



Università degli Studi di Padova

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE
Corso di Laurea Triennale in Ingegneria dell'Informazione

Signal processing negli impianti cocleari

Laureando:
Laura Giora
Matricola 612600

Relatore:
Giovanni Sparacino

Anno Accademico 2012–2013

Sommario

Nel corso degli ultimi vent'anni l' impianto cocleare(IC) è divenuto la protesi neurale più promettente nel trattamento della sordità e delle gravi perdite di udito. L'IC è un dispositivo che trasduce i suoni in segnali elettrici che, opportunamente codificati, sono portati via cavo a stimolare le terminazioni del nervo acustico all'interno della coclea. A differenza delle altre protesi neurali esso è molto efficace in termini di ripristino della funzione uditiva e vari studi clinici dimostrano che le persone a cui è stato impiantato superano i destinatari di altri tipi di protesi neurali per diversi ordini di grandezza in termini di prestazioni.

Questo lavoro si propone di dare una panoramica degli attuali impianti cocleari trattando alcuni aspetti tecnici e prestazionali. In particolare, nel Capitolo 1 illustreremo una panoramica sulla fisiologia del sistema uditivo e sulle terapie protesiche delle sordità profonde. Nel Capitolo 2 verranno analizzati gli aspetti tecnologici degli impianti cocleari. Nel Capitolo 3 verranno discusse le prestazioni di questi impianti e alcune loro problematiche riscontrate fino ad oggi. Nel Capitolo 4 verrà presentata una recente modifica apportata a tali protesi al fine di ottenere maggiori prestazioni. Infine nel Capitolo 5 saranno tratte le conclusioni.

Indice

1	Fisiologia del sistema uditivo e terapia protesica	4
1.1	Descrizione del sistema uditivo	4
1.1.1	Tipi di sordità e cause	5
1.2	Terapia protesica	6
1.3	Componenti di un impianto cocleare	8
2	Aspetti tecnologici	10
2.1	Unità esterna : Speech signal processing strategies	10
2.2	Link radio frequenze(RF) tra unità interna ed esterna	14
2.2.1	Bit coding	14
2.2.2	Frame Coding	14
2.2.3	Trasmissione di potenza	16
2.3	Unità interna:Ricevitore e stimolatore	18
2.3.1	Generatore di corrente	19
2.3.2	Design a bassa potenza	20
2.3.3	Back Telemetry	20
2.4	Unità interna:l'array di elettrodi	22
2.4.1	Obiettivi di progettazione degli elettrodi intracocleari	22
2.4.2	Elettrodi intracocleari attuali	22
2.4.3	Caratteristiche degli elettrodi intracocleari	24

<i>INDICE</i>	3
3 Uso e prestazioni degli impianti cocleari	26
3.1 Fitting sul paziente	26
3.2 Prestazioni degli impianti cocleari	28
3.3 Limiti dei sistemi attuali	30
3.3.1 Limiti nella rappresentazione della “struttura fine” dell’informazione	30
3.3.2 Variabilità dei risultati	30
3.3.3 Limiti imposti da disturbi nel percorso uditivo o della funzione corticale	30
3.3.4 Limiti imposti dagli elettrodi	33
3.4 La problematica del rumore ambientale	34
4 Metodi per la soppressione del rumore in tempo reale	36
4.1 Selezione automatica del rumore nell’ambiente	36
4.2 Classificazione del rumore	37
4.2.1 Rilevatore dell’attività vocale	37
4.2.2 Caratteristiche del rumore	38
4.2.3 Classificatore del rumore ambientale	38
4.3 Soppressione del rumore	39
4.3.1 Log Minimum Mean Square Error(Log MMSE)	39
4.3.2 Sigmoidal-shaped weighting degli involucri	39
4.4 Discussione dei risultati dell’implementazione in tempo reale	40
5 Conclusioni	42
6 Bibliografia	44

Capitolo 1

Fisiologia del sistema uditivo e terapia protesica

1.1 Descrizione del sistema uditivo

La Figura 1.1 mostra in modo semplificato l'orecchio umano e il meccanismo della propagazione dello stimolo uditivo messa in atto dai seguenti elementi: l'orecchio esterno, l'orecchio medio, l'orecchio interno, il nervo uditivo e il sistema nervoso centrale (Yost, 2007).

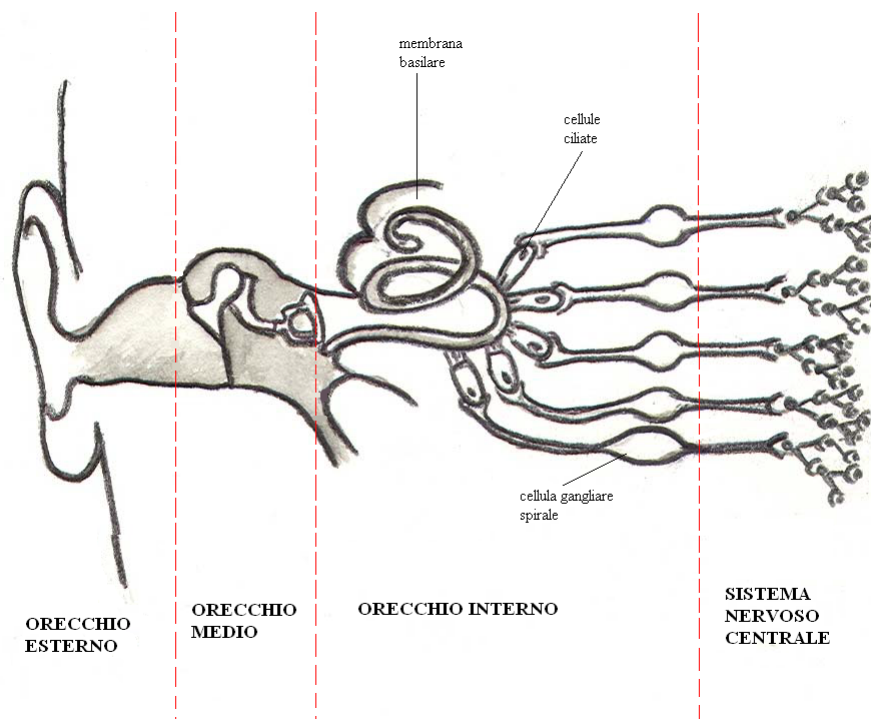


Figura 1.1: La propagazione dello stimolo uditivo [Yost, 2007].

L'orecchio esterno è costituito dal padiglione auricolare ed ha il compito di convogliare i suoni verso il condotto uditivo e dal condotto uditivo stesso, soprattutto di favorire il percorso dell'energia sonora verso il timpano, amplificando le componenti con frequenza 3000-4000 Hz. L'orecchio medio ha il compito di convertire le onde acustiche di pressione che arrivano sulla membrana timpanica, in vibrazioni meccaniche tramite una serie di ossicini presenti nell'orecchio medio. Nell'orecchio interno, la coclea, a forma di lumaca e contenente un fluido, trasforma le vibrazioni meccaniche in vibrazioni nel fluido. Le variazioni di pressione nel fluido della stessa causano lo spostamento di una membrana flessibile nella coclea, chiamata membrana base. Questi spostamenti contengono informazioni sulla frequenza acustica del segnale. Collegate alla membrana base ci sono le cellule nervose ciliate che vengono flesse in base agli spostamenti della membrana base: questa azione causa un rilascio elettrochimico nei neuroni collegati e segnala la presenza di una eccitazione in una particolare zona della coclea. Tali neuroni comunicano al sistema nervoso centrale l'informazione relativa al segnale acustico.

1.1.1 Tipi di sordità e cause

In base alla sede in cui è localizzato il danno la sordità viene classificata in: trasmissiva e neurosensoriale.

Nella sordità trasmissiva il danno è localizzato nell'orecchio esterno o in quello medio, ossia in quella parte dell'orecchio deputata alla trasmissione meccanica del suono. Le cause possono essere malformazioni congenite dell'orecchio, che consistono nella mancanza o nella malformazione del padiglione auricolare (aplasia o ipoplasia) cui spesso si associa un'assenza o un'occlusione del condotto uditivo esterno (atresia) e/o un mancato sviluppo parziale o totale della cassa timpanica e degli ossicini (aplasia) ed infezioni dell'orecchio esterno. In genere si tratta di problemi di natura puramente meccanica che interferiscono con l'efficiente trasmissione del suono. La sordità trasmissiva a volte può essere coadiuvata tramite il ricorso alla chirurgia o con un trattamento medico. Quando tutto questo non è possibile, in genere, gli apparecchi acustici costituiscono una valida alternativa e forniscono l'aiuto necessario.

Nella sordità neurosensoriale il danno è localizzato nell'orecchio interno, che diventa incapace di trasformare le vibrazioni sonore in impulsi nervosi. La causa principale di questa perdita di udito è il danno o la completa distruzione delle cellule ciliate sensoriali. Le cellule ciliate sono strutture fragili esposte a numerosi agenti interni ed esterni quali fattori genetici ma anche malattie infettive, eccessiva esposizione a suoni forti e invecchiamento. Nella coclea di un soggetto sordo, le cellule ciliate interne (in particolare) sono in

gran parte o del tutto assenti, recidendo la connessione tra i sistemi uditivi periferici e centrali. La sordità neurosensoriale viene curata con l' utilizzo di

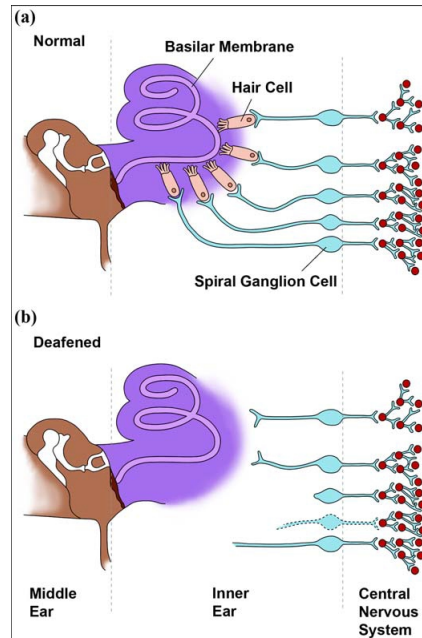


Figura 1.2: Struttura anatomica in un soggetto normale(a) e in un soggetto sordo(b)[Wilson et al.,2006].

impianti cocleari che bypassano la mancanza delle cellule ciliate, stimolando direttamente i neuroni superstiti nel nervo uditivo. La situazione anatomica analizzata dai progettisti di impianti cocleari è illustrata nella figura 1.2(b). L'immagine mostra la completa assenza di cellule ciliate anche se in media un piccolo numero di cellule ciliate può rimanere in alcuni pazienti, solitamente nella parte apicale della coclea. Senza la normale stimolazione fornita dalle cellule ciliate, la parte periferica dei neuroni subisce una degenerazione retrograda e infine cessa di funzionare. Fortunatamente, le cellule possiedono un corpo robusto, almeno alcune sopravvivono anche dopo una sordità prolungata (Leake et al.,2004).

1.2 Terapia protesica

Le protesi acustiche (anche apparecchi acustici, audioprotesi, ausili acustici, ausili per l'udito) sono apparecchi elettronici in miniatura che ricevono, amplificano e successivamente trasmettono i vari suoni ai soggetti affetti da ipoacusia, che indica una riduzione dell'udito, di lieve, media o grave entità. Una protesi acustica consta generalmente di tre parti: un microfono, un amplificatore e un ricevitore. Il microfono ha il compito di raccogliere il

CAPITOLO 1. FISIOLOGIA DEL SISTEMA Uditivo E TERAPIA PROTETICA 7

segnale acustico e di trasformarlo in segnale elettrico. L'amplificatore serve ad amplificare i segnali elettrici che giungono dal microfono. L'amplificatore consta di circuiti che elaborano e controllano i segnali che gli giungono. Il ricevitore ha il compito di trasformare il segnale elettrico amplificato in un segnale sonoro che sia utilizzabile dall'orecchio umano. Il ricevitore è sicuramente la parte più importante e delicata dell'intera apparecchiatura. Le protesi acustiche non riescono a sopperire alla mancanza o al mal funzionamento delle cellule ciliate responsabili dell'ipoacusie neurosensoriali e costituiscono un modesto supporto alla lettura labiale, fornendo poco più di una sensazione e delle cadenze del suono. La creazione e lo sviluppo degli impianti cocleari rivoluzionarono radicalmente questo scenario.

L'impianti cocleari(IC) a differenza delle protesi acustiche, sono dispositivi medici impiantabili che contengono una sorgente di corrente e un array di elettrodi che è impiantato nella coclea: la corrente elettrica è usata per stimolare la sorveglianza uditiva delle fibre nervose. Il principio di funzionamento di tale dispositivo è quello di trasdurre i suoni in segnali elettrici che, opportunamente codificati, sono portati via cavo a stimolare le terminazioni del nervo acustico all'interno della coclea. La stimolazione elettrica è in grado di evocare nel soggetto sensazioni sonore e si prefigge di sostituire la funzione delle cellule ciliate.

L'impianto cocleare è stato considerato una metodologia approvata e consolidata dagli anni '80 per il trattamento della perdita dell'udito di tipo profondo (perdita uditiva superiore a 90 decibel), bilaterale di tipo sensorio-neurale (danni neurali con distruzione delle cellule all'interno dell'Organo del Corti e/o danni alle cellule della coclea) . I primi impianti erano ad un solo canale, cioè con un solo elettrodo di stimolazione; oggi sono stati sviluppati dispositivi con più canali di elaborazione e più siti di stimolazione nella coclea, che permettono di ottenere un grande miglioramento nel riconoscimento della pronuncia di intere parole. Nonostante i brillanti risultati ottenuti grazie agli impianti cocleari, essi presentano dei difetti soprattutto in ambienti rumorosi dove è impossibile isolare una sola sorgente del suono. Dagli anni novanta fino ad oggi sono state introdotte nuove e migliori strategie di elaborazione al fine di riuscire ad ottenere impianti cocleari sempre più perfetti.

1.3 Componenti di un impianto cocleare

La Figura 1.3 mostra il disegno di un moderno impianto cocleare.

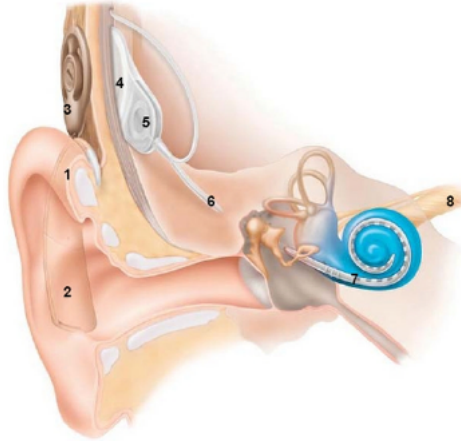


Figura 1.3: Un tipico moderno sistema di impianto cocleare che converte i suoni in impulsi elettrici inviandoli al sistema nervoso[www.cochlear.com].

Il processore esterno dietro l'orecchio dotato di gancio e, a volte, di batteria(2) usa un microfono per captare i suoni, converte i suoni in segnali digitali, elabora e codifica i suoni digitali in frequenze radio(RF) e le trasmette ad una antenna collocata dentro ad un auricolare(3). L'auricolare è tenuto in posizione da un magnete attratto da un ricevitore interno(4) posto sotto la pelle dietro l'orecchio. Uno stimolatore ermetico(5), che contiene circuiti elettronici attivi che derivano la potenza dal segnale in radio frequenza(RF), decodifica il segnale, lo converte in corrente elettrica e la manda nella coclea(6). Gli elettrodi stimolano il nervo uditivo(8) collegato al sistema nervoso centrale, dove gli impulsi elettrici sono considerati come suoni.

La struttura a blocchi degli attuali impianti cocleari è rappresentata in Figura 1.4.

Un'unità esterna, detta processore di elaborazione(speech processor), consiste di un processore di segnali digitali(DSP), un amplificatore di potenza e un trasmettitore di frequenze radio(RF). Il DSP è il cervello del sistema dell'impianto cocleare: riceve il suono, estrae le caratteristiche del suono e le converte in un flusso di bit che è trasmesso al RF. Il DSP contiene anche una unità di memoria o "mappa" che registra specifiche informazioni. Le "mappe" e altri parametri del processore possono essere inseriti o modificati da un programma tramite PC.

L'unità interna consiste di un ricevitore RF e di uno stimolatore ermeticamente sigillato. Dato che tale unità è priva di batteria, lo stimolatore deve

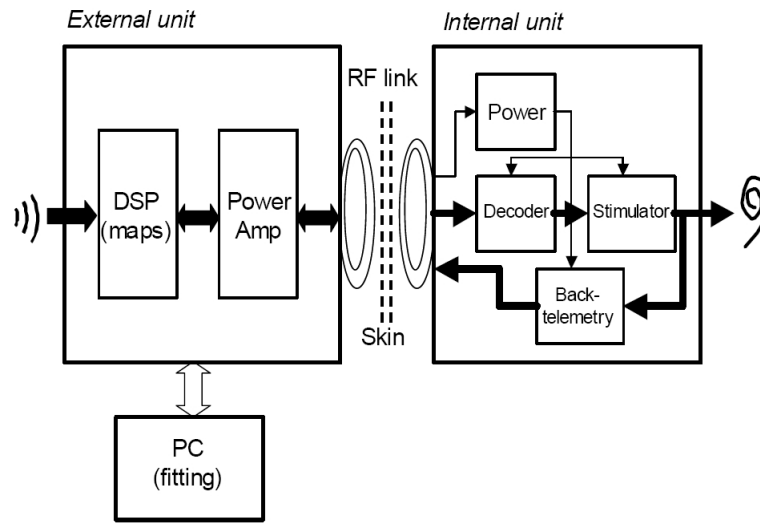


Figura 1.4: Architettura e diagramma funzionale a blocchi di un moderno impianto cocleare[Eddington et al.,1980].

prima derivare la potenza dal segnale RF. Lo stimolatore carica fino a che il segnale RF viene decodificato in un flusso di bit e convertito in corrente elettrica per essere inviata agli appropriati elettrodi. Tutti i moderni sistemi contengono anche un ciclo di retroazione che può monitorare le attività elettriche e neurali critiche negli impianti e inviare queste attività all' unità esterna.

Capitolo 2

Aspetti tecnologici

2.1 Unità esterna : Speech signal processing strategies

I progressi nell'elaborazione del segnale sono responsabili del continuo e costante miglioramento degli impianti cocleari. Dato che sono stati pubblicati numerosi articoli su questo argomento (Rubinstein, 2004) questa sezione fornisce una breve revisione generale.

La base teorica per l'elaborazione del segnale negli impianti cocleari può essere ricondotta alle ricerche nel modello sorgente-filtro nella produzione vocale (Fant, 1970) e la vocoder nella comunicazione telefonica (Eddington DK, 1980). In breve, i suoni del parlato possono essere modellati sia come sorgenti periodiche (per i suoni della voce) sia come sorgenti di rumore (per i suoni privi di voce) il cui spettro di frequenze è filtrato attraverso le proprietà di risonanza nel tratto vocale. In alternativa, la sorgente può essere modellata come un vettore mentre i tratti vocali come modulatori, riflettendo le proprietà di apertura e di chiusura della bocca e del naso. Generalmente parlando, la sorgente varia rapidamente mentre i filtri variano molto più lentamente. Recentemente, Zeng ha sostenuto per un modello generale nel quale la rapida variazione della struttura fine contribuisce alla formazione dell'oggetto uditivo mentre una variazione lenta dell'involuppo contribuisce alla comprensione del parlato (Zeng FG, 2008).

La figura 2.1 classifica le diverse strategie di elaborazione del segnale utilizzate nei moderni impianti cocleari.

Queste modalità si suddividono in due categorie principali in base alle caratteristiche del segnale estratte: le coarse features (caratteristiche grezze) e le fine features (caratteristiche della struttura fine del segnale). La seconda grande suddivisione di queste strategie è la differenziazione tra queste in temporali e frequenziali.

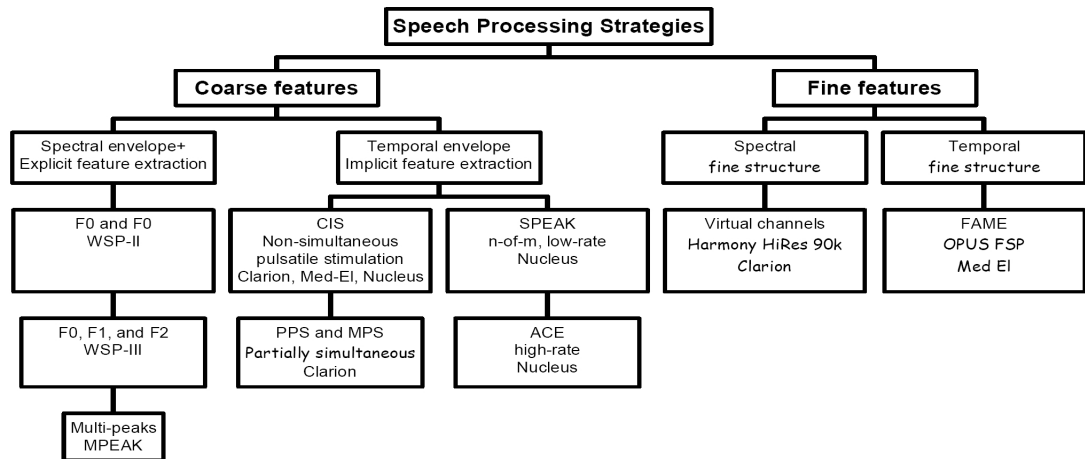


Figura 2.1: Classificazione delle strategie di elaborazione del segnale negli impianti cocleari[Zeng FG,2008].

La prima generazione di impianti con più elettrodi fu sviluppata dalla Nucleus ed estraeva la frequenza fondamentale(F0),sorgente di informazione che riflette il tono della voce,e la seconda sequenza di risonanza nell' involuppo spettrale(F2)(Seligman PM et al.,1984).Nelle versioni successive dell' impianto fu aggiunta la prima formante(Blamey et al.,1987),seguita da tre ulteriori picchi spettrali tra i 2000 e gli 8000 Hz(Skinner MW et al.,1991). Miglioramenti consistenti nel riconoscimento vocale sono stati osservati con l' aggiunta di maggiori dettagli spettrali.

Agli inizi degli anni novanta,si passò dall' involuppo spettrale all' involuppo temporale,mostrando che l' involuppo temporale poteva sostenere un elevato livello di riconoscimento del parlato rispetto al numero limitato dello spettrale(Rosen,1992).Cambiamenti paralleli si verificarono nell' elaborazione del segnale,dalla codifica esplicita dell' involuppo spettrale alla codifica dell' involuppo temporale del segnale(Wilson et al.,1991).

La figura 2.2A mostra il diagramma a blocchi della strategia CIS(Continuous Interleaved Sampling). Il suono è prima soggetto ad una serie di filtri passabanda poi l' involuppo temporale di ciascuna banda viene estratto da un raddrizzatore a semionda o ad onda intera seguito da un filtro passa-basso,o più recentemente da una trasformata di Hilbert(Hochmair et al.,2006).L' involuppo è poi compresso logicamente per adempiere alle più diverse ampiezze acustiche della stretta gamma dinamica elettrica(Zeng et al.,2002).L' ampiezza dell' involuppo compresso modula una portante bifasica a tasso fisso,la cui frequenza può variare da diverse centinaia a diverse migliaia al

secondo. Per evitare la simultanea interferenza del campo elettrico, i vettori bifasici sono intercalati tra le bande in modo che non si verifichi nessuna stimolazione simultanea tra le bande in qualsiasi momento. In pratica, una singola sorgente è necessaria nella strategia CIS. La strategia CIS può evitare interazioni simultanee nel canale preservando i campioni di involucri temporali per ciascuna banda finché il tasso dei vettori è sufficientemente alto. In genere la frequenza di taglio del filtro passa-basso si trova a 400 Hz o è leggermente inferiore, richiedendo almeno 800 Hz per la rappresentazione fedele degli involucri.

La figura 2.2B mostra il diagramma a blocchi della strategia “n-of-m” (n electrodes out of m electrodes) che fu trattata inizialmente da Wilson e colleghi e successivamente migliorata con la creazione delle strategie ACE e SPEAK.

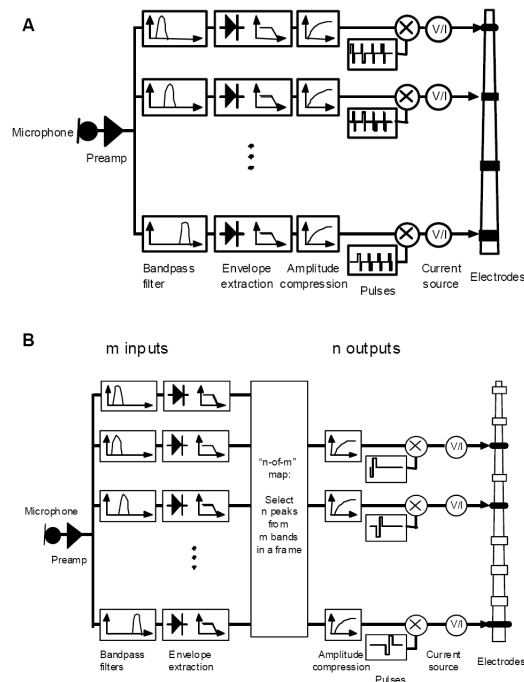


Figura 2.2: (A) Diagramma a blocchi e signal processing nella strategia CIS (B) Diagramma a blocchi della strategia “n-of-m” [Zeng et al.,2002].

Il pre-processing della strategia “n-of-m” è simile a quello della strategia CIS, inclusi i filtri passabanda e i blocchi di estrazione dell’ involuppo. Le differenze sostanziali tra le due strategie sono che la “n-of-m” ha un numero maggiore di filtri passabanda e che è basata su intervalli temporali, tipicamente di durata tra i 2.5 ai 4 ms, mentre la strategia CIS non ha alcun intervallo temporale di elaborazione. In ciascun intervallo temporale in questa strategia, un numero “n” di bande con la più grande ampiezza dell’

iniluppo vengono selezionate ($n \leq m$). Gli inviluppi dalle bande selezionate sono soggetti alla stessa compressione di ampiezza e usati per determinare il livello corrente dell' impulso bifasico. Gli impulsi bifasici sono intercalati tra l' uscita dei canali, con il tasso di stimolazione attraverso il canale che deve essere determinato durante un intervallo temporale. Infine, solo "n" degli "m" elettrodi sono realmente stimolati. La strategia SPEAK (Spectral PEAK Selection) seleziona tra i 6 e gli 8 più larghi picchi ed ha un tasso fisso a 250 Hz. La strategia ACE (Advanced Combination Encoders) ha una più ampia gamma di scelta di selezione del picco e del tasso. Se $n=m$, allora la strategia ACE e la SPEAK sono uguali alla strategia CIS.

2.2 Link radio frequenze(RF) tra unità interna ed esterna

Per garantire sicurezza e migliorare le prestazioni, in tutti i moderni impianti cocleari l'unità interna è collegata all'unità esterna attraverso un link tran-cutaneo a radio frequenze(RF). Il link RF utilizza una coppia di bobine ad accoppiamento induttivo per trasmettere sia potenza che dati. Ci sono molte questioni che devono essere considerate per una corretta trasmissione RF (Zierhofer CM et al., 1996): l'unità esterna non solo deve fornire protocolli di comunicazione affidabili tra cui metodi di modulazione del segnale, codifica dei bit, codifica di pacchetti di bit ma anche un amplificatore RF di potenza ad alta efficienza e immunità dalle interferenze elettromagnetiche mentre l'unità interna deve separare la potenza dai dati e infine recuperarli con elevata precisione. Le seguenti sezioni trattano della codifica dei bit (bit coding) e di pacchetti di bit (frame coding) e della gestione della potenza (power management).

2.2.1 Bit coding

L'uscita dell'unità esterna è un flusso digitale di zeri e uni. Prima di inviare questi bit all'amplificatore di potenza RF, è necessario codificare il flusso digitale in bit per un'affidabile e accurata trasmissione wireless e decodifica. Attualmente, i principali produttori di impianti cocleari utilizzano la modulazione ASK (Shift Key Amplitude) per la trasmissione RF.

2.2.2 Frame Coding

Il link RF usa una codifica a pacchetto per trasmettere specifici parametri di stimolazione allo stimolatore interno. Nel sistema della Nucleus i parametri includono ampiezza e durata dell'impulso, elettrodi attivi e di ritorno che vengono utilizzati per definire l'impulso bifasico e le modalità di stimolazione. In base alla relazione temporale tra un pacchetto e l'impulso che genera, lo schema di codifica di un pacchetto può essere classificato tramite una modalità espansa o tramite modalità incorporata.

La modalità espansa fu utilizzata per la prima volta per gli impianti cocleari dalla Nucleus 22 con un vettore di frequenza di 2.5 MHz e successivamente dalla Nucleus 24 con una frequenza portante di 5 MHz (Shannon RV et al., 1990). La Figura 2.3 mostra la modalità espansa usata dalla Nucleus 24, nella quale un pacchetto consiste di un sync burst e di 5 burst aggiuntivi che specificano un impulso bifasico (Robert ME et al., 2002). Il burst di sync è breve, contiene non più di 7 cicli di clock RF. Il numero di cicli RF (n) all'interno di ciascun burst è multiplo di 8 e convoglia le informazioni necessarie per specificare l'impulso bifasico. Il numero degli elettrodi attivi

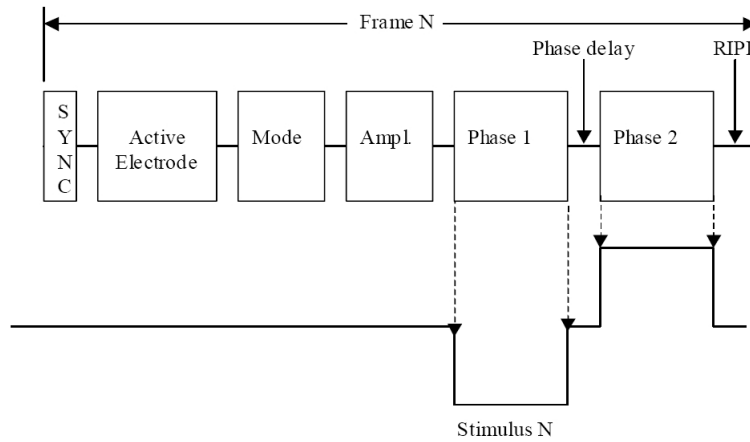


Figura 2.3: Modalità espansa nella codifica a pacchetto della Nucleus[Robert et al.,1998].

è determinato da $(n-4)/8$ dove $12 \leq n \leq 180$ e varia da 1 a 22. La modalità di stimolazione è determinata da $(n-4)/8$ dove $12 \leq n \leq 224$ e varia da 1 a 30. Quando la modalità di stimolazione restituisce un numero tra 1 e 22, essa specifica una configurazione bipolare (BP) con un elettrodo di ritorno essendo nella coclea (l'elettrodo attivo e quello di ritorno non possono essere uguali) mentre se restituisce il numero 24, essa specifica una configurazione monopolare. L'ampiezza dell'impulso è codificata da $271-n$, dove $16 \leq n \leq 271$ mentre la durata dell'impulso della fase 1 è determinata dalla durata del burst della fase 1 che ha un numero di cicli RF da 18 a 3 o da 3.6 a $600 \mu s$. Il ritardo di fase determina l'intervallo tra l'andamento della fase negativa e quello della fase positiva e può variare da 6 a 50,000 cicli RF o da 1.2 a $10,000 \mu s$. La polarità della fase 2 è opposta a quella della fase 1, ma le loro durate devono corrispondere per il bilanciamento della carica. Il RIFI (residual-interpulse-interval) viene inserito per produrre il tasso di stimolazione desiderato e il suo numero di cicli RF può variare da 6 a 1,250,000 o equivalentemente da $1.2 \mu s$ a 250ms. Il limite superiore di 250ms è determinato dal requisito di una frequenza di impulso di almeno 4 Hz per mantenere alimentato il circuito interno. Si noti che i parametri critici come l'elettrodo attivo e le modalità sono codificati da multipli di otto cicli RF, che permettono teoricamente una trasmissione affidabile.

La modalità espansa richiede un decodificatore relativamente semplice dal lato del ricevitore, tuttavia esso ha diverse limitazioni. Per prima cosa, il tasso di stimolazione totale massima è basso perché nessuna stimolazione è generata quando i parametri come sync, elettrodi, modalità, ampiezza e RIFI burst sono trasmessi. Inoltre, il RIFI non è una costante tra i pacchetti anche a una frequenza di stimolazione costante, poiché è influenzato da altri parametri di

stimolazione come l' elettrodo, la modalità e ampiezza. Infine, i parametri di ampiezza e durata dell' impulso sono soggetti ad errori di rilevamento nei cicli RF, che possono non portare ad un corretto bilanciamento della carica.

Per superare le limitazioni della modalità estesa fu introdotta e sviluppata la modalità incorporata, che attualmente è diventata una costante negli attuali impianti cocleari.

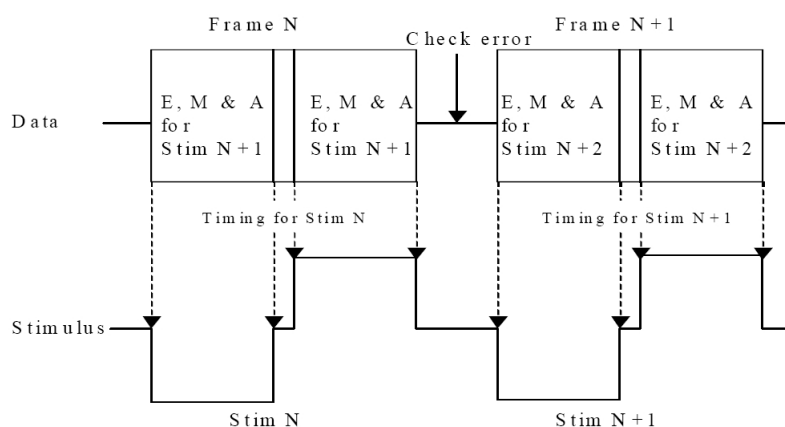


Figura 2.4: Modalità incorporata nella codifica a pacchetto[Daly et al.,2002].

L' idea base è quella di trasmettere l' informazione riguardante l' elettrodo, la modalità e l' ampiezza attraverso il successivo stimolo bifasico, denominato Stim(N+1), mentre lo stimolo corrente, denominato Stim(N), è stato consegnato. Un altro vantaggio di questa modalità è che c' è un intervallo di tempo tra la fine di uno stimolo e l' inizio del successivo durante il quale può essere verificata la validità dei parametri di stimolazione (elettrodo, modalità e ampiezza); in caso di errori lo stimolo può essere fermato prima che sia effettivamente consegnato.

2.2.3 Trasmissione di potenza

Per prolungare la durata della batteria, un' alta efficienza di potenza deve essere raggiunta nel link di trasmissione RF. Un amplificatore di potenza ad alta efficienza di Classe-E è in genere utilizzato negli attuali impianti cocleari. Progettate correttamente le bobine di trasmissione e di ricezione sono un' altra componente fondamentale per determinare l' efficienza di potenza nel collegamento RF. Ci sono molte esigenze contrastanti nella progettazione RF. Per esempio, l' efficienza di trasmissione di potenza è massimizzata se il sistema RF lavora alla sua frequenza di risonanza cioè in banda stretta. Tuttavia, la trasmissione di dati richiede che il sistema RF abbia una lunghezza di banda non limitata. Inoltre l' amplificatore di potenza ad alta efficienza di Classe-E è altamente non lineare limitando la velocità di trasmissione

dei dati. Un altro esempio è la dimensione della bobina: maggiore è la dimensione della bobina maggiore è l'efficienza di trasmissione; tuttavia la dimensione della bobina deve essere limitata dalle dimensioni della testa e dalle considerazioni esteriori. In generale, l'amplificatore di potenza e le bobine devono essere progettati e integrati per tenere conto del consumo di potenza complessiva del sistema, della variazioni dello spessore della pelle e della trasmissione dei dati (Shaquer et al., 2004). Attualmente, il link RF ha un 40% di efficienza di trasmissione, erogando una potenza di 20-40mW all'unità interna sullo spessore della pelle dai 4 ai 10mm.

2.3 Unità interna:Ricevitore e stimolatore

L' unità interna consiste di un ricevitore e di un stimolatore, ed è talvolta definito come il “motore” di un impianto cocleare. La Figura 2.5 mostra lo schema a blocchi di un tipico ricevitore e stimolatore (Zierhofer et al., 2003). Il riquadro tratteggiato è il chip ASIC (Application Specific Integrated Cir-

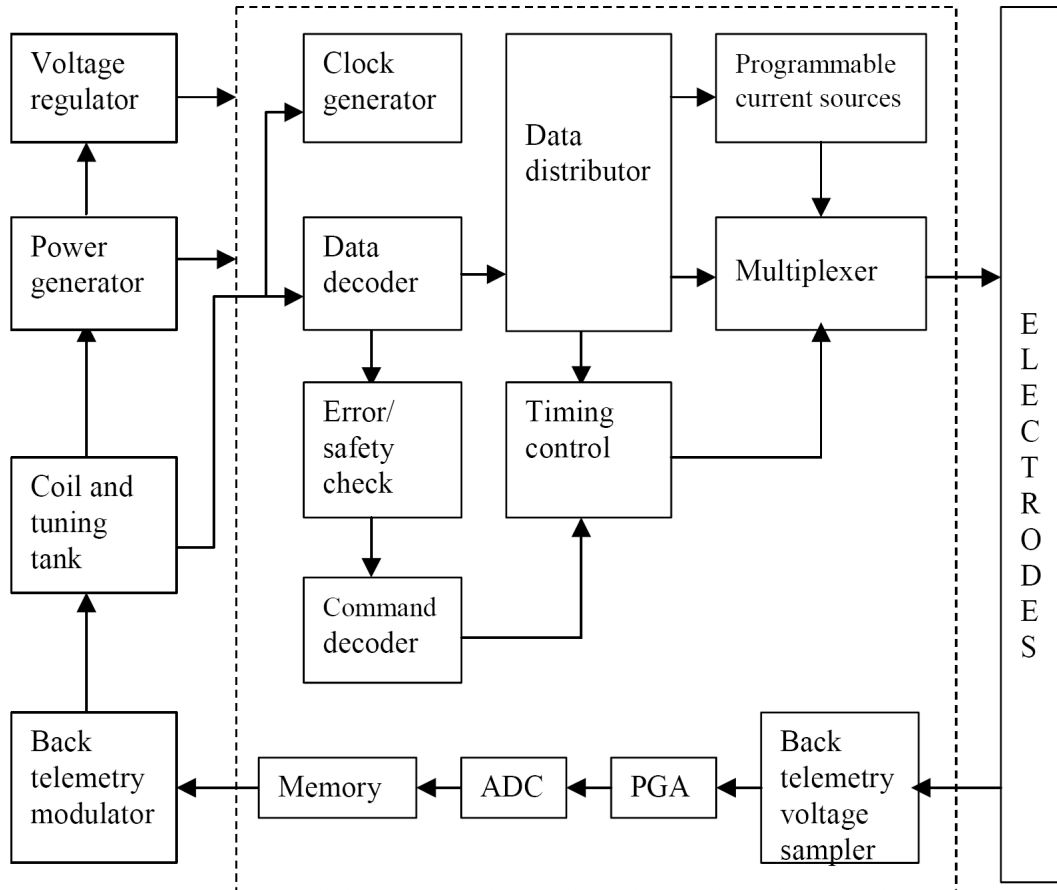


Figura 2.5: Diagramma a blocchi dell' unità interna di un impianto cocleare [Zierhofer et al., 2003].

cuit), che svolge la funzione fondamentale di garantire sicurezza e stimolazione elettrica affidabile. All' interno del ASIC ci sono due percorsi: uno in avanti e uno all' indietro e un' unità di controllo. Il percorso in avanti solitamente comprende un “data decoder” che recupera le informazioni digitali dal segnale RF, un “error/safety check” che assicura una corretta decodifica, un “data distributor” che manda i parametri di stimolazione elettrica decodificati nel posto corretto (il generatore di corrente programmabile) al tempo corretto (spegnimento/accensione dei multiplexer). Il percorso inverso

comprende un “back telemetry voltage sampler” che legge la tensione per un certo periodo di tempo sull’ elettrodo di stimolazione. La tensione viene poi amplificata da un amplificatore a guadagno programmabile (PGA), convertita in digitale da un convertitore analogico-digitale (ADC) e conservata in memoria per essere inviato all’ unità esterna tramite il “back telemetry modulator”. Il chip ASIC include anche molte unità di controllo dal “clock generator” al “command decoder”. Ci sono diversi dispositivi e circuiti che non possono essere facilmente integrati nel chip ASIC come il “power generator”, il “voltage regulator” e il “coil and tuning tank”. I paragrafi successivi approfondiscono il design, l’ attuazione e la funzione dei diversi componenti.

2.3.1 Generatore di corrente

Il generatore di corrente produce una corrente di stimolazione in base alle specifiche ricevute dal decodificatore di dati. Solitamente consiste di un convertitore digitale-analogico (DAC) e di specchi di corrente. Il progetto di un generatore di corrente preciso è complesso ed impegnativo. Nei dispositivi della Nucleus, la corrente nel drain di un mosfet è controllata dalla differenza di tensione tra il gate e il source ma poichè la relazione tra drain e source del mosfet non è costante, è necessaria una rete Trimmer. I dispositivi più recenti hanno abbandonato questa tecnica, essi uniscono più DAC per ottenere la quantità di corrente desiderata.

Un altro importante fattore da considerare, nella creazione di un generatore di corrente, è la sua impedenza. Un generatore di corrente ideale ha impedenza infinita. In pratica, l’ impedenza del generatore di corrente deve essere relativamente alta rispetto all’ impedenza del carico. Numerose strategie sono state sviluppate per ottenere un generatore di corrente ad alta impedenza. Per esempio, una cascata di specchi di corrente è comunemente utilizzata per aumentare l’ impedenza di uscita del generatore di corrente, ma l’ aumento dell’ impedenza solitamente si ottiene a discapito di una riduzione di tensione e di dissipazione di potenza (Ghovanloo M et al., 2005).

Per impianti cocleari con più generatori di corrente, non è necessaria una rete di commutazione (switching network) per connettere un generatore di corrente agli elettrodi; sono infatti usati più generatori di corrente sequenzialmente o simultaneamente, in cui sia un canale N sia un canale P sono utilizzati per generare fasi opposte, positive e negative di stimolazione (Gord, 2001). Questo sistema è difficile da realizzare perchè deve esserci una perfetta corrispondenza tra il canale N e il canale P al fine di garantire il preciso bilanciamento della cariche.

2.3.2 Design a bassa potenza

Un design a bassa potenza e l'implementazione del chip ASIC sono fattori fondamentali per ottenere un'elevata efficienza della trasmissione RF ed estendere la durata della batteria (Baker MV et al., 2007). Diversi principi e metodi di progettazione devono essere considerati per abbassare il consumo di potenza del chip IC.

Per alcuni circuiti, assumendo che la corrente sia già bassa, alta frequenza e alta tensione solitamente portano ad un alto consumo di potenza. Per il circuito ricevitore e stimolatore in un impianto cocleare, il decodificatore di dati solitamente richiede un funzionamento ad alta frequenza. Una delle ragioni per cui la modulazione ASK è preferita alla modulazione FSK è la semplicità di implementazione e il basso consumo di potenza del circuito di rivelazione dati ASK, specialmente con il segnale RF ad alta frequenza. Per gestire un'ampia gamma di impedenza degli elettrodi, il generatore di corrente in un impianto cocleare tipicamente necessita di un'alta tensione, determinando in tal modo un elevato consumo di potenza. Al fine di ottenere un buon compromesso tra basso consumo di potenza e ampia gamma di impedenza è necessario minimizzare la caduta di tensione nei dispositivi diversi dal carico ed utilizzare tensioni adattabili alle conformità (Karunasiri et al., 2006).

2.3.3 Back Telemetry

La funzione di "back telemetry" permette all'unità esterna di controllare lo stato dell'unità interna ovvero regolare la tensione, registrare i valori e controllare lo stato di "handshaking". La "back telemetry" è fondamentale per garantire che il circuito interno sia lavori in uno stato corretto e sia che esegua correttamente i comandi inviati dall'unità esterna. Un'altra importante funzione della "back telemetry" è quella di misurare e monitorare le informazioni critiche riguardanti l'interfaccia elettrodo-tessuto, includendo l'impedenza e il campo potenziale dell'elettrodo e le risposte neurali.

L'impedenza dell'elettrodo è derivata misurando la caduta di tensione attraverso un elettrodo per una data corrente. La corrente viene erogata al di sotto della soglia udibile, con un valore in decine di μA o più basso. La bassa impedenza dell'elettrodo suggerisce un cortocircuito mentre un'estremamente elevata impedenza un circuito aperto. Il campo potenziale dell'elettrodo può essere ottenuto dalla stimolazione di un elettrodo durante la registrazione del potenziale in altri elettrodi non stimolati. Immaginando che il campo elettrico disegni la distribuzione di potenziale come funzione della posizione dell'elettrodo e può essere un utile strumento clinico per sondare l'interferenza e l'interazione tra gli elettrodi (Van der Beek FB et al., 2005).

La progettazione di un robusto sistema di “back telemetry” è tecnicamente impegnativa. Un amplificatore a guadagno programmabile è impiegato per abbinare il segnale di tensione campionato alla gamma accettata dal convertitore analogico-digitale. Ci sono due metodi per trasmettere l’informazione dall’unità interna all’unità esterna. Un metodo utilizza la modulazione di carico per cambiare il carico della bobina interna così che l’unità esterna può rilevare piccole variazioni nell’ampiezza del segnale RF applicate alla bobina esterna. Il vantaggio di questo metodo è che è necessario solo un set di bobine per la trasmissione dei segnali. Gli svantaggi sono il complicato lettore RF nell’unità esterna e l’impossibilità di effettuare contemporaneamente una trasmissione di un segnale di andata e di ritorno. L’altro metodo consiste nell’usare una seconda serie di bobine per la trasmissione del segnale di ritorno. Il vantaggio del secondo metodo è la capacità di eseguire la trasmissione in entrambi i versi simultaneamente e indipendentemente, ma lo svantaggio è l’incremento delle dimensioni dovuto al set di bobine e hardware aggiuntivo.

2.4 Unità interna:l'array di elettrodi

L' array di elettrodi è l' interfaccia tra l' uscita elettrica dello speech processor e il tessuto uditivo neurale.Negli ultimi tre decenni, l' array di elettrodi è stato soggetto a numerose modifiche:da un singolo canale a canali multipli,da 12 a 22 contatti attivi,dalla posizione vicino al muro laterale della scala timpanica ad una posizione più vicina al modiolo.Questi cambiamenti sono riassunti nei paragrafi successivi e riflettono una migliore comprensione dell' anatomia cocleare e la loro relazione con le prestazioni degli impianti cocleari.

2.4.1 Obiettivi di progettazione degli elettrodi intracocleari

Tre obiettivi hanno guidato lo sviluppo dei moderni elettrodi degli impianti cocleari.Il primo obiettivo è quello di inserire la matrice di elettrodi il più profondamente possibile nella scala timpanica per far combaciare perfettamente le assegnate bande di frequenza della stimolazione elettrica con l' esistente organizzazione tonotopica tra la coclea e il nervo uditivo.Il secondo obiettivo è quello di migliorare l' efficienza complessiva nell' unione tra l' elettrodo e il nervo mentre il terzo ed ultimo obiettivo è quello di ridurre la pericolosità dell' inserimento evitando potenziali traumi ed infezioni.

- Profondità di inserimento:Numerosi studi anatomici (Escude B et al., 2006) hanno permesso una previsione accurata del rapporto tra l' organizzazione delle frequenze del ganglio spirale e la posizione degli elettrodi in un singolo soggetto.Per accedere alle più basse componenti di frequenza nello spettro di un discorso(200-1200 Hz) è necessario inserire l' array di elettrodi ad una profondità approssimativa di 1.5 giri cocleari.Recenti studi hanno dimostrato che nella maggior parte dei casi gli elettrodi attuali possono essere inseriti ad una profondità minore,infatti una maggiore profondità può portare a danni intracocleari ed a un errato collocamento degli elettrodi(Adunka O et al.,2008).
- Efficienza dell' unione elettrodo-nervo:Con la riduzione della distanza elettrodo-nervo diminuisce il consumo di potenza e l' interazione tra i canali.Il primo tentativo per ridurre tale distanza fu fatto con "elettrodi di saldatura" da abbinare esattamente al volume della scala timpanica. Questa strategia non ebbe successo a causa delle variazioni anatomiche e dimensionali di ogni individuo.Successivamente,gli elettrodi furono realizzati con una forma a spirale per tenere la matrice di elettrodi in una posizione più vicina al modiolo.

2.4.2 Elettrodi intracocleari attuali

La Figura 2.6 illustra tre tipi di array di elettrodi intracocleari comunemente impiantati. Ciascuno di questi dispositivi ha una costruzione simile,con

contatti di stimolazione fabbricati tramite una lamina di lega platino-iridio tenuta in un elastomero di silicone. Il cavo di collegamento e i fili di piombo in tutti gli impianti cocleari sono soggetti a rotture in particolare nei bambini. Inoltre, questi fili sono dominati dalle proprietà meccaniche dell'array di elettrodi e l'aumento della compattezza che essi comportano potrebbe aumentare le probabilità di traumi.

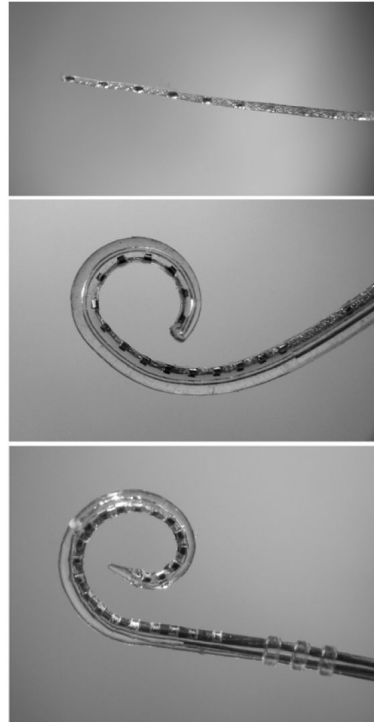


Figura 2.6: Tre tipi di array di elettrodi: Med-El Combi 40+TM, Advanced Bionics HelixTM, Cochlear ContourTM.

La Figura 2.7 mostra l'utilizzo di fili increspati per ridurre la rigidità e aumentare l'affidabilità nel Pannello A e nel Pannello B. Tuttavia nel Pannello B i fili sono impilati lungo il raggio interno della matrice per ridurre ulteriormente la rigidità nel piano orizzontale della spirale e aumentarla nel piano verticale. Il canale (freccia nel Pannello B) al centro della matrice HelixTM è utilizzato per raddrizzare l'elettrodo durante l'inserimento. Il Pannello C mostra un avvolgimento elicoidale utilizzato per aumentare l'affidabilità nella sezione di cavo che connette lo stimolatore impiantato con l'array di elettrodi. Il contatto cilindrico di platino-iridio è un elettrodo di riferimento utilizzato per la stimolazione cocleare o per la misura dei potenziali di azione risultanti della stimolazione elettrica. I cavi in lega platino-iridio sono attualmente utilizzati per tutti i dispositivi con avvolgimento elicoidale per

aumentare la flessibilità e ridurre al minimo il tasso di fallimento dovuto al continuo piegamento.

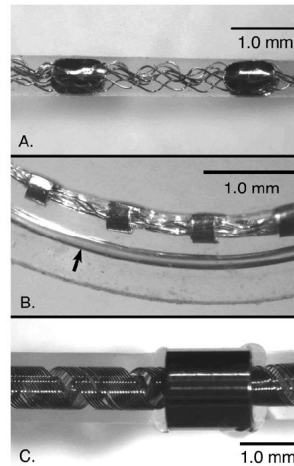


Figura 2.7: Pannello A: Med-El Combi 40+TM, Pannello B: Advanced Bionics HelixTM, Pannello C: cavo elicoidale che connette lo stimolatore impiantato con con l' array di elettrodi nel Advanced Bionics HelixTM.

2.4.3 Caratteristiche degli elettrodi intracocleari

Tra gli aspetti di un elettrodo da prendere in considerazione nel caso di una protesi cocleare si possono elencare:

- posizionamento;
- numero di elettrodi e spaziatura tra i contatti;
- orientazione degli elettrodi;
- configurazione;

La stimolazione del nervo uditivo è prodotta da correnti erogate attraverso elettrodi posti nella scala timpanica della chiocciola (ST).L' inserimento dell' array di elettrodi può essere quindi posizionato chirurgicamente attraverso un' apertura a foro nel guscio osseo della coclea sovrastante la ST e vicino alla base della coclea(chiamato Cocleostomia) oppure attraverso la seconda membrana flessibile della coclea, la finestra circolare,che è vicino alla base della coclea e alla scala timpanica.La profondità di inserimento è limitata dalla diminuzione della luminosità della ST dalla base all'apice e dalla curvatura della spirale cocleare.Oggi viene utilizzato un array di elettrodi inserito nella scala timpanica alla profondità di 22-30 mm nella coclea. Diversi elettrodi nella matrice impiantata possono stimolare numerose sottopopolazioni di neuroni.I neuroni in posizioni diverse lungo la lunghezza

della coclea rispondono alle diverse frequenze di stimolazione acustica nell'udito normale. I sistemi impiantati tentano di imitare o riprodurre questa codifica tonotopica stimolando gli elettrodi situati alla base per indicare la presenza di suoni ad alta frequenza e quelli stimolati in posizioni più apicali per indicare la presenza di suoni con frequenze più basse. Il numero e la distanza degli elettrodi posizionati influenza la risoluzione di frequenza. Questo meccanismo di codifica di frequenza è condizionato sia dal numero di neuroni sopravvissuti al danno acustico, in una determinata regione della coclea, sia dall'estensione della zona di eccitazione associata alla stimolazione elettrica (quando la corrente è iniettata nella coclea tende a distribuirsi simmetricamente rispetto al punto di eccitazione). Come risultato lo stimolo di corrente non coinvolge soltanto un singolo e isolato sito di neuroni uditivi, ma diversi. Questo fenomeno è maggiormente presente negli elettrodi in configurazione monopolare. In questa configurazione l'elettrodo attivo è collocato lontano dall'elettrodo di riferimento, che agisce come una massa per tutti gli elettrodi. Nel caso di configurazione bipolare l'elettrodo attivo e di riferimento sono posizionati vicini l'uno all'altro: ciò produce un'area di stimolazione maggiormente localizzata.

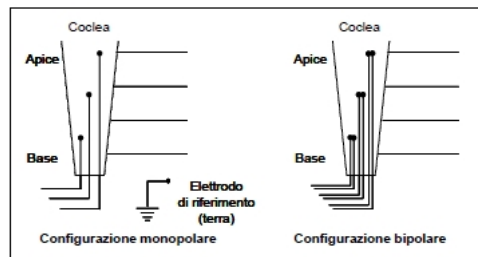


Figura 2.8: Le due diverse configurazioni degli elettrodi, monopolare e bipolare [Loizou et al., 2002].

Capitolo 3

Uso e prestazioni degli impianti cocleari

3.1 Fitting sul paziente

Gli impianti cocleari devono essere personalizzati in modo da soddisfare tutte le varie esigenze dei pazienti. Un “fitting program” è utilizzato da interfaccia tra un PC e il processore vocale esterno. L’ interfaccia fornisce una comunicazione a due vie durante le sessioni di “fitting” che sono generalmente condotte un mese dopo l’ intervento chirurgico e controllate annualmente. Il “fitting program” raccoglie le informazioni specifiche di ogni paziente dalle preferenze del paziente sulla strategia di elaborazione del parlato al settaggio della soglia e dei valori di volume corretti in tutti gli elettrodi. Una volta impostati tutti questi parametri di stimolazione elettrica il “fitting program” salva le informazioni come una “mappa” sul PC, successivamente caricate nella memoria (solitamente EPROM) dello speech processor.

La Figura 3.1 mostra una sezione dell’interfaccia del “fitting program” utilizzato nel dispositivo della Nucleus, chiamato “Custom Sound”. L’asse y rappresenta le unità cliniche per le correnti elettriche mentre l’ asse x rappresenta il numero di elettrodi. Gli elettrodi possono essere fermati (in questo caso gli elettrodi 12 e 3), quindi non utilizzati in quanto sono malfunzionanti elettricamente, ad esempio, possono essere corti o circuiti aperti oppure possono causare problemi sgradevoli e indesiderati come capogiri o la stimolazione dell’altro nervo facciale. Per creare la mappa, su tutti gli altri elettrodi utili, devono venire misurati e registrati sia il più basso livello di corrente che stabilisce il livello della soglia (livello T) sia il più alto livello di corrente che garantisce una sordità accettabile (livello C), la loro differenza viene denominata gamma dinamica (DR). Questi parametri elettrici di solito cambiano con diverse strategie di elaborazione e con le configurazioni degli elettrodi e, talvolta, possono cambiare con il tempo, richiedendo così sepa-

CAPITOLO 3. USO E PRESTAZIONI DEGLI IMPIANTI COCLEARI 27

rate misurazioni e monitoraggi. Il “fitting program” può durare dai 20 minuti alle 2 ore, a seconda della complessità del dispositivo e dalle condizioni e dai livelli di abilità audiologici del paziente.

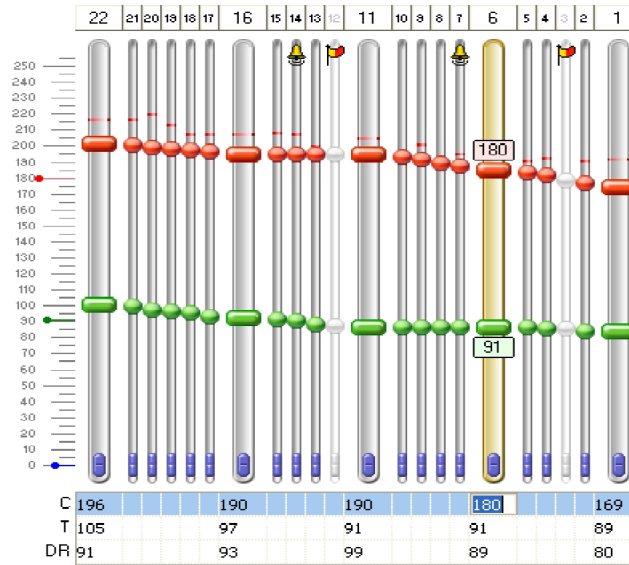


Figura 3.1: Una sezione del Nucleus Freedom Custom Sound fitting program[Clement RS et al.,2002].

Progressi significativi sono stati fatti per rendere sempre più efficiente il “fitting program”, includendo la misura del solo livello di sordità, semplificando la mappatura con l’ interpolazione dei sottoinsiemi degli elettrodi(Plant K et al.,2005) e ottimizzando la mappa tramite algoritmi genetici(Wakefield GH et al.,2005).

Inizialmente le misure nel “fitting program” venivano effettuate tramite l’ impedenza degli elettrodi per determinare i corti e i circuiti aperti ora sono stati sviluppati nuovi tipi di misure. Una misura promettente è l’ ECAP o potenziale elettrico d’ azione composto. La soglia ECAP è posta tra il valore misurato nei livelli di C e T e può essere utilizzato per creare una mappa senza risposte soggettive da parte del paziente. Tali mappe create in maniera oggettiva sono particolarmente utili per i soggetti impiantati pediatrici poichè essi non possono dare risposte comportamentali precise. Un’altro tipo di misura è il riflesso acustico, che contrae il muscolo dell’ orecchio medio per attenuare un suono forte, ma la sua accettazione clinica non è ancora avvenuta(Clement RS et al.,2002).

3.2 Prestazioni degli impianti cocleari

I soggetti portatori di impianti cocleari tramite ciascuna delle strategie (CIS, SPEAK e ACE) riescono, usando solo l' udito, a riconoscere correttamente il cinquanta per cento dei monosillabi (Wilson, 2006). I risultati dei test di ascolto, ai quali i pazienti sono sottoposti, sono tuttavia molto variabili: alcuni soggetti raggiungono punteggi pari o vicini al cento per cento altri invece punteggi molto bassi. Questo divario è causato dal diverso tipo di impianto di cui i pazienti sono dotati. Ad esempio, se i pazienti vengono testati in ambienti rumorosi, gli impianti cocleari con un ampio numero di ingressi sono migliori di quelli con numero di ingressi piuttosto limitato. Le differenze nelle prestazioni sono quindi dovute sostanzialmente alle differenze nei sistemi (numero di canali di elaborazione, tasso di impulsi, strategia di elaborazione) ma anche ai dettagli dell' implementazione hardware quali la forma della funzione di compressione, l' ingresso nel range dinamico; tali fattori rappresentano un problema soprattutto in condizioni di ascolto difficili (sovrapposizione di suoni, rumore).

In Figura 3.2 vengono confrontate le prestazioni di un soggetto denominato HR4 dotato di un impianto cocleare in grado di raggiungere prestazioni ottime, con quelle di sei soggetti laureati non sordi (Wilson et al., 2007). I punteggi del soggetto sordo dotato di impianto cocleare sono riportati nelle barre nere mentre nelle barre grigie sono indicati i punteggi dei soggetti non sordi. I test sono stati vari e hanno incluso il riconoscimento di consonanti, di monosillabi, di frasi in assenza e presenza di rumore. Come si può ben notare i risultati sono molto interessanti: i punteggi del soggetto HR4 nei test privi di rumore sono sostanzialmente identici a quelli ottenuti dai soggetti non sordi; tuttavia nei test in presenza di rumore le sue prestazioni sono abbastanza inferiori rispetto al normale. Questi risultati indicano un recupero completo della normale funzione uditiva del soggetto per quanto riguarda la ricezione di un discorso; egli infatti riesce perfettamente a comprendere le conversazioni rivolte o meno a lui e le conversazioni telefoniche. Per effettuare questi test è stato scelto un soggetto denominato HR4 dotato di un impianto cocleare con un processore CIS a 16 canali, la cui protesi include un' elevata larghezza di banda con collegamento transcutaneo, dei generatori di corrente con brevi tempi di salita e discesa, un array con 16 elettrodi intracocleari ed un dispositivo di posizionamento per collocare gli elettrodi vicino alla parete interna della Scala Timpanica. Altri pazienti che usano il suo stesso tipo di impianto o altri tipi di sistemi impiantati con anche altre strategie di elaborazione hanno ottenuto punteggi molto elevati, tuttavia questi risultati sono raggiunti ancora da un numero molto ristretto di pazienti. La maggior parte dei pazienti raggiunge bassi punteggi e solitamente il punteggio cala con l' aumento della difficoltà dei test. I risultati ottenuti da studi con il soggetto HR4 e i suoi coetanei fanno ben sperare: sono infatti la prova di

ciò che è possibile realizzare con la stimolazione elettrica del nervo uditivo in un orecchio completamente assordato.

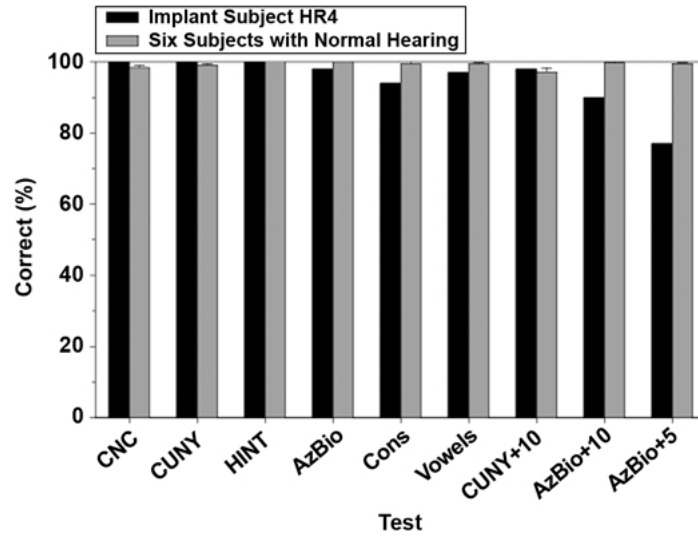


Figura 3.2: Confronto tra i punteggi ottenuti da un soggetto HR4 dotato di impianto cocleare e sei soggetti non sordi in diversi test di ascolto [Wilson, 2007].

3.3 Limiti dei sistemi attuali

3.3.1 Limiti nella rappresentazione della “struttura fine” dell’informazione

La “struttura fine” di informazione contiene i dettagli sottili di un segnale acustico e migliora la tonalità e la qualità del suono. Ad oggi non riusciamo a prevedere quanta “struttura fine” sia trasmessa con le strategie CIS, SPEAK, e ACE tuttavia essa è essenziale per la percezione del discorso in condizioni non ottimali (presenza di rumore etc) e per la ricezione della musica oltre alla semplice percezione del ritmo. Data la sua importanza sono state create due strategie per migliorarne la struttura: FSP e HiRes 120. La strategia HiRes 120 è una variante della strategia CIS ed impiega “canali virtuali” come un modo per aumentare il numero di siti stimolabili oltre il numero di elettrodi. La strategia FSP (“fine structure processing”) si basa su una serie di pulsazioni che sono generate nel punto di attraversamento dello zero all’uscita del filtro passabanda del canale. Tali strategie non sono tuttavia ancora riuscite a superare tutte le limitazioni nella percezione con impianti, nuove modifiche sono state e saranno apportate al fine di raggiungere prestazioni ottimali.

3.3.2 Variabilità dei risultati

Uno dei maggiori problemi con gli impianti cocleari è l’ampia variabilità dei risultati, specialmente nei test d’ascolto più complessi. I pazienti dotati dello stesso impianto cocleare hanno raggiunto risultati opposti: alcuni hanno ottenuto punteggi elevati altri punteggi molto bassi.

3.3.3 Limiti imposti da disturbi nel percorso uditivo o della funzione corticale

I danni alla funzione corticale e al percorso uditivo sono considerati responsabili della variabilità dei risultati. In media, i pazienti con minor durata di sordità hanno maggiore speranza di ottenere buoni risultati di riuscita rispetto a quelli impiantati con maggiore durata di sordità (Blamey et al., 1996). Questo potrebbe essere il risultato di un danneggiamento sensoriale per lungo tempo, che incide negativamente sulle connessioni tra i neuroni e tra i neuroni e il sistema nervoso centrale (Sheperd et al., 2001). Nonostante si possa pensare che questo spieghi la variabilità, nessuna relazione è stata finora trovata tra il numero di cellule gangliari sopravvissute e la variabilità. Numerosi studi fatti sulla coclea di pazienti deceduti hanno dimostrato che in alcuni casi la presenza di cellule gangliari non implicava alti punteggi nei test anzi esattamente il contrario. Anche se un numero di cellule gangliari sono richieste per la funzione degli impianti cocleari, il numero è comunque sufficientemente piccolo. I pazienti con buone

prestazioni, nonostante essi siano dotati di un numero scarso di cellule gangliari, dimostrano una buona ricezione sopra una certa soglia che consente una buona attività del cervello. Inoltre la combinazione di siti multipli di stimolazione della coclea, le nuove strategie di elaborazione CIS, HiRes, n-of-m e ACE e un numero sufficiente di cellule gangliari sopravvissute sono sufficienti per un'ottimo ripristino della funzione in un numero di pazienti relativamente alto. Altri pazienti non hanno il beneficio di una normale o semi-normale elaborazione centrale del nervo uditivo.

L'età dei pazienti quando vengono impiantati sembra essere un fattore di primaria importanza. Da numerosi studi è emerso che il cervello dei bambini diventa meno adattabile a nuovi progressi di là del loro terzo o quarto anno di età. Questo potrebbe spiegare perché i bambini sordi impiantati prima di allora generalmente hanno risultati molto migliori di bambini sordi impiantati all'età di 5 anni e più anziani.

Due esempi recenti che sottolineano l'importanza della funzione del cervello nella determinazione dei risultati ottenuti con gli impianti cocleari sono presentati in Figura 3.3 e 3.4.

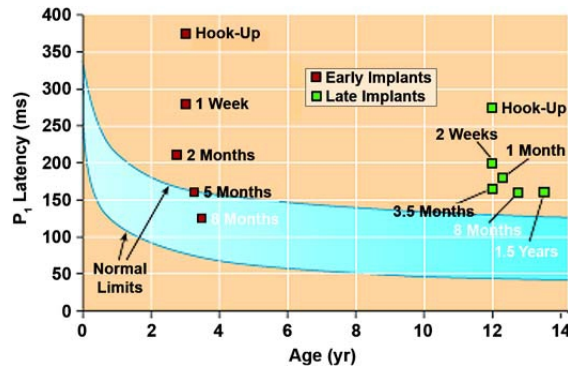


Figura 3.3: Latenze delle risposte corticali per bambini dotati di impianto cocleare e bambini non sordi [Sharma et al., 2002].

La Figura 3.3 mostra le latenze delle risposte corticali (P1 è l'onda del potenziale corticale evocato) durante l'ascolto di un breve discorso da bambini con udito normale e bambini dotati di impianto cocleare (Sharma et al., 2002). Una breve latenza può indicare percorsi completamente intatti e funzionali dalla coclea alla corteccia. Bambini con sordità congenita impiantati prima dell'età di 4 anni (quadrati rossi) mostrano una sostanziale riduzione dei tempi di latenza con il passare del tempo dall'impianto. In media, dopo 5 mesi dall'impianto, la latenza entra nel range normale (indicato nell'area blu del grafico). In contrasto, bambini congenitamente sordi impiantati più tardi nella vita (quadrati verdi) mostrano una diminuzione della latenza con il tempo, ma questa diminuzione è più piccola di quella vista per i bam-

CAPITOLO 3. USO E PRESTAZIONI DEGLI IMPIANTI COCLEARI 32

bini impiantati molto prima e la media della latenza non entra mai nel range normale. Questi risultati suggeriscono che (1) il cervello è più malleabile nei primi anni di età (2) una volta che questi anni sono superati, la reintegrazione di latenze normali è molto difficile almeno con le protesi attuali e l' utilizzo delle procedure standard.

La Figura 3.4 mostra le differenze nell' attività corticale (metabolica) prima per gli impianti di successo poi per gli utenti che non hanno ottenuto i risultati sperati (Lee et al., 2001). Le misure sono state effettuate utilizzando l' emissione tomografica di positroni (PET) e su un campione di 10 bambini sordi di età compresa tra i due e i venti anni. La figura presenta le scansioni PET per quattro casi rappresentativi, insieme alla durata della sordità e il punteggio del riconoscimento delle frasi nei test. Tutti e dieci i bambini con impianti cocleari sono stati seguiti per almeno otto mesi prima di effettuare il test. Il colore blu nella scansione del cervello indica il valore più basso del normale dell' attività del cervello, con riferimento all' età dei controlli (i livelli più bassi sono indicati da più leggere sfumature di blu). I bambini con punteggi più elevati hanno ricevuto i loro impianti dopo brevi periodi di sordità e hanno larghe e pronunciate regioni di ipoattività nelle aree corticali che normalmente asservono le funzioni uditive (molte regioni blu e blu chiaro), mentre bambini con bassi punteggi hanno avuto un lungo periodo di sordità e hanno livelli normali o quasi normali di attività nelle aree corticali (alcune aree blu). Questo può essere interpretato come la prova che il cervello dei più giovani e di coloro che hanno avuto un periodo di sordità più breve è più facilmente malleabile rispetto agli altri pazienti con caratteristiche differenti.

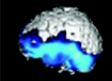
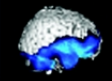
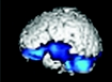
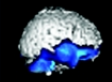
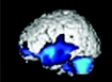
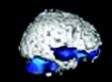
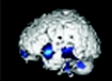
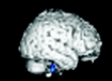
Duration of Deafness (yr)	Left	Right	Sentence Score (% correct)	Duration of Training (yr)
6.5			90	3.8
6.5			67	1.1
11.2			7	1.4
20.3			0	1.9

Figura 3.4: Differenze nell' attività corticale per pazienti con diversa durata di sordità [Lee et al., 2001].

I risultati suggeriscono quindi che l' elasticità della corteccia nei gio-

vani destinatari dei impianti cocleari può essere alla base dei loro punteggi migliori sui test di comprensione, mentre il danneggiamento delle vie uditive del tronco cerebrale, la funzione compromessa nelle aree della corteccia normalmente dedicate all'elaborazione uditiva e la ridotta plasticità corticale possono produrre effetti altamente deleteri sui risultati ottenuti con gli impianti cocleari.

3.3.4 Limiti imposti dagli elettrodi

I sistemi attuali e i collocamenti di elettrodi negli impianti cocleari supportano dai quattro agli otto siti di stimolazione e di effettivi e funzionali canali. Gli impianti cocleari odierni usano tra i 12 e i 22 elettrodi intracocleari e quindi il numero di elettrodi supera il numero dei canali effettivi (o siti di stimolazione) praticamente per tutti i pazienti e per tutti i dispositivi attuali. Il numero effettivo di canali dipende dal paziente: i pazienti con quattro canali hanno solitamente scarse prestazioni nei test, mentre i pazienti con alti punteggi ne hanno otto o poco meno. Numerosi studi hanno dimostrato che per il raggiungimento di buone prestazioni è necessario un alto numero di canali effettivi o di siti di stimolazione negli impianti da dieci a più canali. Questa limitazione apparente con gli impianti cocleari moderni è illustrata in Figura 3.5, la quale mostra i punteggi della ricezione come funzione del numero di elettrodi stimolati (e dei canali associati) per un processore CIS.

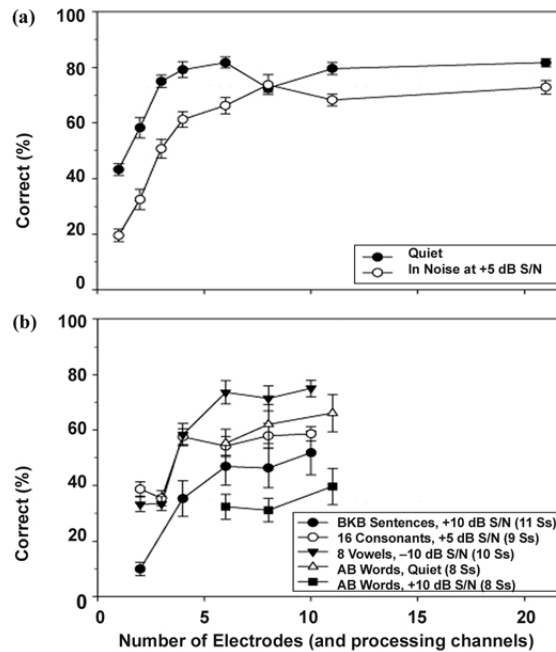


Figura 3.5: Punteggi nella ricezione del parlato come funzione del numero di elettrodi stimolati usando la strategia CIS[Fu et al.,2005].

La figura 3.5 mostra miglioramenti nella ricezione del discorso per una varietà di test con un aumento di elettrodi relativamente basso a seconda del test. I punteggi per il test di identificazione delle consonanti in condizioni di tranquillità saturano a tre elettrodi, punteggi nell' identificazione delle consonanti in condizioni di rumore saturano a quattro o cinque elettrodi. I punteggi nel riconoscimento di vocali in condizioni di rumore saturano a sei elettrodi mentre i punteggi mostrati nella figura 3.5(b) dimostrano che il numero di elettrodi non aumenta di molto dopo i sei elettrodi. Grandi miglioramenti delle protesi cocleari potrebbero essere ottenuti con l' aumento del numero effettivo di siti di stimolazione, che contribuirebbero a diminuire il divario tra soggetti con udito normale e soggetti dotati di impianto cocleare. Questo divario è particolarmente ampio per quei pazienti che non hanno più di quattro canali funzionali ed un aumento del numero di canali funzionali potrebbe migliorarne notevolmente i risultati.

Una spiegazione molto plausibile nella limitazione di canali effettivi con impianti cocleari è che i campi elettrici tra i diversi elettrodi intracocleari si sovrappongono con forza ai siti di stimolazione neurale. Tali sovrapposizioni potrebbero imporre un limite superiore al numero di elettrodi che devono essere sufficientemente indipendenti per trasmettere percettivamente canali separati di informazione (Fu et al., 2005). Un altro problema con gli impianti effettuati nella scala timpanica è che gli elettrodi sono relativamente lontani dal ganglio spirale anche per i posizionamenti di elettrodi vicino alla parete interna della scala timpanica; tuttavia una stretta vicinanza del ganglio spirale e dell' elettrodo è necessaria per un' elevata specificità spaziale di stimolazione. Una possibilità per fornire una stretta apposizione è favorire la crescita di neuriti dalle cellule gangliari verso gli elettrodi nella scala timpanica con erogazione controllata di droga neurotrofica nel perilymph. Un' altra possibilità è quella di impiantare una schiera di elettrodi direttamente all'interno del nervo acustico attraverso un' apertura ricavata nella parte basale della coclea ed in questo caso gli elettrodi devono essere posti immediatamente adiacenti agli assoni del nervo uditivo. Sono in corso studi per valutare ciascuna di queste possibilità, compresa la sicurezza e l' efficacia.

3.4 La problematica del rumore ambientale

Un altro limite degli impianti cocleari è il peggioramento delle prestazioni in ambienti rumorosi. Diversi algoritmi sono stati proposti per ottimizzare le prestazioni in quelle situazioni, tuttavia nessuna strategia in tempo reale era ancora stata ideata per sintonizzare automaticamente tali algoritmi al fine di ottenere prestazioni migliori in ciascun tipo di situazione.

*CAPITOLO 3. USO E PRESTAZIONI DEGLI IMPIANTI COCLEARI*35

Dopo numerosi studi è stato realizzato un sistema cocleare tempo reale che è in grado di classificare l'acustica dell'ambiente, in cui i soggetti si trovano, affinché siano scelti i parametri di soppressione del rumore per ottimizzare l'acustica nell'ambiente selezionato.

Capitolo 4

Metodi per la soppressione del rumore in tempo reale

4.1 Selezione automatica del rumore nell'ambiente

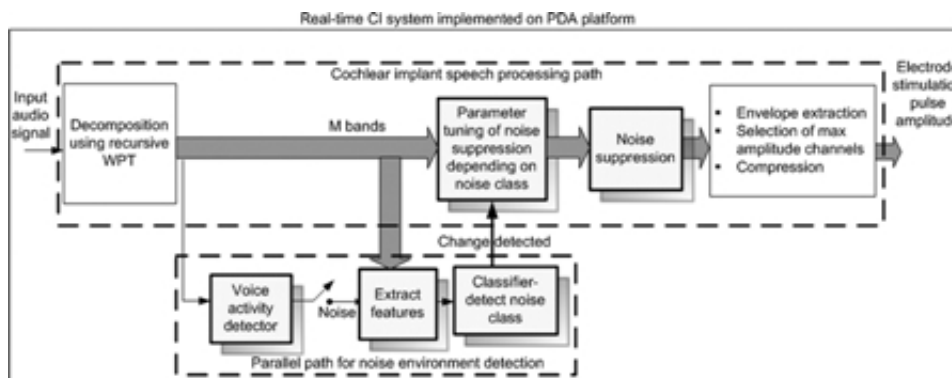


Figura 4.1: Diagramma a blocchi di un sistema cocleare con adattamento al rumore implementato con una piattaforma PDA a tempo reale[Gopalakrishna et al.,2010].

Il diagramma a blocchi del prototipo del sistema di commutazione automatica è mostrato in Figura 4.1. Tale sistema è in grado di rilevare un cambiamento nel rumore dell'ambiente, in cui il soggetto dotato di impianto cocleare si trova, senza alcun intervento da parte dell'utente e di sostituire i parametri del rumore precedentemente determinati con parametri ottimali per quella particolare situazione.

Il signal processing implementato dallo speech processor del sistema proposto cerca di replicare la funzione uditiva di un soggetto non sordo. Il segnale sonoro viene inizialmente suddiviso in intervalli e successivamente decomposto in bande di diversa frequenza. Numerosi impianti cocleari in

commercio utilizzano il metodo dei filtri passabanda o il metodo FFT (fast Fourier Transform) per decomporre il segnale vocale in un determinato numero di bande di frequenze diverse. In questo elaborato, verrà analizzato un signal processing che utilizza le wavelets¹ (Gopalakrishna et al., 2010). In base all' algoritmo di soppressione del rumore precedentemente selezionato (Fingscheidt et al., 2008), il rumore viene soppresso applicando opportunamente una funzione di guadagno di soppressione del rumore allo spettro di ampiezza. Dallo spettro dell' ampiezza soppressa, gli involucri del canale sono estratti tramite la combinazione di coefficienti delle wavelet delle bande, che rientrano nel campo di frequenza di un particolare canale. Infine, gli involucri sono compressi mediante una mappa logaritmica di compressione. Sulla base di questi involucri compressi dei canali è determinata l' ampiezza degli impulsi di stimolazione per gli elettrodi di un IC impiantato.

Nel percorso parallelo al precedente, dopo la decomposizione del segnale in bande, viene attivato un rilevatore dell' attività vocale per verificare se il segnale sonoro è costituito da solo rumore o rumore e parlato. Se il segnale d' ingresso è solo rumore, le caratteristiche del segnale vengono estratte utilizzando i coefficienti delle trasformate wavelet che sono stati precedentemente calcolati attraverso il signal processing. Le funzioni vettoriali estratte sono immesse in un modello gaussiano GGM (Gaussian mixture model), utilizzato per classificare il rumore di sottofondo dell' ambiente. Quando una variazione del rumore viene rilevata, i parametri di soppressione del rumore del sistema vengono cambiati con parametri ottimali per l' ambiente rilevato.

4.2 Classificazione del rumore

4.2.1 Rilevatore dell' attività vocale

Il sistema a cui è affidato il compito di discriminare tra attività vocale e rumore di fondo è il rilevatore dell' attività vocale (VAD). Per determinare la presenza di solo rumore è possibile utilizzare algoritmi di rilevazione dell' attività vocale, algoritmi "a soglia" ovvero, criteri di decisione che fanno uso di valori che possono essere fissi o variabili in funzione dell' andamento locale del segnale; si parla, quindi, rispettivamente, di soglie fisse o adattative. Tra i più importanti VAD sviluppati ci sono quelli che si basano sul SNR, sul tasso di attraversamento dello zero e sulla statistica (Stadtschnitzer et al., 2008).

In questo elaborato si considera un rilevatore dell' attività vocale basato sulle wavelets al fine di limitare l' onere computazionale del sistema da-

¹Wavelets = rappresentazione di un segnale mediante l' uso di una forma d' onda oscillante di lunghezza finita, scalata e traslata per adattarsi al segnale d' ingresso.

to che le wavelets sono state precedentemente calcolate durante il signal processing.

4.2.2 Caratteristiche del rumore

Esistono diverse caratteristiche che possono essere utilizzate per separare i suoni nei diversi ambienti: nel dominio del tempo funzione derivate come il tasso di attraversamento nello zero, funzioni basate sull' energia e nel dominio della frequenza le armoniche ed il centroide spettrale (Alexandre et al., 2006).

In questo elaborato per la caratterizzazione del rumore vengono utilizzate le wavelets già calcolate precedentemente per la decomposizione del segnale d' ingresso. Le caratteristiche del rumore includono la media e la varianza dei coefficienti delle wavelets non aggiungendo alcun peso computazionale.

4.2.3 Classificatore del rumore ambientale

Differenti classificatori sono stati utilizzati per classificare il parlato, il rumore, la musica o differenti classi sonore. I principali classificatori studiati sono il Neural network (NN), il SVM (Support Vector Machine), il GMM e il modello di Markov (Ma et al., 2006).

In questo lavoro verrà utilizzato un classificatore SVM con base radiale di Kernel. Il classificatore SVM (Support Vector Machines) è stato utilizzato con successo nella classificazione del rumore (Rabaoui et al., 2008); esso fornisce un' alta rappresentazione dello spazio del set delle caratteristiche di rumore estratte facendo in modo che punti campione appartenenti a due classi di rumore differenti possano essere efficacemente separati tramite un iperpiano. L' iperpiano viene scelto in modo da massimizzare la sua distanza (il margine) dai punti campionati più vicini. La funzione di Kernel base radiale (radial basis function) è applicata ai vettori delle caratteristiche d' ingresso e serve per mappare l' input in uno spazio di dimensione maggiore del numero di punti di training set e produrre un classificatore perfetto ovvero con un iperpiano ottimo che massimizza il margine. Il classificatore SVM fornisce alti tassi di classificazione rispetto agli altri classificatori tuttavia la sua realizzazione è computazionalmente molto costosa per i problemi di classificazione del rumore multiclasse qui considerati a causa dell' elevato numero di proiezioni delle caratteristiche.

4.3 Soppressione del rumore

La maggior parte degli algoritmi di soppressione del rumore sono computazionalmente intensivi e non rispettano l'esigenza di un sistema a tempo reale. In questo sistema sono stati implementati due algoritmi (Fingscheidt, 2008) che modellano le statistiche di rumore: Log MMSE e il Sigmoidal-shaped weighting degli involucri.

4.3.1 Log Minimum Mean Square Error (Log MMSE)

L'algoritmo Log MMSE (Pathak et al., 2009) è comunemente utilizzato per la soppressione del rumore in presenza di un rumore incorrelato additivo gaussiano. Tale algoritmo è solitamente utilizzato come algoritmo di soppressione del rumore delle auto. Si denoti con x un discorso privo di rumore, con n il rumore e con $y=x+n$ un discorso con rumore. Questo metodo stima x come l'errore quadratico medio per minimizzare l'ampiezza dello spettro.

4.3.2 Sigmoidal-shaped weighting degli involucri

Questo secondo algoritmo di soppressione (Loizou et al., 2007) permette ai pazienti un migliore riconoscimento delle parole in un sottofondo di rumore e chiacchiere. In tale algoritmo, viene calcolata la funzione di ponderazione per ciascun involucro del canale. La funzione di ponderazione è inversamente proporzionale al SNR istantaneo per l'involucro di un canale sfruttando il fatto che involucri con basso SNR forniscono meno informazione affidabile e involucri con alto SNR forniscono più informazione affidabile e come tali non sono molto alterati.

True-Classified	Car	Babble
Car	97.5%	2.5%
Babble	6.9%	93.1%

Tabella 4.1: Matrice di confusione per la classificazione del rumore [Loizou,2007].

4.4 Discussione dei risultati dell'implementazione in tempo reale

Un totale di ottanta frasi con rumore incorporate in un SNR di 10dB e campionate con una frequenza di 8kHz sono state utilizzate per testare le prestazioni del prototipo di sistema in tempo reale precedentemente discusso (Loizou,2007). Il passaggio da una classe di rumore all'altra è stato fatto solo dopo aver analizzato venti successivi pacchetti di rumore e scegliendo la classe di rumore che aveva ottenuto la maggioranza dei voti. Questo ha mantenuto la robustezza del sistema data la presenza di rumore spurio e di decisioni errate prese dal VAD. Lo schema a voto di maggioranza assicura che un passaggio non necessario tra due algoritmi di soppressione del rumore non viene effettuato. In altre parole, questo conferma che la commutazione è fatta solo quando il rumore è sostenuto. Un minor numero di pacchetti rende il sistema più sensibile al rumore spurio generando errori di classificazione più elevati mentre un maggior numero di pacchetti porta ad un ritardo di commutazione senza miglioramento nella classificazione. La tabella 4.1 fornisce la matrice di confusione mostrando un tasso di classificazione complessiva del 95% per il sistema. Vale la pena di sottolineare che, anche se si verifica un errore di classificazione, il rumore verrebbe ridotto da un altro algoritmo di soppressione del rumore sebbene non così come sarebbe stato fatto se fosse stata attuata una corretta classificazione. L'implementazione del sistema in tempo reale è stata fatta in C, la piattaforma utilizzata è il PC con tasso di clock di processazione pari a 3GHz. La Figura 4.2 elenca i

Wavelet decomposition without noise suppression		4ms
Wavelet decomposition + Fixed noise suppression	logMMSE	9.1 ms
	Envelope weighting	6 ms
Wavelet decomposition+adaptative noise suppression including classification	logMMSE	9.9 ms
	Envelope weighting	6.8 ms

Figura 4.2: Tempo necessario per trattare 256 pacchetti di campioni [Pathak et al.,2009].

tempi necessari per trattare 256 pacchetti di campioni con una frequenza di campionamento pari a 22 kHz. Tre situazioni sono riportate nella tabella: (a) la decomposizione tramite wavelets senza alcun rumore di soppressione, (b) la decomposizione tramite wavelets con un algoritmo di soppressione del rumore fisso, (c) la decomposizione tramite wavelets con un modulo di commu-

tazione che include il classificatore. Come si può vedere da questa tabella, la commutazione dura meno di 11 ms ottenendo un sistema in tempo reale. La Figura 4.3 mostra l'analisi dell'uscita di un canale ottenuta dal sistema per frasi corrotte dal rumore delle auto e dal chiacchiericcio con un SNR di 10dB. Come è possibile vedere i cambiamenti di rumore nell'ambiente vengono rilevati entro 1s che è abbastanza accettabile nella pratica.

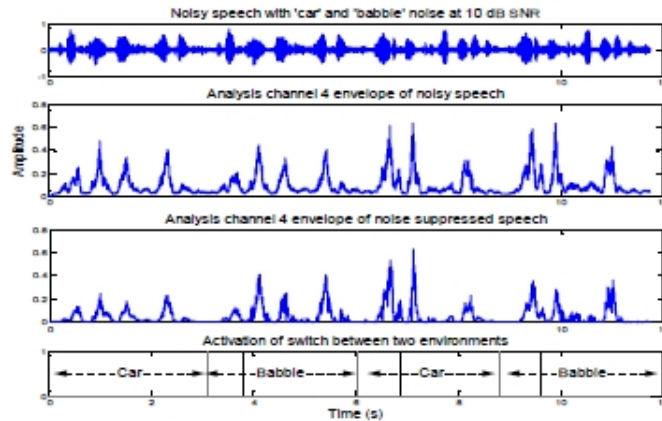


Figura 4.3: (a) Campione di parlato in presenza di rumore di auto e chiacchiere, (b) Analisi del canale di 4 inviluppi del parlato con rumore, (c) inviluppi con rumore soppresso, (d) attivazione della commutazione (linea dritta) e cambiamento di parametri (linea tratteggiata) [Loizou, 2007].

L'implementazione di un sistema di classificazione e sintonizzazione a tempo reale è stata proposta ed effettuata. Tale sistema è in grado di rilevare automaticamente i cambiamenti di rumore nell'ambiente, in cui il soggetto dotato di impianto cocleare si trova, selezionando i parametri ottimizzati di soppressione di rumore algoritmo in risposta a tali cambiamenti. Il vettore e la funzione del classificatore implementato nel sistema per identificare automaticamente l'ambiente di rumore di sottofondo, sono accuratamente selezionati in modo che l'onere computazionale sia mantenuto basso per una classificazione in tempo reale. I risultati riportati indicano un miglioramento nella comprensione discorso quando si utilizza un approccio adattivo di soppressione del rumore in un impianto cocleare dotato di un sistema a tempo reale.

Capitolo 5

Conclusioni

In sintesi lo studio degli impianti cocleari finora trattato suggerisce le seguenti considerazioni. Una rappresentazione decisamente scarsa, grezza e distorta alla periferia supporta una notevole restaurazione della funzione uditiva per i soggetti dotati di impianti cocleari. Questo risultato positivo fa ben sperare per lo sviluppo di altre protesi neurali sensoriali. Inoltre la rappresentazione deve superare alcuni presunti limiti di qualità e quantità di informazioni e questo significa che gli aspetti dell' udito normale devono essere imitati o reintegrati in qualche misura. Lo studio degli impianti cocleari indica che (1) non tutti gli aspetti della normale fisiologia devono essere riprodotti e (2) quelli aspetti che vengono ripristinati non devono essere perfettamente riprodotti. Gli impianti cocleari attuali (con canali multipli di elaborazione, siti multipli di stimolazione della coclea e le strategie di elaborazione CIS, N-of-M e ACE) hanno superato i presupposti limiti per la grande maggioranza dei pazienti, in quanto essi raggiungono punteggi al 80% corretti nei test di ascolto. Le precedenti protesi uditive non avevo superato questa soglia.

Le strategie di elaborazione attuali (CIS, ACE etc) utilizzano le informazioni presenti sull' inviluppo e solo una parte molto limitata delle informazioni presenti nella "struttura fine". Sono e saranno effettuati numerosi studi al fine di utilizzare al meglio anche le informazioni presenti nella "struttura fine"; in caso di successo queste informazioni potrebbero essere particolarmente utili per la ricezione della musica e per la ricezione del discorso sovrapposto a rumore.

Un intreccio di stimolazioni attraverso gli elettrodi (tale che in qualsiasi momento un solo elettrodo sia attivo) ha dimostrato di essere altamente efficace per l' indipendenza del canale e il raggiungimento dei livelli attuali negli impianti cocleari. Ulteriori miglioramenti nell' indipendenza del canale potranno essere raggiunti attraverso un nuovo design degli elettro-

di, collocamenti degli elettrodi sempre più in prossimità dei neuroni da stimolare e attraverso trattamenti farmacologici per spostare la crescita del tessuto neurale accanto agli elettrodi.

La stimolazione elettrica di entrambe le orecchie con impianti cocleari bilaterali comporta grandi benefici rispetto alla stimolazione di un solo lato e consente un maggiore utilizzo delle funzionalità uditive residue (se presente) del paziente impiantato.

L'elevata variabilità nei risultati rimane uno dei principali problemi che devono essere risolti con gli impianti cocleari. Persone che utilizzano lo stesso speech processor, link transcutaneo e gli stessi elettrodi impiantati possono ottenere nei test risultati elevati oppure molto bassi. Il perché di questo è forse la domanda più importante a cui gli studi e la ricerca corrente stanno cercando di rispondere.

Buoni risultati richiedono tempo. Prestazioni asintotiche non vengono raggiunte prima dei tre mesi di uso quotidiano e in molti casi anche in tempi più lunghi di quello. Questo indica l'importante ruolo del cervello nel determinare gli esiti degli impianti: per ottenere prestazioni sempre più elevate cervello e protesi neurale devono lavorare insieme come in un sistema globale.

I bambini e i soggetti impiantati in età molto giovane riescono ad ottenere risultati migliori in funzione di un veloce ritmo di adattamento e qualsiasi funzione uditiva residua deve essere conservata ed utilizzata nella misura massima possibile insieme alle protesi.

Un sistema in grado di rilevare un cambiamento nel rumore dell'ambiente, in cui il soggetto dotato di impianto cocleare si trova, senza alcun intervento da parte dell'utente e di sostituire i parametri del rumore precedentemente determinati con parametri ottimali per quella particolare situazione in tempo reale è stato implementato. Grazie a questo sistema risultati eccellenti sono stati raggiunti.

Gli impianti funzionano come un unico sistema in cui tutte le parti che lo compongono svolgono un ruolo importante, compreso il microfono, la strategia di elaborazione, il link transcutaneo, il ricevitore e stimolatore, gli elettrodi impiantati, le attività funzionali residue nella coclea e il cervello del soggetto impiantato. Tra tutti questi il cervello ha ricevuto meno attenzione nel design degli impianti cocleari fino ad oggi.

Il futuro degli impianti cocleari appare promettente per possibilità elevate di raggiungere livelli superiori di prestazione.

Capitolo 6

Bibliografia

- Yost WA. Fundamentals of Hearing. An Introduction. San Diego: Academic Press; 5th ed 2007.
- Leake PA, Rebscher SJ. Anatomical considerations and long-term effects of electrical stimulation. New York (NY): Springer-Verlag; p. 101–48 2004.
- Rubinstein JT. How cochlear implants encode speech. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg* 12:444–8;2004.
- Fant, G. Acoustic theory of speech production. The Hague: Mouton; 1970.
- Eddington DK, Dobelle WH, Brackmann DE, Mladevosky MG, Parkin JL. Auditory prosthesis research with multiple channel intracochlear stimulation in man. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 87:1–39; 1980.
- Zeng FG. Role of temporal fine structure in speech perception. *J Acoust Soc Am* 123:3710; 2008.
- Seligman PM, Patrick JF, Tong YC, Clark GM, Dowell RC, Crosby PA. A signal processor for a multiple-electrode hearing prosthesis. *Acta Otolaryngol Suppl* 1984.
- Blamey PJ, Dowell RC, Clark GM, Seligman PM. Acoustic parameters measured by a formant estimating speech processor for a multiple-channel cochlear implant. *J Acoust Soc Am* 82:38– 47;1987.
- Skinner MW, Holden LK, Holden TA, Dowell RC, Seligman PM, Brimacombe JA, Beiter AL. Performance of postlinguistically deaf adults with the Wearable Speech Processor (WSP III) and Mini Speech Processor (MSP) of the Nucleus Multi-Electrode Cochlear Implant. *Ear Hear* 12:3–22; 1991.

- Rosen S. Temporal information in speech: Acoustic, auditory and linguistic aspects. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 336:367–73;1992.
- Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, Wolford RD, Eddington DK, Rabinowitz WM. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature* 352:236–8;1991.
- Hochmair I, Nopp P, Jolly C, Schmidt M, Schosser H, Garnham C, Anderson I. MED-EL Cochlear implants: state of the art and a glimpse into the future. *Trends Amplif* 10:201–19;2006.
- Zeng FG, Grant G, Niparko J, Galvin J, Shannon R, Opie J, Segel P. Speech dynamic range and its effect on cochlear implant performance. *J Acoust Soc Am* 111:377–86;2002.
- Zierhofer CM, Hochmair ES. Geometric approach for coupling enhancement of magnetically coupled coils. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 43:708–714;1996.
- Shannon RV, Adams DD, Ferrel RL, Palumbo RL, Grandgenett M. A computer interface for psychophysical and speech research with the Nucleus cochlear implant. *J Acoust Soc Am* 87:905–7; 1990.
- Robert, ME.; Wygonski, J. House Ear Institute Nucleus Research Interface (HEINRI) Users Guide. Los Angeles, CA: House Ear Institute; 2002.
- Shaquer, CM. Transcutaneous power optimization circuit for cochlear implant. United States Patent.6810289; 2004
- Zierhofer, CM. Multichannel cochlear implant with neural response telemetry. United States Patent.6600955; 2003.
- Ghovanloo M, Najafi K. A compact large voltage-compliance high output-impedance programmable current source for implantable microstimulators. *IEEE Trans Biomed Eng* 52:97–105; 2005.
- Gord, JC. Programmable current output stimulus stage for implantable device. United States Patent.6181969; 2001.
- Baker MW, Sarpeshkar R. Feedback Analysis and Design of RF Power Links for Low-Power Bionic Systems. *Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on* 2007.
- Karunasiri, RT. Digitally controlled RF amplifier with wide dynamic range output. United States Patent. 7016738; 2006.

- Van der Beek FB, Boermans PP, Verbist BM, Briaire JJ, Frijns JH. Clinical evaluation of the Clarion CII HiFocus 1 with and without positioner. *Ear Hear* 26:577–92;2005.
- Escude B, James C, Deguine O, Cochard N, Eter E, Fraysse B. The Size of the Cochlea and Predictions of Insertion Depth Angles for Cochlear Implant Electrodes. *Aud Neurotol* 11 (suppl 1):27–33;2006
- Adunka O, Kiefer J. Impact of electrode insertion depth on intracochlear trauma. *Otolaryngol Head Neck Surg* 135:374–82;2006.
- Plant K, Law MA, Whitford L, Knight M, Tari S, Leigh J, Pedley K, Nel E. Evaluation of streamlined programming procedures for the Nucleus cochlear implant with the Contour electrode array. *Ear Hear* 26:651–68;2005.
- Wakefield GH, van den Honert C, Parkinson W, Lineaweaver S. Genetic algorithms for adaptive psychophysical procedures: recipient-directed design of speech-processor MAPs. *Ear Hear* 26:57S–72S;2005.
- Clement RS, Carter PM, Kipke DR. Measuring the electrical stapedius reflex with stapedius muscle electromyogram recordings. *Ann Biomed Eng* 30:169–79;2002.
- Wilson BS. Speech processing strategies. In: Cooper H, Craddock LC, editors. *Cochlear implants: A practical guide*. 2nd ed. London (England): Whurr; 2006.
- Blamey P, Arndt P, Bergeron F, Bredberg G, Brimacombe J, Facer G, Larky J, Lindström B, Nedzelski J, Peterson A, Shipp D, Staller S, Whitford L. Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants. *Audiol Neurootol*.1(5):293–306;1996.
- Shepherd RK, Hardie NA. Deafness-induced changes in the auditory pathway: Implications for cochlear implants. *Audiol Neurootol*. 6(6):305–18;2001.
- Sharma A, Dorman MF, Spahr AJ. Rapid development of cortical auditory evoked potentials after early cochlear implantation. *Neuroreport*.13(10):1365–68; 2002.
- Lee DS, Lee JS, Oh SH, Kim SK, Kim JW, Chung JK, Lee MC, Kim CS. Cross-modal plasticity and cochlear implants. *Nature*.409(6817):149–50; 2001.
- Fu QJ, Nogaki G. Noise susceptibility of cochlear implant users: The role of spectral resolution and smearing. *J Assoc Res Otolaryngol*.6(1):19–27;2005.

- V. Gopalakrishna, N. Kehtarnavaz, and P. Loizou, “Real-time implementation of wavelet-based advanced combination encoder on PDA platforms for cochlear implant studies,” in Proc. IEEE Int. Conf. Acoust., Speech, and Signal Process pp. 1670–1673;2010.
- T. Fingscheidt, S. Suhadi, and S. Stan, “Environment-optimized speech Enhancement,” IEEE Trans. Audio, Speech, Lang. Process., vol. 16, no. 4;2008.
- M. Stadtschnitzer, T. Pham, and T. Chien, “Reliable voice activity detection algorithms under adverse environments,” in Proc. IEEE 2nd Int.Conf. Commun. Electron., 2008, pp. 218–223.
- S. Jovicic and Z. Saric, “Acoustic analysis of consonants in whispered speech,” J. Voice, vol. 22, no. 3, pp. 263–274; 2008.
- E. Alexandre, L. Cuadra, L. Alvarez, M. Zurera, and F. Ferreras, “Automatic sound classification for improving speech intelligibility in hearing aids using a layered structure,” in Lecture Notes in Computer Science.vol. 4224, New York: Springer-Verlag; 2006.
- H. Derin and H. Elliott, “Modeling and segmentation of noisy and textured images using Gibbs random fields,” IEEE Trans. Pattern. Anal. Mach.Intell., vol. PAMI-9, no. 1, pp. 39–55, Jan. 1987.
- L. Ma, B. Milner, and D. Smith, “Acoustic environment classification,” ACM Trans. Speech Lang. Proc., vol. 3, pp. 1–22; 2006.
- T. Fingscheidt, S. Suhadi, and S. Stan, “Environment-optimized speech Enhancement,” IEEE Trans. Audio, Speech, Lang. Process., vol. 16, no. 4,pp. 825–834; May 2008.
- J. Erkelens, J. Jensen, and R. Heusdens, “A data-driven approach to optimizing spectral speech enhancement methods for various error criteria,” in Proc. Speech Commun., Spec. Iss. Speech Enhancement, vol. 49, no. 7–8,pp. 530–541; 2007.

Ringraziamenti

È mio sincero desiderio ringraziare tutti coloro che in un modo o nell'altro mi hanno permesso di arrivare fino a questo, per me importantissimo, traguardo.

Vorrei ringraziare i miei genitori, Grazia e Tiziano, e mia sorella Silvia che mi hanno permesso di studiare e mi hanno sempre sostenuta e motivata nel corso di questi anni universitari.

Vorrei poi ringraziare altrettanto genuinamente il Professore Giovanni Sparacino per l' aiuto e la collaborazione nella scrittura di questo elaborato e per l' infinita disponibilità dimostrata.

Un meritatissimo grazie anche Martina, Veronica, Eleonora, Stefania, Federica, Francesca Claudia, Bora, Valentina per esserci state quando più ne avevo bisogno e per il loro sostegno.

Grazie anche ad Anna, Francesca, Davide, Stella, Vasiar che mi hanno accompagnata in questi quattro anni di studio, fatica, gioie, viaggi e complicità.

Un ultimo grazie anche a tutti coloro che non ho citato espressamente ma che in un modo o nell'altro mi hanno accompagnato durante questi intensissimi anni, **GRAZIE!**