

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Immunità elettromagnetica dei pacemaker
alle stazioni radio base per telefonia GSM:
distanze di sicurezza sulla base di normative attuali**

Vincenzo Barbaro, Pietro Bartolini, Alfredo Cappellini

Laboratorio di Ingegneria Biomedica

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN

01/21

Istituto Superiore di Sanità

Immunità elettromagnetica dei pacemaker alle stazioni radio base per telefonia GSM: distanze di sicurezza sulla base di normative attuali.

Vincenzo Barbaro, Pietro Bartolini, Alfredo Cappellini

2001, 39 p. Rapporti ISTISAN 01/21

Viene analizzata la problematica dell'interferenza elettromagnetica sui pacemaker causata dai campi emessi dalle stazioni radio base GSM e vengono fornite alcune distanze di sicurezza per soggetti portatori di pacemaker. Tale analisi deriva dalle indicazioni del draft di norma tedesca E DIN VDE 0848-3-1. Esso fornisce formule empiriche per il calcolo dell'intensità di campo ammissibile per un soggetto portatore di pacemaker a cui può essere esposto senza alcun rischio, nel caso in cui sia nota la tensione di soglia d'interferenza del suo dispositivo. Conoscendo l'intensità di campo elettrico si deriva la distanza dalla stazione radio base oltre la quale il portatore di pacemaker si ritiene in sicurezza.

Parole chiave: Pacemaker, Stazione radio base GSM, Distanze di sicurezza

Istituto Superiore di Sanità

Pacemaker electromagnetic immunity to GSM base transceiver stations: safety distances based on the existing standards.

Vincenzo Barbaro, Pietro Bartolini, Alfredo Cappellini

2001, 39 p. Rapporti ISTISAN 01/21 (in Italian)

The electromagnetic interference with pacemakers as produced by GSM Base Transceiver Stations is analysed and safety distances for pacemaker bearers given. The analysis derives from the German Draft Standard E DIN VDE 0848-3-1, which gives the formulae to calculate the allowable field strength a pacemaker bearer can be exposed to without any risk, where the pacemaker interference threshold voltage is known. From the electric field strength it is possible to calculate the safety distances from GSM Base Transceiver Stations for pacemaker subjects.

Key words: Pacemakers, GSM base transceiver stations, Safety distances

Lavoro eseguito nell'ambito dell'accordo di programma tra il CNR e il MURST- Legge 95/1995.

Il rapporto è disponibile online nel sito di questo Istituto: www.iss.it/pubblicazioni.

INDICE

Introduzione	1
1. I sistemi radiomobili	3
1.1. Generalità.....	3
1.2. Struttura ed organizzazione della rete radiomobile cellulare	4
1.3. Architettura del sistema GSM.....	6
1.4. Aree definite nel GSM.....	6
1.5. Multiplazione FDMA/TDMA nel sistema GSM	8
1.5.1. Multiplazione FDMA e riutilizzo delle frequenze	8
1.5.2. Multiplazione TDMA	9
1.6. Trasmissione discontinua (DTX).....	10
1.7. Modulazione e demodulazione	10
1.8. Temporizzazione del segnale GSM	11
1.9. Base Transceiver Station	12
2. Le interazioni fra pacemaker e campi elettromagnetici esterni	15
2.1. Generalità sui pacemaker	15
2.2. Modi di accoppiamento del campo elettromagnetico interferente sui pacemaker	16
2.2.1. Accoppiamento magnetico.....	16
2.2.2. Accoppiamento elettromagnetico	17
2.2.3. Accoppiamento magnetostatico	18
2.3. L'interferenza indotta dal segnale GSM	18
3. L'attività legislativa per la regolamentazione dell'esposizione ai campi elettromagnetici.....	20
3.1. Limiti di esposizione e livelli di riferimento	20
3.2. Direttive e norme specifiche sui pacemaker	22
3.3. E DIN VDE 0848-3-1	23
4. Antenne radio base GSM e pacemaker: distanze di sicurezza.....	26
5. Discussione e conclusioni.....	32
Bibliografia.....	35
Appendice A	
Valori di campo magnetico ed elettrico ammissibili per portatori di pacemaker (E DIN VDE 0848-3-1)	37
Appendice B	
Tensioni di soglia d'interferenza per segnali GSM e TV (E DIN VDE 0848-3-1).....	38

INTRODUZIONE

Nel 1991 prese piede in Europa il sistema radiomobile cellulare GSM (Global System for Mobile communications) e da allora sono incrementati in maniera esponenziale gli utenti di tale mezzo di comunicazione. Oltre al numero dei telefoni cellulari sono aumentate anche, ovviamente, le installazioni di antenne radio base, le quali consentono la trasmissione dei segnali fra diversi terminali.

Alla crescente domanda per questo nuovo efficiente prodotto tecnologico si contrappongono, però, come del resto avviene per quasi ogni innovazione del progresso, le ansie e le preoccupazioni degli stessi utenti per le conseguenze di carattere sanitario che esso può provocare. Le paure nei riguardi del cosiddetto “elettrosmog” sono dovute probabilmente all’invisibilità e all’impalpabilità del fenomeno, da cui derivano spesso suggestioni più dannose per la salute dello stesso problema.

Negli ultimi anni diversi studi hanno accertato che i campi elettromagnetici a radiofrequenza possono causare il riscaldamento dei tessuti biologici (effetti termici) se gli stessi campi raggiungono valori d’intensità molto elevati al di là, comunque, delle potenzialità degli stessi telefoni cellulari.

Ciò che più preoccupa la popolazione e, in particolare quella residente nelle vicinanze di antenne radio base, sono gli effetti a lungo termine dell’esposizione ai campi elettromagnetici, ipotizzati in alcuni studi epidemiologici anche se il nesso di causalità non è stato sinora provato.

Di grande interesse sono, inoltre, gli effetti di interferenza elettromagnetica causati dai campi a radiofrequenza sui dispositivi elettronici ed in particolare sugli apparecchi medici.

Il fenomeno di interferenza elettromagnetica si può manifestare ogni volta che un dispositivo elettronico viene esposto a radiazioni elettromagnetiche. L’effetto di tale fenomeno è quello di provocare malfunzionamenti temporanei o permanenti sul dispositivo. Quindi, ogni apparecchio medico che ha al suo interno circuiti elettronici può essere suscettibile a tale interferenza. Tra questi, ad esempio, sono classificabili le pompe ad infusione, apnea monitor, monitor per il respiro e il battito cardiaco, ossimetri pulsati, ventilatori, defibrillatori impiantabili, pacemaker, sistemi telemetrici, dispositivi per elettrocauterizzazione, sistemi per dialisi, protesi acustiche, incubatrici, sedie a rotelle elettriche, riscaldatori di sangue, elettrostimolatori, elettroencefalografi ed altri.

Molti di questi dispositivi sono di importanza vitale per il paziente ed è chiaro che in questo caso il fenomeno dell’interferenza ed il conseguente malfunzionamento del dispositivo può costituire un problema per la salute pubblica. Tra questi i pacemaker ed i defibrillatori impiantabili sono sicuramente i dispositivi più significativi dal punto di vista del rischio sanitario, sia per la loro diffusione (il successo della metodica di impianto dei pacemaker, nata nel 1960, è testimoniata attualmente dai circa 500.000 impianti effettuati ogni anno nel mondo di cui 25.000 solo in Italia con una incidenza di 438 pacemaker/milione di abitanti; mentre per i defibrillatori, in Italia ne vengono impiantati circa 1350 l’anno con una incidenza di 24 defibrillatori/milione di abitanti, 150 negli USA) che per la criticità delle protesi stesse: circa il 10% di impianti di pacemaker sono effettuati su pazienti pacemaker dipendenti per i quali la vita dipende dal corretto funzionamento del dispositivo. In ogni caso la qualità della vita di un paziente portatore di pacemaker è strettamente dipendente dalla funzionalità del dispositivo. Tale criticità è a maggior ragione presente nei defibrillatori impiantabili a causa delle alte energie in gioco (circa 30 J) ed alla peculiarità del dispositivo che viene considerato a tutti gli effetti un vero salvavita. A tal proposito, fino ad oggi sono stati affrontati numerosi studi

riguardanti le interferenze elettromagnetiche provocate dai campi emessi dai telefoni cellulari sui pacemaker (1-6).

Recentemente le preoccupazioni di molti portatori di tali dispositivi sembrano accresciute dalla proliferazione delle stazioni radio base che, data la loro distribuzione su tutto il territorio (in Italia se ne contano, per ora, circa 10.000 e se ne prevedono circa 55.000 per l'anno 2008 (7) con l'avvento dei servizi UMTS (Universal Mobile Transmission System), potrebbero rappresentare un'altra diffusa fonte d'interferenza per i pacemaker. Tuttavia rispetto ai telefonini nel caso di una stazione radio base la situazione è differente: cambia, infatti, l'intensità del campo cui è esposto il paziente in virtù della distanza dalla sorgente, della potenza e delle dimensioni dell'antenna.

In Italia le installazioni delle antenne radio base sono consentite purché vengano rispettati i livelli dei campi elettrici, magnetici e della densità di potenza previsti dal Decreto del Ministero dell'Ambiente del 10 settembre 1998, n. 381 (8), il quale però non tiene conto delle problematiche di interferenza elettromagnetica sui dispositivi medici. Vista anche l'assenza di una normativa tecnica specifica che riguardi la compatibilità elettromagnetica dei pacemaker rispetto ai campi a radiofrequenza, ne deriva l'impossibilità da parte dei tecnici competenti di dare risposte chiare ai portatori di tali dispositivi, i quali ormai sempre più spesso per ostacolare l'installazione di antenne nei luoghi prossimi alle proprie abitazioni ricorrono all'Autorità Giudiziaria.

Al fine di informare tali soggetti, in questo rapporto si vuole compiere un'analisi per meglio comprendere le reali implicazioni della problematica e fornire al contempo un'idea delle distanze di sicurezza dalle antenne radio base per portatori di pacemaker.

Tale analisi prende in considerazione come ipotesi di partenza le indicazioni del draft di norma tedesca E DIN VDE 0848-3-1 (9), unica norma, sebbene ancora in bozza, nel panorama della normativa tecnica riguardante la compatibilità elettromagnetica dei pacemaker, che tratti le frequenze tipiche dei sistemi di telefonia mobile cellulare. Essa è stata elaborata effettuando prove sperimentali direttamente sui pacemaker presenti sul mercato nel 1995 e ricavando, in tal modo, su base statistica i valori di intensità del campo elettrico al di sopra dei quali i pacemaker possono subire interferenza e conseguentemente i soggetti portatori di tali dispositivi sono esposti ad un rischio elevato di danno per la propria salute.

Questi valori di campo possono risultare inferiori ai limiti prescritti dalla Raccomandazione del Consiglio Europeo EC/519/99 sull'esposizione della popolazione ai campi elettromagnetici (10) e da essi si ricavano le distanze di sicurezza sopracitate, conosciute le quali possono essere circoscritte le zone di pericolo per soggetti portatori di pacemaker.

Per concludere questa parte introduttiva si ribadisce che tale analisi sia da ritenersi di grande interesse attualmente in quanto la Legge quadro sulla protezione dalle esposizioni a campi elettrici, magnetici ed elettromagnetici (11), di recente approvazione da parte del Parlamento italiano, prevede l'elaborazione di piani di risanamento per molte situazioni a rischio, tra cui non si potrà non tenere in debito conto quelle delle possibili interferenze elettromagnetiche sui pacemaker, dovute ai campi emessi dalle stazioni radio base.

1. I SISTEMI RADIOMOBILI

1.1. Generalità

In questa sezione si discutono le caratteristiche principali dei sistemi di radiocomunicazione con mezzi mobili (brevemente, *sistemi radiomobili*), limitando l'attenzione ai collegamenti terrestri tra una postazione fissa (*stazione base*) ed una postazione semovente (*stazione mobile*). In particolare, dopo una breve introduzione comparativa sulle tecniche di trasmissione di uso passato e presente (12) si illustreranno alcuni aspetti del sistema digitale paneuropeo GSM (13).

I primi sistemi radiomobili di rilevanza commerciale vengono sviluppati negli anni '70 in diverse parti del mondo impiegando formati di segnalazione e di controllo differenti e incompatibili. Tipicamente si tratta di apparati di tipo analogico con accesso di tipo FDMA (Frequency Division Multiple Access) destinati a servire aree geografiche particolari, ed aventi capacità di servizio assai limitate (alcune decine di canali, con interruzione del servizio quando si esce dall'area coperta dalla stazione base), nonché prestazioni (come efficienza energetica e spettrale) non sempre soddisfacenti. Questi sistemi prevedono la suddivisione del territorio in zone geografiche autonome, ciascuna delle quali è coperta da una stazione base con l'impiego di tutte le frequenze assegnate al servizio; l'area di copertura della stazione base deve essere la più estesa possibile, e ciò implica l'impiego di potenze di trasmissione adeguatamente elevate. Una grave limitazione di questo sistema è, come già accennato, la necessità che l'unità mobile ha di reiterare la chiamata quando essa esce dall'area di copertura della stazione base. Inoltre il numero massimo dei radiomobili attivi all'interno di ogni zona di copertura è limitato al numero delle frequenze assegnate al servizio, con conseguente bassa densità geografica di utenti.

Verso la fine degli anni '70 iniziano a diffondersi i cosiddetti sistemi *cellulari*, vale a dire, sistemi in cui il territorio interessato dal servizio viene suddiviso in tante porzioni relativamente piccole dette *celle*, ciascuna delle quali è servita da una *stazione base* ed entro ciascuna delle quali viene impiegato un sottoinsieme delle frequenze disponibili che, allo scopo di contenere le interferenze co-canale, sono diverse da quelle utilizzate nelle celle adiacenti. Le frequenze disponibili vengono distribuite opportunamente su un gruppetto base (detto *cluster*) di celle adiacenti, il quale viene replicato (*riuso* delle frequenze) quante volte è necessario per coprire un'area geografica comunque vasta. In questo modo si consente l'accesso ad un numero più grande di utenti operanti all'interno dell'area coperta dal servizio; infatti, agendo sulle dimensioni delle celle, è possibile variare la densità geografica degli utenti stessi. E' possibile anche in certi casi suddividere una cella in più sottocelle di dimensioni più piccole, in modo da aumentare localmente la densità degli utenti ove richiesto (ad esempio, in una città). Il passaggio tra due celle adiacenti è senza conseguenze per l'utente, in quanto la rete fissa di controllo provvede automaticamente ad assegnargli un nuovo canale (con frequenza portante diversa) che sarà mantenuto all'interno della cella di arrivo. Questa operazione di sostituzione di canale, che deve essere inavvertibile per l'utente, prende il nome di *handover*.

Agli inizi degli anni '90 esistevano nel mondo almeno sei diversi ed incompatibili standard per le comunicazioni radiomobili cellulari, tutti basati sull'uso della modulazione di frequenza per la trasmissione analogica della voce. In Europa i sistemi più diffusi sono stati l'NMT (Nordic Mobil Telefonsystem), sviluppato dai paesi nordici e il TACS (Total Access Communications System), sviluppato dalla Gran Bretagna e simile allo standard americano AMPS (Advanced Mobile Phone System). Il primo sistema è stato realizzato in due versioni, operanti attorno a 450 MHz e 900 MHz, mentre il secondo lavora intorno ai 900 MHz. Entrambi i sistemi impiegano la modulazione di frequenza con un solo canale per portante SCPC (Single

Channel Per Carrier) e passo di canalizzazione (distanza tra le portanti) pari a 25 kHz. I sistemi successivi, basati sull'impiego di tecnologia digitale, sono sostanzialmente tre: quello nordamericano, quello europeo (GSM), adottato anche in molti paesi asiatici e in Australia, e quello giapponese.

Il primo sistema radiomobile italiano, il RTMI (Radio Telefono Mobile Integrato), entrato in servizio nel 1973 e destinato ad una fascia molto ristretta di utenza, operava intorno a 160 MHz ed aveva caratteristiche piuttosto primitive (mancanza dell'*handover*, non completa automatizzazione delle chiamate). Esso è stato soppiantato nel 1985 dal sistema di seconda generazione RTMS (Radio Telephone Mobile System) operante intorno a 450 MHz, di tipo cellulare, impiegante ancora la modulazione FM (Frequency Modulation) con passo di canalizzazione 25 kHz. Nel 1990 è entrata in servizio la rete cellulare TACS a 900 MHz con analoghe caratteristiche di modulazione e canalizzazione. Dall'ottobre del 1992 è stato attivato il sistema cellulare numerico paneuropeo GSM, operante intorno ai 900 MHz, avente caratteristiche nettamente innovative e superiori rispetto ai sistemi che l'hanno preceduto. Attraverso una particolare codifica della voce, che consente di trasformare un segnale fonico in un flusso di 13 kbit/s, nel GSM si ottiene la stessa efficienza spettrale del TACS nella trasmissione di segnali vocali. Il GSM presenta caratteristiche superiori ai sistemi precedenti per quanto riguarda la densità geografica di utenze (il *cluster* è composto da 9 celle contro le 21 del TACS) e consente l'attivazione di servizi non previsti dal TACS, quali la trasmissione dati, il facsimile numerico, la posta elettronica, il trasferimento di chiamata, la teleconferenza, l'accesso alla ISDN (Integrated Services Digital Network) e molti altri.

Nel 1998, infine, è stato introdotto in Italia il sistema di comunicazioni mobili DCS (Dual Communications System) 1800 che offre le stesse prestazioni del sistema GSM 900 pur operando su una banda diversa di frequenze.

1.2. Struttura ed organizzazione della rete radiomobile cellulare

La rete radiomobile cellulare è una rete a struttura gerarchica basata su tre livelli (Figura 1):

1. centro di commutazione radiomobile (Mobile Service Switching Centre, MSC);
2. stazione radio base (Base Transceiver Station, BTS);
3. terminale mobile (Mobile Station, MS).

Il centro di controllo MSC a sua volta è connesso sia con la rete pubblica PSTN/ISDN (Public Switched Telephone Network/Integrated Services Digital Network), sia con gli altri MSC della stessa rete radiomobile (Public Land Mobile Network, PLMN) o di altre reti radiomobili interconnesse con essa.

I vari MSC sono collegati tra di loro attraverso linee dedicate, in modo da potersi scambiare informazioni sulla posizione dei vari utenti attivi presenti entro le aree di chiamata. Uno dei metodi per effettuare questa operazione prevede la presenza, entro l'MSC, di due archivi di dati che vengono aggiornati con continuità, l'HLR (Home Location Register) e il VLR (Visitor Location Register). Sul primo di essi è memorizzata la lista degli utenti afferenti all'area di chiamata cui l'MSC appartiene, con l'indicazione (se disponibile) dell'area di chiamata nella quale essi si trovano correntemente, mentre sul secondo sono memorizzati tutti gli utenti non residenti che si trovano a passare dall'area di chiamata relativa all'MSC. Tra le funzioni di controllo dell'MSC si ricordano inoltre la localizzazione degli utenti, la gestione degli accessi (assegnazione dei canali), la verifica della qualità dei segnali, la gestione degli *handover*, la gestione degli archivi degli utenti abilitati, il calcolo e l'attribuzione dei costi di conversazione.

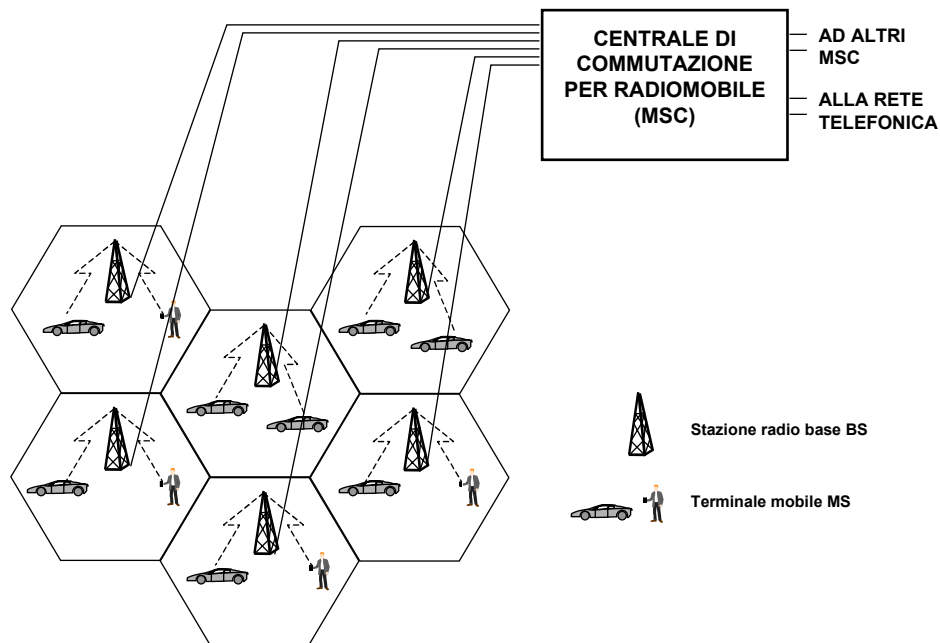


Figura 1. Architettura di una rete radiomobile cellulare

L'utente non deve eseguire alcuna operazione quando si sposta da un'area di chiamata ad una adiacente (questa libertà di spostamento viene detta *roaming*) in quanto ciascun MSC, attraverso le stazioni base (BTS), provvede a diffondere periodicamente verso i mezzi mobili il proprio codice di area su un apposito canale di chiamata; il generico radiotelefono acceso si predispone all'ascolto su tale canale ed è in grado di misurare la qualità (livello di segnale) ricevuto su di esso.

Se il livello scende al di sotto di una certa soglia, il radiotelefono ricerca un altro canale di chiamata avente qualità migliore, si aggancia su di esso ed invia al corrispondente MSC una richiesta di affiliazione (*booking-in*).

Quando un abbonato della rete fissa effettua una chiamata ad un mezzo mobile componendo il prefisso corrispondente, la rete fissa, dopo ricerca della posizione del mobile presso l'MSC di residenza dello stesso, provvede ad istradare la chiamata all'MSC competente per area. Quest'ultimo è collegato alle sue BTS attraverso linee telefoniche dedicate ed effettua la chiamata irradiandola simultaneamente da tutte le BTS. L'utente in ascolto riconosce la chiamata, risponde su un canale dedicato ed attraverso una procedura particolare di scambio di informazioni con l'MSC ottiene l'assegnazione del canale sul quale ha poi luogo la conversazione. Il radiotelefono deve ovviamente avere la possibilità di sintetizzare le frequenze relative ai canali di traffico e di controllo per la comunicazione da tutte le celle. Viceversa, una chiamata proveniente da un mobile viene recepita dalla BTS che la invia all'MSC, il quale a sua volta provvede all'assegnazione del canale fisico tra il mobile e la rete fissa.

1.3. Architettura del sistema GSM

In ambito GSM oltre all'apparato di utente MS, vengono definiti i seguenti tre sottosistemi (Figura 2):

1. NSS = Network Switching Sub-System;
2. OSS = Operation And Support Sub-System;
3. BSS = Base Station Sub- System.

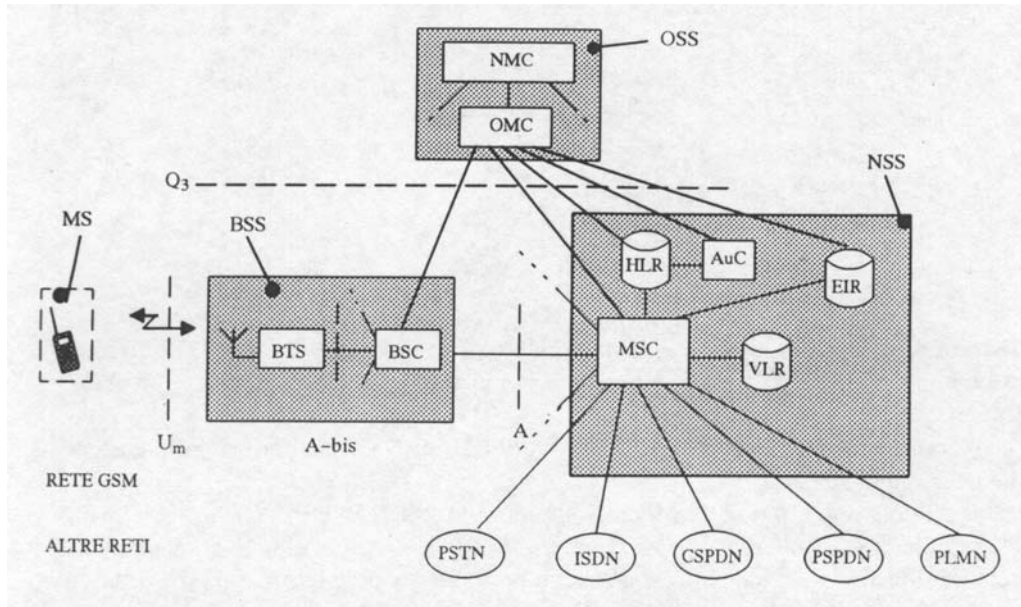


Figura 2. Sottosistemi che compongono un sistema GSM

L'NSS è l'insieme delle unità funzionali, centrali di commutazione e database, che consentono di gestire la mobilità degli utenti e di effettuare il controllo delle chiamate, nonché di supportare i servizi offerti dalla rete. Con il termine OSS si intende l'insieme delle unità funzionali che consentono la gestione, l'esercizio e la manutenzione della rete GSM di un gestore. L'unità BSS, infine, è costituita da una o più BTS (Base Transceiver Station) o antenna radio base e da una BSC (Base Station Controller) la quale svolge funzioni di basso livello per il controllo e la gestione di una o più BTS.

1.4. Aree definite nel GSM

In ambito GSM vi è una suddivisione gerarchica dell'area geografica in cui è garantito il servizio agli utenti. Infatti (Figura 3) vengono definite le seguenti aree:

- *GSM Service Area*

È l'area servita da tutte le reti GSM di tutte le nazioni che aderiscono al GSM;

– *PLMN Service Area*

È l'area servita dalla rete radiomobile (PLMN, Public Land Mobile Network) GSM di un singolo gestore. In una nazione vi possono essere una o più PLMN Service Area, a seconda che vi siano uno o più gestori;

– *MSC/VLR Service Area*

È l'area servita da un MSC e dal VLR in esso integrato. In una rete GSM le unità funzionali MSC e VLR sono di solito integrate. Quindi, sebbene in teoria si possano definire una MSC Area ed una VLR Service Area, normalmente il territorio coperto da una PLMN GSM è suddiviso in un certo numero di MSC/VLR Service Area, ognuna delle quali è servita da un MSC/VLR;

– *Location Area*

Una MSC/VLR Service Area è suddivisa in un certo numero di Location Area. Si definisce come Location Area (LA) l'area geografica in cui una MS si può muovere a piacimento senza che sia necessario vararne la localizzazione nel VLR. Le Location Area vengono identificate assegnando ad ognuna di esse una Location Area Identity (LAI). È questa l'informazione che viene memorizzata nel VLR per poter rintracciare un utente. Perciò, quando una MS deve essere chiamata, viene irradiato un messaggio di paging in tutta la Location Area identificata dal LAI memorizzato nel VLR. Qualora una MS si sposti da una Location Area, essa deve comunicare ciò alla rete, inviando un messaggio che richiede un Location Updating (aggiornamento della localizzazione) nel VLR (ed eventualmente nell'HLR se cambia anche il VLR);

– *Cella*

Una Location Area è suddivisa in un certo numero di celle. Con il termine cella si intende l'area geografica servita da una BTS (Base Transceiver Station), la quale ne garantisce la copertura radioelettrica. Ogni cella viene identificata dalla rete tramite un identificativo noto come CGI (Cell Global Identity). Inoltre ogni BTS è identificabile tramite un codice noto come BSIC (Base Station Identify Code), il quale viene irradiato e costituisce il "codice colore" (color code) che permette ad una MS di distinguere tra le differenti BTS che essa è in grado di ricevere.

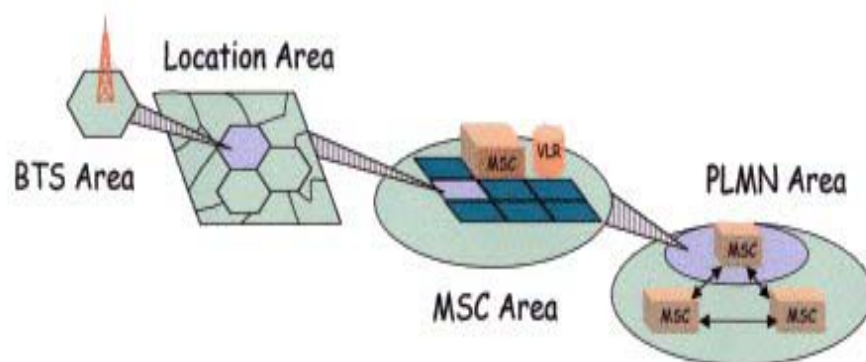


Figura 3. Aree definite nel GSM

1.5. Multiplazione FDMA/TDMA nel sistema GSM

L'International Telecommunication Union (ITU) ha assegnato al sistema GSM, per l'Europa, la banda 890-915 MHz per la comunicazione *Uplink* tra MS e BTS e 935-960 MHz per la comunicazione *Downlink* tra BTS e MS (Figura 4).

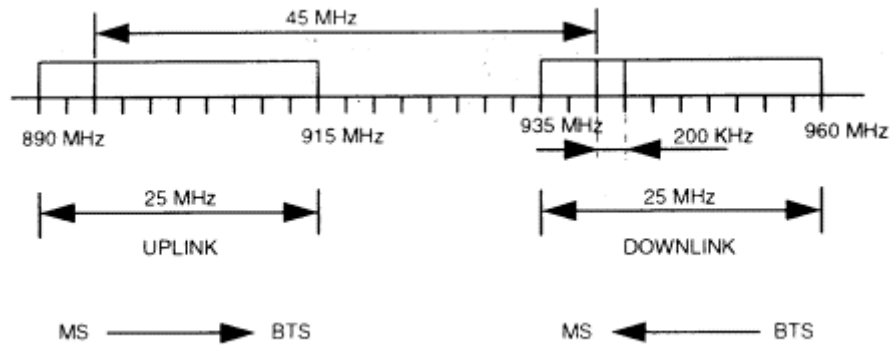


Figura 4. Allocazione delle bande di frequenza GSM

Successivamente sono stati concessi altri 10 MHz per soddisfare le crescenti richieste di traffico (*Extended GSM*). Il sistema GSM utilizza una combinazione delle tecniche di multiplazione a divisione di frequenza FDMA (Frequency Division Multiple Access) e di tempo TDMA (Time Division Multiple Access) per la gestione della risorsa radio.

1.5.1. Multiplazione FDMA e riutilizzo delle frequenze

Il GSM utilizza la tecnica FDMA per dividere l'ampiezza di banda concessa in frequenze portanti o canali. La spaziatura tra le portanti è di 200 kHz e ad ognuna di queste è associato un numero di canale, detto ARFCN (Absolute Radio Frequency Channel Number), per identificarle in modo univoco.

Il GSM standard (P-GSM) divide la banda di 25 MHz in 124 portanti, numerate da 1 a 124. L'*n*-esima portante (ARFCN *n*) è definita come segue:

- $F_{Uplink}(n) = 890 + n * 0,2 \text{ (MHz)}, \quad 1 \leq n \leq 124;$
- $F_{Downlink}(n) = 890 + n * 0,2 + 45 \text{ (MHz)}, \quad 1 \leq n \leq 124.$

L'Extended GSM (E-GSM) divide la banda di 35 MHz in 174 portanti, organizzate nel modo seguente:

– Canali con ARFCN da 0 a 124:

- $F_{Uplink}(n) = 890 + n * 0,2 \text{ (MHz)}, \quad 0 \leq n \leq 124;$
- $F_{Downlink}(n) = 890 + n * 0,2 + 45 \text{ (MHz)}, \quad 0 \leq n \leq 124.$

– Canali con ARFCN da 975 a 1023:

- $F_{Uplink}(n) = 890 + (n - 1024) * 0,2 \text{ (MHz)}, \quad 975 \leq n \leq 1023;$
- $F_{Downlink}(n) = 890 + (n - 1024) * 0,2 + 45 \text{ (MHz)}, \quad 975 \leq n \leq 1023.$

La banda DCS 1800 MHz, 1710-1785 MHz per la comunicazione tra MS e BTS (*Uplink*) e 1805-1880 MHz per la comunicazione tra BTS e MS (*Downlink*), divide la banda di 75 MHz in 374 portanti, con ARFCN da 512 a 885:

- $F_{Uplink}(n) = 1710 + (n - 511) * 0,2 \text{ (MHz)}, \quad 512 \leq n \leq 885;$
- $F_{Downlink}(n) = 1710 + (n - 511) * 0,2 + 95 \text{ (MHz)}, \quad 512 \leq n \leq 885.$

All'interno di una stessa nazione, le frequenze portanti sono suddivise tra i vari operatori sia GSM che di eventuali sistemi analogici già esistenti. In Italia, ad esempio, la situazione è complicata per la presenza del sistema analogico TACS.

Gli N canali (frequenze portanti) assegnati ad un operatore sono divisi in M gruppi in modo che ognuno disponga di N/M canali. Ad ogni cella è assegnato un gruppo di canali in modo da diversificare le frequenze utilizzate da celle geograficamente adiacenti.

1.5.2. Multiplazione TDMA

Ogni singola portante viene divisa nel tempo, secondo la tecnica TDMA, in 8 intervalli (*time slot*) della durata di 0,577 ms e l'insieme di 8 *time slot*, della durata di 4,616 ms, viene definito trama o *frame*. Il *time slot* k-esimo di ogni trama della i-esima portante costituisce un canale. A loro volta anche la sequenza delle trame è divisa periodicamente tra più canali, con una sorta di TDMA di secondo livello, assegnando una o più trame ad un singolo canale.

I canali di traffico, quindi, sono organizzati in base a gruppi di 26 trame, quelli di controllo in base a gruppi di 51 trame. Questi gruppi costituiscono una multitrama (*multiframe*). Le due multitrame di durata rispettivamente 120 ms e 235,4 ms sono inserite in una supertrama (*superframe*) di 6,12 s che contiene rispettivamente 51 e 26 multitrame (per un totale di 1326 trame) unificando la struttura dei due canali. A loro volta 2048 superframe formano una ipertrama (*hyperframe*) composta di $2^{22}=2715648$ trame numerate progressivamente (*frame number*, FN) e in modo ciclico su una periodicità di 3 ore, 28 min, 53 s e 773 ms (Figura 5).

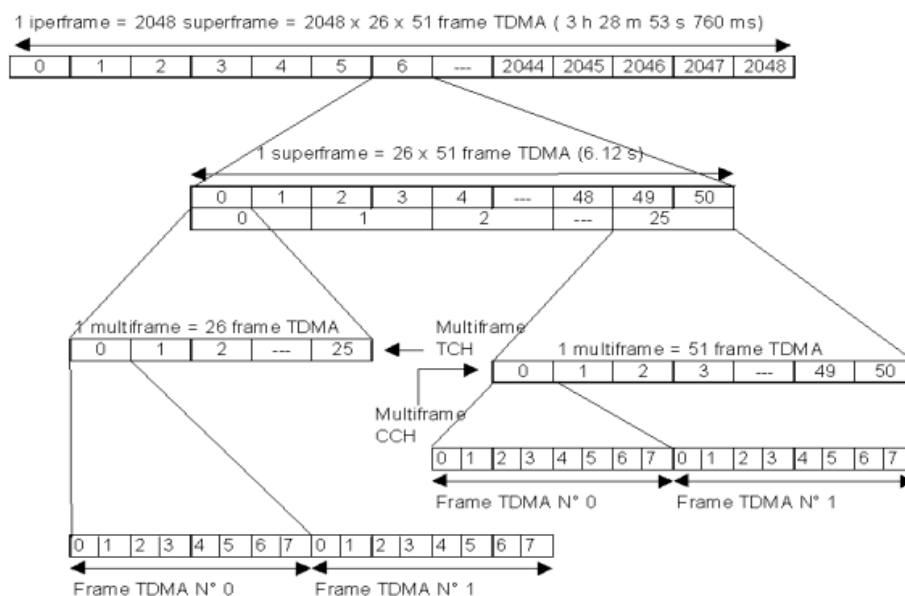


Figura 5. Schema di formazione di trame e multitrame

In definitiva un canale fisico è identificato dal proprio numero di *time slot* (TS), di trama (FN) e di frequenza portante.

Il numero totale dei canali fisici disponibili risulta essere di 992 da distribuire all'interno del *cluster* di celle. I canali logici devono essere inseriti “fisicamente” nella struttura TDMA. Un canale logico viene associato ad un *time slot* di una frequenza su cui si alterna con gli altri canali nella successione delle trame.

Ai canali di segnalazione è di norma riservato il *time slot* 0 di una sola delle frequenze assegnate ad una cella in entrambe le direzioni. Tale frequenza prende il nome di portante fondamentale.

1.6. Trasmissione discontinua (DTX)

Nel corso di una conversazione, la comunicazione in una direzione può essere vista come occupare il 50% del tempo totale. Per il resto il trasmettitore dovrebbe lavorare unicamente per raccogliere il rumore di fondo, codificarlo e inviarlo al ricevitore. Questo processo implica una spesa di energia che riduce l'autonomia delle batterie del terminale mobile.

Questa funzione di trasmissione discontinua (Discontinuous Transmission, DTX) viene implementata obbligatoriamente nei terminali mobili d'utente mentre è solo consigliata alla stazione radio base.

Per poter realizzare la procedura di DTX, è necessario un dispositivo per la discriminazione dei periodi di parlato e di silenzio: questo dispositivo, o meglio questo algoritmo di analisi del segnale raccolto dal microfono si chiama Voice Activity Detector, VAD. Il VAD basa il suo principio di funzionamento sulle differenti caratteristiche spettrali di un segnale di parlato da quelle di un tipico rumore di fondo. Nel primo caso è infatti possibile trovare una struttura del segnale con una sua periodicità (il periodo di pitch) ben precisa. Nel caso del rumore per esempio dell'abitacolo di un'automobile, per quanto elevato ne sia il livello, è possibile individuare caratteristiche di periodicità, contenuto energetico e “forma” dello spettro del segnale (involuppo spettrale o spectral envelope) tali da consentire una separazione tra segnale desiderato e disturbo. Più complesso è effettuare una distinzione in un ambiente affollato in cui il disturbo è fornito da altri parlatori se essi sono ad una distanza tale che sia intelligibile quanto dicono.

Il risultato dell'analisi VAD è un *flag*, ovverosia una variabile booleana (che può assumere solo due valori: vero/falso, 1/0) indicante, per ogni intervallo di 20 ms, la presenza (valore 1 ossia “vero”) o l'assenza (valore 0 ossia “falso”) di segnale vocale.

In base al valore del *flag* di VAD l'algoritmo di DTX dovrà decidere se il periodo è da trasmettere o no. Data la brevità del periodo di osservazione (20 ms), per evitare periodi di silenzio “locale”, la decisione non viene presa immediatamente ma osservando 4 periodi consecutivi per totali 80 ms.

1.7. Modulazione e demodulazione

In generale la modulazione deve dare la relazione tra i dati da trasmettere ed il campo elettrico emesso $E(t)$. In termini matematici, per qualsiasi tipo di trasmissione con modulazione a banda stretta, il campo elettrico generato in un certo istante può essere rappresentato dalla seguente formula:

$$E(t) = a(t) \cos(2\pi f_0 t + \varphi(t))$$

dove f_0 è la frequenza portante, $a(t)$ e $\varphi(t)$ sono rispettivamente l'ampiezza e la fase del segnale. Affinché lo spettro del segnale risultante sia abbastanza stretto da rientrare nella banda ad esso assegnata sia $a(t)$ che $\varphi(t)$ devono variare abbastanza lentamente rispetto a f_0 .

Per quanto riguarda il segnale GSM la portante f_0 dipende dalle regole dell'accesso multiplo, l'ampiezza $a(t)$ dipende dalla potenza di emissione e può variare in funzione degli algoritmi di controllo della potenza necessaria a stabilire il collegamento tra stazione base e stazione mobile, ma non dei dati. Il contenuto dell'informazione è quindi affidato unicamente alla fase. Più precisamente la modulazione scelta per il GSM è di tipo GMSK (Gaussian Minimum Shift Keying). La formula della fase in un certo istante relativa ad una sequenza infinita di bit (... , d_{i-1} , d_i , d_{i+1} , ..) è:

$$\varphi(t) = \varphi_0 + \sum_i k_i \Phi(t - iT)$$

dove:

$$k_i = 1 \text{ se } d_i = d_{i-1}$$

$$k_i = -1 \text{ se } d_i \neq d_{i-1}$$

$$\Phi(xT) = \frac{\pi}{2} \left(G\left(x + \frac{1}{2}\right) - G\left(x - \frac{1}{2}\right) \right)$$

con:

$$T = 48/13 \mu s$$

$$\sigma = 0,44$$

$$G(x) = x \int_{-\infty}^x \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}} dt + \frac{\sigma}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}$$

1.8. Temporizzazione del segnale GSM

Sulla base di quanto detto nei paragrafi precedenti la temporizzazione del segnale emesso da un telefono cellulare o da una stazione radio base GSM può essere schematizzata come riportato in Figura 6.

E' importante notare che nell'involuppo del segnale GSM sono presenti componenti a bassa frequenza:

- 217 Hz frequenza di trama;
- 8,3 Hz frequenza di multitrama;
- altre componenti a frequenze comprese tra 2 ed 8,3 Hz durante la fase di *handover* e di DTX.

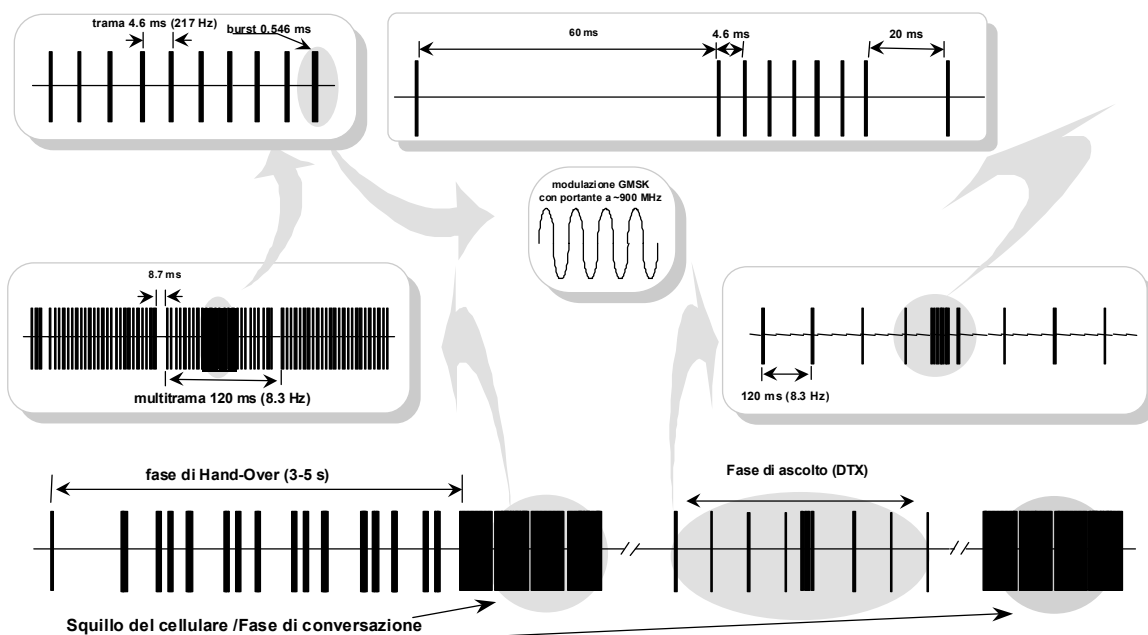


Figura 6. Temporizzazione del segnale GSM

1.9. Base Transceiver Station

Con il termine Base Transceiver Station (BTS) si indica l'unità funzionale costituita dall'insieme dei transceiver (ricestrasmettitori) e degli apparati che consentono di fornire la copertura radio ad una cella. Solitamente ci si riferisce alle BTS con il termine Stazione Radio Base (SRB). Le BTS gestiscono la comunicazione radio con le MS esplicando diverse funzioni, quali:

- *Discontinuous Transmission* (DTX);
- *antenna diversity*;
- *frequency hopping*;
- Monitoraggio della connessione radio mediante misurazioni sulla qualità dei canali di segnalazione e traffico ed inoltro di queste al BSC affinché le elabori e prenda le necessarie decisioni.

I requisiti fondamentali richiesti ad una BTS sono la regolarità di funzionamento, l'affidabilità, la compatibilità e il minimo costo dato il grande numero di BTS dispiegate sul territorio, specialmente nelle aree urbane più estese.

Una stazione radio base è essenzialmente costituita da un traliccio sul quale sono collocate diverse antenne (Figura 7).

Se possibile si tenta di utilizzare edifici e torri già esistenti (Figura 8). Non è raro vedere transceiver GSM installati sui tralicci radiotelevisivi RAI e Mediaset oppure appesi alle cisterne degli acquedotti.



Figura 7. BTS su traliccio



Figura 8. Esempi di BTS installate sopra i palazzi (roof top)

La struttura più semplice prevede solo due antenne (una per ricevere e una per trasmettere) di tipo *omnidirezionali* a frusta, cioè in grado di “illuminare” uniformemente il segnale in tutte le direzioni. La BTS si trova quindi al centro della cella che irradia. Questa soluzione è usata per “coprire” zone a bassa intensità di traffico, ad esempio autostrade o zone rurali vaste e pianeggianti.

Per migliorare la qualità del segnale ricevuto spesso si utilizzano due antenne riceventi, poste ad una distanza pari ad un multiplo dispari di un quarto di lunghezza d’onda (a 900 MHz la lunghezza d’onda è di 30 cm). Questa tecnica, nota come *antenna diversity* o diversità nello spazio, consente di risolvere i problemi connessi al fading. Dato che i segnali ricevuti dalle due antenne compiono percorsi diversi è meno probabile che entrambe siano affette contemporaneamente dai fenomeni di evanescenza legati alla riflessione del segnale contro ostacoli di dimensioni maggiori della sua lunghezza d’onda (cioè al *fading*).

Le antenne possono essere spaziate verticalmente o orizzontalmente; nel primo caso si ha una maggiore facilità di installazione, mentre nel secondo caso si hanno prestazioni superiori.

Un’altra caratteristica della gestione dell’interfaccia radio da parte della BTS è il salto di frequenza (*frequency hopping*, FH). Esso consiste nel trasmettere messaggi successivi di una stessa comunicazione su frequenze portanti diverse, mantenendo però sempre lo stesso *time slot* assegnato inizialmente. In questo modo si riescono a combattere efficacemente i problemi legati

ai fenomeni di fading o battimenti che si possono verificare, temporaneamente, solo su una certa frequenza.

Per aumentare la capacità di traffico in aree densamente popolate, mantenendo nel contempo la copertura radio con celle grandi nelle aree a bassa densità di traffico, si ricorre allo *splitting*, che consiste nel suddividere una cella di dimensioni relativamente grandi in un certo numero di celle più piccole.

Utilizzando antenne omnidirezionali, lo *splitting* richiede l'installazione di nuove BTS con un aumento dei costi e dell'interferenza di cocanale. Una possibile alternativa è quella di suddividere una cella in un certo numero di settori, ognuno dei quali è "illuminato" da una antenna *direttiva* (o pannello), cioè un'antenna che non "illumina" uniformemente in tutte le direzioni, ma concentra il flusso di potenza entro un cono prestabilito (soluzione maggiormente adottata). Ogni settore può così essere considerato come una nuova cella. L'utilizzo di antenne direzionali riduce le interferenze di cocanale e consente ad uno stesso sito cellulare di illuminare più celle (o settori). Una struttura tipica è quella del sito tricellulare, detto anche *clover*, in cui si hanno 3 celle per sito, ognuna servita da un'antenna trasmittente e due antenne riceventi direttive (una sola se l'*antenna diversity* non è implementata); ogni settore ha direzione di puntamento separata di 120° rispetto agli adiacenti. E' utilizzata anche la struttura bicella in cui si hanno due celle per sito con le antenne dei due gruppi disposte back-to-back lungo la stessa direzione (Figura 9).

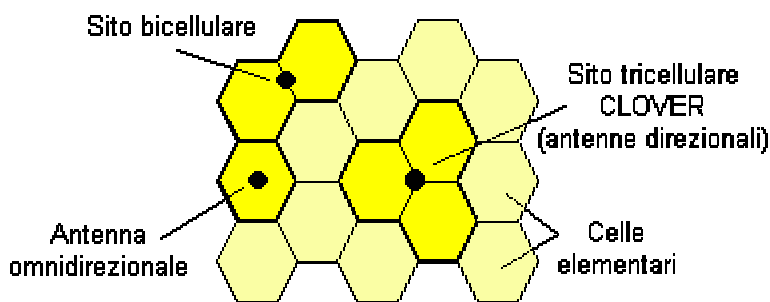


Figura 9. Possibili disposizioni dei settori in una stazione BTS

L'utilizzo di antenne direttive riduce le interferenze lungo certe direzioni, ma le aumenta nella direzione di massimo irraggiamento. Ad esempio, si deve assolutamente evitare che le antenne di due BTS si "guardino" direttamente. Per ridurre queste interferenze si introduce un *tilt* sulle antenne, cioè un'inclinazione verso il basso, di pochi gradi, della direzione di puntamento. Il tilting viene utilizzato anche per *regolare* il raggio di copertura della cella: più le singole antenne sono tiltate verso il basso, minore sarà il raggio della cella.

Il tilting può essere di tipo meccanico, montando un apposito kit per inclinare le antenne, oppure di tipo elettrico (senza nessun intervento meccanico sulle antenne stesse) molto più agevole.

2. LE INTERAZIONI FRA PACEMAKER E CAMPI ELETTROMAGNETICI ESTERNI

2.1. Generalità sui pacemaker

Il pacemaker è un dispositivo medico impiantabile in grado di sostituire la funzione di generare impulsi elettrici nel cuore, nel caso di malfunzionamento del sistema di conduzione ed eccitazione del miocardio. Tali impulsi elettrici vengono trasmessi alle fibre eccitabili del muscolo cardiaco tramite un elettrocatetere il quale stabilisce un vero e proprio collegamento elettrico fra lo stimolatore e il cuore. Il pacemaker può avere configurazione unipolare, nel caso in cui un elettrodo sia posto sulla punta dell'elettrocatetere e l'altro sia costituito dalla cassa metallica (in titanio) del generatore d'impulsi, oppure bipolare con i due elettrodi allocati sulla parte distale dell'elettrocatetere distanti fra loro 1÷3 cm.

I moderni pacemaker sono in grado di rilevare l'attività elettrica del cuore (funzione di *sensing*) e di stimolare (funzione di *pacing*) solo quando questa è insufficiente.

Essi si distinguono ancora in monocamerale, i quali utilizzano un unico elettrocatetere per sentire e stimolare in atrio o in ventricolo, e bicamerale, che prevedono invece l'inserimento di due elettrocateteri, uno in atrio e uno in ventricolo.

I pacemaker si differenziano, inoltre, in base alle loro modalità di funzionamento, cioè ai diversi tipi di risposta alle attività cardiache naturali. Possono essere:

- *asincroni*, che funzionano con impulsi di frequenza programmata, svincolata ed indipendente dall'attività spontanea cardiaca;
- *sincroni*, in cui il pacemaker emette impulsi anche in presenza di attività spontanea cardiaca, sincroni con l'onda P in caso di pacemaker atriali o con il complesso QRS in caso di pacemaker ventricolari;
- *a domanda o inibiti*, che emettono impulsi solo in caso di frequenza cardiaca spontanea inferiore a quella programmata; si tratta della modalità di funzionamento attualmente più impiegata.

Le modalità di funzionamento di un pacemaker sono individuate da un codice. Il più semplice è un codice a tre lettere, introdotto dalla ICHD (Inter-Society Commission for Heart Disease resources). La prima lettera indica la camera stimolata, la seconda quella rilevata e la terza indica la risposta alla rilevazione.

I pacemaker possono essere programmati attraverso un contatto telemetrico da un operatore esterno il quale può modificare in questo modo, in ogni momento, alcuni parametri quali la frequenza di scarica, l'ampiezza dell'impulso o la sensibilità del pacemaker agli eventi elettrici esterni.

L'introduzione della funzione di *sensing* ha reso i pacemaker vulnerabili ai segnali extracardiaci quali le interferenze elettromagnetiche. Essi sono comunque dotati di protezioni hardware e software in grado di garantire in determinati casi una buona immunità alle interferenze. Il sistema di *sensing* del dispositivo è costituito, infatti, da:

- un filtro che blocca i disturbi al di fuori della banda del segnale cardiaco;
- un rilevatore di soglia che si occupa di determinare se il segnale passato deve essere sentito o meno;
- un circuito di regressione il quale attraverso algoritmi dedicati, è in grado di distinguere il segnale cardiaco da eventuali interferenze.

I pacemaker sono progettati per commutare in asincrono quando i segnali rilevati sono a frequenza troppo elevata per essere generati da un'attività cardiaca naturale (tipicamente frequenze superiori a 9 Hz). Invece nel caso in cui venga rilevato un segnale con frequenza compresa tra 2 e 9 Hz, il pacemaker può o stimolare sincronizzandosi con il suddetto segnale o inibirsi, a seconda del tipo di funzionamento

2.2. Modi di accoppiamento del campo elettromagnetico interferente sui pacemaker

Con riferimento alla Figura 10 i possibili tipi di accoppiamento dell'*electromagnetic interference* (EMI) su un pacemaker sono essenzialmente tre (14):

1. accoppiamento magnetico;
2. accoppiamento elettromagnetico;
3. accoppiamento magnetostatico.

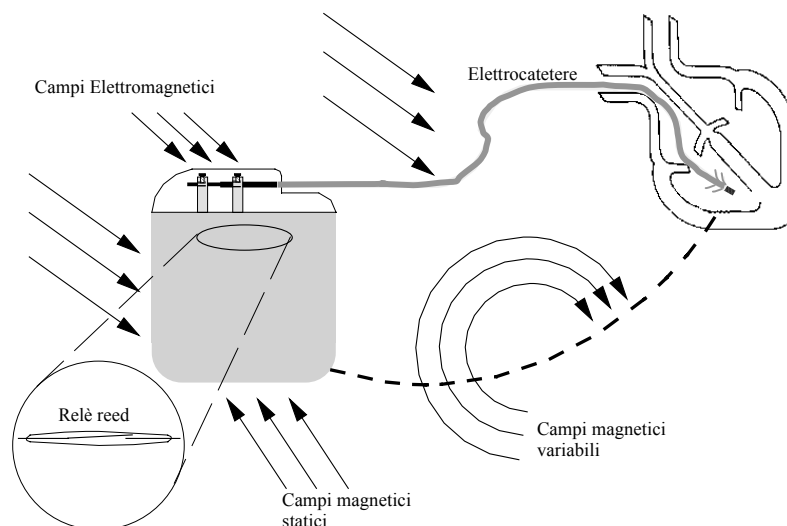


Figura 10. Fonti di interferenza

2.2.1. Accoppiamento magnetico

Esiste un accoppiamento di tipo magnetico prodotto da campi magnetici variabili nel tempo ($f < 100$ kHz) che è quello che può verificarsi quando si è in presenza di un paziente portatore di pacemaker unipolare.

In tal caso il *case*, l'elettrocatteretere ed il ritorno che avviene attraverso il tessuto e che si richiude sul *case* stesso, formano una spira che può avere un'area fino a 570 cm^2 . In accordo alla legge di Faraday sull'induzione, ogni campo magnetico variabile nel tempo induce una tensione su questa spira e quindi sull'elettrocatteretere che è proporzionale all'area della spira, alla

frequenza e alla intensità del campo magnetico. Inoltre, l'effetto di accoppiamento è tanto maggiore quanto più il piano della spira è perpendicolare alle linee di flusso del campo magnetico.

Si può ovviare a tale inconveniente con l'utilizzo di un elettrocatetere bipolare invece che unipolare. Infatti, come si può vedere dalla Figura 11 nel caso bipolare l'elettrocatetere e il tessuto sottocutaneo formano una spira che racchiude un'area sensibilmente minore.

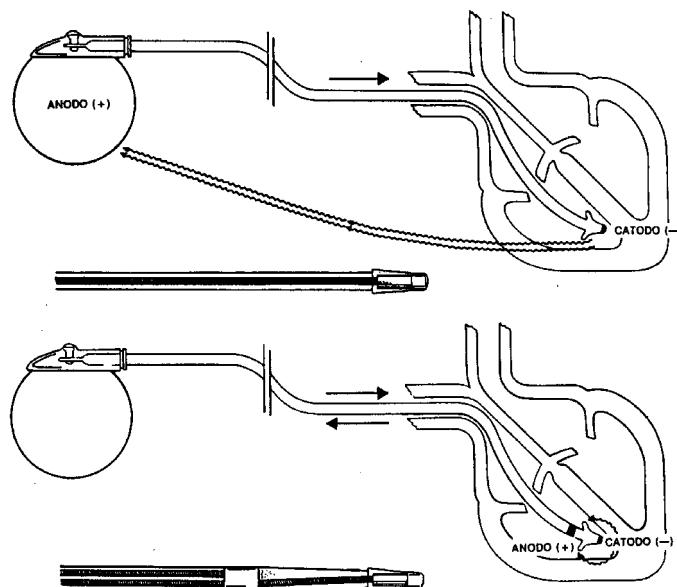


Figura 11. Pacemaker unipolare e bipolare

2.2.2. Accoppiamento elettromagnetico

Esiste invece un accoppiamento di tipo elettromagnetico, prodotto da campi di frequenze superiori a 100 kHz, dove gli effetti prodotti dal campo elettrico e quello magnetico non possono essere più trattati separatamente e sono dovuti ad onde che entrano nel corpo con una profondità di penetrazione dipendente dalla frequenza. In questo caso il campo si accoppia direttamente sull'elettrocatetere. Due aspetti debbono essere considerati:

- più alta è la frequenza, più piccola è la lunghezza d'onda all'interno del corpo. Se la frequenza è tale che la lunghezza d'onda λ diventi confrontabile con la lunghezza dell'elettrodo, l'elettrodo si comporta come un'antenna e capta l'interferenza inducendo la massima tensione sull'elettrodo. Da questo punto di vista sembrano maggiormente interferenti le microonde (ad 1 GHz $\lambda = 30$ cm, cioè confrontabile con le dimensioni di un elettrocatetere);
- più alta è la frequenza, più piccola è la profondità di penetrazione. Ad esempio, a frequenza quale quella di un forno a microonde, che è intorno a 2,45 GHz, la profondità di penetrazione nel corpo umano è di soli 6 mm.

Quindi, in realtà, è intorno alle decine e centinaia di MHz che si ha l'intervallo di frequenza maggiormente non favorevole alla reiezione dell'interferenza dovuta ad accoppiamento elettromagnetico.

I possibili effetti prodotti dai primi due tipi di campo possono essere ricondotti a due aspetti essenziali:

- il campo può indurre una corrente sull'elettrodo che scorre anche attraverso il cuore provocando a seconda dell'intensità: fibrillazione (per frequenze dell'EMI relativamente basse < 1 kHz) o locale riscaldamento (frequenze elevate $\gg 1$ kHz);
- il campo può indurre una tensione sull'elettrodo che può danneggiare la protesi stessa (ad esempio lo stadio di ingresso del pacemaker). Tuttavia anche se l'intensità di tale tensione non è in grado di danneggiare la protesi, essa attraverso l'elettrodo può arrivare al circuito di *sensing* che può confondere questa attività interferente con l'attività elettrica intrinseca proveniente dal cuore.

2.2.3. Accoppiamento magnetostatico

Esiste, infine, un accoppiamento di tipo magnetostatico dovuto al campo statico o lentamente variabile, 5-10 Hz. Esso si accoppia sul pacemaker direttamente attraverso il *case* dello stesso e agisce prevalentemente sul "relay reed", che è una piccola ampolla di vetro, al cui interno vi sono due lamelle di materiale ferromagnetico, affacciate ad un estremo e vincolate all'altro. Il relay reed è sensibile al campo magnetostatico che abilita, chiudendosi, un circuito asincrono interno, il quale consente di controllare il corretto funzionamento del pacemaker indipendentemente dall'attività del paziente (modalità asincrona, *sensing* non attivo).

2.3. L'interferenza indotta dal segnale GSM

Negli ultimi dieci anni è stata rivolta una certa attenzione da parte dell'opinione pubblica al problema dell'interferenza elettromagnetica provocata sui pacemaker dai telefoni cellulari. Le stazioni radio base e le stazioni mobili GSM, come già visto nella sezione precedente, emettono segnali aventi le stesse caratteristiche in quanto a modulazione e che si differenziano di pochissimo per quanto riguarda le frequenze impiegate. Si ritiene, dunque, che i meccanismi d'interazione fra segnale emesso da telefono cellulare e pacemaker valgano anche per il segnale inviato dalle stazioni radio base, pur tenendo in conto che cambiano notevolmente le distanze e le potenze in gioco.

In questo paragrafo si riportano i risultati di alcuni studi rivolti alla determinazione dei suddetti meccanismi nel caso delle interferenze provocate dai telefoni cellulari GSM (15-16). Dalle esperienze eseguite *in vitro* e *in vivo* su diversi modelli emerge inequivocabilmente che i telefoni cellulari operanti con lo standard digitale GSM sono in grado di interferire con il corretto funzionamento dei pacemaker impiantabili. Gli effetti prodotti vanno dalla inibizione completa alla sincronizzazione, all'asincrono da EMI. Tuttavia questi effetti sono localizzati e temporanei, ossia, persistono ad una distanza massima dalla testa del pacemaker dell'ordine dei 10 cm (per un telefono GSM funzionante alla massima potenza di 2 W) e quindi non si verificano ad esempio quando il telefono cellulare è tenuto in prossimità dell'orecchio, in considerazione del fatto che il sito di impianto del pacemaker tipicamente è sottocutaneo nella regione sottoclaveare al disopra della fascia del muscolo grande pettorale. Inoltre, gli effetti permangono soltanto finché è presente la sorgente di interferenza dopodiché il pacemaker torna a funzionare normalmente.

Per quanto riguarda i meccanismi di interazione si ritiene che il campo elettromagnetico emesso dal telefono cellulare si accoppi direttamente con i connettori del pacemaker e non con gli elettrocateri. Questo è testimoniato dal fatto che gli effetti sono indipendenti dal tipo di configurazione degli elettrocateri e sono stati riscontrati sempre sulla verticale al disopra dei connettori. In particolare, se il campo emesso raggiunge lo stadio di ingresso del pacemaker con un'ampiezza tale da saturarlo, quest'ultimo si porta a funzionare in regime non lineare rivelando solamente l'involuppo del segnale GSM interferente e quindi le sole componenti in bassa frequenza (vedi Figura 6).

In particolare, per il fenomeno di demodulazione sopra descritto se venisse rilevata la componente a 217 Hz il pacemaker si porterebbe a stimolare in asincrono mentre se venissero rivelate le componenti a frequenze minori o uguali a 8,3 Hz si potrebbero avere tutti i tipi di effetti osservati.

Il prevalere di un effetto sull'altro può dipendere dagli algoritmi anti-EMI (che possono variare da modello a modello) e dai valori impostati di alcuni parametri programmabili del pacemaker.

La mancanza di effetto può essere legata a due fattori:

1. il campo elettromagnetico non si accoppia con i connettori;
2. la tensione indotta sui connettori viene attenuata ad esempio da un efficace condensatore di blocco.

In quest'ultimo caso il segnale interferente arriverebbe ai circuiti di ingresso del pacemaker con un'ampiezza tale da non provocarne la saturazione.

3. L'ATTIVITÀ LEGISLATIVA PER LA REGOLAMENTAZIONE DELL'ESPOSIZIONE AI CAMPI ELETTROMAGNETICI

3.1. Limiti di esposizione e livelli di riferimento

Poiché il tema principale di questo rapporto tecnico riguarda le antenne radio base e, in particolare, come i campi da esse emessi possano interagire con le funzioni dei pacemaker è opportuno introdurre le leggi che regolamentano l'installazione di queste sorgenti elettromagnetiche in Italia e in Europa.

Nel nostro Paese è in vigore il Decreto del Ministero dell'Ambiente 10 settembre 1998, n. 381: "Regolamento recante norme per la determinazione dei tetti di radiofrequenza compatibili con la salute umana". Nel Decreto si fissano i valori limite di esposizione della popolazione ai campi elettromagnetici, valori che corrispondono ai livelli dei campi elettrici, magnetici e della densità di potenza, mediati su un'area equivalente alla sezione verticale del corpo umano e su qualsiasi intervallo di sei minuti, riportati nella Tabella 1.

Tabella 1. Limiti di esposizione per la popolazione previsti dal DM Ambiente 381/1998

Intervallo di frequenza	Valore efficace d'intensità di campo		Densità di potenza dell'onda piana equivalente (W/m^2)
	elettrico (V/m)	magnetico (A/m)	
0,1 – 3 MHz	60	0,2	-
> 3 – 3000 MHz	20	0,05	1
> 3 – 300 GHz	40	0,1	4

Il Decreto limita, inoltre, in tutte le aree in cui siano prevedibili permanenze della popolazione superiori alle quattro ore, le intensità del campo elettrico e del campo magnetico rispettivamente a non più di 6 V/m e 0,016 A/m indipendentemente dalla frequenza e a non più di $0,10 W/m^2$ per la densità di potenza dell'onda piana equivalente, per frequenze comprese tra 3 MHz e 300 GHz.

Meno restrittivi dei limiti di esposizione del suddetto Decreto sono i livelli di riferimento per l'esposizione della popolazione prescritti dalle linee guida dell'ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) 1998 (17) adottati dalla Raccomandazione del Consiglio Europeo 1999/519/CE, riportati nella Tabella 2. I livelli di riferimento vengono fissati per le grandezze radiometriche facilmente misurabili in modo da determinare se siano probabili eventuali superamenti dei limiti di base che si riferiscono alle grandezze dosimetriche fondamentali. I limiti di base sono fondati direttamente su effetti accertati sulla salute e su considerazioni di ordine biologico.

Tali grandezze sono la densità di flusso magnetico, di corrente indotta, di potenza ed il rateo di assorbimento specifico o SAR (Specific Absorption Rate) che rappresenta il valore mediato su tutto il corpo o su alcune parti di esso del tasso di assorbimento di energia per unità di massa del tessuto corporeo (Tabella 3).

Tabella 2. Livelli di riferimento per l'esposizione della popolazione raccomandati dalla ICNIRP

Intervallo di frequenza	Intensità di campo		Campo B (μT)	Densità di potenza ad onda piana equivalente S_{eq} (W/m^2)
	elettrico E (V/m)	magnetico (A/m)		
0-1 Hz	-	$3,2 \times 10^4$	4×10^4	-
1-8 Hz	10000	$3,2 \times 10^4/f^2$	$4 \times 10^4/f^2$	-
8-25 Hz	10000	$4000/f$	$5000/f$	-
0,025-0,8 Hz	$250/f$	$4/f$	$5/f$	-
0,8-3 kHz	$250/f$	5	6,25	-
3-150 kHz	87	5	6,25	-
0,15-1 MHz	87	$0,73/f$	$0,92/f$	-
1-10 MHz	$87/f^{1/2}$	$0,73/f$	$0,92/f$	-
10-400 MHz	28	0,073	0,092	2
400-2000 MHz	$1,375 f^{1/2}$	$0,0037 f^{1/2}$	$0,0046 f^{1/2}$	$f/200$
2-300 GHz	61	0,16	0,20	10

Tabella 3. Limiti di base per i campi elettrici, magnetici, elettromagnetici raccomandati dalla ICNIRP

Gamma di frequenza	Densità		SAR (W/kg)			Densità di potenza S (W/m^2)
	flusso magnetico (mT)	corrente (mA/m^2) (rms)	mediato sul corpo intero	localizzato (capo e tronco)	localizzato (arti)	
0 Hz	40	-	-	-	-	-
> 0-1 Hz	-	8	-	-	-	-
1-4 Hz	-	$8/f$	-	-	-	-
4-1000 Hz	-	2	-	-	-	-
1000 Hz-100 kHz	-	$f/500$	-	-	-	-
100 kHz-10 MHz	-	$f/500$	0,08	2	4	-
10 MHz-10 GHz	-	-	0,08	2	4	-
10-300 GHz	-	-	-	-	-	10

I livelli di riferimento sono stati ricavati dai limiti di base per mezzo di misurazioni o tecniche informatiche e il rispetto di tali livelli rappresenta condizione sufficiente, ma non necessaria, per l'osservazione dei limiti di base.

I limiti di esposizione della popolazione ai campi elettromagnetici sono fissati nel DM 381/1998, invece, secondo un principio di cautela nei confronti di possibili effetti a lungo termine.

Così come nel DM 381/1998 nella Raccomandazione Europea 1999/519/CE non vengono indicati limiti o livelli di riferimento per la protezione dei soggetti portatori di pacemaker. Anzi in quest'ultima si informa che i problemi di interferenza con gli stimolatori cardiaci possono

verificarsi per valori inferiori ai livelli di riferimento raccomandati e si rimanda il problema alla normativa specifica sulla compatibilità elettromagnetica e sui dispositivi medici.

Di recente pubblicazione è la legge 22 febbraio 2001, n. 36 recante: “Legge quadro sulla protezione dalle esposizioni a campi elettrici, magnetici ed elettromagnetici”. Essa si prefigge di limitare le emissioni delle sorgenti elettromagnetiche sia negli ambienti di vita sia in quelli di lavoro, di promuovere la ricerca scientifica per la valutazione degli effetti a lungo termine, di assicurare la tutela dell’ambiente e del paesaggio e di promuovere l’innovazione tecnologica e le azioni di risanamento volte a minimizzare le intensità e gli effetti dei campi elettromagnetici.

Il range di frequenza cui si applica la legge è quello compreso fra 0 Hz e 300 GHz per cui essa ha come oggetto anche le antenne radio base per telefonia cellulare.

Nell’articolo 3 si definiscono il limite di esposizione come “[...] il valore di campo elettrico, magnetico ed elettromagnetico, considerato come valore di immissione, definito ai fini della tutela della salute da effetti acuti, che non deve essere superato in alcuna condizione di esposizione della popolazione e dei lavoratori [...]” e il valore di attenzione come “[...] il valore di campo elettrico, magnetico ed elettromagnetico, considerato come valore di immissione, che non deve essere superato negli ambienti abitativi, scolastici e nei luoghi adibiti a permanenze prolungate [...]”. Esso costituisce misura di cautela ai fini della protezione da possibili effetti a lungo termine [...].”

Tali valori insieme agli obiettivi di qualità, alle tecniche di misurazione e rilevamento dell’inquinamento elettromagnetico dovranno essere fissati per mezzo di decreti attuativi che verranno emanati successivamente.

Nell’articolo 7 si prevede l’istituzione di un catasto nazionale delle sorgenti elettromagnetiche che operi insieme ai catasti regionali previsti nell’articolo 8.

L’articolo 9 prevede, invece, che le regioni adottino piani di risanamento al fine di adeguare gli impianti già esistenti ai limiti di esposizione e ai valori di attenzione fissati nei decreti attuativi della legge, fino all’emanazione dei quali varranno, come stabilito dall’articolo 16, le disposizioni del decreto del Ministro dell’Ambiente 10 settembre 1998, n. 381.

Gli altri articoli della legge riguardano l’educazione ambientale, le apparecchiature di uso domestico, individuale o lavorativo, gli accordi di programma per i servizi di trasporto, i controlli, le sanzioni e la copertura finanziaria dell’attuazione della legge.

3.2. Direttive e norme specifiche sui pacemaker

Dal gennaio 1993 è operativa la Direttiva europea 90/385/CEE del consiglio del 20 giugno 1990 (18) concernente il riavvicinamento delle legislazioni degli stati membri relative ai dispositivi medici impiantabili attivi, recepita con decreto legislativo n. 507 del 14 dicembre 1992.

Tale direttiva riguarda, quindi, anche i pacemaker per i quali si richiede, fra i requisiti essenziali, la compatibilità elettromagnetica nel campo di applicazione della stessa. Come per le altre direttive la conformità a tale requisito si intende soddisfatta qualora i dispositivi soddisfino le norme armonizzate.

Nel 1989 venne pubblicata la norma armonizzata CEI EN 50061 “Elettrostimolatori cardiaci impiantabili - Norma di sicurezza” (19). Essa contiene prescrizioni nel campo della sicurezza e in altri campi, che riguardano esclusivamente tutti i tipi di stimolatori cardiaci totalmente impiantabili. Tale norma stabilisce anche la terminologia e le definizioni di base e comprende prescrizioni per la marcatura e il confezionamento dei pacemaker. Vengono fornite, inoltre, le prescrizioni minime per valutare la capacità degli stimolatori cardiaci di sopportare condizioni di sollecitazione ambientale e sono riportati appropriati metodi di prova.

Il paragrafo 6 riguarda la protezione contro i rischi elettrici ed in particolare la norma rimanda a studi successivi la definizione del sottoparagrafo 6.3 “Compatibilità elettromagnetica”.

Nell'ottobre del 1991 fu sottoposta all'esame del CENELEC (Comité Européen de Normalisation Electrotechnique) una proposta di normativa, indicata con la sigla EN 50061/A1, concernente la valutazione dell'immunità dei pacemaker ai campi elettromagnetici. Essa fu approvata e venne pubblicata nel marzo del 1992.

L'equivalente norma armonizzata italiana è la CEI EN 50061/A1 “Elettrostimolatori cardiaci impiantabili - Norme di sicurezza” (20), variante della precedente CEI EN 50061, di cui rappresenta il sottoparagrafo 6.3.

Nella norma sono indicati quattro requisiti di sicurezza. In particolare i campi elettromagnetici presenti nell'ambiente non devono essere in grado di:

1. indurre correnti elettriche nel cuore di ampiezza (valore efficace) maggiore di:
 - 50 μ A nell'intervallo $20 \text{ Hz} \leq f \leq 1 \text{ kHz}$;
 - 50 $\mu\text{A} \cdot f / 1 \text{ kHz}$ nell'intervallo $1 \text{ kHz} \leq f \leq 400 \text{ kHz}$;
 - 20 mA nell'intervallo $400 \text{ kHz} \leq f \leq 5 \text{ MHz}$.
2. provocare malfunzionamenti al pacemaker;
3. cambiare il modo di stimolazione del pacemaker in quanto interpretati come attività cardiaca.

Il quarto requisito di sicurezza riguarda il campo magnetostatico. La norma prescrive che il pacemaker non deve essere influenzato da un campo di densità di flusso inferiore a 1 mT. Per campi magnetici inferiori a 10 mT, quando viene rimosso il campo, il generatore di impulsi impiantato deve funzionare come prima della prova senza ulteriore regolazione.

Per quanto riguarda i segnali di prova da applicare, la Norma ne prevede quattro tipi in un range di frequenza complessivamente compreso fra i 20 Hz e i 30 MHz.

Il 16 settembre del 1996 venne pubblicato il nuovo draft di standard europeo, denominato prEN 45502-2, riguardante i dispositivi medici impiantabili attivi (21). Analizzando il documento, nella parte riguardante la protezione dei pacemaker dalle radiazioni elettromagnetiche non ionizzanti, si constata che non sono state introdotte modifiche sostanziali rispetto alla precedente versione, la EN 50061/A1. Tale draft così come la precedente norma consente di valutare l'immunità elettromagnetica dei pacemaker soltanto per segnali con frequenze al di sotto dei 30 MHz nascendo quindi già superato per quanto riguarda la problematica della compatibilità elettromagnetica nei confronti dei sistemi di telefonia mobile cellulare.

Molto più attuale da questo punto di vista è il draft di standard tedesco E DIN VDE 0848-3-1 “Sicurezza da campi elettromagnetici, protezione dei portatori di pacemaker nel range di frequenza 0 – 300 GHz”, pubblicato nel 1999, riassunto nel seguente paragrafo.

3.3. E DIN VDE 0848-3-1

La mancanza di punti di riferimento nella normativa tecnica ha spinto, negli anni '90, in tutto il mondo molti gruppi di ricerca ad intraprendere studi *in vitro* e *in vivo* sulla compatibilità elettromagnetica tra sistemi di telefonia mobile e pacemaker.

In particolare in Germania, Paese in cui è molto forte l'attenzione rivolta a questa problematica, i risultati dei lavori condotti hanno permesso l'elaborazione del draft finale di Norma tecnica E DIN VDE 0848-3-1, pubblicata nel 1999 col titolo di “Sicurezza nei confronti

dei campi elettrici, magnetici ed elettromagnetici Parte 3-1: la protezione di soggetti con dispositivi medici attivi nel range di frequenza 0 Hz ÷ 300 GHz” (la traduzione del titolo in italiano non è ufficiale).

Tale documento, quindi allarga notevolmente il range di indagine rispetto alle norme già pubblicate, includendo le frequenze tipiche dei sistemi di telefonia cellulare attualmente in uso in Europa. In esso sono riportate le formule empiriche, ricavate dai risultati degli studi sperimentali suddetti, che forniscono il valore di picco di campo elettrico e di campo magnetico ammissibile, cui può essere esposto senza alcun rischio un soggetto portatore di pacemaker. Superato tale valore il dispositivo potrebbe presentare malfunzionamenti (vedi Appendice A).

Il suddetto valore è funzione della frequenza del segnale interferente e della tensione di soglia d’interferenza del pacemaker.

La tensione di soglia di interferenza è il massimo valore di tensione picco a picco, applicato agli elettrodi del dispositivo, superato il quale possono presentarsi disturbi nel funzionamento dello stesso. Tale valore dovrebbe essere fornito dal costruttore del pacemaker, in quanto esso varia da un dispositivo all’altro. Nel caso in cui non fosse presente fra i dati del pacemaker può essere calcolato con le formule fornite nell’Appendice A della E DIN VDE 0848-3-1, che si riferiscono agli apparecchi in uso nel 1995 e i cui risultati rappresentano, quindi, delle soglie di sicurezza anche per i moderni pacemaker, essendo i primi sicuramente più vulnerabili ai campi elettromagnetici dei secondi. La moderna tecnologia ha, infatti, permesso la costruzione di stimolatori cardiaci che ormai sono sempre più immuni ai disturbi dei campi elettromagnetici emessi dai sistemi di telefonia cellulare. Essi sono dotati di un passante (usato per connettere i circuiti interni del pacemaker al connettore esterno) che incorpora un filtro in ceramica in grado di bloccare il segnale indesiderato prima che esso acceda allo stadio d’ingresso (Figura 12). Tuttavia, considerata la longevità dei pacemaker (in alcuni casi anche 8 anni), è opportuno far riferimento ai dati relativi al 1995.

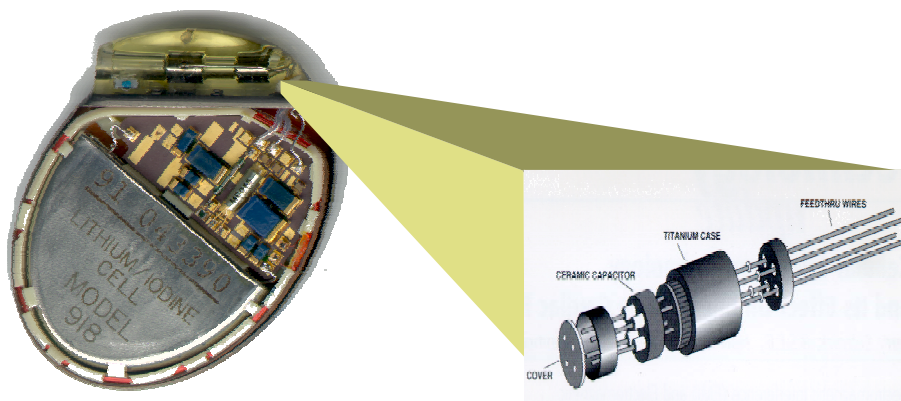


Figura 12. Passante con filtro antiEMI

Come si vedrà anche in seguito, le tensioni di soglia d’interferenza dipendono, oltre che dalla frequenza, anche dalla modulazione del segnale. Nell’Appendice A del draft vengono riportati i valori di tensione di soglia relativi ai segnali a modulazione di ampiezza, GSM e TV.

Dalla E DIN VDE 0848-3-1 si possono ricavare, quindi, due importanti applicazioni:

1. Proteggere gli attuali portatori di pacemaker dai rischi dovuti ai campi elettromagnetici.
2. Dedurre i requisiti di compatibilità elettromagnetica per i futuri pacemaker.

Per quanto riguarda il punto 1, esso sarà perseguito applicando le formule dell'Appendice A una volta note le tensioni di soglia d'interferenza e la frequenza del campo interferente. Conosciuto il valore di campo elettrico che può danneggiare il pacemaker sarà possibile determinare distanze di sicurezza da sorgenti elettromagnetiche e, quindi, circoscrivere zone di pericolo per i soggetti portatori di pacemaker all'interno di aree di pubblico accesso.

Il punto 2 si riferisce alla produzione dei futuri pacemaker. Inserendo, infatti, i valori dei livelli di riferimento dei campi elettrici indicati dalle linee guida ICNIRP 98 nelle formule inverse di quelle fornite nell'Appendice A si ottengono le tensioni di soglia per i moderni apparecchi. In questo modo i portatori di pacemaker potranno circolare senza alcun rischio ovunque siano rispettati i suddetti livelli di riferimento.

Nel paragrafo 5.1.3.3 del draft vengono fornite le formule per il range di frequenza del segnale emesso dai telefoni cellulari e dalle stazioni radio base GSM ($400 \text{ MHz} \leq f \leq 1,5 \text{ GHz}$).

Esse sono:

$$\frac{H_p}{1 \text{ A/m}} = 0,4 \frac{V_{pp}}{1 \text{ V}} \quad [1]$$

$$\frac{E_p}{1 \text{ V/m}} = 150 \frac{V_{pp}}{1 \text{ V}} \quad [2]$$

dove H_p ed E_p sono i valori di picco rispettivamente di campo magnetico e campo elettrico e V_{pp} è la tensione di soglia d'interferenza picco a picco.

Nell'Appendice A del draft E DIN VDE 0848-3-1 vengono definite due differenti tipi di V_{pp} per ogni tipo di frequenza e modulazione: la soglia designata come "Start of Undefined Operation (Start UDO)", cioè quella tensione per cui si possono avere l'inibizione o la sincronizzazione del pacemaker, e quella designata come "End of Normal Operation (End NO)", cioè quella tensione per cui si può avere una commutazione alla modalità d'interferenza per cui il pacemaker inizia a stimolare in asincrono.

La soglia "End NO" risulta essere più bassa di quella "Start UDO" e ciò conferma le considerazioni fatte sui meccanismi d'interazione tra campi elettromagnetici GSM e pacemaker. Il dispositivo, infatti, riconosce il segnale esterno come interferenza per i valori di tensione quali sono quelli dell'"End NO", mentre potrebbe interpretare il segnale come battito cardiaco per valori di tensione quali quelli della "Start UDO" più elevati. Per tali valori infatti lo stadio d'ingresso del pacemaker potrebbe essere saturato dall'ampiezza del segnale portandosi a lavorare in regime non lineare.

Per quanto riguarda il segnale GSM, il pacemaker interpreterà tale segnale come interferenza e si porterà a funzionare in asincrono per tensioni di soglia comprese tra 0,358 V e 3,75 V, per modalità di normale conversazione, e tra 0,299 V e 0,358 V, per modalità DTX. Per valori oltre 3,75 V, nel primo caso, e oltre 0,358 V, nel secondo, il pacemaker può inibirsi o sincronizzarsi con l'interferenza (vedi Appendice B).

4. ANTENNE RADIO BASE GSM E PACEMAKER: DISTANZE DI SICUREZZA

Per valutare le eventuali interferenze provocate dai campi emessi dalle stazioni radio base sul funzionamento del pacemaker occorre effettuare analisi in campo lontano.

Nell'allegato A del DM dell'Ambiente 381/1998 viene definita la regione di campo lontano come la "regione di spazio, sufficientemente lontano dalla sorgente, nella quale il campo elettromagnetico ha una distribuzione con le caratteristiche dell'onda piana. L'estensione di questa regione dipende dalle dimensioni massime lineari D dell'elemento radiante e dalla lunghezza d'onda λ del campo emesso. Si assume che la regione di campo lontano inizia ad una distanza dalla sorgente maggiore della quantità r eguale alla maggiore fra le quantità λ e D^2/λ ".

I pannelli radianti delle antenne radio base possono avere dimensioni lineari differenti e la suddetta distanza r varia generalmente da 6 a 10 metri.

Rispetto ai telefoni cellulari le antenne radio base emettono lo stesso tipo di segnale ma con potenze notevolmente maggiori e con un differente diagramma di radiazione.

A tal proposito bisogna introdurre la definizione di guadagno d'antenna che consiste nel rapporto tra la potenza irradiata da un'antenna nella direzione di massima irradiazione e quella irradiata da un'antenna di riferimento. L'antenna di riferimento va specificata: essa può essere isotropa, la quale irradia in tutte le direzioni dello spazio allo stesso modo, oppure può essere un'antenna dipolo $\lambda/2$ la quale presenta a sua volta un guadagno in potenza rispetto all'antenna isotropa pari a 1,64.

L'intensità del campo elettrico misurabile in un punto dello spazio distante d (metri) da un'antenna trasmittente isotropa vale:

$$E = \frac{\sqrt{30P_t}}{d} \quad [3]$$

in cui P_t è la potenza (watt) che l'antenna assorbe dal trasmettitore.

Se si impiega come antenna trasmittente un dipolo $\lambda/2$ si ha:

$$E = \frac{\sqrt{30 * 1,64P_t}}{d} \cong 7 \frac{\sqrt{P_t}}{d} \quad [4]$$

Nel caso di un'antenna generica e quindi dell'antenna radio base la quale presenta un guadagno in potenza rispetto all'antenna dipolo $\lambda/2$ di G volte si ottiene:

$$E = 7 \frac{\sqrt{GP_t}}{d} = 7 \frac{\sqrt{P}}{d} \quad [5]$$

in cui P è la potenza ERP (Effective Radiated Power) dell'antenna espressa in watt nella direzione di massimo irraggiamento. L'ERP è la potenza equivalente che, inviata ad un'antenna di riferimento (nel caso della formula [5] è un'antenna dipolo $\lambda/2$), darebbe la stessa intensità di campo elettromagnetico irradiato dall'antenna reale, in corrispondenza del massimo di emissione. Questa potenza tiene conto delle perdite e del guadagno dell'intero sistema composto da antenna e discesa.

Nella Tabella 4 sono riassunti i valori tipici di frequenza, di potenza in antenna, di guadagno e di ERP rispetto ad un'antenna isotropa, per emittenti radio, emittenti televisive e stazioni radio base per telefonia cellulare, mentre nella Tabella 5 sono riportate le bande di frequenza impiegate per i principali servizi di telecomunicazione in Italia (22).

Tabella 4. Sorgenti elettromagnetiche

Tipo	Frequenza	Potenza	Guadagno	ERP
Emittenti radio AM	500 - 1600 kHz	1 - 500 kW	poche unità	1 - 500 kW
Emittenti radio FM	88 - 108 MHz	1 - 12 kW	5 - 50	10 - 500 kW
Emittenti TV	VHF I-II: 52.5 - 88 MHz VHF III: 174 - 223 MHz UHF IV: 470 - 590 MHz UHF V: 614 - 838 MHz	0.1 - 1 kW	1 - 100	5 - 100 kW
Stazioni RB	TACS: 910 - 950 MHz GSM: 925 - 960 MHz DCS: 1805 - 1880 MHz	30 - 300 W	3 - 30	Fino a 2 kW

Tabella 5. Principali servizi di telecomunicazione in Italia

Servizio	Banda di frequenza	Note
Radio AM	500 - 1600 kHz	Radiodiffusione RAI a onde medie
TV VHF-I/II	52.5 - 88 MHz	Canali RAI 1
Radio FM	88 - 108 MHz	RAI e private a modulazione di frequenza
TV VHF-III	174 - 223 MHz	Canali RAI
TV UHF-IV/V	470 - 838 MHz	RAI 2 RAI 3 ed emittenti private
Telefonia GSM	925 - 960 MHz	Cellulari digitali europei
Telefonia DCS	1805 - 1880 MHz	Cellulari "dual band"

Come si può vedere esiste una notevole contiguità tra le più alte frequenze impiegate dalla TV e quelle della telefonia cellulare GSM ed è quindi lecito aspettarsi che anche gli eventuali effetti biologici e sanitari siano confrontabili a parità di intensità di campo. Viceversa la struttura del segnale, cioè il tipo di modulazione nei due casi è abbastanza diversa e ciò influisce grandemente sugli eventuali effetti di interferenza elettromagnetica sui pacemaker.

Nella sezione precedente è stato riassunto il draft finale di Norma tedesca E DIN VDE 0848-3-1, in cui sono riportate le formule per mezzo delle quali è possibile conoscere l'intensità di campo elettrico di picco oltre la quale il pacemaker accusa dei disturbi, in funzione della tensione di soglia del dispositivo.

Per il segnale in modulazione GSM il valore di tensione di soglia di interferenza V_{pp} più basso è pari a 0,299 V e si ottiene nel caso di modalità DTX (per tensioni maggiori il pacemaker inizierà a stimolare in asincrono).

Da questo valore di tensione, tramite la formula [2] della sezione 3 si ricava il valore di picco di campo elettrico pari a:

$$E_p = 44,85 \text{ V/m}$$

il che vuol dire che se si espone un portatore di pacemaker ad intensità di campo maggiori emessi da antenne GSM, il soggetto potrà avere disturbi derivanti dal malfunzionamento del dispositivo medico impiantato.

Dal valore di picco si ottiene poi il valore efficace di campo utilizzando un fattore di cresta pari a 1,41:

$$E_{eff} = 31,71 \text{ V/m}$$

che, confrontato con i limiti previsti dal DM dell'Ambiente n. 381 (vedi Tabella 1), garantisce un abbondante margine di sicurezza.

Dal valore di campo elettrico E_{eff} è possibile risalire alla distanza dal centro elettrico della sorgente radiante a cui esso viene raggiunto in funzione del valore di ERP della sorgente, nella direzione di massimo irraggiamento della stessa, mediante la formula [5]. Dai valori di ERP riferita ad un'antenna isotropa della Tabella 4 è possibile ricavare i valori di ERP riferiti ad un'antenna dipolo $\lambda/2$, inferiori ai primi di un fattore 1,64. Utilizzando tali dati e il valore $E_{eff} = 31,71 \text{ V/m}$, si ottiene il grafico di Figura 13.

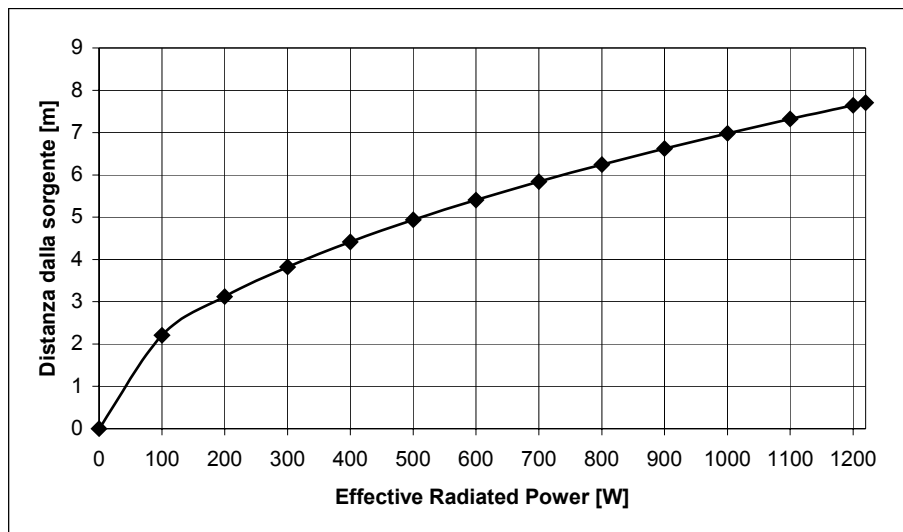


Figura 13. Distanza di sicurezza dal sito di una stazione radio base per portatori di pacemaker

Per distanze inferiori a quelle riportate in grafico possono verificarsi problemi per un portatore di pacemaker. La distanza di sicurezza dall'antenna è pari a circa 8 m nel caso in cui l'antenna emetta con una potenza ERP (riferita ad un'antenna dipolo $\lambda/2$) pari a 1220 W.

Per il sistema GSM, nel *cluster*, possono essere utilizzate fino a 124 portanti con una spaziatura di 200 kHz l'una dall'altra. In un'antenna radio base la potenza massima di emissione si ottiene nel momento in cui le portanti da essa utilizzate (tipicamente variano da 3 a 8) operano contemporaneamente.

Nel caso di sovrapposizione di campi elettromagnetici con diverse frequenze portanti la E DIN VDE 0848-3-1 prevede che vengano calcolate le tensioni di soglia d'interferenza $V_{pp}(f)$ per ogni frequenza e venga misurato il valore di tensione $V_{ppc}(f)$ realmente raggiunto per ciascuna frequenza, ed impone la condizione che:

$$S_{IDENT} = \sum_f R_{ppc}(f) = 1 \quad [6]$$

in cui:

$$R_{ppc}(f) = \frac{V_{ppc}(f)}{V_{pp}(f)} \quad [7]$$

Visto che la tensione di soglia d'interferenza è identica per ognuna delle frequenze portanti utilizzate da una stazione radio base GSM e che il valore della spaziatura tra di esse è piuttosto esiguo in rapporto al valore di 900 MHz, si è ritenuto di poter semplificare i calcoli, nel costruire il grafico di Figura 13, considerando l'antenna ad un'unica portante con potenza ERP variabile da 0 a 1220 W. In realtà la potenza massima si raggiunge quando tutte le differenti frequenze portanti della stazione radio base sono coinvolte nella comunicazione.

La Figura 14 riporta la distanza dal centro elettrico della sorgente a cui si raggiunge il limite di 20 V/m (linea inferiore) oppure di 6 V/m (linea superiore) in funzione del valore di ERP della sorgente, nella direzione di massimo irraggiamento della stessa.

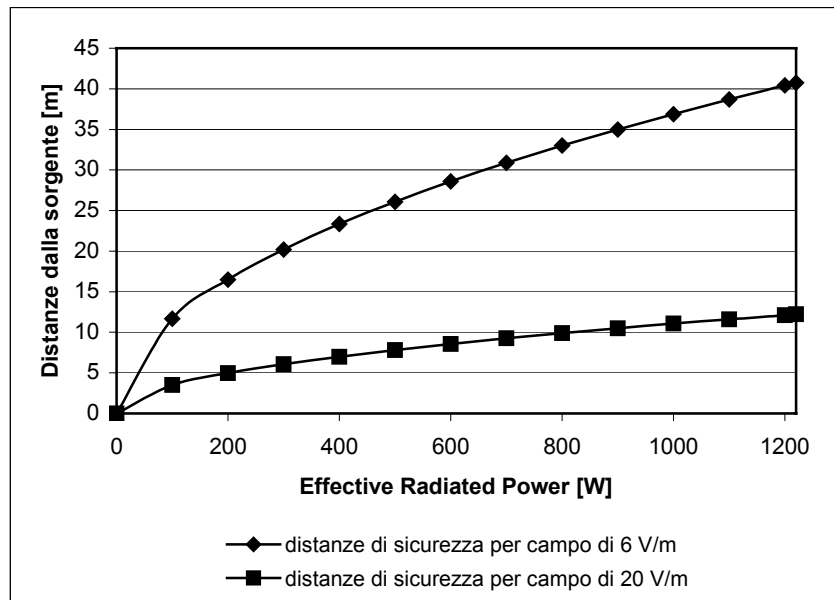


Figura 14. Distanze che rispettano i limiti imposti dal DM 381/1998

Nell'esempio mostrato nella Figura 15 si fa riferimento ad una stazione radio base installata su un traliccio alto 3 m, posto sulla sommità di un edificio di cinque piani (alto circa 15 m); la stazione utilizza un pannello trasmettente con apertura a metà potenza di 7° sul piano verticale con 6° di tilt (l'apertura a metà potenza rappresenta il doppio dell'angolo rispetto alla direzione di massimo irraggiamento per il quale la potenza irradiata si dimezza). Ipotizzando che essa emetta una potenza ERP (riferita ad antenna dipolo $\lambda/2$) di 600 W vengono mostrate schematicamente le aree sul piano verticale al di fuori delle quali sono rispettati i limiti di sicurezza italiani per le esposizioni prolungate e di breve durata.

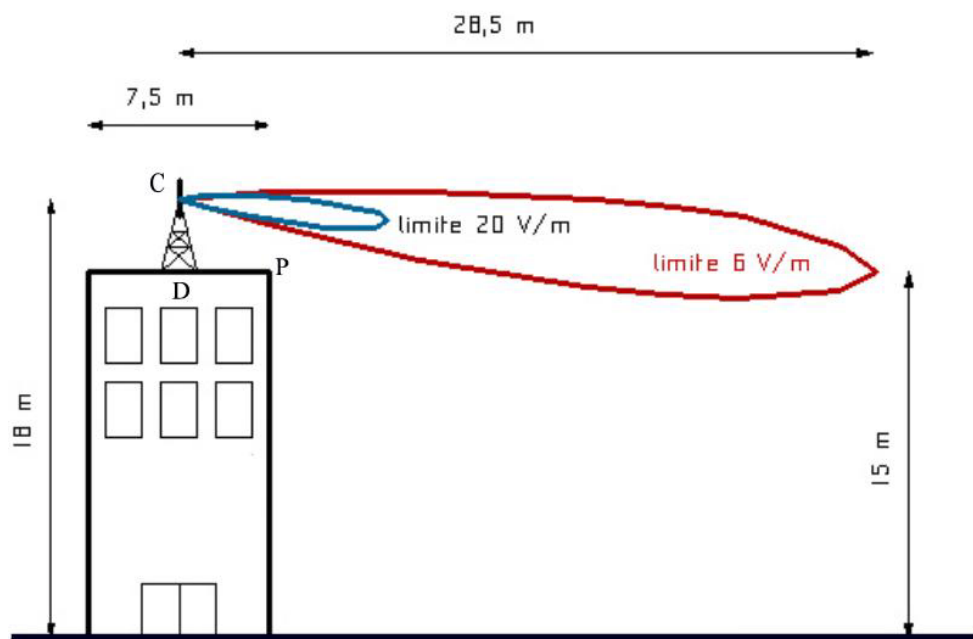


Figura 15. Aree di rispetto sul piano verticale

La Tabella 6 mostra le distanze di sicurezza per i portatori di pacemaker dal centro elettrico della stazione radio base confrontate con le distanze oltre le quali vengono rispettati i limiti di esposizione italiani per diversi valori di ERP della sorgente. Dalla suddetta tabella si evince che, osservando le indicazioni del DM 381/1998, saranno sicuramente rispettate le distanze di sicurezza per portatori di pacemaker.

Tabella 6. Confronto fra distanze di sicurezza

ERP [W]	Distanze a cui si rispettano i		Distanze di sicurezza per portatori di pacemaker da SRB GSM [m]
	6 V/m [m]	20 V/m [m]	
300	20,2	6	3,8
600	28,5	8,5	5,4
900	35	10,5	6,6
1200	40,4	12,1	7,6

E' stato ritenuto utile confrontare i dati così ottenuti per le antenne radio base con le distanze di sicurezza per portatori di pacemaker da emettitori TV.

In Italia vi sono circa 60000 antenne radiotelevisive, un numero che costituisce probabilmente un primato in campo mondiale, sia in termini assoluti sia, ancor più, in rapporto all'estensione del territorio e della popolazione (23).

Utilizzando le formule relative alle tensioni di soglia d'interferenza con modulazione TV presenti nella E DIN VDE 0848-3-1 e riportate nell'Appendice B di questo rapporto tecnico si è ripetuto il calcolo per un campo prodotto da un'emittente TV alla frequenza di 750 MHz (banda UHF V).

Come risultati si sono ottenuti una V_{pp} pari a 0,192 V ed un campo $E_{eff} = 14,4$ V/m inferiore al limite di 20 V/m per esposizioni brevi previsto dal DM Ambiente n. 381/1998. Convertendo le potenze ERP riferite ad antenna isotropa della Tabella 4 in ERP riferite a dipolo $\lambda/2$ si è ottenuto il grafico di Figura 16, in cui si nota come le distanze di sicurezza siano molto maggiori rispetto al caso delle stazioni radio base le quali, tuttavia, suscitano maggiore preoccupazione nella popolazione rispetto alle emittenti TV.

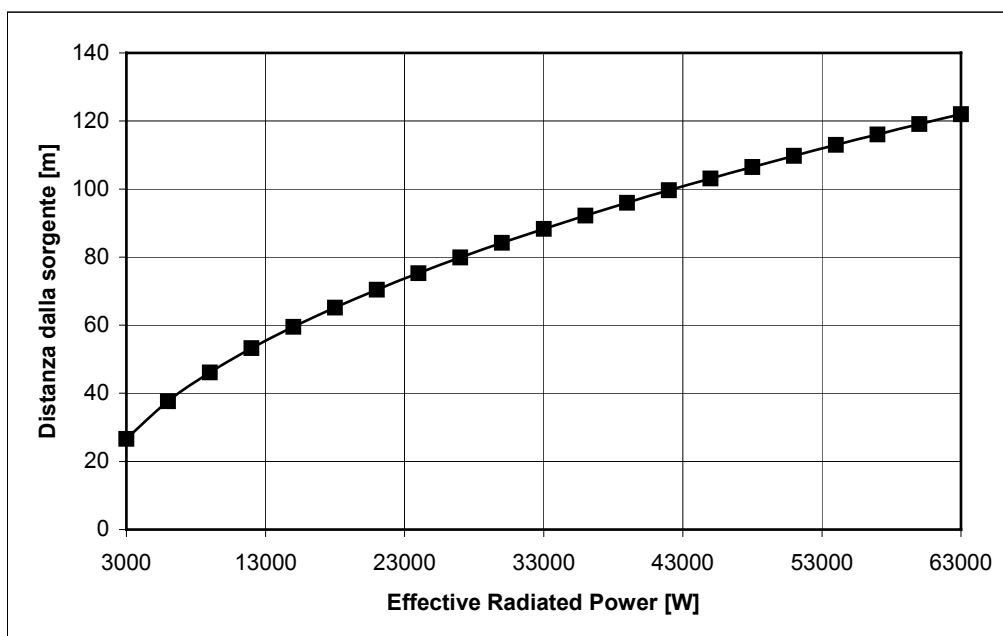


Figura 16. Distanza di sicurezza dal sito di un'emittente TV a 750 MHz per portatori di pacemaker

5. DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

I valori delle distanze di sicurezza per i portatori di pacemaker, ricavate nella sezione precedente, nel caso di stazione radio base GSM, e sulla base del draft di norma E DIN VDE 0848-3-1, non sono eccessivamente elevati. Nel caso in cui l'antenna eroghi la massima potenza (e in condizioni di caso peggiore) un portatore di pacemaker può ritenersi al sicuro a circa 8 m da essa. Tali distanze, tuttavia, sono teoriche, in pratica saranno più basse dovendo considerare tre ulteriori aspetti:

1. Esse valgono per quei soggetti che abbiano pacemaker impiantati già da qualche anno (i dati della norma si riferiscono a prove sperimentali sui pacemaker presenti sul mercato nel 1995). La moderna tecnologia, infatti, fornisce pacemaker più immuni ai campi elettromagnetici emessi dalle stazioni radio base, per cui tale problematica andrà sicuramente scemando nei prossimi anni.
2. E' piuttosto improbabile che le antenne radio base lavorino al massimo delle proprie potenzialità, cioè utilizzando la massima potenza e tutte le portanti contemporaneamente, ed è ancora più improbabile che, nel momento in cui ciò si verifichi, i segnali emessi siano tutti in modalità DTX per la quale si ottengono i più bassi valori di tensione di soglia d'interferenza per i pacemaker.
3. Le distanze ricavate si riferiscono al centro elettrico della sorgente e alla direzione di massima emissione. Poiché le altezze delle antenne da cui i campi vengono irradiati sono dell'ordine delle decine di metri, mentre la somma delle inclinazioni meccaniche ed elettriche dei pannelli irradianti raggiunge al massimo i 15 gradi, si capisce come queste distanze sul piano di campagna risulteranno più piccole di quelle ottenute nella sezione 4. Inoltre spostandosi, anche di poco, dalla direzione di massima emissione l'intensità di campo elettrico decade fortemente.

Se ne deduce, dunque, che nella maggior parte dei casi le aree di pericolo attorno alle stazioni radio base per portatori di pacemaker avranno dimensioni davvero ridotte. Ciò è tanto più vero se si considera l'eventuale portatore di pacemaker che vivesse all'ultimo piano del palazzo di Figura 15 sul cui terrazzo sovrastante fosse montata una stazione radio base. Esso sarebbe sottoposto a valori di campo elettrico sicuramente inferiori a quelli di 6 V/m e quindi a quelli di pericolosità. Si immagini, ad esempio, di voler calcolare il valore di campo elettrico efficace nel punto P in Figura 15, sul tetto dell'abitazione in questione e lungo la proiezione sul piano orizzontale della direzione di massima emissione dell'antenna: la distanza di tale punto dal centro elettrico della sorgente C è pari a 4,8 m e il segmento CP forma un angolo di circa 38° con l'orizzontale; le case costruttrici forniscono per le antenne il diagramma di radiazione e la tabella con le attenuazioni in dB della potenza irradiata al variare dell'angolo di emissione rispetto alla direzione di massimo irraggiamento sia sul piano orizzontale che sul piano verticale. Considerando per l'antenna un'attenuazione della potenza di circa 22 dB per l'angolo in questione sul piano verticale, si ottiene una potenza ERP ridotta di 158 volte rispetto alla massima e cioè pari a $P(ERP) = 3,8 \text{ W}$ in quest'esempio. Utilizzando l'inverso della formula [5] della sezione 4 si ottiene un valore di campo elettrico efficace nel punto P pari a $E_{\text{eff}} = 2,8 \text{ V/m}$. Se poi ci si sposta dalla direzione di massima emissione sul piano orizzontale, all'attenuazione di 22 dB dovrà aggiungersi quella relativa all'angolo di scostamento sul suddetto piano. In fine, poiché scostandosi di $86,5^\circ$ dalla direzione di massima emissione sul piano verticale si ha un'attenuazione della potenza emessa di circa 33 dB, ripetendo i calcoli, alla base dell'antenna (punto D) si avrà un valore di campo elettrico pari ad $E_{\text{eff}} = 1,3 \text{ V/m}$ che

risulta di gran lunga inferiore al valore di 31,71 V/m per il quale si potrebbero verificare malfunzionamenti del pacemaker e al valore di 6 V/m, limite di esposizione previsto dal DM dell'Ambiente 381/1998 per permanenze della popolazione superiori alle quattro ore.

La situazione diventa, sicuramente, più complessa quando si è in presenza di sorgenti di campi elettromagnetici quali le emittenti TV le quali emettono segnali con potenze notevolmente superiori a quelle delle stazioni radio base, come è stato illustrato nella sezione precedente.

Bisogna, inoltre, tenere in conto la problematica della sovrapposizione dei segnali emessi da diversi tipi di sorgenti elettromagnetiche. In questo caso le distanze di sicurezza per i portatori di pacemaker potrebbero risultare maggiori di quelle ricavate per le singole antenne GSM ed il calcolo dei contributi, che ogni fonte di radiazione elettromagnetica fornisce, sono molto delicati. La Figura 17 induce a prendere in considerazione il problema della presenza simultanea delle emissioni di più stazioni radio, radio base e TV.



Figura 17. Esempio di presenza simultanea delle emissioni di più stazioni radio base e TV

Le formule [6] e [7] considerate nella sezione precedente consentono, in situazioni di questo tipo, di verificare se le condizioni in cui operano le diverse sorgenti possono risultare pericolose per i portatori di pacemaker. Utilizzando un analizzatore di spettro, infatti, è possibile misurare, in diversi punti del territorio, le tensioni $V_{ppc}(f)$ relative alle diverse frequenze in gioco. Calcolate le tensioni di soglia di interferenza $V_{pp}(f)$, con le formule presenti nella E DIN VDE 0848-3-1, è possibile verificare la condizione:

$$\sum_f \frac{V_{ppc}(f)}{V_{pp}(f)} \leq 1$$

Nel caso tale relazione non fosse soddisfatta si dovrebbe procedere alla riduzione delle potenze emesse o al trasferimento di qualche antenna in altro luogo.

Per concludere, le considerazioni sopra esposte portano a ritenere che, a differenza del caso di presenza simultanea di diverse tipologie di sorgenti elettromagnetiche, in cui bisognerà analizzare di volta in volta la specifica situazione con gli appropriati strumenti di misura, una singola stazione radio base per telefonia GSM correttamente installata, non rappresenta un pericolo per i soggetti portatori di pacemaker nelle aree nelle quali vengano rispettati i limiti di esposizione previsti dal DM dell'Ambiente 381/1998 (vedi Tabella 6). Inoltre le distanze di sicurezza ricavate in questo rapporto tecnico, sulla base del draft di norma E DIN VDE 0848-3-1, hanno dimensioni tali da non superare, di norma, l'estensione delle aree vietate al pubblico accesso delimitate ai piedi di tali sorgenti di campi elettromagnetici.

BIBLIOGRAFIA

1. Irnich W. Interference in pacemakers. *PACE* 1984;7:1021-48.
2. Barbaro V, Bartolini P, Donato A, Militello C. GSM cellular phone interference with implantable pacemakers: *in vitro* observation. In: Hernandez Sande C, Hermida Dominguez RC, Arias Rodriguez JE (Ed.). *Proceedings of the V International Symposium on biomedical engineering*. Santiago de Compostela (Spagna), September 26-28, 1994. Santiago de Compostela: 1994. p. 275-6.
3. Moberg BL, Standberg HG. Effects of interference on pacemakers. *PACE* 1995;18:146-57.
4. Carillo R, Saunkeah B, Pickels M, Trad E, Wyatt C, Williams D. Preliminary observation on cellular telephones and pacemakers. *PACE* 1995;18: 863.
5. Hayes DL, Von Feldt LK, Neubauer SA, Rasmussen MJ, Christiansen JR. Effects of digital cellular phones on permanent pacemakers. *PACE* 1995;18:842.
6. Barbaro V, Bartolini P, Donato A, Militello C. Do European GSM mobile cellular phones pose a potential risk to pacemaker patients? *PACE* 1995; 18:1218-24.
7. EURISPES. *Indagine conoscitiva sull'inquinamento elettromagnetico in relazione ai sistemi di telecomunicazione mobile*. Roma: dicembre 2000. Disponibile all'indirizzo: <http://www.gsmworld.it/news.asp?ID=258>; ultima consultazione 01/04/2001.
8. Italia. Decreto del Ministero dell'Ambiente 10 settembre 1998, n. 381. Regolamento recante norme per la determinazione dei tetti di radiofrequenza compatibili con la salute umana. *Gazzetta Ufficiale - Serie Generale* n. 257, 3 novembre 1998.
9. E DIN VDE 0848-3-1. *Safety in electric, magnetic and electromagnetic fields. Part 3-1: The protection of persons with active medical devices in the frequency range 0 Hz to 300 GHz*. Deutsche Elektrotechnische Kommission im DIN und VDE (DKE): 1999.
10. Unione Europea. Council Recommendation of July 1999 on the limitation of exposure of general public to electromagnetic fields (0 Hz to 300 GHz). *Gazzetta Ufficiale della Comunità Europea*. L 199/59 (10.7.1999).
11. Italia. Legge 22 febbraio 2001, n. 36. Legge quadro sulla protezione dalle esposizioni a campi elettrici, magnetici ed elettromagnetici. *Gazzetta Ufficiale - Serie Generale* n. 55, 7 marzo 2001.
12. Reggiannini R. *Appunti di sistemi di radiocomunicazione*. Pisa: SEU; 1998.
13. Bertazioli O, Favalli L. *GSM, il sistema europeo di comunicazione mobile: tecniche, architettura e procedure*. Milano: Hoepli; 1996.
14. Bartolini P. Interazioni dei campi elettromagnetici prodotti da una risonanza magnetica con protesi e materiali ferromagnetici. *Ann Ist Super Sanità* 1994;30:51-70.
15. Barbaro V, Bartolini P, Donato A, Militello C. Interferenze tra telefoni cellulari e pacemaker: Stato dell'arte al 1995. *Cardiostimolazione* 1996;14:10-9.

16. Barbaro V, Bartolini P, Donato A, Militello C. *Valutazione delle interferenze elettromagnetiche indotte dai telefoni cellulari digitali GSM sugli stimolatori cardiaci impiantabili*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 1997. (Rapporti ISTISAN 97/18).
17. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. ICNIRP Guidelines. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Physics* 1998.
18. Unione Europea. Direttiva del Consiglio del 20 giugno 1990 per il riavvicinamento delle legislazioni degli Stati membri relative ai dispositivi medici impiantabili attivi. *Gazzetta Ufficiale della Comunità Europea*. L 189/17 (20.7.90).
19. CEI EN 50061. *Elettrostimolatori cardiaci impiantabili. Norma di sicurezza*. Milano: Comitato Elettrotecnico Italiano; 1989.
20. CEI EN 50061/A1. *Elettrostimolatori cardiaci impiantabili. Norme di sicurezza*. Milano: Comitato Elettrotecnico Italiano; 1996.
21. Comité Européen de Normalisation Electrotechnique. *Active implantable medical devices – Part 2-1: Particular requirements for active implantable medical devices intended to treat bradyarrhythmia (cardiac pacemakers)*. CENELEC; 1996. (prEN 45502-2-1).
22. Andreuccetti D. Livelli tipici di campo elettromagnetico nell'ambiente. *Relazione al Seminario PMM sull'elettrosmog IROE-CNR*. Firenze, 10 novembre 1999. Disponibile all'indirizzo: <http://www.iroe.fi.cnr.it/pcemni/10111999.pmm/andreucc>; ultima consultazione 01/04/2001.
23. Vecchia P. Campi elettromagnetici ad alta frequenza: problemi sanitari e percezione dei rischi. *Unificazione & Certificazione* 2000;5:27-34.

APPENDICE A

Valori di campo magnetico ed elettrico ammissibili per portatori di pacemaker (E DIN VDE 0848-3-1)

$$\begin{aligned} \frac{H_p}{1 \frac{A}{m}} &= 0,052 \frac{V_{pp}}{1V} \\ 9,5MHz \leq f < 200MHz \\ \frac{E_p}{1 \frac{V}{m}} &= 19,6 \frac{V_{pp}}{1V} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{H_p}{1 \frac{A}{m}} &= 0,052 \left(\frac{f}{200MHz} \right)^{2,94} \frac{V_{pp}}{1V} \\ 200MHz \leq f < 400MHz \\ \frac{E_p}{1 \frac{V}{m}} &= 19,6 \left(\frac{f}{200MHz} \right)^{2,94} \frac{V_{pp}}{1V} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{H_p}{1 \frac{A}{m}} &= 0,4 \frac{V_{pp}}{1V} \\ 400MHz \leq f < 1,5GHz \\ \frac{E_p}{1 \frac{V}{m}} &= 150 \frac{V_{pp}}{1V} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{H_p}{1 \frac{A}{m}} &= 0,4 \left(\frac{f}{1,5GHz} \right)^3 \frac{V_{pp}}{1V} \\ 1,5GHz \leq f \leq 2,5GHz \\ \frac{E_p}{1 \frac{V}{m}} &= 150 \left(\frac{f}{1,5GHz} \right)^3 \frac{V_{pp}}{1V} \end{aligned}$$

APPENDICE B

Tensioni di soglia d'interferenza per segnali GSM e TV (E DIN VDE 0848-3-1)

Tabella B1. Tensioni di soglia per segnale GSM in modalità di conversazione

GSM normal mode	Start of Undefined Operation (Start UDO)	End of Normal Operation (End NO)
$850 \text{ MHz} \leq f < 1,2 \text{ GHz}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 3,75$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,358$
$1,2 \text{ GHz} \leq f < 1,8 \text{ GHz}$		$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,358 \left(\frac{f}{1,2\text{GHz}} \right)^{5,7}$
$1,8 \text{ GHz} \leq f < 2,0 \text{ GHz}$		$\frac{V_{pp}}{1V} = 3,61$
$2,0 \text{ GHz} \leq f < 2,5 \text{ GHz}$		$\frac{V_{pp}}{1V} = 3,61 \left(\frac{2\text{GHz}}{f} \right)^3$

Tabella B2. Tensioni di soglia per segnale GSM-DTX

DTX-Modus	Start of Undefined Operation (Start UDO)	End of Normal Operation (End NO)
$850 \text{ MHz} \leq f < 1,0 \text{ GHz}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,358$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,299$

Tabella B3. Tensioni di soglia per segnale TV

TV	Start of Undefined Operation (Start UDO)	End of Normal Operation (End NO)
$79 \text{ MHz} \leq f < 144 \text{ MHz}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 1,41 \left(\frac{79\text{MHz}}{f} \right)^{0,47}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,130 \left(\frac{f}{79\text{MHz}} \right)^{0,6}$
$144 \text{ MHz} \leq f < 172 \text{ MHz}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 1,06$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,186 \left(\frac{f}{144\text{MHz}} \right)^{4,4}$
$172 \text{ MHz} \leq f < 200 \text{ MHz}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 1,06 \left(\frac{f}{172\text{MHz}} \right)^{4,2}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,186 \left(\frac{f}{144\text{MHz}} \right)^{4,4}$
$200 \text{ MHz} \leq f < 240 \text{ MHz}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 2,00 \left(\frac{200\text{MHz}}{f} \right)^{6,6}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,789 \left(\frac{200\text{MHz}}{f} \right)^{4,7}$
$240 \text{ MHz} \leq f < 500 \text{ MHz}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,600$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,335$
$500 \text{ MHz} \leq f < 600 \text{ MHz}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,600 \left(\frac{500\text{MHz}}{f} \right)^{3,2}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,335 \left(\frac{500\text{MHz}}{f} \right)^{3,8}$
$600 \text{ MHz} \leq f < 1,1 \text{ GHz}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,335 \left(\frac{f}{600\text{MHz}} \right)^{1,8}$	$\frac{V_{pp}}{1V} = 0,168 \left(\frac{f}{600\text{MHz}} \right)^{0,6}$

*Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità
e Direttore responsabile: Enrico Garaci*

*Coordinamento redazionale:
Paola De Castro e Sandra Salinetti*

*Stampato dal Servizio per le attività editoriali
dell'Istituto Superiore di Sanità, Viale Regina Elena, 299 - 00161 ROMA*

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.*

Reg. Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Roma, settembre 2001 (n. 3) 3° Suppl.

*La responsabilità dei dati scientifici e tecnici
pubblicati nei Rapporti e Congressi ISTISAN è dei singoli autori*