagini cliniche

Il fascicolo tecnico è dinamico → analisi del rischio e dei dati post-vendita sono parti continuamente modificabili in base a nuove richieste o lamenti dei clienti (una persona in ditta è incaricata di raccogliere le info in modo sistematico) → si possono evidenziare bisogni di modifica al prodotto

NORME DI PRODOTTO

Si parla di 3 aspetti. Le norme di prodotto non sono obbligatorie ma si le sapremmo rinviare a dimostrare il rispetto dei requisiti essenziali.
 Le norme di prodotto si possono trovare per alcuni dm, ma la classe più ricca di norme è quella degli apparecchi elettromedicali (elettrocardiografo, pacemaker, apparecchio per ultrasuoni).

PARTE I - Norme generali per la sicurezza di apparecchi elettromedicali
norme collaterali per la sicurezza: legate ad aspetti più specifici ma (non) riservati a molti apparecchi elettromedicali (ad es. compatibilità elettromagnetica → norma specifica collaterale)

PARTE II Norme particolari: relative ad una singola categoria di apparecchi

Ci si riferisce alle norme per progettare in modo sicuro

09-10-2014

Apparecchi elettromedicali → fonte energetica

- norme generali → trasferimento di sorgente energetica (anzitutto elettrica) non voluto al paziente o a terzi → previdenza diretta
- norme collaterali: hanno un campo più ampio.
- norme particolari: prescrivono condizioni per la sicurezza elettrica e per poter considerare efficace l'apparecchio dal punto di vista funzionale.

Per costruire uno specifico apparecchio mi occupo unicamente delle norme particolari, che specializzano quelle generali nel campo dell'apparecchio.

Nelle particolari vengono ripresi gli articoli delle generali. Esse debbono essere modificati o approfonditi.

Anche se non sono obbligatorie sarebbe un errore non applicarle.

La direttiva 93/42 è una legge che può essere fatta circolare gratuitamente, se norme sono a pagamento (decine di migliaia di pagine): sono scritte (o meglio tradotte) e pa scadute dal catalogo editoriale italiano (per verificare se ad un apparecchio corrisponde delle norme visito il www.cevni.it → CT62).

Le norme generali sono relative alla sicurezza degli apparecchi, possono essere usate per dimostrare il soddisfacimento dei requisiti.

- È utile nel caso di analisi del rischio → valutazione del rischio associato ad ogni pericolo subito durante la progettazione. All'inizio però non si può conoscere tutto ciò che può causare rischio → a questo scopo le norme sono utili perché indicano i vari pericoli potenziali, che possono essere rapportati al mio apparecchio al fine di individuare gli aspetti critici.
- Spesso si trovano guide all'uso e alla manutenzione dei vari apparecchi, che sono utili per garantire efficacia, efficienza e sicurezza degli stessi.

• Appendici = determinare aspetti specifici

NORME GENERALI

• fine: garantire sicurezza in condiz normali e di pieno carico nell'ambito della condiz critica: possibilità di trasferire corrente da sergente al paciente.

Del punto di vista della sicurezza elettrica gli apparecchi non sono tutti uguali, per questo tenendo conto solo degli aspetti di tipo elettrico, vi è una suddivisione in 3 classi, I-II-III. Le classi non sono sufficienti, vi è una suddivisione in 3 tipi: B - BF - CF.

NORME COLLATERALI

Si applicano ad aspetti specifici degli apparecchi. Comprendono le norme seguenti:

→ norma 1 60601-1-1 relativa ai SISTEMI ELETTRIMEDICALI = insiemi di almeno un apparecchio elettromedicale ed altri apparecchi da utilizzare con esso.

Importante a partire dagli anni '80 → inizio di diffusione personal computer → collegamento tra apparecchio e calcolatore per memorizzazione dati → problema: apparecchi progettati per essere sicuri collegati ad un altro apparecchio elettromedico, non necessariamente ad un calcolatore → necessità: che il calcolatore fosse simile completamente ad un apparecchio EM (si doveva cambiare parte del calcolatore andando a spendere molto). La norma dice come deve essere fatto un apparecchio elettromedico (AE) per essere collegato in sicurezza ad un altro apparecchio (non AE) → diffusione informatica nella medicina senza perdita di sicurezza + vantaggio economico (International electrotechnical committee)

→ norma 2 60601-1-2 compatibilità elettromagnetica

Fine anni '80 → in Europa esce la direttiva 89/336/CEE relativa alla compatibilità elettromagnetica → devono rispondere ad essa tutti i dispositivi elettrici, compresi gli AE.

Un apparecchio qualunque non deve creare disturbi specifici ad un certo limite, anche per gli AE vale questo principio, ma la parte normativa è più rigida: devono essere sufficientemente robusti rispetto ai disturbi creati da altre.

Situazione più complessa perché gli AE, in certi ambienti, sono molto concentrati e rischiano di interferire tra loro (sele operatoria ⇒ 10/15 AE collegati al paciente + altri utilizzatori elettrici in spazio piccolo) → probabilità alta di disturbo.

Definire in modo specifico la compatibilità elettromagnetica per gli AE.

→ norma 60601-1-4 sistemi programmabili

Nei vecchi AE non esistevano microprocessori o microcontrollori → ora praticamente la totalità contiene dispositivi specie programmabili → possibilità di far svolgere funzioni di sicurezza da parte dell' AE stesso. Col microcontrollore (oggetto complesso, con milioni di transistori) si acquistano probabilità di questo non trascurabili, e

Il colleg. alla terra in classe I serve in caso di rottura del fondamentale \rightarrow il potenziale sarebbe stato portato a terra. In classe II terra non obbligatoria.

Per il collegamento al paziente non ho grosse differenze da classe I.

simbolo doppio isolamento

Classe III

Alimentati da sorgente elettrica interna (non devono poter essere collegati alle reti esterne durante il funzionamento). Alimentazione intracabina.

Suppongo di dover amplificare un segnale con bande da 1Hz a 10kHz, questo circuito non funziona correttamente → segnale ingresso-uscita diversi per $1\text{Hz} < f < f_p$ come componenti frequenziali amplificati in modo diverso.

• Valori

$$\left\{ \begin{array}{l} R_e = 40\text{ k}\Omega \\ C_e = 40\text{ nF} \\ R_i = 1\text{ k}\Omega \end{array} \right\} \rightarrow \text{valori realistica di un elettrodo in circuito claudato}$$

(normalmente ho valori molto più grandi a livello resistivo)

$$f_z = \frac{1}{2\pi R_e C_e} = \frac{1}{2\pi \cdot 40 \cdot 10^3 \cdot 40 \cdot 10^{-9}} \approx \frac{10^6}{10^4} \approx 100\text{ Hz} \quad (\text{Verifica calcolatrice } 99,5\text{ Hz})$$

$$f_p = \frac{1}{2\pi \cdot \frac{40 \cdot 10^{-9} \cdot 40 \cdot 10^3 \cdot 10^3}{40 \cdot 10^3 + 10^3}} = \frac{1}{2\pi \cdot 40 \cdot 10^{-9} \cdot 10^3} \approx 4\text{ kHz} \quad (4,07 \cdot 10^3\text{ Hz})$$

$R_e \oplus R_i \approx 1\text{ k}\Omega$ (pari al valore del resistore più piccolo, perché il valore di un resistore e' $(965,71\ \Omega)$ 20 volte l'altro)

$$\frac{R_i}{R_e + R_i} \approx \frac{1}{40 + 1} \approx 0,025$$



► Accoppiamento elettrodo-amplificatore rappresentato dal circuito + valori ragionevoli di R_i , R_e e C_e : il diag. di Bode è adatto ad amplificare il segnale elettrocardiografico?

Banda segnale elettrocardiografico: $100\ \mu\text{Hz} - 125\ \text{Hz}$

Il sistema non può funzionare perché:

• Il segnale presente all'ingresso viene portato all'uscita attenuato di 20 volte, quindi però deve amplificare (50 volte), in più devo recuperare l'attenuazione di uso:

elettrodi + ampl. non adatti a lavorare insieme

• Parti delle componenti frequenziali del segnale non vengono trattate allo stesso modo rispetto alle altre

Elettrodi uniti a quell'amplificatore non funzionano

Normalmente R_i ha valori più grandi → prob. con $R_i = 1\text{ M}\Omega$

$$f_z \approx 100\ \text{Hz} \quad R_i \oplus R_e \approx 40\ \text{k}\Omega \quad (\text{più basso effettivamente})$$

$$f_p \approx 100\ \text{Hz} \quad \frac{R_i}{R_e + R_i} = \frac{10^6}{10^6 + 4 \cdot 10^4} \approx 1$$

$$\frac{V_u(s)}{V_s(s)} = \frac{SC}{SC + SC_p + G} = \frac{C}{C + C_p} \cdot \frac{s}{s + \frac{G}{C + C_p}} = \frac{C}{C + C_p} \cdot \frac{s}{s + \frac{1}{R(C + C_p)}}$$

→ Folt in termini di prestazioni $\Rightarrow |H|$ per $s \rightarrow \infty$ $H_{\infty} = \frac{C}{C + C_p}$

► Verifica sullo schema elettrico

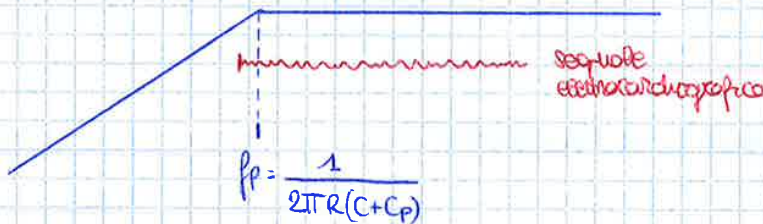
Due elementi resistivi ma tempo solo 1 polo + 1 zero \rightarrow non sono indipendenti perché esiste un
effetto.

esistente per la resistenza R

- La costante di tempo del polo è data dal prodotto dell'unica capacità Y con r_s spluta \rightarrow unico condensatore $(C + C_p)$ dato dal parallelismo $\Rightarrow R(C + C_p)$
- In continua è uno zero di trasmissione \rightarrow non basta passare energia
- per ∞ R scompare, ma si trasforma in un partitore capacitivo $\frac{C}{C + C_p}$??

► Diagramma Bode (modulo)

zero nell'origine \rightarrow parte con pendenza 20 dB/dec fino al polo (pendenza nulla)



Sostituisco i valori:

$$f_p \approx \frac{1}{2\pi \cdot 10^3 \cdot (10^{-9})} \approx \frac{1}{6,28} \approx 0,15 \text{ Hz}$$

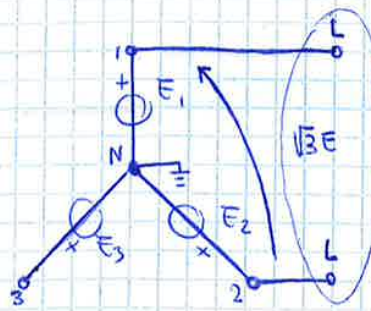
Esiste un po' di distorsione ma è trascurabile (basta far crescere R per spostare il polo)

Il livello per $s \rightarrow \infty$ è $H_{\infty} = \frac{C}{C + C_p} \approx \frac{5}{1000} \approx \frac{5}{100} \Rightarrow$ segnale TROPPO ATTENUATO

Se la cute li vediamo a 100 μV \rightarrow il rumore supererebbe il segnale
per tornare indietro e progettare diversamente.

Capacità di prelievo rapportata alle capacità dette da massa \rightarrow problema

risolvibile \rightarrow il problema è far scomparire C_p , che può essere cancellata se
elettromeccanicamente mettiamo in C_p la stessa corrente che scorre nel suo
conduttore \rightarrow il rapporto diventa 1 e riesco a fare il prelievo



• Generatori di tensione stellata, al modo centrale e di fatto al neutro: collegamento N-1, N-2, N-3 (L-N)

• Si può però preferire collegare tra morsetti 1-2, 2-3, 1-3 ;
 La differenza di potenziale tra morsetti 1 e 2 è $\sqrt{3}E$;
TENSIONE CONCATENATA = (L-L)

A patto che l'utilizzatore sia adatto alla tensione concatenata, è collegabile ai morsetti 1 e 2, ved. la differenza di potenziale tra essi → è ancora una volta un collegamento bifase

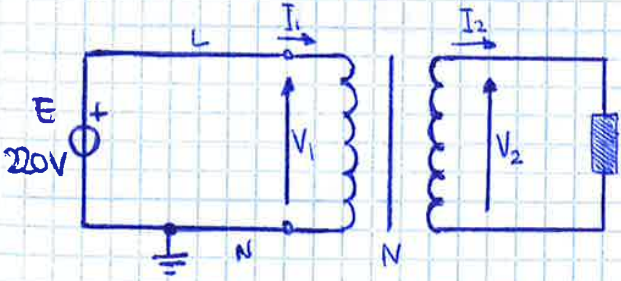
Se no un carico TRIFASE, esso preleva corrente direttamente dai 3 morsetti di E_1, E_2 ed E_3 .
 Sia negli ospedali sia nelle case si può avere l'impostaz L/N che quella L/L,
 andando a misurare comunque la stessa differenza di potenziale.

Perché si parla di tensione stellata a 110V, che dà origine a tensione concatenata di 220V
 Un trasformatore può essere alimentato da 3 generatori a stella con tensione stellata a 220V:
 alimentaz L/N ⇒ centro stella + linea
 alimentaz L/L ⇒ linea + linea

Misuraz ΔV fra terra di potenziale e le due linee: $\Delta V \approx 0$ } mono fase
 caso L/N 220V }
 caso L/L ΔV ≈ 110V } bifase

Ma sistemi di cavi a che fare con alimentaz in mono fase, trasferire al bifase con
 alcune semplici ipotesi

MONOFASE: TRASFORMATORE IDEALE VS TRASFORMATORE INDUTTIVO



collegamento mediante trasformatore induttivo ideale

$$\begin{cases} V_2 = N V_1 \\ I_2 = \frac{1}{N} I_1 \end{cases} \quad V_2 \cdot I_2 = N \cdot \frac{1}{N} V_1 I_1 \rightarrow \text{La potenza non si modifica}$$

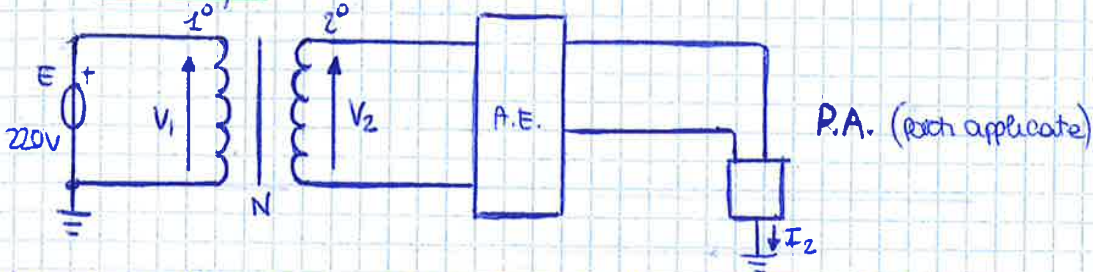
} simbolo ideale

Nelle realta' il pot assorbito dal primario è sempre piu' grande di quello erogato al secondario

Mettendo a terra l'altro morsetto le cose cambiano perché no un'alimentazione L/N viene sbilanciata. Se avessi L/L sarebbero uguali.

Le correnti di dispersione dipendono dal tipo di distribuzione delle rete elettrica oltre che dalle caratteristiche del trasformatore.

TIPO B $I_D \leq 50 \mu A$



- La parte applicata sul paziente diventa verso della corrente di dispersione proveniente dal 2° del trasformatore e che attraverso il paziente si richiama sulla terra: rischio. Se il contatto avviene con la superficie cutanea si possono tollerare correnti di qualche μA . Se il contatto avviene con una parte interna $\rightarrow 70/80 \mu A$ sono sufficienti per causare fibrillazione.

Calcolato il 2° termine che formano I_D

C_{PS1} e C_{PS2} sono le due capacità più grandi C_{ST1} e C_{ST2} sono normalmente più piccole.

I termini ωC_{PS1} e $\omega(C_{PS2} + C_{ST2})$ sono calcolabili, perciò dipende tutto da V_1 e V_2 : V_2 è da 10 a 40 volte più piccolo di $V_1 \Rightarrow$ il termine importante è $V_1 \omega C_{PS1}$

es $C_{PS1} = 1mF$ $I_D \approx 220 \cdot 300 \cdot 10^{-9} = 66 \mu A$ valore efficace
3/4 (5% di errore)

Valore tollerabile per la maggior parte dei trasformatori di alimentazione

- Un morsetto del trasf. collegato a terra è la condizione peggiore possibile: no carenza ma maggioranza della corrente di dispersione che può scorrere dal secondario verso terra, ma siamo in grado di tollerare fino a $10 \mu A$ se gli elettrodi sono alla cute integra. Si è 100 volte più bassi del valore di sicurezza \Rightarrow ecco perché si possono alimentare gli AE con parti direttamente collegate al trasformatore. Si dice che queste AE. è di TIPO B, ovvero le parti applicate sono alimentate da circuiti direttamente alimentati dal secondario del trasformatore.

TIPO CF $I_D \leq 10 \mu A$

Se devi applicare gli elettrodi direttamente su cute, l'apparecchio non potrebbe essere del tipo appena descritto.

È impossibile puntare solo sul miglioramento del trasformatore di alimentazione, c'è un limite di costo.

③ Le PA devono essere elettromagneticamente sicure: non devono essere veicolo di correnti di dispersione verso terra attraverso il paziente (si parla di I_D a 50 Hz) + p.a. devono costituire barriera rispetto a correnti di dispersione iniettate da altri apparecchi che attraverso la p.a. vanno verso terra (potenz da nucleo attivo e passivo nel passaggio di corrente nelle p.a.)

Il concetto di Tipo è da applicare più propriamente alle P.A., non ai dispositivi.

Lo stesso apparecchio infatti può possedere p.a. di tipo diverso: se nell'apparecchio c'è un solo tipo di p.a., si dice che quell'apparecchio è di classe X e tipo Y, tuttavia se l'apparecchio ha p.a. di tipo diverso non è possibile specificare il tipo dell'apparecchio, quindi il concetto di tipo non può essere univocamente esteso all'apparecchio.

TABELLE DI VALORI AMMISSIBILI PER I_D

Esiste, nelle norme, una tabella che ci informa sulle correnti di dispersione tollerate: valori ammissibili in condizioni normali e di primo questo.

Per condiz. di 1° questo (SFC) esiste una lista nella norma.

I valori delle I_D [μA] sono divisi a seconda del tipo di p.a., ripartiti per corrente continua e alternata → devo tener sotto controllo quelle in alternata perché causano interferenza con attività cardiaca-respiratoria, ma anche quelle in continua che non causano od interferenza con attività cardiaca o respiratoria ma siccome possono essere applicate per tempi lunghi possono causare comparsa di prodotti tossici (HCl o NaOH) al di sotto degli elettrodi a seconda del verso della corrente degli elettrodi → può causare a contatto un' ustione chimica che cresce e cute con il tempo.

- continua → più probabile ustione chimica (HCl o NaOH sotto gli elettrodi)
- alternata → più probabile interazione con attività cardiaca/respiratoria

Corrente di dispersione nel paziente

▶ Datta ammissibile paziente verso la terra

misuratore delle correnti di dispersione + apparecchio elettromedicale

Le p.a. vengono collegate tra Bio e con un cavo vengono mandate verso terra attraverso l'apparecchio di misura.

Lo stream di misura non è un microcoulometro, ma e⁻ molare e non misura la corrente che scorre in quella connessione se si fosse il paziente → misura le correnti.

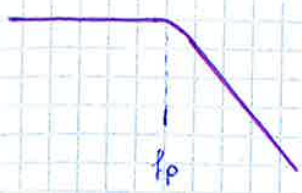
Misura	TIPO B		TIPO BF		TIPO CF	
	NC	SFC	NC	SFC	NC	SFC
C.C.	10	50	10	50	10	50
C.a	100	500	100	500	10	50

L'alternata fa male in modo diverso → anche se applicata per lungo tempo non causa ustione chimica, mentre la continua, anche se bassa, applicata per lungo tempo causa ustione.

ideale con morsetti del condensatore, con resistenza interna infinita \Rightarrow moltiplica valore della capacità C_1 per la res. visto dal cond. quando intra e uscita sono a vuoto (serie di R_1 e R_2)

$$\tau_p = C_1 \cdot (R_1 + R_2) = 15 \cdot 10^{-9} \cdot 11 \cdot 10^3 \approx 165 \mu s$$

$f_p \approx 1 \text{ kHz}$



Il tempo minimo è più sensibile alle correnti a freq bassa rispetto alle freq alte!

(o $f = 10 \text{ kHz}$)
Una corrente efficace forzata in ingresso di 1 mA risulta paragonabile e molto più piccola a 50 Hz.

Il sistema prevede a rimineralizzare un effetto rispetto alle frequenze di 50 Hz.

Misurazioni possibili:

①

Nei misuratore c'è un trasformatore che serve per isolare e opporre di misura della rete per sicurezza. Il suo secondario è collegato a terra e al dispositivo con un deviatore che permette di invertire le collegamenti, avere il senso di connessione delle spine:

La misura deve essere fatta in entrambi i casi perché non sempre è ripetibile. Si misura la corrente che potrebbe scorrere nel paziente verso la terra di protezione simulando la condizione in cui la corrente di dispersione ^{va} verso terra attraverso il conduttore di dispersione (CORRISPONDENTE DI PROTEZIONE)

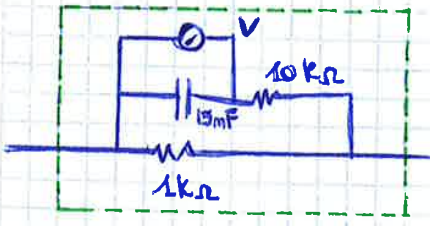
500 μA - 1 μA	BF
50 μA - 100 μA	CF

Il misuratore di corrente di dispersione conosce questi valori e misura

②

AE con un contenitore metallico
 Voglio misurare la corrente che scorre attraverso il paziente quando questo tocca l'involucro.
 Un puntale permette di forare il contenitore metallico per misurare la corrente che scorre verso terra attraverso il paziente

③ Strumento di misura (schema elettrico generico)



- Misura in condizione normale apparecchio alimentato in modo diretto o con alimentazione invertita; corrente di dispersione rimanda perché il conduttore di protezione e il sogetto sono in // (misura per entrambi le condiz. di inserimento della spina).

Abbiamo effettuato parte delle misure di sicurezza elettrica su un a.e.: se i volti rientrano in quelle norme per il tipo allora è la prova.

ASPETTI DI SICUREZZA ELETTRICA

16-10-2014

In che modo è possibile che la rete di distrib. elettrica o un apparecchio diventino pericolosi?

EFFETTI DI CORRENTE ELETTRICA SUL CORPO UMANO

Obiettivo: imparare a fruire delle descriz. tecniche di una situazione di pericolo, volutarie e intuitive: capire che essa può capitare ad una persona attraverso la corrente elettrica.

Effetti dipendono da 4 fattori: che devono essere considerati per la valutazione:

- ① **FDO** corrente (forma d'onda): il corpo risponde in modo diverso a seconda della Fdo. Maggioranze infortuni elettrica avvengono per esposizione alla rete elettrica che è in forma alternata sinusoidale → ecco perché in generale viene fatta questa assunzione: sin. 50Hz
- ② **INTENSITÀ CORRENTE**: passaggio di corrente attraverso un infortunato: mano → punto d'ingresso, piedi → punto d'uscita: deve conoscere 2 elementi per valutare l'intuita: TENSIONE DI CONTATTO (ΔV tra punto d'ingresso e di uscita) e IMPEDENZA offerta alla corrente dall'infortunato

$$I = \frac{V}{|Z|}$$
Legge di Ohm
- ③ **DURATA DELL'ESPOSIZIONE** (alla corrente): se viene sottoposto al passaggio di corrente l'effetto è tanto più grave quanto più dura l'esposizione a piccoli di intensità di corrente, anche se le relazioni non sono lineari.
- ④ **PERCORSO** della corrente all'interno del corpo colpito: percorsi più pericolosi o meno (se cambiate la frequenza corporea è più pericoloso che un percorso tra mano sx e piede)

Volgaro valutare le conseguenze dell'esposizione sull'infortunato: se la gravità è elevata deve intervenire, se è bassa posso anche trascurarla: è il compito del biomedico

in frequenza (max sensibilità tra 10 e 100 Hz)

Su un gran numero di persone la soglia di rilascio varia: una percentuale via via inferiore è in grado di rilasciare a un'intensità via via crescente.

10 mA (50 Hz) soglia di rilascio per la maggioranza

Azzando la freq diventa meno sensibile, esattamente come per la soglia di sensibilità

► Curve con 2 utilità:

- Quale è la risposta al variare della frequenza;
- Indicaz dirette → soglia percez = ci accorgiamo quando siamo attraversati da corrente dipende da essa, perciò interrompo il passaggio, ma se siamo al di sotto non ce ne accorgiamo e non lo interrompiamo e questo crea problemi.

soglia rilascio = se qualcuno mi dice che subitaneamente tocca un oggetto metallico e viene attraversato da corrente, a punto di corrente e danno è diverso se sono al di sopra o al di sotto: se sono al di sotto e mi accorgo di essere attraversato allora riesco a lasciare l'oggetto, se sono al di sopra non posso far nulla da solo (anche per minime variazioni)

EFFETTO DURATA DI ESPOSIZIONE

più l'esposiz è lunga, maggiore è il rischio a parità d'intensità di corrente.

- Diagramma $\left\{ \begin{array}{l} y = \text{durata (in ms)} \\ x = \text{ampiezze (100 \mu A - 10 A)} \end{array} \right.$ con fascia di 10 ms (un semiciclo della forma d'onda a 50 Hz)

Il diagramma è stato ricavato simulando un percorso umano 5x-piedi, ovviamente i risultati sarebbero cambiati analizzando un altro percorso.

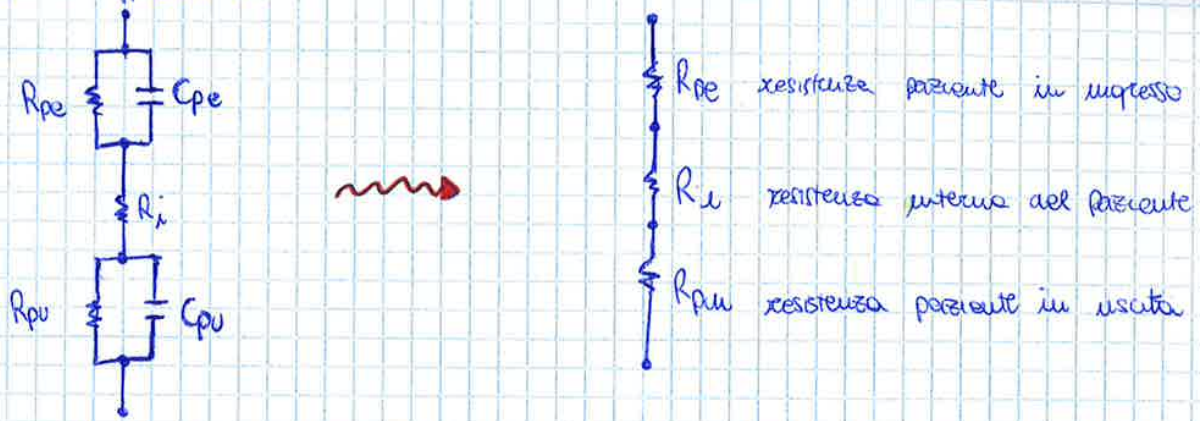
Ma qualunque esposiz. alla corrente elettrica è soggetta ai parametri D, I (durata e intensità): note le coordinate ad esse si può associare un punto preciso del piano del diagramma.

Il diagramma è suddiviso in 4 regioni o zone.

I pericoli associati al contatto dipendono dalle regione del piano individuata da queste due coordinate:

- **Zona 1**: regione in cui normalmente non si hanno reaz percettibili (sotto soglia di sensibilità). Indipendentemente dalla durata non capita nulla ⇒ SICUREZZA TOTALE per correnti inferiori a 0,5 mA
- **Zona 2**: si hanno reaz del corpo senza effetti fisiologicamente pericolosi (es. sento vibrazione o contrazione muscolo). La zona 2 è limitata a 5x da retro verticale, a dx

Un modello efficace è



Utilizzabile per frequenze $>$ di 1 kHz perché le capacità sono non mascherabili.

→ le R sono sufficientemente basse e C sono circuiti aperti \Rightarrow trascurabili a 50 Hz

Problema: capire i valori ragionevoli da attribuire a R_{pe} , R_{pu} , R_i .

a 50 Hz impedenze unicamente resistive: si utilizza il secondo modello. Per calcolare l'intensità devo conoscere il valore dell'impedenza interna + in ingresso + in uscita, è difficile conoscerla con una buona approssimazione (10-20%), ma per i nostri problemi è sufficiente.

NON LINEARITÀ DELLA RESISTENZA DEI TESSUTI

Mettendo 2 elettrodi sul corpo umano (mano-mano) misuro la resistenza: varia al variare della tensione applicata (cavando rispetto al laboratorio)

100 soggetti: impedenza s.m. 50 Hz:	5% $R < 1750 \Omega$	} $\Delta V = 25V$
	50% $R < 3250 \Omega$	
(valori di resistenza non sperati dalle percentuali di popolazione \Rightarrow indicate per varie ΔV)	5% $R < 1000 \Omega$	} $\Delta V = 20V$
	50% $R < 1350 \Omega$	
	90% $R < 2125 \Omega$	

Effetto della tensione sulle resistenze non mascherabili

RESISTENZA DELLA CUTE

Influenza R_{pe} e R_{pu}

- Considerando 1 cm^2 di cute \rightarrow bagnato / sudata $R_{pe} \approx R_{pu} \approx 1 \text{ k}\Omega$ per cm^2
- \rightarrow secca $R_{pe} \approx R_{pu} \approx 10 \text{ k}\Omega$ per cm^2
- \rightarrow secca e callosa $R_{pe} \approx R_{pu} \approx 100 \text{ k}\Omega$ per cm^2

Aumentando lo spessore dello strato corneo della cute (iscianta) la resistenza aumenta

\rightarrow valori di 2 ordini di grandezza

R_{pe} ed R_{pi} dipendono da \rightarrow stato della cute
 \rightarrow estensione sup. contatto
 \rightarrow tensione di contatto

durata e' effetto?

► Per conoscere la durata del contatto! $D = 2s$

ZONA 4 (non molto lontani dalla 3) \Rightarrow probabilità di fibrillazione ventricolare

Problemi possibili: ① fibrillazione ventricolare (FV)

probabilità non troppo elevata: più di metà della popolazione potrebbe avere fibrillazione ventricolare (50%.)

② Riscaldamento dei tessuti dovuto al passaggio di corrente elettrica
(sono condizioni difficili da determinare \rightarrow ragionamenti qualitativi).

Il riscaldamento può creare problemi?

1° interfaccia: ingresso di 1 cm^2 (area piccola)

2° passaggio attraverso i tessuti \rightarrow la corrente si apre, la densità di corrente scende e i tessuti si riscaldano poco

3° interfaccia metalo bassa area \rightarrow si riscalda poco

Il danno termico è più probabile nel polpastrello (area piccola)

$$R_p = 1\text{ k}\Omega$$

► $P_D = R \cdot I^2$ per dissipato del resistore attraversato da I

$$\hookrightarrow P_D = 1\text{ k}\Omega \cdot \underbrace{(0,145\text{ A})^2}_{0,02} \approx 20\text{ W}$$

Alta cute del polpastrello si genera potenza termica dell'ordine di 20 W
per 2 secondi: sono sufficienti per provocare un'ustione (non grave)

b)

Cosa capirebbe se la cute dei piedi fosse bagnata? I $25\ \Omega$ di R_{pu} diminuiscono, ma qualitativamente cambia poco! Il problema non nasce dalla dispersione dei piedi.

c)

Se il dito è asciutto R_{pe} aumenta di 10 volte:

$$\bullet R_L = 500\ \Omega \quad R_{pe} = 10\text{ k}\Omega \quad R_{pu} = 25\ \Omega \Rightarrow R_p = 500 + 10000 + 25 = 10525\ \Omega$$

$$\bullet I = \frac{220}{10525} = 21\ \mu\text{A} \quad \text{per } D = 2\text{ s} \Rightarrow \text{ZONA 3}$$

Voglio valutare la sicurezza del soggetto: invece di usare $R_p = 10525\ \Omega$ posso stimare

la corrente con $R_p = 10000\ \Omega$ che dà un margine di sicurezza maggiore: $I = 22\ \mu\text{A}$

Posso valutare la zona: regione 3 al confine con la 2.

- Fibrillazione ventricolare molto poco probabile

- Ustione

$$\bullet P_D = R \cdot I^2 = 10000\ \Omega \cdot (0,022\ \text{A})^2 = 4,84\ \text{W}$$

Corrente $\approx 1/50$ di quella di prima \rightarrow il quadrato diminuisce di 2 ordini di grandezza, mentre R cresce di 1 ordine \rightarrow il risultato diminuisce di 1 ordine di grandezza!

\rightarrow per cute si riscalda ma non tanto da ustionarsi!

$$I = \frac{V}{|Z|} = \frac{V}{\sqrt{(R)^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2}} \approx \frac{220}{8 \cdot 10^6} \approx 25 \div 30 \mu A$$

$$\frac{(1,5 \cdot 10^3)^2 + (8 \cdot 10^6)^2}{\text{trascurabile}}$$

Discorso generale per le approssimazioni → devo sempre specificare l'errore

Il paziente si trova ancora alle sx delle repliche 1 ⇒ non sembra molto differente di I: gli shock implicano SICUREZZA TOTALE

Se lo spessore fosse stato 2 mm la capacità sarebbe dimezzata: la corrente sarebbe raddoppiata ma ciò non avrebbe portato a variazioni sulla zona del diagramma

20-10-2014

RISCALDAMENTO DI UN VOLUME DI TESSUTO PERCORSO DA CORRENTE ELETTRICA

$$c(\rho S l) \Delta T = \left[\rho \cdot \frac{l}{S} I^2 \right] \Delta t$$

$$\Delta T = \frac{\rho}{\rho c} \left(\frac{l}{S} I^2 \right) \Delta t$$

- c = calore specifico
- ρ = densità
- S = superficie
- l = lunghezza
- ΔT = variazione temperatura
- ρ = resistività
- I = corrente
- Δt = intervallo di tempo

• Per risolvere un problema dobbiamo fare approssimazioni pesanti: non ci consentiamo di essere accurati nell'ordine del 10-20% ma l'errore è attorno al 50%

Si stima lo scald di temp in tessuto biologico percorso da corrente elettrica. È necessario conoscere quali sono le temp. pericolose, tenendo presente che gli effetti se soggetti sono legati all'entità della ΔT ma anche alla durata: effetti termici sui tessuti legati ad entrambe le variabili.

Tessuti biologici iniziano ad avere proble per $T \approx 45-46^\circ C$ → potenzialmente pericolose a secondo della durata dell'esposizione alla sobblta temperatura (esposizione di minuti porta alla distruzione delle cellule del tessuto surriscaldato).

Per le parti applicate esistono nelle norme limiti sulle temperature raggiungibili: 41°C (anche se mantenuti per minuti non producono alcun effetto negativo) → bastano pochi grad in più per fare danno (a secondo della durata)

• Per stimare ΔT in un volume di materiale percorso da corrente elettrica uso l'equazione: trattato nell'hp che il volume sia isolato termicamente dal resto del mondo

PROTEZIONE DAL PERICOLO D'INCENDIO

- Rischi diretti = veniamo feriti da correnti di rete elettrica (elettrocuzione accidentale)
- Rischi indiretti = indirettamente legati agli impianti elettrici, come l'incendio.

Incendio → rischio indiretto più pericoloso, specialmente all'interno di una struttura ospedaliera.

L'impianto elettrico facilita la comparsa di un incendio

Per sviluppare un incendio devono essere 3 fatti:

- carburante: elemento facilmente reperibile (abiti, capo umano...)
- comburente: O_2 presente ovunque o sia aria atmosferica (21%)
- innesco: è la fonte dell'incendio, altrimenti carburante e comburente possono convivere; l'impianto elettrico può fornire la scintilla d'innesco.

Devo fornire energia sufficiente per far innescare il processo di combustione:

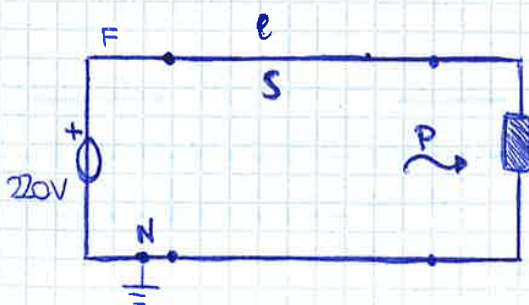
50-60% incendi hanno impianto ed come fonte d'innesco, lo diventa perché si suriscalda od una T sufficientemente alta in prossimità del carburante. È importante che i conduttori dell'impianto (parte che si riscotta)

L'impianto si riscalda in 2 modi:

- Contattando: è in condiz di sovraccarico = energia corrente maggiore rispetto a quella per cui è progettato (Pot raggiunge T sufficienti per l'innesco).
- Conto circuito: le linee di neutro e quello di fase vengono direttamente a contatto in un certo punto dell'impianto → nei conduttori iniziano a credare un'ignara di Ampère

L'impianto non deve avere cavi a vista: se si riscalda un cavo nel muro è più difficile che diventi innesco a differenza di cavi scoperti ed esposta combustione.

La protezione di un impianto è fatta perché deve trasferire una certa potenza al carico → operazione di dimensionamento (casa $3 \div 4,5$ kw: conduttori progettati per consentire correnti fino a $16 \div 22$ A) → se si tenta di prelevare pot istantanea maggiore di quella in grado di fornire, l'impianto può suriscaldarsi o danneggiarsi: non deve avere solo sicurezza strutturale ma anche DISPOSITIVI DI INTERRUZIONE che impediscono di prelevare potenza troppo alta



- Ha un serie resistore + condensatore (impedenza induttiva trascurabile);
- linea elettrica: lunghezza l, sezione s;
- Carico che assorbe una certa potenza P

- Esistono le CURVE DI INTERVENTO dei fusibili, divise in base alla corrente nominale.
- La CORRENTE NOMINALE di un fusibile è la corr. più alta garantita che può scorrere per tempo indefinito nel fusibile senza causare fusione.

Mette curve (divise per corrente nominale) comparare la corrente sotto cui scende e il tempo prima di fondersi sotto cui scende; all'aumentare dell'intensità della corrente diminuisce il tempo impiegato per fondersi (ovviamente fonde prima se è più alta).

Il fusibile ha una sua resistenza, ma è relativamente piccola considerata la corrente massima che può accogliere: porta via poca tensione dal carico.

nel caso analizzato userei fusibile da 16A.

- Unico effetto negativo: introduzione di piccola caduta di tensione.
- Vantaggio: in corto circuito si interrompe grazie alla fusione del fusibile: si sviluppa poca energia termica perché i tempi di fusione sono brevi: corrente pari a zero eccetto il piccolo intervallo di tempo per la fusione \Rightarrow l'impianto non si surriscalda più.

Esistono fusibili più o meno lenti, quelli che intervengono più lentamente sono utili se i carichi richiedono correnti elevate per breve intervallo, per scelte di merito: un fusibile troppo veloce scenderebbe velocemente perché oltre i 16A ma sarebbe veloce, posso usare un fusibile lento che consente correnti elevate per tempi brevi. I due tipi sono

<u>RAPIDI</u>	F	FF
<u>RITARDATI</u>	R	RR

- Il fusibile non può interrompere correnti troppo intense perché in esso si potrebbe originare un ARCO ELETTRICO (a causa della ionizzazione del gas al suo interno) che ripristinerebbe la conduzione.

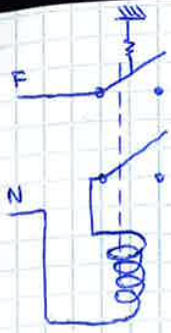
- Si specifica il POTERE DI INTERRUZIONE del fusibile (aumenta o diminuisce del gas presente all'interno del tubo). massima corrente che deve garantire ancora di poter interrompere: il fenomeno dell'arco elettrico si presenta in presenza di tensioni elevate alle quali può bruciare il circuito.

Il vantaggio del fusibile è la sicurezza, ma quando interviene si guasta e lo si deve sostituire: non sono più presenti tutte cose



per $I < I_m$ (corr. nominale) il fusibile non interviene

- Esiste anche il parametro TENSIONE DI LAVORO = max tensione che il fusibile deve essere in grado di interrompere.



Favorisce lo sgancio delle ancorette

L'interuttore collegato ad una molla d'azione

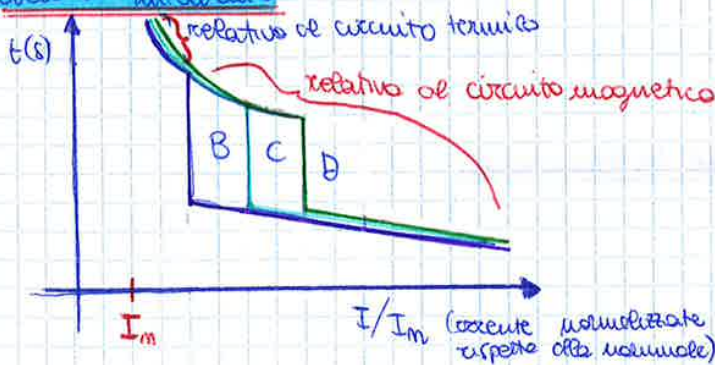
interuttore del tipo TINO/NIENIE => meccanismo rapido per sovracorrenti elevate

3) Nell'ancoretta agisce anche circuito TERMICO

LAMINA BIMETALLICA costituita da metalli diversi con diverso coeff. di dilatazione alla temperatura: essi sono percorsi dalle correnti erogate \rightarrow si scaldano ed essendo sovrapposti raggiungono la stessa T ma si dilatano in modo diverso \rightarrow la lamina tende ad incurvarsi tanto da azionare a sganciare l'ancoretta e immescare la molla.

Se ho piccola sovracorrente, per azionare o deprimere tale da sganciare l'ancoretta impiegano tempo, se ΔT è elevata l'intervento è più rapido perché le metallo si dilata più velocemente. Interventi tanto più lunghi quanto più la corrente è vicina al valore nominale I_n .

Curve di intervento



Intervento quando si sale al di sopra delle curve evidenziate

► Quando la corrente supera il valore di m volte la corrente nominale, interviene il circuito magnetico indipendentemente dal sovraccarico (a patto che sia $m \cdot I_n$)

Ho migliorato il fusibile: dispositivo che diventa ancora più rapido oltre un certo limite.

• Gli interruttori magnetotermici sono suddivisi in 3 tipi: a curva di intervento B C o D, con differenza della soglia alla quale interviene il circuito magnetico (SOGLIA DI INTERVENTO)

- B** $3 \div 5 I_n$
- C** $5 \div 10 I_n$
- D** $10 \div 20 I_n$

Il tipo B è ottimo se sei certo di non poter avere sovraccarichi eccessivi per tempi molto brevi \rightarrow non può funzionare nelle case \rightarrow probabilmente elettrodomestici richiedono sovraccarico per breve tempo \rightarrow si usa il tipo C con soglia di intervento maggiore (10A) \rightarrow interviene tra

Se tutti si attengono alle regole la probabilità di questo macroshock è veramente minima.
 C'è la possibilità impiantistica di prevenire lo SPCD, la **TRASFERIMENTAZIONE DI ISOLAMENTO**, che in ambito medico è usata anche per altri fini.

2) MACROSHOCK PER CONTATTO INDIRECTO

▶ **Infiammato viene a contatto con parte metallica che normalmente non è in tensione ma lo è diventato a causa di un guasto** (es. elettrolitico con contenitore metallico collegato direttamente alla fase)

es. ciambino metallico collegato alla fase ma non c'è una terza di protezione
 60-70% degli infartti elettrici sono di questo tipo.

- Si può prevenire in modo pressoché totale: se un dispositivo è a regola d'arte la probabilità di subirlo è nulla.

3) MICROSHOCK

▶ **Infiammato di tipo elettrico del quale possono essere vittime solo quei pazienti in cui esiste percorso a basso impedenza tra esterno del corpo e interno attraverso muscolo cardiaco o grande vaso sanguigno.**

Consiste nel passaggio di una corrente tra l'est e l'int applicato direttamente sul cuore o in prossimità (con elettrodi di piccola superficie → alta densità-area che può essere pericolosa anche per soli 100-150 μA → fenomeno ancora più pericoloso perché è al di sotto della soglia di sensibilità).

Esistono negli anni '50-'60: collegamento pace-maker ed elettrocardiografo mediante catetere → capotiva fibrillazione ventricolare quando un medico interviene sul catetere. Mani del medico non guantate (ma non isolate): il medico tocca una lampada calda che trasmette corrente al catetere che a sua volta trasmette corrente al paziente.

- Può essere tenuto sotto controllo: avviene a partire da correnti basse.

RIMEDI e PRECAUZIONI

1) MACROSHOCK PER CONTATTO DIRETTO

Il paziente entra in contatto con la fase (voltaggio F), nello spazio la corrente è $I_p = \frac{E}{|Z_p|}$

Precauzioni: **impedire + forcellare**

- **trasformatore di isolamento**

anche per garantire la continuità di alimentazione degli apparecchi anche in caso di 1° guasto

- **interuttore differenziale**

DISPENSARE: bamba più grande e, tanto migliore è il contatto col terreno.

Il cavo ha comportamento resistivo: i cavi hanno resistenza piccola ma finite
 $R = \rho \frac{l}{S}$ con $\rho = 0,018 \frac{\Omega \cdot \text{mm}^2}{\text{m}}$ per il rame; la resistenza è calcolabile per tutti i conduttori.

In generale, considerando che la sez del cavo è di $2,5 \div 4 \text{ mm}^2$ sui piani e $6 \div 8 \text{ mm}^2$ per il cavo di discesa, la resistenza dei cavi più l'antenna e il dispersore R_D ha valore di decimi di Ω , trascurabile rispetto alla resistenza del dispersore.

Anche il dispersore, che consente di avere collegamento ideale alla terra, ha una resistenza di dispersione R_D . Si possono avere anche valori molto piccoli, ma sono costosi: in genere variano tra pochi Ω e $10-15 \Omega$.

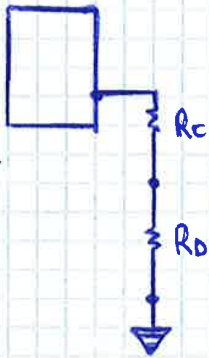
Normalmente e quindi la R_D od essere sensibilmente più alta di quella dei cavi.



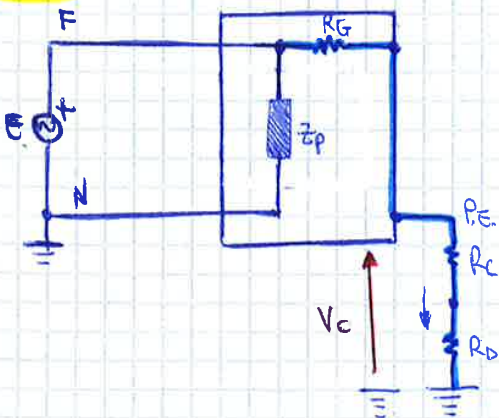
Ma si può dunque avere la situaz. ideale di collegamento diretto tra conduttore metallico e terra:

$$R_C \ll R_D \Rightarrow R_C + R_D \approx R_D$$

La resistenza importante è quella del dispersore, ma è difficile da ottenere con precisione perché dipende anche dal terreno → si può misurare



Problema



A pochi non so se qualcuno che tocca il conduttore è sicuro: il conduttore verso terra è attraversato da corrente che genera la tensione **V_C TENSIONE DI CONTATTO**.

$$V_C = E \frac{R_D}{R_D + R_C}$$

(serie di R_C e R_D)

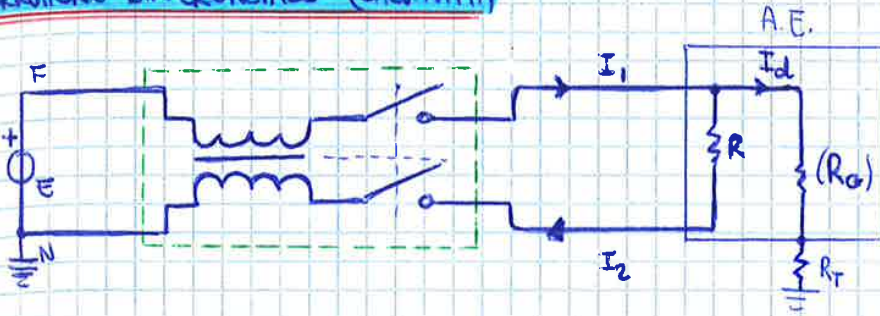
Ma si usa perché R_G non è nota, però lo volutare il colto circuito per cui la tensione di contatto è pari alla tensione di rete E.

Allora cosa serve l'impianto di terra? Meo caso peggiore ho addirittura la tensione di rete!!

Senza che nella condiz. reale con R_G molto piccolo non garantisce la sicurezza perché V_C diventa molto grande: la soluzione non è quella di migliorare l'impianto di terra.

Dice $V_C = E$ per $V R_D \Rightarrow$ generatore può far scorrere una corrente grande quanto vuole: collegando a terra potenzialmente pericoloso per quella linea, perché non è stata progettata per elevate correnti (a resistenza molto bassa).

B) INTERUTTORE DIFFERENZIALE (SAVVITA)



Il nucleo magnetico ferromagnetico con 2 avvolgimenti paralleli identici, e un percorso della corrente verso il carico, e l'altro della corrente del carico al generatore.

- Supponendo inesistente la resistenza di guasto R_g avviene la seguente cosa:
i campi magnetici che si vengono a creare nel nucleo ferromagnetico sono istante per istante uguali perché le due correnti sono uguali ma di direz. opposta \Rightarrow i due interuttori rimangono chiusi.
- Se si crea il percorso di guasto la corrente si comporta diversamente: parte della corrente I_1 torna al generatore attraverso terra (ed. di dispersione): $I_1 = I_2 + I_d$
Per cui $I_1 \neq I_2 \Rightarrow$ campi magnetici diversi, campo magnetico non nullo ^{proporzionale alla differenza tra le correnti} che agisce su un'ancoretta di materiale ferromagnetico permettendo l'apertura degli interruttori.
Lo scatto avviene quando corrente di andata e ritorno differiscono di un certo valore soglia che può essere leso piccolo.

Il campo magnetico generato applica una forza proporzionale alla sua intensità per spingere un'ancoretta: se la forza è sufficiente avviene l'interruzione.

- ΔI {
- 1 A
 - 300 mA
 - 30 mA (nelle case) \Rightarrow MFCI
 - 10 mA (ad alta sensibilità) \Rightarrow MFCI + MFCO

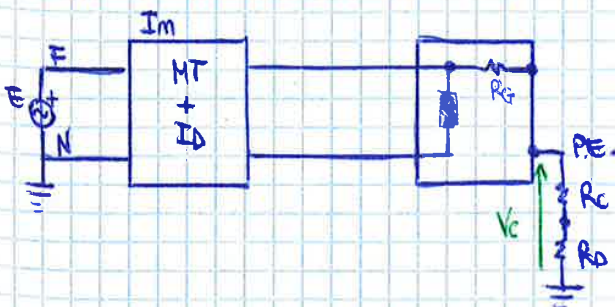
Nelle case ho 30 mA perché è la soglia al di sotto della quale sono protetto da f.v.

10 mA sono prossimi al confine tra risposta 2 e risposta 3.

10 mA - 30 mA \rightarrow valori soglia da usare per la protezione da microshock per contatto indotto !!

Il vantaggio dell'ID in caso di un MT:

- \rightarrow MT garantisce rispetto ai sovraccarichi con stessa corrente d'andata e di ritorno
- \rightarrow ID protegge dal rischio di visto della corrente di dispersione verso terra volutando solo la differenza andata e ritorno



$$I_m = 16 \text{ A} \quad \Delta I = 30 \text{ mA} \quad V_c = 24 \text{ V}$$

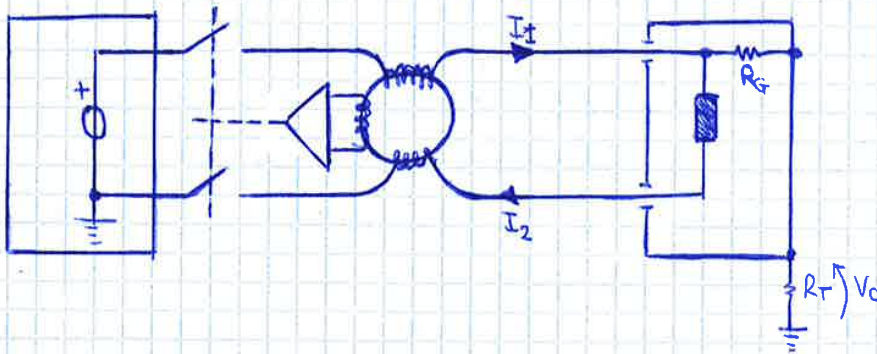
$$V_c = R_T \cdot \Delta I \Rightarrow R_T \leq \frac{24}{30 \cdot 10^{-3}} = 800 \Omega$$

max cor. che può scendere verso terra

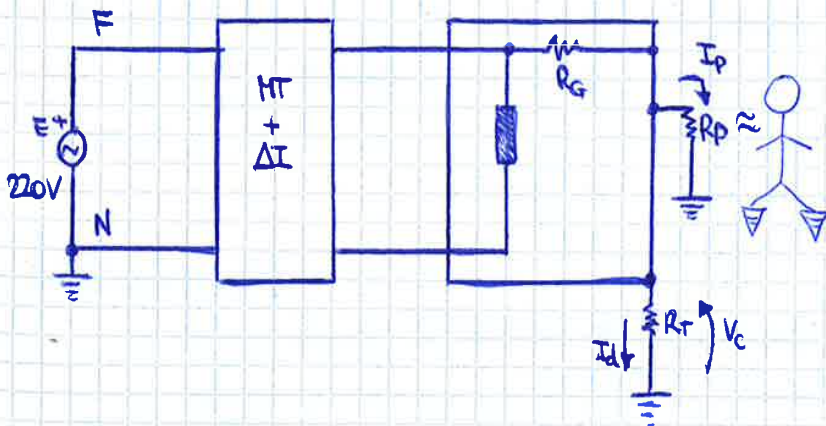
Adesso il MT garantisce solo contro i sovraccarichi della linea, mentre l'ID è molto più

- ID esistono di diversi tipi: molte cose di solito e di **tipo AC** = sensibile alle corr. di disp. altercate a lente iniezione e a rapida iniezione (sempre alla freq. di rete): può instaurarsi in modo lento oppure veloce. Sentono solo correnti altercate: basto per proteggere dalle correnti in ambiente civile per elettrodomestici (Meth a.e. sono poggiate ad elettrodomestici).
- Non funzionano se I_D sono **pulsanti o unidirezionali** (anche a freq. più alta di quella di rete): si possono querere se ho canali protetti da INVERTER (→ condizionatore sul circuito alimentazione basato su sistemi di commutazione (20-25 kHz) e possono dare correnti I_D pulsanti) → con tipo AC non sono protetto: vole avere in ambiente ospediero. Esiste ID di **tipo A** sensibile anche a queste componenti ma ho un costo superiore.
- Esiste il **tipo S** può essere di tipo A o AC ma è ritardato, non utilizzabile per la protezione da microshock per contatto indotto ma utile in campo industriale dove alcuni utilizzatori possono generare correnti di dispersione per pochi ms al momento dell'alimentazione.

Come valutare il rischio del MPCI in un ambiente?



Schematizzazione impianto cu. elettrica



Per conoscere I_p , durata esposizione per valutare il danno.

- 1) Il valore R_p , ipotizzando 20V, vole almeno 500 Ω più qualcosa che dipende dal tipo di contatto $\Rightarrow R_p \geq 500 \Omega$
- 2) $R_p \leq 10 \Omega$ (grassa differenza fra R_p e R_r)

3) MICROSHOCK

Le correnti sono piccole, di solito, sono sotto lo soglia di sensibilità (100-200 μA sufficient per f.v) e 100 μA possono essere percepiti da medio a paziente inibitori.

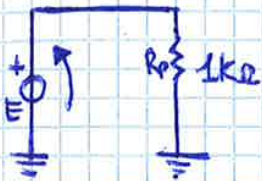
È facile individuare lo vittima: deve esistere percorso diretto \rightarrow catetere, intersezione di cardiocirurgia o odontoiatri o di tipo Paparoscopico.

Le correnti che si richiama sul muscolo cardiaco possono avere origini diverse ^{tramite elettrodi}

1) dunque da un apparecchio esterno collegato al paziente e trova un percorso verso terra attraverso il paziente passando attraverso il catetere collegato a terra tramite un altro apparecchio.

2) paziente a contatto con parte metallica non al potenziale di terra.

ALTO PASSIVO
causa un percorso



Il problema può nascere per $I_d \geq 50 \mu A \div 100 \mu A$

\Rightarrow Differenze di potenziale pericolose possono da $E \approx 50 \div 100 \text{ mV}$ possono qua essere rischiate per f.v: $I_d = \frac{E}{R_p} = \frac{50 \cdot 10^{-3}}{1000} = 50 \mu A$

3) l'apparecchio collegato al catetere impone una certa I_d per poi richiudersi verso terra attraverso un altro percorso richiudendosi verso terra \rightarrow **ALTO ATTIVO**: finisce la I_d tra ext e int del corpo (catetere-terra)

\Rightarrow bastano ΔV piccole \Rightarrow situazione molto pericolosa.

► Come prevenire?

- Usare se paziente A.E. di TIPO CF che garantiscono che la massima $I_d \leq 10 \mu A$ e I_d però si sommano: se lo più a.e. deve sommare le I_d degli apparecchi (però per il tipo CF c'è limite più basso).

Inoltre gli strumenti sono pochi limitati I_d verso l'esterno e anche dall'esterno verso il paziente, non permettendo di essere percorsi dalla I_d generata da altri apparecchi (strumento supplementare).

- Nel caso b) l'uso di strumenti di tipo CF non è sufficiente: deve avere elementi equipotenziali attorno al paziente (\Rightarrow anche se tocca il percorso è equipotenziale, perciò $I_d \approx 0$).

Equipotenzialità completa è impossibile, ma posso ottenere una certa riduzione di sicurezza.

La prevenzione è semplice:

- 1) Strumentazione di TIPO CF collegato al paziente e al catetere
- 2) Garanzire equipotenzialità del potenziale delle masse conduttive attorno al paziente.

EQUIPOTENZIALITÀ: ANELLO

Metà umano del paziente è molto complessa: esistono un certo n° di apparecchi collegati al paziente e alla terra attraverso un impianto di terra. Il paziente è su tavolo conduttivo.

- Schematizzando il conduttore di terra esso ha resistenza non nulla:

$$R_w = \rho \cdot \frac{l}{S} = 0,018 \cdot \frac{5 \text{ m}}{2,5 \text{ mm}^2} \approx 36 \text{ m}\Omega \quad (\text{per } \rho = 5 \text{ m} \text{ e } S = 2,5 \text{ mm}^2)$$

- Attraverso il cavo provengono correnti di dispersione anche provenienti dalle stanze vicine: posso avere $I_d = 500 \text{ mA} / 1 \text{ A}$ (a titolo di esempio)

\rightarrow se $I_d \approx 1 \text{ A}$ ottengo diff. di pot $V_{N_2 N_3} \approx 36 \text{ mV} = R_w \cdot I_d = 0,036 \Omega \cdot 1 \text{ A}$

$$I_p = \frac{180 \text{ mV}}{1 \text{ k}\Omega} = 180 \text{ mA}$$

Ho simulato il posto letto dagli altri posti letto: effetto delle correnti limitate \Rightarrow correnti piccole
30-10-2014

Misure di prevenzione per evitare il microshock: CF + presenza nel locale di un modo equipotenziale (e comunque presente l'impianto di terra).

Per gli ambienti medici sono prescritti entrambi.

In particolare il modo equipotenziale è costituito da uno specifico conduttore di protez. che collega le prese ad un singolo Ne \rightarrow si collegano ad esso le superfici metalliche accessibili per ottenere equipotenzialità ovunque. La corrente di dispersione dei singoli apparecchi è limitata a 5 mA.



Appiungendo il cablo di resistenza dei fili si ottiene 100 mA \rightarrow corrente massima ammessa \Rightarrow sicurezza

Il modo equipotenziale è un modo di terra migliore ma è più costoso \rightarrow si usa anche dove non prescritto per sicurezza.

MODO EQUIPOTENZIALE: CARATTERISTICHE

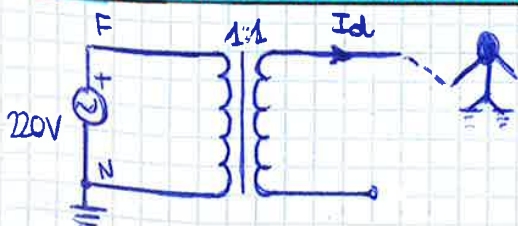
Una barra di materiale conduttivo (rame) reso inerte chimicamente (lunghezza 10-30 cm; larghezza 15-20 mm; spessore 4-6 mm) \rightarrow ricavo per filettati ad ognuno è collegato uno dei cavi degli apparecchi o superfici metalliche \rightarrow ogni cavo ha un contattore. Dal modo deve poter essere scollegato un qualunque apparecchio (se è danneggiato, si deve poter scollegare dalla rete di alimentaz e del modo).

Le caratteristiche facilmente scollegabile \rightarrow vite da svitare da parte del tecnico che deve usare un utensile (non può usare una persona qualunque)
taghettine per identificazione dei singoli cavi per poter intervenire rapidamente. Ma si possono collegare più cavi alla stessa vite.

Sezione minima dei cavi: 6 mm^2 \rightarrow resistenza bassa per ottenere ΔV bassa, inoltre deve avere resistenza meccanica del cavo per evitare rotture.

Il Ne si trova in una scatola a muro coperta da un copercchio trasparente e ad un'altezza modo per essere facilmente reperibile (1,70 m).

IL TRASFORMATORE DI ISOLAMENTO NELLA PREVENZIONE DI MACROSHOCK



Ambiente critico ma non per il microshock: il transf di isolamento è utile per le macroshock per mettere a terra.

A) Situazione senza trasformatore

Linea monopase con 4 utilizzatori di classe 1 attaccati (attaccati anche alla P.E.). In caso di guasto si crea una resistenza di guasto, a causa della quale debbano refluire alla terra il morsaio di fase attraverso R_F

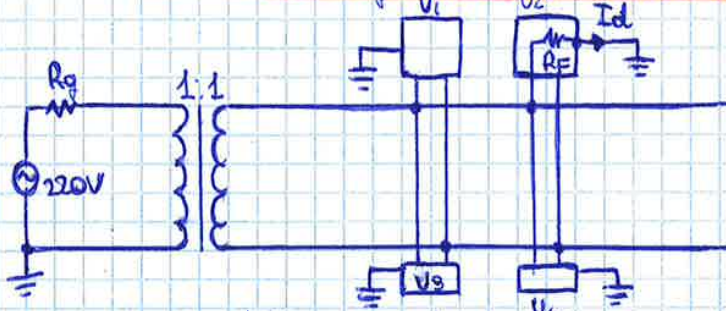
Differenza di potenziale data da partitore resistivo (tra fase e neutro):

$$V_{F-N} = 220 \cdot \frac{R_F}{R_F + R_G}$$

Al diminuire di res. di guasto R_F la tensione V_{FN} diminuisce: smettere di funzionare

tutti gli apparecchi esposti alla linea perché V_{FN} diventa nulla o quasi. Per conseguenza di guasto su U_2 , smettono di funzionare tutti gli apparecchi.

B) Come cambiano le cose col trasformatore di isolamento



Tra gen e linea ho introdotto il trasformatore di isolamento.

Si determina res. di guasto tra morsaio e conduttore dell'apparecchio ma siccome i morsetti del trasf. non sono riferiti a terra non scorre corrente → non causa caduta di tensione → gli altri apparecchi continuano a funzionare. Oggi c'è un'esigenza

fondamentale in una sala operatoria, ma un tempo non era prevista → non c'era la tecnologia odierna, al paziente non erano collegati molti apparecchi e nessuno di essi fondamentale per la sua vita, inoltre gli interventi erano più semplici.

Con l'evoluzione della cardiocirurgia si è reso necessario lo sviluppo di macchine per la circolazione extracorporea e tecniche anestetiche più complesse → necessità di un intervento a livello impiantistico

Il TDI consente di garantire continuità di alimentazione a tutte le macchine per 1° guasto.

- In condizione di 2° guasto (es U_4 con resistenza di guasto): aumento della corrente proprio del 2° → crece la corrente al 1° → diminuisce tensione al 1° → c'è di nuovo il problema (ovviamente il 2° guasto ha conseguenze diverse a seconda della sua origine).

→ Dal punto di vista impedimentistico, a valle del trasf. di isolamento si devono inserire interruttori magnetotermici a protezione dell'impianto: non sotto linea perché limiterebbero l'attività del trasformatore (→ non subito dopo il trasf.) ma a monte dei singoli utilizzatori (ad ogni presa). Se un apparecchio chiede potenza troppo alta viene interrotto.

Ma deve esistere l'interuttore differenziale

- 1) è un controsenso → se il trasf. funziona non ha corrente I_d verso terra: spreco soldi perché essendo I_d già limitata ($\leq 1 \text{ mA}$) e I_D non potrebbe mai intervenire.

$$I_d = \omega C_p \cdot V \approx 300 \cdot C_p \cdot V = 3 \cdot 10^2 \cdot C_p \cdot 220 = 6,6 \cdot 10^4 \cdot C_p \Rightarrow C_p \approx \frac{I_d}{6,6 \cdot 10^4}$$

La massima impedenza che $I_d \leq 1 \mu A \Rightarrow$ sostituisco: $C_p = \frac{10^{-3}}{6,6 \cdot 10^4} = \frac{10^{-7}}{6,6} \approx 15 \text{ nF}$

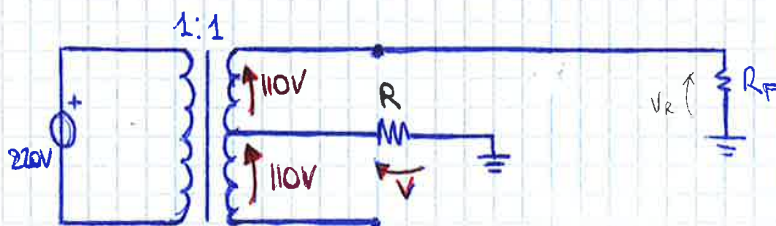
nessuna norma prescrive che $C_p \leq 15 \text{ nF}$, e nessuna vincola solo I_d , ma in base al modello analizzato $C_p < 15 \text{ nF}$

È un trasformatore da 10 kW con 15 nF e qui un buon trasformatore (costoso) complicando il modello si semplifica e cose.

→ MONITOR DI ISOLAMENTO

Resistenza di questo R_F comparata, non siamo in grado di accorgercene: se dopo il guasto non viene provveduto al funzionamento dell'apparecchio, non me ne accorgo e non posso proteggermi da un eventuale 2° guasto per cui non sono più protetto → senza energia e tutti gli onestatori. È necessario mettere l'isolamento verso terra del secondario tramite un circuito verso terra che mi avverte: di lì **MONITOR DI ISOLAMENTO o SISTEMA DI**

REPLICA DEL SOLAMENTO



$$V_R = 110 \cdot \frac{R_F}{R + R_F}$$

$$V = R \cdot I_d \rightarrow I_d = \frac{V}{R} \leq 10^{-3}$$

$$\frac{110}{R + R_F} \leq 10^{-3} \quad 110 \cdot 10^3 \leq R + R_F$$

$$110 \text{ k}\Omega - R \leq R_F$$

$$R_F \geq 10 \text{ k}\Omega$$

Per evidenziare la comparata di un collegamento verso terra di uno dei morsetti del 2°

possa fare un 2° con 3 morsetti e una presa centrale con resistenza R: si genera di sua capi una tensione $V = R \cdot I_d$. se i morsetti del 2° sono isolati $I_d = 0$ perciò $V = 0$:

so che la corrente dispersa del 2° verso terra è nulla.

Se compare R_F di questo il resistore viene partizionato tra R e R_F di 110V: $V = 110 \cdot \frac{R}{R + R_F}$

tanto più vicino a 110V quanto più R_F è piccolo.

Misurato V posso ricavare $I_d = \frac{V}{R}$. R fa cadere l'isolamento del 2° impedendolo a terra, ma sappiamo che il 2° è già riferito a terra per C_p , perciò

ci basta che il 2° sia isolato a sufficienza: garanzia $I_d \leq 1 \mu A$. Tutto funziona a

patto che $R \geq 110 \text{ k}\Omega$. La norma è meno restrittiva perché dice che la resistenza interna del sistema di isolamento deve essere $R \geq 100 \text{ k}\Omega \rightarrow R_{max} \geq \frac{V_{max}}{I_{d,max}} = \frac{110 \text{ V}}{10^{-3}} = 110000 \Omega$ ($I_d = \frac{V}{R} \leq 10^{-3}$)

- Il circuito allarmante deve avere allarme ottico e acustico: la sua progettazione è complessa. L'allarme ottico non può essere disinseribile (chirurgi chiama tecnico e decidono se proseguire con intervento), quello acustico deve poter essere spento.

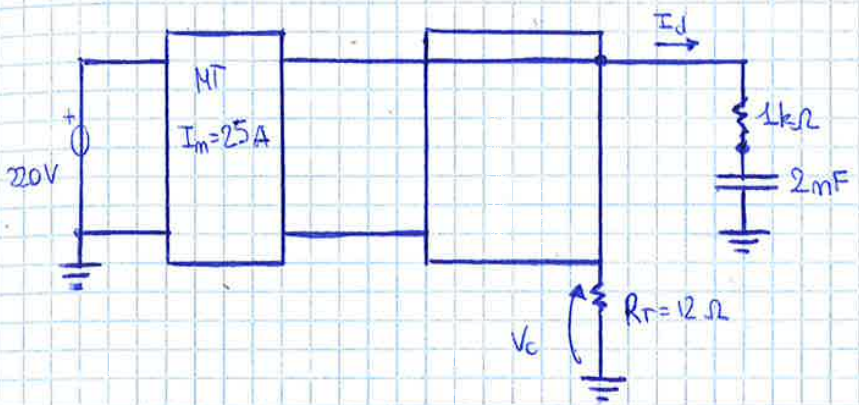
Gli allarmi devono intervenire se la resistenza di isolamento del 2° rispetto a terra scende sotto 50 kΩ

In un locale la rete di distribuzione elettrica (220 V) è protetta con interruttorino MT ($I_n = 25 A$), e presente impianto di terra con resistenza verso terra di 12Ω

↑
NOMINALE

- A) tens. contatto in caso di perdita di isolamento di attrezzatura
- B) contatto paziente (riferito a terra mediante calzature isolanti di Capacità complessive di $2 mF$) con polso della mano (res. di contatto $1 k\Omega$, trascur. res. dei tessuti)
- C) se $D = 2 s$ ho rischio di f.v.?
- D) l'impianto di terra soddisfa i requisiti normativi?

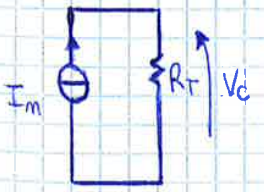
Si parte dalla rielaborazione del circuito



- A) Ricerca di questo fatto circuito (caso peggiore $R_G = 0$, con R_0 res. di questo) V_c ?

Metodo semplificazione

Voglio ricavare il potenziale di contatto V_c , e' come se avessi un generatore di corrente che forza I_m nel seguente circuito

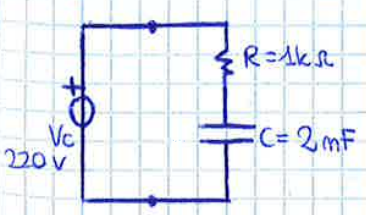


$$V_c = I_m R_T = 25 \cdot 12 = 300V \text{ No } \Rightarrow V_c = 220V$$

Non posso avere più di 220 V siccome la tensione di contatto attempted è superiore alle tensioni di rete, devo prendere quello di rete

- B) I_d ?

Schema semplificato



$$|I_d| = \frac{220}{\sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2}} \approx \frac{220}{\sqrt{(10^3)^2 + \left(\frac{1}{3 \cdot 10^2 \cdot 2 \cdot 10^{-9}}\right)^2}} \approx \frac{220}{1,6 \cdot 10^6} \approx 140 \mu A$$

trascuro il quadrato di un kΩ rispetto al quadrato di un megohm (1 parte per milione come approssimazione)

4-5% più piccolo del valore reale
↑
stima in eccesso del 5%

LOCALI AD USO MEDICO

3-11-2014

Locali ad uso medico divisi in 4 gruppi a rischio crescente per imprevisti: a carico della classificazione ed viene impostato procedimenti per la protezione da incendio e microshock

Classe I

- Camerate di degenza (ricovero paziente): atti medici semplici, uso medicamentoso. E' possibile introdurre apparecchi elettromedicali (a.e.)
- Ambulatori medici di TIPO B: non si utilizzano a.e. oppure sono privi di parti applicate

Classe II

- Ambulatori medici di TIPO A: a.e. con parti applicate ma non si praticano anestesi. Se si intende usare un locale fuori delle strutture d'uso si deve consultare il biomedico per valutare e limitare i rischi, si verificano problemi di appropriamento dei locali di quali si espone il paziente e i rischi associati

Classe III

- Esami di fisiopatologia: collegamento ad a.e. ai pazienti per esami, non terapia
- Idroterapia: fontane, acque, vapori → ambiente termale e considerato un locale medico. A causa delle presenza di un elevato tasso di umidità ambiente le conduttività è elevata
- Locali per sedute di terapia fisica o dialisi: diode elettromagnetiche, ultrasuoni, massaggi, dialisi emodialisi (anche se il trattamento di dialisi è operato a domicilio → la stanza è gruppo III)
- Locali per uso estetico: uso di apparecchi elettrici per scopo estetico
- Locali per esami radiologici: diverso di gruppo III

Gruppo III

- Locali di sorveglianza/terapia intensiva: controllo e stimolazione/sostituzione di funzioni fisiologiche con a.e. (locali del pronto soccorso e di sorveglianza)
- Locali in cui si pratica anestesia: paziente sotto effetto anestetico perde coscienza e sensibilità: non si può accorgere di esue piccolissime da corrente elettrica
- Locali in cui si pratica chirurgia (persone/animali): camere operatorie, per ingegneria chirurgica, quelle di gruppo per le persone...

NB

CARDIOLOGIA INTERVENZIONISTICA = ramo che comprende atti medici compiuti dal cardiologo prettamente attraverso catteteri introdotti nel sistema circolatorio centrale o nel cuore (attraverso vene/arterie si spinge le catetere sotto guida radioscopica): pericolosa per il catetere.

CARDIOLOGIA INTERVENZIONISTICA = tecniche basate sull'introduzione di cateteri che possono arrivare in distretti diversi dell'apparato circolatorio, e l'intervento portato avanti dal radiologo specializzato → non è chirurgia.

Sistemi di protezione contro i contatti indiretti

Gruppo I

- Richiesto intervento automatico del circuito: MT or ID (consigliato, ma non sempre è adatto) → possibile di prendere precauzioni diverse. Solitamente ID è coordinato dalla cascata di un MT
- SELV (Safety extra-low voltage): introdurre nei locali ad uso medico una linea di alimentazione a bassissima tensione: $V_e < 25V \Rightarrow$ sicurezza. Se realizzassimo alimentazioni con tensione inferiore a 25 eliminiamo rischio di microshock per contatto diretto e indiretto → esiste sempre linea a bassa tensione per alimentazione di determinati apparecchi
Linea selv adatta per locali di Gruppo I

- Componenti di classe II: utili, hanno duplo isolamento di sicurezza e non richiedono messa a terra.
- Trasformatore di isolamento: adatto

Gruppo II

- MT: non adatto per intervento automatico, protege solo da sovraccarico: è necessario ID in cascata, non posso avere solo MT, ho anche ID.
- SELV: adatto
- Componenti di classe II: adatto
- Trasformatore di isolamento: adatto

Gruppo III

Gruppo III

- MT non adatto → non è sufficiente per l'interruzione dello corrente
ID ammesso solo per i circuiti a tensione nominale $V_n < 380V$ che alimentano apparecchi industriali, utilizzatori con $p > 5kVA$, apparecchi di illuminazione non a portata di mano
- SELV: non adatto (può essere presente), non è sicuro per NPCI
- Componenti di classe II: non sufficienti per protezione da NPCI
- Trasformatore di isolamento: unico metodo accettato per gli apparecchi per cui è adatto, ma a suo devo apparecchi che non accettano alimentazione di tipo fase-fase.
La protezione da NPCI è ottenuto con ID per i casi in cui è possibile e alimentando gli utilizzatori adatti al trasformatore di isolamento
- Attrezzi: ogni presa deve avere protez specifica con MT anche unipolare

Nei seguenti casi:

PRELIEVO DI BIOPOTENZIALI

Ha permesso evoluzione della medicina moderna: prelievo dei segnali elettrocardiografici ha permesso di capire come intervenire nelle cure da parte del cardiologo.

L'amplificatore moltiplica il capo umano attraverso gli elettrodi. Hanno caratteristiche particolari, e segnale in uscita dagli elettrodi non coincide necessariamente con quello sulla cute.

Insomma in vivo o in vitro fatte con sensori biomedicali di vario tipo.

È importante conoscere **TRASDUTTORE** = dispositivo che converte dell'imp. biologica in una grandezza misurabile e quantificabile (fisica) → converte una forma di energia in un'altra.

(L'elettrodo è un trasduttore). Esistono due tipi di trasduttori:

scusole = dispositivo che converte una variabile fisica in un parametro elettrico

attuatore = converte segnale elettrico in grandezza fisica.

In ambito biomedico misuriamo variazioni di tipo elettrico generate nel corpo umano (biopotenziali).

Nel corpo le correnti sono dovute allo spostamento di ioni: prelevando le segnali solo un circuito metallico in cui si muovono elettroni, non ioni: incompatibilità.

Elettrodo ⇒ si usa l'elettrodo. Esso non è compatibile alla spina inserita nella presa, che è solo un conduttore del flusso di elettroni, mentre l'elettrodo trasforma ΔV dovute a correnti anche in ΔV sottoposto da correnti elettrone.

I trasduttori hanno una FAT in cui il modulo non è unitario ovunque.

04-11-2014

Esistono vari tipi di elettrodi, ci occupiamo di segnali elettrocardiografici, elettroencefalografici e elettromiografici.

A decidere gli elettrodi per prelevare le segnali, che devono essere adatti al tipo di segnale e al tipo di ampl. di cui dispongo (è un obiettivo tipico dell'ing. biomedico): se la qualità del tracciato non è buona il medico non sa se la causa è l'accoppiamento elettrodi-ampl.

ELETTRODI PER BIOPOTENZIALI

Queste importanti usate negli ultimi 20 anni.

Gli elettrodi non sono cambiati negli ultimi 50 anni a livello di struttura e materiali: questo perché erano sufficienti così come erano costruiti. Tutti gli elettrodi sono soggetti di rumore elettrico che si sovrappone al segnale. Il livello di rumore generato dagli elettrodi è identico al passato, ma fino a 20 anni fa era inferiore al rumore dell'elettronica usata per prelevare i biopotenziali, perciò ci importava poco del rumore dell'elettrodo perché la potenza del rumore generata dall'ampl. era più grande. La potenza del segnale in passato era adeguata all'utilizzazione dei segnali biomedicali che si faceva.

Oggi abbiamo (da 10 anni) elettronica in cui gli ampli introducono potenza di rumore come più di quella introdotta dall'elettrodo → lo pot. di rumore dell'elettrodo preleva, e di meno importante.

si verificano quando gli e^- hanno abbastanza energia sufficiente per sfuggire allo scudo dell'atomo di metallo: un e^- che supera barriera energetica dà origine a perturbazione del sistema elettrico: è una piccola variaz di potenziale, ovvero rumore elettrico.

All'interfaccia metallo-elettrolita si genera piccola variaz del potenziale del sistema per scambio ionico, che dà origine al rumore.

L'elettrodo però funziona grazie a questi fenomeni di scambio: è fatto che funziona implica

generaz di rumore: causate passaggio di corrente ionica in soluzione e corrente elettronica nel metallo.

I fenomeni di scambio sono *

• OSSIDAZIONE: perdita di un e^- nel metallo

* Regole: $\left\{ \begin{array}{l} OIL \text{ oxidation is lost (perdita di elettroni)} \\ RIG \text{ reduction is gain (guadagno di elettroni)} \end{array} \right.$

• POLARITÀ: atomo guadagna elettroni per dare origine ad un catione

Reaz di ossidazione in equilibrio dinamico: bisogna mettere le Reaz redox che avvengono all'interfaccia.

Mettendo lo sbarretto in H_2O inizialmente si ricerca condiz di equilibrio: gli ioni che dallo soluz vengono riassorbiti e ceduti dallo sbarretto sono in equilibrio.

Se lo sbarretto cambia potenziale, se catione \oplus agisce lo forza attrattiva della sbarra carica negativamente, ma anche una forza di diffusione (si sposta verso il punto dove è meno concentrato):

$\left\{ \begin{array}{l} \text{Diffusione} \rightarrow \text{allontanamento dalla sbarretta} \\ \text{Elettrostatico} \rightarrow \text{richiamo sulla sbarretta} \end{array} \right.$

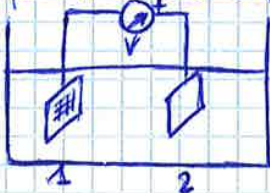
Nella soluzione trova i cationi ad una certa distanza dallo sbarretto (in uno nube), mentre

se metallo tendono a spostarsi verso la superficie; inoltre in soluz lo nube e^- alla distanza tale per cui le forze attrattive e diffusive si equilibrano: si crea un doppio strato di carica. alcune cariche in soluz danno origine ad uno strato compatto nel pressi dell'interfaccia, oltre ad uno strato diffuso a distanza maggiore.

Se un catione tende ad avvicinarsi allo sbarretta, aumento la forza attrattiva ed esso si sposta verso destra: c'è corrente ricambiabile.

→ Il potenziale di semicella è infinita sulla tendenza di un metallo a fornire ioni che passano in soluzione: $\left\{ \begin{array}{l} \uparrow \text{ tendenza a cedere ioni} \Rightarrow \downarrow \text{ potenziale di semicella} \\ \downarrow \text{ bassa tendenza a cedere} \Rightarrow \uparrow \text{ potenziale di semicella} \end{array} \right.$

Non posso misurare il potenziale di semicella ^{assoluto}, ma posso misurare la differenza fra i potenziali



di semicella di due elettrodi diversi

Conduttiva per elettrodi di elettroencefalogrammi, litania e tossico.

- Troviamo per il rame, non biocompatibile e si ossida.
- L'argento non si ossida e' biocompatibile ma ionizza pochissimo, anche se si usa; non funziona come elettrodo in argento ma dopo poco sull'elettrodo si forma uno strato di AgCl molto sottile, non ossida le cellule dell'elettrodo ne' lo danneggia.
- Z'oro e' biocompatibile ma ionizza poco (può essere non volatile o trivalente)

▶ Elettrodi in AgCl per elettrochimica

Lastrina d'argento in soluzione con sali d'argento e cloro: si forma cloruro d'argento sottile poroso, modificabile in base alle esigenze: tecnica di riferimento elettrochimica.

- Vantaggio: poco costoso ma con buona superficie per elettrodo.
- Difetto: fragilità perché lo strato di AgCl e' spesso poche decine di μm
 \Rightarrow si usano per elettrodi usa-getta

05-11-2014

In tempo vengono preparati in lab clorurando direttamente porcellette di argento che vengono usate alcune volte per poi essere ripulite e riciclate \rightarrow richiesto competenza (e' difficile).

▶ Elettrodi in Argento clorurato sinterizzati

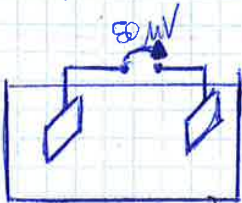
Si parte da AgCl in polvere, si riempie un contenitore forato, attraverso le fori si seppellisce un cavo d'argento all'interno. Si scalda a 200°C il contenitore e si impone su AgCl una pressione elevata per ottenere sinterizzazione dell'AgCl per avere uno stampo di AgCl, contatto con AgCl massivo (ϕ 2-10 mm, spessore 2-3 mm) che ha durata lunghissima perché e' duro, resistente alle abrasioni.

- Difetto: costo elevato (10-15€ a pastiglia, mentre dischi di acciaio inox rivestito con argento in strato sottile speso pochi centesimi).
- Basso livello di rumore sull'interfaccia perché AgCl non ionizza in modo eccessivo
 superficie $1 cm^2$ (AgCl)
 $0,1 Hz - 500 Hz$ } In questo campo l'elettrodo genera rumore dell'ordine di 1 μV efficace

Con altri metalli (ad es acciaio inox) si hanno prestazioni peggiori.

• Stabilità e riproducibilità del potenziale di cella

Soluz acquosa di AgCl al 9‰ con due elettrodi identici di AgCl \rightarrow differenza del potenziale di semicelle di $50 \mu V$ \Rightarrow bassissime differenze fra gli elettrodi.

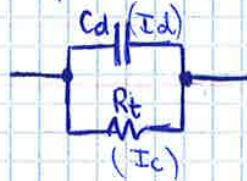


• Quando tensione alternata nelle soluz a scambio corrente: nel tempo il potenziale di una piastra aumenta fino ad un massimo, per cui gli ioni si spostano nell'altra piastra (senza attaccarsi perché non ho scambio ionico sul metallo); viceversa quando si abbassa. Nel circuito est misuro corrente, ma anche in soluz perché si muovono gli ioni senza fenomeni di scambio di carica e nella densità di corrente all'interfaccia ⇒ OPPURE DI SPOLAMENTO (l'è corrente di spostamento in soluz perché si muovono particelle cariche); è sempre comparabile con condensatore.

• Tuttavia non esiste metallo ideale senza scambio all'interfaccia. Se il metallo dà scambi all'interfaccia, applicando ΔV costante tra elettrodi inizialmente essi sono alle stesse potenziali, poi e^- vengono spostati come prima e contemporaneamente gli ioni metallici si muovono per controbilanciare lo scamb di carica. Se mantengo ΔV tra elettrodi anche se e^- continua la corrente persiste a causa dello scambio ionico: passaggio di carica all'interfaccia. Anche una tensione continua provoca corrente continua nelle celle (dopo le transizioni iniziali)

► Per il modello elettrico che lo cella elettrochimica può essere schematizzata così:

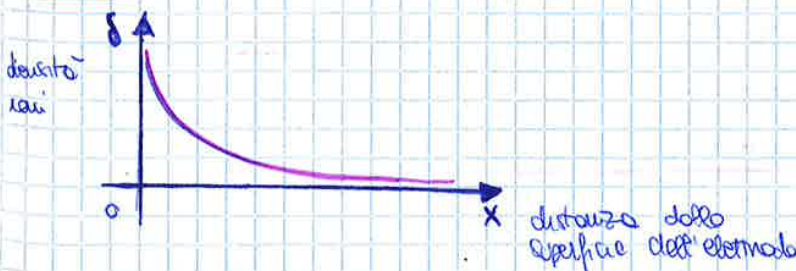
- condensatore → correnti di spostamento (transitorio)
- resistore → correnti di conduzione



Funziona allo stesso modo in corrente alternata: corrente di spostamento + flusso perché parte degli ioni che si spostano vengono catturati dall'elettrodo. È il modello ottenuto con ragionamenti su base elettrochimica.

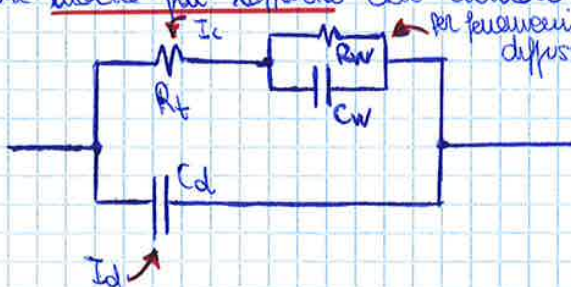
Gli ioni metallici che passano in soluz non sono ^{solo} agli strati interni al doppio strato di carica, ma in parte è all'interno dello strato del doppio strato di carica e in parte sono nello

soluzione



⇒ FENOMENO DIFFUSIVO che va a modificare non il comportamento della cella rispetto al transitorio ma rispetto ai fenomeni di conduzione

• Un modello più raffinato dell'elettrodo è il seguente:



- R_t
- C_d capacità del doppio strato
- R_{wf} e C_{wf} per fenomeni diffusivi
- resistenza e capacità di Warburg

2) MODELLO PER VIA SPERIMENTALE

In laboratorio crea una cella elettrochimica di studio: uso a misurare l'impedenza per condizioni differenti; la cella elettrochimica è un bipolo, a suo due modi per valutare l'impedenza (impulso corrente o ΔV).

► Impulso una ΔV per misurare corrente in continuo

- facendo variare l'ampiezza del potenziale la cella non si comporta come un resistore da laboratorio ($\uparrow \Delta V, R = \text{cost}$), per la cella il valore dipende dalla tensione di polarizzazione: significa che la cella è NON LINEARE: caratterizza dipendente della tensione applicata alla cella \rightarrow problema quando le correnti sono tali da porre in quelle condizioni.

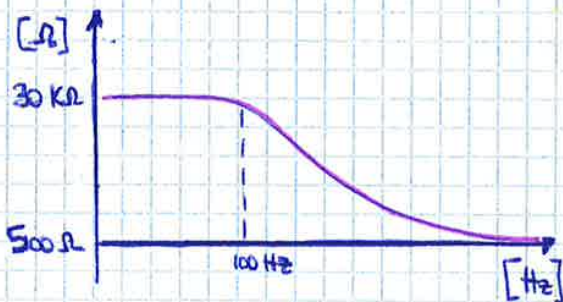
Dinanzi le prelievi di bipolo e correnti che scartano suo piccolissime: la non linearità non c'è, si considera lineare.

- Misurando il modulo dell'impedenza non è costante al variare della frequenza usata:

$\uparrow \text{freq} \Rightarrow \downarrow \text{modulo } Z \Rightarrow$ impedenza ha comportamento REATIVO di tipo CAPACITIVO.

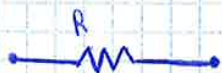
Misurando ΔV fra elettrodi senza corrente è interpretabile come differenza fra potenziali di semicella.

- Generatore di tens. sinusoidale ai morsetti degli elettrodi, in serie amperometro, l'impedenza varia al variare della frequenza di polarizzazione, ma soltanto a partire da frequenze di $\sim 100 \text{ Hz}$.



$\approx 100 \text{ Hz}$ il comportamento cambia: dato di laboratorio da interpretare

- In continuo ipotizzo che le cose non cambino: elettrodo col seguente modello per freq. basse:



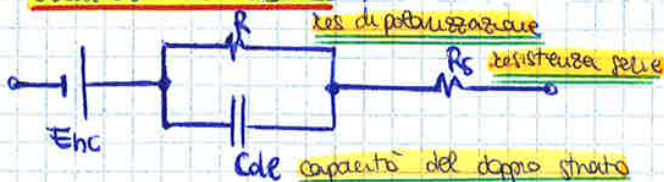
Resistore da 30 k Ω

- Aumentando la frequenza, la reattanza del condensatore diminuisce (\rightarrow l'impedenza diminuisce)



la corrente tende a concentrarsi sull'impedenza del condensatore all'aumentare della frequenza

- Se la frequenza fosse infinita mi aspetterei un corto circuito ma la curva ha un asintoto a 500 Ω .



Lo strato corneo è formato da cellule morte: sono poche conduttive. Un tempo era un problema avere una interfaccia con resistenza alta, ora gli amplificatori possono lavorare con impedenze alta; con gel però è comunque meglio perché l'epidermide per rendere conduttiva. Poco importa ciò che accade negli strati più profondi (derma e tessuto sottocutaneo).

Se l'elettrodo è in argento funziona a diretto contatto sulle pelle, mentre questo in AgCl deve essere posto a contatto mediante gel conduttivo, altrimenti non funziona: in questo caso ho elettrodo + gel all'interfaccia con strato corneo, che si interfaccia col derma a sua volta.

Lo stesso avviene tra gel e strato corneo, ma la cute non è uniforme strutturalmente (modello + complesso) per derma e tessuto cutaneo il modello è un resistore.

Modello semplificato che modella sempre una parte del problema (ma è sufficiente per noi).

► PROBLEMA DELL'ARTERIO DA MOVIMENTO

Da origine a pot di elettrodo morto più ampio del segnale e variabile nel tempo

Sono dovuti alle strutture complesse anodizzata: se mi muovo deformato la superficie con elettrodo, quindi prelavo meccanicamente e quindi dal punto di vista della distribuzione di carica → volta il potenziale di semicella.

Il pot di semicella non occorre a derme di millimetri che portano in satolazione e amplificatore: non vedo più segnale in uscita.

Pot di semicella assoluto $\approx 4V$, variaz del potenziale di semicella $\sim 40mV \Rightarrow$ anche piccole variazioni possono portare a saturazione.

TIPICI DI ELETTRODI

• Elettrodi a piombetto

Metallici (Ag, acciaio inox) collegato all'amplificatore per biopotenziali. L'elettrodo è un dischetto posizionato direttamente sulla cute attaccato con cerotto o meglio gel adesivo e conduttivo.

Alternativa: piombetta metallica con connettore a vite per il cavo metallico che va all'amplificatore.

Alternativa: disco metallico con gel adesivo e intorno materiale plastico schiumoso per far aderire l'elettrodo alla cute.

• Elettrodi a pipetta

Si usano in elettrocardiografia. Superficie di contatto in AgCl capace di creare depressione tra elettrodo e cute che viene a contatto con AgCl permettendo la registrazione.

• Elettrodi peltamici

Recesso tra piano cutaneo ed elettrodo riempito con gel, forma parte conduttiva tra cute e disco metallico.

• Elettrodi flessibili

• In gomme conduttive in cui è dispersa grafite per rendere conduttiva

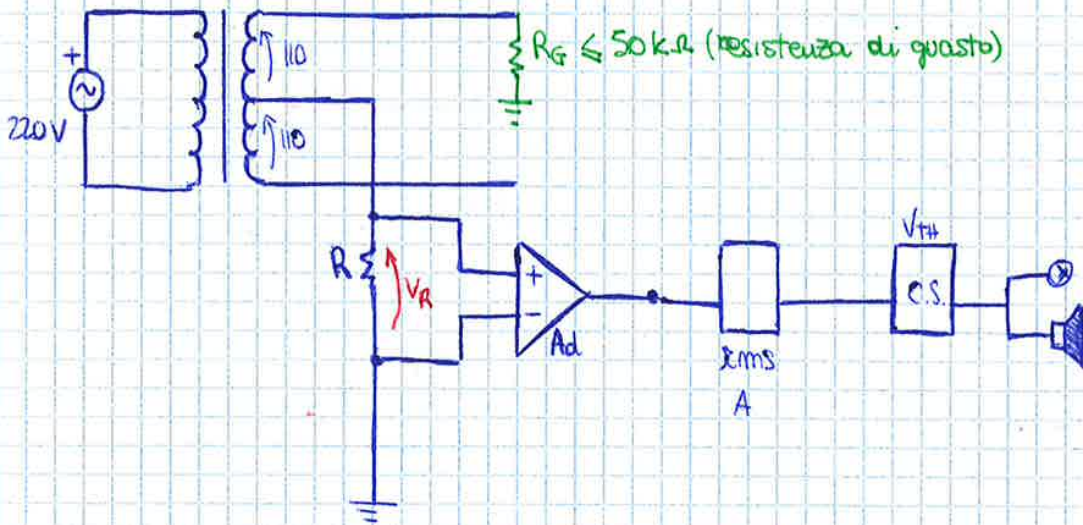
• Film sottili di AgCl su Mylar → si adatta anche a sup curve

ESERCITAZIONE 4

Dimensionamento del monitor per trasformatore di isolamento

Deve rispondere alle norme:

- ① $R \geq 100 \text{ k}\Omega$ verso terra del 2° del TdI per ottenere una corrente di dispersione $I_d < 1 \text{ mA}$
- ② Il monitor deve intervenire se $R_G \leq 50 \text{ k}\Omega$
- ③ Tutti i circuiti del monitor devono essere alimentati da tensione $V_{AL} \leq 25 \text{ V}_{eff}$



- ? R
- ? Ad
- ? A
- ? V_TH (tensione di soglia)
- ? V_AL

Disegno + spiegaz. funzionamento + dimensionamento

Dimensionare significa assegnare un valore a R, conoscere quanto vale l'amplificatore differenziale, conoscere l'amplificaz. del convertitore a v.eff., identificare la TENSIONE IN SOGLIA

$$\begin{cases} R \geq 100 \text{ k}\Omega \\ I_d < 1 \text{ mA} \end{cases}$$

$V_{AL} \rightarrow$ necessario valore inferiore a 25 V_{eff}

Posso scegliere $V_{AL} = \pm 12 \text{ V}$ (valore scelto a caso, basta che sia minore di 25 V , ma gli ampli lavorano bene a $\pm 18 \text{ V} \rightarrow$ a più V sono difficili da trovare e costosi \Rightarrow indicare che $V_{AL} \leq \pm 18 \text{ V}$)

$$R_G \leq 50 \text{ k}\Omega$$

resistenza verso terra impedisce isolamento: se dispositivo deve intervenire se $\leq 50 \text{ k}\Omega$

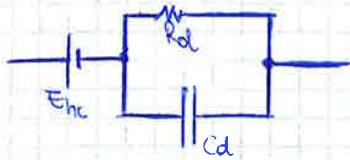
R: se voglio I_d in qualche di certo circuito scelgo $R = 110 \text{ k}\Omega$

Se non ho R_G , su R cade tensione nulla (troscio capacità parassite). Se compare res. di guasto

$$V_R = 110 \frac{110 \text{ k}\Omega}{110 \text{ k}\Omega + 50 \text{ k}\Omega} = 75.6 \text{ V (potrebbe tra R e } R_G)$$

10-11-2014

ACCOPPIAMENTO ELETTRODI-AMPLI



- $R_d \approx 40 \text{ k}\Omega$
- $C_d \approx 40 \text{ mF}$
- $E_{hc} \approx 0,220 \text{ V}$ per Ag/Cl (rispetto all'idrogeno)
- $S = 1 \text{ cm}^2$

POLARIZZABILE = resistenza alla polarizzazione

Collegato all'ingresso di un ampli per misurare ΔV fra due punti.

R_d e C_d **res di polariz** dell'elettrodo = **resistenza alla capacità di due correnti di conduzione** (capacità di ionizzare a contatto con lo soluz solua) e **scorza poco**, R_d è alto e viceversa.

Es. elettrodo in Fe in soluz solua **scorza abbastanza** rispetto all'idrogeno $\Rightarrow R_d$ bassa

- ▶ Se R_d è **bassa** l'elettrodo è detto **NON POLARIZZABILE**, **scorza molto**;
- ▶ Se **scorza poco** R_d è **alta** e l'elettrodo è **POLARIZZABILE**.

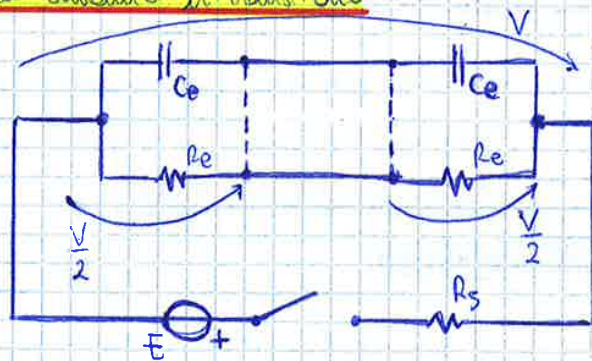
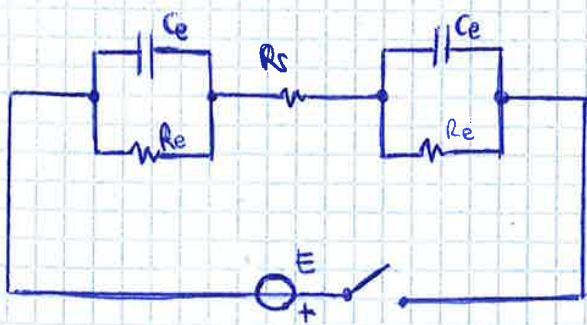
Tutti gli elettrodi consentono il passaggio di corrente alternata, che si può richiudere anche in assenza di conduzione propria senza scambio netto di carica (cor di sostamento).

Passaggio di corrente alternata nella cella elettrolitica: la corrente, **anche se R_d è**

- **alta**, tende a passare nella capacità. Se un elettrodo è **perfettamente polarizzabile**, la corrente scorre solo nella capacità ($R_d \rightarrow \infty$, non e^-). Ma elettrodo **parzialmente non polarizzabile** fa scorrere corrente continua perché R_d non è ∞ . Unico in grado di reggere corrente continua all'interfaccia metallo-elettrolita.
- Ma elettrodo **perfettamente non polarizzabile** ha $C_d = 0$, **non può scendere corrente di sostamento** e la corrente passa solo nel resistore.
- ▶ Gli elettrodi **reali** hanno $R_d \neq \infty$ e $C_d \neq 0$: caratteristiche intermedie fra le due tipologie.

• **Polarizzabili**: la **componente continua della corrente è trascurabile rispetto ai valori topologici nel transitorio**

• **Non-polarizzabili**: la **comp continua che scorre all'interfaccia γe^- è una frazione importante della corrente all'interfaccia durante il transitorio**



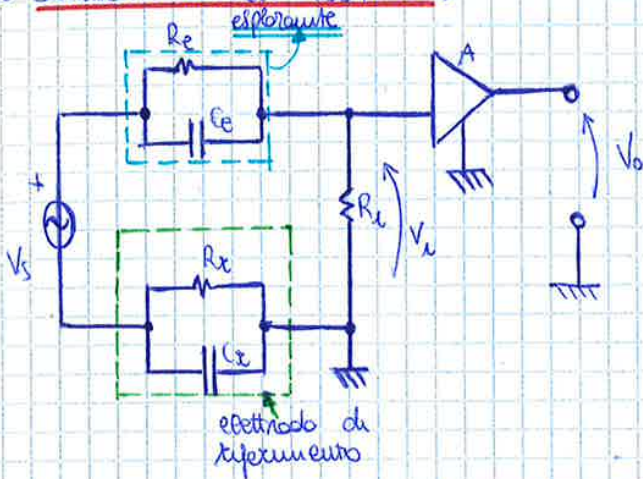
→ Ando della corrente nel circuito **alla chiusura del circuito**: posso pensare di **spostare R_s** siccome le C_e e le R_e sono uguali \Rightarrow si ripartisce in $V/2$

Suppongo di **togliere i collegamenti inattivi fra punti equipotenziali** (collegamento con

Se voglio misurare le potenziali di un punto, lo misuro rispetto a quello di un altro punto:
 e' necessario un elettrodo di riferimento rispetto al quale misuro la ΔV attraverso
 l'elettrodo esplorante: modalità di prelievo monopolare

PRELIEVO MONOPOLARE: voglio misurare ΔV fra elettrodo di riferimento ed esplorante (posti ad
 una certa distanza).

► In situazione reale e' diversa dal disegno, che fa comparire solo l'elettrodo esplorante;
 devo cambiare modello elettrodo:



Riferimento dell'amplificatore a cui e' riferita la resistenza d'ingresso dell'ampl.

• A ampli di tensione ideale: la resistenza d'ingresso e' stata estratta dall'ampl e
portata nel circuito esplorante → nei modelli dell'ampl non sono correlate, Vi e' la
partizione di tensione Vs tra parallelo (R_e, C_e) e (R_x, C_x) espressa in termini di
 impedenze.

Devo ricavare l'impedenza del bipolo (come ammettenze, invertita):



$$Y(s) = \frac{1}{R} + sC = \frac{1 + sRC}{R} \quad Z(s) = \frac{R}{1 + sRC}$$

$$V_u = V_s \frac{R_x}{\frac{R_e}{1 + sR_e C_e} + \frac{R_x}{1 + sR_x C_x} + R_i} = \frac{\frac{R_x}{R_e} (1 + sC_e R_e)(1 + sC_x R_x)}{(1 + sR_x C_x) \left[1 + \frac{R_x}{R_e} (1 + sC_e R_e) \right] + \frac{R_x}{R_e} (1 + sC_e R_e)} V_s$$

Folt ha 2 poli e 2 zeri (2 elementi reattivi → II° ordine)

Poli con parte reale negativa

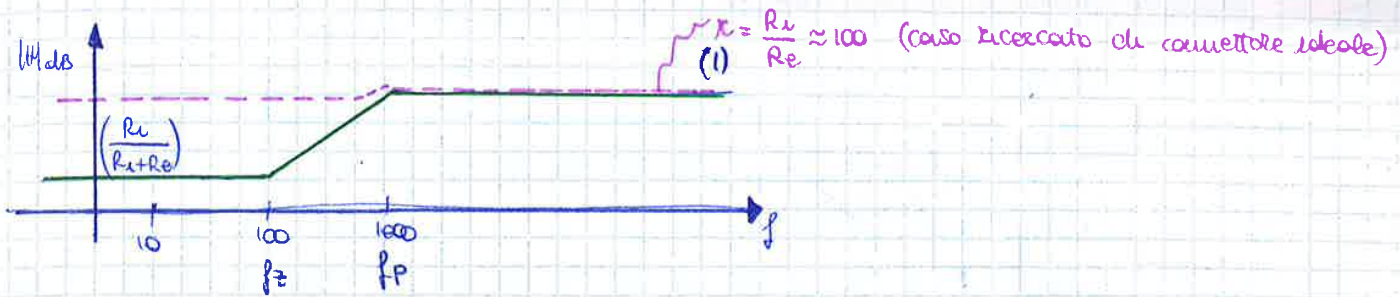
Nella situazione reale ho 2 condizioni possibili:

① elettrodo di ref. ha superficie ^{molto} più grande dell'elettrodo esplorante

$$S_x \gg S_e \Rightarrow R_x \ll R_e$$

② elettrodo di ref. ha superficie circa uguale a quella dell'elettrodo esplorante

$$\begin{aligned} S_x &\sim S_e \\ &\downarrow \\ R_x &\sim R_e \end{aligned}$$



- Se $\frac{R_i}{R_e}$ è piccolo ho attenuazione forte che si recupera totalmente sopra 10kHz
- Se $\frac{R_i}{R_e}$ è grande non ho più attenuazione (comportamento dell'emettitore ideale)

→ è ottimo per la potenza a patto che R_i di ingresso sia abbastanza grande (contenuto di potenza a diverse frequenze, sia basse che alte): basta che $R_i \approx 100R_e$ per funzionare bene.

valido sia nel caso 1 che nel caso 2 analizzati.

Considerazioni

1. R_e inversamente proporzionale a S (S = superficie elettrodo)
è prop a S : al variare di S , il prodotto $R_e \cdot C_e$ non cambia → f_z non dipende da S
2. Condizione per la non distorsione di ampiezza (non voglio alterare la forma del segnale):
tutte le comp. frequenziali del segnale devono avere la stessa amplificazione. Accade se:
 - tutte le comp. frequenziali sono $> f_p$ (di fatto impossibile)
 - tutte le comp. frequenziali sono $< f_z$ (possibile solo se l'attenuazione introdotta è sufficientemente piccola, altrimenti non conviene perché prima ottenuto il segnale per poi doverlo amplificare di nuovo).
 - $f_z \approx f_p$ (R_i molto grande) → soluzione migliore

13-11-2014

CONFIGURAZIONE DIFFERENZIALE

Estensione al caso più frequente. Si usa una tecnica differenziale: voglio misurare ΔV fra due punti vicini alla cute del paziente, ma per farlo con un ampli diff devo avere elettrodi di riferimento

⇒ sempre 3 elettrodi: 1 ref + 2 esploranti

la scelta del riferimento è come prima: superficie grande o uguale agli esploranti.

Possibile ipotesi che l'effetto dell'elettrodo di ref per la FDT (la tensione sulla cute e all'ingresso dell'ampl) è sostanzialmente nullo se la superficie è grande, se è piccolo si deve tener presente come nel caso precedente ⇒ $R_e \rightarrow 2R_e$; $C_e \rightarrow C_e/2$

$$V_0 = - \frac{V_S}{2} \cdot \frac{R_i}{R_e + R_i} \cdot \frac{1 + sC_e R_e}{1 + sC_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}}$$

parziale analogia ma c'è il segno -

Somma delle due espressioni per calcolare $V_d = V_0 \cdot \frac{R_i}{R_e + R_i} \cdot \frac{1 + sC_e R_e}{1 + sC_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}}$

$$H(s) = \frac{V_0}{V_S} = \frac{V_d}{V_S} A_d = A_d \cdot \frac{R_i}{R_e + R_i} \cdot \frac{1 + sC_e R_e}{1 + sC_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}}$$

È esattamente lo stesso trovato per il caso di prelievo monopolo (ricavo con elettrodo grande, equiparabile a contro elettrodo)

se l'elettrodo di riferimento avesse la superficie uguale a quello esplorante: $\begin{cases} R_e \rightarrow 2R_e \\ C_e \rightarrow C_e/2 \end{cases}$

Per progettare un ampli di biopotenziali devo conoscere quali elettrodi uso: quale FdT devo avere? $H(s)$ in cui compaiono R_e e C_e .

Se il prelievo è di tipo differenziale, per ricavare la FdT (modulo):

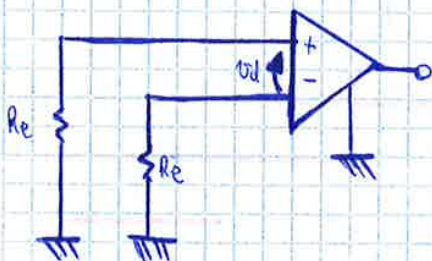
→ c'è inutile disegnare lo schema differenziale → è uguale al single-ended → quindi è disegno del monopolo dicendo che è uguale.

Risolto problema accoppiamento rispetto al segnale dell'ingresso tra elettrodi e ampli.

SATURAZIONE A CAUSA DELLA CORRENTE DI POLARIZZAZIONE

Se saturo non riesco più a sostituire il segnale all'ingresso.

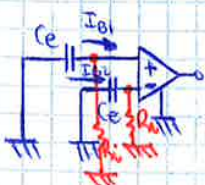
Dato un ampli differenziale collegato, al riferimento attraverso resistori R_e , come nel disegno:



ordine dei mA

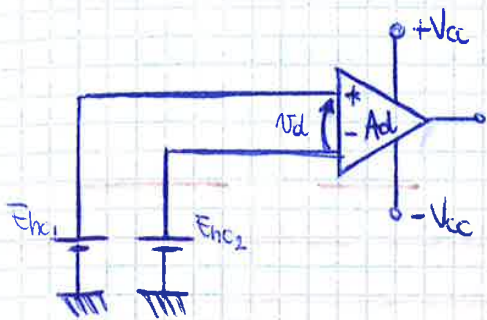
La tensione v_d assume un valore non noto a priori. L'ampli per funzionare ha bisogno di una piccola corrente continua che scende dal rif. ai due ingressi di ingresso: CORRENTE DI POLARIZZAZIONE → il percorso di ingresso deve essere resistivo (non potrebbe essere condensatore), altrimenti l'ampli va in saturazione. Deve essere sempre un percorso resistivo dagli ingressi dell'ampli a terra.

Esistono elettrodi che sono capacitivi → questo modello non può funzionare. Per far funzionare questa config devo aggiungere 2 resistori verso il riferimento (R_e).



Se voglio usare elettrodi puramente capacitivi devo ricordare che gli ingressi dell'ampli devono essere chiusi a massa con resistori di valore più alto possibile

- Problema del modello di elettrodo: spesso non si considera il potenziale di semicella, ma si presume avere anche volti elevati e sono sempre diversi; si crea $V_d \neq 0$ che varia complessa



$$V_d = E_{hc1} - E_{hc2}$$

$$\left. \begin{aligned} \text{Se } V_d &\sim 30 \text{ mV} \\ A_d &\sim 1000 \end{aligned} \right\}$$

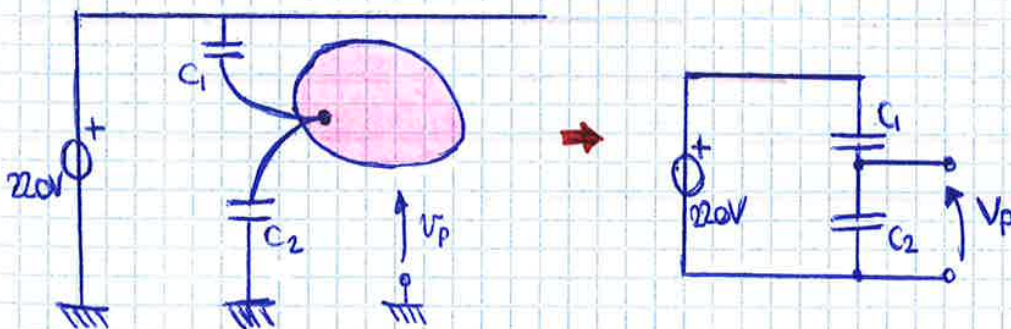
In uscita arrivo ad avere 30 V \Rightarrow valore pericoloso

Queste situazioni si presentano soprattutto se ho elettrodi più delicati (per l'utero o il cervello...) e difficili da trattare. ΔE_{hc} è problematico se devo usare 2 elettrodi esploranti diversi, i pot di semicelle sono molto diversi.

ACCOPIAMENTO DEL PAZIENTE ALLA RETE ELETTRICA: INTERFERENZA DI RETE

È un segnale sinusoidale alla freq di rete (50 Hz) di ampiezza tale da rendere difficilmente interpretabile il segnale di interesse. Causa principale = presenza, al soggetto, di un segnale di forma prossima a N (50 Hz) causato dall'accoppiamento che avviene tra con la rete di distrib. elettrica.

- Dato un conduttore ellittico posizionato a mezz'aria: cosa succede elettricamente? Nell'ambiente ci sono pianti al potenziale di terra (o prossimi) e strutture metalliche (cavi...) in tensione di almeno 220 V rispetto al pot di terra. L'ellittico conduttore da origine a 2 capacità distribuite, una verso i cavi di fase (capacità parassita, non fisicamente presente perché l'aria è dielettrica), una verso terra. Conduttore a pot. intermedio tra rete elettrica e terra.



$$V_p = 220V \frac{C_1}{C_1 + C_2}$$

Valori ragionevoli:

$$\begin{cases} C_1 \approx 10 \text{ pF} \\ C_2 \approx 50 \text{ pF} - 60 \text{ pF} \end{cases}$$

$$\Rightarrow V_p \approx 37 \text{ V}$$

L'ellittico rispetto all'accoppiamento con la rete elettrica si azzerà a potenziale alternato con valore efficace di qualche decimo di volt.

Talvolta rispetto a terra non ha solo capacità ma anche resistenza.