

Impianto elettrico

GRANDI IMPIANTI
PROGETTI
TECNOLOGIE
NORMATIVE



tecniche nuove
www.tecnichenuove.com



AGGIORNAMENTO
**Ospedali e strutture
sanitarie**

ILLUMINOTECNICA
**Nuova luce per
il viadotto genovese**

PROGETTAZIONE
**Rivivi il Data Center
Innovation Day**

NORME E LEGGI
**Transizione energetica
e sicurezza dei dati**



**COMMUTATORI A CAMME
SERIE PHOENIX**

FISSAGGIO RETROQUADRO / BASE / DIN



General Use 1/3PH 16A-500Vac
 General Use 1PH 1.5A-120Vac
 Motor Vcc 120 200 230 480 800
 I_{ph} 1 - 1.5 - 2 - 3 - 5 - 7.5 7.5
 I_{ph} 1 - 1.5 - 2 - 3 - 5 - 7.5 7.5
 Tight torque 7.5 lb.in.

Series P016
 Cu 60/75 C wire only
 AWG 10-18



Giovenzana International B.V.

italy@giovenzana.com - www.giovenzana.com



GIOVENZANA INTERNATIONAL B.V.
Strawinskylaan 1105
1077XX Amsterdam - Paesi Bassi
Tel. 0031 204413576
Fax 0031 204413456
www.giovenzana.com



4

EDITORIALE ANNO NUOVO, "L'IMPIANTO ELETTRICO" NUOVISSIMO

Domenico Trisciuglio

6

ATTUALITÀ

8

AGGIORNAMENTO PROFESSIONALE GRUPPI STATICI DI CONTINUITÀ: LA LORO FONDAMENTALE IMPORTANZA PER LE STRUTTURE SANITARIE

Armando Ferraioli

14

LUCE E BENESSERE NEGLI AMBIENTI OSPEDALIERI

Gianni Forcolini

20

GLI IMPIANTI ELETTRICI DI UNA RSA

Angelo Baggini, Franco Bua

26

L'INFRASTRUTTURA ELETTRICA A SERVIZIO DELLA PROTONTERAPIA

Angelo Baggini, Franco Bua

30

IMPIANTI ALL'AVANGUARDIA PER L'EMERGENZA SANITARIA

Giuseppe La franca

36

LA SICUREZZA ELETTRICA DELLE APPARECCHIATURE ELETTROMEDICALI: LE CORRENTI DI DISPERSIONE E IL RISCHIO DI MACROSHOCK E MICROSHOCK

Armando Ferraioli

44

IL SOUND MASKING A TUTELA DELLA PRIVACY IN AMBITO AMBULATORIALE/OSPEDALIERO

Umberto Nicolao

48

ILLUMINOTECNICA NUOVA VITA E NUOVA LUCE PER IL VIADOTTO GENOVESE

Laura Turrini

51

PROGETTAZIONE DATA CENTER INNOVATION DAY 2020, RIVIVI L'EVENTO VIRTUALE!



48



56

52

NORME E LEGGI TRANSIZIONE ENERGETICA E NORME PER LA SICUREZZA INFORMATICA

Silvia Berri

56

SISTEMI DI PROTEZIONE E INTERFACCIAMENTO CON IMPIANTI UTENTE DELLE RETI ELETTRICHE DI DISTRIBUZIONE IN MT

A cura del CEI - Comitato Elettrotecnico Italiano

58

QUESITI DEI LETTORI

60

SENTENZE

61

INNOVAZIONE

62

VETRINA

66

DALL'INDUSTRIA

70

IL FUTURO DIETRO L'ANGOLO

IL COMITATO TECNICO-SCIENTIFICO DE "L'IMPIANTO ELETTRICO"



Ing. Domenico Trisciuglio (Direttore Scientifico)
Progettista e consulente di impianti elettrici
Membro CT CEI 64 e CT CEI 81



Ing. Angelo Baggini
Docente Università degli Studi di Bergamo
Segretario del TC14 Cenelec, membro CT CEI 14 e CT CEI
64 e del SMB-SG1 IEC.



Ing. Antonio Albasi
Progettista e consulente di impianti elettrici



Dott.ssa Silvia Berri,
Dirigente comunicazione e ufficio stampa CEI



Ing. Franco Bua
Progettista di impianti elettrici
Segretario CT CEI 311 SCb, membro CT CEI 31 e CT CEI
311 e del SMB-SG1 IEC



Stefano Garoni
Progettista di impianti elettrici
Membro del CT CEI 317



Claudio Manfredini
Progettista elettrotecnico



Ing. Giuseppe Milanese
Progettista e consulenza di impianti elettrici
Membro CT CEI 99



Ing. Daniele Pennati
Membro CT CEI 64, CT CEI 205, CT CEI 32
CT UNI 033



Ing. Damiano Quinci
Progettista di impianti elettrici



Dott. Roberto Rizzo
Giornalista scientifico EGE (Esperto in Gestione
dell'Energia)



Ernesto Santini
Ambassador SBA - Smart Buildings Alliance
for Smart Cities



Ing. Angelo Selis
Progettista di impianti elettrici

La sicurezza elettrica delle apparecchiature elettromedicali:

le correnti di dispersione e il rischio di macroshock e microshock

IL RISCHIO PIÙ RILEVANTE NEL CASO DELLE APPARECCHIATURE ELETTROMEDICALI È LA SCARICA ELETTRICA, IN QUANTO CI PUÒ ESSERE UN CONTATTO DELIBERATO TRA LE PARTI IN TENSIONE E IL PAZIENTE E/O L'UTILIZZATORE

Nell'utilizzo di apparecchiature elettromedicali è d'uopo preoccuparsi della tensione che può entrare in contatto con il paziente operatore e dell'entità della corrente di dispersione che può passare attraverso il corpo. Per garantire protezione dallo shock elettrico viene preso in considerazione l'isolamento di base, cioè l'isolamento applicato alle parti elettricamente attive (parti applicate), i mezzi di protezione isoleranno elettricamente dalle correnti di dispersione e saranno a loro volta misurate da test dedicati alla sicurezza elettrica.

Parte applicata

Parti delle apparecchiature che saranno a diretto contatto con il paziente, costituiranno per lo stesso il pericolo maggiore rispetto ad altre parti dell'involucro e per questo, sottoposte a prescrizioni più rigorose, come ad esempio, i limiti di temperatura e (secondo la classificazione B/BF/CF) la corrente di dispersione. Al fine di determinare quali prescrizioni si applichino, è necessario distinguere tra le parti applicate e le parti considerate semplicemente come involucro. Tutte le parti di un involucro che si trovassero involontariamente a contatto con un paziente che sia in stato di incoscienza, anestetizzato o non in possesso delle sue facoltà,



potrebbero presentare gli stessi rischi di una parte applicata. Per contro, se un paziente attivo può raggiungere e toccare parti di un'apparecchiatura, la sua disattenzione può presentare meno rischi per sé stesso che per l'operatore. Il processo di gestione del rischio deve identificare quali parti, diverse da quelle applicate, siano sottoposte alle stesse prescrizioni, sino a comprendere quelle di un apparecchio non EM in un sistema EM. Norme specifiche dovrebbero poter identificare le parti applicate negli apparecchi EM. Al fine della valutazione di quali siano le parti applicate e quali le connessioni al paziente, si utilizza il seguente processo nell'ordine indicato:

- determinare se l'apparecchio EM ha una parte applicata e nel caso, identificarne l'entità (queste decisioni si basano su considerazioni di tipo non elettrico);
- se in assenza di parte applicata, non vi è alcuna connessione al paziente;
- in presenza di una parte applicata, possono esservi una o più connessioni paziente. Anche se la parte applicata non ha parti conduttrici accessibili, il foglio metallico applicato viene considerato una connessione paziente;
- quando una parte conduttrice della parte applicata non in contatto diretto con il paziente e non separata, dove la corrente può circolare in essa da o verso il paziente, deve essere considerata come una singola connessione al paziente.

La parte applicata è la parte dell'apparecchio EM che nell'uso normale viene necessariamente a contatto fisico con il paziente affinché l'apparecchio EM o il sistema EM possa svolgere la sua funzione. La seguente distinzione viene effettuata per la parte applicata:

- *Parte applicata di tipo B*: parte applicata conforme alle prescrizioni specificate nella norma, che fornisce un grado di protezione contro lo shock elettrico, con particolare riguardo a due correnti ammissibili: la corrente di dispersione nel paziente e la corrente ausiliaria;
- *Parte applicata isolata di tipo F (flottante)*: parte applicata, nella quale le connessioni paziente sono isolate dalle altre parti dell'apparecchio EM, in modo che quando al paziente viene connessa una tensione non voluta generata da una sorgente esterna, non possa circolare una corrente superiore alla corrente di dispersione nel paziente, ammessa tra la connessione paziente e la terra (di tipo BF o CF);
- *Parte applicata di tipo BF*: parte applicata di tipo F conforme alle prescrizioni specificate nella norma, che fornisce un più elevato grado di protezione contro lo shock elettrico rispetto a quello fornito dalle parti applicate di tipo B;
- *Parte applicata di tipo CF*: parte applicata di tipo F conforme alle prescrizioni specificate nella norma, che fornisce un più elevato grado di protezione contro lo shock elettrico rispetto a quello fornito dalle parti applicate di tipo BF.

Le parti applicate B e BF non sono adatte per un'applicazione cardiaca diretta, definita come l'impiego di una parte applicata che può trovarsi in collegamento conduttore diretto col cuore del paziente. Una parte applicata può comprendere una o più funzioni.

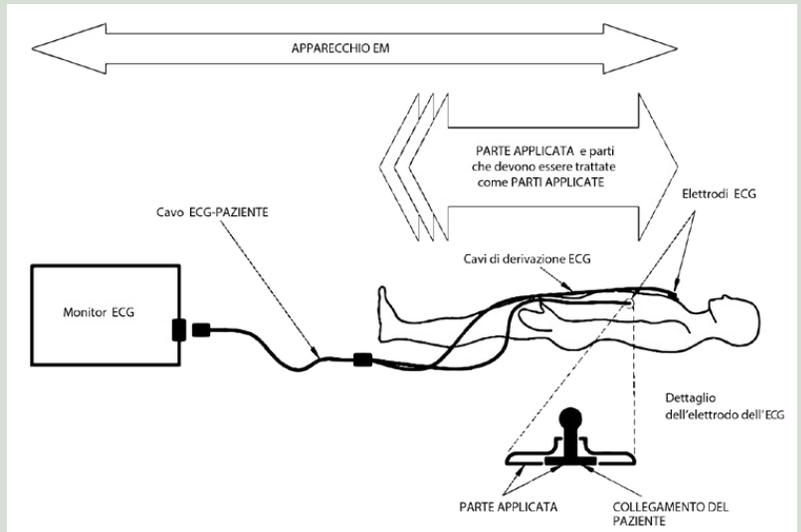


Fig. 1 - Identificazione dell'apparecchio EM, delle parti applicate e delle connessioni paziente in un monitor ECG

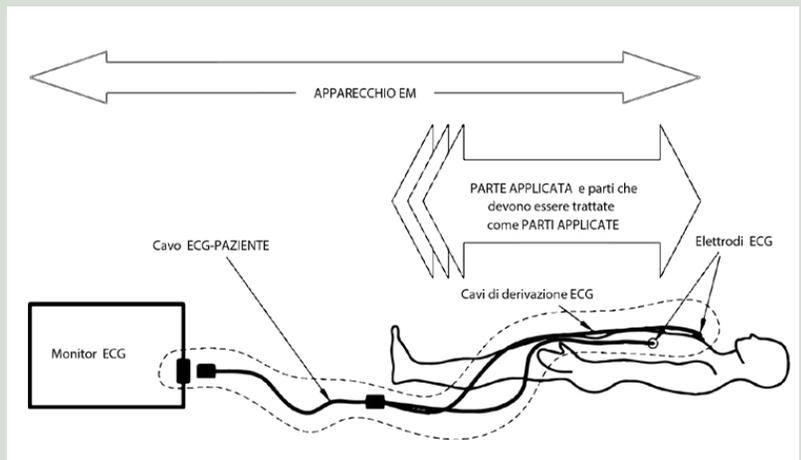


Fig. 2 - Esempio di isolamento di una parte applicata di Tipo F in cui l'isolamento è incorporato nell'apparecchio EM

Ciascuna funzione può comprendere una o più connessioni al paziente. Una connessione paziente può essere rappresentata da un elettrodo previsto per condurre corrente, oppure una connessione elettrica può essere utilizzata attraverso una linea di fluido intravascolare o un sostegno del paziente. Le figure 1 e 2 mostrano un monitor per ECG che comprende: il monitor ECG, il cavo paziente, gli elettrodi paziente e gli elettrodi ECG.

La parte applicata comprende visibilmente gli elettrodi e quelle parti degli elettrodi o del cavo che devono essere fisicamente in contatto con il paziente nell'uso normale; l'applicazione della gestione del rischio può identificare altre parti dell'elettrodo paziente o del cavo paziente che devono essere considerate come parti applicate, data la loro probabilità di entrare in contatto con il paziente; le connessioni paziente sono costituite dagli elettrodi ECG che fanno tutti parte della stessa funzione della parte applicata. La figura 2 mostra l'isolamento richiesto per una parte applicata di tipo F. Le parti con linea tratteggiata rappresentano il circuito paziente. Nella figura, l'isolamento richiesto per la parte applicata è:

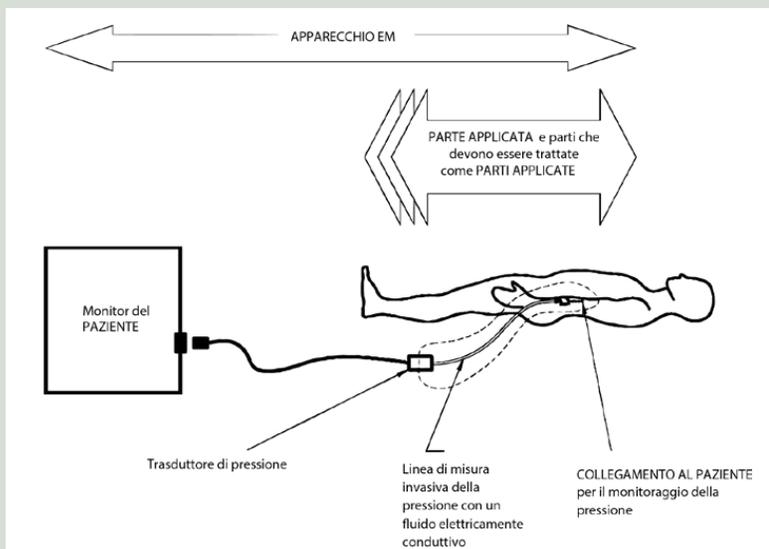


Fig. 3 - Identificazione dell'apparecchio EM, delle parti applicate e delle connessioni paziente in un monitor paziente per il monitoraggio invasivo della pressione

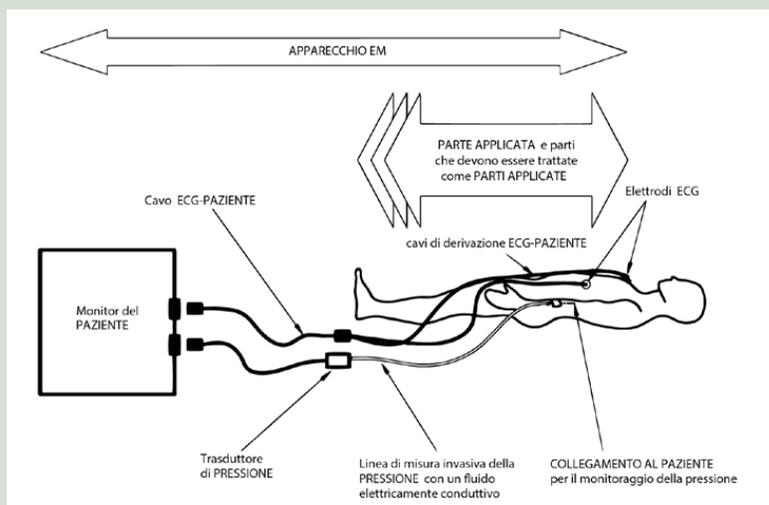


Fig. 4 - Identificazione dell'apparecchio EM, delle parti applicate e delle connessioni paziente in un monitor multiparametrico collegato al paziente con monitoraggio invasivo della pressione

- un singolo mezzo di protezione del paziente tra la terra e le parti all'interno della linea tratteggiata in funzione della tensione di rete;
- un doppio mezzo di protezione del paziente tra la terra e le parti all'interno della linea tratteggiata in funzione della tensione in esse circolante;
- un doppio mezzo di protezione del paziente tra le parti in tensione (inclusa la rete) e quelle all'interno della linea tratteggiata.

La figura 3 mostra una parte applicata di tipo F in cui l'isolamento è incorporato in un trasduttore. Le parti all'interno della linea tratteggiata rappresentano il circuito paziente. Vi sono parti all'esterno della linea tratteggiata soggette alle prescrizioni per le parti applicate, sulla base del processo di gestione del rischio. La figura 4 mostra un monitor paziente con ECG e monitoraggio invasivo della pressione.

In questo esempio:

- l'apparecchio EM comprende: il monitor ECG; il cavo ECG paziente e gli elettrodi paziente nonché i loro elettrodi, il trasduttore di pressione e la sua linea riempita di fluido;
- le parti applicate comprendono: gli elettrodi ECG, le parti del cavo paziente e degli elettrodi paziente che devono essere fisicamente in contatto con il paziente nell'uso normale e la linea riempita del liquido di monitoraggio per il controllo della pressione;
- l'applicazione della gestione del rischio può identificare altre parti del cavo ECG paziente, degli elettrodi paziente o del trasduttore di pressione, che devono essere trattate come parti applicate a causa della probabilità che entrino in contatto con il paziente;
- i collegamenti ECG al paziente sono rappresentati dagli elettrodi ECG;
- il collegamento al paziente per il monitoraggio della pressione consiste in un flusso elettricamente conduttore che circola nella linea. Per la misura della corrente di dispersione e della corrente ausiliaria nel paziente, viene immerso un elettrodo nel fluido elettricamente conduttivo considerato alla stregua di una singola connessione paziente;
- quando le connessioni paziente associate alla funzione ECG non sono elettricamente separate dalla connessione paziente associata alla funzione di monitoraggio della pressione, queste vengono trattate come due funzioni della stessa parte applicata;
- quando le connessioni paziente associate alla funzione ECG, sono elettricamente separate dalla connessione paziente associata alla funzione di monitoraggio della pressione, queste vengono trattate come parti applicate separate.

Isolamento fondamentale

È l'isolamento che fornisce la protezione fondamentale contro lo shock elettrico. Questa definizione non comprende l'isolamento utilizzato esclusivamente per scopi funzionali.

Doppio isolamento

Isolamento che comprende sia l'isolamento fondamentale, sia un isolamento supplementare. I due isolamenti possono essere, a richiesta, sottoposti separatamente a prova. Quando strati multipli dell'isolamento non possono essere sottoposti a prova separatamente, il sistema di isolamento è considerato un isolamento rinforzato, ovvero è un sistema di protezione unico che fornisce un mezzo di protezione doppio.

Connettore

È un dispositivo che permette la connessione di un cavo flessibile ad un apparecchio elettrico (senza l'uso di un utensile) costituito da due punti: la spina di connettore e la presa di corrente.

Connessione paziente

È ogni singolo componente della parte applicata attraverso cui può scorrere corrente tra il paziente e l'apparecchio EM in condizione normale o di primo guasto.

Connessione funzionale

Il termine connessione funzionale viene utilizzato per facilitare la definizione di un sistema EM. La connessione funzionale è un accoppiamento tra elementi di un sistema EM, con la possibilità di fornire alimentazione.

Involucro

È la superficie esterna dell'apparecchio elettrico o di una sua parte. L'involucro dell'apparecchio EM o delle sue parti racchiude tutte le parti accessibili, manopole, impugnature, cavi, connettori e simili. Sono comprese anche le eventuali parti accessibili delle connessioni esterne tra le diverse parti separate.

Protezione

È la parte dell'apparecchio specificatamente utilizzata per fornire una protezione con una barriera fisica. A seconda della realizzazione, una protezione potrà essere detta custodia, copertura, schermo, sportello, contenitore di protezione, ecc. Una protezione può funzionare:

da sola, se è efficace solo quando è in posizione;
insieme ad un dispositivo di interblocco, con o senza blocco di protezione. In questo caso la protezione è assicurata indipendentemente dalla posizione della protezione.

Cavo di alimentazione separabile

È un cavo flessibile previsto per il collegamento dell'apparecchio elettrico all'alimentazione attraverso un connettore.

Morsetto di terra funzionale

In un apparecchio EM, le connessioni di terra funzionale possono essere realizzate attraverso un morsetto di terra funzionale accessibile all'operatore. In alternativa, la norma CEI EN 60601-1 può consentire anche una connessione della terra funzionale per gli apparecchi EM di Classe II mediante un conduttore verde-giallo all'interno del cavo di alimentazione. In questo caso, le parti a cui tale conduttore è collegato non possono essere parti accessibili e devono necessariamente essere isolate dalle parti accessibili.

Sicurezza fondamentale

La sicurezza fondamentale si riferisce ad un dispositivo che non produce un danno in modo involontario a seguito del suo funzionamento, e costituisce spesso una forma di protezione passiva (come uno schermo contro le radiazioni o un collegamento elettrico a terra). Le prestazioni essenziali generalmente si riferiscono ad un apparecchio EM o al sistema EM che funzionano nel modo previsto senza costituire un pericolo.

Un'anomalia delle prestazioni essenziali può portare ad una perdita di prestazioni (come la funzione di mantenimento in vita) o un funzionamento non corretto (come la somministrazione di una dose errata al paziente). In generale, la sicurezza fondamentale si riferisce a proprietà del prodotto che sono specifiche per quel dispositivo mentre le prestazioni essenziali si riferiscono ad una classe di prodotti (come i defibrillatori in grado di erogare uno

shock elettrico adeguato). I termini di sicurezza fondamentale e le prestazioni essenziali sono generalmente considerati per "mutuamente esclusivi", mentre vi sono alcuni pericoli che possono essere riferiti congiuntamente sia alla sicurezza fondamentale che alle prestazioni essenziali.

Corrente di dispersione

La corrente di dispersione è la corrente che non ha uno scopo funzionale. Essa è una componente indesiderata che viene misurata per assicurare che l'isolamento elettrico sia in grado di provvedere ad un'adeguata protezione dagli shock elettrici. Infatti, conduttori posti ad un potenziale rispetto a massa, anche se isolati avranno della corrente di dispersione che tenderà a scorrere tra i conduttori, oppure dai conduttori verso la messa a terra a causa di un isolamento non ideale. Pertanto, se una persona tocca un dispositivo elettromedicale in funzione con un isolamento inadeguato, è possibile che una parte della corrente di dispersione scorra anche attraverso il suo corpo.

I test per la misura della corrente di dispersione rappresentano una delle prove più importanti per accertarsi che un dispositivo elettromedicale sia sicuro. Durante tali test, le correnti di dispersione sono misurate sia in condizioni normali che in condizioni di guasto singolo:

- in "condizioni normali" sta a significare che il dispositivo viene alimentato sia in condizione di pieno funzionamento che in standby;
- per "guasto singolo" si intende la condizione in cui un singolo mezzo di protezione risulti difettoso oppure presenti una condizione anomala. I livelli di corrente di dispersione accettabili dipendono dalla classificazione del particolare tipo di dispositivo e il principio base della protezione dagli shock elettrici è quello di avere almeno due livelli di protezione.

Vengono definite le seguenti correnti di dispersione (figura 5):

- *Corrente di dispersione verso terra*: corrente che fluisce dalla parte collegata alla rete verso il conduttore di protezione, attraverso o lungo l'isolamento (corrente di dispersione totale di tutte le componenti con un sistema di messa a terra, misurata quando è aperta la connessione con la messa a terra);

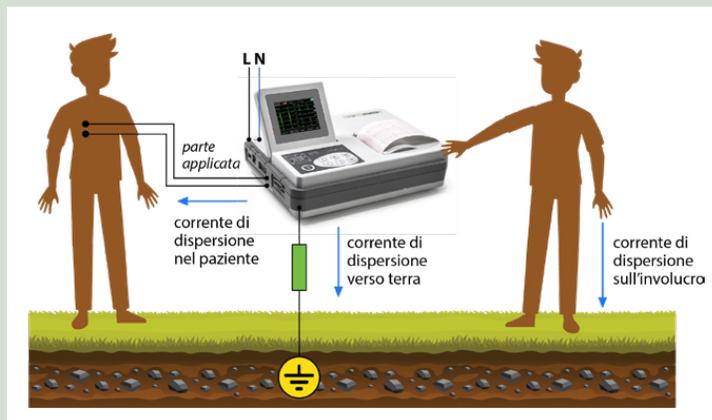


Fig. 5 - Le correnti di dispersione



Fig. 6 - Conduttore di protezione

- *Corrente di dispersione sull'involucro*: corrente che fluisce dall'involucro o da parte di esso, escluse dalle parti applicate, accessibile all'operatore o al paziente in uso ordinario, attraverso un conduttore esterno diverso dal conduttore di protezione;
- *Corrente di dispersione nel paziente*: corrente che fluisce dalla parte applicata al paziente verso terra o dal paziente verso terra attraverso una parte applicata tipo F, a causa del verificarsi in modo non intenzionale sul paziente, di una tensione dovuta ad una fonte esterna;
- *Corrente ausiliaria nel paziente*: corrente che circola nel paziente nell'uso normale, tra una qualsiasi connessione paziente e tutte le altre connessioni paziente, non destinata a produrre alcun effetto fisiologico;
- *Corrente funzionale nel paziente*: corrente che fluisce nel paziente nell'impiego usuale tra elementi della parte applicata, destinata a produrre l'effetto fisiologico come ad esempio la corrente necessaria alla: stimolazione nervosa e muscolare; stimolazione cardiaca; defibrillazione oltre che alle procedure chirurgiche ad alta frequenza.

Messa a terra di protezione

- *Morsetto di terra di protezione*: morsetto collegato a parti conduttrici di Classe I a scopo di protezione e destinato a essere collegato a un sistema esterno di messa a terra di protezione mediante un conduttore di protezione.
- *Conduttore di protezione* (figura 6): conduttore di collegamento tra il morsetto di terra di protezione ed un sistema esterno di messa a terra di protezione.

Il valore della resistenza tra ogni parte accessibile dell'involucro dell'apparecchio elettromedicale e il morsetto (o il contatto, se esiste il connettore) di terra di protezione deve valere:

$$R \leq 0,10 \Omega$$

Per apparecchi muniti di cavo di alimentazione non separabile, il valore di impedenza tra ogni parte accessibile dell'involucro dell'apparecchio elettromedicale e il contatto di terra di protezione della spina deve essere:

$$R \leq 0,20 \Omega$$

Condizione di primo guasto

È la condizione per cui è difettoso un solo mezzo per la riduzione del rischio, oppure si verifica una singola condizione anomala. Possono verificarsi le seguenti condizioni:

- interruzione di uno dei conduttori di alimentazione: nell'esercizio ciò può accadere per intervento di un fusibile, per interruzione accidentale del conduttore o più semplicemente per l'azionamento di un eventuale interruttore unipolare di comando dell'apparecchio stesso. L'interruzione di un conduttore può determinare un aumento considerevole della corrente di dispersione come ad esempio, in un apparecchio monofase l'interruzione del solo conduttore di neutro porta tutto il circuito alla tensione di fase. Nel caso di un apparecchio trifase con uguali capacità verso terra sulle tre fasi nei filtri d'ingresso: in condizioni ordinarie le correnti di dispersione sulle tre fasi sono uguali e la risultante verso terra nulla, ma l'interruzione di un conduttore di fase può provocare correnti di dispersione verso terra molto elevate;
- interruzione del conduttore di protezione negli apparecchi alimentati tramite un cavo flessibile;
- applicazione di una tensione pari a 1,1 volte (110%) la tensione nominale dell'apparecchio sulla parte applicata flottante di tipo BF o CF. Si verifica così che la corrente di dispersione nel paziente sia contenuta nei limiti, anche quando il paziente entra in contatto con una fase o con la massa di un altro apparecchio in tensione (figura 7).

Resistenza del corpo umano

La resistenza del corpo umano può essere fissata solo convenzionalmente poiché varia da un individuo all'altro. Essa dipende infatti dal percorso effettuato dalla corrente nel corpo umano e diminuisce all'aumentare della tensione relativamente all'area di contatto, influenzata anche dalle condizioni ambientali. Bisogna pertanto stabilire un valore convenzionale di resistenza al quale far riferimento per la sicurezza delle persone. Le norme CEI si rifanno a valori convenzionali relativi a un campione medio di popolazione, poiché è possibile valutare la resistenza del corpo umano solo statisticamente. Il CEI ha fissato i valori di percorso F della corrente attraverso il corpo: più elevato è il valore di F,

maggiore è il pericolo. La tabella 1 riportata dall'ultima edizione della Norma CEI IEC 60479-1 (ottobre 2020) mostra i fattori F in funzione del percorso della corrente per cui è possibile calcolare i percorsi tipici in caso si elettrocuzione:

Ad esempio una corrente di 225 mA da mano a mano ha lo stesso effetto di produrre una fibrillazione ventricolare come una corrente di 90 mA tra la mano sinistra ed entrambi i piedi ($225 \times 0,4$). Per quanto riguarda la fase del ciclo cardiaco nell'istante di contatto, è stato sperimentato che il momento ad esso meno favorevole si ha quando il fenomeno dell'elettrocuzione inizia tra la fine della contrazione cardiaca e l'inizio dell'espansione. È evidente che il valore della corrente che attraversa il corpo umano, venuto accidentalmente in contatto con una parte in tensione, dipenda complessivamente dal valore della resistenza elettrica del singolo individuo. Questo valore è estremamente aleatorio visto che anche per uno stesso individuo esso varia più volte nel corso della giornata; tuttavia, pur considerando un valore medio prudenziale di 3000Ω si osserva che una tensione di soli 60 V (frequenza 50 Hz) provoca teoricamente la circolazione di una corrente di 20 mA, che rappresenta il limite della corrente di distacco (fenomeno della tetanizzazione) per la quasi totalità degli individui. La gravità delle conseguenze dell'elettrocuzione dipende dall'intensità della corrente che attraversa l'organismo, dalla durata di tale evento, dagli organi coinvolti nel percorso e dalle condizioni del soggetto. Il corpo umano è un conduttore che consente il passaggio della corrente offrendo nel contempo, una data resistenza a tale passaggio. Minore è la resistenza, maggiore risulta la quantità di corrente che lo attraversa. Detta resistenza non è quantificabile in quanto varia da soggetto a soggetto, anche in funzione delle differenti condizioni in cui il medesimo soggetto si può trovare al momento del contatto. Molteplici sono i fattori che concorrono a definire la resistenza e che in sostanza non consentono di creare un parametro di riferimento comune che risulti attendibile. Tra le variabili vi è il sesso, l'età, le condizioni in cui si trova la pelle (la resistenza è offerta quasi totalmente da essa), la sudorazione,

TAB. 1 - FATTORE F PER PERCORSI DIFFERENTI DELLA CORRENTE

Percorso della corrente	Fattore F
Mano sinistra/Piede sinistro, Piede destro o ad entrambi i piedi	1,0
Entrambe le mani a entrambi i piedi	1,0
Mano sinistra alla mano destra	0,4
Mano destra/Piede sinistro, Piede destro o a entrambi i piedi	0,8
Dorso/Mano destra	0,3
Dorso/Mano sinistra	0,7
Torace/Mano destra	1,3
Torace/Mano sinistra	1,5
Bacino/Mano sinistra, mano destra o entrambe le mani	0,7
Piede sinistro/Piede destro	0,04

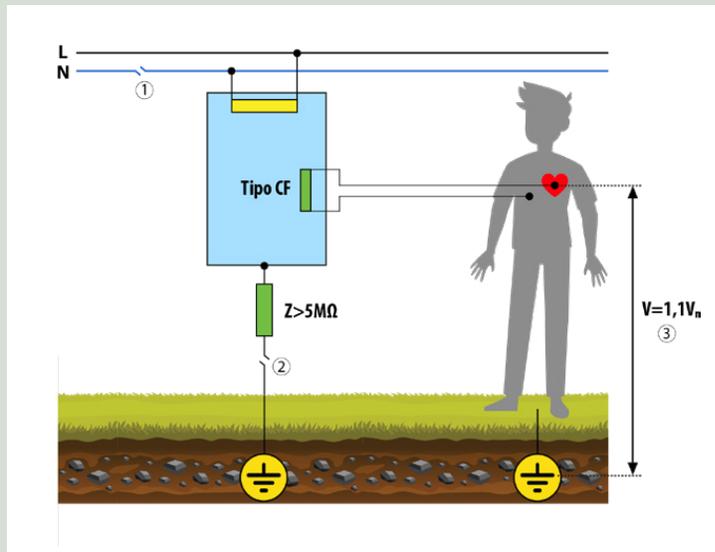
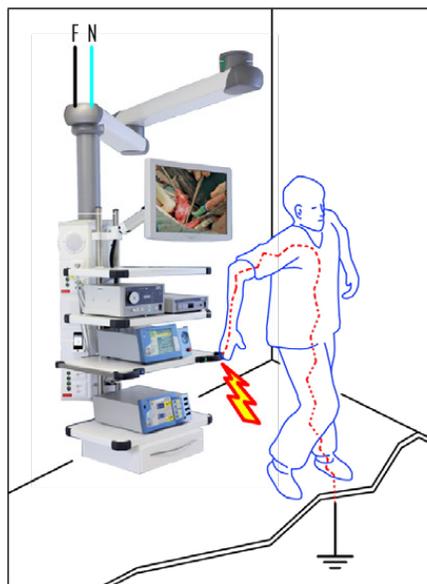
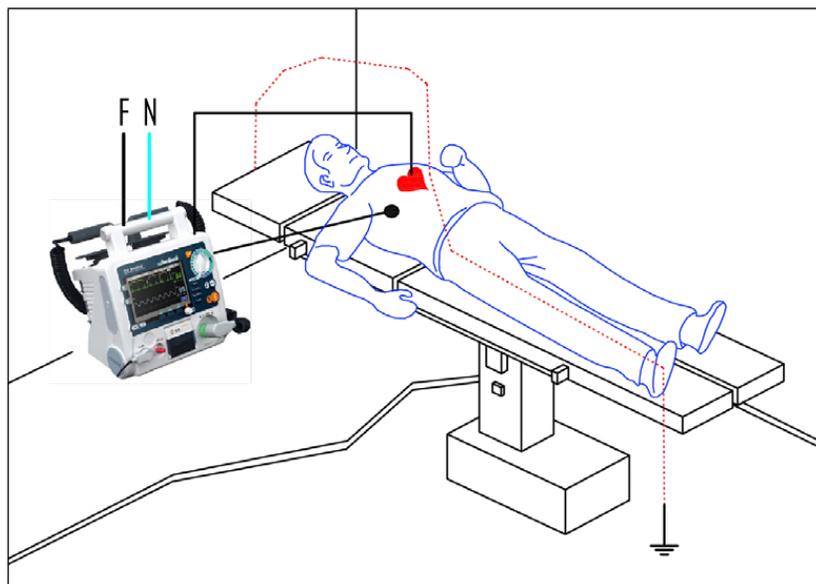


Fig. 7 - Condizione di Primo Guasto (S.F.)

le condizioni ambientali, gli indumenti interposti, la resistenza interna che varia da persona a persona, le condizioni fisiche del momento, il tessuto connettivo e gli organi incontrati nel percorso dalla corrente, dal punto di contatto e di entrata al punto di uscita. La IEC (International Electrotechnical Commission) nella norma sopra citata riporta in una tabella i valori per l'impedenza corporea relativi ad un circuito previsto da una mano all'altra, per individui con pelle asciutta e grandi superfici di contatto, con correnti a.c. a 50 Hz. La tabella riporta la distribuzione dell'impedenza in una percentuale di popolazione come ad es. a 100 V il 50% della popolazione ha una impedenza di 1735Ω o meno così come vari grafici riportati nella stessa norma rappresentano l'impedenza del corpo umano in funzione della tensione applicata con riferimento al contatto mano-mano o mano-piede fra due elettrodi, con area di $50-100 \text{ cm}^2$ in condizioni di pelle asciutta, relativo a gruppi di individui che presentano diversi livelli di probabilità di superare i valori indicati. La caratteristica del rapporto tensione-corrente della pelle non è lineare e dipende da molti fattori, quali: intensità, durata e frequenza dello stimolo elettrico. L'attività delle ghiandole sudorifere, la temperatura e le variabili individuali influenzano anch'esse tali caratteristiche, mentre la non linearità è anche dovuta all'asimmetria dell'impedenza della pelle e alle sue proprietà che variano nel tempo. Queste proprietà potrebbero essere modellate con ragionevole accuratezza se le misurazioni della resistenza effettuate a bassa tensione (utilizzando ohmetri standard), rappresentassero l'impedenza della pelle umana in un vasto range di condizioni. Infatti, per una stimolazione elettrica sinusoidale minore di 10 V, la caratteristica tensione-corrente è quasi lineare. Nel tempo le caratteristiche elettriche possono diventare non lineari in funzione dello stimolo elettrico, della posizione dell'elettrodo e delle caratteristiche individuali. Tra i 10 e circa 30 V, la pelle mostra delle caratteristiche elettriche non lineari ma simmetriche. Sopra i 20 V le caratteristiche elettriche non sono né lineari né simmetriche. Si può comunque asserire che la letalità dello shock elettrico è dipendente dalle seguenti variabili:



MACROSHOCK



MICROSHOCK

Fig. 8 - Macroshock e microshock

- corrente: più elevata è la corrente, più l'evento risulta letale. Siccome la corrente è proporzionale alla tensione, quando la resistenza è fissata dalla legge di ohm, una tensione più elevata è un rischio indiretto per la produzione di correnti più elevate;
- durata: maggiore è la durata, maggiore è il rischio;
- percorso: se la corrente fluisce attraverso il muscolo cardiaco, il rischio è statisticamente maggiore;
- tensioni elevate: oltre ad una maggiore corrente, le tensioni più elevate causano la rottura dielettrica della pelle abbassando così la sua resistenza, causando un aumentato flusso di corrente;
- impianti elettromedicali: pacemaker o defibrillatori impiantabili sono sensibili a correnti bassissime;
- condizioni mediche pre-esistenti;
- età e sesso;
- frequenza: può causare arresti cardiaci o spasmi muscolari. Correnti elettriche ad alte frequenze causano ustioni (anche se non penetrano nel corpo umano) di intensità tali da causare arresti cardiaci;
- percorso della corrente: se la corrente passa attraverso il torace o la testa, aumentano le probabilità di morte per arresto cardiaco.

Macroshock e microshock

Nella figura 8 è evidenziato il percorso della corrente elettrica attraverso il corpo umano.

Quando la corrente attraversa la barriera cutanea, ovvero quando il contatto avviene tra una parte accidentalmente in tensione ed una parte di superficie esterna del corpo umano, si è in presenza di macroshock. In questo caso, poiché la corrente fluisce attraverso

un'ampia sezione del corpo e soltanto una piccola parte può interessare direttamente il cuore, si ha una bassa densità di corrente nel muscolo cardiaco. Gli effetti definiti macroshock normalmente non si manifestano per correnti con intensità inferiore a 1 mA. Qualora la corrente penetri direttamente nell'organismo senza attraversare la cute, si parla di microshock. In questo caso la corrente fluisce tutta o in massima parte attraverso il cuore, che viene quindi interessato da un'alta densità di corrente. In questo caso, già per correnti dell'ordine di 10 μ A si può avere una fibrillazione ventricolare. Il rischio di microshock è una condizione che si verifica esclusivamente in ambito medico ed è caratterizzata dal collegamento elettrico mediante conduttori direttamente dal cuore (ad esempio catetere cardiaco, elettrodo di cardiostimolazione, applicazione di sonde ed altri elementi che operano internamente e vicino al cuore ecc.). In queste condizioni la tensione ritenuta sicura scende a 10 mV, valore assolutamente inusuale per l'elettrotecnica. I valori numerici della corrente ritenuta ragionevolmente sicura (ma non assolutamente sicura) per un contatto protratto per un tempo indefinito sono:

- Macroshock $I_{max} = 10 \text{ mA}$ $V_{max} = 24 \text{ V}$
- Microshock $I_{max} = 10 \mu\text{A}$ $V_{max} = 10 \text{ mV}$

Il microshock è il massimo rischio elettrico che può verificarsi nei locali più critici di una struttura sanitaria, quali: le sale di emodinamica dove si effettuano cateterizzazioni cardiache, le unità coronariche, le sale operatorie e gli annessi locali di anestesia, le terapie intensive. In questi ambienti vengono utilizzati apparecchi elettromedicali che utilizzano elettrodi e/o cateteri che mettono il cuore del paziente in collegamento elettrico direttamente con l'esterno del corpo. In queste condizioni il paziente è più vulnerabile,

perché la corrente attraversa il muscolo cardiaco, confluisce all'interno del cuore, dove è posizionato il catetere e va a sollecitare l'intera massa cardiaca.

In un paziente cateterizzato quindi, la corrente attraversa il muscolo cardiaco richiudendosi nell'elettrodo o nel catetere intracardiaco, sollecitando in questo modo l'intera massa cardiaca per cui, la probabilità di una fibrillazione aumenta notevolmente. Si parla quindi di microshock, quando la corrente penetra direttamente nell'organismo senza attraversare la cute per cui, la corrente fluisce tutta o in massima parte attraverso il cuore, che viene quindi interessato da un'alta densità di corrente. Da questo ne deriva che correnti piccolissime intorno ai 10 - 20 μA che attraversano l'endocardio ventricolare, possono provocare una fibrillazione ventricolare che può risultare fatale: l'effetto di queste correnti sono la causa del microshock. Ovviamente tale situazione occorre in situazioni con pazienti aventi cateteri cardiaci con elettrodi incorporati, cateteri riempiti con mezzi conduttivi o con soluzioni saline, cavetti di collegamento del pacemaker. In questi casi una condizione di guasto potrebbe far salire il potenziale del catetere o del dispositivo collegato al di sopra dello zero, per cui un eventuale collegamento a terra del paziente, potrebbe essere disastroso. Un esempio esplicativo potrebbe essere il caso di un paziente cateterizzato che viene collegato ad un sistema di pompe a siringa motorizzato. Se il motore non è perfettamente isolato (caso in cui si può avere una dispersione elettrica) e la connessione a terra del dispositivo è interrotta, in caso di paziente monitorizzato con un monitor cardiaco non isolato, la corrente di dispersione fluisce attraverso il catetere cardiaco (e quindi attraverso il cuore del paziente) e l'elettrodo del monitor collegato a terra, riuscendo a superare largamente il valore dei 50 μA , valore già ampiamente dimostrato quale causa di fibrillazione ventricolare. Nel caso di una corrente di guasto a terra di 80 A (realistica nel caso di sistema TT) con la resistenza del conduttore di protezione fino al nodo di 0,1 Ω , si ha una tensione di 8 V tra l'apparecchio guasto ed il nodo. Essendo il paziente cateterizzato, se la sua resistenza è di 1.000 Ω (valore molto probabile), viene attraversato da una corrente di 8 mA. Per prevenire un eventuale microshock, correnti di dispersione al di sopra dei 10 - 20 μA non devono mai confluire direttamente nella massa cardiaca, imponendo un isolamento assoluto da terra o l'utilizzo di apparecchi alimentati a batteria.

I conduttori di collegamento dei pacemaker o dei cateteri endocardiaci devono essere maneggiati solo con guanti di gomma e l'operatore non deve mai reggere in mano il cavetto di collegamento mentre utilizza un monitor o qualunque altro apparecchio elettromedicale con l'altra mano. Non deve assolutamente sorprendere che, se correnti di alcuni mA sono ritenute del tutto normali per apparecchiature elettriche e pertanto impercettibili per un soggetto comune, possono invece risultare mortali per un paziente critico. Così come un'apparecchiatura elettrica con isolamento perfetto, ma senza collegamento a terra (innocuo per persone normali), può risultare mortale per il paziente a causa delle normali correnti di dispersione, anche un apparecchio regolarmente collegato a terra può risultare pericoloso per il



paziente. Esempio tipico è il caso di un paziente collegato a due diverse apparecchiature alimentate da prese diverse. Se una delle due apparecchiature alimentate da montanti elettriche diverse disperde, si può stabilire tra di esse una tensione tale che, in funzione della resistenza corporea del paziente, può dar luogo ad una corrente di dispersione interessante il cuore, di valore nettamente superiore al limite di non pericolosità. Nei locali dove potrebbe verificarsi il rischio di microshock, deve essere conseguita la massima equipotenzialità tra tutte le masse e le masse estranee. Ne deriva che non bisogna mai superare una tensione limite di sicurezza di 10 mV, indipendentemente dal tempo di intervento della protezione. Considerando pericolose le correnti superiori ai 10 - 20 μA , e assumendo come resistenza del corpo umano un valore che oscilla normalmente tra i 500 e i 1000 Ω , ne deriva il valore di 10 mV. Pertanto, i valori numerici della corrente ritenuta ragionevolmente sicura (ma non assolutamente sicura) per un contatto protratto per un tempo definito è:
 $I_{\text{max}} = 10 \mu\text{A}$ $V_{\text{max}} = 10 \text{mV}$

L'equipotenzialità viene raggiunta collegando le masse e le masse estranee localmente in un unico punto (ovvero al nodo equipotenziale) in modo che un eventuale guasto d'isolamento in un apparecchio esterno all'insieme equipotenziale, non possa portare alcuna conseguenza.

Bibliografia

- Armando Ferraioli - Manuale di ingegneria biomedicale: dispositivi medici, normative, apparecchiature elettromedicali e nozioni fondamentali. Dario Flaccovio Editore (Pa), 2020
- Armando Ferraioli - Impianti elettrici nelle strutture sanitarie: nozioni fondamentali ed esempi progettuali. Dario Flaccovio Editore (Pa), 2019