

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PARMA

Dottorato di Ricerca in Tecnologie dell'Informazione

XXII Ciclo

**SVILUPPO DI UN SENSORE INDOSSABILE
BASATO SU TECNOLOGIE MEMS
PER APPLICAZIONI AMBIENT ASSISTED LIVING**

Coordinatore:

Chiar.mo Prof. Carlo Morandi

Tutor:

Chiar.mo Prof. Paolo Ciampolini

Dottorando: *Valentina Bianchi*

Gennaio 2010

*A mia madre,
A mio padre,
A Francesca*

Sommario

Introduzione	1
1 Sensori indossabili	7
1.1 Introduzione	7
1.2 Caratteristiche e requisiti	8
1.3 Un po' di storia	9
1.4 I moderni sistemi indossabili	11
1.4.1 Reti di sensori indossabili	11
1.4.2 Funzionalità e sensori utilizzati	13
1.4.3 Sistemi per il monitoraggio personale	16
2 Un protocollo per reti di sensori indossabili: ZigBee	19
2.1 Protocolli per Body Area Network	19
2.1.1 Requisiti	19
2.1.2 Comunicazione ad infrarossi	20
2.1.3 Una comunicazione a radio frequenza: Bluetooth	21
2.1.4 Verso un protocollo emergente: ZigBee	21
2.2 ZigBee/IEEE 802.15.4	23
2.2.1 I nodi di una rete ZigBee	23
2.2.2 Topologie di rete	23
2.2.3 Indirizzamento	24
2.2.4 Stack protocollare	24

2.2.5	Il livello PHY	25
2.2.6	Il livello MAC	26
2.2.7	Il livello NWK	29
2.2.8	Il livello APL	30
2.3	Profili e Cluster ZigBee	31
3	Analisi della camminata	33
3.1	Motivazioni	33
3.2	Biomeccanica della camminata	35
3.2.1	Ciclo di camminata	35
3.2.2	Alcuni parametri di camminata	36
3.3	Metodologie per l'analisi della camminata	38
3.3.1	Test tradizionali	38
3.3.2	Test basati sull'utilizzo di sensori	39
3.4	Sistemi indossabili per l'analisi della qualità della camminata	41
4	Rivelazione della caduta	43
4.1	Motivazioni	43
4.2	Tipologie di cadute	44
4.3	Classificazione dei sistemi per la rivelazione delle cadute	45
4.3.1	Sistemi basati su elaborazione video	45
4.3.2	Sistemi basati su sensori ambientali	46
4.3.3	Sistemi basati su sensori indossabili	47
4.4	Sistemi disponibili sul mercato	49
4.5	L'analisi della camminata per la prevenzione della caduta	50
5	Sviluppo di un sensore indossabile	53
5.1	Obbiettivi	53
5.2	Rete wireless implementata	55
5.2.1	Localizzazione in ambiente chiuso	56
5.3	Rivelazione della caduta	57
5.3.1	Osservazioni preliminari	57

5.3.2	Calcolo dell'orientamento del corpo	58
5.3.3	Implementazione dell'algoritmo	61
5.4	Analisi qualitativa della camminata	63
5.5	Un primo prototipo	65
5.5.1	Descrizione generale	65
5.5.2	Consumi di potenza	66
5.5.3	Principali limiti	67
5.6	Un secondo prototipo	68
5.6.1	Una soluzione alternativa per ZigBee: la famiglia CC243x	68
5.6.2	L'algoritmo di localizzazione	69
5.6.3	Applicazione della localizzazione al prototipo	70
5.6.4	Consumi di potenza	71
5.7	Il sensore sviluppato	74
5.7.1	Il disegno schematico	74
5.7.2	Scelta dell'involucro	76
5.7.3	Layout	77
5.7.4	Ingombri e costi	78
5.8	Software di controllo	79
5.9	Risultati ottenuti	82
5.9.1	Test sull'algoritmo di caduta	82
5.9.2	Test di localizzazione	85
6	Un approccio diverso: la realizzazione VLSI	89
6.1	Motivazioni	89
6.2	Implementazione VHDL dell'algoritmo di rivelazione della caduta	90
6.3	L'approccio System in Package	93
7	Progetto e test di un accelerometro MEMS	95
7.1	Generalità	95
7.1.1	Sensori MEMS	95
7.1.2	Tecnologie di fabbricazione	96
7.2	Un sensore MEMS: l'accelerometro	99

7.2.1	Principio di funzionamento	99
7.2.2	Tipologie di accelerometri	101
7.2.3	Lettura capacitiva	101
7.3	Progetto del sensore	103
7.3.1	Flusso di progetto	103
7.3.2	Tools di sviluppo	104
7.3.3	Specifiche	105
7.3.4	Scelta della tecnologia	106
7.3.5	Strutture di test	108
7.3.6	Disegno con librerie parametriche	109
7.3.7	Dimensionamento	110
7.3.8	Analisi a parametri concentrati	113
7.3.9	Estrazione del layout	116
7.3.10	Analisi FEM	121
7.3.11	Scelta del package	121
7.3.12	Layout completo	122
7.4	Realizzazione e test	123
7.4.1	Realizzazione	123
7.4.2	Scheda di test	123
7.4.3	Set-up sperimentale	126
7.4.4	Risultati	126
8	Conclusioni e sviluppi futuri della ricerca	133
	Bibliografia	137
	Ringraziamenti	147

Elenco delle figure

1.1	Schema di un sistema basato su BAN per il monitoraggio personale a fini sanitari	13
2.1	ZigBee Network Topology	23
2.2	Stack ZigBee	25
2.3	Struttura del pacchetto PHY	26
2.4	Struttura del pacchetto MAC	28
2.5	Struttura del pacchetto NWK	29
2.6	Struttura del pacchetto APS	30
3.1	Illustrazione di un ciclo di camminata	36
5.1	Schema di principio dell'infrastruttura di rete wireless	55
5.2	Segnali di accelerazione e angolo del corpo rispetto alla verticale durante alcuni salti	58
5.3	Segnali di accelerazione e angolo del corpo rispetto alla verticale durante una caduta	58
5.4	Sensore di accelerazione nello spazio	59
5.5	Cambiamento di inclinazione tra il tempo t_1 e il tempo t_2	60
5.6	Diagramma di flusso dell' algoritmo di rivelazione della caduta	62
5.7	Funzionamento di principio dell'approccio di analisi qualitativa della camminata proposto	64
5.8	Primo prototipo di sensore indossabile	65

5.9	Demoboard per la valutazione dell'approccio: SmartRF04EB e Battery Board	69
5.10	Profilo dei consumi a seguito dell'ottimizzazione	73
5.11	Immagine dell'involucro del PCB collegato ad una cintura	76
5.12	Scheda a circuito stampato progettata	77
5.13	Immagine della piattaforma realizzata all'interno dell'involucro	79
5.14	Software di controllo per la rete di sensori indossabili	80
5.15	Risultati delle prove di caduta con il primo set-up sperimentale	84
5.16	Risultati delle prove di affidabilità con il primo set-up sperimentale	84
5.17	Risultati delle prove di caduta con consumi ridotti	85
5.18	Risultati delle prove di affidabilità con consumi ridotti	85
5.19	Prove di localizzazione in due dimensioni	86
5.20	Prove di localizzazione in tre dimensioni: primo piano	87
5.21	Prove di localizzazione in tre dimensioni: secondo piano	87
6.1	Schema a blocchi dell'implementazione VHDL dell'algoritmo di rivelazione delle cadute	91
7.1	Schema della tecnologia SOIMUMPs	97
7.2	Schema della tecnologia PolyMUMPs	98
7.3	Schema di principio di un accelerometro	99
7.4	Schema di principio della lettura capacitiva assoluta (a) e differenziale (b)	102
7.5	Flusso di progetto BottomUp e TopDown	103
7.6	Organizzazione dei moduli di CoventorWare	104
7.7	Principali configurazioni di molle	107
7.8	Strutture di test	109
7.9	Elementi di libreria per la lettura capacitiva	110
7.10	Schematico per l'accelerometro uniassiale	111
7.11	Schematico per gli accelerometri con molle a gomito, esterne ed interne	111
7.12	Schematico per l'accelerometro con molle a Q	112
7.13	Analisi in frequenza in assenza di smorzamento: l'accelerometro a Q	113

7.14	Analisi in transitorio: l'accelerometro uniassiale	115
7.15	Spazzolata in continua: l'accelerometro crab interno	115
7.16	Layout estratto e modello 3D dell'accelerometro uniassiale	116
7.17	Modifiche al disegno per aumentarne la robustezza	118
7.18	Layout definitivo dell'accelerometro uniassiale	119
7.19	Layouts definitivi degli accelerometri biassiali	120
7.20	Layout completo dei sensori progettati	122
7.21	Fotografia del chip incapsulato	124
7.22	Fotografia del chip al microscopio	124
7.23	PCB per il test del chip	125
7.24	Set up di misura utilizzato	127
7.25	Particolare di strutture capacitive interdigitate incollate	128
7.26	Particolare delle molle di sospensione al microscopio	129
7.27	Valori medi di capacità misurati	131
7.28	Scarto tra le misure e le simulazioni di variazione di capacità in percentuale	131

Elenco delle tabelle

2.1	Bluetooth vs. ZigBee	22
6.1	Confronto tra i consumi delle varie realizzazioni in fase di elaborazione dei dati	92
7.1	Costanti di elasticità delle molle	107
7.2	Dimensioni degli accelerometri disegnati	112
7.3	Frequenza di risonanza simulate	114
7.4	Dimensioni degli accelerometri disegnati [μm]	120
7.5	Analisi modale sull'accelerometro uniassiale	121
7.6	Risultati sul test del sensore accelerometrico	130

Introduzione

*Resistendum, Laeli et Scipio, senectuti est,
eiusque vitia diligentia compensanda sunt.*

Cicero - De Senectute XXXIV

L'invecchiamento della popolazione è un fenomeno molto conosciuto e largamente studiato da alcuni anni. Si tratta di uno degli eventi demografici più rilevanti del nostro tempo: studi condotti dalle Nazioni Unite mostrano come questo processo non trovi precedenti nella storia dell'umanità, sia ormai pervasivo e tocchi, con poche eccezioni, tutte le nazioni del mondo [1].

Le cause di tutto questo sono molteplici e vanno ricercate da un lato nel forte abbassamento della natalità, che colpisce in particolar modo i paesi più industrializzati, ma soprattutto nel contemporaneo e progressivo aumento della soglia di mortalità dovuto al progresso delle scienze mediche e ad un generale miglioramento della qualità della vita.

Il crescente interesse nei confronti di questo argomento è giustificato dal fatto che esso ha profonde conseguenze di carattere economico, sociale ma soprattutto psicologico e umano. Infatti, la perdita di autonomia ed indipendenza caratteristica dell'età avanzata veniva tradizionalmente gestita dalla struttura familiare, che si prendeva cura dell'anziano. A causa dei contemporanei mutamenti sociali (maggiore mobilità del lavoro ed incidenza di nuclei familiari ridotti o monocomponente) è tuttavia sempre più difficile sostenere questo modello e si assiste ad un progressivo aumento della richiesta di ricoveri in strutture ospedaliere. Questo fatto ha profonde implicazioni

anche di carattere economico per il corrispondente aumento della spesa pubblica per i servizi sanitari, ma soprattutto è particolarmente pesante dal punto di vista psicologico della persona stessa che non può più continuare a vivere nella propria casa e vede abbassare di colpo la sua qualità della vita.

Questo concetto è perfettamente riassunto in queste poche righe [2]:

”The state of health in the European Union is better than ever before. This is due to spectacular progress made over the second half of this century in terms of medical research, health services provision and living conditions. However, older people require more, and substantially different, health and care services than younger people. The central challenge of the policy makers is to ensure that future health care policies will provide an adequate and cost effective response to the changes brought about by demographic trends.”

Una sfida importante dei nostri tempi quindi è quella di riuscire a garantire assistenza con continuità anche nell’ambiente quotidiano. Un aiuto importante potrebbe venire dall’utilizzo di opportune soluzioni tecnologiche. Ormai da diversi anni si assiste alla rapida evoluzione delle tecnologie dell’informazione: la tecnologia ha pervaso quasi tutti gli aspetti della nostra vita e fornisce continuamente nuovi ed utili strumenti che hanno funzionalità sempre maggiori e costi minori. I termini Tecnologie Assistive (TA) e Ambient Assisted Living (AAL) sono stati coniatati in riferimento all’applicazione della tecnologia al problema precedentemente descritto: con questi termini si intendono tutti quegli strumenti tecnologici che permettono di superare posizioni di svantaggio sensoriale, motorio e cognitivo, e sono state sviluppate per fornire una maggiore fiducia nelle proprie capacità e quindi una maggiore indipendenza personale.

In questo senso, lo sviluppo di opportuni ausili potrebbe risultare utile non solo alle persone anziane, ma anche a persone diversamente abili che potrebbero ridurre anche solo parzialmente le loro condizioni di svantaggio, raggiungendo una maggiore autonomia nella vita di tutti i giorni. I sistemi che si stanno sviluppando con questo scopo sono molti e diversi tra loro, ma tutti devono possedere alcune comuni caratteristiche fondamentali. Innanzitutto devono essere utilizzati da persone che non hanno necessariamente competenze di tipo tecnico o tecnologico e quindi devono possedere

un'estrema facilità di utilizzo; inoltre, devono essere il meno invasivi possibile e il loro uso non deve comportare un apprezzabile cambiamento nelle abitudini quotidiane della persona. Data l'applicazione alla quale sono rivolti e trattandandosi della salute della persona è senza dubbio molto importante poter contare sul loro buon funzionamento: un'alta affidabilità e la tolleranza ai guasti sono requisiti fondamentali. E' poi necessario prestare attenzione ad alcuni fattori come la necessità di personalizzazione e l'evoluzione dei requisiti del sistema nel tempo seguendo i mutamenti nelle patologie dell'individuo o le modifiche dell'ambiente in cui vive: sono quindi importanti la versatilità, riconfigurabilità ed espandibilità. Infine, sia i costi di impianto che di manutenzione devono essere accessibili, in modo che i benefici apportati possano essere sfruttati dal maggior numero di persone possibili.

Tra tutti i possibili sistemi che possono essere studiati e sviluppati, quelli per l'automazione domestica hanno particolare importanza. Nei laboratori del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Parma è stato recentemente sviluppato un innovativo sistema di automazione domestica denominato CARDEA [3]. Oltre alle funzioni generalmente fornite dai comuni sistemi di automazione domestica, quali il controllo di possibili fattori di rischio ambientale (allagamento, incendio, fumo ecc.), sicurezza (anti-intrusione, anti-furto), automazione di porte e finestre, controllo dell'illuminazione, risparmio energetico, CARDEA offre la possibilità di integrare anche diverse funzioni particolarmente adatte al monitoraggio e alla assistenza. Infatti, il sistema è caratterizzato da una forte modularità ed è organizzato in modo gerarchico. A differenza dei comuni sistemi domotici che prevedono l'installazione di reti basate su bus di campo nati e sviluppati 'ad hoc' per l'automazione di edificio, questo sistema sfrutta gli standard di comunicazione Ethernet-IP: le reti basate su questi protocolli sono peraltro già presenti e largamente diffuse nelle nostre case per altre applicazioni prima tra tutte le connessioni Internet. L'utilizzo di un protocollo standard già largamente utilizzato permette di ottenere costi inferiori rispetto all'installazione 'ex-novo' di una rete dedicata. Inoltre, basandosi su reti IP CARDEA è facilmente controllabile da remoto con un approccio Internet-based. Il cuore del sistema è un modulo di interfaccia programmabile chiamato FEIM (Field Ethernet Interface Module), che si occupa di gestire la comunicazione con i vari dis-

positivi presenti nel sistema. Questo approccio permette ad esempio di utilizzare sensori ambientali generici invece di sensori specificatamente dedicati all'automazione domestica e di nuovo va nella direzione della riduzione dei costi complessivi del sistema. Inoltre, in questo modo CARDEA è in grado di gestire infiniti tipi di dispositivi risultando quindi essere un sistema aperto altamente versatile, flessibile e completamente personalizzabile. Attraverso l'interfaccia di rete l'ambiente domestico risulta completamente astratto e i dispositivi e gli eventi risultano essere indipendenti dalla loro descrizione fisica. Sul FEIM possono essere implementate semplici regole locali (ad esempio l'accensione delle luci a seguito della pressione degli interruttori) che non comportano una comunicazione sul bus Ethernet, mentre le regole più complesse (ad esempio la generazione di un allarme nel caso in cui una persona si sia alzata di notte sia andata in bagno e non abbia fatto ritorno entro un dato lasso di tempo) vengono facilmente implementate generando un file di configurazione XML che viene utilizzato in un nodo server che supervisiona la rete. Data la semplicità di configurazione, il sistema risulta quindi essere anche completamente e facilmente riconfigurabile.

CARDEA è stato installato per la prima volta in una casa di riposo a Neviano degli Arduini, in provincia di Parma, diventando pienamente funzionante a partire dal gennaio 2007: il sistema è tutt'ora in funzione, le sue funzionalità sono state ampiamente testate e la sua affidabilità verificata. Tale sistema appare quindi avere tutte le caratteristiche che sono richieste da un buon sistema di monitoraggio e assistenza domestica. Tuttavia i sensori utilizzati da questa installazione sono solo di tipo ambientale: anche se anche tramite questi è possibile effettuare il monitoraggio delle attività all'interno della casa (è possibile per esempio tracciare alcuni profili di attività nelle diverse stanze tramite i sensori di movimento già predisposti), non è tuttavia possibile discriminare tra le varie persone che si muovono, agiscono, vivono nell'ambiente domestico. Sarebbe di grandissimo interesse poter integrare nel sistema oltre ai sensori ambientali anche sensori di tipo personale, per poter avere informazioni più precise sullo stato di salute della singola persona che abita la struttura, e monitorarlo quotidianamente evidenziandone in tempo reale eventuali deviazioni dalla normalità. Inoltre, tramite l'identificazione della persona che indossa il sensore

sarebbe possibile creare scenari personalizzati, ed integrare le informazioni già ora utilizzate dal sistema unendole con quelle provenienti dal sensore indossabile per ottenere contemporaneamente nuove funzionalità ed una maggiore affidabilità.

Tra tutte le funzionalità che può avere il sensore indossabile risulta particolarmente interessante lo studio sia quantitativo che qualitativo della camminata di un individuo, in quanto può essere d'aiuto nell'indicare sia lo stadio di avanzamento di particolari patologie, come ad esempio il Parkinson[4], sia più in generale lo stato di salute della persona[5]. Potrebbe inoltre essere importante affiancare a questo tipo di sensore anche altri dispositivi, come ad esempio un semplice circuito di elaborazione di elettrocardiogramma[6][7]: in questo modo si potrebbero eliminare i disturbi dovuti al rumore provocato dall'attività muscolare, che spesso affliggono gli ECG a una singola derivazione, e così rivelare eventuali anomalie del battito, e soprattutto, correlando i dati provenienti da questo circuito con quelli dell'analisi della camminata, si potrebbero ricavare importanti dati sullo sforzo effettivo della persona. Sempre nell'ambito dell'analisi del movimento personale, particolare rilevanza ha lo studio dello stesso al fine di rilevare o addirittura prevenire alcuni eventi particolarmente pericolosi per la persona stessa, quale ad esempio una caduta. Una volta rilevato tale evento il sensore indossabile potrebbe inviare un segnale di allarme al sistema CARDEA, permettendo di intervenire in tempi rapidi in soccorso del paziente. A tal proposito, si riuscirebbe ad intervenire ancora più tempestivamente se il sistema potesse localizzare l'indossatore all'interno dell'edificio: questa funzionalità risulta di per sé molto utile anche nel caso di tutte quelle patologie, come la demenza, che fanno sì che una persona perda la consapevolezza di dove si trova e vaghi per la struttura potendo anche mettersi in pericolo. Infine, tramite l'utilizzo di opportuni sensori come ad esempio un microfono sarebbe possibile creare nuovi e diversi canali di comunicazione tra la persona e il sistema CARDEA, aumentando ancora di più il senso di sicurezza dell'indossatore.

Ovviamente un sistema indossabile deve possedere diversi requisiti: innanzitutto, deve essere il meno intrusivo possibile, non deve arrecare fastidio all'indossatore che non deve percepirne l'esistenza e soprattutto non deve modificare in alcun modo le sue abitudini a causa del sensore. Il sistema indossabile dovrebbe quindi utilizzare

una comunicazione wireless e avere piccole dimensioni; infine, trattandosi necessariamente di un dispositivo alimentato a batteria esso dovrà avere bassi consumi di potenza. All'aumentare del numero di sensori, appare evidente che un approccio a componenti discreti sarebbe difficile da proporre: particolarmente interessante quindi risulta lo studio di una soluzione VLSI, che permetta di ottenere una piattaforma multisensoriale in un singolo chip (SoC - System on Chip) o al più in un singolo package (SiP-System in a Package), e limitare al minimo i consumi di potenza.

In questo ampio contesto si è svolto il lavoro di tesi che è consistito nello studio di una rete di sensori wireless per il monitoraggio delle attività quotidiane completamente integrabile nel sistema di automazione domestica CARDEA. Il lavoro è organizzato come segue: nel primo capitolo è mostrata una panoramica dei sistemi indossabili studiati e proposti negli ultimi anni, nel secondo capitolo sono invece descritti i principali protocolli wireless per reti personali (PAN - Personal Area Network). Si prosegue quindi con una descrizione approfondita di una funzionalità particolarmente importante in questo contesto, ovvero la rilevazione delle cadute, illustrandone le motivazioni e i principali algoritmi presenti in letteratura (capitolo 3). Nel quarto capitolo si descrivono le tecniche utilizzate per l'analisi della qualità della camminata. A questo punto ci si concentra sul progetto di un rilevatore di caduta con funzionalità di analisi della qualità della camminata e di localizzazione (capitolo 5). Infine, nel sesto capitolo viene illustrato un approccio VLSI per il progetto del sistema, ed in particolar modo il disegno dell'elemento sensibile in tecnologia capacitiva MEMS. Il lavoro termina con la discussione delle conclusioni e con l'indicazione di possibili sviluppi futuri in questo contesto.

Capitolo 1

Sensori indossabili

The next care to be taken, in respect of the Senses, is a supplying of their infirmities with Instruments, and, as it were, the adding of artificial Organs to the natural... 'tis not improbable, but that there may be found many mechanical inventions to improve our other senses of hearing, smelling, tasting, and touching.

Robert Hooke - Micrographia - Preface

1.1 Introduzione

Il termine sensore indossabile o, più in generale, sistema di elaborazione indossabile (wearable computer) indica un dispositivo elettronico posto sul corpo di una persona e capace di acquisire dati, elaborarli e fornire importanti informazioni su parametri di vario genere riguardanti l'utilizzatore.

La caratteristica fondamentale di questi dispositivi è che essi nascono per essere integrati nei nostri vestiti o sul nostro corpo attraverso oggetti di uso quotidiano quali una spilla, un paio di occhiali o una cintura, e di conseguenza possono essere utilizzati ventiquattro ore su ventiquattro. Lo scopo dei sistemi indossabili è quello di sfruttare la loro potenza tecnologica per aiutarci nelle nostre azioni quotidiane, agendo come

una sorta di sesto senso: per questo motivo vengono spesso indicati come protesi capaci di estendere le capacità del corpo o della mente dell'utilizzatore.

Le applicazioni nelle quali questi sistemi trovano spazio, sono molteplici: dal fitness, alla creazione e analisi di modelli di comportamento, all'assistenza sanitaria in senso lato. In quest'ultimo contesto si inserisce questo lavoro di tesi, che è principalmente rivolto al monitoraggio di parametri personali al fine di valutare lo stato di salute di una persona e di aiutarla a mantenere la propria indipendenza anche quando questo risulta difficile a causa di particolari condizioni sfavorevoli come nel caso di anziani e disabili.

Nei prossimi paragrafi verranno descritti, oltre alle caratteristiche generali e ai requisiti, alcuni esempi di sistemi indossabili, con particolare riguardo a quelli rivolti all'assistenza e al monitoraggio personale.

1.2 Caratteristiche e requisiti

E' già stato messo in evidenza come la caratteristica principale dei sistemi indossabili sia quella di poter essere utilizzati ventiquattrore su ventiquattro: per questo motivo nello sviluppo di un sistema di questo tipo occorre senza alcun dubbio prestare particolare attenzione al comfort dell'utilizzatore. Il sistema indossabile non deve quindi essere un dispositivo invasivo, non deve arrecare alcun fastidio alla persona che lo porta e non deve in alcun modo concorrere al cambiamento delle sue abitudini. Per questo motivo i dispositivi di questo genere dovranno essere piccoli e leggeri e occorrerà particolare attenzione al loro posizionamento sul corpo. Inoltre, i dispositivi indossabili devono sfruttare comunicazioni wireless per scambiare informazioni con i sistemi esterni: la presenza di fili infatti può limitare l'attività degli utilizzatori, abbassare il loro livello di comfort e quindi influenzare anche negativamente il risultato dell'elaborazione. Trattandosi di dispositivi autonomi e mobili, inoltre, essi dovranno essere alimentati a batterie: è quindi necessario prestare particolare attenzione ai consumi di potenza.

E' opportuno sottolineare come le caratteristiche dei sistemi indossabili utilizzati per l'assistenza sanitaria dell'individuo siano particolarmente differenti da quelle dei

sistemi indossabili generici[8]. In primo luogo l'interazione tra il sistema indossabile e l'utente tende a essere molto limitata, soprattutto perchè le persone alla quali sono rivolti non devono necessariamente possedere alcuna conoscenza tecnica: la semplicità d'uso e una comoda interfaccia utente sono in questo caso fondamentali; inoltre, i sistemi indossabili hanno caratteristiche estremamente più stringenti in termini di affidabilità, privacy e aspetti legali connessi all'accesso e al trattamento di dati personali. Infine, in questo ambito diventa importantissima anche la riconfigurabilità, che permetterebbe di poter utilizzare lo stesso strumento in condizioni anche molto diverse tra loro, seguendo i bisogni degli utilizzatori e anche le loro diverse patologie in modo personalizzato.

Nel corso degli anni sono stati sviluppati vari sistemi indossabili e tutti cercano di rispondere a queste necessità. L'obiettivo resta quello di soddisfarle tutte contemporaneamente.

1.3 Un po' di storia

Lo scopo dei sistemi indossabili, come detto, è quello di aumentare i sensi del corpo umano o comunque sopperire alle sue limitazioni. In senso lato quindi, potremmo giudicare invenzioni quali gli occhiali [9] o l'orologio da polso come i primi esempi di sistemi indossabili: in questi casi non si tratta di tecnologie dell'informazione ma, in ogni caso, di tecnologie di altro genere applicate direttamente al corpo umano.

Per quanto riguarda più specificatamente le tecnologie dell'informazione, invece, il primo computer indossabile della storia moderna è datato 1966 [10]: si trattava di un sistema analogico il cui scopo era quello di predire il risultato dell'estrazione nel gioco della roulette. Il dispositivo era concepito per essere nascosto nelle scarpe ed era costituito da 4 micropulsanti con i quali indicare la velocità della roulette: elaborando questo dato il sistema inviava via radio ad un auricolare indossato da un collaboratore un segnale musicale che indicava su quale numero puntare. Le dimensioni del sistema erano pari a quelle di un pacchetto di sigarette. Un sistema simile basato su tecnologia digitale fu successivamente sviluppato nel 1978 dalle Eudaemonic Enterprises [11].

Nell'ambito che più ci interessa, ovvero quello delle tecnologie assistive, il primo sistema indossabile era rivolto a persone con difficoltà nell'udito [12]. Lo scopo era quello di fornire un ausilio alla lettura labiale: il dispositivo era un sistema di elaborazione analogico, formato da una serie di filtri passa alto e passa basso, che riusciva a determinare di quale tipo fosse il fonema pronunciato (fricativo, occlusivo, affricato, sonorante, nasale ecc.). Si trattava di un dispositivo a LED concepito per essere montato su ordinari occhiali da vista che si illuminava a seconda del tipo di fonema pronunciato.

Sempre in questo contesto, dieci anni dopo, Collins del Smith-Kettlewell Institute of Visual Science [13] ha sviluppato un sistema per sopperire le limitazioni visive: si trattava di una telecamera indossata sul capo, dalla quale vengono prese immagini che vengono successivamente convertite in una griglia tattile formata da 1024 punti posta su una veste.

Più recentemente, nel 1990, Olivetti ha sviluppato un sistema per la localizzazione di una persona all'interno di un edificio, utilizzando un badge nominale, che trasmetteva un identificativo univoco a ricevitori a raggi infrarossi disposti in posizioni note [14]. Questo consentiva di seguire la posizione dell'individuo che portava il badge, e di registrare le sue posizioni nel tempo in un database centrale. Il badge misurava 55x55x7mm e pesava 40g.

Ciascuno dei sistemi appena descritti, fu testato con buoni risultati. Tuttavia, spesso questi dispositivi erano scarsamente utilizzabili a causa delle dimensioni ingombranti e della necessità di utilizzare sovente comunicazioni cablate in quanto le comunicazioni wireless non avevano ancora raggiunto il necessario grado di affidabilità e stabilità. Quindi, sebbene la correttezza dell'approccio fosse verificata spesso i dispositivi sviluppati erano scarsamente realistici o comunque applicabili in un campo reale. Inoltre, ciascun sistema era formato da un solo sensore o sistema di elaborazione che rispondeva al bisogno di risolvere un solo ben specifico problema (cecità, sordità ecc.).

Con il progredire della tecnologia i sistemi indossabili si sono evoluti cercando di integrare diverse funzionalità in un solo sistema, diventando nel contempo più realistici ed effettivamente indossabili, rispondendo efficacemente a tutti i requisiti

che si richiedono ad un dispositivo di questo tipo. Nei prossimi paragrafi verranno quindi descritti alcuni moderni sistemi indossabili.

1.4 I moderni sistemi indossabili

Il recente avanzamento nelle tecnologie dell'informazione in generale e nella microelettronica in particolare, ha permesso di creare dispositivi sempre più piccoli e comunicazioni sempre più evolute ed affidabili: i moderni sistemi indossabili cercano quindi di rispondere al bisogno di una effettiva e realistica indossabilità con dispositivi sempre più miniaturizzati e a basso consumo che comunicano tra loro in modo affidabile. Inoltre si cerca di creare sistemi costituiti da più sensori eterogenei per svolgere contemporaneamente funzioni più avanzate anche diverse tra loro. Tali sensori devono perciò essere caratterizzati da un'elevata interoperabilità per poter essere facilmente integrati in un unico sistema.

Lo scenario più comune è diventato quello di una rete di dispositivi indossabili, che concorrono a creare un sistema comune multi funzione: si parla in questo caso di reti di sensori indossabili, che verranno illustrate più diffusamente in seguito.

Ulteriori sforzi sono stati messi in atto per progettare interfacce utenti semplici ed utilizzabili da tutti.

Per quanto riguarda la miniaturizzazione dei dispositivi che compongono il sistema indossabile, negli ultimi anni si è registrato un grande interesse scientifico riguardo a nuove tecnologie quali le tecnologie MEMS (MicroElectroMechanical System). I dispositivi MEMS sono microdispositivi che combinano componenti meccanici, elettrici, ottici o fluidici e che sono fabbricati con tecnologie microelettroniche. Tipicamente questi dispositivi hanno dimensioni dell'ordine di millimetri fino a micrometri e quindi sono particolarmente adatti per creare dispositivi veramente poco intrusivi.

1.4.1 Reti di sensori indossabili

Negli ultimi anni si stanno diffondendo con sempre maggiore frequenza le cosiddette reti di sensori wireless (WSN - Wireless Sensor Network). Queste sono costituite da un insieme di sensori autonomi spazialmente distribuiti e sono nate in ambito militare

per funzioni di sorveglianza, ma stanno diffondendosi sempre più in campi quali il monitoraggio di processi industriali, il monitoraggio ambientale, l'automazione domestica ed, infine, il monitoraggio personale.

In questo contesto, quando si mettono in comunicazione uno o più dei sensori o sistemi indossabili appena descritti, si parla nello specifico di reti di sensori indossabili o più comunemente di Body Area Network (BAN).

Esistono diversi tipi di BAN [15]: a volte i nodi che compongono la rete indossabile funzionano solo da ricevitori, a volte solo trasmettitori, il più delle volte come entrambi (transceivers). Lo scambio di informazioni può avvenire a diversi livelli: tra l'individuo e l'ambiente che lo circonda, tra più individui o tra i diversi sensori che compongono la rete su un unico corpo.

Questa particolare topologia di reti si è diffusa moltissimo negli ultimi anni soprattutto in campo militare, per il monitoraggio degli spazi nemici [15], aereo spaziale, dell'identificazione digitale, dell'intrattenimento personale, soprattutto per lo sviluppo di nuovi e maggiormente interattivi videogiochi [16][17][18]. Tuttavia, l'ambito nel quale sono maggiormente utilizzate e in cui si riscontra il maggiore interesse è quello del monitoraggio personale continuo a fini medici o sportivi [19].

Una rete di sensori indossabili è generalmente costituita da un nodo, costituito da uno o più sensori, che comunicano tra loro o con una o più unità di ricezione dati. Queste ultime possono essere dispositivi fissi, ad esempio posizionati in un punto ben definito di un edificio, oppure mobili, come ad esempio un palmare. Queste unità di ricezione possono a loro volta comunicare con un sistema di elaborazione dati, ad esempio un personal computer, il quale può facilmente trasmettere i dati ricevuti ed eventualmente elaborati ad esempio tramite una normale connessione internet. In figura 1.1 è mostrato un esempio di rete di sensori indossabili per l'assistenza sanitaria.

In questo caso l'indossatore potrebbe trovarsi in una struttura attrezzata e l'unità di ricezione dati mobile, il palmare, potrebbe essere in dotazione al personale di assistenza che potrebbe in questo modo essere continuamente aggiornato sullo stato di salute del paziente monitorato. Inoltre i dati del paziente possono essere inviati tramite connessione internet a strutture ospedaliere e personale sanitario, che potrebbe

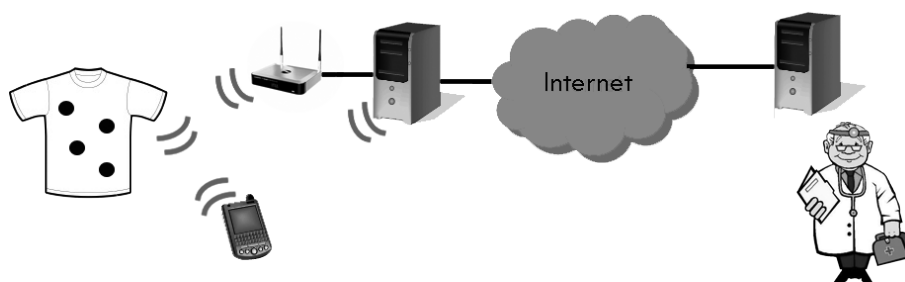


Figura 1.1: Schema di un sistema basato su BAN per il monitoraggio personale a fini sanitari

controllare l'evolversi di eventuali patologie senza che il paziente debba recarsi in ospedale.

Ovviamente data la sensibilità dei dati trattati dovranno essere messi in atto particolari accorgimenti per assicurare la sicurezza delle comunicazioni.

Nel prossimo paragrafo verranno illustrati le funzionalità che tipicamente si hanno in una rete di questo tipo, e i sensori utilizzati per ottenerle.

1.4.2 Funzionalità e sensori utilizzati

Una delle funzionalità che più spesso si richiede alle reti di sensori indossabili è quella del riconoscimento di attività in senso ampio, quindi non solo il sapere cosa stia facendo una persona, ma anche se stia facendo qualcosa, cioè se egli sia fermo o in movimento.

Questa funzione si riscontra in quasi tutti i sistemi indossabili indipendentemente dalle applicazioni alle quali questi sono rivolti. Per esempio, il riconoscimento di attività potrebbe essere utile per decidere quale sia il migliore modo di notificare le informazioni all'indossatore: se una persona sta facendo jogging, l'audio è probabilmente il modo migliore, mentre se una persona è seduta il dato potrebbe essere comunicato con un messaggio testuale accompagnato da un segnale sonoro di basso livello potrebbe essere sufficiente [20].

Nell'ambito del monitoraggio personale, rientrano in questo campo il riconoscimento della postura, il riconoscimento della qualità e della quantità della camminata, il riconoscimento di particolari eventi che potrebbero essere pericolosi, come ad esempio una caduta. L'analisi della qualità della camminata e la rivelazione delle cadute verranno trattate diffusamente in seguito. I sensori maggiormente utilizzati in questo ambito sono quelli inerziali, come accelerometri e giroscopi, quasi sempre realizzati in tecnologia MEMS, capaci di misurare i movimenti del corpo in termini di accelerazioni ed angoli, che saranno poi elaborati per ottenere informazioni più complesse e complete sull'attività dell'utilizzatore.

Un'altra funzionalità molto richiesta indipendentemente all'applicazione alla quale ci si rivolge è quella della localizzazione. E' facile intuire come l'importanza di ciò in ambito militare: anche in campo medico però questa funzione suscita molto interesse. Si pensi per esempio a una persona con particolari patologie come la demenza o l'Alzheimer: tipicamente queste persone sono portate a perdere l'orientamento e a non ricordarsi più dove si trovano o dove stiano andando. Un sistema di localizzazione permetterebbe di trovare queste persone molto velocemente. In ogni caso se il sistema indossabile ha come scopo quello di segnalare una qualsivoglia situazione di pericolo ad una base centrale, sapere costantemente dove si trova l'utilizzatore può aiutare i soccorsi ad agire tempestivamente. I sistemi per la localizzazione in ambienti aperti sono ormai ben noti (si pensi al GPS- Global Positioning System) ed hanno raggiunto un buon livello di affidabilità. Non è lo stesso per i sistemi di localizzazione in ambiente chiuso, sui quali si sono registrati i massimi sforzi della ricerca in questi ultimi anni. Anche di questi sistemi parleremo diffusamente nei prossimi capitoli. Qui basti notare che i sensori che vengono usati a questo scopo sono generalmente di nuovo quelli inerziali [21] o quelli elettromagnetici ai quali si affiancano però anche tecniche di localizzazione ottenute sfruttando i segnali scambiati dai nodi wireless e dalle stazioni riceventi.

Se ci si focalizza specificatamente al monitoraggio personale, l'analisi dei parametri fisiologici assume particolare importanza. In questo contesto si utilizzano numerosi sistemi e sensori [22]. Particolarmente importante è per esempio la misura della temperatura corporea: la difficoltà sta in questo caso nello sviluppare un siste-

ma che sia poco intrusivo, e quindi effettivamente portabile in modo continuativo, e contemporaneamente sufficientemente preciso. Si analizza frequentemente anche il tracciato dell'elettrocardiogramma (ECG): ovviamente per il limitare il fastidio, vengono usati sistemi semplici, ad una derivazione (due elettrodi). Un'altra informazione importante è quella sulla pressione sanguigna: a volte questa viene ricavata dall'ECG con opportuni algoritmi, in alcuni sistemi viene invece predisposto un sensore 'ad hoc'. La scelta dipende spesso dalla precisione con la quale occorre ottenere la misura. In alcuni casi si utilizzano anche sistemi per la rilevazione dell'attività cerebrale (EEG - Elettroencefalogramma) e sistemi per la rilevazione dell'attività muscolare (EMG - Elettromiografia): questi ultimi sono impiegati in misura minore anche per il riconoscimento di attività. Infine, si fa talvolta uso di vari sistemi per la misurazione e l'analisi del respiro.

Ai sistemi indossabili vengono poi spesso aggiunti sensori che permettano all'utilizzatore di comunicare con il sistema centrale. E' il caso dei microfoni, il cui scopo è appunto quello di poter fornire un canale di comunicazione vocale utilizzabile dall'indossatore per parlare con il sistema di controllo, ma anche dal sistema di controllo per notificare particolari informazioni o avvisi all'utilizzatore. In alcuni casi vengono integrati anche sensori di tipo ambientale (luminosità, temperatura, umidità). Sia i microfoni che i sensori ambientali sono spesso utilizzati anche per il riconoscimento di ambienti.

Infine, per raggiungere nuove e più evolute funzionalità, si possono fondere tra di loro i dati provenienti da diversi tipi di sensori: in questo caso in letteratura si parla di data fusion. Questo procedimento permette inoltre di raggiungere alti gradi di affidabilità che difficilmente sarebbero raggiungibili con ciascuno dei sensori elencati precedentemente utilizzato da solo. Per fare un esempio, spesso si combinano tra loro i dati provenienti dagli ECG e dagli EMG. Infatti, una delle principali forme di rumore per gli elettrocardiogrammi sono causate dai micromovimenti dei muscoli. Tipicamente il rumore viene eliminato utilizzando opportuni filtri, ed è comunque meno influente su sistemi costituiti da molti elettrodi. Utilizzando i dati dell'elettromiografia sarebbe quindi possibile ottenere elettrocardiogrammi ad alta definizione anche utilizzando sistemi ad una sola derivazione, eliminando in modo

preciso il rumore muscolare. Un altro esempio potrebbe essere quello della combinazione tra i dati di un accelerometro e i dati di nuovo di un ECG. In questo caso, sarebbe possibile misurare l'affaticamento di una persona nel compiere uno specifico movimento.

In letteratura si trovano diversi sistemi, ciascuno costituito da una combinazione di questi dispositivi e sensori. Nel prossimo paragrafo verranno portati alcuni esempi, focalizzandosi sui dispositivi sviluppati per il monitoraggio personale.

1.4.3 Sistemi per il monitoraggio personale

Un esempio di sistema indossabile moderno è descritto in [23]. Si tratta di un orologio che integra numerosi sensori: un accelerometro biassiale, un microfono, un sensore di temperatura ambientale e un sensore di luminosità. Questo sistema possiede diversi meccanismi di notifica delle informazioni all'utilizzatore, un display, un buzzer e un sistema di vibrazione. Inoltre ha la possibilità di due diverse comunicazioni wireless, ad infrarossi e tramite un transceiver bluetooth. Le informazioni estrapolate dal sensore possono essere analizzate sul display, e memorizzate. Il sistema ha essenzialmente la funzione di registratore e ha la capacità di memorizzare fino a 24 ore di dati. Un'altra funzionalità importante è quella della localizzazione ed è l'unica elaborazione di dati che viene svolta sul processore a bordo del sistema. Per estrapolare la posizione vengono combinati tra loro i dati del sensore di luminosità e dal microfono per riconoscere i diversi ambienti. Il sistema è quindi disegnato per identificare gli ambienti che sono già stati visitati in passato, non per effettuare un vero e proprio tracking dell'indossatore.

Sebbene questo sistema abbia il pregio di essere effettivamente e realisticamente indossabile e di limitare al minimo il fastidio, presenta un'interfaccia non semplicissima. Infatti sul display vengono riportati, senza alcuna preventiva elaborazione, i dati delle uscite dei sensori che non sempre, soprattutto nel caso delle accelerazioni, sono facilmente interpretabili dalle persone che mancano di specifiche conoscenze. Inoltre, il consumo di potenza risulta essere abbastanza elevato, con un tempo di vita medio delle batterie di sole 56 ore.

Un altro interessante esempio è riportato in [24]. In questo articolo è descritto un sistema di sensori per il monitoraggio continuo di parametri fisiologici e per l'analisi della camminata soprattutto rivolta alla rivelazione e prevenzione di possibili cadute. I sensori utilizzati in questo caso, quasi tutti basati su tecnologia MEMS, sono accelerometri e giroscopi, un sensore per la pressione sanguigna, un ECG. Questi dispositivi saranno incorporati in un'opportuna maglietta, insieme ad un sistema gonfiabile per la protezione durante una caduta. Sebbene questa visione di insieme sia molto interessante gli autori non portano alcun esempio di dispositivo effettivamente realizzato quindi non ci sono dati sull'effettivo consumo e sull'ingombro di questa versione: questo lavoro tuttavia è presentato come evoluzione rispetto ad un primo prototipo, che è invece presentato in [25].

Infine, un'interessante analisi dei sistemi per il monitoraggio personale, con specifico riguardo a quelli per la salute della persona è consultabile in [26] e in [27]: da entrambi questi articoli risulta che sebbene siano stati compiuti molti passi in avanti dai primi sistemi presentati, ci sono ancora molti problemi aperti in questo campo.

La principale sfida che resta aperta è quella di limitare i consumi di potenza e la conseguente possibilità di utilizzare batterie sempre più piccole, dato che spesso queste rappresentano proprio il maggiore ingombro per il dispositivo. I consumi potrebbero già essere ridotti utilizzando opportuni algoritmi sui processori a bordo dei sensori indossabili, per limitare le onerose, da questo punto di vista, trasmissioni wireless di dati. Inoltre, in questo campo, lo sviluppo di sistemi che possano ad esempio ricavare energia dai movimenti o dalla temperatura corporea (energy harvesting o energy scavenging) potranno in futuro dare risposte significative.

Un altro aspetto sul quale bisogna ancora lavorare è la sicurezza delle informazioni che possono essere estratte da questi dispositivi: questi dati riguardanti la salute dell'individuo devono essere protetti e non divulgati se non al diretto interessato o ai medici che lo hanno in cura. Vanno quindi studiati opportuni meccanismi di criptazione e di sicurezza delle trasmissioni.

Inoltre, molto deve essere fatto ancora riguardo alla riduzione delle dimensioni e all'efficienza dei segnali sensori: lo sviluppo di nuovi dispositivi in tecnologie MEMS, che magari racchiudano più sensori in un unico dispositivo sono senz'al-

tro lo scenario più promettente da questo punto di vista. Alcuni lavori vanno già nella direzione non solo di sensori indossabili ma addirittura impiantabili nel corpo di una persona [28]. In questo caso nascono ovviamente anche questioni di carattere etico e morale, e l'accettabilità del dispositivo da parte dell'utilizzatore potrebbe essere molto bassa.

Un altro aspetto di fondamentale importanza è quello dell'interoperabilità: questa deve essere garantita a tutti i livelli sia nella comunicazione verso sistemi di supervisione, sia nella comunicazioni con altri sistemi indossabili, ma anche a livello della comunicazione del singolo sensore.

Infine, un aspetto particolarmente importante è la possibilità di validare tali dispositivi sul campo, soprattutto nell'ambito medico e dell'assistenza personale: spesso tutti i sistemi sono studiati e sviluppati come prototipi da laboratorio, ma l'effettiva accettabilità, indossabilità e efficacia funzionale, possono essere testate solamente in situazioni reali e con riscontri da parte di personale medico qualificato.

Capitolo 2

Un protocollo per reti di sensori indossabili: ZigBee

2.1 Protocolli per Body Area Network

2.1.1 Requisiti

Come accennato nel precedente capitolo, negli ultimi anni si è assistito ad un generale aumento di interesse nei confronti delle reti di sensori wireless in generale e nelle Body Area Network in particolare. In generale una rete wireless diventa vantaggiosa rispetto alla corrispondente soluzione cablata quando ciascun nodo che la compone ha bisogno di una modesta quantità di energia per poter funzionare, e quando il costo del predetto nodo diventa molto basso. Quest'ultimo vincolo deriva dal fatto che una rete di questo tipo può arrivare a contare numerosissimi nodi che quindi devono essere poco costosi per rendere questa soluzione appetibile commercialmente. Più critico ancora è il problema energetico: come già messo in evidenza precedentemente, i nodi mobili devono necessariamente essere alimentati a batterie, quindi è necessario contenere il consumo di energia dei circuiti elettronici. Per il resto non esistono altri vincoli stringenti generali, se non quelli eventualmente posti dall'applicazione specifica. In particolare, non sono richieste grandi potenze di calcolo o capacità di memorizzazione dato che normalmente ciascun nodo elabora una picco-

la quantità di dati. Per lo stesso motivo non è richiesto un data rate particolarmente elevato. In generale, infine, e soprattutto nel caso specifico delle BAN, non è richiesto un elevato raggio di comunicazione.

2.1.2 Comunicazione ad infrarossi

Una possibilità per le reti BAN è quella di utilizzare comunicazioni ottiche, ed in particolare ad infrarossi. Le specifiche di questo tipo di comunicazione sono raccolte nello standard IrDa (Infrared Data Association) [29]. I layer che compongono il protocollo sono diversi. Particolarmente interessante è il layer fisico (IrPHY - Infrared Physical Layer Specification), che costituisce il livello più basso delle comunicazioni IrDa. La caratteristica principale è che due dispositivi di questo tipo per poter funzionare correttamente hanno bisogno di trovarsi in condizioni di visibilità reciproca e comunque ad una distanza di trasmissione massima di 1 m, ma che è spesso ridotta a 0.2 m per garantire bassi consumi. Il data rate è in genere pari a 4 Mbit/s, ma in alcuni casi si arriva anche a 16 Mbit/s. A questo proposito si distinguono quattro modalità di trasmissione: SIR (Serial Infrared), con velocità equivalenti alla porta seriale, MIR (Medium Infrared), FIR (Fast Infrared), VFIR (Very Fast Infrared). Un'ultima modalità in fase di definizione è la UFIR (Ultra Fast Infrared) per velocità fino a 100 Mbit/s.

Questo standard è stato largamente diffuso negli anni passati: era molto semplice pochi anni fa trovare una comunicazione di questo tipo nei cellulari di nuova generazione. Tuttavia in molti dispositivi è stata ormai soppiantata da comunicazioni a radio frequenza. Questo è dovuto al fatto che, sebbene la soluzione ottica presenta diversi vantaggi rispetto alle comunicazioni RF, soprattutto in termini di consumi energetici, e siano sufficientemente mature per un loro impiego su vasta scala, esse sono fortemente limitate dal basso numero di dispositivi che possono interagire. Inoltre, il limite principale alla loro diffusione è soprattutto la necessità di visibilità tra il trasmettitore e il ricevitore.

2.1.3 Una comunicazione a radio frequenza: Bluetooth

Una comunicazione a radiofrequenza ormai molto diffusa e collaudata è senza dubbio Bluetooth. Questo protocollo di comunicazione è stato sviluppato da Ericsson e successivamente formalizzato da un consorzio di aziende interessate alla questione, la SIG (Bluetooth Special Interest Group)[30].

Questo standard che si basa sulla tecnica FHSS (Frequency-Hopping Spread Spectrum), è nato per essere un protocollo dai bassi consumi, piccola distanza di trasmissione (da 1 a 100 metri) e basso costo. La frequenza di lavoro è 2.45GHz. La massima velocità di trasmissione della versione attuale (Bluetooth 2.0) è stimata in 3Mb/s.

Rispetto alle comunicazioni ad infrarossi, che prevedevano il collegamento di due soli dispositivi contemporaneamente, i dispositivi bluetooth sono in grado di comunicare con un massimo di 7 dispositivi. Due o più dispositivi collegati tra loro formano quella che viene chiamata piconet. All'interno di una piconet, un dispositivo funziona da master e gli altri da slave. Diverse piconet possono essere collegate tra loro formando quella che viene chiamata scatternet. Mentre i nodi slave possono appartenere a più piconet contemporaneamente, i nodi master possono al più essere slave di altre piconet. All'aumentare del numero di piconet in una rete degradano le prestazioni del collegamento.

Le applicazioni nelle quali questo protocollo è utilizzato sono veramente tantissime: dalla comunicazione tra i telefoni cellulari e opportuni auricolari, alla rete tra pc o dispositivi elettronici in un'area ristretta quando la banda non è un requisito fondamentale, per la comunicazione tra il computer e le sue periferiche (stampanti, mouse e tastiere), ed infine, questo protocollo è molto utilizzato nelle reti di sensori indossabili di cui abbiamo parlato in precedenza.

2.1.4 Verso un protocollo emergente: ZigBee

Sebbene Bluetooth sia un protocollo che risponde abbastanza bene a tutti i requisiti che una comunicazione wireless per BAN deve avere, negli ultimi anni si è registrato un notevole interesse allo sviluppo di un nuovo standard di comunicazione con

prestazioni ancora più elevate in termini di consumo di potenza e basso costo. Lo standard in questione è stato denominato ZigBee ed è basato sullo standard IEEE 802.15.4.

L'ente che si occupa della definizione del protocollo è la ZigBee Alliance [31]. Essa nasce nel 2002 come consorzio di alcune importanti industrie elettroniche: Honeywell, Invensys, Mitsubishi, Motorola, Samsung e Philips, con il successivo ingresso di Ember, Freescale, Analog Devices, Atmel, Texas Instruments-Chipcon, Microchip, varie software house e utilizzatori finali, sino a superare i 100 partecipanti. ZigBee può operare nelle frequenze radio assegnate per scopi industriali, scientifici e medici (ISM), 868 MHz in Europa, 915 MHz negli Stati Uniti e in Australia oppure a 2.4 GHz frequenza che virtualmente può essere utilizzata in tutto il mondo.

In tabella 2.1 viene riportato un confronto tra alcune caratteristiche dei due standard a radio frequenza citati.

Tabella 2.1: Bluetooth vs. ZigBee

Caratteristiche	Bluetooth	ZigBee
Range	10m	100m
Data Rate	1Mbps	250Kbps
Profilo Batteria	Giorni	Anni

Come si può notare, a fronte di una drastica riduzione del data rate, ZigBee presenta una durata media delle batterie veramente più elevata. Le applicazioni di cui si tratta in questo lavoro di tesi, ovvero le reti di sensori indossabili per il monitoraggio personale, non hanno in generale necessità di un'elevata velocità di trasferimento dei dati. Come già detto in più occasioni, il vincolo più stringente è proprio il consumo di potenza. Inoltre, si stima che il codice necessario a un nodo ZigBee complesso sia circa il 10% del codice necessario ad un tipico nodo Bluetooth. Infine, il costo stimato per il produttore nel 2005 per un ricetrasmittitore ZigBee era di circa \$1.10. Per Bluetooth, nell'anno di lancio (1998), si prevedeva un costo di \$5, che si è oggi ridotto a \$3, restando comunque superiore. Per tutti questi motivi si è deciso di rivolgersi a questo promettente nuovo standard.

2.2 ZigBee/IEEE 802.15.4

2.2.1 I nodi di una rete ZigBee

I nodi che fanno parte di una rete ZigBee vengono generalmente classificati in due grandi categorie. I Full Function Devices (FFD) e i Reduced Function Devices (RFD).

Nella prima categoria ricadono tutti i dispositivi che hanno tutte le funzionalità permesse dalla rete, compresa quella di routing. In questa categoria si possono distinguere ulteriormente il nodo coordinatore e i nodi routers. Il primo, è unico per tutta la rete e si occupa della creazione e della gestione della stessa. I secondi hanno la principale funzionalità di estendere la rete e rilanciare i pacchetti su di essa.

Gli RFD o End Device, sono invece nodi a complessità molto ridotta: essi non possiedono capacità di routing, e non possono rilanciare i pacchetti ricevuti, hanno solamente funzione di ricezione e trasmissione di messaggi a nodi noti.

2.2.2 Topologie di rete

ZigBee supporta reti a stella, ad albero e le cosiddette reti a maglia (mesh). In figura 2.1 sono mostrati degli schemi delle varie topologie di rete.

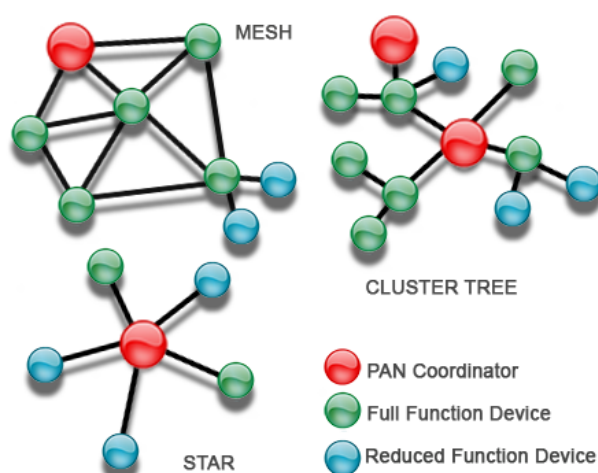


Figura 2.1: ZigBee Network Topology

In una topologia a stella la rete è controllata da un unico dispositivo, il Coordinatore, che come detto è responsabile della creazione e del mantenimento della rete. Tutti gli altri dispositivi della rete sono RFD, e comunicano direttamente con il coordinatore. Nelle reti mesh e ad albero, si utilizzano anche i nodi routers. In quelle ad albero, viene utilizzata una strategia di routing gerarchica utilizzando una comunicazione beacon-oriented, mentre in quelle mesh si utilizza una comunicazione peer-to-peer.

Quando si combinano più reti si possono individuare reti anche più complesse denominate cluster.

2.2.3 Indirizzamento

Nello Standard ZigBee/IEEE 802.15.4 sono previsti due meccanismi di indirizzamento.

Tutti i dispositivi ZigBee debbono avere un indirizzo univoco a 64 bit. Questo indirizzo è tipicamente scritto in una flash ed è indicato con il nome di IEEE address o extended address.

Quando un dispositivo entra a far parte di una rete gli viene assegnato un altro indirizzo, più breve, a 16 bit. Questo indirizzo è quello più utilizzato per le comunicazioni normali e viene indicato come short address o network address, essendo assegnato dalla rete stessa. Il coordinatore della rete ha sempre un indirizzo particolare, corrispondente al valore a 16 bit '0X00'.

2.2.4 Stack protocollare

L'ultima release del protocollo risale all' ottobre 2007: a questa versione si farà riferimento durante tutta questa trattazione.

In figura 2.2 è mostrata l'architettura protocollare, conforme alle norme ISO-OSI.

E' possibile notare, come già accennato in precedenza, che il protocollo ZigBee si basa sullo standard IEEE 802.15.4. In particolare quest'ultimo definisce il livello fisico (PHY) e il livello Medium Access Control (MAC), mentre tutti i livelli superiori sono definiti dalla ZigBee Alliance.

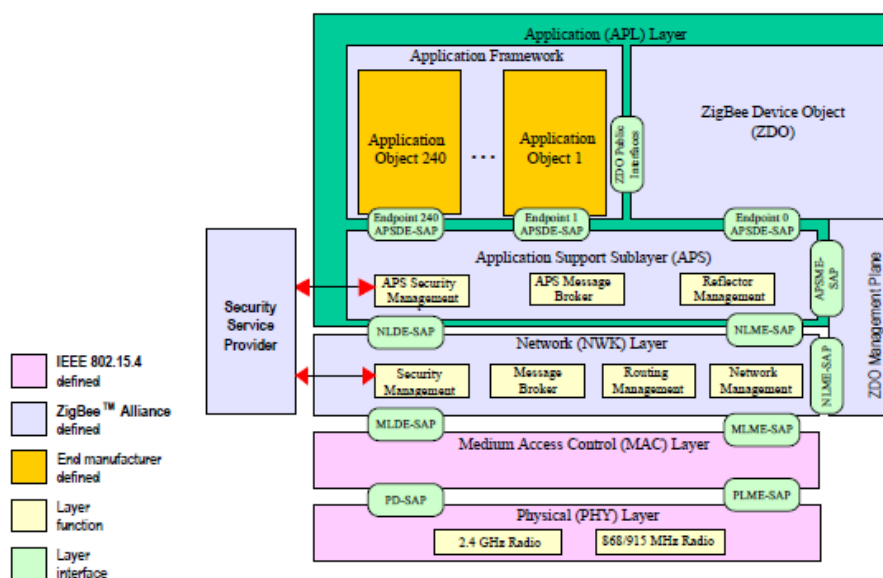


Figura 2.2: Stack ZigBee

ZigBee descrive quindi i livelli NWK (Network), APS (Application Support) e ZDO (ZigBee Device Object). Un ultimo livello APL (Application) è lasciato all'utente. E' previsto inoltre un SSP (Service Security Provider), per la realizzazione di comunicazioni sicure: questo servizio è opzionale e attivabile a piacere.

2.2.5 Il livello PHY

Il livello fisico si occupa principalmente dei seguenti compiti: accensione e spegnimento del transceiver radio, misura dell'energia (ED - Energy detection) nel canale, calcolo della qualità del collegamento per i pacchetti ricevuti (LQI - Link Quality Indicator), stima dell'uso corrente del mezzo fisico (CCA - Clear Channel Assessment), selezione della frequenza del canale ed infine trasmissione e ricezione dei dati.

Si è già parlato delle possibili bande di frequenze: quella a 2.4 GHz risulta essere maggiormente utilizzata per la possibilità di sfruttare un datarate elevato e perchè è

quella con la maggiore copertura territoriale. Lo svantaggio è che si pone in un range di frequenze piuttosto affollato (WiFi, Bluetooth ecc.).

La tecnologia di trasmissione utilizzata è la Direct Sequence Spread Spectrum (DSSS). I canali disponibili sono suddivise in quelle che vengono chiamate pagine di canale. Ne sono previste 32 delle quali quelle dal numero 3 al numero 31 sono riservate per usi futuri. Per ciascuna pagina si hanno 27 canali disponibili. Nella pagina 0, che è quella più utilizzata, si hanno 17 canali (dal numero 11 al 26 con modulazione 0-QPSK) per il range di frequenze a 2.45GHz, 10 (dal numero 1 al 10 con formato BPSK) per il 915MHz e 1 (il numero 0 sempre con formato BPSK) per l'868MHz. Il pacchetto dati trasmesso ha la struttura indicata in figura 2.2.5

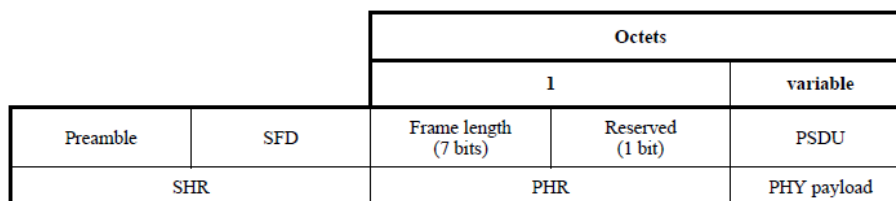


Figura 2.3: Struttura del pacchetto PHY

In questo pacchetto si distinguono il preambolo utilizzato per la sincronizzazione, il campo SFD che indica la lunghezza del SHR e l'inizio dei dati, il frame length field che specifica il numero totale di byte che sono contenuti nel payload fisico, nel quale sono presenti i dati veri e propri.

Le trasmissione-ricezione delle informazioni è svolta dal servizio PHY Data Service: tali informazioni sono quindi rese disponibili al livello MAC dal PHY Management Service.

2.2.6 Il livello MAC

La trasmissione e la ricezione dei pacchetti dal livello fisico è attuata da un servizio denominato MAC Data Service. Questo livello si occupa di creare la rete se il dispositivo è un coordinatore, della sincronizzazione con i beacon di rete, dell'associazione o dissociazione da una rete, di alcune funzioni di sicurezza, dell'utilizzo del mec-

canismo CSMA-CA (Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance) o del controllo del GTS (Guaranteed Time Slot) per l'accesso al canale e, più in generale, di fornire un canale di comunicazione affidabile tra due entità MAC.

Tutti i dispositivi della rete sono capaci di effettuare delle scansioni dei canali con lo scopo di creare una rete, nel caso del coordinator, e di associarsi ad essa nel caso dei restanti dispositivi. Esistono varie tipologie di scansione a seconda della funzionalità e del dispositivo che la compie.

Tutti i dispositivi devono essere in grado di compiere una scansione passiva (Passive Channel Scan) e una scansione da orfani (Orphan Channel Scan). La prima consente di identificare la presenza di un Coordinator che risponde inviando l'identificatore unico della rete (PAN-ID); la seconda serve per recuperare la sincronizzazione con il coordinator a seguito di un'eventuale perdita di collegamento. I dispositivi di tipo FFD possono compiere anche la Energy Detection Channel Scan, che rileva il picco di energia di ogni canale scansionato, al fine di trovare quale sia quello più adatto per la costruzione della rete, e la scansione attiva (Active Channel Scan), del tutto simile alla scansione passiva ma utilizzata da un potenziale nuovo coordinatore della rete per rilevare eventuali altri coordinator che hanno già formato altre reti, e poter scegliere così un nuovo ed univoco identificativo.

E' a questo livello che vengono messi in atto alcuni meccanismi per il controllo del consumo di potenza: a questo scopo si utilizza la cosiddetta trasmissione indiretta, che prevede che sia sempre il dispositivo alimentato a batteria ad iniziare una comunicazione, di modo che il transceiver radio possa rimanere acceso solo per il tempo strettamente necessario. Nel caso in cui il dispositivo debba essere contattato, il messaggio viene preservato in memoria per un certo periodo di tempo, fino a quando il dispositivo mobile non richieda l'invio di eventuali messaggi in coda. Questo permette di ottenere duty cycle di accensione del transceiver molto bassi ed inferiori all'1%.

I messaggi inviati possono richiedere una conferma di ricezione (ack), in modo da aumentare l'affidabilità della comunicazione. Nel caso in cui non venga ricevuto un ack entro un certo periodo di tempo, il messaggio viene ritrasmesso, tranne nel caso di trasmissione indiretta per la quale il messaggio resta in coda, fintanto che il

nodo a batteria non ne richieda di nuovo l'invio. Inoltre, in ciascuna frame è previsto un campo di 16 bit per il controllo degli errori (CRC - cyclic redundancy check).

In questo livello sono poi già messi in atto alcuni accorgimenti per la sicurezza: questi sono attuati qualora ne venga fatta richiesta dai layer superiori. In particolare i servizi di sicurezza supportati sono tre: confidenzialità dei dati, autenticità dei dati e protezione dai duplicati. La prima riguarda la sicurezza che i dati siano ricevuti sono dai nodi ai quali volevano essere trasmessi, la seconda riguarda la sicurezza sulla sorgente delle informazioni, che non devono essere state modificate durante il tragitto, ed infine la terza che riguarda la sicurezza che siano sempre rilevati eventuali dati duplicati.

In questo livello infine si estraggono due importanti informazioni sul livello di qualità di segnale, la LQI (Link Quality Indicator) e il RSSI (Received Signal Strength Indicator): questi parametri verranno descritti diffusamente in seguito, in quanto sono alla base di uno dei metodi più utilizzati nei sistemi di localizzazione basati su protocolli a radiofrequenza.

Il pacchetto dati trasmesso ha la struttura indicata in figura 2.2.6

Octets: 2	1	0/2	0/2/8	0/2	0/2/8	0/5/6/10/ 14	variable	2
Frame Control	Sequence Number	Destination PAN Identifier	Destination Address	Source PAN Identifier	Source Address	Auxiliary Security Header	Frame Payload	FCS
		Addressing fields						
MHR							MAC Payload	MFR

Figura 2.4: Struttura del pacchetto MAC

In sequenza troviamo: il campo Frame control che contiene le informazioni sulla tipologia di trama, il Sequence Number, contenente l'identificatore di sequenza per la trama, il Destination PAN Identifier, che contiene l'identificativo univoco della rete di destinazione, l'indirizzo di destinazione, l'identificativo univoco della rete sorgente del messaggio, l'indirizzo della sorgente, l'informazione per la sicurezza, i dati veri e propri, e il campo di correzione (CRC).

Le informazioni processate dal MAC sono rese disponibili al NWK attraverso il MAC Management Service.

2.2.7 Il livello NWK

Come i precedenti livelli descritti, anche il NWK, è costituito principalmente da due servizi. Il primo, in analogia con i precedenti è il Network Layer Data Entity (NLDE), che si occupa di generare la trama e di trasmetterla ad un altro dispositivo, sia che esso sia la destinazione finale sia che esso sia una destinazione intermedia nella catena di comunicazione. Inoltre si occupa di gestire la sicurezza.

Il secondo servizio è il Network Layer Management Entity (NLME), che si occupa di mettere in comunicazione un'applicazione con il resto dello stack. Questo servizio è responsabile di numerosi compiti quali, la configurazione di un nuovo dispositivo (inizializzare un coordinatore o altro dispositivo), creare una nuova rete, associarsi per la prima volta, riassociarsi o lasciare una rete, assegnare indirizzi ai dispositivi, tenere traccia dei nodi vicini (i nodi che sono a distanza uno dal nodo in questione), tenere traccia dei cammini nella rete (routing), gestire l'accensione del receiver, utilizzare differenti meccanismi di routing per la trasmissione dei messaggi (unicast, broadcast o multicast).

In questo caso, il pacchetto dati trasmesso ha la struttura indicata in figura 2.2.7

Oc- ts: 2	2	2	1	1	0/8	0/8	0/1	Variable	Variable
Frame control	Destina- tion address	Source address	Radius	Sequen- ce number	Destinati on IEEE Address	Source IEEE Address	Multica- st control	Source route subframe	Frame payload
NWK Header									Payload

Figura 2.5: Struttura del pacchetto NWK

La trama NWK è composta da un header e da un payload, che contiene i dati veri e propri. Per quanto riguarda l'header troviamo, il Frame Control che contiene le informazioni sul tipo di frame, sull'indirizzamento e altri flag di controllo, l'indirizzo di destinazione, l'indirizzo sorgente, il gaggio di trasmissione, misurato in termini di

salti e che viene decrementato di una unità da ogni dispositivo ricevente, il numero di sequenza, l'indirizzo IEEE a 64 bit di destinazione, quello sorgente, il multicast control che contiene le informazioni necessarie all'invio multicast della trama, ed infine, il Source Route Subframe che contiene informazioni sul cammino che deve affrontare la trama. Non sempre sono presenti tutti questi campi: dipende da quali flag sono attivi nel primo campo di controllo.

Come già accennato i dati verranno passati al livello superiore dal Network Layer Management Entity.

2.2.8 Il livello APL

Nel livello applicativo (APL) si possono in realtà distinguere più sotto livelli, l'Application Support (APS) e lo ZDO (ZigBee Device Object), oltre ad uno o più sotto-livelli specifici sviluppati dai produttori.

L'APS fornisce un'interfaccia tra il NWK e il livello applicativo attraverso una serie di servizi che sono utilizzati sia dalle applicazioni degli utenti finali sia dal livello ZDO. Di nuovo questi servizi sono suddivisi in due categorie: APS Data Entity e APS Management Entity.

Per completezza riportiamo anche la trama generata dal livello APS2.2.8.

Octets: 1	0/1	0/2	0/2	0/2	0/1	1	0/ Variable	Variable
Frame control	Destination endpoint	Group address	Cluster identifier	Profile identifier	Source endpoint	APS counter	Extended header	Frame payload
Addressing fields								
APS header								APS payload

Figura 2.6: Struttura del pacchetto APS

Molti dei campi contenuti hanno lo stesso significato degli omonimi precedentemente descritti. Gli unici due differenti sono quelli denominati Profile e Cluster Identifier. Questi campi verranno descritti più precisamente in seguito, qui basti notare

che essi contengono le informazioni sui messaggi che sono previsti dall'applicazione specifica alla quale il singolo oggetto applicativo è deputato.

Nel APL gli oggetti applicativi vengono raggruppati nel cosiddetto Application Framework: su un singolo dispositivo ZigBee ne possono coesistere fino a 240, e ciascun oggetto (o end point) viene identificato con un ID univoco. In particolare si riserva l'ID '0' per gli endpoint che seguono l'applicativo ZDO, mentre i numeri da 1 a 239 sono liberi per gli applicativi definiti dai singoli produttori. Il layer ZDO rappresenta quindi una classe di funzionalità base che fornisce un'interfaccia tra gli oggetti dell'applicazione che si sta sviluppando, l'application Framework il livello APS, e soddisfa tutte i requisiti fondamentali di un'applicazione ZigBee.

2.3 Profili e Cluster ZigBee

L'application framework dell'APL si occupa nello specifico di definire quelli che vengono chiamati profili Zigbee.

I profili sono protocolli standard che descrivono i messaggi, il formato dei messaggi stessi, le azioni da intraprendere dopo la ricezione di un determinato messaggio, e le cause che ne richiedono la trasmissione di un altro. Lo scopo dei profili è quello di rendere tutti i dispositivi che si rivolgono ad una determinata applicazione interoperabili tra loro e capaci di scambiarsi messaggi anche se costruiti da produttori diversi. I messaggi descritti all'interno dei profili sono raggruppati in cluster, che definiscono quali messaggi ciascun endpoint debba aspettarsi in ingresso o in uscita.

La ZigBee Alliance ha già provveduto alla ratifica di alcuni profili standard ed altri sono in sviluppo. I profili effettivamente rilasciati, le cui specifiche sono aperte anche al pubblico dei non membri di ZigBee Alliance, sono due l'Home Automation Profile (ZHA), e lo Smart Energy Profile (ZSE). Il primo si occupa delle applicazioni di automazione di edificio, quindi prevede messaggi per il controllo dell'illuminazione, dei termostati, della sicurezza (antifurto, antiincendio, antiallagamento) e per la gestione dell'energia; il secondo invece si occupa delle misurazioni dell'energia e del controllo del carico e dei consumi energetici. Gli altri profili in via di sviluppo o già rilasciati ma non ancora disponibili per tutti sono il Building Automa-

tion, per l'automazione di edificio (non necessariamente di una casa), il Green Power, per risparmio energetico, il Telecom Services per i servizi di telecomunicazione, il Remote Control, e il profilo Health Care (ZHC). Quest'ultimo, annunciato a Marzo 2009, è molto interessante per le nostre applicazioni perchè si preoccupa di descrivere i servizi medicali in senso lato, includendo anche il monitoraggio continuo.

Capitolo 3

Analisi della camminata

3.1 Motivazioni

L'analisi della camminata (gait analysis), sia in senso quantitativo che in quello qualitativo, è un argomento che trova applicazione soprattutto in due campi, quello sportivo e quello medico-terapeutico. Un'altra applicazione che merita di essere citata è il riconoscimento personale [32], nel quale essa potrebbe in futuro sostituire meccanismi già ampiamente collaudati per l'identificazione univoca delle persone, come il riconoscimento delle impronte digitali.

Con questo termine ci si riferisce alla misura sistematica, alla descrizione e alla stima di tutte quelle quantità attraverso le quali è possibile caratterizzare il movimento umano [33].

Il sistema locomotore umano, quando è in salute, integra le informazioni derivanti da vari apparati (visivo, vestibolare e neurologico) per produrre dei comandi motori accuratamente controllati, che producono un movimento corporeo coordinato: quindi, quando tutto funziona bene, questa collaborazione di apparati produce un movimento stabile e una camminata sicura [34]. Tipicamente, infatti, sebbene ciascuna persona abbia il suo personale modo di camminare, la cinetica, la cinematica e l'attività muscolare della camminata di un determinato individuo appaiono essere relativamente costanti e prevedibili anche durante un movimento non strettamente controllato o

supervisionato da personale medico.

In generale, la valutazione del movimento può portare ad una diagnosi funzionale più dettagliata e ad un trattamento terapeutico più adeguato. In particolare in campo medico quindi, l'analisi della qualità della camminata viene spesso utilizzata nello studio di patologie degenerative quali, ad esempio, il Parkinson [35]: a questo proposito è di particolare interesse la capacità di mantenere l'equilibrio e soprattutto lo studio dell'oscillazione del tronco del corpo umano [36].

E' opportuno mettere in evidenza fin da subito come questa analisi permetta al personale medico di valutare lo stadio di avanzamento di una malattia già diagnosticata in precedenza, che abbia influenzato in qualche modo i movimenti individuali: in questo senso, la valutazione della qualità della camminata non è uno strumento diagnostico ma solo di valutazione [33].

Tradizionalmente erano previsti alcuni test, da svolgersi sotto controllo medico, attraverso i quali personale specializzato poteva fare qualche stima sulla qualità della camminata. Ancora oggi, per questa valutazione, spesso non sono disponibili strumenti, ma i movimenti del paziente vengono valutati solo sulla base dell'esperienza del personale sanitario che giudica se essi siano normali o no. Tuttavia è chiaro che il rilievo e l'elaborazione numerica di quelle grandezze che definiscono il movimento umano potrebbe essere davvero importante per un corretto studio, che abbia il giusto rigore scientifico.

Negli ultimi anni sono quindi stati sviluppati molti dispositivi per l'acquisizione automatica di tutti quei parametri utili a definire il movimento umano. Tali dispositivi sono tuttavia pensati per essere utilizzati in laboratori ad alta tecnologia e non in ambienti domestici non assistiti. I test ambulatoriali hanno però il grosso limite di essere svolti in un ambiente controllato e in un ben determinato momento: può succedere che per tutta la durata del test non si manifesti nessuna anomalia, che invece è comunque presente e potrebbe palesarsi quando il paziente non si trova più in laboratorio. Inoltre, nei casi meno gravi, il controllo e la supervisione medica potrebbero inibire l'individuo sotto test che, attraverso un maggiore controllo del movimento, potrebbe mascherare leggere anomalie. Risulterebbe pertanto particolarmente importante ed interessante lo sviluppo di uno strumento di analisi della camminata, che

abbia caratteristiche tali da poter essere utilizzato ventiquattro ore su ventiquattro. Da questo punto di vista, i sistemi indossabili descritti nel capitolo 1, sono i principali candidati per un sistema di monitoraggio continuo dei parametri associati al movimento.

3.2 Biomeccanica della camminata

L'analisi della camminata deve basarsi su una solita conoscenza dei movimenti umani dal punto di vista meccanico. Per questo motivo sono qui brevemente illustrati i principali parametri che descrivono la camminata umana.

3.2.1 Ciclo di camminata

Come già accennato, ciascuna persona possiede il proprio modo di camminare, che è spesso influenzato da vari fattori, quali il motivo per cui si sta camminato, gli stati emozionali e fisici, fino al tipo di calzature che si indossano. Tuttavia vi è una sequenza base di movimenti che si ripete sempre uguale e che viene chiamata ciclo di camminata (gait cycle). Durante questa sequenza ciascun piede lascia periodicamente il terreno per poi posarsi di nuovo.

Il ciclo di camminata può quindi essere definito come il periodo che intercorre dal momento in cui un piede tocca il terreno, al momento in cui lo stesso piede si poserà nuovamente a terra, come viene illustrato in figura 3.1.

In un ciclo completo si possono identificare due fasi, quella di equilibrio (stance phase) e quella di oscillazione (swing phase).

La fase di equilibrio è il momento in cui entrambi gli arti appoggiano al terreno: la pianta dei piedi può essere in questo coinvolta parzialmente o totalmente. Questa fase rappresenta circa il 62% dell'intero ciclo di camminata e può essere ulteriormente scomposta in tre parti: l'intervallo di contatto, che inizia quando il tallone di un piede tocca terra a quando tutto il piede è appoggiato al terreno, l'intervallo intermedio, da quando entrambi i piedi per intero appoggiano sul terreno a quando uno dei due talloni viene staccato da terra ed, infine, l'intervallo propulsivo, dal momento in cui

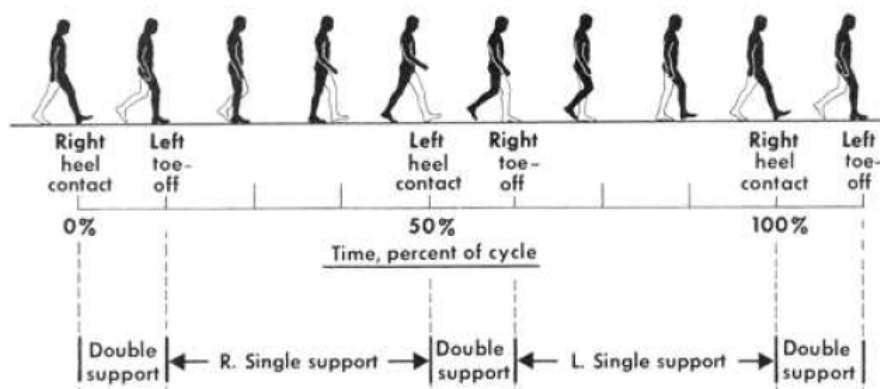


Figura 3.1: Illustrazione di un ciclo di camminata

il solo tallone del piede viene staccato da terra a quando anche la punta dello stesso lascia la superficie di appoggio.

La fase di oscillazione è quella in cui uno dei due piedi è sollevato dal terreno e rappresenta il solo 38% dell'intero ciclo. Anche in questa fase possono essere individuati tre momenti: quello di accelerazione, ovvero il momento che segue la fase propulsiva in cui si imprime una forza verso il terreno che consente di sollevare la gamba da terra, quello intermedio in cui il piede raggiunge la massima altezza, ed, infine, quello di decelerazione, in cui il piede è ancora sollevato da terra ma si sta preparando a ricadere sul terreno. Si osserva che quest'ultimo movimento risulta più controllato, e quindi più lento, del corrispondente momento di accelerazione.

Tutte le fasi descritte sono state ampiamente studiate e da questi studi sono state estratte importanti statistiche e modelli matematici[37]. Alcuni di questi modelli sono tutt'ora utilizzati in alcune analisi.

3.2.2 Alcuni parametri di camminata

Le variabili che descrivono la camminata si possono suddividere tipicamente in due grandi categorie, quelle temporali e quelle spaziali .

I parametri temporali descrivono tipicamente la durata delle fasi illustrate nel precedente paragrafo: troviamo quindi il tempo di un ciclo completo (cycle time o stride time) che è una delle variabili più importanti, il tempo di equilibrio (stance time), il tempo di oscillazione (swing time), il tempo su supporto singolo, ovvero il tempo in cui un solo arto è appoggiato al terreno, e il tempo su supporto doppio, ovvero il tempo in cui il corpo è sostenuto da entrambi gli arti. Riguardo a quest'ultimo parametro è opportuno indicare che esso tende a diminuire all'aumentare della velocità di camminata ed ad aumentare nelle persone soggette a disturbi dell'equilibrio o anziane[38]. Infine, soprattutto nei test di laboratorio, viene spesso utilizzato il tempo di camminata, ovvero il tempo impiegato a coprire una certa distanza o a compiere un certo numero di passi: questo parametro viene misurato con l'aiuto di un cronometro. Un'altra variabile fondamentale a questo proposito è la cadenza (cadence) che è definita come il numero di passi divisi per il tempo impiegato a compierli ed è misurata in passi al minuto (passi/min).

Tra i parametri spaziali troviamo la lunghezza della falcata (stride length), ovvero la distanza misurata tra i punti in cui lo stesso piede si appoggia al terreno durante un ciclo completo di camminata: questo parametro tende a diminuire in persone anziane ed ad aumentare con la velocità della camminata. Abbiamo poi la lunghezza del passo (step length), ovvero la distanza tra i due talloni durante la fase di supporto doppio, la larghezza della base (step width o stride width o walking base), ovvero la distanza laterale tra i due piedi, misurata a partire dalla metà dei talloni, e che è utilizzata per stimare quanto un soggetto tenda ad allargare le gambe durante una camminata. Infine, a volte viene valutata l'ampiezza dell'angolo formato tra la punta del piede e il terreno alla fine della fase di propulsione.

Inoltre, assume particolare importanza la misura della velocità (walking speed). Durante i test di laboratorio questa viene tipicamente misurata come velocità media calcolata su circa tre passi.

Altre parametri utili sono il centro di massa, l'accelerazione lineare e quella angolare.

3.3 Metodologie per l'analisi della camminata

3.3.1 Test tradizionali

Come detto, per valutare la qualità della camminata vengono tradizionalmente utilizzati alcuni test funzionali che vengono valutati tramite tecniche di osservazione. I risultati vengono tipicamente riportati su scale graduate.

Il test più semplice che viene effettuato è il test di camminata (walking test)[39], che serve per misurare l'affaticamento (in termini di carenza di ossigeno) dopo aver compiuto una marcia in piano per alcuni minuti.

Un altro test molto utilizzato, soprattutto per la valutazione dell'equilibrio ed estremamente noto è il Tandem Test: il paziente viene fatto camminare lungo una linea immaginaria mettendo i piedi uno in fila all'altro. [40]

Nel Timed Get Up and Go Test [41] l'individuo è invitato ad alzarsi da una sedia, possibilmente senza l'aiuto delle braccia, camminare per tre metri, girarsi, e quindi tornare indietro verso il punto di partenza. Questo test è risultato molto utile per la valutazione delle abilità funzionali necessarie per vivere in modo indipendente[37]. In particolare, il tempo normale per terminare il test è stimato in 10 secondi, mentre se una persona termina questo test in più di 10 secondi ma in meno di 20 può essere classificata come indipendente nelle attività quotidiane basilari (ADL- Activities of Daily Living), ma potrebbe comunque avere bisogno di assistenza per svolgere attività più complesse (IADL - Instrumental Activities of Daily Living); infine, si ritiene che persone funzionalmente dipendenti impieghino almeno 30 secondi a svolgere il test.

Infine, merita di essere citato anche il test di Romberg[42], anche se questo non è un vero e proprio test di camminata ma piuttosto di equilibrio. In questo caso la persona viene fatta restare in piedi a talloni uniti e occhi chiusi: in condizioni normali l'equilibrio viene mantenuto senza particolari aggiustamenti, mentre in caso di particolari patologie, soprattutto quelle cerebellari, l'individuo tende a barcollare fino, in alcuni casi, a cadere.

3.3.2 Test basati sull'utilizzo di sensori

Ai test basati sulla sola osservazione si sono nel corso degli anni aggiunti numerosi test in cui vengono utilizzati vari strumenti che sono utili a fornire una stima dei parametri di camminata quanto più precisa e libera da valutazioni soggettive.

In alcuni laboratori specializzati è possibile utilizzare un gran numero di sensori quali accelerometri, giroscopi, telecamere e trasduttori, per misurare ed analizzare i movimenti umani. I dati raccolti sono elaborati da opportuni software, che spesso descrivono il corpo umano come un insieme di corpi rigidi connessi tra loro: il movimento di uno di questi corpi influenza quello di tutti gli altri con interazioni neurologiche e meccaniche. Questi software si preoccupano di fondere tra loro le informazioni provenienti dai vari sensori e dai video ottenuti dalle telecamere, per estrapolare i parametri di interesse.

Un esempio di questi test sono quelli basati su video: in origine l'individuo veniva ripreso per mezzo di alcune telecamere e l'analisi era svolta solo successivamente per estrapolare alcuni dei parametri che sono stati descritti in precedenza. I primi a svolgere un'analisi della qualità del moto furono, nei primi anni del 900, Eadweard Muybridge e Étienne-Jules Marey: essi, utilizzando lo sviluppo fotografico, osservarono i primi particolari legati al movimento che non erano distinguibili ad occhio nudo. Negli ultimi anni si sono sviluppate anche nuove tecniche (fotogrammetria), che mirano a sostituire ulteriormente la componente umana: le riprese ottenute dalle telecamere vengono trattate direttamente da opportuni software che svolgono un'analisi più dettagliata [43].

Un altro esempio è quello dell'elettromiografia (EMG) che viene spesso utilizzata per l'analisi dei movimenti. L'attività dei muscoli viene misurata per mezzo di elettrodi sulla pelle oppure attraverso sonde intermuscolari aghiformi e sottocutanee. Il risultato sono segnali dai quali si possono ricavare utili pattern per identificare la velocità e anche per identificare la persona che sta camminando. Tuttavia se la camminata è piuttosto costante i pattern sono molto simili tra loro e non forniscono alcuna informazione. Questa tecnica permette anche di ottenere informazioni sulla funzionalità dei nervi periferici e di identificare potenziali malattie neurologiche. Anche se essa dimostra di essere di grande utilità, i sistemi per EMG attuali hanno lo

svantaggio di essere molto invasivi.

Si hanno molti esempi sullo studio della cinetica del corpo: misurando parametri quali il momento di inerzia, la massa, il centro di massa e le forze di reazione al suolo si cerca di calcolare le forze nelle giunture tra i vari corpi rigidi.

Già a partire dall'inizio del secolo scorso si usano sensori di pressione e di forza soprattutto per la valutazione dell'equilibrio: a questo proposito si registrano le componenti delle forze di reazione al suolo e il punto della loro applicazione [44]. Tipicamente vengono usati anche sensori di pressione posizionati in punti noti sul pavimento o sulle suole delle scarpe [45], per studiare la distribuzione di pressione sotto il piede durante una camminata.

Infine sensori elettromeccanici possono essere utilizzati per analizzare precise tempistiche di eventi. Ad esempio un sensore di pressione potrebbe aiutare ad individuare l'esatto momento in cui il tallone poggia per terra.

Oltre alla cinetica, si presta particolare attenzione anche alla cinematica, ovvero allo studio dei movimenti del corpo nello spazio considerando i suoi sei gradi di libertà (tre traslazionali e tre rotazionali): al contrario della cinetica, in questo caso non si presta attenzione alle forze che causano questi movimenti. I sensori utilizzati a tale scopo sono accelerometri, giroscopi e goniometri.

Nella direzione di un'analisi non invasiva, si usano anche sensori ambientali, che quindi non vengono nemmeno posti sul soggetto da analizzare ma sulle pareti dell'ambiente in cui egli si trova. Attraverso sensori quali quelli di movimento (PIR), di apertura di porte e finestre, di corrente sugli apparecchi elettrici è possibile ricavare uno schema di movimenti del soggetto. Ovviamente questo sistema è di gran lunga meno accurato e può dare solamente informazioni generiche. Inoltre, non è applicabile al caso in cui nell'ambiente siano presenti più di una persona.

In realtà anche l'utilizzo di sensori quali accelerometri, giroscopi e sensori di pressione appena descritti, ci porta verso un'analisi non invasiva, che non richiede la piena complicità dell'individuo: infatti, grazie al progressivo avanzamento tecnologico nella microelettronica, questi sensori vengono oggi fabbricati in tecnologia MEMS, e uniscono al basso costo un ingombro decisamente ridotto. Di solito, questi sensori vengono incorporati in sistemi indossabili, come quelli descritti nel

capitolo 1. L'applicazione di questi sistemi all'analisi della camminata viene descritta dettagliatamente nel prossimo paragrafo.

3.4 Sistemi indossabili per l'analisi della qualità della camminata

Sono già state messe in evidenza le motivazioni che renderebbero auspicabile lo sviluppo di un dispositivo indossabile per il monitoraggio della camminata: un monitoraggio ventiquattro ore su ventiquattro potrebbe fornire informazioni che nelle comuni analisi ambulatoriali, per gli aspetti psicologici e temporali ad esse associate, non è sempre possibile ottenere.

In questa direzione sono stati rivolti molti studi, e la letteratura degli ultimi anni è ricca di esempi.

Per sviluppare un sistema indossabile con questa funzionalità è ovvio che occorra utilizzare sistemi e sensori che siano poco invasivi: per questo motivo spesso si fa uso di sensori inerziali quali accelerometri o giroscopi, realizzati in tecnologia MEMS: in questo modo è possibile sviluppare sistemi veramente poco ingombranti, leggeri e a basso costo se confrontati con i tradizionali sistemi di analisi [46].

In [47] è descritto un sistema che si propone di valutare la quantità di attività attraverso due accelerometri biassiali disposti in modo tale da misurare le accelerazioni nelle tre dimensioni, da un microcontrollore e da una memoria EEPROM. Il sistema è posto nel centro di gravità del corpo (COG - Centre of Gravity): il risultato principale di questo studio è che esso dimostra come la velocità della camminata sia una variabile fondamentale per valutare il grado di indipendenza di una persona, e come la velocità di un soggetto decresca con il passare del tempo.

In [48] è descritto un sistema indossabile costituito da una rete di accelerometri e magnetometri triassiali, integrati in una maglietta e connessi ad un microcontrollore attraverso un'interfaccia seriale. Il sistema, che si propone di misurare accelerazioni ed angoli (pitch e roll) dei movimenti presenta una buona accuratezza, ma ha forse lo svantaggio di utilizzare numerosi sensori, incrementando il costo e l'ingombro.

Uno studio simile più recente è riportato in [49]: in questo caso, vengono utilizzati tre accelerometri biassiali per la classificazione real time di tre particolari posture, quella sdraiata, quella seduta e quella eretta, e per la misura della velocità, utilizzata soprattutto per la classificazione di diverse attività tra cui una semplice camminata, un'attività di jogging, e una corsa. Un dispositivo è indossato in cintura mentre gli altri due sono posizionati sulle cosce. Anche se l'accuratezza del sistema è molto elevata, l'uso di molti sensori su diverse parti del corpo riduce la reale indossabilità.

Come per i sistemi indossabili generici dei quali si è parlato nel primo capitolo, quindi, molto va fatto ancora nella direzione di dispositivi effettivamente indossabili e a basso consumo, per poter garantire la piena efficacia ed usabilità di questi sistemi.

Capitolo 4

Rivelazione della caduta

4.1 Motivazioni

La paura di cadere è uno dei principali problemi per l'indipendenza e il senso di sicurezza degli anziani. Le cadute sono infatti una delle prime cause di morte o ferite gravi nella popolazione anziana e la loro incidenza è veramente comune [50]: inoltre, è spesso molto difficile per una persona non assistita riuscire a tornare in posizione eretta dopo un evento di questo tipo.

Un sistema che possa automaticamente rivelare una caduta potrebbe inviare un segnale di allarme al personale di assistenza, ai parenti o ai servizi di emergenza ed in questo modo aiutare ad intervenire tempestivamente e a fornire immediato aiuto alla persona: si potrebbe così incrementare il senso di sicurezza nell'utilizzatore, che avrebbe la certezza di essere seguito in ogni momento.

Per questo motivo negli ultimi anni è cresciuto l'interesse scientifico e commerciale verso i sistemi di questo tipo: nei prossimi paragrafi, dopo una breve trattazione delle principali tipologie di cadute, verranno descritti alcuni sistemi utili alla loro rilevazione e ne verranno illustrati vantaggi e svantaggi.

4.2 Tipologie di cadute

E' bene chiarire fin da subito che non esiste un modo univoco di cadere. I movimenti che si compiono durante una caduta sono davvero vari e dipendono fortemente dalla situazione in cui ci si trova. L'importanza di questa considerazione sta nel fatto che per sviluppare un affidabile sensore di caduta occorre necessariamente avere una conoscenza approfondita di tutte le situazioni che si possono presentare, per studiare algoritmi e tecniche di rivelazione il più efficienti possibile. L'estrema casistica che si può presentare, tuttavia, impedisce spesso di sviluppare un algoritmo generale, che riesca da solo a rivelare efficacemente tutte le tipologie di cadute. Addirittura si può dire che, per quanto ci si sforzi di elencarle e studiarle tutte, sarà molto difficile arrivare a comprenderne la totalità: i movimenti individuali sono talmente vari che è impossibile prevederli tutti.

La soluzione sarà quindi quella dell'integrazione di diversi algoritmi o della più semplice focalizzazione su i più comuni tipi di cadute.

In [51] ne sono elencati i principali: durante il sonno (dal letto), da una sedia, da posizione eretta fino ad arrivare sdraiati sul pavimento, da un supporto (ad esempio uno sgabello). L'ultima classe riguarda principalmente le persone che lavorano, mentre per quanto riguarda la popolazione anziana si può dire che le più comuni siano le prime tre, sulle quali ci concentreremo quindi maggiormente.

Ciascuna di queste tipologie si compone di una serie di sottoazioni. La prima, ad esempio, è un processo composto da tre caratteristiche principali: all'inizio della caduta la persona è distesa nel letto, durante il corpo riduce la propria altezza, e alla fine il corpo è disteso sul pavimento vicino al letto. Analogamente possiamo descrivere la caduta da una sedia: all'inizio la persona è in posizione seduta, durante la sua testa si sposta verso il basso, cioè riduce la sua altezza e spesso segue un moto di caduta libera, ed infine, il corpo è disteso sul pavimento vicino alla sedia. Per quanto riguarda la caduta da posizione eretta si può dire che all'inizio la persona si trova in piedi, mentre durante la caduta il corpo si muove in una direzione particolare (in avanti, all'indietro a destra o a sinistra) e sia il centro di massa che la testa si muovono lungo lo stesso piano: la testa in particolare riduce la sua altezza similmente

al caso della caduta da una sedia; alla fine la persona si trova distesa a terra.

Ad ogni modo, è stato dimostrato [52] che le cadute avvengono principalmente nel terzo modo descritto: è quindi opportuno studiare e testare i sistemi di rivelazione della caduta soprattutto in quest'ultimo caso.

4.3 Classificazione dei sistemi per la rivelazione delle cadute

I sistemi per la rivelazione delle cadute possono essere classificati in tre grandi categorie [51]: sistemi basati su video, sistemi basati su sensori ambientali e sistemi indossabili. Ciascuna di queste tipologie presenta vantaggi e svantaggi che saranno elencati brevemente.

4.3.1 Sistemi basati su elaborazione video

I sistemi di rivelazione della caduta basati su elaborazione video si sono rapidamente diffusi negli ultimi anni grazie alla progressiva diminuzione del costo delle telecamere.

Per quanto riguarda gli algoritmi utilizzati, essi si dividono in genere in tre tipi: la rivelazione di inattività, l'analisi dei cambiamenti nella forma del corpo, e l'analisi del movimento tridimensionale della testa.

Il primo tipo si basa su un particolare comune a tutte le tipologie di caduta analizzate in precedenza: al termine di esse il soggetto è immobile a terra. A onor del vero, anche dopo la caduta l'individuo potrebbe muoversi, ma i suoi movimenti sarebbero comunque di un'intensità ridotta rispetto all'attività normale. Un esempio di questo tipo è riportato in [53]

La seconda tipologia di sistemi è invece generalmente dedicata alla rivelazione del tipo più comune di cadute ovvero quello da posizione eretta. In questo caso, infatti, si analizza la forma del contorno del corpo (silhouette), per rivelarne eventuali cambiamenti durante la caduta. Ad esempio, in [54] è illustrato il caso di una telecamera intelligente i cui dati vengono analizzati in locale su una FPGA tramite un algoritmo di PSO (Particle Swarm Optimization). La silhouette viene identificata con un rettangolo: quando l'altezza è più grande della larghezza significa che la persona

è in posizione eretta, mentre, al contrario, se la larghezza è maggiore dell'altezza la persona viene giudicata sdraiata. Se alla posizione eretta segue immediatamente una posizione coricata, questo cambiamento viene identificato come una caduta e viene generato un allarme locale.

Il terzo tipo, infine, analizza il movimento che compie la testa: infatti, in tutte i tipi di caduta a cui si è accennato in precedenza, si nota una particolare attenzione al movimento del capo, ed in particolar modo alla sua traiettoria veritica.

In generale, questi sistemi hanno il vantaggio di poter analizzare più aspetti contemporaneamente, e si prestano bene all'analisi remota e/o a posteriori dei dati. In letteratura sono poi spesso indicati come meno invasivi rispetto ad esempio ai sistemi indossabili, in quanto non devono essere posti sul corpo della persona ma sulle pareti dell'edificio dove questa vive. Questo è sicuramente vero in senso generale, tuttavia, dal punto di vista psicologico, i sistemi a telecamera non sono in genere ben tollerati, soprattutto dalle persona che non sono abituate alla tecnologia. Infatti, anche se nessun operatore osserva i video registrati, ma le informazioni vengono automaticamente elaborate da un computer, la telecamera è vista quasi sempre come una invasione della propria privacy: questi sistemi quindi soffrono di un basso grado di accettabilità. Inoltre, il loro set-up non è sempre semplicissimo e sebbene il costo delle videocamere si sia abbassato negli ultimi anni, esso rimane in generale comunque superiore a quello degli altri tipi di sensori.

4.3.2 Sistemi basati su sensori ambientali

In questo caso si utilizzano vari sensori ambientali distribuiti nell'edificio in cui la persona vive, con lo scopo di acquisire dati di diversa natura per rivelare un'eventuale caduta.

Un esempio è riportato in [55], dove vengono analizzati i pattern di vibrazione al suolo per decidere se è avvenuta una caduta. Il sistema utilizzato è basato su un sensore piezoelettrico che può essere posto direttamente sul pavimento.

Il vantaggio principale di questi sistemi è che essi sono davvero non invasivi. Non sono disposti sul corpo della persona e non hanno grossi impatti psicologici, trattandosi spesso di sensori che siamo ormai comunque abituati a vedere nelle nos-

tre case. Inoltre sono generalmente dispositivi a basso costo e che possono essere predisposti in modo semplice. Per contro, la rivelazione delle cadute fatta attraverso di essi soffre di un'elevata inaccuratezza e una bassa affidabilità: essa resta infatti abbastanza lontana dal 100 % di cadute rilevate, e vengono generati frequentemente falsi allarmi. Inoltre, in ambienti popolati da più individui, non è possibile identificare univocamente la persona caduta.

4.3.3 Sistemi basati su sensori indossabili

Sui sistemi indossabili ci siamo lungamente soffermati nel primo capitolo. I principi generali descritti precedentemente vengono ora applicati per rivelare gli eventi quali una caduta. Tipicamente si usano a questo scopo sensori che identifichino il moto di un soggetto o la sua postura.

Un esempio è riportato in [56]; in questo caso viene utilizzato un metodo di analisi della postura ottico: si tratta sostanzialmente di un interruttore a led, per cui quando l'indossatore passa da una posizione eretta a una orizzontale, il cammino della luce viene interrotto da una opportuna sfera, e il cambiamento viene rivelato. Il sistema è sufficientemente piccolo (104x60x28 cm) e pesa 98g senza le batterie. La durata delle batterie è garantita per una settimana. Il sensore risulta funzionare bene per le rivelazioni anche se è soggetto a frequenti falsi allarmi: questo è facilmente intuibile pensando al caso in cui una persona voglia semplicemente sdraiarsi e si dimentichi di togliere il sensore. Tuttavia, il sensore appare essere più robusto rispetto a meccanismi analoghi costruiti su interruttori al mercurio che tendono a rompersi durante la caduta stessa.

I sistemi indossabili, più diffusi sono però quelli che basano il loro funzionamento sullo studio del movimento personale: questi fanno generalmente uso di sensori inerziali, spesso realizzati in tecnologia MEMS. Tra questi è frequente l'uso di accelerometri per valutare i particolari pattern dei segnali di accelerazione durante una caduta. Per isolare questo evento si usano di solito meccanismi a soglia [57]. In particolare, si può osservare che durante una caduta si ha un picco nel modulo dell'accelerazione che spesso è molto più elevato di quelli registrati durante le altre attività. Tuttavia la rivelazione di questo picco non è sufficiente per garantire con buona si-

curezza che sia avvenuta una caduta, in quanto altre attività quali ad esempio dei salti o una corsa potrebbero produrre dei pattern di accelerazioni simili o con picchi addirittura più elevati: in [58] si suggerisce pertanto di far seguire al controllo del picco di accelerazione un controllo sull'orientamento del corpo. Tale controllo potrebbe essere fatto con sensori tipo giroscopi o goniometri, oppure con opportune elaborazioni sui dati ricavati dagli accelerometri stessi, come verrà illustrato nel prossimo capitolo.

In generale, una problematica importante che va affrontata in questo tipo di sistemi è quella del loro posizionamento: in [59], viene fatta un'analisi di efficacia di un sensore di caduta basato su accelerometri posto in tre differenti posizioni, sul polso, in cintura e sulla testa. Sebbene lo studio indichi che i migliori risultati sono ottenuti quando il sensore è posto sul capo del soggetto, questa posizione è senz'altro piuttosto scomoda dal punto di vista dell'effettiva indossabilità. Infatti è difficile pensare ad un oggetto di uso comune in cui eventualmente integrare il sensore. Probabilmente sarebbe molto più comodo pensare ad un sensore posto in cintura: come è riportato in questo studio, anche in questa posizione si hanno buoni risultati anche se non ottimi come nel caso della testa. Se il sensore viene posto sul polso, invece, sebbene sia il luogo in assoluto più comodo per l'indossabilità (si pensi ad esempio ad un orologio), si hanno prestazioni scarse in termini di efficacia di rivelazione delle cadute e riconoscimento di attività quotidiane e quindi di generazione di falsi allarmi.

Gli svantaggi di questi sistemi sono diversi: innanzitutto, occorre un disegno molto attento per evitare che essi siano invasivi per la persona che li porta e quindi che il fastidio provocato comporti una bassa accettabilità del dispositivo; un altro rischio in cui si incorre è quello che il sistema modifichi in modo considerevole le abitudini del soggetto, arrecando più danni di quanti benefici porti ed anche mascherando eventi rilevanti. Inoltre, occorre fare in modo che il funzionamento del dispositivo non sia legato alla posizione in cui questo viene indossato, come invece spesso accade: in caso contrario, infatti, siccome la condizione di dover mantenere il sistema in una specifica posizione è difficilmente mantenibile per lunghi periodi di tempo, si avrebbe un elevato tasso di falsi allarmi, che ne pregiudicherebbero l'effettiva usabilità.

I vantaggi sono però altrettanto importanti: innanzitutto, la messa in opera dei dispositivi indossabile è generalmente molto semplice, e grazie agli studi compiuti

negli ultimi anni anche le loro interfacce possono essere utilizzate anche da personale non esperto. Inoltre sono generalmente dispositivi poco costosi.

In ogni caso un progetto accurato del sistema che ne garantisca l'effettiva e comoda indossabilità e, dal punto di vista applicativo, un'elevata affidabilità, farebbe di questi dispositivi il caso più interessante, soprattutto per la possibilità di essere indossati ventiquattro ore su ventiquattro e di essere operativi in ogni luogo e non solo in quelli attrezzati, cosa che evidentemente non è possibile per i sistemi basati su video e su sensori ambientali. Per tutti questi motivi, sono anche quelli più studiati e citati nella letteratura degli ultimi anni.

4.4 Sistemi disponibili sul mercato

Sul mercato esistono già alcuni esempi di sensori di caduta. Particolarmente interessanti sono quelli proposti da Tunstall [60] e Alert One [61]. Entrambi i dispositivi ricadono nella categoria dei sistemi indossabili e fanno uso di accelerometri di tipo MEMS per analizzare il moto personale.

Il primo dispositivo ha dimensioni pari 75x53x28mm e pesa 75g, mentre il secondo 56.6x69.8x14.5mm e pesa solo 56g.

Il secondo, riguardo al quale sono presenti più dettagli tecnici, utilizza una modalità di risparmio energetico interessante, a frequenza di campionamento dei dati di accelerazione variabile: attraverso dei meccanismi a soglia, il sistema si accorge di essere nella situazione di una possibile caduta e quindi analizza i dati in modo più accurato; viceversa, quando l'attività è normale il campionamento può essere ridotto e molte della capacità di elaborazione e calcolo può essere risparmiata in favore di consumi più bassi.

Per quanto riguarda i consumi, questi non sono indicati con precisione. Entrambi i prodotti indicano una durata delle batterie di 6 mesi, ma non specificano in quali condizioni operative questo dato sia stato ricavato, e con quale frequenza di utilizzo.

Il grosso limite di entrambi i prodotti è che essi sono concepiti per funzionare in un sistema proprietario: la comunicazione con il sistema centrale è basata su un protocollo chiuso incidendo negativamente sull'espandibilità del sistema stesso e sul

costo del sistema stesso, in quanto l'utente è obbligato ad utilizzare solamente gli altri prodotti della stessa casa produttrice.

4.5 L'analisi della camminata per la prevenzione della caduta

Esiste un'elevata correlazione tra l'analisi della qualità della camminata, di cui si è parlato nel precedente capitolo, e la rivelazione delle cadute. In primo luogo quest'ultima può essere considerata un caso particolare dell'analisi generale. Infatti la rivelazione delle cadute segue spesso tutte le metodologie moderne dell'analisi del movimento umano, con lo scopo particolare di rivelare uno specifico pattern, quello della caduta appunto.

Tuttavia, la connessione tra questi due argomenti può essere considerata anche da un altro punto di vista. Infatti, uno dei principali rischi di caduta è rappresentato da una camminata non normale e da una difficoltà nel mantenere l'equilibrio. Un sistema che possa analizzare la qualità del moto e l'equilibrio potrebbe quindi non solo rivelare ma addirittura prevenire la caduta, minimizzando i rischi ad essa connessi.

Per fare qualche esempio, in [62] è riportato uno studio in cui si usano sensori indossabili, basati su accelerometri, dai quali vengono estratti dati ricavati durante alcuni test, come ad esempio il Timed Get-Up and Go, che hanno dimostrato avere una buona correlazione con il rischio di caduta.

Altri studi sono riportati in [63][64]: tutti si occupano di calcolare un fattore di rischio a partire da molte variabili (età, storia di cadute precedenti ecc.), ma soprattutto basandosi sui dati biomeccanici del movimento individuale già descritti nel capitolo precedente.

In conclusione, dato che i metodi per la rivelazione della caduta sono essenzialmente gli stessi che vengono utilizzati per l'analisi della qualità della camminata, e siccome quest'ultima fornisce anche un valido strumento per l'analisi e il calcolo di un rischio di caduta, è opportuno utilizzare sistemi che possano contemporaneamente e in tempo reale fornire indicazioni sia sull'eventuale caduta avvenuta, sia preventivamente sulla probabilità che questa avvenga. Tra tutti i sistemi di caduta analizzati

quelli più adatti a questo scopo appaiono essere i sistemi indossabili, essendo quelli che si prestano meglio all'elaborazione real-time dei dati.

Capitolo 5

Sviluppo di un sensore indossabile

5.1 Obiettivi

Lo scopo del lavoro svolto durante il corso di Dottorato è quello di implementare una piattaforma indossabile per il monitoraggio personale in applicazioni di Ambient Assisted Living.

I requisiti generali che deve avere questa piattaforma, quale che sia la sua implementazione sono gli stessi descritti per i sistemi indossabili 'general purpose' con l'aggiunta di quelli richiesti dai sistemi per applicazioni AT e AAL.

Quindi, essa dovrà essere leggera, poco ingombrante ed avere bassi consumi che, considerando il caso peggiore di utilizzo ventiquattro ore su ventiquattro, garantiscano un'autonomia almeno mensile. Inoltre per garantire la mobilità dell'indossatore, dovrà essere inserito in una rete wireless più ampia, che permetta al nodo mobile di comunicare con un sistema centrale, rappresentato da un pc-server. Sia la rete nel suo complesso, sia la singola piattaforma dovranno essere facilmente espandibili ed aperte, in modo da poter eventualmente integrare in modo semplice ed immediato altri dispositivi e funzionalità. Infine, dovranno essere facili da utilizzare e gestite tramite una semplice interfaccia.

A questi requisiti occorre aggiungere che il sistema wireless dovrà essere concepito per essere integrato nel sistema di automazione domestica CARDEA, del

quale abbiamo accennato nell'introduzione a questo lavoro. Questo permette di poter sviluppare nuove funzionalità, anche tramite processi di 'data fusion', e di raggiungere, per quelle già presenti, un'elevata affidabilità tramite l'uso di una naturale ridondanza dei dati.

Per quanto riguarda la piattaforma indossabile, essa può essere disegnata in diversi modi, ma si possono individuare tre sezioni che devono essere sempre presenti: una sezione contenente uno o più sensori, una di elaborazione dei dati ed una di trasmissione delle informazioni a radiofrequenza. La scelta di lasciare l'elaborazione dei dati a bordo del nodo indossabile, piuttosto che inviare i dati grezzi al sistema centrale e sfruttare così la maggiore potenza di calcolo del microprocessore del pc-server, è dettata dalla necessità di salvaguardare i consumi di potenza e quindi limitare le trasmissioni wireless, essendo questo contributo, in generale, quello maggiore alla corrente assorbita dall'alimentazione.

Un primo modo per realizzare questa piattaforma è quello di utilizzare elementi commerciali. Data l'importanza che rivestono la rivelazione della caduta e l'analisi della qualità della camminata, che è stata messa in evidenza nei capitoli precedenti, si è scelto di concentrarsi in primo luogo su queste funzionalità. A questo scopo si è scelto di utilizzare come sensore principale un accelerometro fabbricato in tecnologia MEMS: questo sensore è infatti alla base di molti algoritmi che tentano di effettuare entrambe queste analisi. Inoltre, grazie all'evoluzione tecnologica, i sensori fabbricati in questa tecnologia coniugano sempre più piccole dimensioni e consumi ridotti a bassi costi, diventando i naturali candidati per sistemi quali quelli indossabili.

Da quanto detto nei precedenti capitoli, si è scelto di posizionare la piattaforma in cintura: infatti, questo è risultato essere il compromesso migliore tra l'efficacia e l'affidabilità degli algoritmi di rivelazione della caduta, e l'effettiva indossabilità dell'oggetto. Inoltre, questo è anche il luogo ideale per l'analisi della qualità della camminata in quanto si trova piuttosto vicino al centro di massa del corpo.

Per quanto riguarda la trasmissione a radio frequenza, si è scelto di indirizzare il lavoro verso lo standard emergente ZigBee/IEEE 802.15.4, soprattutto per i suoi bassi consumi e costi: sfruttando questa comunicazione, inoltre, si è voluto affiancare alle funzionalità di analisi del movimento la possibilità di ottenere una localizzazione in

ambiente chiuso, che è molto importante anche per poter dare soccorso tempestivo all'utilizzatore.

Pertanto, nei prossimi paragrafi verrà dapprima descritta l'infrastruttura di rete predisposta, e quindi verranno illustrati alcuni algoritmi implementati e testati durante questo lavoro di tesi, per ottenere le funzionalità elencate precedentemente. Infine, verranno descritti due primi prototipi di piattaforma sviluppati, basati su hardware diversi, dai quali sono state tratte le indicazioni utili al progetto del nodo indossabile proposto.

5.2 Rete wireless implementata

La rete wireless implementata si basa sul protocollo di comunicazione ZigBee/IEEE 802.15.4.

La topologia di rete ideata per la gestione della piattaforma indossabile è rappresentata in figura 5.1:

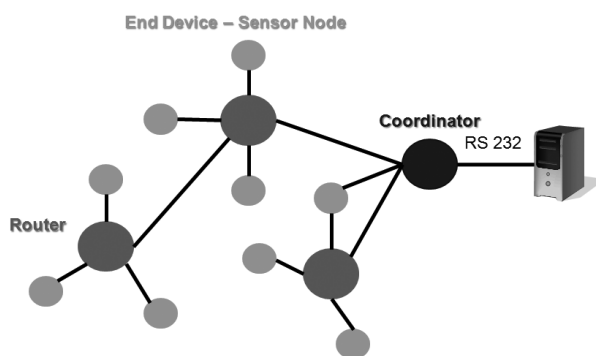


Figura 5.1: Schema di principio dell'infrastruttura di rete wireless

Il nodo coordinatore della rete è collegato, tramite un'interfaccia seriale RS-232, ad un pc-server sul quale sarà presente un applicativo capace di pilotare tutte le funzionalità della rete.

Attualmente non è ancora disponibile un'implementazione del profilo standard per le applicazioni medicali: tuttavia, in questo modo, il sistema indossabile è già

predisposto per il suo futuro utilizzo, e l'aggiornamento in questo senso non dovrebbe richiedere particolari sforzi.

Per poter utilizzare ZigBee quindi è stato necessario sviluppare un semplice profilo 'ad-hoc' che si compone di soli due cluster, i messaggi di sistema (SYS_MSG), e i messaggi di allarme (ALM_MSG). La prima tipologia ha un duplice scopo: in primo luogo attraverso questi messaggi i nodi comunicano al sistema centrale informazioni utili alla gestione della rete, secondariamente il coordinatore può utilizzarli per comunicare opportuni comandi ai restanti nodi della rete. La seconda tipologia racchiude invece tutti i messaggi di allarme, come ad esempio quello della caduta o eventuali allarmi richiesti dall'utente in prima persona attraverso la pressione di un opportuno pulsante.

5.2.1 Localizzazione in ambiente chiuso

E' particolarmente interessante esplorare la possibilità di implementare una funzionalità di localizzazione all'interno di edificio sfruttando la comunicazione wireless necessaria per lo scambio dei dati tra il sistema centrale e il sensore. In questo modo potremmo aggiungere un'importante funzionalità senza incrementare il numero dei sensori necessari.

La localizzazione in reti di sensori wireless è argomento su cui si concentrano numerosi studi. In particolare, essa può essere basata su diverse tecniche [65]: l'angolo di arrivo del segnale incidente (Angle of Arrival - AOA), il tempo di arrivo di un segnale trasmesso da un dispositivo mobile verso una stazione base (Time of Arrival - TOA) e la misura della potenza ricevuta (Received Signal Strength Indicator - RSSI). Un altro parametro utilizzato è il cosiddetto Link Quality Indicator (LQI) [66]: esso è legato alla probabilità con la quale i pacchetti vengono ricevuti.

Se sia meglio l'utilizzo dell'indicatore di LQI o quello di RSSI è ancora oggetto di discussione: questo è soprattutto dovuto al fatto che non esiste ancora una definizione univoca per il LQI [67], e non è quindi nemmeno possibile determinare con certezza se tale valore sia correlato o meno con quello di RSSI.

Ad ogni modo, dai lavori presentati in letteratura, appare che il calcolo della localizzazione in ambienti chiusi utilizzi tecniche basate principalmente su il parametro di

RSSI [68][69], e che questi garantiscono buone prestazioni e comunque ampiamente sufficienti per l'applicazione alla quale si rivolge questo lavoro.

5.3 Rivelazione della caduta

5.3.1 Osservazioni preliminari

Come affermato precedentemente, il sensore principale presente nella piattaforma indossabile è un accelerometro triassiale fabbricato in tecnologia MEMS.

Come mostrato nel precedente capitolo, molti sistemi di rivelazione della caduta presenti in letteratura che fanno uso di sensori di accelerazione, si basano su algoritmi a soglia il cui scopo è spesso quello di rivelare il caratteristico picco di accelerazione che si osserva durante l'atto del cadere e che, tipicamente, si presenta superiore in modulo alle accelerazioni misurabili durante le normali attività.

Come indicato in [58], questo non è sufficiente a garantire una rivelazione affidabile in quanto altre attività potrebbero comunque presentare picchi nel segnale di accelerazione anche superiori a quelli misurabili durante la caduta: è quindi necessario far seguire a questo controllo una misura dell'orientamento del corpo. Infatti, durante il tipo più comune di cadute, l'individuo è dapprima in posizione eretta e al termine della caduta si ritrova in posizione sdraiata: l'utilizzo di questi due metodi insieme permette di rivelare in modo decisamente più affidabile se l'evento sia una effettiva caduta oppure no. A prova di queste affermazioni, in figura 5.2 sono riportati i segnali di accelerazione ricavati durante una camminata a ritmo elevato intervallata da tre salti in successione, affiancati dalla misura dell'angolo formato tra il corpo dell'utilizzatore e l'asse verticale; in figura 5.3, è invece illustrato il caso di un effettiva caduta. Si può facilmente notare che il modulo dell'accelerazione è molto più elevato nel caso dei salti e solo la misura successiva dell'angolo del busto, che nel caso dei salti resta costante e pari a 0 gradi mentre nella caduta cambia in 90 gradi, può discriminare correttamente i due eventi.

Quindi per l'implementazione di questo algoritmo servono sia misure di accelerazioni sia misure di angolo. Queste ultime potrebbero essere ottenute semplicemente attraverso l'uso di altri sensori quali giroscopi o goniometri. Tuttavia, per limitare

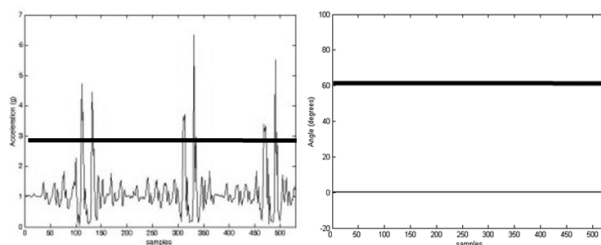


Figura 5.2: Segnali di accelerazione e angolo del corpo rispetto alla verticale durante alcuni salti

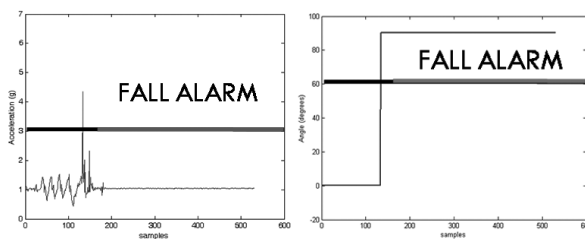


Figura 5.3: Segnali di accelerazione e angolo del corpo rispetto alla verticale durante una caduta

i costi e l'ingombro si è scelto di utilizzare un approccio a singolo sensore, utilizzando anche per questa misura lo stesso accelerometro usato per la rivelazione del picco. Questo algoritmo per il calcolo dell'orientamento basato sulle misure di accelerazione è illustrato nel prossimo paragrafo.

5.3.2 Calcolo dell'orientamento del corpo

La stima dell'orientamento del corpo attraverso le misure di accelerazione si basa sul fatto che gli accelerometri MEMS hanno la peculiarità di riuscire a fornire due tipi diversi di dati: da un lato, ed è lo scopo per il quale sono tipicamente utilizzati, essi misurano le accelerazioni generate dal movimento del corpo al quale sono collegati. Chiameremo questo tipo di segnali accelerazioni 'dinamiche'. Tuttavia essi misurano intrinsecamente anche l'accelerazione di gravità, che si sovrappone agli

altri segnali acquisiti: chiameremo questa componente 'statica' in quanto essa è sempre presente indipendentemente dal movimento del corpo ed è invariante una volta fissato il sistema di riferimento. L'accelerazione statica è quindi una sorta di offset per l'accelerometro e il suo modulo è sempre pari a $1g$, dove $g = 9.81m/s^2$. Questa componente è alla base dell'algoritmo per il calcolo dell'orientamento del sensore nello spazio.

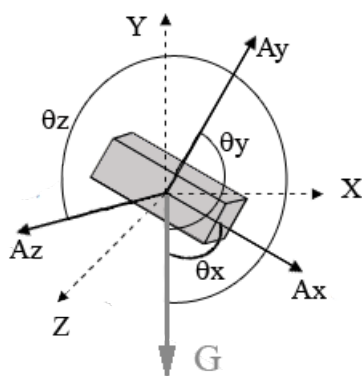


Figura 5.4: Sensore di accelerazione nello spazio

Infatti consideriamo il sensore disposto nello spazio: con riferimento alla figura 5.4 è possibile calcolare l'angolo che ciascun asse del sensore forma con la verticale. Infatti dati due vettori $V_1 (V_{1x}, V_{1y}, V_{1z})$ e $V_2 (V_{2x}, V_{2y}, V_{2z})$ è possibile calcolare il loro prodotto scalare come:

$$T = V_1 \cdot V_2 = V_{1x}V_{2x} + V_{1y}V_{2y} + V_{1z}V_{2z} \quad (5.1)$$

è noto altresì che, detto θ l'angolo compreso tra V_1 e V_2 , si può scrivere:

$$T = V_1 \cdot V_2 = |V_1| |V_2| \cos\theta \quad (5.2)$$

quindi

$$\theta = \operatorname{acos} \frac{V_{1x}V_{2x} + V_{1y}V_{2y} + V_{1z}V_{2z}}{|V_1||V_2|} \quad (5.3)$$

Quindi, sempre con riferimento alla figura 5.4, se si vuole calcolare, per esempio, l'angolo che l'asse A_x del sensore forma con la verticale, detto $A_g (A_{gx}, A_{gy}, A_{gz})$ il vettore di accelerazioni misurate dal sensore stesso e composto dalle proiezioni del vettore G sui suoi assi, e $U_{Ax} (U_{Ax_x}, U_{Ax_y}, U_{Ax_z})$, il versore corrispondente all'asse A_x del sensore, si ha che

$$\theta_x = \operatorname{acos} \frac{A_{gx}U_{Ax_x} + A_{gy}U_{Ax_y} + A_{gz}U_{Ax_z}}{|A_g||U_{Ax}|} \quad (5.4)$$

Considerando, infine, che il versore U_{Ax} ha coordinate (1,0,0) e modulo sempre pari a 1, mentre il modulo del vettore A si avvicina ad 1 ma non lo sarà mai a causa degli errori di misura, di elaborazione e del rumore, si può scrivere

$$\theta_x = \operatorname{acos} \frac{A_{gx}}{\sqrt{A_{gx}^2 + A_{gy}^2 + A_{gz}^2}} \quad (5.5)$$

Lo stesso principio può essere seguito per il calcolo del cambiamento di orientamento nel tempo.

Si consideri a questo scopo la figura 5.5

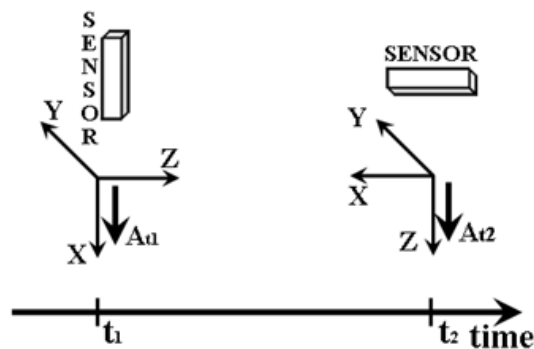


Figura 5.5: Cambiamento di inclinazione tra il tempo t_1 e il tempo t_2

Nel sistema di riferimento fisso, cioè l'ambiente nel quale si trova il sensore, le componenti dei vettori A_{t_1} e A_{t_2} , che rappresentano l'accelerazione di gravità, sono identiche. Tuttavia, se si considerano i sistemi di riferimento mobili, riferiti quindi al sensore stesso, queste componenti variano e sono diverse nei due istanti successivi t_1 e t_2 . Nel caso particolare mostrato in figura 5.5 avremo $A_{t_1} (1,0,0)$ e $A_{t_2} (0,0,1)$. Applicando l'equazione 5.3 otteniamo correttamente un angolo di 90 gradi.

A questo punto è bene fare alcune osservazioni. Come detto, un accelerometro MEMS, riesce a misurare sia le accelerazioni dinamiche sia quelle statiche: in condizioni normali, le due tipologie di dati si sovrappongono e sono difficilmente distinguibili. Occorre quindi estrapolare la componente statica, per poter applicare l'algoritmo per il calcolo degli angoli appena illustrato. Per fare questo è sufficiente filtrare passa basso i dati di accelerazione, siccome l'accelerazione gravitazionale non è altro che la componente in continua dell'accelerazione misurata. A questo scopo, come indicato in letteratura, è sufficiente mediare i dati di accelerazione su un secondo di acquisizione. Ovviamente occorre predisporre un intervallo di campionamento opportuno per avere abbastanza valori su cui mediare: tale intervallo non è indicato ed è necessario fare qualche prova sperimentale per poterlo fissare. Nelle prove svolte durante questo lavoro di tesi si è visto che anche prendendo solo 62 campioni, corrispondenti ad un tempo di campionamento di 16ms, l'algoritmo funziona correttamente.

5.3.3 Implementazione dell'algoritmo

Il diagramma di flusso dell'implementazione dell'algoritmo per la rivelazione delle cadute proposto è mostrato in figura 5.6

L'algoritmo inizia con la lettura delle tre componenti accelerazione misurate dal sensore. Viene quindi calcolato il modulo dell'accelerazione per valutare l'eventuale presenza del picco che sappiamo essere indicatore, tra le altre cose, di una caduta. Se il picco viene evidenziato, cioè se il modulo è superiore a un certo valore, che in letteratura viene indicato essere 3g, si procede al calcolo dell'orientamento del sensore, altrimenti si continua con la lettura dei dati. Per limitare la complessità dei

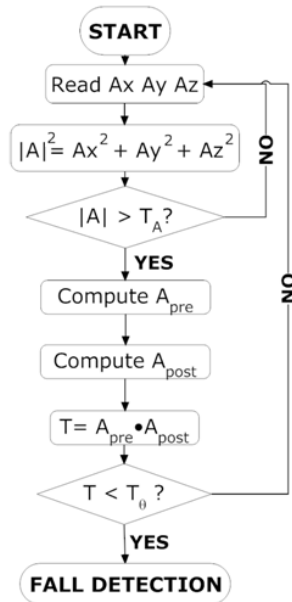


Figura 5.6: Diagramma di flusso dell'algorithmo di rivelazione della caduta

calcoli, invece di utilizzare il modulo, si è scelto di confrontare il modulo al quadrato con una soglia (T_A), il cui valore sarà quindi pari a $9g^2$.

Da quanto illustrato nel paragrafo precedente, si evince che per valutare il cambio di orientamento nel corpo di una persona occorre valutare il prodotto scalare tra l'accelerazione statica prima (A_{pre}) e dopo (A_{post}) la caduta: innanzitutto quindi, bisogna estrarre le componenti delle accelerazioni statiche. A questo scopo si prende come riferimento l'istante in cui si osserva il picco di accelerazione che chiameremo t , e si calcola ciascuna delle componenti di (A_{pre}) ($(A_{prex}), (A_{prey}), (A_{prez})$) come media delle componenti di accelerazione dall'istante $t - 1.5s$ all'istante $t - 0.5s$. Per effettuare questo calcolo è necessario di memorizzare un certo numero di componenti dei segnali prima dell'avvenuta del picco: sarà quindi predisposto un buffer circolare che verrà riempito mano a mano che le accelerazioni vengono lette e avrà dimensioni tali da mantenere valori per 1.5s.

Analogamente le componenti di (A_{post}) ($(A_{postx}), (A_{posty}), (A_{postz})$), saranno cal-

colate sull'intervallo $t + 0.5s$ e $t + 1.5s$, ma in questo caso non vi è ovviamente la necessità di predisporre alcun buffer.

Una volta ottenuti (A_{pre}) e (A_{post}), si può applicare la formula 5.3. Se l'angolo è superiore ad un certo valore di soglia, verrà inviato un allarme per l'avvenuta caduta, in alternativa si riprenderà il normale ciclo di lettura. Analogamente al caso della rivelazione del picco, per semplificare i conti, si è scelto di non arrivare al calcolo dell'angolo, ma di applicare una soglia (T_θ) direttamente al coseno dell'angolo cercato.

I vantaggi di questo approccio sono molteplici: oltre all'utilizzo di un solo sensore, è opportuno notare che il funzionamento dell'algoritmo è indipendente da come viene indossato il sensore. Infatti l'approccio di valutazione del cambio di orientamento è differenziale: non viene valutata la posizione rispetto ad un sistema di riferimento fisso, ma l'orientamento al termine della caduta è confrontato con quello del busto prima della stessa. Questo garantisce di non essere vincolati ad indossare il sensore in uno specifico modo, e quindi risolve uno dei principali problemi imputabili ai sistemi indossabili.

5.4 Analisi qualitativa della camminata

L'importanza dell'analisi della qualità della camminata è già stata messa in evidenza nel capitolo precedente, ed in particolare potrebbe risultare utile in diversi campi: in primo luogo potrebbe essere uno strumento per valutare lo stato di avanzamento di alcune patologie, in secondo luogo potrebbe essere utilizzato nella segnalazione preventiva della caduta.

Durante questo lavoro di tesi è stato studiato un nuovo metodo per l'analisi dell'equilibrio, basato sull'osservazione delle oscillazioni del busto durante una camminata.

L'approccio seguito si fonda sul calcolo angolare illustrato nei precedenti paragrafi. In particolare si calcola l'angolo di inclinazione del busto rispetto ai tre vettori del sistema di riferimento dell'ambiente in cui ci si muove, seguendo la formula 5.5.

In generale questo algoritmo dipende da come il sensore viene indossato: per mantenere l'indipendenza, è stata prevista una fase iniziale (fase di training) per valutare la posizione di partenza del sistema. Gli angoli vengono quindi calcolati per confronto rispetto a quelli di training, che sono considerati come un offset.

In figura 5.7 è mostrato il funzionamento di principio dell'approccio.

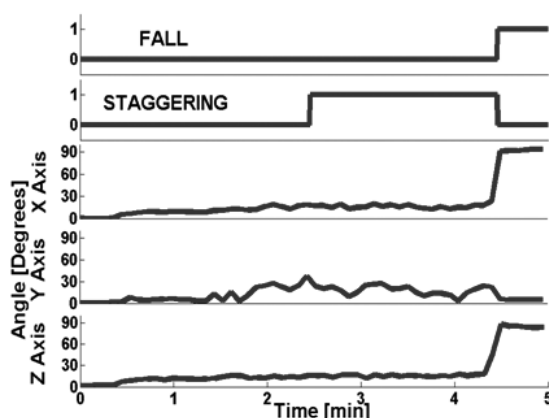


Figura 5.7: Funzionamento di principio dell'approccio di analisi qualitativa della camminata proposto

In particolare, sono mostrati i segnali di accelerazione misurati e gli angoli calcolati rispetto i tre assi. La prova si è svolta in questo modo: per i primi trenta secondi l'indossatore era fermo, quindi ha cominciato a camminare normalmente per circa un minuto, e quindi ha simulato una camminata barcollante lungo la direzione trasversale a quella del moto (asse y in figura). Infine, dopo circa 4 secondi e mezzo dall'inizio del test è caduto. Come si può facilmente osservare la camminata barcollante viene indicata piuttosto chiaramente da un aumento dell'angolo soprattutto nella direzione y. Questo evento, al pari della caduta, potrebbe essere segnalato tramite un opportuno allarme di *staggering*.

5.5 Un primo prototipo

5.5.1 Descrizione generale

Un primo prototipo di nodo indossabile progettato durante questo lavoro di tesi e sul quale si possono implementare le funzionalità appena descritte è mostrato in figura 5.8:

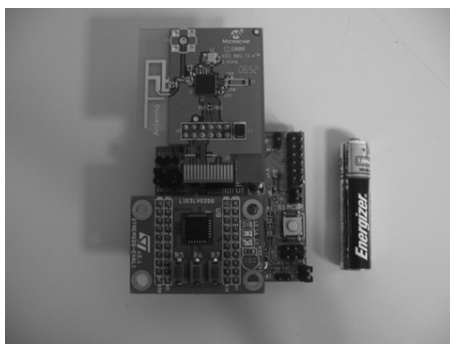


Figura 5.8: Primo prototipo di sensore indossabile

Il sistema proposto era basato su due differenti kit di sviluppo: da un lato, per la funzionalità wireless era stata scelta la soluzione fornita da Microchip Technology Inc. [70], che produce un transceiver (MRF24J40) conforme allo standard IEEE 802.15.4 e fornisce una serie di librerie che implementano uno stack ZigBee gratuito da utilizzarsi su microcontrollore (PIC18LF4620), dall'altro per l'analisi della camminata e la rivelazione della caduta viene invece utilizzata una scheda (STEVALLIFS001V1) prodotta da ST Microelectronics [71], che monta un accelerometro MEMS (LIS3LV02DQ).

Per quanto riguarda il sensore, si tratta di un accelerometro capacitivo triassiale. Il fondo scala è selezionabile tra $\pm 2g$ e $\pm 6g$ e la rappresentazione dei dati tra 12 o 16 bit. Questo dispositivo mette a disposizione quattro data rate diversi (40Hz, 160Hz, 640Hz, 2560Hz) e un'interfaccia SPI o I²C.

Ad esempio, per l'implementazione dell'algoritmo di rivelazione della caduta si è selezionato un fondo scala di $\pm 6g$, una risoluzione di 12bit (circa 3mg) e un data rate

di 160Hz. Durante questa implementazione i dati venivano campionati ogni 16ms.

La scheda progettata si occupava sostanzialmente di fornire un'interfaccia tra la daughter board con alloggiato il transceiver e quella che porta l'accelerometro: su di essa era poi posto il microcontrollore, sul quale erano contemporaneamente implementati sia lo stack ZigBee, sia l'elaborazione dei dati letti dall'accelerometro. Se si pensa alla struttura indicata per la piattaforma indossabile questa realizzazione lascia completamente separate le tre sezioni (RF, sensori, elaborazione), in quanto queste vengono realizzate su tre chip distinti e differenti. Oltre a queste caratteristiche base, sulla scheda era presente anche un pulsante, che poteva venire utilizzato dall'indossatore per richiede aiuto in qualsiasi momento, e un led di controllo.

Lo scopo di questo primo sviluppo era sostanzialmente di indicare una stima quanto più accurata possibile, dei consumi e dell'ingombro del dispositivo finale, oltre ad essere una solida base di test per gli algoritmi descritti precedentemente.

Le dimensioni di questo prototipo sono 50x50x30mm, quindi assolutamente confrontabili con quelle dei sistemi in commercio, e il peso era di 78 g considerando anche le batterie (due pile di tipo AAA).

5.5.2 Consumi di potenza

I consumi di potenza sono stati calcolati nel caso in cui a bordo del microcontrollore fosse implementato lo stack ZigBee, l'algoritmo per il riconoscimento delle cadute e il firmware di gestione dell'allarme utente. Le condizioni operative considerate sono quelle di transceiver sempre spento: infatti, era previsto che questo si accendesse solo nel caso in cui l'utente premesse il pulsante di chiamata o nel caso di una caduta. Ogni volta che il transceiver si accendeva, veniva forzato un rejoin alla rete, in modo da garantire che se il dispositivo muovendosi avesse perso il contatto con il nodo padre, potesse acquisirne uno nuovo e fare comunque ancora parte della rete. In queste condizioni, la potenza dissipata era 18.5mW, con alimentazione a 3.3V, il che significa una corrente assorbita pari a 5.6mA. Considerando una batteria di tipo AA (capacità di 2600mAh), riferendosi al caso peggiore di un uso ininterrotto ventiquattro ore su ventiquattro, questo significa un'autonomia di circa venti giorni. Nel caso di una batteria di tipo AAA (capacità di 1000mAh) questa si riduce a circa 7 giorni.

5.5.3 Principali limiti

Sebbene questa piattaforma sia servita per testare le prime implementazioni degli algoritmi e per validare l'approccio di base, essa aveva anche importanti limiti che ne hanno consigliato l'abbandono.

In primo luogo, questa soluzione aveva il difetto che, al tempo dello sviluppo, lo stack fornito da Microchip non era completamente conforme alle specifiche ZigBee, ed in particolare non supportava la possibilità di gestire dispositivi mobili nella rete. Questo era dovuto soprattutto al fatto che non era previsto il rejoin alla rete. Sono state quindi previste modifiche, a livello applicativo, per implementare anche questa funzione, e garantire che il nodo potesse spostarsi nella rete, ma il fatto che questo non fosse previsto ai livelli bassi dello stack comportava comunque tutta una serie di inefficienze e di problemi a livello di rete. Ad esempio, poteva facilmente capitare che un nodo mobile avesse allo stesso momento più indirizzi a 16 bit, ciascuno dei quali fornito dai diversi nodi ai quali si legava durante il suo spostarsi nella rete.

Tuttavia, il problema maggiore di questa soluzione, è stata l'impossibilità di implementare un'affidabile funzionalità di localizzazione. Sono state svolte numerose prove per determinare quale fosse la tecnica migliore, se quella basata su RSSI o quella basata su LQI. Tuttavia, a causa di errori nel datasheet del transceiver, non è stato possibile ricavare entrambi i parametri dal livello MAC e, in ogni caso, definire con precisione quale dei due si stesse utilizzando. Solo in un secondo momento si è scoperto che l'unico parametro che si poteva estrarre era il RSSI. In ogni caso, le misure svolte su questo parametro non hanno portato risultati soddisfacenti a causa dell'elevata variabilità temporale e spaziale del parametro estratto. Questo può essere imputato almeno parzialmente anche al fatto che i moduli forniti da microchip utilizzavano un'antenna patch, che non era pienamente omnidirezionale, caratteristica indispensabile per una localizzazione accurata.

5.6 Un secondo prototipo

5.6.1 Una soluzione alternativa per ZigBee: la famiglia CC243x

Lo sviluppo di questo secondo prototipo risponde alla necessità fondamentale di trovare un rimedio ai problemi di stack ZigBee e di localizzazione descritti nel precedente paragrafo. A questo proposito, un'interessante soluzione è l'utilizzo dei SoC (CC2430-CC2431) prodotti da Texas Instruments [72]. Entrambe le soluzioni comprendono, in un unico chip, una sezione radio capace di comunicazioni conformi al protocollo IEEE 802.15.4, e un microcontrollore sul quale può essere scaricato il protocollo ZigBee fornito dalla stessa casa produttrice. In questo caso, contrariamente al caso Microchip, lo stack è completo e prevede tutte le funzionalità principali previste dal protocollo. Ancora più interessante è però la presenza, nella versione denominata CC2431, di un motore di localizzazione (location engine), che utilizza il RSSI per effettuare la localizzazione all'interno di un edificio. Si tratta di un dispositivo direttamente implementato nell'hardware del SoC. L'algoritmo di localizzazione e il modo nel quale questo viene gestito nello stack verranno illustrati nel paragrafo seguente.

Questa soluzione quindi implementa l'architettura generale della piattaforma wireless individuata all'inizio unendo insieme la parte RF e la parte di elaborazione dei dati, mentre viene mantenuta a se' stante la sezione dei sensori. Infatti sullo stesso microcontrollore presente all'interno dei SoC, è possibile implementare anche gli algoritmi di analisi della camminata e rivelazione della caduta. Questa soluzione quindi va anche nella direzione di una maggiore compattezza e di un minor ingombro.

Texas Instruments mette a disposizione un kit di sviluppo che comprende diverse tipologie di schede a circuito stampato. In particolare, per lo sviluppo di questo lavoro di tesi ne sono state utilizzate due al fine di provare l'approccio prima dello sviluppo del prototipo definitivo: la SmartRF04EB, una scheda complessa che prevede diverse interfacce, tra cui quella USB, per la programmazione e l'alimentazione, e quella seriale per la comunicazione verso l'esterno, e la Battery Board una scheda molto semplice nella quale è presente solo l'alloggiamento per due batterie di tipo AA, connesse in modo da alimentare il SoC. Inoltre, sono presenti un pulsante, che può essere utilizzato per l'allarme utente e un led di controllo. Quest'ultima per altro

si presta particolarmente per essere indossata, una volta che sia stata legata ad una cintura. Entrambe le schede possiedono porte di espansione alle quali è possibile ad esempio collegare la stessa daughter board dell'accelerometro LIS3LV02DQ, in modo da metterlo in comunicazione con il microcontrollore a bordo del SoC. In figura 5.9 sono mostrate le due schede.

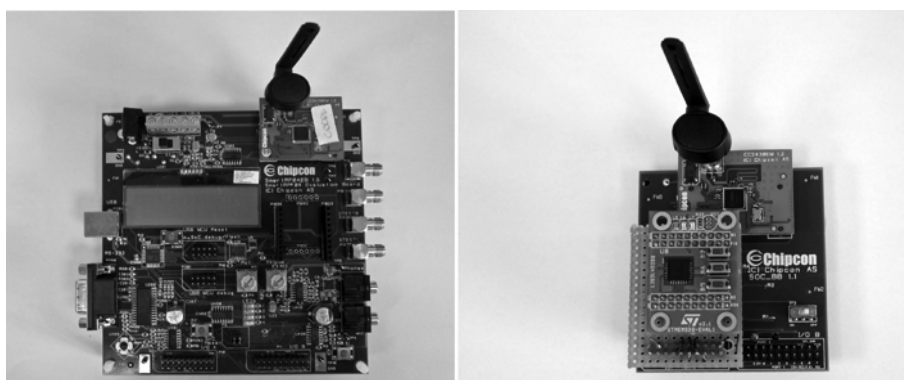


Figura 5.9: Demoboard per la valutazione dell'approccio: SmartRF04EB e Battery Board

5.6.2 L'algoritmo di localizzazione

Secondo l'approccio seguito da Texas Instruments, in una rete con funzionalità di localizzazione si possono distinguere tre nodi: i blind nodes, nodi mobili dei quali si vuole conoscere la posizione, i reference nodes, nodi a posizione fissa e nota, e il dongle, nodo di gestione che non è coinvolto direttamente nella procedura di localizzazione ma si occupa solo di raccogliere i dati relativi alle posizioni dei blind nodes.

La localizzazione viene gestita direttamente dai blind nodes, che iniziano la procedura richiedendo in broadcast l'invio di un messaggio ai reference nodes, dal quale estrarranno un valore di RSSI: tutti i nodi che ricevono questa richiesta rispondono e i valori di RSSI opportunamente ordinati in senso decrescente, vengono passati al location engine che calcola la posizione del blind node. Questa posizione viene in-

fine inviata al location dongle, sul quale è prevista una comunicazione seriale per il passaggio di tale informazione ad un software di controllo.

Questo approccio, garantisce una risoluzione di 0.25m e un'accuratezza di circa 3m che per l'applicazione alla quale si rivolge questo lavoro di tesi è più che sufficiente: nel nostro caso infatti basta localizzare una persona con la precisione di una stanza o addirittura di un mini-appartamento. Occorrono almeno tre nodi di riferimento perchè l'algoritmo funzioni.

Si può dimostrare che la localizzazione dipende molto dall'ambiente nel quale la si vuole svolgere: è possibile fornire al motore che la implementa alcuni parametri che possono essere calcolati con opportune prove, per incrementare l'accuratezza in un determinato ambiente.

L'algoritmo di localizzazione previsto sul CC2431 funziona in due dimensioni: riusciamo quindi a calcolare la posizione di un blind node solamente in un piano che abbia la dimensione massima di quadrato con lato pari a 64m. Per poter utilizzare anche la terza dimensione e considerare edifici su più piani è necessario fare opportune elaborazioni nel firmware a livello applicativo. Ovviamente, nel caso di un sistema quale quello che si sta sviluppando, questa opportunità è molto importante, pertanto si è proceduto ad implementare tali modifiche, che verranno illustrate nel paragrafo successivo. Non è invece stato giudicato critico il vincolo sulla dimensione massima di ciascun piano.

5.6.3 Applicazione della localizzazione al prototipo

Come descritto in precedenza, siccome non è ancora disponibile una versione aperta del profilo standard ZigBee per le applicazioni medicali, è stato provvisoriamente implementato un profilo custom, per la gestione dei messaggi di sistema e di allarme. A questo profilo, nel secondo prototipo è stato affiancato il profilo di localizzazione fornito da Texas Instruments per la gestione e la classificazione dei messaggi utili a alle operazioni di localizzazione. In questa seconda implementazione quindi a livello applicativo convivono e cooperano entrambi questi profili.

Nella nostra implementazione, con riferimento alla figura 5.1, si è scelto di far coincidere il location dongle con il nodo coordinatore della rete, in quanto esso è

quello connesso al sistema centrale, i reference nodes con i routers, ed i blind nodes, con gli end-point.

Dato che il sistema che si sta progettando non deve essere necessariamente installato in edifici con un solo piano, è stato necessario aggiungere la possibilità di gestire anche la terza dimensione. Quando si dispongono reference node a più livelli il pericolo è che un blind node 'senta' i messaggi provenienti anche dai nodi ai piani diversi ed interpreti in modo scorretto le informazioni ricevute da questi. Per aggiungere la terza dimensione sono quindi state seguite le indicazioni fornite dalla stessa Texas Instruments.

In primo luogo ciascun nodo di riferimento dovrà avere un'informazione aggiuntiva, quella del piano a cui si trova. Quando il blind node riceverà i messaggi di risposta da questi nodi, li metterà in ordine decrescente di RSSI come prevede il protocollo di localizzazione: il primo nodo sarà quello con il RSSI maggiore, e quindi con ogni probabilità quello più vicino al blind node stesso. Quindi, si decide che il blind node si troverà sullo stesso piano del nodo di riferimento con RSSI maggiore e al location engine verranno passate solamente le informazioni dei nodi di riferimento che si trovano su quel medesimo livello.

5.6.4 Consumi di potenza

I consumi di potenza sono stati misurati collegando le sonde di un oscilloscopio ai capi di una resistenza da 10Ω , posta tra il polo positivo del generatore di tensione e l'ingresso di alimentazione del sensore stesso. Il primo setup di misura è costituito da una battery board, alla quale è stato collegato l'accelerometro LIS3LV02DQ: sul microcontrollore funzionano sia l'algoritmo di caduta sia quello di localizzazione. Contrariamente a quanto fatto nel primo prototipo, quindi, questa volta non si considera sempre spenta la funzionalità di rete: in particolare, è previsto che il nodo mobile si risincronizzi con questa una volta ogni secondo.

Dapprima è stata condotta un'analisi iniziale, che prende in considerazione il caso in cui l'algoritmo venga implementato come descritto nei paragrafi precedenti senza che venga attuato alcun accorgimento per il risparmio energetico.

I dati di accelerazione sono campionati ogni 4ms, valore minimo che permette di memorizzare tutte le informazioni necessarie per lo svolgimento dell'algoritmo di calcolo dell'orientamento: usando un tempo di campionamento più basso, il buffer circolare nel quale vengono memorizzate le accelerazioni necessarie al calcolo della componente statica prima del picco di caduta, avrebbe dovuto assumere una dimensione incompatibile con la memoria RAM disponibile sul SoC.

Durante questa prova il circuito assorbiva una corrente costante e pari a 13.1mA, ad eccezione dei momenti in cui si risincronizza con la rete, durante i quali possono essere osservati dei corrispondenti picchi di consumo di circa 31.33mA. Se si calcola il consumo medio, considerando come periodo 1s, ovvero l'intervallo per la sincronizzazione, si nota come i picchi di consumo non incidano in modo importante sull'assorbimento totale, in quanto essi hanno un duty-cycle veramente basso (0.2%). Il consumo totale medio è stato stimato in 39.42mW.

Sono quindi stati implementati alcuni accorgimenti per limitare l'assorbimento durante la fase di elaborazione dei dati. In particolare, si è pensato di mettere il SoC in stand-by tra un'elaborazione e l'altra, e di aumentare il tempo di campionamento dei dati di accelerazione dai 4ms dell'algoritmo originario ai 16ms, per accorciare il duty cycle dell'attività del microcontrollore. In questo modo i consumi sono stati ridotti a 9.7mW, con una corrispondente corrente assorbita media pari a 2.94mA.

Dopo questa ottimizzazione, si è osservato che il consumo dell'accelerometro assume una particolare importanza nel bilancio energetico totale: per questo motivo il LIS3LV02DQ è stato sostituito da una versione ancora più piccola e con consumi ancora più bassi, il LIS302DL.

Il fondoscala di questo nuovo dispositivo può essere selezionato tra $\pm 2g$ e $\pm 8g$ e ha solo 8 bit di risoluzione. Anche in questo caso si può scegliere tra un data rate di 100Hz o 400Hz ed è presente un'interfaccia di uscita SPI o I²C.

Per l'implementazione dell'algoritmo di caduta è stato selezionato il fondo scala di $\pm 8g$ cosicché la risoluzione di questo dispositivo risulta abbastanza ridotta rispetto alla versione precedente (62mg contro 3mg). Per contro, i consumi in fase di accensione di questo dispositivo sono la metà rispetto a quelli della versione precedente (corrente assorbita di 0.3mA contro 0.6mA).

I valori di tensione misurati sono riportati in figura 5.10

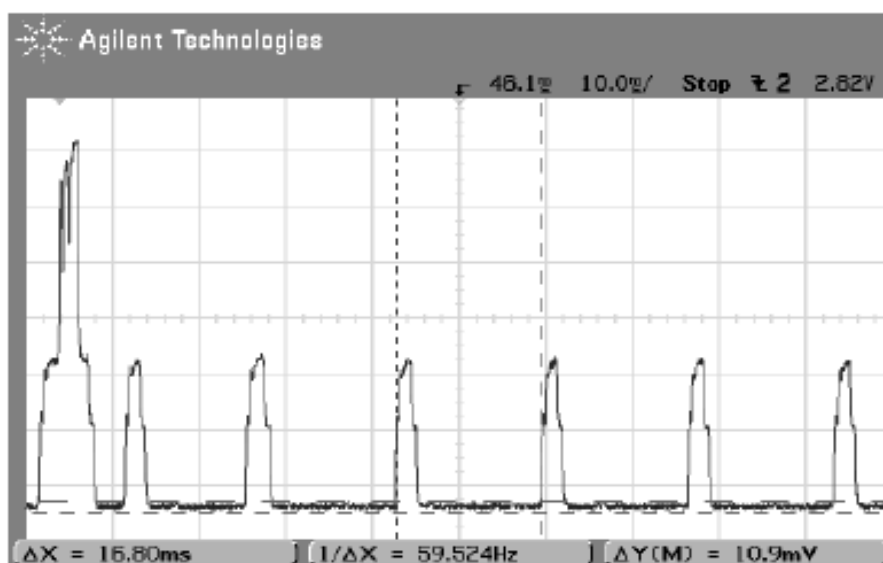


Figura 5.10: Profilo dei consumi a seguito dell'ottimizzazione

Il primo picco di assorbimento, quello ad ampiezza più elevata, corrisponde al momento di risincronizzazione con la rete. I picchi successivi sono i momenti di elaborazione dei dati, mentre i livelli più bassi corrispondono agli intervalli in cui il microprocessore è posto in condizione di risparmio energetico.

Con questa ulteriore modifica, la potenza media utilizzata è risultata essere pari a 8.1mW, con una corrente di 2.7mA: alimentando il circuito con una batteria di tipo AA questo significa un'autonomia di circa 40 giorni, mentre con il tipo AAA questo valore si riduce a 15 giorni. Questo risultato è veramente buono se confrontato con quello del primo prototipo considerando anche che in questo caso sono state mantenute attive tutte le funzionalità di rete e localizzazione.

5.7 Il sensore sviluppato

A partire dai risultati ottenuti dai test dei due prototipi precedentemente descritti, è stato sviluppato un sensore indossabile basato su SoC di Texas Instruments, e sull'accelerometro a bassi consumi il LIS302DL di STMicroelectronics.

Il progetto di questa scheda è stato affrontato con lo scopo di produrre un dispositivo che fosse pronto al test sul campo: si pensa quindi all'effettiva implementazione della rete ZigBee nella stessa struttura dove è già funzionante il sistema CARDEA del quale si è parlato nell'introduzione a questo lavoro di tesi. In effetti, le due reti, wireless e di automazione domestica, dovranno coesistere e cooperare al fine di ottenere una maggiore affidabilità e nuove funzionalità.

A questo scopo si è proceduto al progetto di una scheda a circuito stampato che potesse, a seconda del firmware che viene caricato, funzionare da coordinatore della rete, router, o nodo mobile con funzionalità di sensore.

5.7.1 Il disegno schematico

Il disegno schematico del sensore, comprende essenzialmente cinque sezioni

- la sezione di alimentazione
- la sezione a radio frequenza
- il modulo SoC
- il modulo accelerometro
- la porta di comunicazione RS-232
- la porte di espansione per altri sensori

Per quanto riguarda la sezione di alimentazione sono stati previsti due casi: nel caso in cui si tratti di un nodo sensore l'alimentazione andrà effettuata a batterie, mentre nel caso in cui si tratti di un nodo fisso è stata prevista una alimentazione cablata. In particolare, dato che il nodo su cui si basa il sistema CARDEA, il FEIM [73], è capace di fornire una alimentazione a 5V in uscita, è stato previsto di collegare ad essa i nodi fissi dell'infrastruttura wireless, per sfruttare le potenzialità già fornite

dal sistema di automazione domestica e limitare i costi. E' quindi stato previsto un regolatore di tensione lineare (REG1117 di Texas Instruments), che porti la tensione da 5V a una tensione di 3.3V con la quale funzionano tutti gli altri dispositivi presenti sulla scheda.

Per quanto riguarda l'alimentazione a batteria, invece è stato previsto un interruttore per accendere e spegnere il nodo a piacimento.

Anche per quanto riguarda la sezione a radiofrequenza sono state previste due opzioni. Sulla scheda è possibile infatti montare sia un'antenna da access-point sia un'antenna chip: la prima ha il vantaggio di avere diagrammi di radiazione pienamente omnidirezionali, che si ricorda essere una caratteristica fondamentale per ottenere una buona accuratezza nella funzionalità localizzazione, tuttavia presenta ingombri e costi (circa 25 euro tra connettore ed antenna) veramente elevati; il secondo tipo di antenne sono generalmente molto più piccole e hanno costi nell'ordine del dollaro, ma soffrono di lobi nei diagrammi non perfettamente uniformi. In questo caso, è stata scelta la CompactReachXTend di Fractus, in quanto i suoi diagrammi di radiazione sono sufficientemente omnidirezionali: questa antenna misura solo 7x2x3mm, ed è quindi un'ottima soluzione per un sistema indossabile.

Sono state già discusse le caratteristiche salienti del modulo SoC CC243x scelto: qui basti notare che le due versioni dei dispositivi la CC2430 e la CC2431, sono pin-to-pin compatibili, pertanto si è scelto, per contenere i costi, di montare sulla scheda la versione con localizzazione solo nel caso dei nodi mobili.

Anche il modulo accelerometro verrà montato solo quando strettamente necessario: il caso più comune è quindi quello del nodo sensore. Tale dispositivo è collegato alla porta USART0 del SoC, funzionante in modalità SPI. Nel caso in cui l'accelerometro non venga utilizzato e quindi non ne sia previsto il montaggio è stata predisposta una porta di espansione per un altro eventuale sensore. Nel caso del coordinatore della rete, l'accelerometro non può essere montato perchè questo nodo ha bisogno di comunicare attraverso il protocollo RS-232 con il sistema centrale: in questo caso infatti è previsto il funzionamento della porta USART0 in modalità UART ed è previsto un dispositivo MAX232 collegato ad una porta DB9 per la gestione del protocollo seriale.

Per tutti i nodi l'altra porta presente sul SoC (USART1) è sempre collegata ad una porta di espansione dove può trovare posto un altro sensore.

Inoltre, sulla scheda sono previsti, due pulsanti: uno di questi è il reset del sistema mentre l'altro è collegato ad un pin di ingresso general purpose. Nel caso del nodo sensore, quest'ultimo viene utilizzato per la funzionalità di allarme utente. Infine, sono presenti anche due led di segnalazione.

5.7.2 Scelta dell'involucro

Prima di disegnare il layout del dispositivo, è stato necessario scegliere un opportuno involucro dove alloggiarlo. La difficoltà stava nel trovare una scatola che potesse funzionare sia da nodo fisso che da nodo mobile. La scelta è caduta sulla ERGOCASE S, prodotta da OKW [74].

Tale involucro ha una forma ergonomica, è ha la possibilità di essere collegata in cintura o di essere alloggiata su un muro tramite opportuni supporti. Inoltre racchiude al suo interno un alloggiamento per due batterie di tipo AAA, da collegarsi in serie. In figura 5.11 è mostrata la scatola collegata ad una opportuna cintura.



Figura 5.11: Immagine dell'involucro del PCB collegato ad una cintura

Le dimensioni di tale scatola sono 80x90x32cm: il PCB alloggiato in essa deve avere dimensioni 50x60cm.

5.7.3 Layout

Il layout completo del dispositivo è mostrato in figura 5.12, dove sono evidenziate anche alcune zone di interesse. In particolare, quelle verdi sono componenti comuni ad ogni tipo di nodo, quelle in rosso sono zone previste per il funzionamento da nodo fisso, mentre quelle blu racchiudono i dispositivi necessari per il nodo mobile.

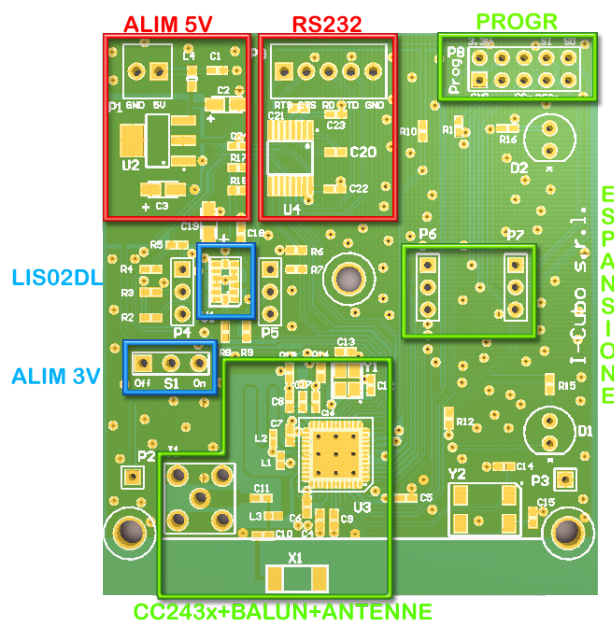


Figura 5.12: Scheda a circuito stampato progettata

I punti di riferimento sono dati dai tre fori di fissaggio necessari per poter alloggiare il dispositivo nella scatola.

Per l'uso dell'antenna chip è stato necessario prevedere che la zona della scheda dove essa è alloggiata fosse sufficientemente lontano da tutti i piani di massa. Inoltre, per adattare le antenne alla sezione RF del SoC ZigBee, è stato necessario disegnare

un opportuno circuito di disaccoppiamento e bilanciamento che può chiaramente essere identificato in figura. I parametri per il disegno (lunghezza e larghezza delle piste) che rendono il circuito ottimo per l'uso con la famiglia CC243x, sono stati forniti dalla stessa Texas Instruments. Perché questo circuito funzionasse correttamente è stato necessario prevedere che il PCB avesse uno spessore ridotto a 1mm e che tutte le resistenze e le capacità che fanno parte del circuito di adattamento abbiano package di tipo 0402. Il circuito è condiviso tra le due tipologie di antenne: a seconda di quale di esse si vuole montare, si dovrà collegare ad una capacità opportuna (C10 per l'antenna chip, C11 altrimenti) che convoglia i segnali dall'antenna scelta al circuito di disaccoppiamento.

Gli altri circuiti comuni evidenziati rappresentano la porta di programmazione e quella di espansione prevista per eventuali altri sensori.

Una porta analogica può essere identificata a lato, ma è utilizzabile dai soli nodi fissi. Per quanto riguarda quest'ultimi possono essere evidenziati, la sezione di alimentazione a 5V, e la porta seriale il cui connettore è concepito per essere collegato ad un connettore DB9.

Infine, per quanto riguarda i nodi mobili sono evidenziati l'accelerometro e l'interruttore per la sezione di alimentazione a 3V che interrompe il cammino della corrente fornita dalle batterie collegate al morsetto P2 (terminale positivo) e al morsetto P3 (terminale negativo), che sono posti ai lati della scheda in corrispondenza dell'alloggiamento per le pile già predisposto nell'involucro scelto.

5.7.4 Ingombri e costi

In figura 5.13 viene mostrato la piattaforma realizzata nel suo involucro. Rispetto alla figura 5.12, il PCB appare ruotato di 180 gradi.

Come detto, le dimensioni del PCB sono 50x60x1mm, e sono essenzialmente dovute alla scelta dell'involucro. Nel caso in cui si rimuova il vincolo di disegnare un'unica scheda per i nodi fissi e i nodi mobili sarebbe sicuramente possibile utilizzare una scatola di dimensioni ridotte utilizzando eventualmente una batteria a bottone. A tale scopo è già stata individuata la batteria al litio CR2477 che ha una capacità di 1000mAh, e quindi permetterebbe di ridurre le dimensioni senza perdite di

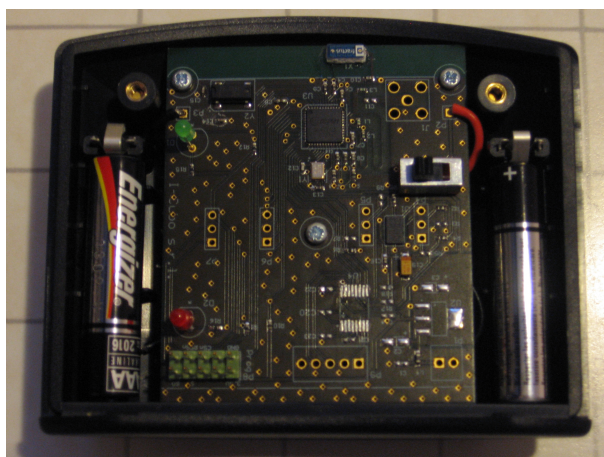


Figura 5.13: Immagine della piattaforma realizzata all'interno dell'involucro

autonomia rispetto alle batterie AAA. In particolare si può stimare che utilizzando solo i dispositivi necessari al funzionamento del nodo sensore, l'ingombro si ridurrebbe a circa un terzo di quello attuale.

Il peso del nodo è di circa 76 grammi considerando anche la scatola, senza però mettere in conto le batterie.

La produzione di ciascun nodo, considerando sia la produzione del circuito stampato, sia i componenti necessari e il loro montaggio costa circa 27 euro. Ovviamente, in questa fase ne sono stati prodotti solo una quarantina di pezzi: ci si può aspettare quindi un'ulteriore riduzione di costo andando su volumi più elevati. A questo costo va aggiunto quello della scatola che è di 9 euro se se ne compra un solo esemplare: anche in questo caso volumi più elevati produrrebbero molto probabilmente una riduzione del prezzo.

5.8 Software di controllo

Per permettere al pc-server di poter gestire tutte le funzionalità di rete e localizzazione, si è reso necessario lo sviluppo di un'interfaccia utente. Questo software deve comunicare attraverso il protocollo seriale con il coordinatore della rete che si occu-

pa di inviare i vari comandi agli altri nodi e raccogliere le informazioni da notificare al sistema centrale. Texas Instruments fornisce un tool gratuito con questa funzionalità, che, tuttavia, è chiuso e non modificabile: pertanto, si è resa necessaria la realizzazione di un nuovo strumento che fosse espandibile e configurabile a piacere. In figura 5.14 è mostrato lo screenshot del pannello principale.

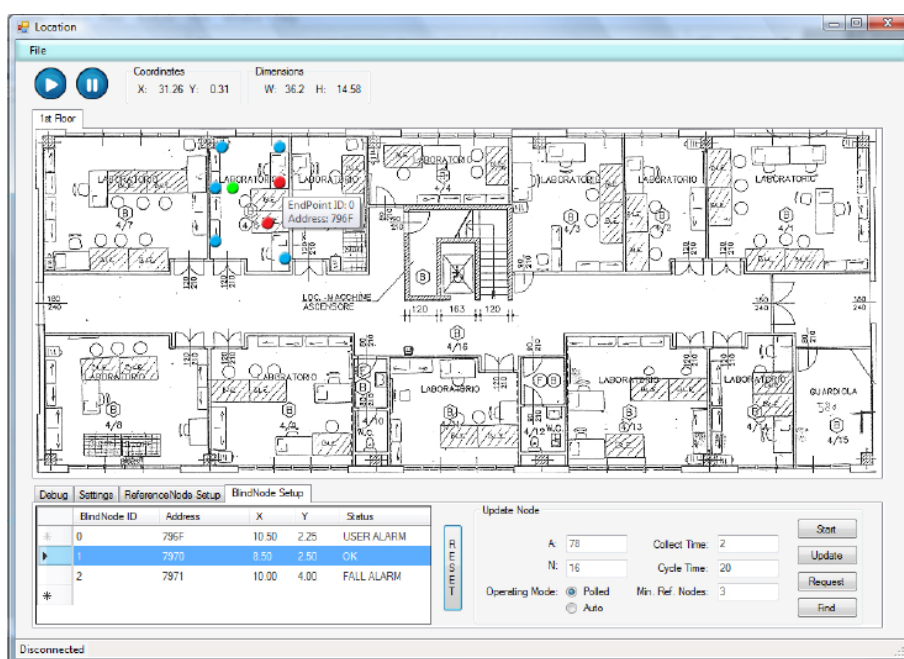


Figura 5.14: Software di controllo per la rete di sensori indossabili

Come si può osservare, il software gestisce le informazioni ricevute dal coordinatore di rete per monitorare su una mappa la rete realizzata, ed in particolare lo stato e la posizione dei dispositivi che la compongono. I punti blu rappresentano i nodi di riferimento, gli altri sono i nodi mobili: essi sono verdi quando si trovano in condizioni normali e rossi quando sono in stato di allarme.

Sul pannello di controllo sono presenti quattro diverse finestre, *debug*, *settings*, *reference node setup* e *blind node setup*. La prima si è resa necessaria in fase di sviluppo e mostra il flusso dei messaggi inviati dal coordinatore, byte per byte.

La finestra di *settings* permette all'utente di scegliere il numero della porta seriale da utilizzare per la comunicazione, e di caricare la mappa relativa all'ambiente da monitorare. Nel caso l'edificio si componga di più piani, è possibile aggiungere i livelli corrispondenti. E' anche possibile indicare le dimensioni fisiche della mappa, corrispondenti all'effettiva misura del piano, per ottenere, tra l'altro, la localizzazione in un sistema di riferimento reale utilizzando i metri come unità di misura e non solo coordinate logiche.

Queste impostazioni possono essere salvate e vengono quindi caricate automaticamente all'avvio successivo. Un'utente meno esperto quindi non si deve preoccupare di configurare ogni volta il software per il suo corretto funzionamento.

Come è noto, i nodi di riferimento possiedono una posizione fissa nella rete: quest'ultima è programmabile nella finestra *reference node setup*. Qui è presente una tabella che elenca i router attivi nella rete con i rispettivi indirizzi e coordinate, che possono essere modificate attraverso il pulsante *set RF location*.

L'ultima finestra è forse quella più importante: qui è possibile infatti monitorare lo stato dei nodi mobili presenti nella rete. In essa è presente un elenco dei nodi mobili, ciascuno con il proprio indirizzo, posizione e stato. A tal riguardo, sono previsti in questo momento tre stati, quello normale, quello di allarme utente e quello di allarme di caduta.

In questa finestra è inoltre possibile impostare tutti i parametri relativi all'algoritmo di localizzazione che può avvenire o in modo continuativo, effettuando un vero e proprio tracking del nodo mobile, o 'su richiesta'. In questa seconda modalità, è previsto che un nodo qualsiasi si localizzi a seguito della chiamata di un allarme utente, oppure quando avviene una caduta. E' anche possibile per il sistema centrale chiedere la localizzazione di un nodo selezionato attraverso la pressione del pulsante *find*.

Infine, il pulsante *start*, regola l'avvio dell'algoritmo di riconoscimento della caduta su un nodo selezionato. Infatti, questa funzionalità non è attiva all'accensione dell'end-point: questa scelta va nella direzione della riconfigurabilità dei nodi. Se ad esempio ci troviamo in una struttura in cui convivono persone diverse, non è detto che siano tutte a rischio caduta: in questo modo è possibile selezionare quali nodi debbono avere questa funzionalità e quali si debbano occupare solamente della loca-

lizzazione della persona, funzionalità che invece è sempre comunque presente in una delle due modalità descritte precedentemente.

5.9 Risultati ottenuti

5.9.1 Test sull'algoritmo di caduta

In accordo con quanto indicato in [57], sono stati svolte diverse prove per valutare l'efficacia e l'affidabilità dell'algoritmo di caduta proposto.

Al fine di valutare l'efficacia dell'algoritmo, ovvero la capacità di rivelare le effettive cadute, sono state simulate diverse azioni. Dato che lo scopo dell'algoritmo proposto è quello di evidenziare le cadute che avvengono da posizione eretta, durante queste prove, il tester partirà da posizione eretta: quello che cambia è il modo in cui si arriva al suolo. In particolare si distinguono:

1. caduta all'indietro e arrivo da seduto;
2. caduta all'indietro e arrivo disteso;
3. caduta in avanti e arrivo in ginocchio;
4. caduta laterale sul lato destro;
5. caduta laterale sul lato sinistro;

Nella prima e nella seconda tipologia di cadute, ad esempio, si cade all'indietro, ma nel primo caso si arriva seduti per terra con un'inclinazione del busto almeno pari a 45 gradi, nel secondo si arriva completamente sdraiati a terra; nella terza prova il tester cade invece in avanti, ed arriva a terra in ginocchio sorreggendosi sulle mani; nelle ultime due prove il tester arriva completamente sdraiato a terra, ma la caduta avviene lateralmente, verso destra e verso sinistra.

Successivamente è stata valutata l'affidabilità dell'algoritmo intesa come l'assenza di generazione di falsi allarmi. A tale scopo sono stati predisposte una serie di prove che simulassero azioni quotidiane durante le quali l'algoritmo potesse essere ingannato. Le azioni sono le seguenti:

1. riacquistare la posizione eretta dopo la caduta all'indietro e arrivo da seduto;
2. riacquistare la posizione eretta dopo caduta all'indietro e arrivo disteso;
3. riacquistare la posizione eretta dopo caduta in avanti e arrivo in ginocchio;
4. riacquistare la posizione eretta dopo caduta laterale sul lato destro;
5. riacquistare la posizione eretta dopo caduta laterale sul lato sinistro;
6. sedersi su uno sgabello;
7. sedersi su una sedia;
8. alzarsi da uno sgabello;
9. alzarsi da una sedia;

Il primo set-up sperimentale prevedeva che l'algoritmo fosse implementato sul secondo prototipo presentato, sul quale funzionava contemporaneamente la gestione dello stack ZigBee e della localizzazione secondo quanto illustrato nei paragrafi precedenti. L'accelerometro utilizzato è il LIS3LV02DQ, il tempo di campionamento dei dati è di 4ms e non viene utilizzato alcun accorgimento per il risparmio energetico.

Queste prove sono state svolte da una gruppo di dodici volontari di entrambi i sessi, di età compresa tra i 20 e i 30 anni, di peso tra i 51kg e i 78kg, e di altezza tra i 163cm e i 192cm. Ogni tester ha compiuto cinque prove per ciascuna tipologia sopra elencata. Sono state ottenute quindi 300 dati sulla prova di efficacia e 540 su quella di affidabilità.

I risultati ottenuti sono stati pienamente soddisfacenti: i dati sulle prove di caduta sono riportati in figura 5.15

Sull'asse delle ascisse sono riportate le tipologie di prove, mentre sull'asse delle ordinate il numero delle rivelazioni considerando la somma di tutte le prove datte da tutti i tester. Considerando che in totale per ciascuna tipologia sono state svolte 60 simulazioni si può notare che in tutti i casi ci si avvicina alla quasi totalità delle prove: sulla totalità dei 300 test, si ha una rivelazione del 99% delle cadute.

In figura 5.16 sono invece riportati i risultati delle prove per valutare l'affidabilità dell'algoritmo.

Di nuovo, sulle ascisse sono riportate le tipologie di prove e sulle ordinate il numero di falsi allarmi generati. In questo caso, sommando tutte le 540 prove si

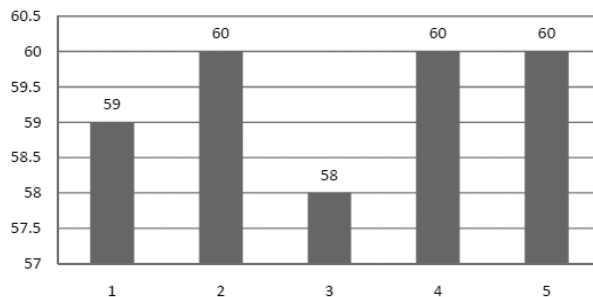


Figura 5.15: Risultati delle prove di caduta con il primo set-up seprimentale

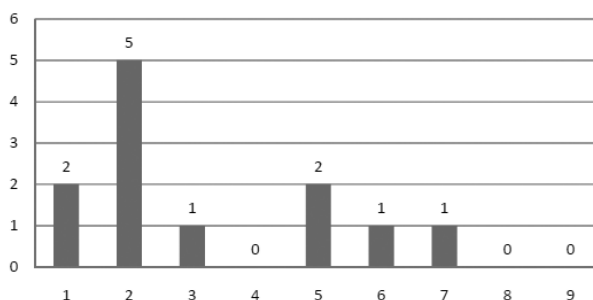


Figura 5.16: Risultati delle prove di affidabilità con il primo set-up sperimentale

ottiene un 2.22% di falsi allarmi.

Queste stesse prove sono state ripetute con un secondo set-up sperimentale, che sarà quello del firmware della piattaforma poi sviluppata. In questo caso sono stati attivati tutti gli accorgimenti per la riduzione del consumo di potenza descritti precedentemente: viene utilizzato l'accelerometro LIS02DL e un tempo di campionamento di 16ms. Lo scopo è quello di valutare se la riduzione della risoluzione dovuta all'inserimento del nuovo accelerometro e l'allungamento dei tempi di campionamento avesse influenzato in qualche modo i buoni risultati dell'implementazione originaria. In questo caso sono stati utilizzati 10 volontari di età compresa tra i 20 e i 30 anni, con altezza e peso variabili tra 170 e 192 cm e tra 63 e 84 Kg.

In figura 5.17 e 5.18 sono riportati i due grafici corrispondenti

Dai risultati statistici è possibile concludere che il sensore ha rilevato il 99.2%

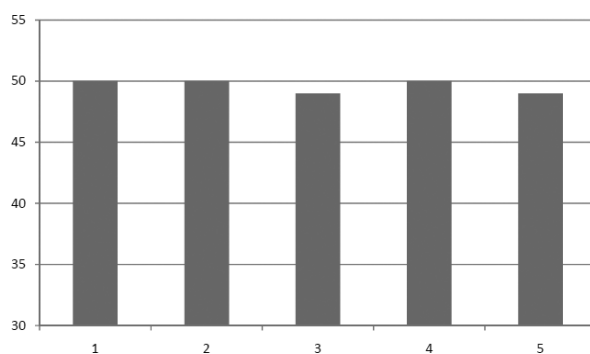


Figura 5.17: Risultati delle prove di caduta con consumi ridotti

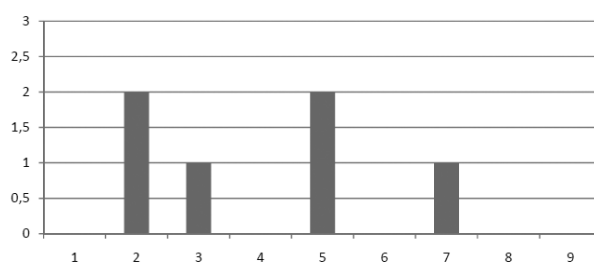


Figura 5.18: Risultati delle prove di affidabilità con consumi ridotti

delle cadute, e ha segnalato falsi allarmi nell'1.33% dei casi. Confrontando questi risultati con i precedenti è possibile affermare che non ci sono stati peggioramenti nelle prestazioni, quindi l'ottimizzazione dei consumi non ha avuto effetti negativi sull'affidabilità del sensore.

5.9.2 Test di localizzazione

Sono quindi stati svolti alcuni test per valutare l'accuratezza della funzionalità di localizzazione.

In particolare sono state svolte dapprima misure in sole due dimensioni, per valutare le performance dell'algorithmo originale, dopodichè queste sono state confrontate con quelle in tre dimensioni. In generale si predispone una griglia di nodi fissi all'in-

terno della quale viene fatto muovere, secondo posizioni prestabilite, il nodo sensore. I valori di localizzazione ricevuti vengono confrontati con quelli reali e viene calcolato il corrispondente errore. Per ciascuna posizione del nodo mobile vengono ripetute cinque misure in cinque momenti diversi, per valutare anche la variabilità temporale dell'approccio.

Il primo set-up di misura è organizzato come segue: i nodi fissi sono disposti su una griglia rettangolare formata da sei nodi, i 3 nodi lungo l'asse delle ascisse sono distanziati di 2m, mentre i due sulle ordinate di 1.75m. Il nodo mobile si sposta su una linea retta al centro di questa griglia, ad ordinata costante. Il passo con cui si muove sull'asse delle ascisse è invece pari alla risoluzione dell'algoritmo di localizzazione (0.25m). In figura 5.19 è riportato il grafico della situazione descritta, con la posizione dei nodi fissi, quella reale dei nodi mobili e quella corrispondente misurata.

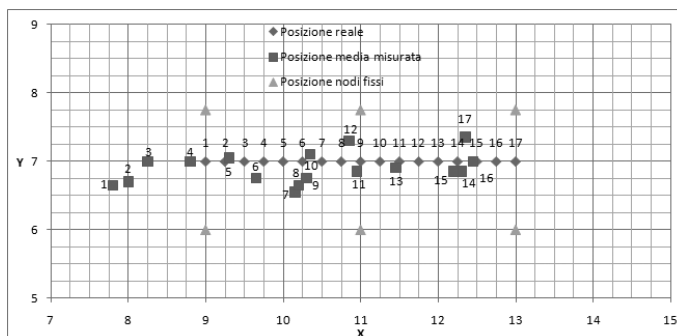


Figura 5.19: Prove di localizzazione in due dimensioni

Si può notare che l'errore massimo calcolato come distanza tra la posizione reale e la posizione misurata, considerata come media dei valori ottenuti nelle cinque prove ripetute, è pari a 1.29m. Questo è un risultato soddisfacente per l'applicazione alla quale si rivolge questo lavoro di tesi, nella quale è sufficiente discriminare la stanza nella quale si trova l'utilizzatore, e non è necessaria una precisione maggiore.

Il secondo set-up di misura si proponeva di studiare la localizzazione in tre dimensioni. A tale scopo sono state predisposte due griglie di nodi fissi, costituite da sei nodi fissi ciascuna, poste su due piani sovrapposti. Il nodo mobile segue la stessa

traiettoria del primo set-up. La posizione dei nodi fissi delle due griglie sono leggermente diverse, a causa dell'organizzazione dei muri dei due piani dell'edificio nel quale è stata svolta la prova, che hanno impedito di mantenere il perfetto allineamento verticale. In particolare, i nodi fissi al primo piano sono disposti come nel primo set-up, mentre al secondo piano, vengono mantenuti 2m di distanza tra un nodo e l'altro sia sull'asse delle ascisse che su quello delle ordinate.

In figura 5.20 è riportato il grafico della situazione al primo piano dell'edificio, mentre in figura 5.21, quella del secondo livello: anche in questo caso sono mostrati i nodi fissi, la posizione effettiva dei nodi mobili e quella misurata.

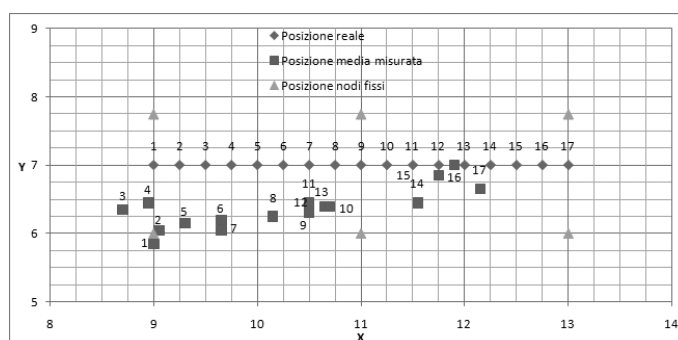


Figura 5.20: Prove di localizzazione in tre dimensioni: primo piano

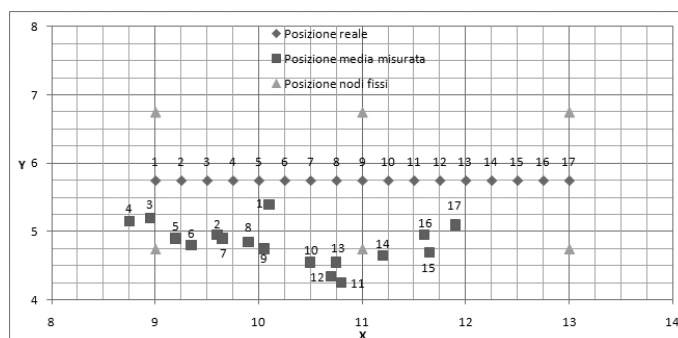


Figura 5.21: Prove di localizzazione in tre dimensioni: secondo piano

Durante le prove, si è osservato che la posizione del piano del nodo mobile era sempre interpretata in modo corretto. Inoltre, in questo caso l'errore massimo calcolato è stato 1.43m per il primo piano e 1.75m per il secondo. In definitiva quindi, possiamo concludere che sebbene ci sia un lieve peggioramento nell'accuratezza, questo sia talmente di lieve entità da non poter essere attribuito all'approccio seguito per estendere la localizzazione alla terza dimensione. E' più probabile piuttosto che esso dipenda dal numero limitato di misure svolte: con un insieme di prove più ampio probabilmente si avrebbero indicazioni statistiche più veritiere. Il pregio di questi risultati è comunque quello di confermare in linea di massima l'effettiva fattibilità dell'approccio scelto.

Infine, per valutare quanti nodi saranno necessari nell'installazione che si progetta di eseguire nel corso del 2010, nella stessa casa di riposo a Neviano degli Arduini (PR), nella quale è già stato installato il sistema CARDEA, sono state svolte alcune prove preliminari 'sul campo'. Da queste prove è stato messo in evidenza che per ottenere una localizzazione che potesse indicare in modo affidabile in quale mini-appartamento si trovasse una persona, sono necessari circa 6 nodi per piano. Questo significa che per coprire l'intera struttura, che consta di tre piani, saranno necessari una ventina di nodi, considerando anche il nodo coordinatore.

Capitolo 6

Un approccio diverso: la realizzazione VLSI

6.1 Motivazioni

Nel precedente capitolo è stato affermato che lo scopo di questa tesi di Dottorato è la realizzazione di una piattaforma indossabile per il monitoraggio di alcuni parametri personali. E' già stato messo in evidenza come sia possibile realizzare questa piattaforma in diversi modi, ma che essa deve necessariamente contenere sempre tre sezioni: i sensori, l'elaborazione dei dati e la trasmissione delle informazioni a radiofrequenza.

Sono già state mostrate due realizzazioni a componenti discreti: una in cui le tre sezioni venivano lasciate separate e una in cui quella di elaborazione e trasmissione veniva riunita in un unico chip. Di queste sono stati analizzati consumi e dimensioni.

In questo senso, per aumentare ulteriormente le performance, è necessario seguire un approccio diverso: una realizzazione VLSI della piattaforma. La forma ottima sarebbe quella in cui tutte e tre le sezioni facciano parte di un unico chip. Tuttavia, per ottenere più funzionalità riducendo nel contempo l'ingombro e la dissipazione di potenza, una soluzione già di per sé interessante è quella in cui la sezione sensoristica e di elaborazione dei dati fanno parte di un unico chip. In questo modo,

infatti, potrebbero essere aggiunti anche altri sensori alla piattaforma senza nel contempo aumentare sensibilmente le dimensioni come invece avverrebbe nel caso di una realizzazione a componenti discreti. Inoltre, considerando come esempio il caso dell'algoritmo di caduta, è già stato messo in evidenza, come il maggiore contributo ai consumi, non sia la trasmissione wireless, che grazie alla scelta di spostare l'elaborazione a bordo, è ora la parte che contribuisce meno all'assorbimento di corrente medio, grazie anche al basso duty cycle con il quale viene attivato il transceiver, ma proprio la parte di elaborazione dei dati. Per fornire una stima di quanto la dissipazione di potenza potrebbe diminuire, nel prossimo paragrafo si illustrerà l'implementazione dell'algoritmo di caduta in codice VHDL, successivamente sintetizzato per ottenere le stime sui consumi.

6.2 Implementazione VHDL dell'algoritmo di rivelazione della caduta

Rivolgendosi verso un'implementazione monolitica della piattaforma, l'algoritmo di rivelazione delle cadute presentato è stato descritto in linguaggio VHDL, per valutare, seppur approssimativamente, l'ordine di grandezza della riduzione dei consumi che si avrebbe adottando questa strategia.

Lo schema a blocchi di questa implementazione è mostrato in figura 6.1.

Prima di tutto è stato disegnato un blocco che implementi l'interfaccia SPI verso l'accelerometro MEMS. Tutta l'implementazione è fatta pensando di utilizzare il primo sensore studiato, il LIS3LV02DQ. I valori di accelerazione sono quindi codificati in una rappresentazione big endian a 16 bit, dei quali 12 rappresentano il dato vero e proprio mentre i quattro più significativi sono l'estensione del segno.

Una semplice macchina a stati si occupa del campionamento dei dati ogni 16ms. Una seconda macchina a stati controlla il flusso dell'algoritmo di rivelazione. Inoltre, sono presenti alcuni blocchi combinatori per il calcolo del prodotto scalare. Infine, sono stati predisposti tre buffer circolari per la memorizzazione delle componenti di accelerazione necessarie al calcolo della componente statica prima della caduta.

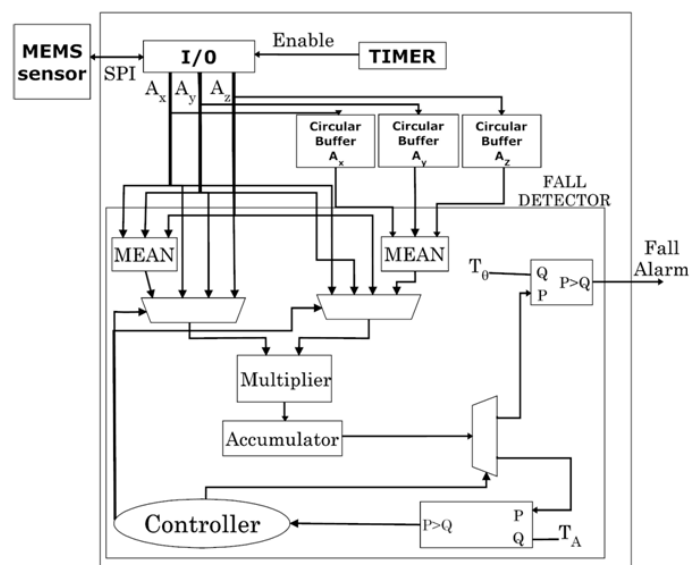


Figura 6.1: Schema a blocchi dell'implementazione VHDL dell'algoritmo di rivelazione delle cadute

Nell'implementazione a microcontrollore il clock di sistema doveva essere sufficientemente elevato (16MHz nella versione basata su Hardware Microchip, 32MHz per quella di Texas Instruments) per gestire, tra le altre cose, anche lo stack ZigBee. Nel caso dell'implementazione della sola logica di elaborazione non è necessaria una velocità elevata e il clock è stato portato a solo 5MHz per risparmiare potenza.

In primo luogo sono stati realizzati test funzionali su una FPGA (Xilinx SPARTAN XC3S500E), per verificare il corretto funzionamento del circuito di elaborazione: per la realizzazione sono necessarie 733 slices corrispondenti al 15% del totale delle risorse disponibili sulla FPGA.

I test hanno dimostrato che il disegno era perfettamente funzionale e quindi si è proseguito con la sintesi dello stesso codice in tecnologia a celle standard. Per mantenere i consumi i più bassi possibile è stata utilizzata una libreria a bassa tensione di alimentazione e bassi consumi, disegnate in tecnologia UMC CMOS 0.18 μ m, realizzati nei laboratori del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università

di Parma [75].

Queste celle sono progettate per lavorare con una tensione di alimentazione di soli 0.6V: per poter confrontare questa realizzazione con quella a microcontrollore è necessario prevedere un regolatore di tensione perchè il circuito possa funzionare con una tensione di alimentazione a 3.3V.

Il tool utilizzato per la sintesi è Synopsys Design Analyzer: l'ingombro risultante era 1mm x 1mm. La maggior parte dell'ingombro è dovuto alla presenza dei buffer circolari, ciascuno dei quali occupa il 30% dell'area richiesta dall'intero circuito di elaborazione.

E' stato quindi stimato il consumo di potenza, pari a $11\mu\text{W}$. Solo a scopo di esempio potremmo pensare ad una ipotetica implementazione ibrida che sia costituita dal microcontrollore e dal tranceiver che si occupano solo della trasmissione RF, dal sensore MEMS e dal circuito di elaborazione digitale appena descritto. Questa soluzione è scarsamente realistica, ma può fornire qualche stima sulla riduzione dei consumi di potenza. I risultati sono riassunti in tabella 6.1.

Tabella 6.1: Confronto tra i consumi delle varie realizzazioni in fase di elaborazione dei dati

	Primo Prototipo	Secondo Prototipo	ASIC
LIS3LV02DQ	1.98mW	---	1.98mW
LIS02DL	---	0.99mW	---
MRF24J40	$6.6\mu\text{W}$	---	---
PIC18LF4620	16.5mW	---	---
CC2431	---	41.25mW	$0.99\mu\text{W}$
Elaborazione Dati	---	---	$11\mu\text{W}$
Regolatore	---	---	$5\mu\text{W}$
TOTAL	18.5mW	42.25mW	1.997mW

A questo proposito occorre osservare che, come si è mostrato nel capitolo precedente, per il calcolo del consumo medio di potenza si è considerato il caso in cui, mentre nel primo prototipo non avvengono mai trasmissioni verso la rete in assen-

za di allarmi, nel caso del secondo prototipo si prevede una comunicazione con la rete ogni secondo per favorire la risincronizzazione con la rete. Nel caso del primo prototipo, quindi, il consumo di potenza indicato può anche essere letto come dissipazione media, mentre nel caso del secondo prototipo il consumo di potenza medio viene abbassato a soli 9mW grazie ad una alternanza tra fasi di stand-by e fasi di elaborazione del microcontrollore.

Nel caso dell'ipotetica piattaforma ibrida, si potrebbe di nuovo considerare una risincronizzazione della rete una volta ogni secondo, dopodichè si potrebbe spegnere completamente il SoC responsabile della gestione della rete e far funzionare solamente il circuito di elaborazione dei dati. In questo caso il consumo medio diventerebbe pari a 2.23mW, il che significa un'autonomia di oltre cinque mesi se si considera il caso peggiore di un utilizzo ventiquattro ore su ventiquattro. Tale valore è pari a cinque volte la durata delle batterie ottenuta con la soluzione migliore presentata nel caso delle realizzazioni ad elementi discreti.

6.3 L'approccio System in Package

Sebbene l'approccio presentato nel paragrafo precedente sia difficilmente realizzabile, esso indica con estrema chiarezza i benefici che si possono ricavare da un'approccio monolitico rispetto a quello ad elementi discreti. Dall'analisi del paragrafo precedente si può anche osservare come, una volta che il consumo della sezione di elaborazione dei dati non sia più critico da questo punto di vista, la corrente assorbita dall'elemento sensibile diventi invece piuttosto importante.

Pertanto, assume particolare importanza l'ipotesi di una realizzazione della piattaforma nella quale si abbiano la sezione di elaborazione e quella sensoristica in un singolo package, mentre venga mantenuta separata la sola sezione RF. Nella realizzazione finale potrebbero essere introdotti anche altri sensori, quali ad esempio un microfono per fornire nuovi canali di comunicazione all'indossatore e sensori di parametri fisiologici come un ECG e un termometro per meglio valutare lo stato di salute della persona.

Sebbene le tecnologie di fabbricazione MEMS si siano straordinariamente evolute in questi anni, è ancora difficile trovare tecnologie a basso costo che integrino sullo stesso die circuiteria analogica e digitale e questa tipologia di sensori. L'approccio che occorrerà seguire, quindi, non sarà quello di un *system-on-chip*, quanto piuttosto quello di un *system-in-package*, nel quale saranno presenti uno o più die in tecnologia MEMS e un die in tecnologia CMOS, nel quale potranno essere integrate, per esempio, la circuiteria di lettura dei segnali provenienti dai sensori, l'interfaccia per altri tipi di segnali, come ad esempio un circuito per la misurazione dell'ECG, un microcontrollore embedded, sul quale implementare gli algoritmi già sperimentati e un circuito di riconoscimento di pattern che potrebbe espandere le funzionalità dell'analisi della camminata.

Un passo necessario per arrivare a questa visione è quello del progetto del sensore principale della piattaforma: l'accelerometro.

Per questo motivo, durante questo lavoro di tesi si è voluto iniziare a progettare la piattaforma secondo questo nuovo ed innovativo approccio, disegnando un accelerometro capacitivo in tecnologia MEMS. Il progetto e i test del dispositivo realizzato verranno presentati nel prossimo capitolo.

Capitolo 7

Progetto e test di un accelerometro MEMS

7.1 Generalità

7.1.1 Sensori MEMS

MEMS è un acronimo che sta per MicroElectroMechanical System: si tratta di microdispositivi che combinano componenti meccanici, elettrici, ottici o fluidici. Questi dispositivi vengono fabbricati con tecnologie microelettroniche e hanno dimensioni che partono dall'ordine di qualche micron fino a qualche millimetro.

La loro caratteristica principale è quindi quella di avere ridotte dimensioni: si tratta infatti spesso di miniaturizzazione di macrotecnologie, vengono quindi fabbricati in piccola scala sensori ed attuatori che siamo già abituati a conoscere. Tipicamente, grazie all'uso di tecnologie microelettroniche e alla produzione su larga scala, si riesce ad incrementare in modo sostanziale la produttività e quindi ad abbassare i costi: per questo motivo troviamo oggi sul mercato sensori che costano solo qualche decina di dollaro.

E' molto importante osservare anche che la riduzione delle dimensioni nel dominio fisico, elettrico e meccanico, permette di utilizzare forze, quali quelle elettrostatiche o le tensioni superficiali, che sono invece trascurabili nei macrodispositivi.

Grazie a questa caratteristica, questi dispositivi riescono ad integrare a quelle comuni anche funzioni particolarmente innovative. Inoltre, sempre grazie alla miniaturizzazione è molto semplice integrare più funzioni su un singolo chip: addirittura, nel campo microfluidico si sente sempre più spesso parlare di Lab-on-Chip, in quanto spesso vengono integrate su un unico die tutta una serie di funzioni di analisi dei liquidi, che tipicamente vengono svolte in un laboratorio attrezzato.

Per tutti questi motivi oggi si concentra un grande interesse, anche commerciale, intorno a questi dispositivi: il trend di mercato è in continua crescita e si pensa che continuerà ad espandersi anche nei prossimi anni.

Le applicazioni per questi sensori sono davvero vaste, e sono stati fabbricati diverse tipologie di dispositivi: tra i sensori, molto diffusi sono quelli di pressione e quelli inerziali (accelerometri e giroscopi), così come i microfoni, i sensori biomedici, i sensori e gli attuatori ottici. In tecnologia MEMS vengono poi spesso realizzate guide per dischi magnetici, testine per stampanti a getto di inchiostro e display.

Nei prossimi paragrafi verranno illustrate le tecnologie con le quali questi sensori sono fabbricati ed il progetto di un accelerometro capacitivo.

7.1.2 Tecnologie di fabbricazione

Le tecnologie disponibili per realizzare sensori MEMS fanno tipicamente uso delle comuni tecnologie microelettroniche, che sono utilizzate anche per la fabbricazione dei circuiti integrati: tuttavia i materiali utilizzati comprendono, oltre al silicio, alcuni metalli e soprattutto polimeri. Tra i processi utilizzati ricordiamo la litografia e gli attacchi. Particolare importanza ha il Deep Reactive Ion Etching (DRIE), evoluzione del comune Reactive Ion Etching (RIE), sviluppato appositamente per fabbricare dispositivi MEMS, che permette di creare strutture ad elevato aspect-ratio.

Le tecnologie di fabbricazione MEMS sono generalmente classificate in due grandi categorie: si distinguono processi di tipo bulk micromachining e processi di tipo surface micromachining.

La prima tipologia di sensori è nata negli anni sessanta ed è tuttora la più usata. Essa si basa sul fatto che per realizzare le microstrutture viene asportato selettivamente parte del substrato, attraverso attacchi come il RIE o il DRIE, citati prima; in

questo modo si raggiungono spessori che possono variare da pochi micron a tutto lo spessore del wafer ($200\mu\text{m}$ o $500\mu\text{m}$). In questo caso, quindi, le strutture sono direttamente realizzate nel substrato. Tipicamente, le tecnologie di questo tipo rendono disponibili pochi layers, e i dispositivi fabbricati con esse sono generalmente più grandi. In figura 7.1 è rappresentato lo schema di una tecnologia di questo tipo, la SOIMUMPs di MEMSCAP inc.



Figura 7.1: Schema della tecnologia SOIMUMPs

In questo caso si possono distinguere il layer di substrato, il layer SOI, isolato dal substrato tramite un apposito strato di ossido, e layer di metalizzazioni che tuttavia non sono isolati elettricamente dal layer sul quale vengono depositati (SOI o Substrato). Il progettista ha la facoltà di scegliere lo spessore di SOI nel quale verranno effettivamente realizzate le strutture, tra $25\mu\text{m}$ e $10\mu\text{m}$.

Le strutture mobili vengono liberate, direttamente lavorando il substrato con un'opportuna maschera chiamata TRENCH.

La tecnologia di tipo surface, invece, è più recente in quanto è stata sviluppata solo negli anni ottanta. In questo caso viene lavorata solo la superficie del wafer, come per altro avviene nelle comuni tecnologie di fabbricazione dei circuiti integrati. Grazie a questa caratteristica spesso risulta più facile l'integrazione delle due tecnologie.

I dispositivi surface hanno tipicamente dimensioni che possono essere anche di un ordine di grandezza inferiore a quelli fabbricate in bulk micromachining: questo permette in generale di avere costi ed ingombri minori. Tuttavia, le piccole dimensioni delle masse rendono spesso questa tecnologia non adatta a particolari tipi di

microstrutture, soprattutto gli attuatori, che hanno bisogno di dimensioni tali da poter agire efficacemente sul mondo circostante. Tipicamente si hanno più layer disponibili in confronto ad una tecnologia bulk, ma le strutture mobili devono essere rilasciate con un processo aggiuntivo che solitamente è un attacco selettivo per rimuovere le strutture che ancorano le parti mobili. In figura 7.2 è rappresentato lo schema della tecnologia PolyMUMPs, sempre di MEMSCAP inc.

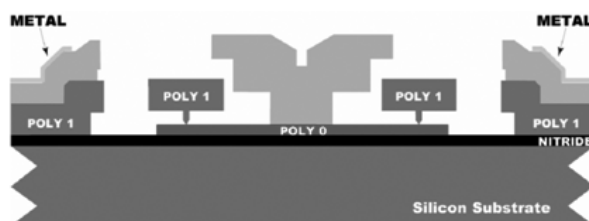


Figura 7.2: Schema della tecnologia PolyMUMPs

Il questo caso abbiamo tre livelli di polisilicio, tutti isolati elettricamente tra loro da opportuni strati di ossido e un ultimo livello di metal il cui scopo è quello di abbassare la resistenza totale delle piste. Gli spessori di polisilicio sono $0.5\mu\text{m}$ per il primo, $2\mu\text{m}$ per il secondo e $1.5\mu\text{m}$ per il terzo. Con questa tecnologia non è possibile creare strutture che abbiamo un fattore di forma più elevato di 1:1.

Sebbene sia stato affermato che le tecnologie di tipo surface permettono una più facile integrazione con tecnologie ad esempio di tipo standard per i circuiti integrati, in realtà questa è comunque difficile: i principali motivi sono da ricercare nelle alte temperature e tempi di annealing richieste dalla maggior parte delle tecnologie MEMS e nella necessità di avere una superficie perfettamente planare per la realizzazione dei circuiti CMOS. Tutto ciò fa sì che le tecnologie CMOS-MEMS siano poche e molto costose. Gli approcci possibili sono tipicamente tre: pre-CMOS, intra-CMOS, post-CMOS. Il primo richiede che il MEMS sia fabbricato prima dei circuiti integrati: per garantire la planarità del substrato anche dopo questa operazione, viene tipicamente scavato un trench nel substrato stesso dove viene collocato il dispositivo MEMS. Un esempio di tecnologia intra-CMOS è il processo che usa l'Analog Devices, dal nome i-MEMS, che utilizza una serie di passi di processo proprietari per

costruire contemporaneamente sia la parte circuitale che quella sensoristica. L'ultima tipologia prevede che il MEMS sia costruito successivamente alle strutture CMOS, attraverso una serie di maschere aggiuntive. Questi processi sono quelli che attirano il maggiore interesse per la possibilità di aumentare le performance dei circuiti grazie alla rimozione dei parassiti dovuti all'incapsulamento di una soluzione SiP e che si prevede avranno una grossa crescita nei prossimi anni.

Ad ogni modo oggi quasi tutte le tecnologie a basso costo disponibili per i circuiti sperimentali non sono compatibili con il processo CMOS, motivo per cui nel nostro progetto si è scelto un approccio di tipo SiP, con cui si incapsulano nello stesso package due die distinti, uno per i sensori MEMS e uno per l'elettronica di condizionamento.

Nei prossimi paragrafi, dopo un breve excursus sul principio di funzionamento degli accelerometri MEMS, verrà quindi presentato un progetto di questo sensore pensato per essere utilizzato in un sistema realizzato secondo questo approccio.

7.2 Un sensore MEMS: l'accelerometro

7.2.1 Principio di funzionamento

Il principio di funzionamento di un accelerometro può essere schematizzato come in figura 7.3.

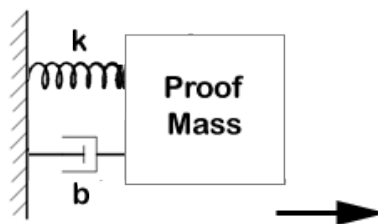


Figura 7.3: Schema di principio di un accelerometro

In generale questi sensori sono costituiti da una massa di prova (seismic mass), sulla quale agisce l'accelerazione applicata dall'esterno. La misura si effettua quantificando il movimento di questa massa rispetto alla posizione di riposo (accelerometri passivi) oppure la forza necessaria a mantenere la massa nella posizione di riposo (accelerometri attivi o force balanced accelerometers): questi ultimi necessitano di un controllo ad anello chiuso.

La massa è vincolata ad un sistema di riferimento fisso attraverso opportune molle descritte da una costante k . Il movimento della massa è frenato dall'attrito, dovuto al mezzo che la circonda: questo fenomeno è descritto dal coefficiente di smorzamento b .

Indicando con m la massa di prova, si ottiene che l'equazione che governa il sistema è la seguente:

$$m \frac{d^2x}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + kx = ma \quad (7.1)$$

Un accelerometro può quindi essere schematizzato come un sistema del secondo ordine con funzione di trasferimento

$$H(s) = \frac{X(s)}{A(s)} = \frac{1}{s^2 + \frac{b}{ms} + \frac{k}{m}} = \frac{1}{s^2 + \frac{\omega_r}{Q}s + \omega_r^2} \quad (7.2)$$

dove ω_r è la pulsazione di risonanza e Q il fattore di qualità del sistema. La relazione che lega la pulsazione di risonanza alla massa e alla costante elastica delle molle è la seguente:

$$\omega_r = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (7.3)$$

Tipicamente gli accelerometri vengono progettati per avere un fattore di qualità pari a 0.7. Esso può essere ricavato dalla seguente relazione

$$Q = \frac{m\omega_r}{b} \quad (7.4)$$

Possiamo definire la sensitività come il minimo ingresso che produce un valore in uscita. Essa è quindi esprimibile come

$$S = \frac{x}{a} = \frac{1}{\omega_f^2} \quad (7.5)$$

La sensitività rappresenta anche il guadagno del sistema meccanico: più l'accelerometro deve essere veloce più l'ampiezza del segnale di posizione letto sarà piccola.

7.2.2 Tipologie di accelerometri

Gli accelerometri vengono classificati in base al metodo con il quale viene letto lo spostamento: i più diffusi sono quelli piezoresistivi e quelli capacitivi, ma ne esistono molti altri come quelli piezoelettrici e quelli ad effetto tunnel.

I sensori piezoresistivi sono stati i primi ad essere sviluppati ed hanno il vantaggio di essere di semplice fabbricazione, a basso costo e di non richiedere complessi circuiti di misura. Tuttavia, presentano un'alta dipendenza dalla temperatura, una bassa sensibilità e un discreto consumo di potenza.

I sensori capacitivi, invece, associano alle semplici strutture meccaniche e ai bassi costi una bassa dipendenza dalla temperatura, un ampio range dinamico, e un basso consumo di potenza. Inoltre presentano generalmente alte sensitività. Lo svantaggio maggiore è quello di essere particolarmente sensibili alle capacità parassite. Infine, se si utilizzano questi sensori è necessario avere in uscita un circuito di lettura con buone prestazioni.

Nella nostra applicazione il consumo di potenza è particolarmente importante: per questo motivo è stato scelto di progettare una struttura di tipo capacitivo. Nel prossimo paragrafo verrà illustrato nel dettaglio il meccanismo di lettura per questo tipo di sensori.

7.2.3 Lettura capacitiva

La misura capacitiva è uno dei metodi più versatili di misurazione della posizione. Essa si basa sulla variazione di capacità per leggere lo spostamento della massa di prova causato dall'accelerazione applicata. In pratica si ha un elettrodo fisso e l'altro

solidale con la massa: quando questa si sposta cambia il valore della capacità tra i due elettrodi. Questo principio è mostrato in figura 7.4.

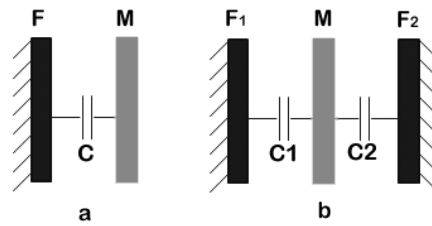


Figura 7.4: Schema di principio della lettura capacitiva assoluta (a) e differenziale (b)

Nella stessa figura si può notare come la lettura possa avvenire anche in modo differenziale: questo meccanismo ha il vantaggio di consentire una semplice cancellazione di molti effetti del secondo ordine, fornendo un segnale che è zero quando l'ingresso è nullo e i condensatori sono bilanciati e il cui segno indica la direzione del moto. In pratica in condizioni di riposo, quando cioè la massa è ferma, le distanze dell'elettrodo mobile da quelli fissi sono uguali. Se chiamiamo x_0 questa distanza, la capacità C_1 tra il primo elettrodo e la massa e quella C_2 tra il secondo elettrodo e la massa sono uguali tra loro e pari a

$$C_1 = C_2 = \epsilon \frac{S}{x_0} = \frac{k}{x_0} \quad (7.6)$$

Se la massa subisce uno spostamento x le due capacità diventano:

$$C_1 = \frac{k}{x_0 + x} \quad C_2 = \frac{k}{x_0 - x} \quad (7.7)$$

La differenza tra i due assume la forma

$$\Delta C = k \frac{2x}{x_0^2 - x^2} \quad (7.8)$$

che, per piccoli spostamenti intorno alla posizione di riposo da origine ad una relazione lineare tra la capacità e lo spostamento.

$$\Delta C = k \frac{2x}{x_0^2} \quad (7.9)$$

7.3 Progetto del sensore

7.3.1 Flusso di progetto

Tradizionalmente per il progetto di sensori MEMS viene seguito un approccio di tipo bottom-up, mentre solo recentemente è stato reso disponibile, grazie allo sviluppo di opportuni tools di sviluppo, un tipo di flusso di progetto top-down. I due approcci sono mostrati in figura 7.5

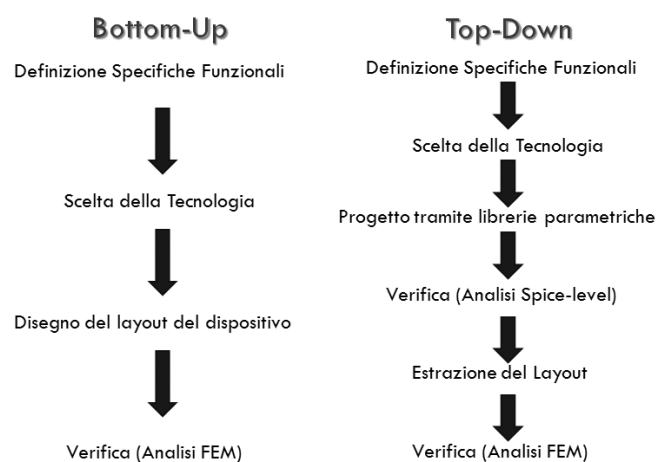


Figura 7.5: Flusso di progetto BottomUp e TopDown

Nel processo bottom-up, dopo la scelta della tecnologia, si procede subito con il disegno del layout del dispositivo. La validità del disegno è verificata con simulazioni che utilizzano il metodo degli elementi finiti (Finit Element Method - FEM) e che richiedono grande potenza di calcolo e tempi lunghi. Nell'approccio di tipo top-down è invece previsto un disegno schematico con librerie di componenti parametrici, descritti con modelli a parametri concentrati. Il dispositivo viene quindi descritto ad alto livello e simulato tramite analisi di tipo spice, che hanno il pregio di

essere molto più veloci e leggere. In questo modo prima dell'estrazione del layout è possibile effettuare un dimensionamento di massima. A questo punto il disegno del layout viene fatto dal CAD in modo automatico, a partire dalle dimensioni definite nello schematico, ed è possibile quindi fare analisi di tipo FEM per convalidare il dispositivo così estratto.

Questo processo risulta essere molto più veloce di quello tradizionale, ed è stato scelto per il progetto affrontato durante il lavoro di Dottorato.

7.3.2 Tools di sviluppo

I tools di sviluppo disponibili per il disegno di tipo top-down sono essenzialmente due: CoventorWare e SoftMEMS. Il primo ha una maggiore diffusione commerciale e si propone di diventare una valida alternativa, ai tradizionali tools utilizzati per l'approccio bottom-up (ANSYS e COMSOL Multiphysics). Per questo motivo è stato scelto per lo sviluppo di questo progetto.

Questa toolsuite si compone di diversi moduli, progettati per essere utilizzati in cascata, seguendo tutti i passi del flusso scelto. In figura 7.6 ne è rappresentata una schematizzazione.

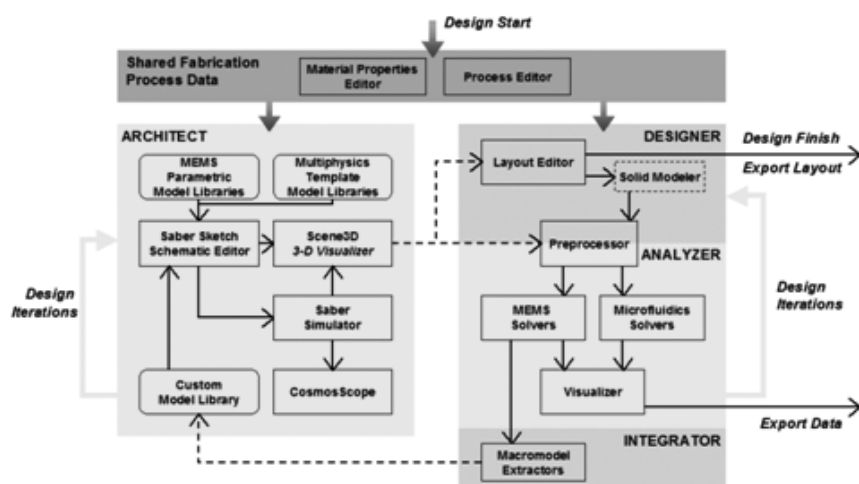


Figura 7.6: Organizzazione dei moduli di CoventorWare

In particolare, vi sono alcuni moduli di base che permettono di gestire la tecnologia: questa può essere una tecnologia standard o proprietaria in quanto è presente un editor nel quale è possibile aggiungere o modificare i passi di processo.

Il modulo entro il quale effettuare il disegno schematico è denominato ARCHITECT: qui vengono utilizzate le librerie parametriche per il disegno del dispositivo ed è presente anche un motore di rendering 3D per la verifica visuale immediata del sistema disegnato. Le librerie di questo modulo non contengono solamente componenti MEMS ma anche circuitali: è quindi possibile disegnare tutta la catena di misura compresa l'elettronica di condizionamento per simulare il sistema nel suo complesso. Le simulazioni vengono fatte utilizzando Saber e i risultati vengono visualizzati in CosmoScope.

Una volta che il disegno è stato così validato viene esportato il layout. Il modulo che si occupa della gestione dei disegni fisici è chiamato DESIGNER. Dal layout può essere creato un modello tridimensionale attraverso un apposito motore chiamato *preprocessor* con il quale può anche essere applicata una mesh al modello così estratto. Il *preprocessor* è quindi un modulo di interfaccia tra DESIGNER e il modulo che si occupa della simulazione agli elementi finiti, ANALYZER. Infine, è presente un ultimo modulo che estrapola un modello a parametri concentrati per la struttura appena simulata: questo modulo è chiamato INTEGRATOR ed è particolarmente comodo per creare elementi di libreria personalizzati da utilizzare nei disegni schematici e con i quali disegnare anche sistemi più complessi.

Nei prossimi paragrafi verrà mostrato il progetto dell'accelerometro interamente svolto con l'aiuto di questi tools.

7.3.3 Specifiche

L'applicazione alla quale ci rivolgiamo è quella del monitoraggio delle attività umane.

Dalla letteratura e dalle prove effettuate sulla piattaforma ad elementi discreti, si evince che, a questo scopo, il sensore dovrà avere un fondo scala di almeno $\pm 6g$; visto che i movimenti umani sono piuttosto lenti, una banda di 200Hz è più che sufficiente: questo significa che si necessita di una frequenza di risonanza di almeno 2kHz. Per il sistema si vuole ottenere un fattore di qualità di 0.7.

Il minimo movimento umano ha un'intensità di circa 3mg: la risoluzione del dispositivo finale dovrà avere circa questo ordine di grandezza. Tuttavia la risoluzione dipende moltissimo dalla catena di misura posta a valle dell'elemento sensibile, quindi non è stata considerata un parametro di progetto.

Per testare il flusso di progettazione si è scelto di disegnare nel primo prototipo solo strutture complanari: il movimento della massa è quindi confinato ad un piano, pertanto ci si concentra su strutture uniassiali o biassiali.

Infine, si prende in considerazione solo l'ipotesi di una catena di lettura ad anello aperto.

7.3.4 Scelta della tecnologia

Per quanto riguarda la tecnologia si è concentrata l'attenzione su quelle messe a disposizione da MEMSCAP, alla quale abbiamo già accennato. Infatti questa fonderia, tramite il circuito EUROPRACTICE, fornisce i suoi servizi ad un costo privilegiato per centri di ricerca ed università ed inoltre presenta una buona varietà di opzioni per quanto riguarda i processi tecnologici.

Sono già stati descritti i processi di maggiore interesse: il processo bulk SOI-MUMPs e quello surface PolyMUMPs. La decisione su quale tecnologia utilizzare è stata presa sulla base delle seguenti considerazioni. Come già illustrato, un accelerometro MEMS è tipicamente costituito da una massa di prova posta in sospensione attraverso opportune molle. Le proprietà fisiche di queste molle sono descritte da una costante k , detta costante di elasticità della molla, che sostanzialmente rappresenta la sua rigidità in una determinata direzione. Infatti, considerando la legge di Hooke che descrive il legame tra la forza F applicata alla molla e la sua elongazione x , si ha che

$$F = -k\delta x \quad (7.10)$$

Pertanto, a parità di forza applicata lo spostamento è minore (molla più rigida) se k è maggiore. Questo è importante per quanto riguarda la cosiddetta sensibilità incrociata tra assi diversi (cross-axis sensitivity). Infatti, se si vuole disegnare un

accelerometro che sia sensibile solo lungo un determinato asse, è necessario che le accelerazioni lungo gli altri assi non influenzino la misura nella direzione desiderata.

Quindi, se ad esempio si vuole disegnare un accelerometro uniassiale nella direzione y , occorrerà garantire che i rapporti (K_x/K_y) e (K_z/K_y) siano elevati. Invece, nel caso biassiale con sensibilità nelle direzioni x e y , si dovranno ottenere delle costanti identiche lungo queste direzioni, per garantire che il sensore risponda in modo uguale a queste accelerazioni, mentre si dovrà garantire un alto rapporto (K_z/K_{xy})

Le costanti di elasticità dipendono sostanzialmente dalla geometria delle molle. Le configurazioni possibili sono moltissime; in figura 7.7 sono rappresentate le principali.

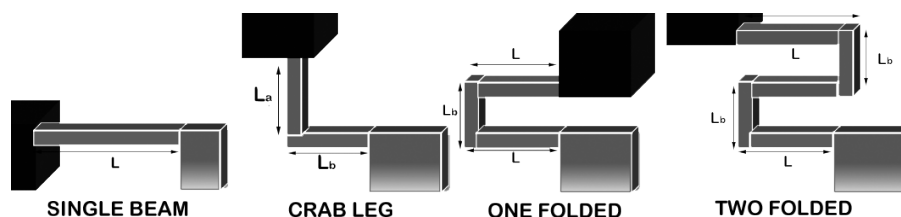


Figura 7.7: Principali configurazioni di molle

In tabella 7.1 sono riportati i valori delle costanti per ciascuna configurazione, dove w è la larghezza della trave mentre t è lo spessore.

Tabella 7.1: Costanti di elasticità delle molle

	Single Beam	Crab	One folded	Two folded	Three folded
K_x	$\frac{Et w^3}{l^3}$	$\frac{Et w^3 (4l_a + 4l_b)}{4l_a^3 (l_a + l_b)}$	$\frac{Et w^3}{2l^3}$	$\frac{Et w^3}{3l^3}$	$\frac{Et w^3}{4l^3}$
K_y	$\frac{Et w}{l}$	$\frac{Et w^3 (l_a + 4l_b)}{4l_b^3 (l_a + l_b)}$	$\frac{Et w^3}{6l_b^2 l}$	$\frac{Et w^3}{24l_b^2 l}$	$\frac{Et w^3}{60l_b^2 l}$
K_z	$\frac{Et^3 w}{l^3}$	$\frac{Et^3 w}{(l_a + l_b)^3}$	$\frac{Et w^3}{2l^3}$	$\frac{Et w^3}{3l^3}$	$\frac{Et w^3}{4l^3}$

Come si può notare dai valori tabulati, si ha che generalmente il rapporto tra le costanti dei movimenti complanari (K_x/K_y) , dipende dalla lunghezza della trave che è un parametro di progetto sul quale si può facilmente agire. Invece, il rapporto K_z/K_y

dipende dallo spessore della trave e , precisamente, maggiore è lo spessore maggiore è il rapporto. Pertanto, si è scelto di utilizzare la tecnologia SOIMUMPs con spessore massimo, ovvero $25\mu\text{m}$. Infatti, nel caso della PolyMUMPs, non potendo costruire strutture con fattore di forma maggiore di 1:1, si avrebbe sempre la stessa rigidità su y e z .

7.3.5 Strutture di test

Per il progetto sono state individuate quattro strutture di test: un'accelerometro uniasiale e tre accelerometri biassiali. Per quanto riguarda la tipologia di molle utilizzate, sono state fatte alcune considerazioni di fattibilità a seguito della tecnologia scelta.

Per l'accelerometro uniasiale è stata scelta una tipologia ad un ripiegamento, poichè, come si può notare dai valori in tabella 7.1, all'aumentare dei ripiegamenti e a parità di costante che si desidera ottenere, si ha una riduzione della lunghezza complessiva della molla, ma il rapporto K_x/K_y decresce molto velocemente: occorre quindi scegliere una soluzione di compromesso che nel nostro caso è quella di un solo ripiegamento.

Per quanto riguarda gli accelerometri biassiali, la soluzione a molle ripiegate (o a T) è stata scartata in quanto lasciava poco spazio libero per le strutture capacitive di sensing che vanno poste intorno alla massa. Si è passati quindi a valutare delle semplici molle a gomito (crab): si è disegnata una prima versione in cui le travi sono ripiegate verso l'esterno ed una seconda nella quale le travi sono ripiegate verso l'interno essenzialmente perchè in questo modo si riduce l'ingombro complessivo.

Con le strutture a gomito è molto difficile trovare una K_x uguale a K_y , in quanto la struttura non è perfettamente simmetrica nelle due direzioni. Per questo motivo è stata aggiunta una struttura con molle particolari, a Q, che derivano essenzialmente dall'unione delle due soluzioni a gomito presentate.

Le varie strutture di test sono mostrate in 7.8



Figura 7.8: Strutture di test

7.3.6 Disegno con librerie parametriche

Una volta individuate le strutture di test è stato possibile procedere con il disegno schematico.

In ARCHITECT sono presenti diversi componenti: esistono *beam* per modellizzare le travi, *rigid plate* per le masse, e strutture interdigitate per la lettura capacitiva. Per ciascuna di queste è possibile, in opportune finestre di configurazione, descriverne la geometria (ad esempio la lunghezza e la larghezza delle travi) o alcune proprietà fisiche come lo smorzamento. Occorre osservare che in questa fase è particolarmente importante porre attenzione a dove si pongono i vincoli meccanici ed ad utilizzare elementi di libreria che siano effettivamente realizzabili nella tecnologia scelta.

Per fare un esempio, nel tool di sviluppo sono presenti due elementi distinti per la lettura capacitiva che sono rappresentati in figura 7.9, e che corrispondono a due situazioni diverse.

Nel caso a si ha il vantaggio che la struttura è molto più simmetrica e compatta. Tuttavia essa non è applicabile alla tecnologia scelta in quanto, essendoci un solo layer, non è possibile collegare tra loro le dita che fanno capo ad uno stesso elettrodo della capacità senza cortocircuitarle elettricamente all'altro elettrodo. Nel caso b, invece, siccome le dita che rappresentano un singolo elettrodo restano tutte dallo stesso lato della massa, possono essere collegate tra loro senza problemi. Per questo progetto quindi è stato scelto un modello corrispondente al secondo descritto.

In figura 7.10 è rappresentato lo schematico disegnato per l'accelrometro uniasiale.

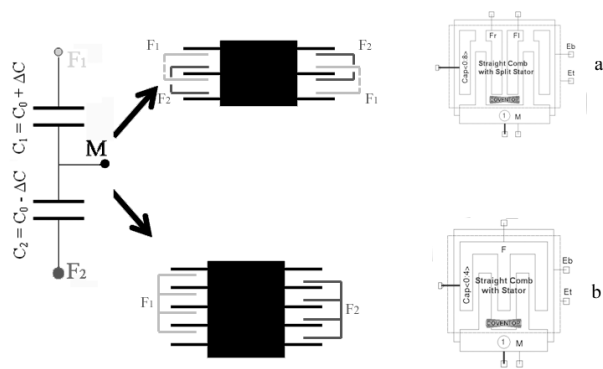


Figura 7.9: Elementi di libreria per la lettura capacitiva

Come si può notare sono presenti tutti gli elementi descritti precedentemente, ai quali sono aggiunti opportuni elementi logici di libreria: essi non rappresentano cioè un blocco che verrà effettivamente realizzato ma sono utili per effettuare corrette simulazioni. Un esempio di questi blocchi è dato dai *fixed knot* utilizzati per indicare i vincoli meccanici della struttura, o dalle interfacce utilizzate per visualizzare durante la simulazione le varie componenti di capacità o i sei gradi di libertà del sistema.

Per completezza, si riportano in figura 7.11 gli schematici relativi alle strutture con molle a gomito e in 7.12, quelle con molle a Q.

7.3.7 Dimensionamento

Una volta disegnati gli schematici si è proseguito con il dimensionamento dei vari blocchi che compongono gli accelerometri. Alcune dimensioni sono fissate dai vincoli tecnologici: tutte le strutture sono realizzate sul livello SOI, quindi dovranno avere spessore pari a $25\mu\text{m}$.

La minima distanza è fissata a $2\mu\text{m}$, ma per strutture parallele è $3\mu\text{m}$; la minima larghezza è $2\mu\text{m}$, ma per strutture molto lunghe ($l > 300\mu\text{m}$) diventa $3\mu\text{m}$.

Il dimensionamento è stato condotto per ottenere un valore di capacità a riposo pari a 1pF , una frequenza di risonanza di 2kHz e un fattore di qualità di 0.7 .

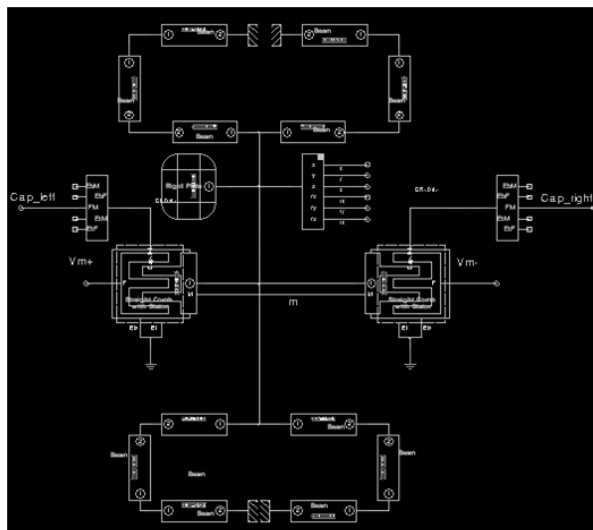


Figura 7.10: Schematico per l'accelerometro uniassiale

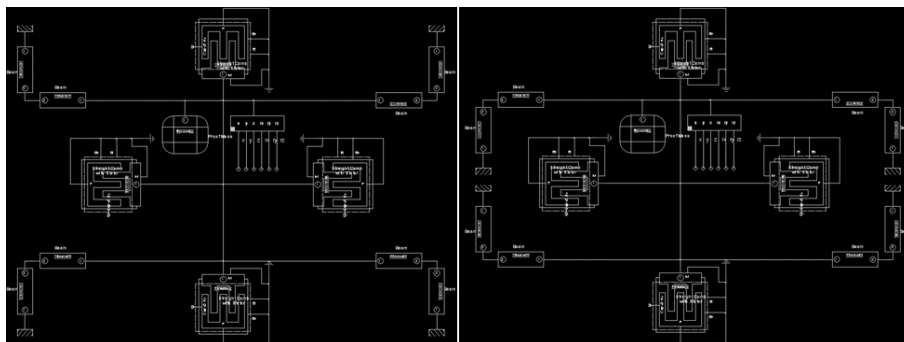


Figura 7.11: Schematico per gli accelerometri con molle a gomito, esterne ed interne

In tabella 7.2 sono riassunte le dimensioni delle varie parti che compongono gli accelerometri.

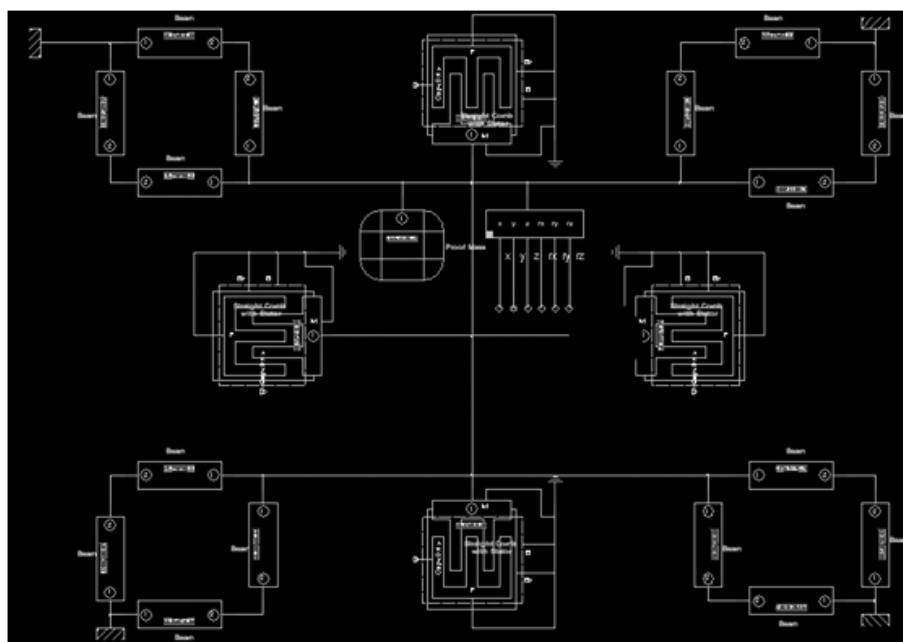


Figura 7.12: Schematico per l'accelerometro con molle a Q

Tabella 7.2: Dimensioni degli accelerometri disegnati

	Uniassiale	Crab	Q
Lmassa	270	890	660
Hmassa	1340	---	---
Lmolle	371	354	480
Lplate	300	234	350
Nrot	45	58	38
Lb	25	10	10
Nb_x	6	32	32
Nb_y	30	32	32

7.3.8 Analisi a parametri concentrati

Sono quindi state condotte alcune analisi tipo spice, per valutare il corretto dimensionamento della struttura. Una prima analisi svolta è stata quella in frequenza. A tale proposito è possibile mettere nella finestra di configurazione della massa la possibilità di tenere conto, durante l'analisi, della componente di smorzamento. Dalla relazione 7.4, si nota che, qualora il coefficiente corrispondente sia nullo, si ha una risposta sottosmorzata, e sarà possibile individuare molto facilmente la corrispondente frequenza di risonanza nella funzione di trasferimento del sistema. Un esempio di questa analisi è mostrato in figura 7.13

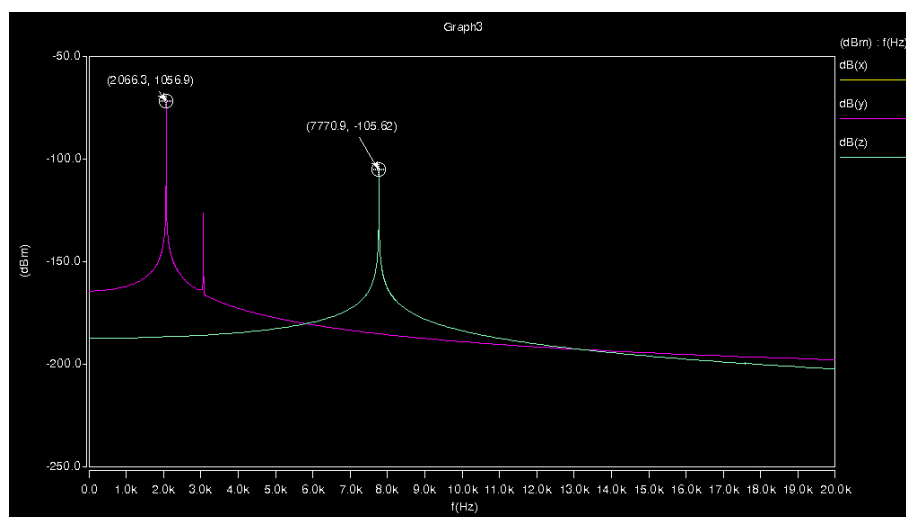


Figura 7.13: Analisi in frequenza in assenza di smorzamento: l'accelerometro a Q

E' possibile notare come le frequenze di risonanza del sistema siano perfettamente sovrapposte per gli assi sensibili e come siano vicine al valore cercato di 2kHz. Inoltre data la relazione 7.3, è possibile ricavare che il rapporto tra le costanti elastiche in due particolari direzioni è legato al rapporto tra le frequenze di risonanza secondo l'espressione

$$\frac{k_1}{k_2} = \left(\frac{f_{r1}}{f_{r2}} \right)^2 \quad (7.11)$$

Quindi da questa analisi è anche possibile ricavare una stima per i rapporti tra le costanti elastiche nelle varie direzioni. Si può pertanto concludere che l'accelerometro a Q presenta un'ottima simmetria con rigidità uguali in entrambe le direzioni di sensing.

In tabella 7.3 sono riportati i valori di frequenza simulati misurate in Hz e rispettivi rapporti tra le costanti elastiche.

Tabella 7.3: Frequenza di risonanza simulate

	Uniassiale	Crab Ext	Crab Int	Q
f_x	11373	2026	2014	2066
f_y	1958	2032	2040	2066
f_z	> 20000	7667	7617	7701
k_x/k_y	33.4	0.99	0.98	1
k_z/k_y	>100	14.61	13.9	13.9

Un'altra importante simulazione è quella in transitorio della quale mostriamo un esempio in figura 7.14

I tempi di risposta non sono in questo caso critici, ma è comunque opportuno verificare che, una volta introdotto lo smorzamento, la risposta dell'accelerometro ad un gradino di accelerazione sia stabile e non produca oscillazioni eccessive. Tramite il simulatore è infatti possibile impostare, come se fosse un segnale elettrico, un'accelerazione che in figura ha intensità pari a 1g: la simulazione di questi sistemi a parametri concentrati è davvero del tutto simile a quella circuitale elettrica, anche se le grandezze in gioco derivano sia dal dominio elettrico che meccanico.

Questo tipo di simulazione è molto utile anche per valutare la risposta del sistema (spostamento e variazione di capacità) ad un ben definito valore di accelerazione.

Inoltre è possibile fare una spazzolata in continua (dc-sweep) per valutare, ad esempio, la variazione dei valori di capacità in risposta a diverse accelerazioni e la

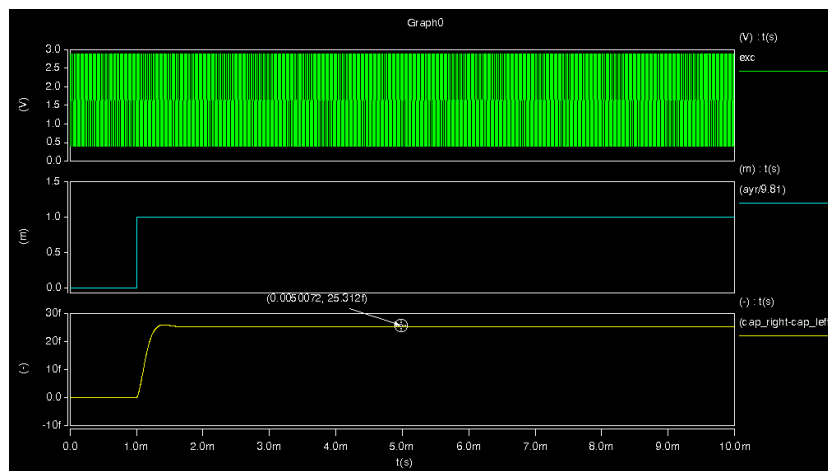


Figura 7.14: Analisi in transitorio: l'accelerometro uniaassiale

linearità del sistema. In figura 7.15 è mostrata questa simulazione applicata al caso dell'accelerometro con molle a gomito ripiegate verso l'interno.

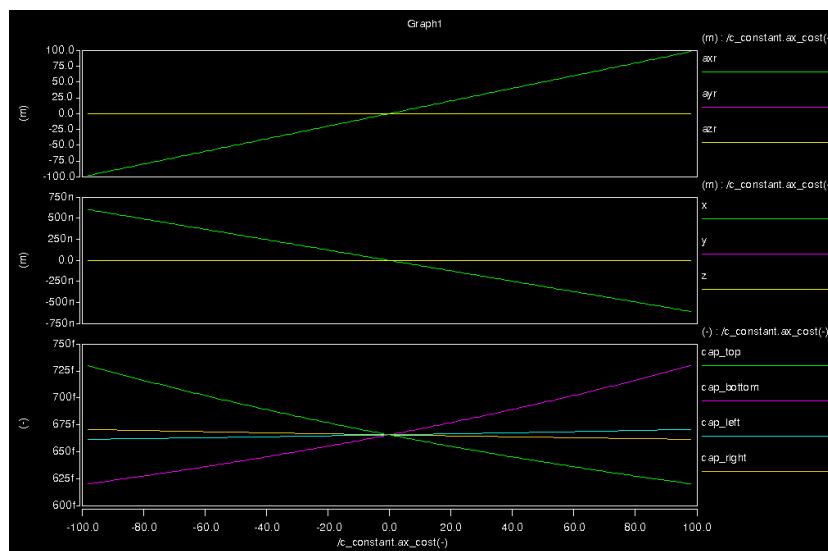


Figura 7.15: Spazzolata in continua: l'accelerometro crab interno

In questo caso viene mostrato come variano lo spostamento della massa e le capacità al variare dell'accelerazione applicata che in questo caso ha la direzione dell'asse x e assume valori tra $\pm 10g$. Per la nomenclatura si può fare riferimento alla figura 7.11 Si può notare che la variazione di capacità è sufficientemente lineare se ci si concentra sul campo del fondoscala considerato per questo progetto, cioè $\pm 6g$.

Oltre a queste elencate, vi sono molte altre possibilità, come quella dell'analisi Montecarlo, utili a definire nel modo più preciso possibile il comportamento del sensore.

7.3.9 Estrazione del layout

Una volta terminate le simulazioni si è dato via alla procedura di estrazione automatica del layout: il tool preposto a questa funzione estrae dal disegno schematico le maschere dei layer in esso definiti. E' possibile anche verificare la correttezza del layout estrapolando da questo un modello tridimensionale.

In figura 7.16 sono mostrati il layout estratto e il relativo modello 3D dell'accelerometro uniassiale.

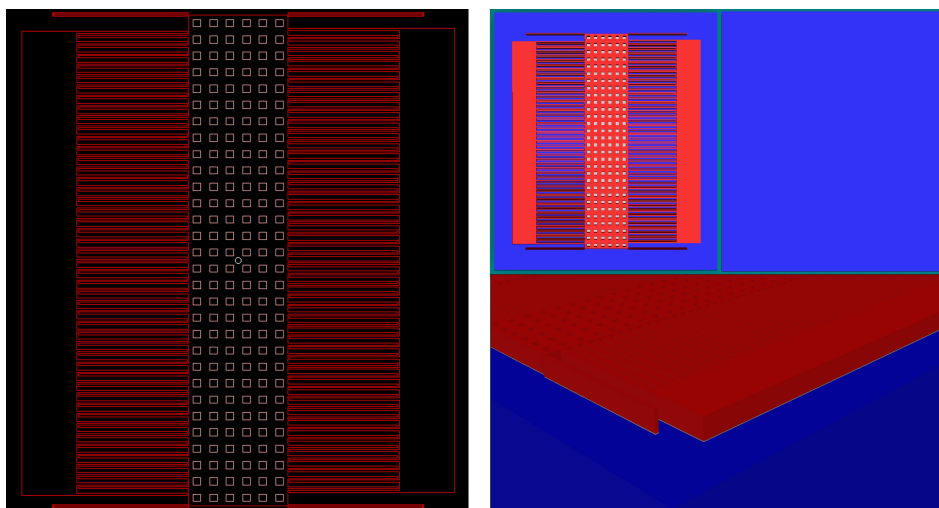


Figura 7.16: Layout estratto e modello 3D dell'accelerometro uniassiale

Il modello estratto non è corretto: infatti la procedura automatica considera solo i layer nei quali vengono realizzate le strutture, che nel caso della tecnologia SOI-MUMPs è il solo layer SOI. Tuttavia, per creare strutture sospese, nella realtà è opportuno lavorare anche il substrato del wafer: non è necessario descrivere questo passo di processo in sede di schematico, ma è importante che sia ben definito in sede di layout. Pertanto andrà aggiunto manualmente il layer TRENCH.

Inoltre, nello schematico sono stati posti i vincoli meccanici attraverso l'uso del componente di libreria *fixed Knox*: questo è un elemento logico, che non viene preso in considerazione nel layout ma serve solamente a definire correttamente i punti di riferimento durante le simulazioni. Nel layout definitivo occorrerà quindi anche definire un frame di riferimento e ad esso vincolare l'accelerometro.

Infine, per estrapolare un disegno che sia meccanicamente robusto e tolleri bene gli stress sia durante il processo di fabbricazione sia durante l'effettivo funzionamento, è necessaria qualche modifica manuale alle strutture estrapolate. Ad esempio, tutte le strutture sospese, molto lunghe e strette, necessitano di un rinforzo nel punto in cui sono vincolate. In particolare, non è consigliabile disegnare i vincoli tramite angoli retti, ma è opportuno utilizzare strutture più stondate che sopportino meglio gli sforzi. In figura 7.17 sono mostrate le due soluzioni a confronto, quella estrapolata automaticamente e quella modificata con i rinforzi.

Si noti la forma particolare che si è fatta assumere alle molle al fine di renderle meno spigolose possibile.

Infine, per garantire che il sensore disegnato possa sopravvivere in caso di urti, sono state predisposte alcune strutture, chiamate stopper, che impediscono alle strutture capacitive mobili di urtare quelle fisse in caso di forti accelerazioni applicate. Infatti, se questo avvenisse, si avrebbe il cosiddetto pull-in, fenomeno per cui le parti mobili di una struttura si incollano a quelle fisse e non vengono più rilasciate. Questo avviene quando i due elettrodi sono molto vicini tra loro e la forza di attrazione dovuta ai potenziali applicati è talmente elevata che la forza di richiamo delle molle non riesce più a controbilanciarla. Tipicamente gli stopper vengono disegnati al centro della massa per limitarne lo spostamento nelle due direzioni. Tuttavia, questo non è stato possibile a causa del fatto che sotto la massa il substrato è asportato per con-

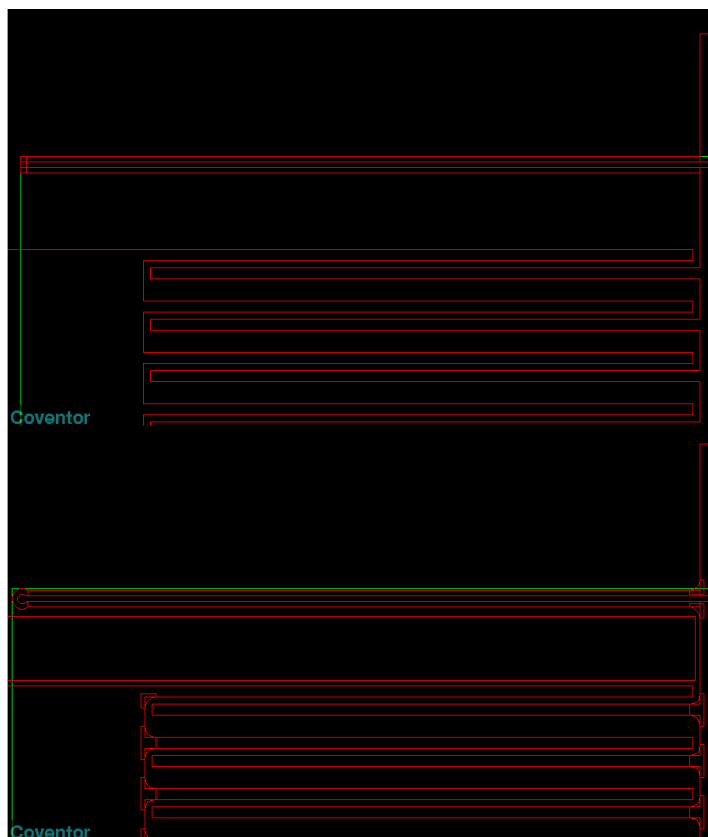


Figura 7.17: Modifiche al disegno per aumentarne la robustezza

sentirne il movimento: sono quindi stati previsti quattro strutture diverse per limitare i movimenti positivi e negativi, lungo x e y.

Il layout completo dell'accelerometro uniassiale è mostrato in figura 7.18.

Il layer rosso, rappresenta il livello di SOI, quello verde il layer TRENCH. Il livello rosa, invece, è chiamato SOIHOLE e serve esclusivamente a rendere più semplice il disegno del livello SOI, fornendo un modo semplice per disegnare i buchi su una struttura. Per completezza in figura 7.19 vengono riportati i disegni anche degli altri layout.

In particolare, in alto a sinistra troviamo l'accelerometro con molle a gomito

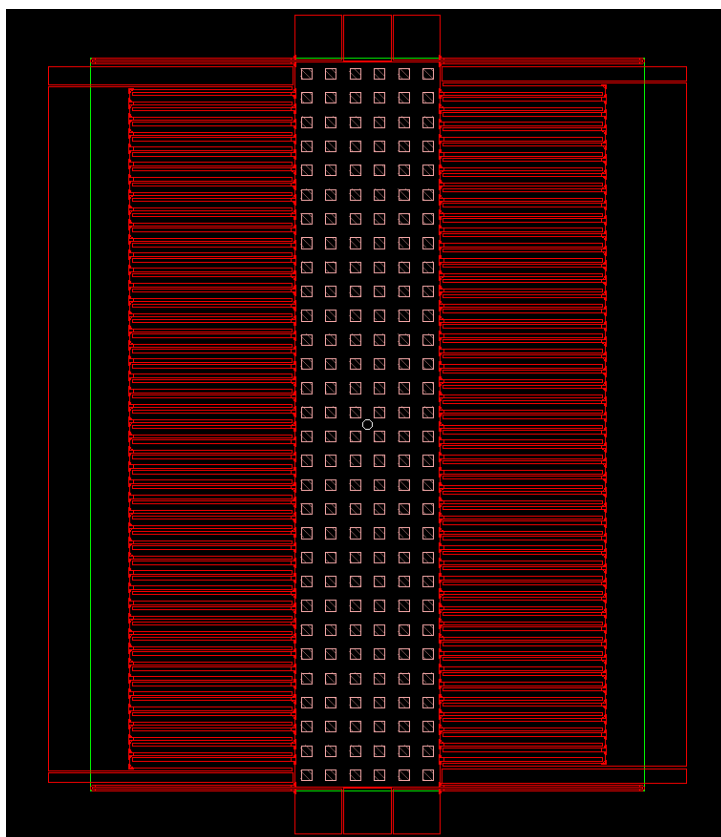


Figura 7.18: Layout definitivo dell'accelerometro uniassiale

ripiegate verso l'esterno, in alto a destra quello con le molle verso l'interno ed infine quello con le molle a Q.

In tabella 7.4 sono riportate le dimensioni degli accelerometri, misurate a partire dal punto in cui essi sono ancorati al frame di riferimento. Tutte le misure sono da intendersi in μm .

Si può osservare che le minori dimensioni ottenute con la soluzione a molle ripiegate verso l'interno sono però associate ad una forma non perfettamente quadrata, che potrebbe portare difficoltà in sede di disegno del layout definitivo.

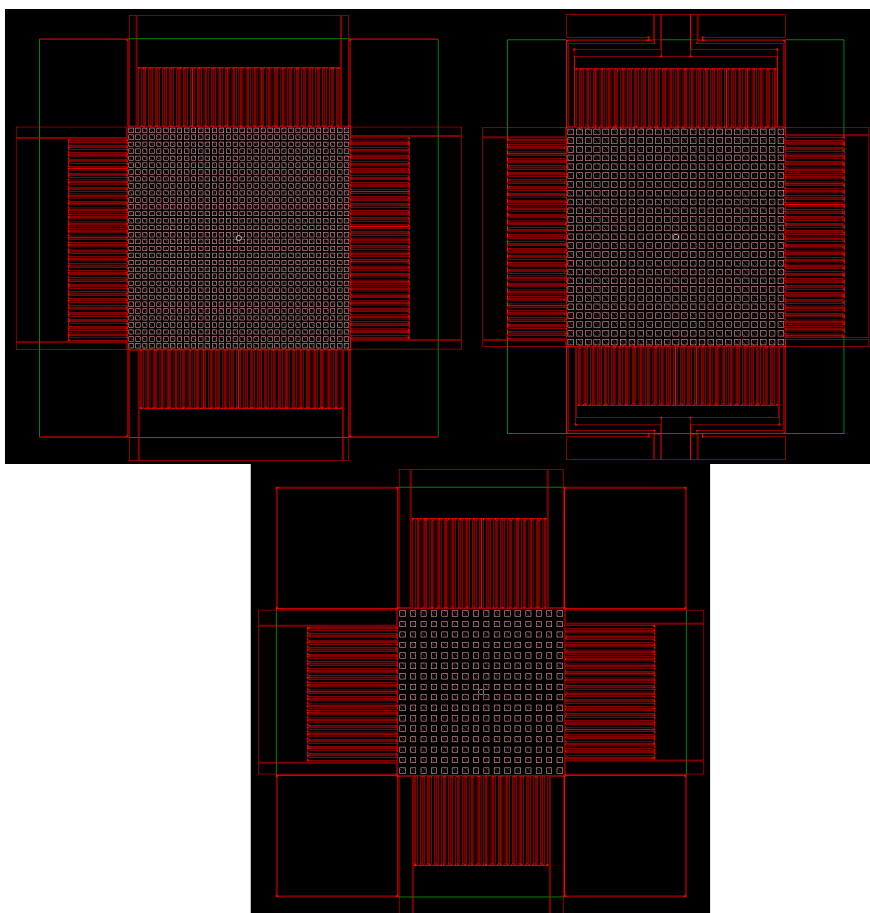


Figura 7.19: Layouts definitivi degli accelerometri biassiali

Tabella 7.4: Dimensioni degli accelerometri disegnati [μm]

	Uniassiale	Crab Ext	Crab Int	Q
Dimensione X	1024	1604	1362	1624
Dimensione Y	1356	1604	1596	1624

7.3.10 Analisi FEM

Una volta completato il disegno del layout dei vari dispositivi, è possibile estrarre di nuovo il modello tridimensionale e verificarne la correttezza. Quando il risultato è soddisfacente si può procedere ad applicare una mesh al modello estratto e fare qualche analisi agli elementi finiti.

In generale, durante questo progetto ci si è concentrati sulle analisi a parametri concentrati descritte in precedenza. Lo scopo delle analisi FEM fatte è quindi quello di validare l'approccio seguito: in particolare, si è voluto valutare se ci fosse molta differenza tra le due tipologie di simulazioni. In tabella 7.5 è mostrato il risultato di un'analisi modale, che ha lo scopo di verificare l'andamento della risposta in frequenza dell'accelerometro uniassiale.

Tabella 7.5: Analisi modale sull'accelerometro uniassiale

	Frequenza
Modo 1	1.997E3
Modo 2	1.2908E4
Modo 3	2.3864E4

Se confrontati con i risultati riportati in 7.3, è possibile notare una buona concordanza: si può concludere che utilizzando l'analisi sullo schematico non si ha una perdita di informazioni tali da pregiudicare la bontà dell'approccio. In generale, questa tendenza è stata mantenuta con tutte le analisi svolte, anche se la distanza tra le due soluzioni aumentava al crescere della complessità della struttura analizzata.

7.3.11 Scelta del package

Prima di disegnare il layout finale da sottoporre alla fonderia è stato necessario selezionare il package da utilizzare per il chip.

Il package scelto è un package ceramico a cavità aperta: questa soluzione permette infatti di alloggiare l'accelerometro in modo tale che la massa sia libera di muoversi e sia circondata da aria, come previsto durante il dimensionamento del sensore.

Le dimensioni del die fornito dalla fonderia sono fissate in 10x10mm: il subdicing è possibile ma aggiunge costi alla realizzazione. A causa delle grandi dimensioni del die si è dovuto scegliere un package abbastanza grosso, un PGA a 84 piedini.

7.3.12 Layout completo

Il layout completo, sottomesso alla fonderia, è mostrato in figura 7.20

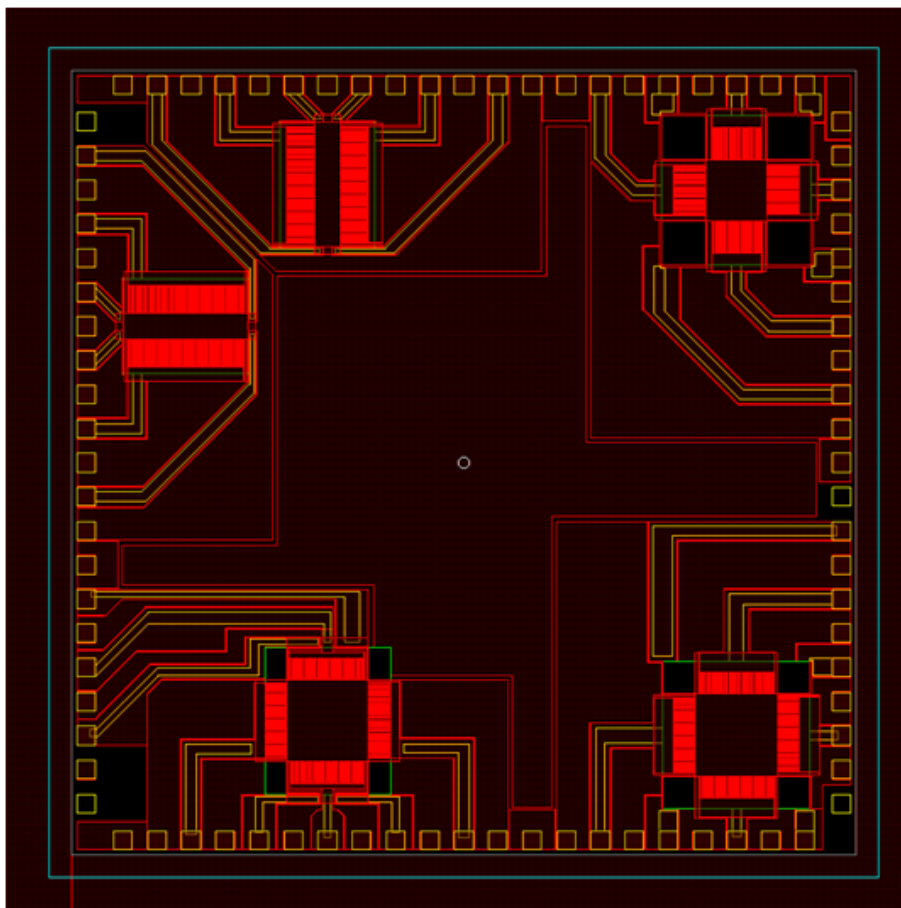


Figura 7.20: Layout completo dei sensori progettati

Nel layout finale sono presenti due accelerometri uniassiali identici, disposti a 90 gradi tra loro, per poter valutare l'incremento di ingombro di una soluzione di questo tipo rispetto ad una soluzione biassiale compatta. Sono poi facilmente identificabili tutte le altre strutture di test: a partire dalla soluzione uniassiale, in senso orario troviamo l'accelerometro con molle a Q, quello con molle a gomito ripegate verso l'esterno ed infine quello con molle verso l'interno.

Siccome la misura della posizione della massa avviene in modo differenziale si è cercato di mantenere le piste che vanno dai piedini alle strutture da leggere il più simmetriche possibili.

Inoltre, grazie all'abbondanza di piedini disponibili, tutte le strutture quali stopper, parti di silicio inutilizzato tra due sensori e bulk, sono state collegate verso l'esterno per poter valutare, in fase di test successivi, l'influenza di un potenziale fisso sul funzionamento dell'accelerometro.

7.4 Realizzazione e test

7.4.1 Realizzazione

Il layout definitivo è stato effettivamente realizzato: sono stati prodotti un totale di quindici esemplari, dieci dei quali sono stati incapsulati nel package scelto, mentre cinque sono rimasti die nudi.

In figura 7.21 è mostrata una fotografia del package chiuso e aperto.

In figura 7.22 è mostrata invece una fotografia realizzata osservando il chip al microscopio.

7.4.2 Scheda di test

Per il test del chip è stata realizzata un'opportuna scheda a circuito stampato.

Il problema principale da affrontare è quello della lettura di una variazione di capacità molto piccola, alla quale si sovrappongono moltissime componenti parassite, dovute essenzialmente al package nel quale è racchiuso il chip. A questo scopo si è pensato di utilizzare nella catena di lettura un componente commerciale prodotto da

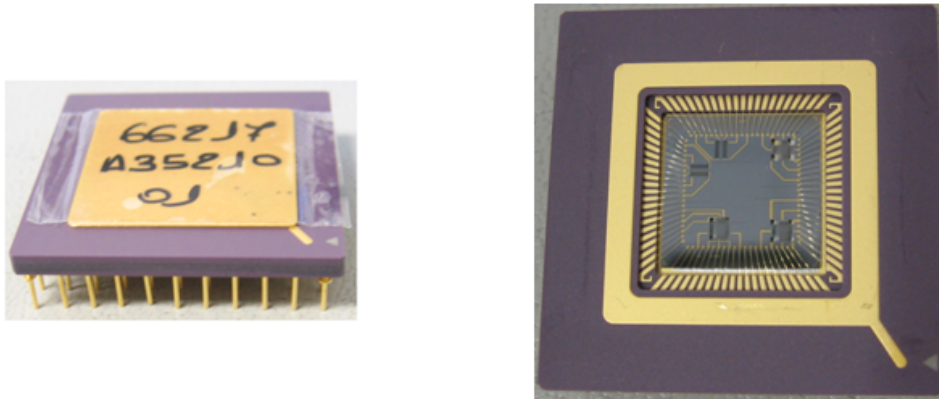


Figura 7.21: Fotografia del chip incapsulato

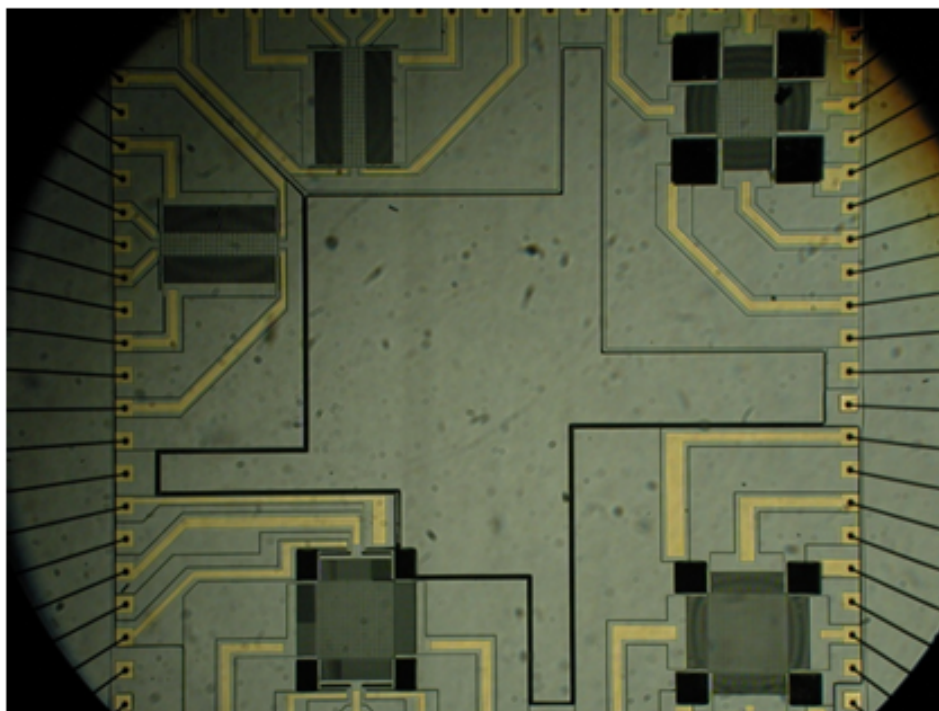


Figura 7.22: Fotografia del chip al microscopio

Analog Devices, il AD7746. Questo chip converte dei valori di capacità misurati in un codice digitale e ha una risoluzione di 4aF su un campo di misura di $\pm 4\text{pF}$. Inoltre, è capace di misure differenziali e fornisce un segnale a 32kHz con il quale è possibile pilotare un elettrodo della struttura sotto test. Appare quindi come un ottimo candidato per il test del chip prodotto.

Per l'acquisizione dei dati si è pensato di utilizzare le stesse schede utilizzate per il secondo prototipo di piattaforma indossabile realizzato, descritto nel capitolo precedente. Grazie alla possibilità di comandare la lettura dei dati da remoto ed in particolare attraverso una rete ZigBee, è così effettuare i test senza toccare l'accelerometro, evitando quindi di influenzare la misura.

L'AD7746 ha un'interfaccia seriale che utilizza il protocollo I²C, mentre il SoC CC243x, utilizzato per l'acquisizione e la trasmissione dei dati, possiede solamente un'interfaccia SPI. Si è reso necessario quindi prevedere un convertitore I²C/SPI, che è stato individuato nel dispositivo SC18IS600 prodotto da Philips.

In figura 7.23 è mostrata invece una fotografia della scheda a circuito stampato realizzata.

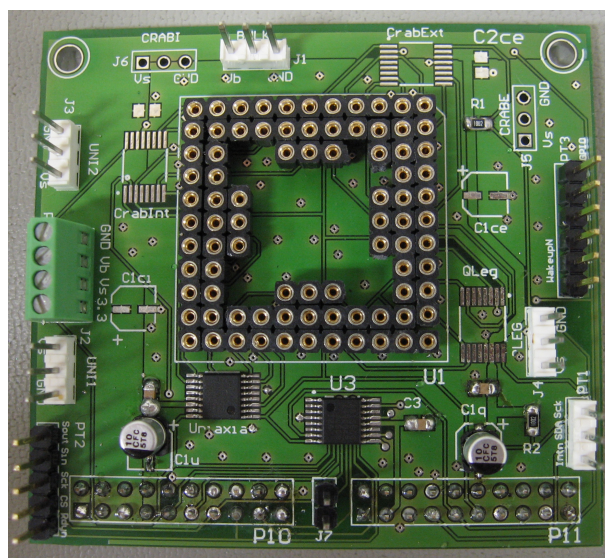


Figura 7.23: PCB per il test del chip

Per mantenere corte le piste tra l'accelerometro da provare e l'AD7746, sono stati previsti quattro di questi dispositivi, ciascuno dei quali sarà deputato ad una particolare struttura di test. Gli accelerometri uniassiali sono stati considerati come un unico sensore biassiale e pertanto è stato previsto un solo circuito di lettura. Durante il montaggio della scheda occorre mettere un solo dispositivo di conversione della capacità per evitare conflitti sul bus I²C, in quanto l'indirizzo di questo integrato è fissato e non modificabile.

Siccome la lunghezza delle piste dei dati I²C non è critica, è stato previsto un unico SC18IS600.

7.4.3 Set-up sperimentale

Per applicare un'accelerazione al sensore e quindi valutare la variazione di capacità corrispondente, si è deciso di utilizzare l'accelerazione di gravità ed effettuare misure di inclinazione. A questo scopo è stato utilizzato un micromanipolatore che permette di ruotare accuratamente un oggetto: la risoluzione possibile è pari ad un sessantesimo di grado.

In figura 7.24 è mostrato il setup utilizzato.

Sono stati considerati 17 angoli: in particolare l'angolo giro è stato percorso a passi di 30 gradi e di 45 gradi; a questi si è aggiunta la misura del grado 1, che è risultato il grado minimo oltre al quale le imperfezioni di posizionamento manuale del micromanipolatore avrebbero agito in modo considerevole sulla misura.

E' stato infine sviluppato un opportuno firmware che permettesse l'acquisizione di 1000 misure per ciascun angolo.

Lo scopo delle misure è quello di valutare lo scostamento dei valori di capacità misurati da quelli simulati con le analisi a parametri concentrati e quindi validare la bontà dell'approccio.

7.4.4 Risultati

A tutt'ora sono stati simulati solamente gli accelerometri uniassiali e sono in corso i test sull'accelerometro con molle a Q.

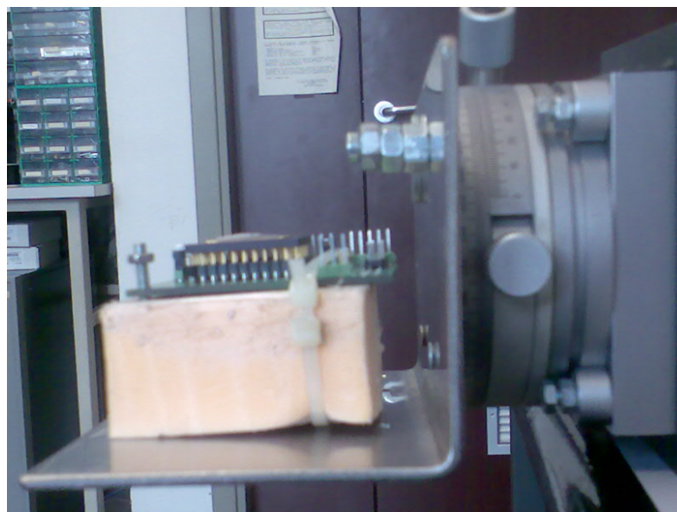


Figura 7.24: Set up di misura utilizzato

Come già affermato per ciascun angolo sono state ricavate 1000 misure di capacità. Sebbene il layout del chip sia stato fatto in modo da garantire la perfetta simmetria tra le piste e quindi l'assenza di offset, a causa della geometria del package scelto, che non mappa nello stesso modo i pad utilizzati per il chip e i pin che vanno invece sulla scheda a circuito stampato, non è stato possibile mantenere lo stesso grado di simmetria anche a livello del PCB. Pertanto durante le misure si nota un certo offset dovuto principalmente alla differenza capacitiva delle piste della scheda di test. Tale offset è stato calcolato con il sensore in posizione orizzontale rispetto al terreno, quindi mentre l'accelerazione di gravità alla quale i due assi di misura erano sottoposti era nulla. Le misure di capacità sono confrontate con le simulazioni, una volta rimosso tale offset. Per quanto riguarda l'accuratezza del sistema di misura è stato possibile valutare che dei ventiquattro bit di risoluzione forniti dall'AD7746, solo 16 erano significativi, mentre gli ultimi 8 variavano in modo casuale tra le varie misure.

Sebbene le misure abbiano dato risultati incoraggianti come si vedrà in seguito, durante i test sono state trovate alcune strutture non funzionanti. In particolare con riferimento alla figura 7.21, se ci si concentrava su il dispositivo uniassiale a sinistra,

non si notava, indipendentemente dall'angolo e quindi dall'accelerazione di gravità applicata, nessuna variazione di capacità. E' stata quindi effettuata un'ispezione visiva per valutare la presenza di eventuali difetti. Come mostrato in figura 7.25, si è potuto verificare che le dita mobili fossero andate in cortocircuito con quelle fisse e si fossero incollate tra loro, pregiudicando ogni successivo movimento della massa e quindi ogni misura di accelerazione.

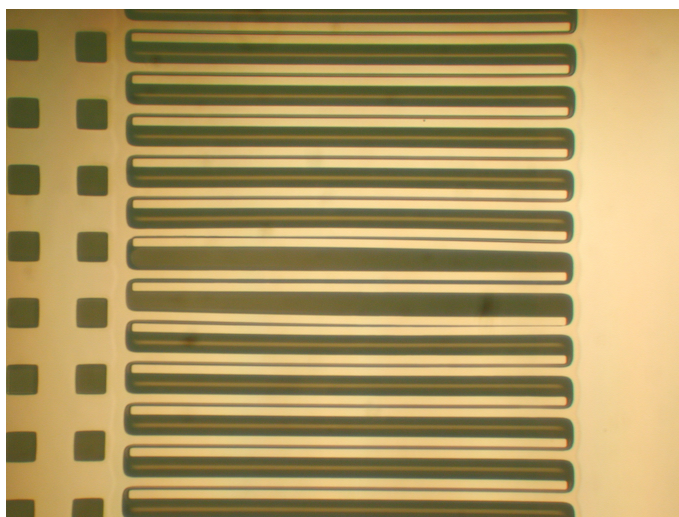


Figura 7.25: Particolare di strutture capacitive interdigitate incollate

Il motivo di questo fenomeno non è chiaro: probabilmente la causa è una scarica elettrostatica, ma non è possibile sapere se sia avvenuta durante il processo di fabbricazione piuttosto che nel packaging, oppure se sia dovuta alla manipolazione dell'oggetto in laboratorio. Il problema delle scariche elettrostatiche è frequente nei dispositivi MEMS in quanto non sono ancora state studiate delle strutture efficaci per la protezione di dispositivi fabbricati in questa tecnologia. Tuttavia questo fatto è critico solo a livello prototipale in quanto questi dispositivi necessitano di una catena di lettura circuitale sulla quale invece è possibile implementare le strutture di protezione: pertanto si prevede che questo non sia più un problema una volta arrivati al completo sviluppo del System in Package.

Riguardo alla figura 7.25, è interessante anche notare la realizzazione delle strutture stondate di supporto per le dita capacitive delle quali si è parlato in precedenza. A questo proposito, in figura 7.26, è possibile inoltre osservare il particolare delle molle.

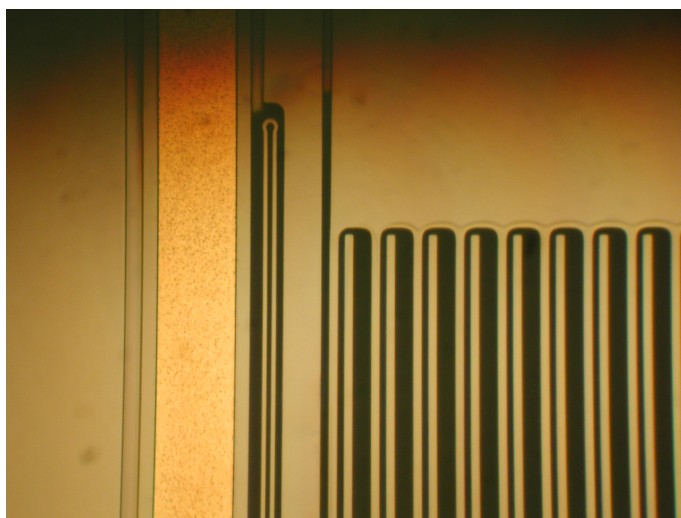


Figura 7.26: Particolare delle molle di sospensione al microscopio

I test presentati ora fanno invece riferimento all'accelerometro posizionato in alto nella figura 7.21. In tabella 7.6 sono presentati, per ciascun angolo valutato, i valori di capacità misurate mediate sulle 1000 misure, una volta eliminato l'offset, che è stimato in 779.58fF. Inoltre, vengono riportati il valore della varianza delle misure, i valori di capacità ottenuti dalle simulazioni e l'errore percentuale in modulo, calcolato come differenza tra i valori simulati e misurati. Si tenga presente che per gli angoli 90 e -90, quando cioè l'accelerazione da misurare è nulla, l'errore non è stato valutato in quanto avrebbe dato un risultato non significativo. Gli angoli indicati sono quelli del supporto del sensore rispetto alla verticale. Per completezza, per ciascuna misura è riportato anche il valore di accelerazione di gravità applicato all'asse di misura, che è possibile ricavare applicando la 5.2.

Da questi dati possiamo notare come lo scostamento massimo tra i valori simulati

Tabella 7.6: Risultati sul test del sensore accelerometrico

Angolo	A	$C_{sim}[fF]$	$C_{med}[fF]$	Var[fF]	err%
-180	-1	25.304	25.117	0.06	0.74
-150	-0.866	21.921	21.97	0.05	0.22
-135	-0.707	17.897	17.77	0.05	0.7
-120	-0.5	12.655	12.652	0.05	0.02
-90	0	0	0	0.06	---
-60	0.5	-12.656	-12.619	0.06	0.3
-45	0.707	-17.895	-17.81	0.02	0.5
-30	0.866	-21.922	-21.72	0.05	0.9
0	0	-25.315	-25.265	0.06	0.2
30	0.866	-21.922	-21.809	0.06	0.5
45	0.707	-17.895	-18.078	0.04	1
60	0.5	-12.656	-12.566	0.06	0.7
90	0	0	0.3	0.02	---
120	-0.5	12.6550	12.737	0.03	0.6
135	-0.707	17.897	17.755	0.03	0.8
150	-0.866	21.921	22.058	0.03	0.6

e quelli misurati sia molto basso e al massimo raggiunga l'1% del valore simulato. Anche la varianza sulle mille misure è molto bassa ad indicare una buona stabilità. Come si accennava in precedenza l'errore non è stato calcolato a -90 e 90 gradi. In corrispondenza di quest'ultimo angolo si ottiene una variazione di capacità di circa 300 fF, che è molto vicina alla massima accuratezza raggiungibile che è stata stimata in circa 150fF.

In figura 7.27 sono mostrati i grafici della capacità misurata e mediata sulle mille misure.

E' possibile riconoscere che l'andamento segue bene quello della funzione $-\cos\theta$, dove il segno meno è dovuto a come è stato orientato il sensore nel framework di simulazione.

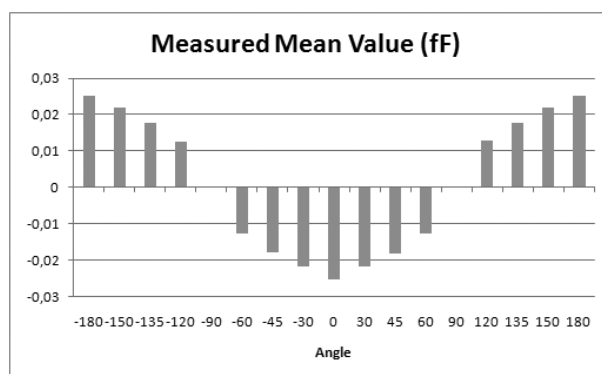


Figura 7.27: Valori medi di capacità misurati

In figura 7.28 è invece mostrato l'andamento dell'errore stimato, che sostanzialmente conferma e valida l'approccio seguito, fornendo buone prospettive per i progetti futuri.

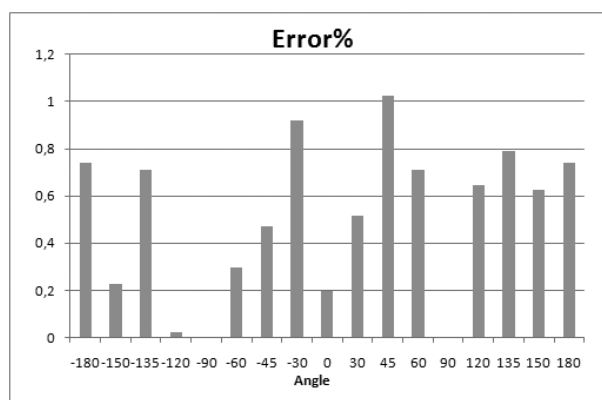


Figura 7.28: Scarto tra le misure e le simulazioni di variazione di capacità in percentuale

Infine, sono stati valutati i valori di capacità nel caso del minimo angolo misurabile, ovvero 1 grado: questa misura corrisponde a 17mg di accelerazione applicata che è quindi stata considerata come la massima risoluzione raggiungibile con questa

catena di lettura. In questo caso è stata stimata una capacità di 434aF: questa misura è già molto vicina alla massima accuratezza raggiungibile, quindi prendendo in considerazione angoli ancora più piccoli, si dovrebbero sommare all'imprecisione dovuta all'inaccuratezza del posizionamento sul micromanipolatore, alla quale si è già accennato, anche gli errori di precisione della catena di misura, rendendo impossibile una stima veritiera.

Capitolo 8

Conclusioni e sviluppi futuri della ricerca

*Considerate la vostra semenza:
fatti non foste a viver come bruti,
ma per seguir virtute e canoscenza*

Divina Commedia, Inferno XXVI

Il lavoro svolto durante il corso di Dottorato di Ricerca ha portato allo sviluppo di una piattaforma indossabile per il monitoraggio continuo delle attività personali, destinata all'impiego in sistemi di assistenza ambientale alla vita quotidiana (AAL) delle persone anziane o con disabilità. In particolare, è stato affrontato il tema dell'analisi del movimento, allo scopo di riconoscere le cadute, di valutare eventuali anomalie della camminata e, in prospettiva, di ricavare informazioni sintetiche su qualità e quantità del movimento da correlarsi allo stato di salute.

Trattandosi di un dispositivo indossabile è necessaria una sezione di comunicazione wireless per la trasmissione delle informazioni verso un sistema centrale. A tale scopo si è scelto di utilizzare il protocollo ZigBee/IEEE 802.15.4, che possiede rispetto agli altri standard per Body Area Network, consumi e costi ridotti.

Il sensore principale sul quale si basa la piattaforma è un accelerometro in-

tegrato realizzato in tecnologia MEMS, dal quale vengono estratti i segnali di accelerazione che vengono utilizzati per descrivere il movimento dell'utilizzatore del sensore indossabile.

Il sistema è stato pensato seguendo sostanzialmente due approcci: il primo è stato quello di portarne avanti la realizzazione utilizzando solo componenti commerciali. E' stato quindi sviluppato un sensore indossabile, contenente un accelerometro triassiale e un SoC, composto da un transceiver conforme allo standard IEEE 802.15.4 e un microcontrollore sul quale implementare, oltre allo stack ZigBee, anche l'elaborazione dei dati ricavati dal sensore.

Su questa piattaforma sono stati sperimentati gli algoritmi di analisi della camminata, di rivelazione della caduta e un algoritmo di localizzazione interna ad un edificio, reso disponibile dal un particolare motore di localizzazione presente nel SoC. Questo algoritmo sfrutta i valori di potenza ricevuta al transceiver per ricavare le informazioni sulla posizione.

Il vantaggio principale di questa soluzione rispetto allo stato dell'arte è quello di coniugare molti fattori che tipicamente non sono tutti contemporaneamente presenti nei prodotti commerciali o nei prototipi incontrati in letteratura: la piattaforma realizzata infatti è pronta per essere sperimentata sul campo e ha forma e dimensioni che la rendono effettivamente indossabile. Inoltre ha bassi consumi di potenza che permettono un'autonomia di 40 giorni, considerando un uso ventiquattro ore su ventiquattro. Infine, sfrutta una comunicazione standard e l'intero sistema è aperto: l'espandibilità e quindi anche la versatilità sono caratteristiche importanti di questo sistema. Infine, per quanto riguarda l'algoritmo di rivelazione della caduta, è stato dimostrato che esso è piuttosto affidabile, e il suo funzionamento è indipendente da come viene indossato il sensore stesso.

E' poi anche importante osservare che la rete di sensori studiata è stata concepita in modo da essere completamente integrabile in un sistema di automazione domestica: questo permette di raggiungere una maggiore affidabilità nella rilevazione dei parametri personali ma soprattutto di ottenere nuove ed innovative funzionalità.

Allo scopo di diminuire ulteriormente i consumi e le dimensioni, e per ipotizzare nuove e innovative funzionalità, si sono valutate le potenzialità offerte dalla re-

alizzazione di dispositivi dedicati, esplorando le prospettive aperte dall'impiego di tecnologie MEMS e VLSI. Si è fatto riferimento a soluzioni di tipo "System in Package", ovvero di un singolo package contenente sia uno o più sensori MEMS, in uno o più die separati, sia la circuiteria di elaborazione dei dati su un die per esempio in tecnologia standard CMOS. Questa scelta è essenzialmente dovuta al fatto che non è ancora possibile trovare tecnologie che, a costi ragionevoli, permettano l'integrazione delle tecnologie CMOS con quelle MEMS.

Per convalidare questa soluzione quindi il circuito di rivelazione della caduta è stato descritto in codice VHDL: alcune simulazioni hanno consentito di stimarne i consumi, verificando il risparmio ottenuto con la soluzione monolitica rispetto a quella a componenti discreti.

E' stato quindi iniziato il progetto del SiP, partendo dal sensore principale, l'accelerometro MEMS: a tale scopo si è seguito un flusso di progetto di tipo top-down, molto più rapido rispetto al tradizionale bottom-up. Si è quindi arrivati alla realizzazione di quattro accelerometri MEMS capacitivi, una struttura uniassiale e tre bias-siali; a tutt'oggi sono stati condotti i test solo sulle strutture monoassiali: l'approccio scelto è stato validato in quanto lo scarto tra le capacità misurate e quelle simulate è risultato al massimo pari all'1%.

In futuro si prevede di proseguire da un lato nel test delle altre strutture MEMS e dall'altro di procedere all'effettivo test sul campo della piattaforma realizzata.

Appena sarà disponibile il profilo ZigBee standard pensato per le applicazioni di assistenza sanitaria, sarà opportuno sostituire il semplice profilo implementato 'ad-hoc' per questa applicazione.

Infine si prevede di completare la realizzazione del SiP descritto con la realizzazione di un accelerometro triassiale, al quale si vogliono aggiungere altri sensori, quali un microfono per rendere disponibile all'utilizzatore del sistema indossabile nuovi canali di comunicazione, e sensori di parametri fisiologici, quali un sensore di temperatura ed un semplice circuito di lettura di elettrocardiogramma. Inoltre si prevede di sviluppare la circuiteria di elaborazione dei dati da mettere in un die realizzato in tecnologia CMOS: a questo proposito si pensa di integrare un microcontrollore embedded dove implementare gli algoritmi già validati e un circuito per il

riconoscimento di pattern con il quale espandere la funzionalità di analisi di qualità della camminata.

In conclusione, i risultati ottenuti hanno confermato le importanti prospettive offerte dall'applicazione di alcune fra le tecnologie emergenti (WSN, MEMS) al sostegno delle fasce deboli della popolazione, in un settore di assoluta rilevanza economica e sociale.

Bibliografia

- [1] United Nations Department of Economic and Social Affairs, Population Division. World Population Ageing 2007. Technical report, 2007. Available from: <http://www.un.org/esa/population/publications/WPA2007/wpp2007.htm>.
- [2] O Neil D., Hastie I., and Williams B. Developing specialist healthcare for older people: a challenge for the European Union. *Journal of nutrition health and aging*, 8(2):109–112, 2004.
- [3] Ferdinando Grossi, Valentina Bianchi, Guido Matrella, Ilaria DeMunari, and Paolo Ciampolini. Internet-based Home Monitoring and Control. In *Assistive Technology from Adapted Equipment to Inclusive Environments - AAATE 2009*, volume 25 of *Assistive Technology Research Series*, pages 303–313. IOS press, 2009.
- [4] Meg E. Morris, Frances Huxham, Jennifer McGinley, Karen Dodd, and Robert Iansek. The biomechanics and motor control of gait in parkinson disease. *Clinical Biomechanics*, 16(6):459–470, 2001.
- [5] Jennifer S. Brach, Subashan Perera, Stephanie Studenski, and Anne B. Newman. The reliability and validity of measures of gait variability in community-dwelling older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89:2293–2296, December 2008.

-
- [6] Thakor N. Ground free ecg recording with two electrodes. *IEEE transaction on Biomedical Engineering*, 27:699–704, December 1980.
- [7] Kaniusas E., Maier T., Weiser H., Varoneckas G., and Zackarevicius L. Embedded Elettrocardiographic Amplifier without reference electrode. In *International Workshop on Intelligent Solutions in Embedded Systems*, pages 1–7, June 2006.
- [8] Thomas Martin, Emil Jovanov, and Dejan Raskovic. Issues in Wearable Computing for Medical Monitoring Applications: A Case Study of a Wearable ECG Monitoring Device. In *International Symposium on Wearable Computers*, pages 43–50, Atlanta, Georgia, USA, 2000.
- [9] Roger Bacon. *Opus Majus*. 1267.
- [10] Edward O. Thorp. The invention of the first wearable computer. In *Second International Symposium on Wearable Computers, 1998. Digest of Papers.*, pages 4–8, 1998.
- [11] Thomas A. Bass. *The Eudaemonic Pie*. 1987.
- [12] Upton H.W. Wearable eyeglass speechreading aid. *American Annals for the Deaf*, 113(2):222–229, March 1968.
- [13] C.C. Collins, L.A. Scadden, and A.B. Alden. Mobile Studies with a Tactile Imaging Device. In *Fourth Conference on Systems and Devices For The Disabled*, Seattle, Washington, USA, June 1977.
- [14] Roy Want, Andy Hopper, Veronica Falcão, and Jonathan Gibbons. The active badge location system. *ACM transactions on Information systems*, 1992.
- [15] Farhana Tufail and M Hassan Islam. Wearable Wireless Body Area Network. In *International Conference on Information Management and Engineering*, pages 656–660, 2009.

- [16] A.D. Cheok, Yan Qiu, Ke Xu, and K.G. Kumar. Combined wireless hardware and real-time computer vision interface for tangible mixed reality. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 54(4):2174–2189, August 2007.
- [17] S. Benford, R. Anastasi, M. Flintham, C. Greenhalgh, N. Tandavanitj, M. Adams, and J. Row-Farr. Coping with uncertainty in a location-based game. *IEEE Pervasive Computing*, 2(3):34–41, July 2003.
- [18] Nick Crampton, Kaitlyn Fox, Hannah Johnston, and Anthony Whitehead. Dance, Dance Evolution: Accelerometer Sensor Networks as Input to Video Games. In *IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and their Applications*, pages 107–112, Ottawa, Canada, October 2007.
- [19] Florian Michahelles and Bernt Schiele. Sensing and monitoring professional skiers. *IEEE Pervasive Computing*, 4(3):40–45, July 2005.
- [20] Tom Martin and Jennifer Healey. 2006’s wearable computing advances and fashions. *IEEE Pervasive Computing*, 6(1):14–16, January 2007.
- [21] Seon-Woo Lee and Kenji Mase. Activity and location recognition using wearable sensors. *IEEE Pervasive Computing*, 1(3):24–32, July 2002.
- [22] Emil Jovanov, Aleksandar Milenkovic, Chris Otto, and Piet C. de Groen. A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(6), March 2005.
- [23] Uwe Maurer, Anthony Rowe, Asim Smailagic, and Daniel P. Siewiorek. eWatch: A Wearable Sensor and Notification Platform. In *International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, pages 107–112, April 2006.
- [24] Samuel Ng Choon Po, Guo Dagang, Mohammad Dzulkifli Bin Mohyi Hapipi, Nyan Myo Naing, Wei Jia Shen, Andojo Ongkodjojo, and Francis Tay Eng

- Hock. Overview of MEMSWear II - incorporating MEMS technology into smart shirt for geriatric care. *Journal of Physics*, 34:1079–1085, 2006.
- [25] EHS I. MEMSWear I [online]. Available from: <http://www.ehs-sg.org/MEMSWearI.htm> [cited 28-12-2009].
- [26] Alexandros Pantelopoulos and Nikolaos G. Bourbakis. A survey on wearable sensor-based systems for health monitoring and prognosis. *IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics-part c: applications and reviews*, 40(1):1–12, January 2010.
- [27] Xiao-Fei Teng, Yuan-Ting Zhang, C.C.Y Poon, and P. Bonato. Wearable medical systems for p-health. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 1:62–74, 2008.
- [28] Rainee N. Simons, Félix A. Miranda, Jeffrey D. Wilson, and Renita E. Simons. Wearable Wireless Telemetry System for Implantable Bio-MEMS Sensors. In *28th IEEE Engineering Medicine and Biology Society Annual International Conference*, pages 6245–6248, New York City, USA, August 2006.
- [29] IrDa. Infrared data association [online]. Available from: <http://www.irda.org> [cited 28-12-2009].
- [30] SIG. Bluetooth.com - the official technology info site [online]. Available from: <http://www.bluetooth.com> [cited 29-12-2009].
- [31] ZigBee Alliance. Zigbee alliance [online]. Available from: <http://www.zigbee.org> [cited 29-12-2009].
- [32] Y. Shoji, A. Itai, and H. Yasukawa. A study on footstep detection for personal recognition. In *IEEE-Eurasip Nonlinear Signal and Image Processing, NSIP Abstracts.*, page 30, May 2005.
- [33] Roy B. Davis. Clinical gait analysis. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 7(3):35–40, September 1988.

- [34] Jeffrey M. Hausdorff. Gait dynamics, fractals and falls: Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*, 26(4):555–589, July 2007.
- [35] Arash Salarian, Heike Russmann, François J. G. Vingerhoets, Catherine Deholain, Yves Blanc, Pierre R. Burkhard, and Kamiar Aminian. Gait assessment in parkinson’s disease: Toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 51(8):1434–1443, August 2004.
- [36] Lori Rochelle Roniger. Trunk sway may predict parkinson’s balance problems. *Biomechanics*, January 2006. Available from: <http://www.biomech.com/viewarchives/?month=01&year=2006> [cited 05-1-2010].
- [37] Merryn Mathie. *Motoring and interpreting human movement pattern using a triaxial accelerometer*. PhD thesis, Unuversity of New South Wales - Faculty of Engineering, August 2003.
- [38] J.C. Wall, D.B. Hogan, G.I. Turnbull, and R.A. Fox. The kinematics of idiopathic gait disorder. a comparison with healthy young and elderly females. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 23(3):159–164, 1991.
- [39] SIG. Walking test [online]. Available from: http://www.chirurgiatoracica.org/per_pazienti/esami/wolking_test.htm [cited 05-01-2010].
- [40] A.L. Adkina, B.R. Bloemc, and J.H.J. Alluma. Trunk sway measurements during stance and gait tasks in parkinson’s disease. *Gait & Posture*, 22:240–249, 2005.
- [41] S. Gillain, E. Warzee, F. Lekeu, V. Wojtasik, D. Maquet, J.-L. Croisier, E. Salmon, and J. Petermans. The value of instrumental gait analysis in elderly healthy, mci or alzheimer’s disease subjects and a comparison with other clinical tests used in single and dual-task conditions. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52:453–474, 2009.

- [42] Douglas J. Lanska and Christopher G. Goetz. Romberg's sign development, adoption, and adaptation in the 19th century. *Neurology*, 55:1201–1206, 2000.
- [43] James C. Wall and Jack Crosbie. Temporal gait analysis using slow motion video and a personal computer. *Physiotherapy*, 83(3):109–115, March 1997.
- [44] D.H. Sutherland. The evolution of clinical gait analysis part iii: Kinetics and energy assessment. *Gait & Posture*, 21:447–461, 2005.
- [45] Paola Catalfamo, David Moser, Salim Ghousayni, and David Ewins. Detection of gait events using an f-scan in-shoe pressure measurement system. *Gait & Posture*, 28:420–426, 2008.
- [46] Gary Kamen, Carolyn Patten, C. Duke Du, and Steven Sison. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. *Gerontology*, 44(1):40–45, January 1998.
- [47] K. Takenoshita, N. Shiozawa, J. Onishi, and M. Makikawa. Development of a portable acceleration monitor device and its clinical application for the quantitative gait assessment of the elderly. In *27th IEEE Engineering Medicine and Biology Society Annual International Conference*, pages 3534–3537, Shanghai, China, September 2005.
- [48] L.A. Rocha and J.H. Correia. Wearable sensor network for body kinematics monitoring. In *10th IEEE International Symposium on Wearable Computers*, Montreux, Switzerland, October 2006.
- [49] Wee-Soon, Yeoh, Isaac Pek, Yi-Han Yong, Xiang Chen, and Agustinus Borgy Waluyo. Ambulatory monitoring of human posture and walking speed using wearable acceleration sensors. In *30th IEEE Engineering Medicine and Biology Society Annual International Conference*, pages 5184–5187, Vancouver, British Columbia, Canada, August 2008.
- [50] M.E. Tinetti, M. Speechley, and S.F. Ginter. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England journal of medicine*, 319(26):1701–1707, December 1988.

- [51] Xinguo Yu. Approaches and principles of fall detection for elderly and patient. In *10th IEEE International Conference on e-Health Networking, Application and Service (HEALTHCOM 2008)*, pages 42–47, Singapore, July 2008.
- [52] S.R. Lord, J.A. Ward, P. Williams, and K.J. Anstey. An epidemiological study of falls in older community-dwelling women: the randwick falls and fractures study. *Aust J Public Health*, 17(3):240–245, 1993.
- [53] Gokhan Qambul, M. Resit Sahin, and M.Elif Karsligil. Automatic Fall Detection in Real Time Video Based Applications. In *14th IEEE Signal Processing and Communications Applications*, pages 1–4, Antalya, Turkey, April 2006.
- [54] Guido Matrella, Guglielmo Parada, Monica Mordonini, and Stefano Cagnoni. A Video-Based Fall Detector Sensor Well Suited for a Data-Fusion Approach. In *Assistive Technology from Adapted Equipment to Inclusive Environments - AAATE 2009*, volume 25 of *Assistive Technology Research Series*, pages x–x. IOS press, 2009.
- [55] Majd Alwan, Prabhu Jude Rajendran, Steve Kell, David Mack, Siddharth Dalal, Matt Wolfe, and Robin Felder. A Smart and Passive Floor-Vibration Based Fall Detector for Elderly. In *2nd Information and Communication Technologies, ICTTA*, pages 1003–1007, Damascus, Syria, 2006.
- [56] Toshiyo Tamura, Takumi Yoshimura, Fumitaka Horiuchi, Yuji Higashi, and Toshiro Fujimoto. An ambulatory fall monitor for the elderly. In *22nd IEEE Engineering Medicine and Biology Society Annual International Conference*, pages 2608–2610, Chicago, Illinois, USA, July 2000.
- [57] A.K. Bourke, J.V. OŠBrien, and G.M. Lyons. Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm. *The New England journal of medicine*, 26:194–199, 2007.
- [58] Jay Chen, Karric Kwong, Dennis Chang, Jerry Luk, and Ruzena Bajcsy. Wearable Sensors for Reliable Fall Detection. In *27th IEEE Engineering Medicine*

- and Biology Society Annual International Conference*, pages 3551–3554, Shanghai, China, September 2005.
- [59] Maarit Kangas, Antti Konttila, Ilkka Winblad, and Timo Jämsä. Determination of simple thresholds for accelerometry-based parameters for fall detection. In *29th IEEE Engineering Medicine and Biology Society Annual International Conference*, pages 1367–1370, Lyon, France, August 2007.
- [60] Tunstall Healthcare Ltd. Fall detector [online]. Available from: <http://www.tunstall.co.uk/products.aspx?PageID=152> [cited 04-1-2010].
- [61] AlertOne services Inc. I-life fall detection sensor [online]. Available from: <http://www.falldetection.com/iLifeFDS.asp> [cited 04-1-2010].
- [62] Michael R. Narayanan, Steven R. Lord, Marc M. Budge, Branko G. Celler, and Nigel H. Lovell. Falls Management: Detection and Prevention, using a Waistmounted Triaxial Accelerometer. In *29th IEEE Engineering Medicine and Biology Society Annual International Conference*, pages 4038–4040, Lyon, France, August 2007.
- [63] Ahsan H. Khandoker, Rezaul K Begg, and Marimuthu Palaniswami. Estimating falls risk in the elderly: a wavelet based multiscale analysis. In *4th International Conference on Electrical and Computer Engineering*, pages 165–168, Dhaka, Bangladesh, December 2006.
- [64] K. Cameron, K. Hughes, and K. Doughty. Reducing fall incidence in community elders by telecare using predictive systems. In *19th IEEE Engineering Medicine and Biology Society Annual International Conference*, pages 1036–1039, Chicago, Illinois, USA, October 1997.
- [65] Pablo Corral, Eladio Peña, Ricardo Garcia, V. Almenar, and A. C de C. Lima. Distance Estimation System based on ZigBee. In *The 11th IEEE International Conference on Computational Science and Engineering - Workshops*, pages 405–411, San Paulo, Brasil, July 2008.

- [66] Damian Kelly, Set'an McLoone, Beth Logan, and Terry Dishongh. Single access point localisation for wearable wireless sensors. In *30th IEEE Engineering Medicine and Biology Society Annual International Conference*, pages 1367–1370, August 2008.
- [67] Jan Blumenthal, Ralf Grossmann, Frank Golasowski, and Dirk Timmermann. Weighted Centroid Localization in Zigbee-based Sensor Networks. In *IEEE International Symposium on intelligent signal processing, WISP.*, pages 1–6, October 2007.
- [68] G. Goncalo and S. Helena. Indoor Location System Using ZigBee Technology. In *3rd International Conference on sensor technologies and applications, SENSORCOMM*, pages 152–157, Athens, Glyfada, June 2009.
- [69] Sharly Joana Halder, Tae-Young Choi, Jin-Hyung Park, Sung-Hun Kang, Sung-Jo Yun, and Joon-Goo Park. On-Line Ranging for Mobile Objects Using ZIG-BEE RSSI Measurement. In *3rd International Conference on Pervasive Computing and Applications, ICPCA.*, pages 662–666, Alexandria, Egypt, October 2008.
- [70] Microchip Technology Inc. Picdem z demonstration kit [online]. Available from: <http://www.microchip.com> [cited 05-1-2010].
- [71] ST Microelectronics. St microelectronics [online]. Available from: <http://www.st.com> [cited 05-1-2010].
- [72] Texas Instruments Incorporated. Analog embedded processing, semiconductor company, texas instruments [online]. Available from: <http://www.ti.com> [cited 05-1-2010].
- [73] Ferdinando Grossi, Guido Matrella, Ilaria De Munari, and Paolo Ciampolini. A Flexible Home Automation System Applied to Elderly Care. In *IEEE International Conference On Consumer Electronics, ICCE*.
- [74] okw. okw [online]. Available from: <http://www.okw.com> [cited 07-1-2010].

- [75] Andrea Ricci, Matteo Gisanti, Ilaria De Munari, and Paolo Ciampolini. Design of a Low-Power Digital Core for Passive UHF RFID Transponder. In *9th EU-ROMICRO Conference on Digital System Design: Architectures, Methods and Tools*, pages 561–568, 2006.

Ringraziamenti

Al termine di questo lavoro di ricerca, desidero ringraziare in modo davvero particolare, il Professor Paolo Ciampolini e la Professoressa Ilaria De Munari, perchè mi hanno offerto la possibilità di affrontare questa ricerca, senza farmi mancare il loro supporto, professionale ed umano.

Desidero ringraziare in modo speciale Ferdinando, che mi ha costantemente aiutata durante lo sviluppo di questo progetto e che ha sempre una soluzione per qualunque problema.

Uno speciale grazie va alla mia famiglia, che mi ha sempre sostenuto ed incoraggiato anche durante i momenti difficili che necessariamente sono presenti durante una bella avventura. Un grazie particolare anche a Matteo, che non mi ha mai fatto mancare il suo aiuto e il suo supporto, sia in senso scientifico che affettivo.

Questo lavoro sarebbe sicuramente stato meno completo e ricco di informazioni senza l'aiuto dei tanti ragazzi che durante il loro lavoro di tesi, hanno portato il loro impegno e il loro studio in questa direzione: ringrazio quindi Stefano Salati, Paolo La Marchina, Francesco Montalto, Alessandro Schianchi, Bruno Marvisi, Carlo Ferlenghi, Carlo Mazza, Daniele Pedroni e Marco Avanzi.

Desidero quindi ringraziare tutti i compagni che hanno 'abitato' i laboratori e gli uffici della pal. 4, sia quelli rimasti, sia quelli che hanno seguito strade professionali diverse. Tra tutti, desidero nominare in particolar modo Andrea Zurla, collega ma soprattutto amico, Alessandro, con il quale condivido la necessità di iniziare la giornata con un buon caffè, Guido che coniuga preziosi consigli a piacevoli chiacchierate ed Agostino, che, anche se conosciuto da poco, si è già dimostrato persona veramente

simpatica e disponibile.

Grazie anche ai professori, ricercatori e a tutto il personale del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione con i quali ho collaborato in questi anni.

Molte persone andrebbero ancora nominate ma, nell'impossibilità di ricordare tutti, desidero farlo qui collettivamente.

Infine, a tutti voi che vi siete interessati a questo lavoro di ricerca: grazie, grazie, grazie.