

Alma Mater Studiorum
Università degli studi di Bologna

Dottorato di Ricerca in Bioingegneria
ING-INF/06

XX CICLO

***Dispositivi e procedure per
l'assistenza tecnologica a malati
cronici, disabili, anziani***

Ph.D. Thesis

Loriano Galeotti

presso

BIM Lab
Dipartimento di Sistemi e Informatica
Università degli Studi di Firenze

Supervisore:
Prof. C Marchesi

Controrelatore:
Prof. A Cappello

Coordinatore:
Prof. A Cappello

Esame finale anno 2008

*Alla mia famiglia
per avermi sostenuto*

*A chi mi ha
sopportato in questi
anni.. e a chi mi
sopporterà nei
prossimi*

Indice

1 Assistenza e tecnologia

- 1.1 Raccomandazioni delle autorità per la salute1
- 1.2 Il ruolo dell'assistenza tecnologica (Assistive Technology).....3
- 1.3 Una nuova proposta per l'assistenza tecnologica.....5
 - 1.3.a Approccio per Ambienti.....6
 - 1.3.b Un ruolo attivo per il paziente.....8
 - 1.3.c Procedure per l'analisi dei dati.....10
 - 1.3.d Sintesi delle caratteristiche principali richieste da un dispositivo per l'Assistenza Tecnologica12

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

- 2.1 Introduzione, descrizione generale15
- 2.2 Variabili categoriche: Analisi delle corrispondenze multiple (MCA).....17
 - 2.2.a Analisi delle Corrispondenze Semplice.....18
 - 2.2.b Analisi delle Corrispondenze Multiple.....20
 - 2.2.c Categorizzazione dei dati22
- 2.3 Variabili numeriche: Principal Component Analysis. 24
- 2.4 Applicazione metodi di analisi multivariata a dati medici28

3 Il sistema COMPASS-ALERT

- 3.1 Analisi dello stato dell'arte.....29
 - 3.1.a Introduzione29
 - 3.1.b Dispositivi commerciali.....30
 - 3.1.c Ricerca33
- 3.2 Linee guida per il progetto COMPASS-ALERT.....35
 - 3.2.a Architettura "split"36
- 3.3 UPAD Unità Portatile Acquisizione Dati.....38
 - 3.3.a Sistemi e sensori biomedici indossabili Wearable Biomedical Sensor and System (WBSS).....38
 - 3.3.b Evoluzione UPAD: versioni e caratteristiche.....39

3.3.c	Acquisizione di segnali biomedici	41
3.3.d	Sistema di comunicazione senza fili.....	55
3.3.e	Altre caratteristiche hardware.....	58
3.3.f	Protocollo di comunicazione	60
3.3.g	UPAD accelerometrico.....	68
3.3.h	Elaborazione a bordo.....	69
3.4	User interface.....	70
3.5	Interfaccia medico	74
3.5.a	Segmentazione ed estrazione dei parametri....	77
3.6	Valutazione delle prestazioni in sistemi multi- elemento.....	81
3.6.a	Il problema della valutazione delle prestazioni in sistemi multi-elemento.....	81
3.6.b	Valutazione globale	82
4	Applicazioni	
4.1	Tecniche di analisi esplorativa applicate a ECG da sforzo di pazienti cardiopatici.....	83
5	Conclusioni	
5.1	La valutazione delle prestazioni.....	90
5.1.a	Linee guida.....	90
5.2	Risultati della valutazione del sistema COMPASS- ALERT.....	94
5.2.a	Valutazione dei sottosistemi.....	94
5.2.b	Valutazione globale tramite il giudizio di possibili utenti.....	97
5.3	Note finali	101
6	Appendici	
A:	Schemi elettrici.....	102
B:	Algoritmi.....	105
C:	Pubblicazioni.....	108
7	Bibliografia	

Introduzione

Questo studio costituisce una componente stand-alone di un più ampio progetto che riguarda la struttura dei servizi in rete che rispondono ad esigenze di assistenza della collettività.

L'assistenza tecnologica trova applicazione in interventi mirati al singolo individuo che prevedono l'impiego di ausili tecnologici. Questi possono essere intesi sia per servire come ausilio permanente nella rieducazione o nello sviluppo di una diversa abilità, sia per operare osservazione da parte di esperti o da parte del paziente stesso.

Si considerino tre livelli di intervento corrispondenti a tre diverse situazioni del paziente:

- il paziente è a casa e riceve cure domiciliari;
- il paziente riceve cure ambulatoriali o in day hospital;
- il paziente è ricoverato.

Benché l'assistenza tecnologica sia utile in tutte e tre le situazioni, essa trova il suo specifico campo di applicazione nel primo caso, quando cioè le si attribuisce il più impegnativo dei compiti, quello di inserirsi nella sfera dei bisogni personali dell'individuo (*personal needs*).

Potremo dire quindi che l'intervento specifico dell'assistive technology abbia successo qualora consenta al paziente di intervenire nel processo di osservazione clinica, completando le risultanze strumentali con una valutazione globale.

Questo strumento è pensato per favorire il soccorso alle persone “fragili”: malati cronici, disabili, anziani. Stime ISTAT parlano di un 5-10% della popolazione potenzialmente interessata in vario modo.

Il progetto, introducendo metodi dell'assistive technology, nasce per realizzare i seguenti obiettivi:

- offrire un prototipo di strumento portatile per l'assistenza tecnologica, adatto ad essere utilizzato nel corso di studi

- epidemiologici anche estesi;
- contribuire alla riduzioni dei ricoveri, nel caso l'apparecchio risulti sufficientemente affidabile;
- fornire uno strumento di auto-apprendimento per i pazienti, basato sulla conoscenza dei propri dati.

Lo scopo principale per cui è stato intrapreso il presente studio è sperimentare alcuni elementi di base del processo che porterebbe dal sensore all'ausilio automatico, in particolare riguardo la parte hardware e l'interazione coll'utente.

Il presente progetto è infatti la prosecuzione di vari studi effettuati all'interno del gruppo di lavoro BIM dell'Università di Firenze che rientrano nella famiglia di sistemi denominati COMPASS (CoOperative Mobile Patient Assistance and Surveillance System). Questa branca del progetto è stata individuata come COMPASS-ALERT poiché progettata per consentire che le prestazioni di base siano condizionate dal paziente stesso o dall'operatore.

Integrando i risultati del presente lavoro (hardware per il monitoraggio, interazione col paziente, analisi MCA per il trattamento dei dati contestuali) con i risultati ottenuti da studi precedenti possiamo disporre di tutti i componenti necessari per passare alla realizzazione di un sistema per l'assistenza tecnologica, capace di sorvegliare lo stato di salute del paziente e rilevare situazioni di allarme.

Ci è sembrato fondamentale da un lato individuare una tecnologia affidabile e a costo relativamente basso che consenta di realizzare prototipi di vario tipo con modesto investimento iniziale, al fine di poter adattare il progetto o il prototipo alle varie esigenze di cui si è fatto cenno. Dall'altro accompagnare tale dispositivo con procedure di calcolo adatte a mettere in evidenza i vari profili di diversi pazienti. Questo sistema di analisi costituisce il presupposto per una sperimentazione estesa a più settori della medicina e della riabilitazione realizzata da:

1. la definizione di un opportuno set-up sperimentale;
2. l'organizzazione di un opportuno servizio di assistenza;
3. il nuovo ruolo che il medico ed il paziente devono reciprocamente assumere.

Lo studio si è concretizzato infine nella realizzazione e collaudo di prototipi di sistemi hardware software secondo le linee guida dichiarate in seguito. Sono state verificate varie soluzioni hardware, e si sono realizzate alcune componenti fondamentali del software di gestione.

Si è inoltre sviluppato e testato su ECG da sforzo un algoritmo che permetta di applicare il metodo MCA ai segnali elettrocardiografici allo scopo di consentire al medico di individuare parti anomale nel tracciato. L'uso di questa tecnica permette di tenere conto di dati di tipo categorico (dati di cartella e informazioni contestuali fornite dal paziente), altrimenti non gestibili con altre tecniche di analisi per dati continue (PCA).

Per poter dimensionare e realizzare algoritmi focalizzati sulle effettive esigenze del paziente, si è previsto che fosse necessario valutare in modo accurato, anche se qualitativo, i risultati prodotti dal sistema nel suo insieme.

1 Assistenza e tecnologia

1.1 Raccomandazioni delle autorità per la salute

Una prima importante indicazione arriva dagli esperti del World Health Organization, che invitano a porre in essere iniziative a livello nazionale per stimolare le autorità sanitarie locali a intraprendere iniziative per l'assistenza tecnologica nei prossimi anni.

“The next two decades will see dramatic changes in the health needs of the world’s populations. In the developing regions, noncommunicable diseases such as depression and heart disease are fast replacing the traditional enemies, in particular infectious diseases and malnutrition, as the leading causes of disability and premature death.

Injuries, both intentional and unintentional, are also growing in importance and by 2020 could rival infectious diseases worldwide as a source of ill-health. The rapidity of change will pose serious challenges to health care systems and force difficult decisions about the allocation of scarce resources.”

La conclusione di questa nota indica una prima soluzione per i problemi sopra citati. Gli esperti stimolano infatti le autorità sanitarie nazionali a tener conto delle statistiche che evidenziano *“also [of] the impact of premature death and disability on populations, and which combines them into a single unit of measurement”*.

1 Assistenza e tecnologia

Un ulteriore aspetto interessante di queste note è come disabilità, vecchiaia e malattie croniche vengano accorpate in una unica categoria.

Risulta evidente la necessità di gestire questi nuovi scenari, in particolare riguardo i malati cronici, i disabili e gli anziani che i sistemi ospedalieri odierni, orientati principalmente alla cura dei casi acuti, non sono adatti a seguire direttamente. E' evidente infatti come, sia dal punto di vista di qualità della vita del paziente, sia per questioni meramente economiche, non si possa pensare di tenere queste persone per mesi o anni in ospedale.

Emerge quindi con prepotenza la necessità di permettere a queste persone una vita per quanto possibile normale, a casa propria, con i propri cari. In questo caso la tecnologia può diventare un valido aiuto, sia per rendere più agevole il lavoro delle persone che assistono il malato, sia per garantire un certo grado di sorveglianza delle funzioni vitali, permettendo un tempestivo intervento del sistema sanitario in caso di ricadute, riacutizzazioni, insorgenza di nuove patologie.

Gli esperti WHO – OMS indicano inoltre un nuovo ruolo per il paziente, che dovrebbe essere allenato a gestire le sue stesse condizioni di salute, in accordo alla disponibilità di un'adeguata strumentazione e iniziative sociali: *“Long-term care is an integral part of health and social systems. It includes activities undertaken for people requiring care by informal caregivers (family, friends, and neighbours), by formal caregivers, including professionals and auxiliaries (health, social, and other workers), and by traditional caregivers and volunteers.*

The need for long-term care is influenced by changing physical, mental, and/or cognitive functional capacities that are in turn, over the course of an individual's life, influenced by the environment. Many people regain lost functional capacities, while others decline. The type of care needed and the duration of such care are thus often difficult to predict.

The goal of long-term care is to ensure that an individual who is not fully capable of long-term self-care can maintain the best possible quality of life, with the greatest possible degree of independence, autonomy, participation, personal fulfilment, and human dignity. Appropriate long-

1 Assistenza e tecnologia

term care therefore includes respect for that individual's values, preferences, and needs; it may be home-based or institutional."
[WHO898]

1.2 Il ruolo dell'assistenza tecnologica (Assistive Technology)

E' piuttosto raro avvertire che sistemi di ausilio alla decisione, o comunque sistemi per la gestione informatica delle strutture sanitarie, siano presentate come "utili". Capita infatti che tali applicazioni della tecnologia del calcolo e delle comunicazioni sia presentata come "moderna", o come "sorprendente", come "innovativa", ma, appunto non viene identificata come "utile".

Una riflessione su tale constatazione porterebbe a ritenere che l'utilità è data per scontata o che essa è tutta da dimostrare.

Noi crediamo che un sistema informatico per applicazioni mediche debba soddisfare a dei requisiti di utilità, per qualcuno, per qualcosa, per un certo tempo, ed in un certo luogo, ma comunque piegata all'esigenza di risultare utile. È probabile che uno sforzo specifico in questo senso sia compiuto raramente perché il concetto di "utilità" implica l'esistenza di un sistema finito, cioè implica il fatto che un problema di informatizzazione in sanità sia approcciato nel suo insieme e dia i suoi frutti in forma di soluzione ai problemi in oggetto.

Fissiamo dunque una prima definizione: individuiamo come utile quel sistema informatico che risulta, rispetto a dei criteri di valutazione prefissati, in grado di soddisfare le specifiche richieste dal "committente" (medico o paziente).

Naturalmente il committente in questione può essere esplicitamente individuato ma anche appartenere ad una categoria in qualche modo definita. E' anche chiaro che al paziente può essere utili sia direttamente (con dispositivi che egli è in grado di utilizzare) che indirettamente (facilitando il medico nei suoi compiti di sintesi dell'informazione che di

1 Assistenza e tecnologia

volta in volta può essere rilevante ai fini diagnostico-terapeutici).

Anzi, potremmo sostenere che il concetto di utilità in questo caso presuppone una collaborazione ideale prima che pratica tra il paziente, il medico specialista (che in genere stabilisce le linee principali della terapia e la diagnosi) ed il medico generale o generalista che provvede alla tutela della salute del suo paziente. In conclusione definiremo come utile un sistema informatico che trova i tre principali partner consenzienti nella valutazione del sistema in uso.

Accettato il principio che un sistema informatico debba risolvere un problema nel suo insieme, se ne deve derivare anche il fatto che tale studio non possa che essere il risultato di una iniziativa multi-disciplinare. E' inevitabile infatti che la qualità delle competenze sia garantita dalla presenza nel gruppo di lavoro di specialisti e che questi debbano imparare a collaborare non solo in discipline quali l'informatica, l'elettronica, la teoria dei sistemi, dei controlli, della meccanica e della mecatronica, dei materiali, ecc... (cioè le discipline tradizionalmente riferite alla bioingegneria), ma anche ai medici specialisti nei settori di competenza, lo psico e fisio-terapista, competenze nei vari settori della ingegneria della riabilitazione, e l'esperto di design industriale che curi gli aspetti globali legati alla delicata e critica relazione tra estetica, gradevolezza, ergonomia e facilità d'uso.

Tale team di progetto deve dunque aggregarsi attorno ad un problema di rilievo, appunto quanto ad utilità per la collettività, l'individuo, ecc. Tra i principali problemi non ancora risolti, suscettibili di costituire un notevole risparmio (utilità per la collettività), migliorare le condizioni di lavoro e l'efficacia dell'attività del medico, e rendere meno gravoso e meno suscettibile di errore la cura della salute del paziente, vanno considerati quei casi in cui la patologia grave, e ancora compatibile con la vita, purché accuratamente sorvegliata e curata.

Finalmente questa razionalizzazione del problema ci porta a concludere che: *Un intervento di assistenza tecnologica deve essere utile, deve affrontare un problema nella sua interezza, deve poter contare su una collaborazione di una equipe multidisciplinare appropriata al problema,*

1 Assistenza e tecnologia

deve essere disponibile anche in versioni per home-care ed eventualmente personalizzate sul singolo paziente deve quindi essere di provata efficacia ed efficienza per risultare davvero utile nel risolvere il problema diagnostico-terapeutico che si pone.

In definitiva, non esistendo nessun dispositivo sufficientemente affidabile gestire la salute di una persona, si conclude che la componente intelligente della strumentazione dovrà essere in grado di utilizzare la presenza del paziente come tutore della qualità dell'analisi. Tutto questo naturalmente dovrà avvenire con la piena consapevolezza e collaborazione del paziente stesso.

1.3 Una nuova proposta per l'assistenza tecnologica

Per dare una risposta alle varie raccomandazioni emerse nei paragrafi precedenti è necessario concepire un sistema globale capace di gestire in maniera semplice e sicura il supporto all'assistenza.

Tra lo studio dei molti elementi che compongono il sistema pensiamo che la priorità debba essere concentrata sui dispositivi e le procedure che riguardano i singoli individui.

L'obiettivo di questo studio è quindi la definizione di principi di progetto per un sistema portatile che possa aiutare persone con impedimenti dovuti a traumi, malattie o età tramite un sistema che ne consenta l'analisi dello stato di salute in maniera interattiva. La tecnologia può anche favorire l'indipendenza di queste persone permettendo di praticare interazione sociale autonoma, integrando ausili per la comunicazione all'interno del sistema stesso.

Varie esperienze mostrano come il successo di un dispositivo di assistenza dipenda non solo dal sistema stesso ma anche dalla cooperazione fra il paziente ed il personale di assistenza. Queste osservazioni ci hanno condotto a introdurre il concetto di “ambiente” come entità scalabile che include questi fattori che influenzano il comportamento umano e le

1 Assistenza e tecnologia

condizioni di salute. Sono queste le considerazioni che forzano lo sviluppo di nuovi dispositivi, un nuovo sistema di fornitura dell'assistenza, un nuovo ruolo per il paziente e l'atteggiamento verso le sue condizioni.

Molti elementi di queste linee guida saranno considerati nei prossimi paragrafi. Queste copriranno il concetto di paziente come centro del sistema, la proposta di nuove modalità per gestire l'assistenza all'utente, e il concetto di ambiente come strumento per standardizzare tutto il progetto.

1.3.a Approccio per Ambienti

Abbiamo provato a impiegare un nuovo approccio per ottenere un modo semplice di associare correttamente dispositivi e pazienti.

La parte di dati non riferibile ai segni vitali e combinata con dati di contesto chiamata è chiamata "ambiente". Possiamo così pensare come una sorta di gerarchia di ambienti possa adattarsi alle diverse situazioni. Una struttura ad ambienti come questa può rappresentare il sistema globale di servizi distribuiti in un modo standardizzabile. Possiamo inoltre associare questa struttura alla rete di comunicazione che permette di connettere paziente, personale di assistenza, medici ed ospedale.

La struttura proposta, con tre ambienti e la relativa associazione a livello di rete, è quindi del tipo:

1. *Ambiente intra-paziente*– Personal Area Network
2. *Ambiente domestico*– Local Area Network
3. *Ambiente società* – Wide Area Network

dove:

- *Ambiente intra-paziente* rappresenta il paziente stesso e i dispositivi che "indossa" o usa direttamente. In caso di malattia o disabilità si riferisce alla strumentazione personale e ai dispositivi di riabilitazione e assistenza.
- *Ambiente domestico* è relativo ai dispositivi e alle persone che operano per il intorno al paziente. Con ambiente domestico non intendiamo solo il domicilio ma in generale l'ambiente circostante il paziente in ogni situazione, comprendendo quindi, ad esempio, lo

1 Assistenza e tecnologia

studio medico nel periodo delle visite o l'ospedale in caso di ricovero. In questo ambiente sono incluse le interazioni con coloro che si occupano della salute del soggetto, ad esempio familiari, personale infermieristico, medici generali e specialistici.

- *Ambiente società* è definito per coprire tutta le rete di assistenza che supervisiona da remoto il paziente. In questo ambiente sono racchiuse non solo le infrastrutture tecniche e tecnologiche ma anche il personale di supporto. A questo gruppo appartengono quindi i centri di ascolto, gli operatori e i medici specialistici reperibili.

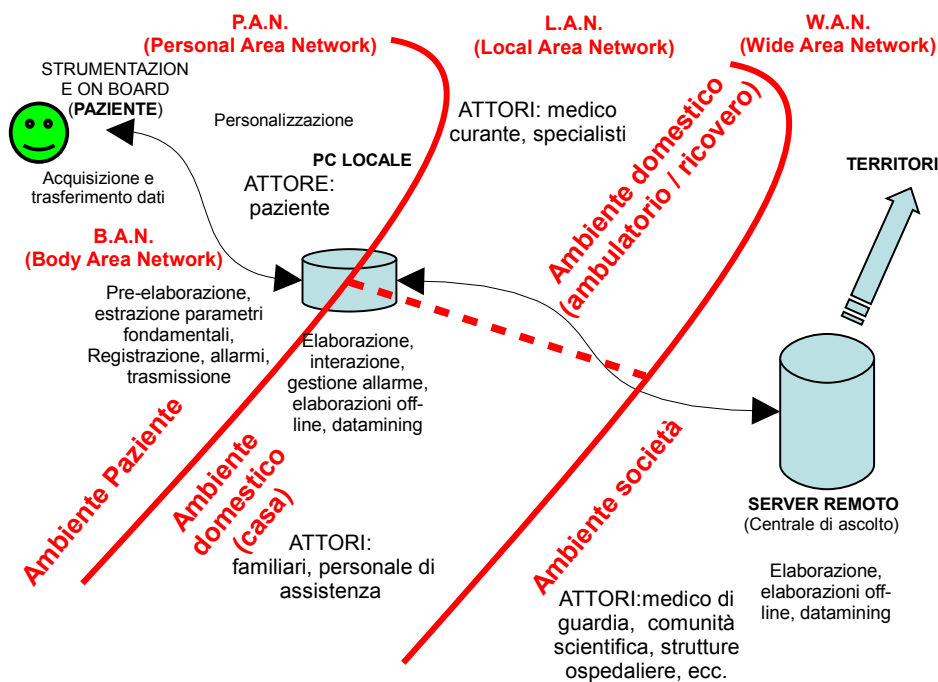


Figure 1.1: Gerarchia ambienti

Si va rivelando sempre più utile sfruttare dati contestuali per migliorare la corrispondenza fra segni e malattie, infatti nel percorso dal segnale grezzo

1 Assistenza e tecnologia

alla matrice di dati MD1 (vedi Tabella 2 pagina 93) non è sempre giustificata del tutto dai parametri estratti. Poiché il medico è interessato soprattutto ad una valutazione globale, in tale percorso può essere utile inserire una forma di analisi esplorativa che consenta di puntare l'attenzione su alcune situazioni anomale.

1.3.b Un ruolo attivo per il paziente

All'interno di questo paradigma il paziente assume un ruolo centrale, divenendo un attore del processo di gestione del proprio stato di salute e non più una mera “sorgente di segnali”.

Questa considerazione prende spunto anche da alcune ipotesi sviluppatesi all'interno del laboratorio BIM in seguito all'esperienza accumulata negli anni passati.

- Il sistema di monitoraggio come uno specchio dello stato di salute: un malato cronico ha un feedback naturale riguardo il proprio stato dovuto alle proprie sensazioni. Queste possono però essere influenzati da stimoli esterni non correlati con la patologia principale come ad esempio l'umore, o altre patologie concomitanti. Influenze esterne possono portare ad errate percezioni dell'evoluzione del decorso. In questa ottica uno strumento che informa il paziente sull'effettivo andamento della patologia, evitando di allarmare il soggetto può contribuire a migliorare la qualità della vita del paziente e la spesa sanitaria, evitando stati inutili di ansia e ricoveri non necessari.

- Accettazione della terapia: è esperienza comune che i pazienti non sempre seguano correttamente la terapia indicata. Il fatto che il paziente spesso non veda un effetto immediato in questi casi, rafforza la convinzione che la terapia possa essere “interpretata” personalmente. Qualora l'effetto della terapia sia misurabile strumentalmente, la disponibilità di un feedback di questo tipo può incentivare il paziente a seguire la terapia con maggiore cura.

1 Assistenza e tecnologia

- Riduzione degli errori in medicina:

il problema degli errori medici è una questione emergente in medicina.

É probabile che non ci siano attualmente più errori adesso che in passato, ma ci sia probabilmente una maggiore coscienza da parte dei pazienti e dei familiari del fatto che i dottori possono commettere errori. C'è inoltre un differente approccio da parte dei mass media e della legge tendente a rilevare e sanzionare gli errori, cercando di diminuirne il numero.

La lotta agli errori in medicina è realizzata soprattutto studiando le cause e i modi in cui gli errori avvengono. Il passo successivo è identificare procedure che tendano a minimizzare le possibilità che queste cause si manifestino, o rilevare errori prima che questi conducano a serie conseguenze. Un modo per evitare danni gravi è l'identificazione prematura degli errori, che può essere effettuata dalla persona che sta commettendo l'errore o da un terzo.

Il monitoraggio dei segnali biomedici può permettere al medico di rilevare e correggere errori e anomalie. Se inoltre permettiamo al paziente di capire qual'è il proprio stato di salute, e di capirne l'evoluzione rispetto a certi obiettivi fissati, questo può allertare il medico curante circa eventuali incongruenze.

- Miglioramento nella qualità dei dati:

chi ha avuto a che fare con lo studio di segnali biomedici si sarà probabilmente scontrato col problema della qualità dei dati. Dati mancanti, o errati (ad esempio a causa di un errato posizionamento di un captatore) sono molto frequenti negli archivi di dati annotati, e ancora più probabili quando si ha a che fare con segnali provenienti da pazienti in monitoraggio continuo. Quando i dati sono interpretati da personale medico, spesso gli errori nei dati vengono rilevati al momento dell'acquisizione. Una volta eliminata la causa che ha provocato l'errore, si può procedere, se necessario ad una nuova acquisizione.

Ovviamente nel caso di registrazione di dati e di estrazione automatica di informazione in tempo reale, il problema si complica, poiché non c'è, di solito, nessuno in grado di rilevare tempestivamente l'errore e ancor meno di eliminarne le cause. In questo caso si possono avere grandi periodi di

1 Assistenza e tecnologia

dati inutili (fatto relativamente frequente nel caso di monitoraggio holter) oppure, nel caso si applichi un sistema automatico per il riconoscimento di situazioni di rischio, la possibilità di generare falsi allarmi o di non funzionamento degli algoritmi di rilevazione.

Per risolvere almeno una parte di questi problemi è possibile ricorrere alla collaborazione dell'utente. Riuscendo ad identificare le possibili cause di guasto, è possibile suggerire all'utilizzatore possibili soluzioni (ad esempio, nel caso di un elettrodo ECG fuori sede si può chiedere all'utente di ricollocare l'elettrodo correttamente).

In quest'ottica la possibilità per il paziente di avere una semplice rappresentazione dei dati acquisiti può fornire un ulteriore incentivo a mantenere una buona qualità dei dati, essendo egli in grado di verificare con i propri occhi il degrado costituito dagli errori di acquisizione.

- **Acquisizione di informazioni contestuali**

Una buona interazione col paziente può permettere inoltre di reperire informazioni contestuali, relative ad esempio al tipo di attività svolta in occasione di un certo evento. Grazie ad un sistema di rilevazione delle variazioni dello stato del paziente è possibile richiedere queste informazioni solo quando necessario.

Queste considerazioni sul ruolo attivo del paziente sono solo ipotesi, per quanto ragionevoli. Nell'attesa di trovare conferma in studi estensivi che prevediamo di iniziare qualora riuscissimo a reperire fondi sufficienti, ipotizziamo valide queste considerazioni nel definire le specifiche del sistema che andiamo a progettare e realizzare.

1.3.c Procedure per l'analisi dei dati

Allo stato attuale, nonostante la disponibilità di potenza di calcolo facilmente reperibile a costi contenuti, non sembra vicina la realizzazione di un sistema capace di effettuare automaticamente una diagnosi completa a partire dai dati di un paziente. Il corpo umano è probabilmente troppo complesso, e le variabilità inter-individuali troppo grandi, per realizzare un modello gestibile da un computer allo scopo di realizzare una diagnosi

1 Assistenza e tecnologia

affidabile. Mentre la ricerca in questo campo continua ad avanzare (ad esempio il progetto Virtual Physiological Human [VPH] sostenuto dalla comunità europea o altri omologhi attivi in altre nazioni), la responsabilità della cura resta al medico, che deve usare la sua esperienza e le sue conoscenze per gestire le informazioni disponibili.

Un ruolo ormai assodato per la tecnologia in medicina è il supporto alla decisione. I sistemi automatici sono capaci di gestire grandi moli di dati e fornire informazioni ai medici (si pensi ad esempio al calcolo della frequenza cardiaca). Molti sistemi oggi forniscono informazioni o indici basati su elaborazioni su singoli segnali o combinazioni di questi (ad esempio i monitor di corsia nelle unità di cura intensiva che sono in grado di segnalare certi allarmi qualora alcuni valori oltrepassino una soglia impostata).

Un settore emergente in medicina è l'analisi multivariata di dati. Si tratta di tecniche, correntemente utilizzate in altri campi (economia, biologia..) che permettono di “unire” dati da fonti diverse per estrarre informazioni non direttamente accessibili dall'analisi di una unica fonte. Spesso viene fornita una rappresentazione grafica per permettere all'operatore umano di interpretare i dati calcolati. Queste tecniche possono essere impiegate in campo medico, dove normalmente gli specialisti utilizzano certe regole per tener conto di dati diversi, spesso sulla base di relazioni note a priori. Un'analisi esplorativa può consentire un approccio più generale, permettendo di scoprire nuove relazioni fra i dati.

I dati elaborati possono essere usati anche da sistemi automatici per fornire informazioni agli utenti (ad esempio tecniche di clustering possono essere usate per determinare similarità fra gruppi di soggetti o situazioni). Un monitoraggio continuo a lungo termine, con la conseguente disponibilità di dati relativi all'evoluzione dello stato di salute di uno stesso paziente, può agevolare questo tipo di studi.

Le prospettive attese da questo tipo di analisi sono quindi:

- La possibilità di fornire al medico un metodo semplice di gestire dati multidimensionali in maniera compatta e facilmente

1 Assistenza e tecnologia

interpretabile, al fine di estrarre informazioni qualitative o quantitative.

- Uso dell'analisi esplorativa multivariata per identificare relazioni nascoste nei dati originali. L'identificazione di queste relazioni possono servire a una migliore interpretazione dei meccanismi fisiologici e a sviluppare nuove metodologie per la diagnosi.
- Queste tecniche possono essere utilizzate anche per verificare teorie biomediche ad esempio evidenziando relazioni causa-effetto.

Osserviamo infine che la disponibilità di un metodo che consenta di riassumere una quantità di segnali sotto forma di un unico (o pochi) indice permetterebbe anche ad un utente non esperto, come il paziente stesso o i suoi familiari, di comprendere quella che sia la “misura” del proprio stato di salute.

1.3.d Sintesi delle caratteristiche principali richieste da un dispositivo per l'Assistenza Tecnologica

Queste considerazioni sono basate sull'esperienza maturata nel Laboratorio BIM negli anni precedenti. Questa tesi e questo progetto sono un tentativo di riassumere alcune di queste esperienze in un sistema per l'assistenza tecnologica (Assistive Technology), capace di acquisire dati dal paziente e supportare la comunicazione e favorire l'accesso alle informazioni all'utente ed al medico.

Usualmente per AT si intende un dispositivo atto a promuovere una migliore indipendenza a persone con disabilità. Utilizziamo questo termine in una accezione più estensiva, pensando come disabilità qualunque mancanza di capacità potenziali di interazione o comunicazione. In questo modo possiamo intendere come dispositivo per l'Assistenza Tecnologica anche un sistema che permette una più facile interazione con un PC ad una persona anziana, o una maniera semplice di presentare dati complessi a un medico specialista o a un ricercatore. Estendiamo cioè la categoria

1 Assistenza e tecnologia

dell'Assistive Technology anche ai sistemi per la sorveglianza dello stato di salute in ambito domestico, in particolare quando questi siano dotati di appositi sistemi per semplificare l'accesso alle informazioni e l'interazione. Poiché questi sistemi possono essere applicati ad una vasta gamma di diversi problemi e patologie, un requisito fondamentale è la personalizzabilità, che si ottiene sia avendo a disposizione un ampio numero di soluzioni diverse fra cui scegliere la più opportuna, sia tramite dispositivi standard le cui funzioni possano essere scelte secondo il caso in esame, sia con una combinazione di entrambi.

In questa tesi punteremo l'attenzione sul problema della sorveglianza continua dello stato di salute in ambito domestico, tramite il progetto di un sistema per l'acquisizione e l'accesso ai dati biomedici. In realtà il sistema è in grado di integrare funzionalità per l'aumento delle capacità comunicative (in particolare riferimento a utenti diversamente abili), ottenibili tramite sensori esterni e opportuni software applicativi. Il sistema hardware UPAD usato per l'acquisizione dei segnali può integrare vari sensori fra quelli sviluppati all'interno del BIM Lab in questi anni o reperibili in commercio. L'ampio margine di personalizzazione permette di utilizzare lo stesso dispositivo per monitoraggio di segnali biologici e per interfacciare dispositivi di comunicazione. Tralasciamo comunque la trattazione di queste ultime poiché di minore interesse ingegneristico.

Possiamo quindi definire alcune delle caratteristiche principali del sistema. Per chiarezza facciamo riferimento ad un caso particolare (un paziente, presumibilmente anziano, che ha bisogno di un monitoraggio domestico per malattie cardiorespiratorie), anche se queste considerazioni sono valide in generale.

- Il sistema deve essere semplice da usare;
- deve fornire dati biomedici affidabili, anche in continuo se necessario;
- l'interazione con l'utente deve essere più semplice possibile;
- il sistema deve gestire se possibile errori nei dati;

1 Assistenza e tecnologia

- deve essere economico.

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

2.1 Introduzione, descrizione generale

Il divario fra il livello della tecnologia e della strumentazione clinica non si è ridotto particolarmente col passare del tempo. Possiamo osservare infatti come di solito un medico non sia abituato a sfruttare totalmente le caratteristiche disponibili negli strumenti sempre più complessi a sua disposizione. Stiamo assistendo quindi al tentativo da parte dei produttori di strumentazione medica di fornire sempre più possibilità di indagine ed al contempo semplificare l'accesso ai medici alle varie funzioni disponibili.

La disponibilità di un numero sempre maggiore di dati provenienti dai vari esami che vengono prescritti ad un singolo paziente sta facendo emergere la necessità di introdurre anche in ambito medico metodi di analisi multivariata.

Da questo punto di vista, caratteristiche interessanti sono la capacità di ridurre la dimensionalità del set di dati e la possibilità di gestire dati disomogenei. Si riconoscono almeno i seguenti tipi di dati:

- *Dicotomici*: tipo presenza / assenza, di essi si può solo constatare se in un'osservazione si manifestano o no.
- *Qualitativi*: i caratteri presentano modalità differenti, senza alcuna relazione fra di esse.
- *In scala*: le modalità sono dotate d'un ordine totale.

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

- *Quantitativi discreti*: le modalità sono dei numeri interi, in quantità limitata.
- *Frequenze*: la modalità corrisponde al numero di elementi che sono rilevati.
- *Quantitativi continui*: vere e proprie misure.

In medicina può capitare di avere a che fare con dati disomogenei ad esempio avendo le informazioni anamnestiche, dati di cartella e segnali campionati.

La catena di elaborazione può essere schematizzata come segue:

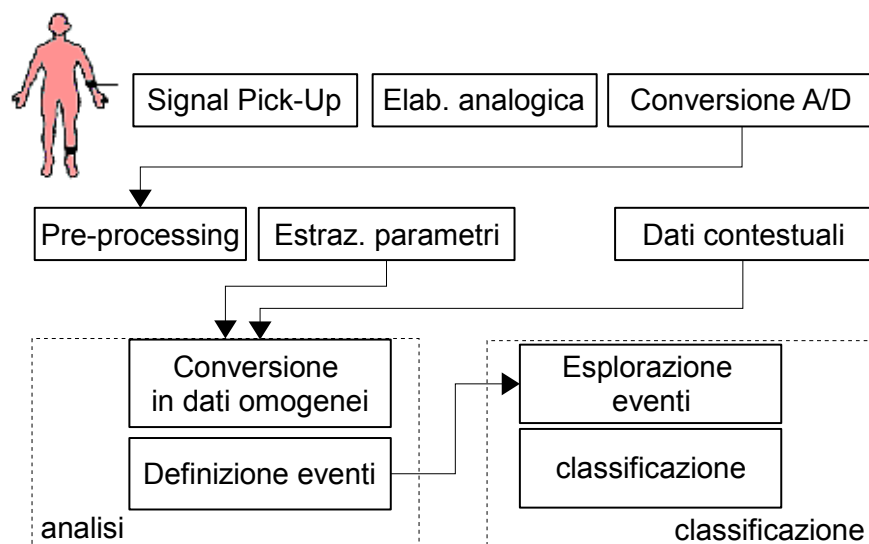


Figure 2.1: Catena di elaborazione nel caso di classificazione con analisi esplorativa e dati non omogenei

Questa catena implica la disponibilità di una opportuna interfaccia per l'analisi esplorativa dei dati (Exploratory Data Analysis - EDA) fino a giungere alla classificazione richiesta.

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

In questo ambito un ruolo principale è giocato dalle cosiddette “tecniche di ordinamento” data la loro tendenza ad ordinare le variabili oggetto di studio (o una loro trasformazione) secondo certi criteri che rendano più semplice l'interpretazione del fenomeno in esame.

Possiamo separare due approcci principali, uno basato su l'analisi di dati numerici quantitativi, l'altro che fa uso di dati categorici qualitativi. Questi approcci, sviluppati presso vari gruppi di ricerca, possono essere riferiti principalmente ai lavori di Benzecri (*analyse des correspondences*), Joliffe (I. T. Joliffe. *Principal Component Analysis*. Springer-Verlag, 1986), e Greenacre (unificazione delle *orientation techniques*), ed infine il lavoro di Gifi sulla cosiddetta *Homogeneity Analysis* allo scopo di giungere ad una base teorica comune.

Questi metodi rientrano nella più ampia famiglia dei metodi di analisi esplorativa dei dati (EDA, *Exploratory Data Analysis*).

2.2 Variabili categoriche: Analisi delle corrispondenze multiple (MCA)

L'Analisi delle Corrispondenze Multiple fu introdotta negli anni 70 da Benzecri, per lo studio di tabelle di contingenza generate dall'incrocio di due variabili qualitative (*Analisi delle Corrispondenze Semplice*). In seguito fu estesa ai casi con un numero qualsiasi di variabili (*Analisi delle Corrispondenze Multiple*).

E' un'analisi di tipo fattoriale, che ha come scopo quello di individuare dimensioni soggiacenti alla struttura dei dati, dimensioni intese a riassumere l'intreccio di relazione di “interdipendenza” tra le variabili originarie.

L'Analisi delle Corrispondenze Multiple, o MCA, può essere introdotta in molti modi. Uno di questi può essere quello di introdurre l'Analisi delle Corrispondenze Semplice, e poi applicarla a più variabili.

2.2.a Analisi delle Corrispondenze Semplice

Il punto di partenza di questa analisi è la compilazione di una tabella di contingenza che incrocia una variabile riga (A) e una variabile colonna (B). In particolare nella variabile riga vengono poste le osservazioni, mentre in quella colonna appaiono le categoria alla quale ciascuna osservazione appartiene.

Tavola di contingenza

	B ₁	...	B _j	...	B _q	Totale marginale di colonna
A ₁	n ₁₁	...	n _{1j}	...	n _{1q}	n _{1.}
...
A _i	n _{i1}	...	n _{ij}	...	n _{iq}	n _{i.}
...
A _p	n _{p1}	...	n _{pj}	...	n _{pq}	n _{p.}
Totale marginale di riga	n_{.1}	...	n_{.j}	...	n_{.q}	n

Dalla Tabella di Contingenza vengono ricavate le matrici dei profili-riga e profili-colonna nel modo seguente:

Profili riga

	B ₁	...	B _j	...	B _q
A ₁	$r_{11} = n_{11}/n_{1.}$...	$r_{1j} = n_{1j}/n_{1.}$...	$r_{1q} = n_{1q}/n_{1.}$
...
A _i	$r_{i1} = n_{i1}/n_{i.}$...	$r_{ij} = n_{ij}/n_{i.}$...	$r_{iq} = n_{iq}/n_{i.}$
...
A _p	$r_{p1} = n_{p1}/n_{p.}$...	$r_{pj} = n_{pj}/n_{p.}$...	$r_{pq} = n_{pq}/n_{p.}$
Centroide	$r_1 = n_{.1}/n$...	$r_j = n_{.j}/n$...	$r_q = n_{.q}/n$

Profili colonna

	B ₁	...	B _j	...	B _q	Centroide
A ₁	$c_{11} = n_{11}/n_{.1}$...	$c_{1j} = n_{1j}/n_{.j}$...	$c_{1q} = n_{1q}/n_{.q}$	$c_1 = n_{1.}/n$
...
A _i	$c_{i1} = n_{i1}/n_{.1}$...	$c_{ij} = n_{ij}/n_{.j}$...	$c_{iq} = n_{iq}/n_{.q}$	$c_i = n_{i.}/n$
...
A _p	$c_{p1} = n_{p1}/n_{.1}$...	$c_{pj} = n_{pj}/n_{.j}$...	$c_{pq} = n_{pq}/n_{.q}$	$c_p = n_{p.}/n$

A questo punto viene valutata la *dispersione* dei profili riga e profili

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

colonna rispetto al loro “centro di gravità” (o centroide), utilizzando la metrica del Chi-quadro:

$$X^2 = \sum_i n_i d_i^2 = \sum_i n_i \sum_j \frac{(r_{ij} - r_j)^2}{r_j}$$

$$X^2 = \sum_j n_j d_j^2 = \sum_j n_j \sum_i \frac{(c_{ij} - c_i)^2}{r_i}$$

La variabilità totale presente nella matrice dei dati viene denominata inerzia. Essa è proporzionale al Chi-quadro calcolato sulla tabella di partenza:

$$\text{Inerzia} = \frac{X^2}{n}$$

Vengono poi estratti degli assi fattoriali, ortogonali tra loro, ciascuno dei quali spiega, in ordine decrescente, il massimo della variabilità della matrice dei dati.

Esiste un numero massimo di fattori estraibili (k), dato dal minimo tra il numero di modalità riga e colonna meno uno.

Il numero di fattori da considerare è determinato dalla rilevanza dei fattori stessi, ovvero dalla grandezza del loro contributo alla spiegazione dell'inerzia totale.

La quota di inerzia spiegata da ciascun fattore è proporzionale all'autovalore associato al fattore stesso:

$$IS(F_i) = \frac{\lambda_i}{\text{INERZIA}} = \frac{\lambda_i}{\sum_i \lambda_i}$$

L'origine degli assi è il centro di gravità della nuvola di punti; tanto più gli elementi, riga o colonna, sono lontani dall'origine, tanto più i loro profili sono lontani da quello marginale [Paoletti06].

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

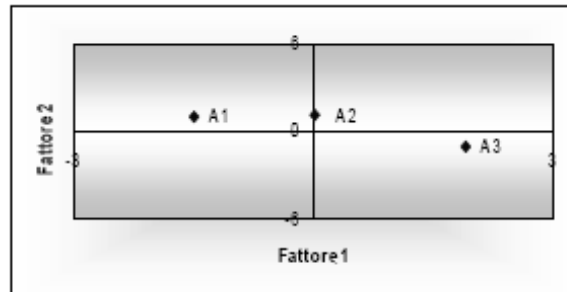


Figure 2.2: Esempio di distribuzione degli assi nella MCA

Per interpretare il significato dei fattori, più delle coordinate fattoriali, si utilizzano alcuni indicatori che permettono di valutare l'importanza che ogni modalità (riga o colonna) riveste nella formazione degli assi fattoriali:

- Il *contributo assoluto*, rappresenta la parte di inerzia totale del fattore spiegata dalla modalità in esame
- Il *coseno quadrato*, o contributo relativo, che permette di valutare il contributo che un certo fattore fornisce alla spiegazione della variabilità della modalità

2.2.b Analisi delle Corrispondenze Multiple

Le struttura di dati che si trattano sono di solito formate da tabelle $n \times m$, dove n rappresenta il numero di osservazioni e m il numero di categorie, dove la variabile j ha k_j categorie.

Nel caso finito, ciascuna variabile è codificata in m matrici indicatore G_j , dove G_j è una matrice binaria $n \times k_j$ con esattamente un elemento diverso da zero per ciascuna riga, che indica a quale categoria la variabile j appartiene.

La matrice $n \times K$, con $K = \sum_{j=1}^m k_j$, composta dalle varie colonne G_j , è chiamata *matrice indicatore*, o *Tabella Disgiuntiva*

Uno dei modi classici di definire la MCA è l'applicazione dell'Analisi delle Corrispondenze Singole alla Tabella Disgiuntiva

Si definisce innanzitutto la *Matrice di Burt*, in cui le modalità riga

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

corrispondono alle modalità colonna:

Tavola di Burt

	M_1	M_2	...	M_i	...	M_n
M_1	u_{11}	u_{12}	...	u_{1i}	...	u_{1n}
M_2	u_{21}	u_{22}	...	u_{2i}	...	u_{2n}
...
M_j	u_{j1}	u_{j2}	...	u_{ji}	...	u_{jn}
...
M_n	u_{n1}	u_{n2}	...	u_{ni}	...	u_{nn}

La Matrice di Burt, B , è collegata alla Tabella disgiuntiva, Z , come:

$$B = Z^T Z$$

La matrice di Burt, nel nostro caso, è una matrice di 5x5 blocchi, con 25 sottomatrici.

Un modo alternativo per definire la MCA è quello di applicare l'Analisi delle Corrispondenze Singole alla Matrice di Burt.

La relazione che intercorre tra le due definizioni alternative è la seguente:

- In entrambi i metodi di analisi le coordinate standard delle categorie sono identiche. Questo è diretto risultato della (1.1)
- Inoltre, come risultato della (1.1), le inerzie principali dell'analisi di Burt sono i quadrati di quelle con la tabella disgiuntiva

Nella MCA possiamo distinguere due tipi di variabili:

- *Attive*, cioè quelle che entrano direttamente nell'analisi, concorrendo alla formazione degli assi fattoriali (q);
- *Supplementari o Illustrative*, cioè variabili di tipo "passivo" che sono escluse dalla fase di estrazione dei fattori, ma si utilizzano successivamente considerando la loro posizione sugli assi fattoriali come ausilio per la loro interpretazione.

Se si indica con p il numero di categorie, si può definire la quantità:

$$Inerzia = \frac{(q - p)}{p}$$

Vengono estratti degli assi fattoriali, ortogonali tra loro, che spiegano ciascuno, in ordine decrescente, il massimo della variabilità della matrice

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

dei dati (inerzia).

Il numero massimo di fattori estraibili è pari al numero di categorie, meno il numero di variabili attive. I fattori da considerare si determinano in base alla loro rilevanza, ovvero alla quota di inerzia totale che spiegano.

L'autovalore, e quindi il fattore ad esso associato, diviene insignificante quando esso risulta inferiore ad un valore calcolato come $1/p$.

Per interpretare il significato degli assi fattoriali, si utilizzano i seguenti indicatori [Paoletti06][Bruce01]:

- La *massa*, ovvero la frequenza relative della categoria rapportata al numero di variabili attive
- Il *contributo assoluto* e il *contributo relativo (coseno quadrato)*

Poiché ogni osservazione viene rappresentata con un punto nello spazio trasformato, al fine di semplificare l'interpretazione grafica può essere utile diminuirne il numero. Nel caso di parametri che abbiano un'evoluzione relativamente lenta (ad esempio nell'analisi delle modificazioni morfologiche all'insorgere di episodi ischemici) possiamo accorpate i dati relativi a più cicli cardiaci successivi in un'unica osservazione corrispondente alla media o alla mediana dei parametri dei singoli battiti.

2.2.c Categorizzazione dei dati

Poiché l'analisi MCA è applicabile a dati categorici, visto che molti dati biomedici sono di tipo continuo, è necessaria un'operazione di categorizzazione ottenuta dividendone il range di variabilità in un numero limitato di sezioni.

Si noti che per mantenere tempi di calcolo “ragionevoli” dobbiamo usare un numero abbastanza basso di categorie per le variabili che utilizziamo.

Fra le varie tecniche di categorizzazione le due usate più di frequente sono quelle dette a intervalli costanti (il range viene diviso in intervalli di eguale ampiezza), e a frequenza costante (facendo in modo che la numerosità dei campioni sia uguale fra i vari intervalli).

Queste tecniche, valide in molte applicazioni, non sembrano adatte nel caso di segnali biomedici, infatti operiamo di solito in presenza di una condizione di “normalità”, diversa da paziente a paziente, e alcune

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

possibili situazione di anomalia. In questo caso ci aspettiamo una grande quantità di dati nella zona di normalità, e un piccolo numero di dati anche molto distanti da questi (anomalie). Sussiste inoltre la possibilità che all'interno di una sessione di monitoraggio il paziente rimanga sempre in una condizione di normalità.

Se usassimo una categorizzazione a frequenza costante, nel primo caso otterremmo molte categorie nella zona di normalità, mentre le zone di anomalia sarebbero coperte da un'unica categoria, perdendo capacità di discriminare situazioni diverse. Il problema potrebbe essere risolto usando un approccio a intervalli costanti, ma nel secondo non si verificano episodi anomali la zona di normalità verrebbe comunque suddivisa in varie categorie diverse, mentre in realtà dovrebbe essere rappresentata solo dalla categoria “normali”.

Abbiamo lavorato sui dati in nostro possesso (ECG da sforzo), elaborando un nuovo metodo di categorizzazione. Tenendo conto che un ECG da sforzo è caratterizzato da una prima parte a riposo (o a basso carico), una fase centrale dove viene effettuato l'esercizio alla massima potenza, ed una terza parte di “recupero”, abbiamo cercato di usare la prima sezione come riferimento per l'operazione di categorizzazione. La registrazione è di solito circa 15', ogni fase dura circa 5', ed eventuali modificazioni (ad esempio slivellamenti nel tratto ST dovuti ad episodi ischemici) sono presumibilmente localizzati prevalentemente nella seconda fase.

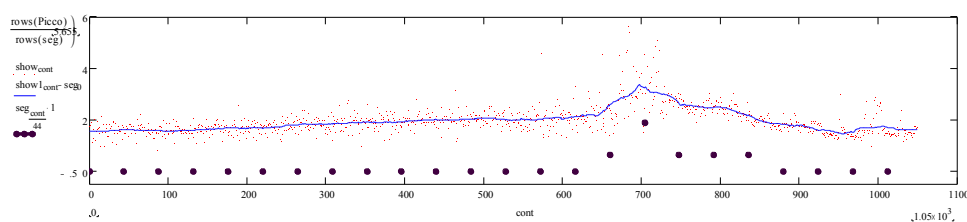


Figure 2.3: esempio di categorizzazione per il parametro $maxT$. I punti fini rappresentano la misura relativa ad un ciclo cardiaco, la linea la media mobile, i punti massicci la categorizzazione di 30 secondi di tracciato.

Per effettuare la categorizzazione viene ricavata media e deviazione standard del primo tratto, allo scopo di definire un “range di normalità”.

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

Vengono inoltre definiti ulteriori range per valori maggiori ed inferiori, della stessa ampiezza. In questo modo, nel caso si presenti un paziente che non mostri anomalie durante il test, i dati continueranno a ricadere nella zona di normalità. Nel caso i valori durante una crisi si discostino eccessivamente dalla situazione di normalità, richiedendo la creazione di troppe categorie, queste ultime vengono “riscalate” (incrementate di ampiezza) in modo da mantenerne il numero scelto in partenza. Effettuiamo cioè una categorizzazione “ampiezza costante” nel caso i campioni escano dagli intervalli calcolati a partire dalla situazione di riposo. Poiché in alcuni casi una variazione in aumento o diminuzione rispetto alla normalità di uno stesso parametro può avere significati fisiologici ed andamenti dinamici diversi, nel caso di riscalatura degli intervalli si è scelto di effettuare due diverse riscalature.

Al fine di facilitare il lavoro del medico, che nel grafico MCA può trovare una serie di punti relativi alle osservazioni, plottati insieme alle posizioni delle categorie, abbiamo scelto di associare ad ogni categoria un'etichetta numerica corrispondente alla differenza fra il valore a riposo e il punto medio dell'intervallo di valori. In questo modo il medico, vedrà sul grafico in direzione dei punti relativi alle osservazioni, il valore dei parametri corrispondenti alle categorie.

Questo metodo di categorizzazione, non lineare, permette di gestire sia il caso di dati che rimangono vicini alla situazione di normalità, sia in occasione di ampie variazioni rispetto a questa, mantenendo informazioni riguardo le variazioni di ampiezza.

2.3 Variabili numeriche: Principal Component Analysis

L'analisi PCA consente di ridurre la dimensione dello spazio nel quale viene rappresentata la popolazione d'interesse, cercando di minimizzare la perdita di informazione che deriva dal processo di riduzione. Per il calcolo PCA viene utilizzata la trasformata di Karhunen-Loewe (più

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

semplicemente detta KL). Si può introdurre l'utilizzo delle componenti principali mediante due diversi approcci, uno di tipo statistico, l'altro di tipo geometrico; questa distinzione è da intendersi in termini formali al solo fine di spiegare il metodo.

Nell'approccio statistico la popolazione di interesse può essere costituita da un numero p di unità di qualsiasi natura purché descrivibili da un numero finito n di variabili quantitative. Da un punto geometrico le p unità possono essere pensate come punti di uno spazio \mathbf{R}^n . Le variabili divengono quindi le coordinate di questi punti nello spazio. L'utilizzo delle componenti principali permette di ridurre il numero delle variabili in gioco al fine di descrivere le unità costituenti la popolazione, operando di fatto una riduzione della dimensione dello spazio dei parametri.

Diminuendo il numero delle variabili attraverso le quali i nostri punti vengono individuati si corre il rischio di perdere le relazioni che esistono tra gli individui stessi. Sostituendo alle n variabili di partenza un numero q , inferiore a n , di nuove variabili (dette PCA), combinazioni lineari delle variabili originali, dobbiamo fare in modo che queste q variabili rappresentino il più fedelmente possibile le p unità iniziali. Per far ciò si cercano gli assi che massimizzano la varianza delle proiezioni dei punti su loro stessi. La trasformata KL consente dunque di ottenere nuove variabili, dette componenti principali, tra loro scorrelate e ordinate in modo che le prime componenti assorbano la maggior parte della varianza presente nelle variabili originali.

Si dimostra che una base ortonormale adatta a dar luogo a questi nuovi assi di riferimento è costituita dagli autovettori associati agli autovalori della matrice di covarianza ottenuta dalla matrice M originaria dei dati. Le righe della matrice M dei dati costituiscono gli elementi della popolazione o unità, le colonne rappresentano le variabili che descrivono le unità.

Nel caso in cui si abbiano p individui descritti da n variabili la matrice M sarà dunque così composta:

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

$$M := \begin{pmatrix} x_{1,1} & x_{1,2} & \dots & x_{1,n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{p,1} & \vdots & \vdots & x_{p,n} \end{pmatrix}$$

Successivamente procediamo con il calcolo di un vettore media, le cui componenti sono le medie calcolate sulle colonne di M:

$$\mu^T := (\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_p)$$

Calcoliamo poi la varianza relativa alle colonne di M (X_j e la j -esima colonna di M):

$$\text{Var}(X_j) := E[(X_j - \mu_j)^2]$$

Calcoliamo poi matrice Σ di covarianza

$$\sigma_{i,j} := E[(X_i - \mu_i)(X_j - \mu_j)]$$

$$\Sigma := \begin{pmatrix} \sigma_{1,1} & \sigma_{1,2} & \dots & \sigma_{1,n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \sigma_{n,1} & \vdots & \vdots & \sigma_{n,n} \end{pmatrix}$$

A questo punto non rimane che ricavare gli autovalori della matrice Σ , ordinarli e calcolare gli autovettori associati. Gli autovettori ottenuti rappresentano la base ortonormale cercata.

Se con a indichiamo gli elementi della matrice costituita da questi autovettori (colonne) otteniamo la trasformazione cercata:

2 Metodi di analisi basati sulle tecniche di ordinamento

$$Y_j := a_{1,j} X_1 + a_{2,j} X_2 + \dots + a_{p,j} X_p$$

Occorre notare che dopo aver effettuato la trasformazione abbiamo comunque ancora n variabili ordinate in merito alla varianza da esse assorbita. Nel ricostruire gli individui elimineremo dunque le componenti che si riferiscono a valori di varianza minori. In effetti una difficoltà nell'uso della trasformata KL è data dalla scelta delle dimensioni dello spazio ridotto dei parametri e dalla definizione di quante siano le variabili primarie rilevanti ai fini dell'analisi. Il primo problema si può affrontare in vari modi [Jolliffe86] in relazione ai diversi contributi della varianza. Il più usato consiste nel valutare l'entità di varianza (t_k) assorbita dalle prime k componenti:

$$t_k = 100 \cdot \frac{\sum_{j=1}^k \lambda_j}{\sum_{j=1}^p \lambda_j}$$

Dove con λ si indicano gli autovalori della matrice di autocorrelazione (o di covarianza).

Da un punto di vista computazionale l'approccio sopra esposto non è particolarmente soddisfacente. In particolare, supponendo di conoscere a priori il numero di componenti principali che vogliamo, dovremmo in ogni caso calcolare tutti gli autovettori per poi scartare quelli in eccesso. Un altro metodo Singular Values Decomposition (SVD) richiede un numero di colonne maggiore di quello di righe e non è adatto a matrici troppo grandi. Nel nostro caso viene utilizzato l'algoritmo NIPALS (Nonlinear Iterative Partial Least Squares) che permette di calcolare pesi e punteggi iterativamente, su data set di dimensioni arbitrarie e calcolando solo il numero di componenti principali volute.

2.4 Applicazione metodi di analisi multivariata a dati medici

Come già accennato, le applicazioni mediche dei metodi di analisi per dati multivariati sono relativamente recenti per una lontananza della cultura medica dall'impiego di tecniche statistiche avanzate. Tali metodi, così come del resto la metodologia dei modelli matematici, richiederebbero precisione nella valutazione delle variabili lontane spesso dalle possibilità pratiche dell'ambiente medico. Le applicazioni mediche sono caratterizzate innanzitutto da una numerosità molto elevata con cui il medico cerca di sopperire alla mancanza di accuratezza, precisione, ecc. Ecco perché la natura e la effettiva ridondanza nei dati medici favorirebbe molto le applicazioni che prevederebbero l'ordinamento delle variabili piuttosto che l'evidenza numerica del loro valore.

In definitiva i passaggi essenziali nell'approccio medico al problema dell'analisi multivariata è il seguente: acquisizione dei segnali, loro riduzione a eventi, combinazione/fusione di dati provenienti dall'analisi di segnali con le variabili misurate offline o in vitro, fra cui le variabili di tipo antropometriche, dati da laboratorio chimico-clinico, referti anamnestici.

Si tratta dunque di un vasto insieme di lavori tra di loro spesso non omogenei quanto a rappresentazione. Benché si potrebbe simmetricamente portare valori categorici in numerico, si preferisce fare il contrario, partendo da valori numerici per ridurli a valori categorici.

La perdita di precisione dovuta alla trasformazione in categorie è spesso solo apparente in quanto relativa a dati in origine poco precisi.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

3.1 Analisi dello stato dell'arte

3.1.a Introduzione

Durante il primo anno di questo studio è stata effettuata una ricerca allo scopo di verificare la disponibilità di sistemi compatibili con le specifiche che stavano delineandosi. L'analisi è stata fatta sia per applicazioni in ambito di ricerca che di soluzioni commerciali effettivamente disponibili sul mercato. Poiché il monitoraggio domestico di pazienti cronici è un ambito in continua crescita, e in mancanza di archivi organici ed aggiornati delle soluzioni disponibili, è molto difficoltoso effettuare una ricerca esaustiva. Si è quindi optato per l'utilizzo di motori di ricerca generalisti, seguendo eventualmente la catena delle citazioni nel caso di articoli scientifici. Vengono in seguito elencate alcune delle soluzioni rilevate, tralasciando quelle a nostro avviso meno rappresentative o meno promettenti.

Si noti come il sistema COMPASS-ALERT nasca per integrare, quando necessario, soluzioni a problemi di comunicazione/interazione e di identificazione dello stato di salute dell'utente. Il problema della comunicazione, particolarmente sentito nel caso di persone portatrici di handicap, può essere affrontato facendo riferimento alla grande varietà di ausili codificati nell'ambito dell'Assistive Technology intesa in senso stretto. In questo caso esistono apposite pubblicazioni e rassegne di

3 Il sistema COMPASS-ALERT

prodotti adatti a trovare soluzioni adeguate alla grande maggioranza dei casi. Poiché gran parte delle soluzioni per l'Assistive Technology reperibili sul mercato può essere interfacciata o implementata in un sistema come COMPASS-ALERT, tralasciamo l'analisi di questa parte del problema, concentrando l'attenzione sui sistemi per il monitoraggio continuo dello stato di salute e il supporto alla decisione.

3.1.b Dispositivi commerciali

- **Produttori vari - Wireless monitoring systems**



GE Medical Systems
Information Technologies

Molte compagnie attive nell'ambito del monitoraggio in corsia, stanno producendo sistemi di acquisizione wireless di parametri biomedici. Spesso si tratta comunque di dispositivi nati per permettere al paziente un certo margine di mobilità all'interno dell'ospedale. Le configurazioni adottate non sembrano a nostro avviso adatte ad un monitoraggio autonomo in ambito domestico. In questa categoria possiamo citare ad esempio la General Electric con i sistemi ApexPro e TeleGuard, o la Philips con PatientMonitoring systems



- **Delmar Reynold**

Questo produttore commercializza vari sistemi per l'ECG holter e monitor di segnali biomedici.

Prevede software appositi per l'analisi in tempo differito dei segnali acquisiti, ma non per l'analisi in tempo reale.



3 Il sistema COMPASS-ALERT

- **HealtFrontier ECG@home**

Si tratta di un dispositivo per l'automonitoraggio capace di acquisire una derivazione ECG (I o II a scelta) e trasmettere i dati via telefono tramite un accoppiamento acustico. Rileva anche alcuni parametri del segnale elettrocardiografico che possono essere comunicati al medico curante o parzialmente interpretati dal paziente adeguatamente addestrato. Per la sua struttura non è adatto ad un monitoraggio continuo ma può essere usato per effettuare una o più misurazioni giornaliere.



- **PocketView**

Con una particolare scheda acquisisce ECG su palmari tipo PocketPC, da cui è possibile effettuare la stampa, l'archiviazione o l'invio dei tracciati. Mette a disposizione le derivazioni standard e le precordiali. È possibile effettuare alcune analisi automatiche sui tracciati (solo in maniera differita) ed inviarli via e-mail.



- **HomMed**

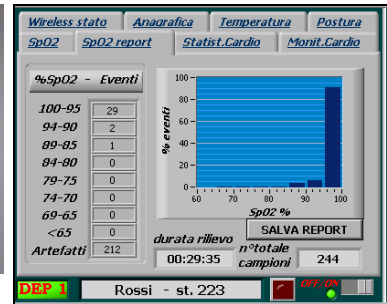
Si tratta di una serie di apparecchi per il monitoraggio giornaliero delle condizioni del paziente. Vengono rilevati peso, pressione, pletismografia. Questi dati possono essere registrati ed inviati ad un centro di ascolto o ad un medico. Il monitoraggio in questo caso non è continuo ma avviene ad intervalli di tempo relativamente lunghi (giornalmente, di solito).



- **WIRELESS SENSOR NETWORKS SRL – Guardiano elettronico**

3 Il sistema COMPASS-ALERT

Il sistema proposto nella versione Smart-Dress presenta molte analogie con il sistema da noi progettato.



Probabilmente probabilmente pensato per monitoraggio in ambito ospedaliero. E' in grado di condurre statistiche semplici sui parametri estratti dai vari segnali acquisiti.

- **Dynapulse**

Permette la registrazione su PC di pressione arteriosa e frequenza cardiaca



- **Bodymedia Sensewear Armband**

Si tratta di un dispositivo indossabile su un braccio, come alcuni lettori MP3, capace di acquisire informazioni accelerometriche, temperatura esterna e del corpo, galvanic skin response, frequenza cardiaca.

I dati sono inviati ad un PC per l'elaborazione ed il salvataggio. Orientato ad applicazioni in campo sportivo.

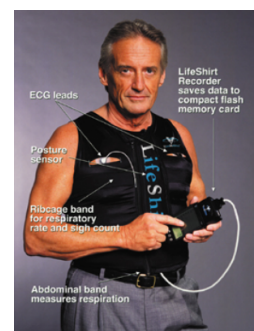


- **VivoMetrics LifeShirt**

E' un sistema per l'acquisizione di vari parametri biomedici. Utilizzato principalmente in applicazioni di ricerca, permette di alloggiare sensori per varie grandezze (ECG, respiro, SPO2, postura/accelerazioni). I dati sono



VivoMetrics
Continuous Ambulatory Monitoring



3 Il sistema COMPASS-ALERT

acquisiti da un apposito palmtop che ne permette la visualizzazione ed il trasferimento su PC.

3.1.c Ricerca

- **AMON**

Si tratta di un sistema per il monitoraggio continuo pulsiossimetrico, che può misurare opzionalmente anche ECG (1 derivazione), la pressione sanguigna e l'entità delle accelerazioni subite. L'analisi dei dati viene fatta a bordo. Un collegamento via radio permette di contattare centri di ascolto.



- **Intelligent ECG monitor**

Effettua la registrazione dei dati in forma compressa e può effettuare una prima analisi. Il sistema monta un DSP per l'elaborazione e la compressione dei dati ricevuti.



- **Remote Human Health Monitoring System**

Analizza un segnale ECG, pletismografia in visibile ed infrarosso, accelerazione. Anche questo sistema utilizza un'architettura "Split", con parte di acquisizione divisa da quella di elaborazione.

- **Georgia Tech Wearable Motherboard**

Si tratta di un corpetto sviluppato, in collaborazione con l'esercito USA per monitorare le condizioni dei soldati in missione. Misura vari parametri (fra cui ECG, respiro), ed integra una fibra ottica, tessuta nella stoffa, che, con la propria rottura, permette di individuare la posizione di eventuali colpi ricevuti. Trasmette questi dati via radio.



3 Il sistema COMPASS-ALERT

- **Sensitron**

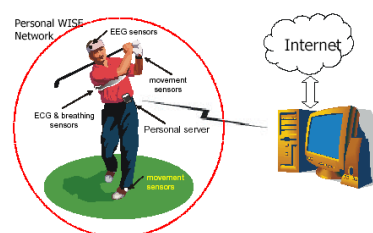
L'azienda sviluppa un sistema wireless



per il monitoraggio dei segni vitali, basato su BlueTooth, che raccoglie vari segnali (pulsazioni, temperatura, ossigenazione, concentrazione di glucosio, ecc..) e li trasmette tramite ad una stazione base che si occupa di reinstrararli via web, così da poter essere elaborati e registrati su sistemi remoti. È pensata per il monitoraggio di pazienti in ambito ospedaliero e casalingo, ma non sembra prevista la possibilità di elaborare i dati in tempo reale.

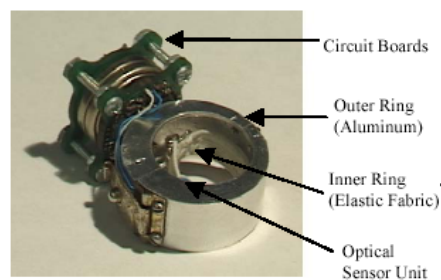
- **Portable Telemedical Monitoring Using Wireless Sensors on the Edge of the Internet**

Prevede l'uso di una serie di sensori (accelerometri, respiro, ECG...) che rilevano segnali in varie parti del corpo, che comunicano via radio con un "personal server" all'interno di una PAN (Personal Area Network). Il personal server provvede poi a inviare i dati verso l'esterno ed attraverso la rete internet per l'elaborazione.



- **Ring sensor**

Si tratta di un anello che contiene un sensore pletismografico ed un apparato di trasmissione. Ponendo nelle vicinanze una stazione ricevente (che può a sua volta elaborare o ritrasmettere il segnale) si può realizzare un monitoraggio pletismografico continuo.



3 Il sistema COMPASS-ALERT

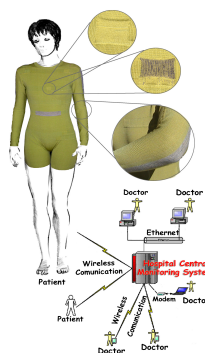
- **SmarTex Wealthy**

Il progetto
Wealthy, guidato
dall'azienda



Smartex, ha

come obiettivo lo sviluppo di “indumenti intelligenti” capaci di acquisire dati per monitorare utenti in situazioni di rischio (malati cronici, lavori pericolosi, sportivi, piloti..). Il progetto è focalizzato soprattutto allo sviluppo delle tecnologie per l'integrazione dei sensori nel tessuto, ma prevede anche la possibilità di teletrasmettere i dati attraverso connessioni GSM/GPRS.



- **Mobile Health Assistant**

Un gruppo di ricerca costituito da vari istituti di Fraunhofer (Germany), hanno sviluppato un indumento “sensorizzato” con un'interfaccia utente basata su PALM, mostrando all'utente i segni vitali e permettendo l'interazione col medico. Le unità sono connesse senza fili.

3.2 Linee guida per il progetto COMPASS-ALERT

Possiamo riassumere le caratteristiche di sistema introdotte in precedenza come segue: *Il sistema dovrebbe essere economico, facile e confortevole da usare, e permettere all'utente ed al medico di accedere alle informazioni contenute nei dati.*

Per raggiungere questi obiettivi, anche sulla scorta delle conoscenze accumulate nel laboratorio BIM durante gli anni precedenti, abbiamo realizzato vari sistemi hardware/software,.

I modelli disponibili sul mercato non soddisfano pienamente i nostri requisiti, e, soprattutto, si tratta di sistemi “chiusi” che non possiamo modificare per verificare le nostre ipotesi. Abbiamo quindi deciso di

3 Il sistema COMPASS-ALERT

realizzare una nostra soluzione sia nelle componenti hardware che software. I requisiti più specifici sono:

- economia
- il sistema, per la parte di acquisizione dei segnali, deve essere indossabile
 - leggero
 - niente cavi (or pochi cavi)
 - alimentato a batteria
 - lunga autonomia -> basso consumo
- design
- interazione col paziente
 - capace di rilevare alcuni malfunzionamenti
 - capace di presentare informazioni a persone senza conoscenze mediche specifiche
- interattivo per il medico
 - esplorazione grafica multivariata
- rispettare le normative

3.2.a Architettura "split"

Fra le varie architetture di sistema valutate, riteniamo che al momento quella che chiamiamo "split" sia la più adatta a soddisfare i vari requisiti posti. Il nome "architettura split" è stato introdotto nel precedente progetto COMPASS-ALERT del BIM Lab, ed è detta così poiché consiste nel dividere il processo di acquisizione ed analisi dati fra due dispositivi fisicamente separati, connessi senza fili.

Il primo è un modulo intelligente di acquisizione dati biomedici indossato dal paziente (UPAD Unità Portatile Acquisizione Dati).

Il secondo è l'Unità di Elaborazione (Processing Unit, PU), costituita da un PC, un PDA uno Smartphone o altro. UPAD e PU sono connessi via radio senza fili, inoltre PU può essere connesso ad un ospedale o apposito centro di ascolto attraverso ADSL, WiFi, GSM/GPRS, WiMax o altro.

La divisione del sistema in due parti permette di ottimizzare il design

3 Il sistema COMPASS-ALERT

hardware della UPAD senza preoccuparsi di integrare troppa capacità di calcolo su questa. Risolviamo così anche il problema della trasmissione dei dati attraverso reti LAN/WAN in cavo o wireless. L'architettura split permette infatti di utilizzare dispositivi di trasmissione a corto raggio per la connessione UPAD/PU, che sono in generale, più piccoli, economici e consumano meno rispetto ad una connessione a lungo raggio come potrebbe essere GPRS o WiFi. La trasmissione al centro remoto viene effettuata a cura della PU che in generale ha minori vincoli riguardo autonomia e peso, dovendo sottostare nella peggior ipotesi a vincoli di portabilità ma non di indossabilità.

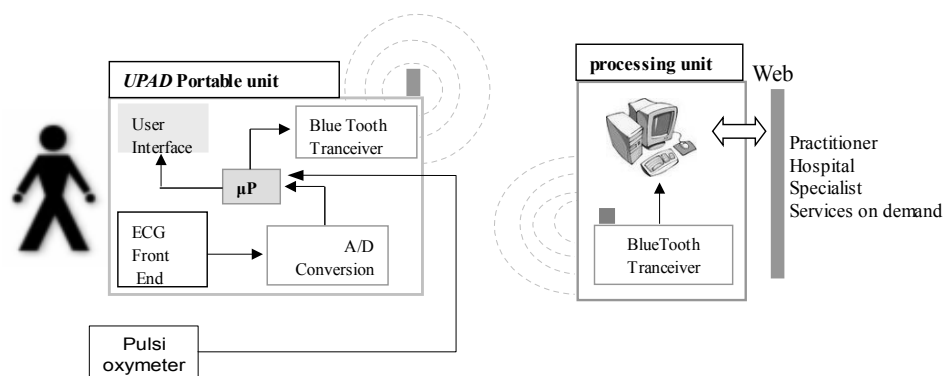


Figure 3.1: Architettura Split

L'uso di due dispositivi al posto di uno unico permette di solito di utilizzare display più grandi per la comunicazione con l'utente, senza vincoli dovuti ai cavi dei sensori. Dal punto di vista del costo, produrre due diverse unità custom è in generale più costoso di produrne una singola, ma tenuto conto che come PU si prevede di sfruttare un sistema per il mercato consumer, in virtù dell'elevato rapporto prezzo/prestazioni delle produzioni in massa rispetto a quelle custom, possiamo stimare che una ipotetica unità unica comprendente le caratteristiche di UPAD e PU verrebbe a costare probabilmente più di un sistema split con analoghe prestazioni.

Si noti comunque che questa al momento appare essere la “migliore soluzione” ma in futuro evoluzioni tecnologiche potrebbero suggerire

architetture diverse.

3.3 UPAD Unità Portatile Acquisizione Dati

3.3.a Sistemi e sensori biomedici indossabili Wearable Biomedical Sensor and System (WBSS)

Vista la continua espansione dei sistemi di acquisizione di dati biomedici portatili, la IEEE/EMBS, nel 2004, ha deciso di fondare un comitato tecnico dedicato a questo tipo di sistemi. Il comitato ha definito cosa siano e con che nome identificarli: «un Wearable Biomedical Sensor and System (WBSS) è un sensore/attuatore biomedico portatile che insieme ad un sistema di trasmissione “sensor-based” può monitorare e/o stimolare, e/o trattare, e/o sostituire funzioni biofisiche dell’essere umano». Per completare la definizione possiamo notare che i sensori impiantabili e le protesi non sono direttamente richiamate nella definizione, pertanto saranno da considerare come interfacce con i WBSS. Le “Unità Personale di Acquisizione Dati”, come abbiamo deciso di definire i sistemi di cui parleremo, appartengono ad un sottogruppo delle WBSS; rispetto alle WBSS non stimolano e non sostituiscono le funzioni biologiche umane, ma si limitano a misurarle e trattarle.

Le WBSS fanno parte di un area di ricerca e sviluppo in larga e rapida crescita, che coinvolge numerose discipline in modo trasversale tra le quali: biologia, fisiologia, fisica, chimica, micro-nano tecnologie, scienze dei materiali. Inoltre sono molti anche i settori industriali coinvolti in queste realizzazioni: attrezzature ad uso medico, elettronica, microchip, tessile, telecomunicazioni e numerosi altri settori industriali.

La UPAD (Unità Portatile per l'Acquisizione Dati) è il dispositivo che permette di “catturare” i segnali biomedici dal paziente ed opzionalmente di realizzare una semplice comunicazione con l'utente. Ancorché la UPAD sia principalmente orientata all'acquisizione dei segnali, essa può

3 Il sistema COMPASS-ALERT

accogliere una selezione di routines ottimizzate per l'analisi dei segnali. Questi algoritmi possono permettere di riconoscere alcune situazioni di rischi potenziale anche quando il collegamento con l'unità di elaborazione non fosse disponibile.

3.3.b Evoluzione UPAD: versioni e caratteristiche

In questi anni sono state realizzate varie versioni di UPAD per verificare alcuni aspetti tecnici. Le versioni principali sono caratterizzate da possibilità diverse circa i segnali acquisibili.

- v0: ECG 2 derivazioni (semplificato) + fascia respiratoria Piezo + pletismografia.
- v1: 1 derivazione ECG + fascia respiratoria Piezo + pulsiossimetro esterno; PCB di dimensioni ridotte, microcontrollore ad alte prestazioni. Da questa versione UPAD può usare elettrodi a secco.
- v2: come v1, eccetto le maggiori dimensioni e l'uso di un microcontrollore DSP DSPIC invece dei normali controllori PIC delle altre versioni.
- V3: 2 derivazioni ECG in configurazione a ponte bilanciato + fascia respiratoria Piezo + pulsiossimetro esterno + gestione alimentazione + microcontroller ad alte prestazioni + PCB di dimensioni ridotte inscatolato.
- vA: accelerometro triassiale in piccole dimensioni.

Illustriamo adesso in dettaglio le principali caratteristiche dei vari sottomodi. Si noti che mentre le configurazioni dei segnali sono definite dall'hardware della scheda, il firmware caricato sulla UPAD può essere facilmente modificato per adattare il funzionamento alle necessità di monitoraggio.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

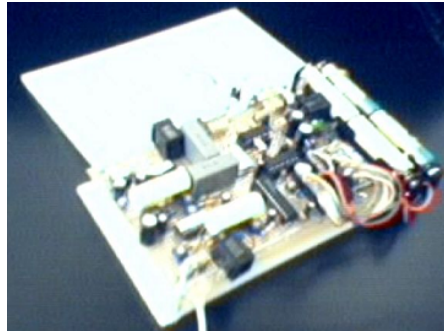


Figure 3.2: UPAD v0 e v1

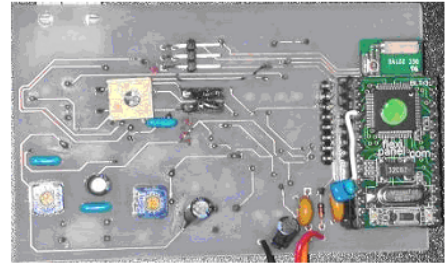


Figure 3.3: UPAD v3

3.3.c Acquisizione di segnali biomedici

Elettrodi ECG a secco

Vista l'importanza delle caratteristiche ergonomiche che il dispositivo deve avere per l'utente finale, per la rilevazione dei parametri vitali quali l'ECG e la respirazione è stato previsto l'impiego di particolari elettrodi a secco, prodotti a scopo sperimentale dalla Bionen S.a.s di Firenze. Essi, a differenza dei comuni elettrodi in Ag/AgCl adesivi o quelli metallici per ECG a riposo, sono costituiti di gomma siliconica, caricata con materiale conduttivo (fibra di carbonio) e dotata di un innesto metallico per fornire il collegamento con il conduttore per la connessione all'apparecchio diagnostico.

Usualmente nel monitoraggio a lungo termine è realizzato con elettrodi adesivi monouso Disposable Pre-gelled Electrode (DPE) (ad esempio i RedDot(r) prodotti dalla 3M), dove la conduzione elettrica è demandata ad una soluzione elettrolitica, immobilizzata in una spugna o in un gel, a contatto con una superficie ricoperta di argento. L'uso di questa tecnologia risolve alcuni dei problemi dovuti alle reazioni elettrochimiche fra pelle e materiali metallici, inoltre la presenza di gel o spugne inumidite rende stabile la superficie di contatto anche in caso di movimenti del soggetto in esame. L'uso di elettrodi a secco in gomma siliconica conduttiva per monitoraggio cardiaco è relativamente recente e non si è ancora diffuso. Gli elettrodi a secco usualmente impiegati per monitoraggio ambulatoriale sono di solito metallici o in grafite, sotto forma di placche rigide tenute in posizione da pinze, cinghie o pompette a vuoto. Solitamente le superfici di contatto sono maggiori rispetto a quelle degli elettrodi a umido. La maggiore superficie di contatto da un lato permette una minore resistenza di contatto, dall'altro aumenta i problemi in caso di movimento del paziente. In questo caso infatti variando la superficie di contatto si possono indurre potenziali variabili per effetto capacitivo e/o elettrochimico. Nel nostro caso gli elettrodi sono flessibili e mantenuti in contatto con la cute

3 Il sistema COMPASS-ALERT

del paziente tramite la piccola pressione esercitata dalla fascia toracica. Questo fa sì che non ci siano perdite di contatto evidenti anche in presenza di movimenti relativamente ampi del paziente. Episodi di rumore sui segnali causati da movimento si possono notare in caso di movimenti ampi o rapidi. Si nota comunque come l'elettrodo ricominci a funzionare correttamente una volta interrotto il movimento. Rispetto agli elettrodi Ag-AgCl, possiamo constatare come questi ultimi tendano a staccarsi più difficilmente, ma anche come il distacco sia spesso permanente, perdendo questi le loro capacità adesive in caso di riposizionamento. Questo problema si può presentare in maniera più evidente a causa del sudore, che tende a facilitare il distacco del collante. Viceversa, gli elettrodi a secco in silicone conduttivo tendono a migliorare le loro caratteristiche in presenza di maggiore umidità che tende a diminuire la resistenza degli strati epidermici. Si nota quindi un miglioramento del segnale dopo alcuni minuti dall'applicazione degli elettrodi, e come comunque anche in presenza di sudore questi continuino a funzionare correttamente, poiché tenuti in loco da una fascia e non da adesivo. Questo tipo di soluzione può quindi essere utile in caso di sportivi o in ambienti ad alte temperature. Le considerazioni sopra esposte sono state confermate da piccoli esperimenti, non essendo questo studio l'obiettivo principale di questo lavoro.

L'uso di questi elettrodi in applicazioni di monitoraggio continuo in ambito domestico può comunque condurre a vari problemi, fra cui:

- gli elettrodi possono spostarsi o scollarsi in seguito ai movimenti del paziente e presenza di umidità sulla pelle;
- il piazzamento manuale degli elettrodi può essere non banale da realizzare per un paziente in monitoraggio domestico;
- la rimozione degli elettrodi alla fine delle sessioni di misura può essere difficoltosa;
- si tratta di elettrodi monouso il cui costo diventa non trascurabile nel caso di uso giornaliero.

3 Il sistema COMPASS-ALERT



Figure 3.4: elettrodo a secco in gomma siliconica conduttiva (BioNensas - Florence)

Gli elettrodi da noi usati sono costituiti da una base in gomma di silicone caricata con fibre elettroconduttive di carbonio. Il materiale è venduto in grani da vari produttori (nel nostro caso DuPont), e può essere usato per creare oggetti di forma anche complessa tramite estrusione, stampaggio a caldo o lavorazioni meccaniche su lastre o blocchi precedentemente realizzati. Il materiale ha buone caratteristiche meccaniche, è flessibile, può essere lavorato meccanicamente con facilità, è inoltre inerte, biocompatibile e può essere lavato e riusato varie volte

Nel nostro caso si tratta di elettrodi di forma ovale, realizzati dalla fustellatura di un foglio di circa 3mm di spessore. Il fornitore ha applicato delle clip metalliche per connettere il conduttore elettrico e una superficie di velcro sul retro. Questa permette di posizionare gli elettrodi su una apposita fascia elastica in velcro, per adattarsi alle diverse circonferenze toraciche dei possibili utilizzatori. Sulla fascia elastica viene anche montato il modulo piezoelettrico per il segnale respiratorio.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

La resistenza misurata per i fogli di 3mm in nostro possesso è di circa 300 ohm/cm, mentre la resistenza totale misurata fra pelle ed elettrodo è circa 180 Ohm. Questo valore è circa due ordini di grandezza minore della resistenza fra il cuore e la cute. Alla frequenza di nostro interesse (la banda passante per l'ECG è inferiore a 150Hz) possiamo considerare in prima approssimazione un carico puramente resistivo. Gli effetti capacitivi possono essere valutati per poter ottenere un miglior accoppiamento delle impedenze fra elettrodo e amplificatore [muhl04], ma poiché abbiamo lavorato su prototipi, quindi con varie modifiche circuitali per verificare diverse configurazioni, abbiamo preferito lasciare questa fase ad un secondo tempo. La scelta di utilizzare elettrodi con montaggio tramite velcro alla fascia di supporto è stata intrapresa per avere la possibilità di

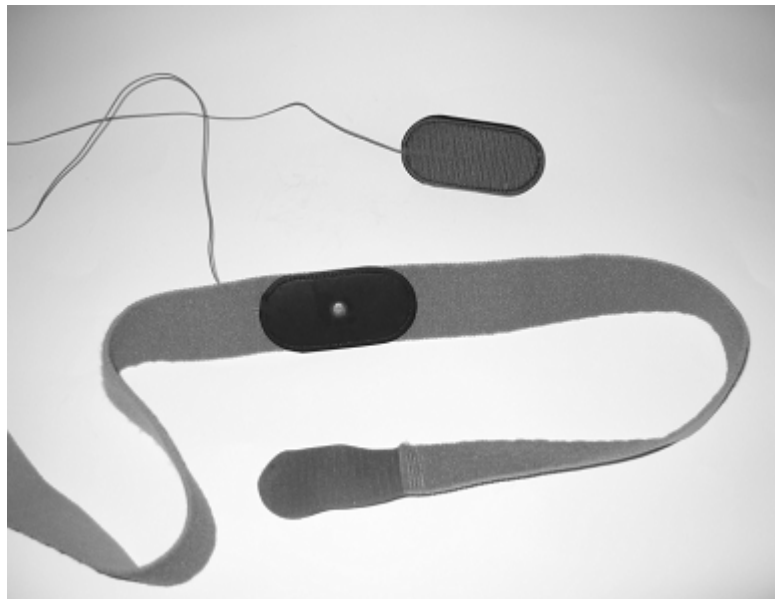


Figure 3.5: electrodes mounted on elastic belt

valutare diversi possibili posizionamenti, ma, ovviamente in una ipotetica produzione commerciale, gli elettrodi verrebbero fissati nella giusta posizione all'interno di fasce o indumenti appositi. In questo modo otterremmo l'autoposizionamento degli elettrodi qualora l'utente indossi

3 Il sistema COMPASS-ALERT

correttamente l'indumento. Nelle prove effettuate con la fascia elastica è stato possibile insegnare ad usare correttamente il mezzo con una breve spiegazione.



Figure 3.6: Fascia toracica indossata da un volontario

Posizionamento degli elettrodi

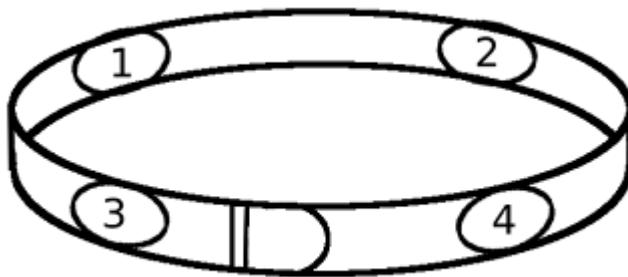


Figure 3.7: electrodes belt

La registrazione Holter standard prevede il posizionamento di vari elettrodi sul torace. Sfortunatamente le posizioni Holter non sono particolarmente

3 Il sistema COMPASS-ALERT

adatte all'uso di elettrodi sostenuti da fasce elastiche, abbiamo quindi provveduto a individuare posizioni più adatte al nostro sistema, cercando di fare in modo che queste siano più simili possibile a derivazioni standard. Come mostrato in figura 3.7 e 3.8 abbiamo posizionato quindi 4 elettrodi , uno (#4) con funziona di potenziale di riferimento, ottenendo dagli altri tre due derivazioni (differenziali). In particolare possiamo ottenere un segnale riferibile ad una derivazione V4 (fra #1 e #2) e uno riferibile alla I Einthoven (fra #2 e #3).

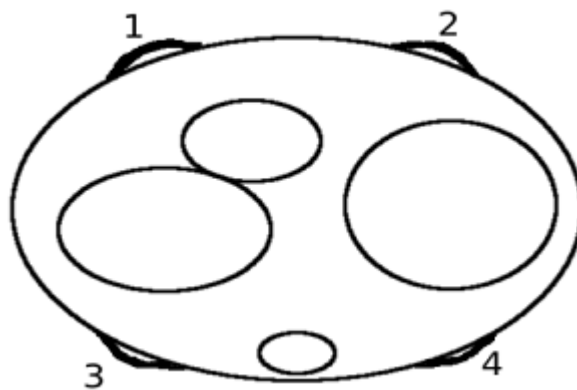


Figure 3.8: electrodes belt - section see - up: front;
down:back

ECG front-end

L'acquisizione dei segnali ECG è particolarmente critica a causa del basso rapporto segnale rumore tipico del segnale elettrocardiografico. In particolare in caso di movimenti del paziente (tipici nel caso di monitoraggio a lungo termine e Holter), i potenziali mioelettrici e i movimenti degli elettrodi possono portare segnali molto maggiori rispetto all'ECG, conducendo alla saturazione degli stadi analogici. Per ridurre questo tipo di problemi si possono usare frequenze di filtraggio diverse per l'uso diagnostico e di monitoraggio. Riducendo la frequenza di filtraggio

3 Il sistema COMPASS-ALERT

passa alto si può diminuire il contributo del rumore mioelettrico, mentre innalzando la frequenza del filtro passa alto si possono minimizzare gli effetti degli spostamenti degli elettrodi e si permette un più veloce recupero in caso di saturazione. La definizione della banda passante migliore per il segnale ECG è un problema aperto da decenni [Bailey90]. Con particolare riferimento al caso di ECG diagnostico (quindi col paziente immobile durante l'acquisizione), viene raccomandata una banda passante da 0.05 a 100 Hz (150 Hz per ECG pediatrico). In realtà, negli ultimi anni, grazie anche minor costo delle memorie e dei convertitori Analogico-Digitale, si preferisce utilizzare campionamenti ad alta velocità ed eventualmente aumentare la banda passante del segnale. Si tenga comunque conto che i contributi in frequenza fra i 100 e i 500 Hz sul segnale ECG non sono comunque percepibili dai cardiologi con un'analisi visuale del tracciato. Se nel caso di ECG ambulatoriale questo sovracampionamento non implica eccessivi problemi tecnici (ma, anzi, può essere una caratteristica da sfruttare dal punto di vista commerciale), nel nostro caso un aumento nella frequenza di campionamento comporta un aumento dei consumi di batterie direttamente proporzionale (poiché come vedremo più approfonditamente nel par 3.3.e).

Si consideri comunque che gran parte del contenuto informativo del segnale ECG è compreso nella banda 1-30 Hz. Poiché nel caso di paziente ambulante, i potenziali mioelettrici dovuti alle fasce muscolari nella zona degli elettrodi introducono rumore che può diventare preponderante rispetto al segnale ECG già oltre i 50Hz, possiamo diminuire la banda passante (diminuendo la frequenza del filtro passa basso). In questo modo, pur con la perdita di una parte del segnale, che sarebbe stata comunque presumibilmente “mascherata” da rumore nella stessa banda, riusciamo ad aumentare il rapporto segnale-rumore (tagliando una banda a preponderanza di rumore) e contemporaneamente possiamo diminuire la frequenza di campionamento riducendo i consumi (e di conseguenza aumentando l'autonomia) della UPAD.

La frequenza di campionamento non può comunque essere ridotta eccessivamente, infatti, a causa dell'energia posseduta dal segnale

3 Il sistema COMPASS-ALERT

elettromiografico, si rende necessario un filtraggio analogico anti-aliasing di ordine elevato per poter utilizzare frequenze di campionamento vicino al limite imposto dal teorema di Shannon. D'altra parte, una frequenza di campionamento troppo bassa limita la risoluzione temporale con la quale è possibile identificare la posizione del complesso QRS. Volendo realizzare studi di variabilità della frequenza cardiaca, potremmo aver bisogno di una maggiore risoluzione temporale per il calcolo delle serie R-R. Una possibile soluzione a questo problema è un sovracampionamento del segnale elettrocardiografico (a 500 o 1000 Hz), su cui ricavare a bordo della UPAD le posizioni dei complessi QRS ad alta risoluzione temporale. Se siamo interessati alle sole serie R-R, trasmetteremo solo l'informazione relativa alla frequenza cardiaca (istante di campionamento al quale è attribuito il picco dell'onda R o tempo R-R o frequenza cardiaca), ottenendo una compressione di circa 500:1 del segnale. Supponendo per comodità di calcolo una frequenza cardiaca di 60/s, campionamento a 16 bit, nel caso di invio di tutto il segnale trasmetterei $500 \times 2 = 1000$ B/s, mentre se invio la sola frequenza cardiaca, che suppongo codificata con 16 bit, invio soli 2 B/s in corrispondenza del complesso QRS individuato.

Volendo inviare anche il segnale ECG corrispondente, posso decimare il segnale ad alta risoluzione acquisito (ovviamente supponendo di aver posto a monte del convertitore un filtro anti-aliasing compatibile con la frequenza di campionamento ottenuta dopo la decimazione). Inviando il segnale decimato, oltre alla frequenza cardiaca ricavata dal segnale ad alta risoluzione, ottengo una riduzione dei dati da trasmettere circa uguale al coefficiente di decimazione. Poiché sul nostro sistema l'operazione di campionamento e calcolo della posizione del complesso QRS è sostanzialmente ininfluenza dal punto di vista dei consumi globali, possiamo ottenere un forte aumento di autonomia.

Per quanto riguarda il filtraggio passa alto, un aumento della frequenza di taglio permette una maggiore reiezione dei disturbi a bassa frequenza dovuti principalmente agli atti respiratori e allo spostamento degli elettrodi. Questi segnali a bassa frequenza, di ampiezza elevata in confronto al segnale ECG utile, possono portare alla saturazione degli amplificatori

3 Il sistema COMPASS-ALERT

analogici. Un aumento della frequenza di taglio passa alto diminuisce la probabilità che ciò avvenga. Da [Bailey90] si evince come la frequenza di taglio da 0.05 Hz suggerita sia valida nel caso di filtri del primo ordine, ma in realtà, usando filtri di ordine maggiore, si possa innalzare la frequenza di taglio passa alto fino al limite teorico di 0.63 Hz.

La riduzione della banda passante del filtraggio analogico (e l'aumento dell'ordine dei filtri utilizzati) sono tecniche comunemente usate nell'elettrocardiografia Holter, dove si preferisce aumentare l'affidabilità e l'autonomia di registrazione anche se a scapito dei segnali al di fuori della banda 1-30 Hz che contiene il maggior contributo informativo del segnale ECG. Un ulteriore problema viene dalle interferenze dovute alla rete di distribuzione elettrica. Le tensioni indotte a 50 o 60 Hz (secondo la frequenza di rete utilizzata) può essere dell'ordine di grandezza del volt, circa mille volte maggiore dell'ampiezza del segnale ECG di interesse. Le tecniche utilizzate per ridurre l'effetto di questi disturbi prevedono una corretta disposizione e schermatura dei cavi di collegamento dei captatori, l'uso di stadi di ingresso con amplificatori differenziali ad alto CMRR e

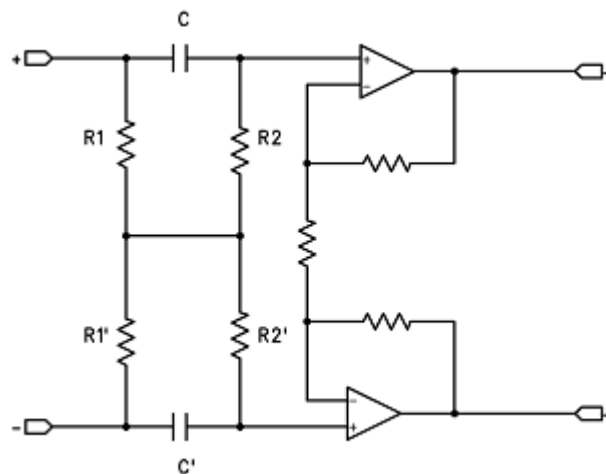


Figure 3.9: balanced impedance ECG front-end configuration

l'uso del "leg drive" (applicazione all'elettrodo di riferimento, di solito

3 Il sistema COMPASS-ALERT

connesso alla gamba destra, di una tensione per “cancellare” il disturbo dovuto alla rete elettrica).

Lo stadio di ingresso di un amplificatore differenziale per i segnali biologici come i potenziali cardiaci richiede un accoppiamento di tipo AC. Questo è ottenibile con semplici capacità in serie ma, dovendo fornire un percorso per la corrente di bias degli amplificatori del primo stadio, si introducono resistori verso massa (fig. 3.10), che portano però ad una degradazione del CMRR.

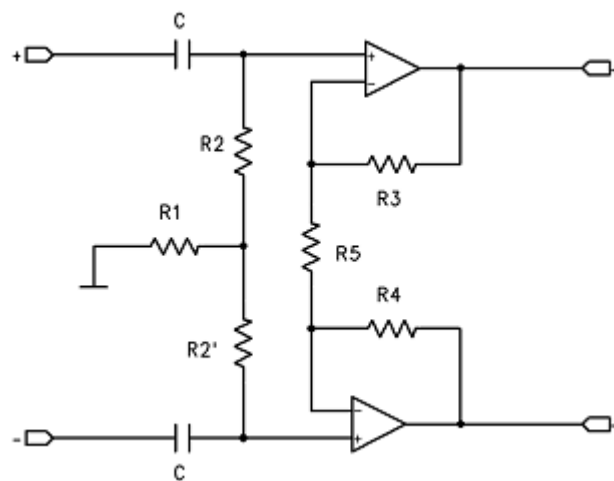


Figure 3.10: usual ECG front-end configuration

Una possibilità alternativa consiste nell'accoppiamento bilanciato in figura 3.9. Questo circuito, fornendo un percorso per le correnti di bias senza utilizzare connessioni a massa, consente il mantenimento di elevati CMRR; essendo inoltre passivo, non influisce sulle tensioni in continua in ingresso consentendo il controllo da parte di un pilotaggio al piede destro. Si possono raggiungere CMRR di 123 dB a 50 Hz [Spinelli03].

3 Il sistema COMPASS-ALERT

Ulteriori filtri analogici provvedono alla reiezione dei segnali a bassa frequenza (artefatti da movimento e respirazione) ed ad alta frequenza (potenziali elettromiografici e artefatti da movimento). Il filtraggio passa



Figure 3.12: ECG paziente a riposo

basso è ottenuto da un filtro di Bessel (2nd ordine) a 40Hz per eliminare il rumore prodotto dai muscoli e parte del disturbo di rete a 50Hz. La banda passante di 40Hz si è scelta poiché l'applicazione prevede il monitoraggio continuo tipo Holter. Nei periodi in cui il paziente è fermo si può ipotizzare di allargare la banda secondo le specifiche per gli ECG ad uso diagnostico. Le performances dei filtri sono state analizzate con simulazioni Pspice e



Figure 3.11: registrazione ECG durante corsa (sinistra) e con paziente fermo (destra)

3 Il sistema COMPASS-ALERT

verificate con registrazioni ECG su volontari.

Possiamo vedere le forme d'onda acquisite a riposo (figure 3.12), durante ampi movimenti del busto (figure 3.14) e durante la corsa (figure 3.11).

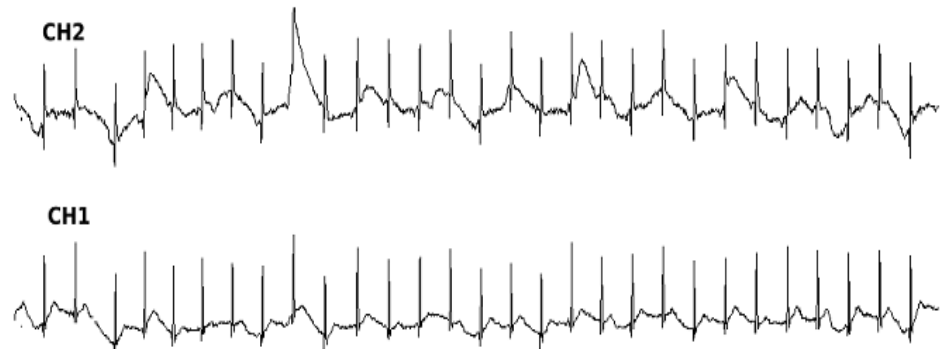


Figure 3.14: ECG durante rapide torsioni del busto

Possiamo notare che anche in questi ultimi casi la qualità del segnale permette ancora il calcolo della frequenza cardiaca tramite il filtro U3 (fig. 3.13).

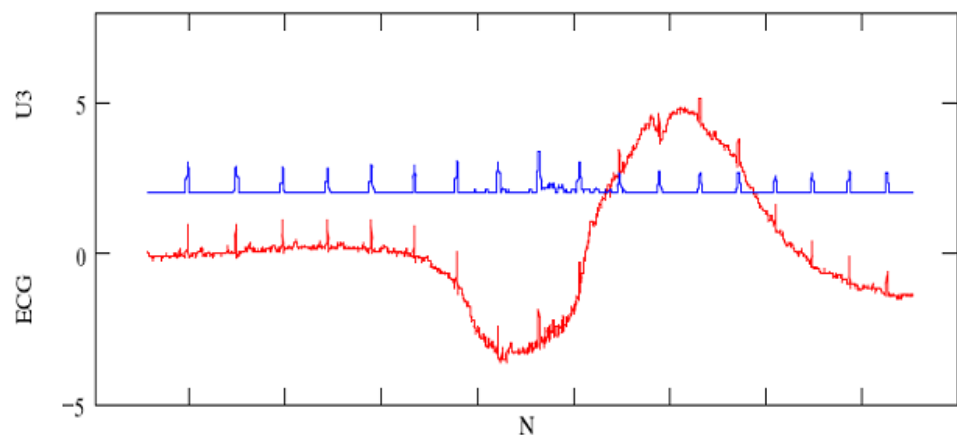


Figure 3.13: applicazione del filtro U3 a un segnale ECG affetto da rumore. Si noti come l'uscita U3 (traccia superiore) continui a identificare i complessi QRS

Integrazione sensori Nonin SPO2

Allo scopo di rilevare i parametri pletismografici-pulsiossimetrici, al sistema BlueCOMPASS-ALERT è stato collegato tramite l'interfaccia seriale dell'UPAD un pulsiossimetro Xpod fornito dalla Nonin Medical Inc (USA). Questo dispositivo, di dimensioni ridotte, è composto da un sensore a clip applicabile al lobo auricolare o al dito e da un circuito di controllo ed elaborazione del segnale. Il sensore, sostituibile e disponibile in varie versioni (per lobo, per dito, per adulti e per bambini, riutilizzabile o monouso..) comprende le sorgenti luminose e il rilevatore. Il circuito di controllo, alloggiato in un contenitore plastico di circa 2 x 5 cm trasmette in forma digitale i dati rilevati. Nel nostro caso vengono trasmessi 3 pacchetti di 25 frames al secondo di 5 bytes ciascuno. Ogni pacchetto

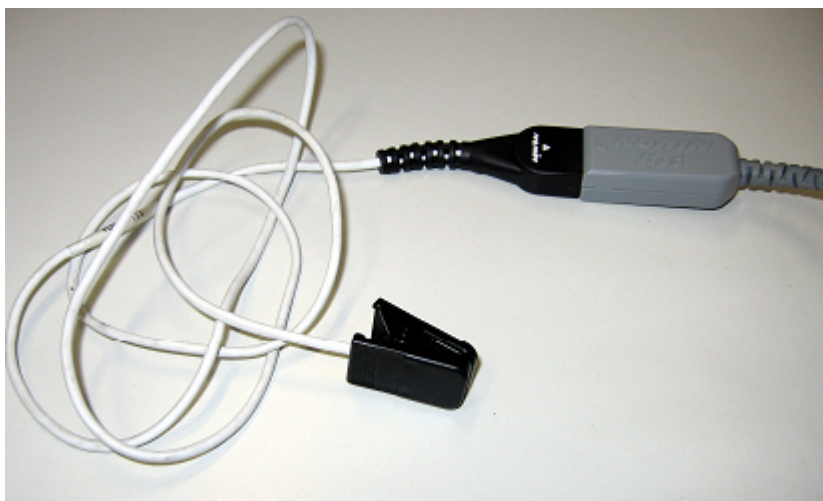


Figure 3.15: Nonin Xpod – La scatola grigia contiene l'elettronica per l'elaborazione del segnale, mentre a sinistra vediamo la clip – sensore.

contiene i dati relativi alla misura di saturazione SPO2 ed hearth rate, attuali e mediati, mentre in ogni frame è contenuta la lettura pletismografica. Si ha quindi la pletismografia a 75 campioni al secondo, mentre la saturazione e la frequenza vengono inviate 3 volte al secondo.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

Alcuni bit di stato consentono la corretta sincronizzazione all'interno del pacchetto e l'identificazione di problemi con i sensori.

La UPAD può provvedere a inviare i dati verso la PU così come questi provengono dal Xpod, oppure spaccettare i dati localmente per effettuarne elaborazioni (ad esempio il calcolo del Pulse Wave Transit Time per identificare variazioni di pressione arteriosa) o per ridurne la ridondanza prima della trasmissione.

Sensore per movimenti respiratori

Per rilevare informazioni riguardo l'attività respiratoria abbiamo utilizzato un sensore piezoelettrico montato sulla fascia toracica che sostiene gli elettrodi ECG. Altri altri tipi di sensori comunemente utilizzati (basati su PTC) per il monitoraggio a breve termine avrebbero richiesto un posizionamento vicino al naso e sono stati esclusi per motivi di comfort. Il metodo dell'impedenza transtoracica, applicabile nel nostro caso in presenza di elettrodi ECG, è in fase di studio.



Figure 3.16: Sensore piezoelettrico per attività respiratoria

Il sensore piezoelettrico permette di ottenere in maniera semplice un segnale riferibile all'attività respiratoria. Si tratta di un foglio di materiale piezoelettrico alloggiato entro una banda elastica (fig. 3.17) che può essere montata sulla fascia che sostiene gli elettrodi ECG. Applicando una forza al sensore, il materiale piezoelettrico viene “stirato” dalla banda elastica, generando un potenziale piezoelettrico ai capi dei cavi di connessione del sensore. Questa tensione può essere dell'ordine di grandezza dei volt durante l'uso normale. Anche questo sensore è fornito dalla BIONEN sas.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

Si noti che ancorché non sia possibile determinare quantitativamente il volume inspirato/espirsto, abbiamo comunque un'informazione qualitativa riguardo la “profondità” della respirazione, e possiamo comunque calcolare la frequenza respiratoria. Il segnale è elaborato analogicamente (filtrato antialiasing ed amplificato opportunamente per essere adattato alla dinamica dell'ADC) e convertito in digitale. Si noti comunque che i requisiti di qualità di questo segnale sono molto bassi rispetto a quelli del segnale ECG. E' sufficiente una risoluzione di 8 bit e una frequenza di campionamento di 10 Hz (poiché solitamente la frequenza respiratoria è inferiore ad un atto al secondo).

3.3.d Sistema di comunicazione senza fili

Per realizzare la comunicazione fra UPAD e PU sono stati analizzati vari standard disponibili sul mercato, in particolare riguardo i protocolli radio digitali. Escludendo i protocolli proprietari e poco diffusi, la scelta finale è ricaduta sul sistema Bluetooth. Wifi è stato scartato a causa dei consumi di potenza maggiore, mentre GPRS-UMTS sono stati esclusi a causa degli alti costi di gestione e i consumi eccessivi. Lo standard ZigBee è stato selezionato per le prossime versioni, infatti il produttore dei moduli in nostro possesso non ha ancora rilasciato le implementazioni dei protocolli di trasmissione necessari alla nostra applicazione.

Moduli Bluetooth

Per la trasmissione dei dati si è scelta la tecnologia Bluetooth, nata nel 1998 da un accordo tra diverse imprese leader nel settore dell'elettronica consumer ed industriale, tra le quali Agere, Ericsson, IBM, Intel, Microsoft, Motorola, Nokia e Toshiba, che ne hanno definito le specifiche. Si tratta di uno standard di comunicazione a corto raggio fra dispositivi di dimensione ridotta e/o portatili (computer, palmari, telefoni, auricolari ed altro), basato sul trasporto via radio dei segnali.

Caratteristiche peculiari dei sistemi Bluetooth sono l'affidabilità della comunicazione, il basso consumo energetico, e la facilità di configurazione e d'uso, unite ad un costo relativamente basso.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

L'applicazione dello standard Bluetooth alla costruzione di un dispositivo, ne garantisce la piena compatibilità con tutta la vasta gamma di prodotti che ne prevede l'impiego.

Il sistema Bluetooth opera nella banda radio "ISM" (Industrial Scientific Medical) che va da 2.4 a 2.485 GHz, disponibile per applicazioni di debole potenza nella maggior parte dei Paesi (tra i quali l'Italia), senza la necessità di richiesta di licenze d'uso ai rispettivi organismi governativi. La trasmissione di segnali radio tramite terminali Bluetooth avviene tramite la tecnica FHSS (Frequency Hopping Spread Spectrum), che è in grado di attuare un rapido cambiamento della frequenza del segnale RF tra le 79 diverse frequenze della banda ISM, al tasso nominale di 1600 hops/sec. Durante la trasmissione, trasmettitore e ricevitore saltano da un canale all'altro secondo una sequenza pseudo-casuale. Tale tecnica garantisce un più efficiente impiego della banda in uso, ottenendo nel contempo due sostanziali vantaggi: una maggiore sicurezza dei dati veicolati dal collegamento contro indebite intercettazioni, ed una maggiore immunità alle interferenze presenti nella banda. Infatti, essendo la banda ISM di libero uso, non è infrequente che il dispositivo Bluetooth si trovi in presenza di fonti di interferenza dovuti a dispositivi che implementano altri standard, ma che trasmettono sempre in ISM, oppure ad altri dispositivi Bluetooth stessi. Il FHSS fa sì che eventuali interferenze ad una certa frequenza si trovino sincronizzate con la frequenza del dispositivo Bluetooth solo per il breve istante di permanenza in quel particolare canale, mentre non influiscono quando viene compiuto il successivo salto ad uno degli altri 78.

A tutto ciò vengono unite specifiche routine di correzione degli errori, in modo che nel complesso vengano garantite ottime prestazioni sul fronte dell'affidabilità dei dati ricevuti. Le caratteristiche del ricevitore devono essere tali da garantire una sensibilità minore o uguale a -70 dBm e un BER (Bit Error Rate) inferiore allo 0,1%.

Lo standard definisce tre diverse classi di potenza, con diverse portate:

- classe 1 , potenza max 100mW, copertura 100m;

3 Il sistema COMPASS-ALERT

- classe 2 , potenza max 2.5mW, copertura 10m;
- classe 3 , potenza max 1mW, copertura 1m.

Alcuni dispositivi permettono di diminuire automaticamente la potenza di trasmissione quando possibile.

Nel nostro caso abbiamo utilizzato moduli ToothPic (della Flexipanel ltd) comprendenti un microcontrollore e la parte radio Bluetooth. Il microcontrollore è un PIC18LF6720, che integra varie periferiche hardware, fra cui ADC (fino a 12 ingressi a 10 bit), porte seriali UART e I2, contatori e timers programmabili e generatori PWM. Il trasmettitore Bluetooth implementa lo standard v 1.1 in classe1 (il range nominale è quindi circa 100 metri).

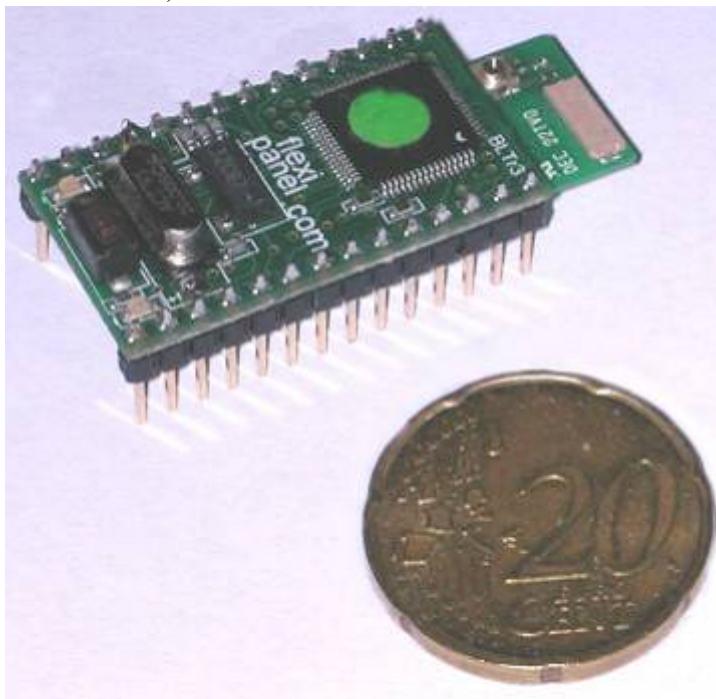


Figure 3.17: Modulo Flexipanel ToothPic comprendente un modulo Bluetooth ed un microcontrollore

3.3.e Altre caratteristiche hardware

Modulo di gestione dell'alimentazione

Abbiamo scelto di alimentare sia la parte analogica che digitale con una tensione di 5V, ritenuta un buon compromesso fra le varie esigenze presenti nelle parti analogiche e digitali. Si consideri comunque che, mentre il consumo per gli stadi analogici è tendenzialmente indipendente dal segnale presente, gli stadi digitali ed il modulo radio richiedono potenze diverse secondo il lavoro svolto. In particolare si ha maggior assorbimento di energia nel caso di pesanti lavori di elaborazione o soprattutto in occasione di trasferimento di grosse moli di dati. I moduli Bluetooth assorbono energia non solo durante la trasmissione ma anche durante i periodi di inattività. Risultando impossibile stimare i consumi a regime, poiché questi sono dipendenti dal lavoro svolto, siamo andati a misurare gli assorbimenti di corrente di picco e simulando i casi di alto assorbimento. Abbiamo rilevato come gran parte dell'assorbimento di energia sia imputabile al trasmettitore BlueTooth, questo è inoltre la probabile causa di improvvisi picchi di assorbimento che possono ripercuotersi al resto del circuito sotto forma di fluttuazioni della tensione di alimentazione.

Nei primi prototipi l'alimentazione era ottenuta da pacchi di batterie NiCd o NiMh, che forniscono una tensione di 4.8V nominali. Questa era ragionevolmente vicino a 5V che abbiamo individuato come compromesso quale tensione di alimentazione sia per le parti analogiche che digitali. Negli ultimi prototipi abbiamo utilizzato una tecnica più sofisticata basata su convertitori DC-DC step-up.

L'analisi dei prototipi ha portato ad identificare alcuni problemi, in particolare legati alla presenza del trasmettitore BlueTooth che presenta grandi picchi di assorbimento di corrente durante la trasmissione. Questi, soprattutto a causa della resistenza-serie delle batterie/alimentatori, si ripercuotono sulle linee di alimentazione sotto forma di brusche variazioni della tensione di alimentazione, dell'ordine delle decine o centinaia di mV.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

Poiché i segnali ECG di nostro interesse hanno ampiezze dell'ordine del mV, è evidente che disturbi di questa entità sull'alimentazione non sono compatibili con una corretta elaborazione dei segnali analogici.

Altro effetto negativo nell'uso dell'alimentazione non regolata è dovuto al calo di tensione ed all'aumento di resistenza interna che si può osservare nelle batterie parzialmente scariche. Ciò impone la sostituzione delle batterie anche solo parzialmente scariche per prevenire malfunzionamenti e degrado delle caratteristiche del segnale non facilmente prevedibili.

Di seguito elenchiamo i motivi principali che hanno spinto l'adozione di questa strategia:

- incremento del range di tensioni utilizzabili: essendo il convertitore capace di operare con tensioni in ingresso comprese fra 0.7 e 5 V, potendo così utilizzare indifferentemente batterie realizzate con tecnologie diverse (NiCd, NiMh, Alcaline, LiPo, LiIon..).
- migliore sfruttamento dell'energia nelle batterie: durante la scarica delle batterie si può osservare un aumento della resistenza serie equivalente, che porta una diminuzione della tensione disponibile all'aumentare della corrente assorbita, particolarmente evidenti nel nostro caso a causa dei picchi di assorbimento dovuti al trasmettitore.
- Disaccoppiamento delle alimentazioni analogica e digitale: i picchi di assorbimento del trasmettitore Bluetooth causano spikes di tensione evidenti sulle linee di alimentazione degli stadi digitali. L'entità di queste fluttuazioni è dell'ordine di grandezza delle decine o centinaia di mV.

Nella versione più evoluta è stato impiegato un convertitore DC-DC Step-Up MAX756 (Maxim semiconductors), che fornisce in uscita una tensione di 5V a partire da qualunque tensione compresa fra 0.7 e 5V, allo scopo di ottenere i seguenti vantaggi:

- si possono usare differenti tipi di batterie,
- le batterie possono essere sfruttate più a fondo, poiché la diminuzione di tensione in seguito alla scarica viene compensata dal convertitore;

3 Il sistema COMPASS-ALERT

- usando due convertitori distinti per alimentare la parte analogica e digitale possiamo ottenere il completo disaccoppiamento usando un unico pacco di batterie;
- usando la funzione di spegnimento del convertitore si può togliere l'alimentazione alla parte analogica quando non necessaria migliorando l'autonomia.

Dal punto di vista degli svantaggi, osserviamo come il ripple residuo sull'alimentazione causato dai convertitori può essere filtrato a sufficienza, la maggior complessità circuitale introdotta è comunque “ragionevole” se confrontata al circuito attuale, senza contare che usando componenti SMD si mantengono comunque dimensioni contenute. Le perdite di energia sul convertitore (dell'ordine del 10-20%) sono compensate dal fatto che le batterie possono essere sfruttate più a fondo.

3.3.f Protocollo di comunicazione

La grande varietà di segnali che il sistema può gestire ha richiesto lo sviluppo di un protocollo di comunicazione più complesso nelle ultime versioni. Si pensi ad esempio alla upad v3, che è in grado di acquisire due derivazioni ECG, un segnale respiratorio e un segnale del pulsossimetro.

Ciascuno di questi segnali ha requisiti diversi, infatti ad esempio per l'ECG è richiesta una banda passante di almeno 70 Hz per registrazioni da “diagnosi” (paziente fermo disteso) o 30 Hz durante il monitoraggio tipo holter (paziente libero di muoversi normalmente), ed una risoluzione di almeno 8 bit. Per essere sicuri di rispettare questi limiti possiamo optare per una conversione a 12 bit a 250 campioni/secondo nel caso di misurazione per diagnosi, ma ridurre la frequenza di campionamento fino a 100Hz per registrazioni di monitoraggio (ovviamente impostando una diversa risposta del filtro passabasso antialiasing per rispettare il teorema di Shannon).

Il segnale respiratorio è invece più “lento”, la banda passante è dell'ordine di grandezza dell'Hertz, e può essere quindi campionato a 10 Hz con 8 bit di risoluzione (la risoluzione può essere diminuita a 8 bit considerando

3 Il sistema COMPASS-ALERT

l'entità del rumore introdotto dagli artefatti da movimento che può arrivare ad essere dell'ordine di grandezza del segnale utile). Il segnale proveniente dal pulsiossimetro, invece, è una sequenza digitale, con un clock scorrelato rispetto a quello utilizzato dalla UPAD. In questo caso sappiamo quale è la velocità media del flusso di dati ma non possiamo prevedere a priori quanti campioni saranno ricevuti in un certo intervallo di tempo.

E' evidente come diverse esigenze di monitoraggio possano suggerire diverse configurazioni ottimali di sensori (personalizzazione) e come le diverse situazioni contingenti

Inoltre dovrebbe essere possibile modificare i parametri di trasmissione anche durante l'utilizzo, in modo da potersi adattare alle effettive esigenze del momento, ad esempio limitando la banda di un segnale ECG nel caso di paziente in movimento o sostituendo l'invio del segnale completo da un suo segnale derivato (es. inviando il solo heart rate invece dell'ECG completo) o ancora evitando la trasmissione di segnali affetti da evidenti artefatti .

Tenuto conto che la trasmissione radio assorbe una potenza dieci volte maggiore rispetto alle rimanenti sezioni del sistema UPAD, è evidente che avremo bisogno di ridurre, per quanto possibile, la quantità dei dati inviati.

A questo scopo sarà necessario prevedere un protocollo che consenta di trasferire in tempo reale dati acquisiti a diverse risoluzioni e frequenze di campionamento, oltre a veicolare comandi e informazioni utili al corretto funzionamento del sistema. .

Possiamo riassumere come segue i principali requisiti del protocollo di trasmissione:

- Bidirezionalità
- capacità di gestire dati acquisiti a diverse frequenze e risoluzioni (chiameremo in seguito questo tipo di dati “sincroni” perché la loro acquisizione o generazione è direttamente effettuata dall'UPAD, la loro disponibilità è nota a priori e sincrona con la generazione dei pacchetti di dati)
- capacità di gestire dati acquisiti con temporizzazioni non correlate

3 Il sistema COMPASS-ALERT

(che chiameremo “asincroni” ad indicare che la loro disponibilità non è sincronizzata con la generazione dei pacchetti di dati)

- capacità di trasmettere comandi e informazioni di sistema
- con overhead ridotto per quanto possibile
- sufficientemente semplice da essere implementato su un microcontrollore a basse prestazioni.

Poiché abbiamo assunto di utilizzare un collegamento BlueTooth o comunque uno standard che implementi già a livello di stack ISO/OSI le tecniche di correzione di errore e gestione dell'integrità dei dati, non sono state implementate tecniche di correzione dell'errore all'interno del protocollo ma solo di identificazione. Lo scopo è quello di rilevare la perdita di parte del pacchetto dati, ad esempio in seguito alla perdita del contatto radio. Abbiamo deciso di non provvedere alla ritrasmissione dei dati persi, ma alla semplice identificazione ed eliminazione, perché in caso di perdita di connessione prolungata (evento possibile nel caso si perda la connessione radio e l'utente non si accorga di ciò o non possa/non voglia correggere subito il problema) la quantità di dati da ritrasmettere potrebbe diventare proibitiva, sia in termini di memoria per contenerla, sia di banda di trasmissione. Poiché trasmettiamo dati grezzi, e i sensori sono pronti agli artefatti, la perdita di parte del flusso dati può essere considerata una ulteriore fonte di artefatto, con effetto trascurabile sulla qualità generale dei dati. Si tenga conto comunque che con trasmettitori Class1 si ottiene una copertura totale per un appartamento di dimensioni ragionevoli.

Il protocollo è stato sviluppato ex novo, poiché non si sono trovati protocolli di trasmissione standard valutati opportuni rispetto ai requisiti sopra esposti.

Senza scendere eccessivamente nel dettaglio, possiamo dire che ogni pacchetto dati è costituito da un header, contenente le informazioni necessarie a rilevare l'inizio del pacchetto ed a provvedere alla corretta estrazione dei dati, un payload, contenente i dati utili inviati, ed un footer che chiude il pacchetto.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

L'header è composto da 6 bytes. Il primo, di sincronizzazione, contiene il byte 0xAA e permette di identificare l'inizio di un pacchetto. Si noti che ancorché lo stesso valore possa comparire anche all'interno del pacchetto, sincronizzazioni errate verrebbero rilevate in fase di controllo dell'integrità del pacchetto. Il byte successivo contiene l'ID del mittente e destinatario del pacchetto (questa caratteristica è al momento non utilizzata poiché viene impiegata una trasmissione punto-punto, ma può rivelarsi utile in futuro nel caso di sistemi con più di due dispositivi interconnessi). Il terzo byte e il nibble più significativo del quarto definiscono le dimensioni (in byte) del payload, consentendone quindi una dimensione massima di 4KB (12 bit). Il bit LSB del quarto byte consente di discriminare l'invio di comandi da quello di dati, mentre i rimanenti 3 bit dichiarano l'identificativo della configurazione secondo la quale è codificato il pacchetto.

I bytes 5 e 6 sono lasciati liberi per usi futuri.

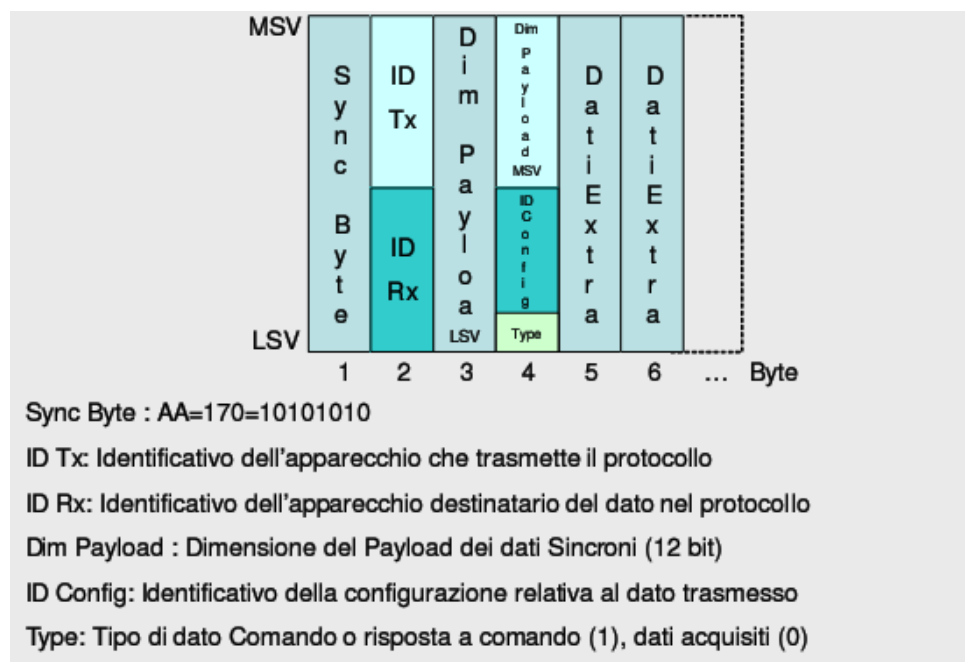


Figure 3.18: Header

3 Il sistema COMPASS-ALERT

La composizione del payload è relativamente complessa a causa della necessità di veicolare dati acquisiti a frequenze e risoluzioni diverse.

La prima parte del Payload contiene i dati “sincroni”, cioè i segnali direttamente acquisiti o generati dalla UPAD. Supponiamo di dover allocare nello stesso pacchetto un insieme di dati costituito da un canale ECG campionato a 200Hz 16 bit, uno a 100Hz 8 bit e un segnale respiratorio a 20Hz 8 bit. Fra le varie possibilità possiamo scegliere di inviare un campione del secondo segnale ogni due campioni del primo (infatti il rapporto di frequenze è 1:2), ed inviare un campione del terzo segnale ogni 10 campioni del primo (il loro rapporto di frequenze è 1:10).

Possiamo quindi utilizzare una grande varietà di frequenze di campionamento diverse definendo la frequenza di campionamento più alta e, per i segnali più lenti, quante volte non trasmettere il campione rispetto a quello campionato a frequenza massima (chiamiamo questo valore numero drop, a indicare un campione “scartato” dalla trama).

Nel nostro esempio avremmo definito una frequenza di campionamento di 200Hz, drop 0 per il primo canale, drop 1 per il secondo, drop 9 per il terzo.

Si noti che le informazioni riguardo la struttura non sono contenute nel pacchetto dati, ma vengono modificate con opportuni comandi e ritenute valide fino alla modifica successiva.

La dimensione del payload sarà quindi:

$$N_{Byte} = \frac{\sum_{Ch=1}^{N_{Ch}} n_{bitCh} \times n_{camp \forall pacchetto} \times \frac{f_{campCh}}{f_{maxcamp}}}{8}$$

dove

N_{byte} è il numero di bytes nel payload,

N_{ch} è il numero di canali sincroni,

n_{bitCh} è il numero di bit nel canale Ch

$n_{bytepacchetto}$ è il numero di campioni del segnale a frequenza più alta presenti nel pacchetto,

f_{campCh} è la frequenza di campionamento del canale Ch

$f_{maxcamp}$ è la frequenza di campionamento del canale acquisito a frequenza

3 Il sistema COMPASS-ALERT

più alta.

Per come è strutturato il pacchetto dati, si nota come sia necessario che la frequenza di campionamento più alta sia un comune multiplo delle altre frequenze di campionamento. In ogni caso, questa condizione è

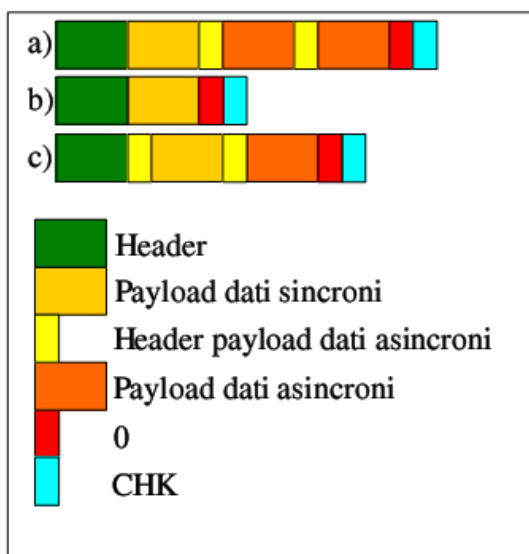


Figure 3.19: Possibili strutture per il payload dati

relativamente facile da soddisfare con le frequenze di campionamento da noi usate, e comunque avremmo incontrato comunque questo vincolo in ogni caso volendo il campo dati di lunghezza fissa.

Per risolvere il problema dei dati “asincroni”, questi vengono accodati al payload “sincrono” sotto forma di “sottopacchetti”, ciascuno dei quali contiene un byte di header, di cui i 3 bit MSB identificano il canale di provenienza, mentre i rimanenti 5 dichiarano la dimensione (in bytes) del contenuto. In questo modo possiamo trasmettere dati provenienti da 8 periferiche distinte, fino a 31 bytes per pacchetto. Nel caso un sottopacchetto non fosse sufficiente per esaurire i dati in attesa, è possibile generarne ulteriori indefinitamente. Quando si siano esauriti i dati

3 Il sistema COMPASS-ALERT

asincroni da trasmettere viene inviato un sottopacchetto con campo dimensione uguale a zero.

A questo punto viene inviato un byte di checksum contenente la somma (troncata a 8 bit) di tutto il pacchetto inviato (header + payload sincrono + payload asincrono).

Il ricevente confronta il checksum ricevuto con quello calcolato localmente dai dati ricevuti, scartando il pacchetto nel caso questi differiscano.

Nel caso dobbiamo inviare comandi o informazioni di sistema, l'header sarà sostanzialmente uguale a quanto visto in precedenza (eccetto per il LSB del quarto byte, che stavolta è 1 per indicare che siamo in modo

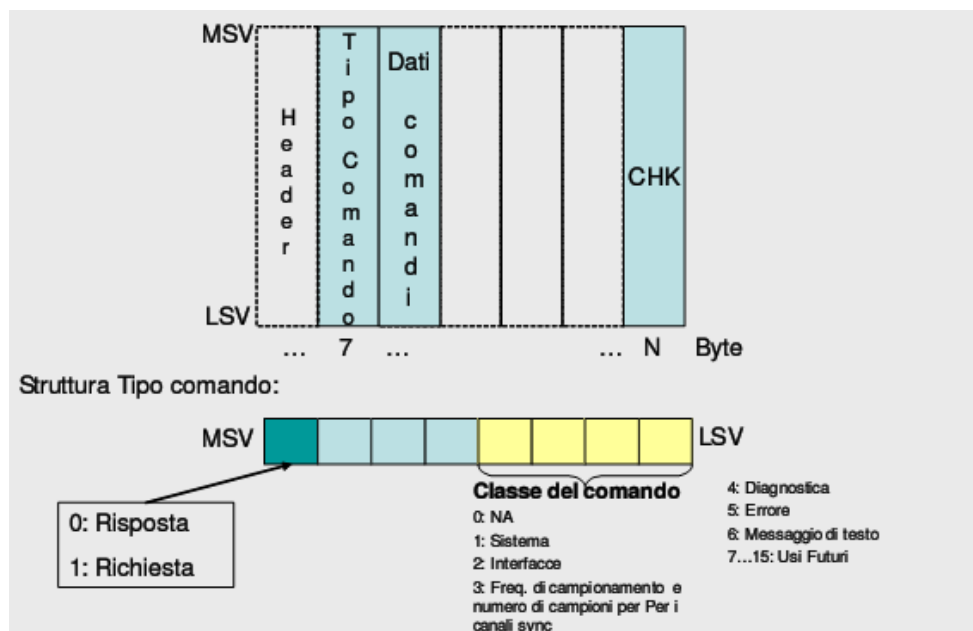


Figure 3.20: Payload comandi - generale

comandi).

Segue quindi un payload costituito dalla codifica del comando che andremo ad inviare. Il primo byte del payload (fig. 3.20) identifica la classe di comando, mentre quelli che seguono contengono eventuali dati

3 Il sistema COMPASS-ALERT

accessori secondo un opportuno schema. Per rendere più robusta la fase di trasmissione dei comandi è previsto che la periferica che riceve un comando ritrasmetta il comando ricevuto (acknowledgement), in modo da permettere a chi ha inviato il comando di verificare che se questo è stato correttamente ricevuto. In questo modo, inoltre, nel caso a seguito di un eventuale errore di trasmissioni una periferica riceva un pacchetto interpretabile come comando valido, l'altra periferica, ricevendo un acknowledgement relativo ad un comando mai inviato può inviare gli opportuni comandi per ripristinare la situazione corretta. Poiché si suppone che l'invio i comandi sia un evento relativamente poco frequente, riteniamo l'incremento di dati trasmessi dovuto a questa ridondanza trascurabile rispetto ai possibili benefici in termine di robustezza del sistema.

Possiamo vedere il payload comandi come un sottopacchetto, costituito da un subheader e da un subpayload comandi.

Il subheader contiene come MSB il bit che permette di discriminare una richiesta da un acknowledgement. Il nibble meno significativo identifica invece la “classe” di comando (fig. 3.20). Delle 16 classi codificabili ne sono state definite 6 secondo le prime esigenze emerse. La classe 0 e dalla 7 alla 15 sono state lasciate libere.

0. non disponibile
1. comando di sistema (impostazioni generali di funzionamento)
2. configurazione interfacce/canali di trasmissione
3. impostazione frequenza campionamento
4. diagnosi
5. errore
6. messaggi di testo

ogni classe di comandi prevede una struttura diversa per il sub-payload corrispondente. Ad esempio i comandi di sistem prevedono un subpayload di un solo byte, all'interno del quale sono codificabili fino a 256 azioni diverse (che possono essere ad esempio del tipo: entra in modo stand-by, inizia ad inviare dati, reset, ecc..). I comandi di impostazioni interfaccia invece avranno una struttura più articolata (vedi fig. 3.21), dovendo

3 Il sistema COMPASS-ALERT

codificare una quantità maggiore di informazioni come ad esempio il routing dei dati dalle periferiche di ingresso, la risoluzione, il numero di drop nell'invio ecc.

Si noti come la struttura scelta permetta di decodificare correttamente dati e comandi con strutture tipo albero di decisioni pilotate da logiche bitwise. Questo tipo di approccio permette di risparmiare risorse di memoria e di calcolo sul microcontrollore che gestisce la UPAD, sia perché non è necessario memorizzare tutto il pacchetto per interpretarlo, correttamente, sia perché si può omettere il codice per la decodifica di comandi relativi a periferiche o opzioni non presenti risparmiando spazio in eeprom.

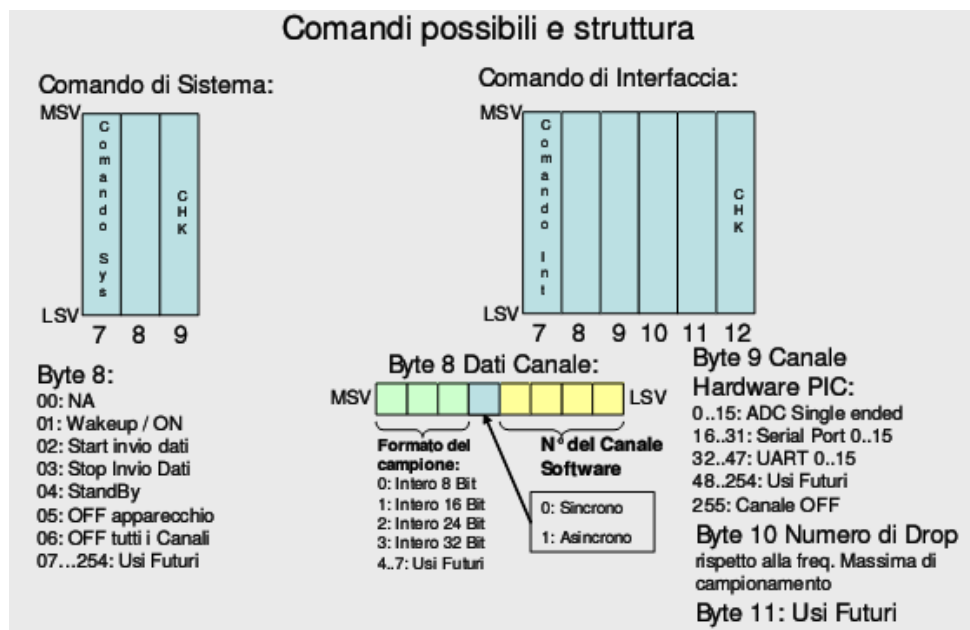


Figure 3.21: Payload comandi - dettaglio

3.3.g UPAD accelerometrico

Una diversa unità è stata sviluppata per acquisire segnali accelerometrici.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

Monta un microcontrollore della famiglia pic18 e un accelerometro triassiale freescale MMA7260Q. In questo caso, trattandosi di un primo prototipo volto a verificare la possibilità di identificare situazioni di rischio per anziani, malati e disabili a partire da dati accelerometrici, non sono state effettuate particolari ottimizzazioni. La scheda risultante può essere comunque alloggiata insieme alle batterie in una piccola scatola di circa 8.3 x 6 x 2.5 cm. Si è sviluppato uno specifico protocollo di trasmissione per interfacciare il sistema col software di datalogging *Tasatellite* della *MpSpace*.

Si possono rilevare accelerazioni su tre assi con fondoscala di 1.5g, 2g, 4g o 6g, fino a 250 campioni al secondo per canale. I parametri di funzionamento sono riconfigurabili via software.

AUPAD è stata usata per raccogliere dati da atleti (judo) e persone in buona salute al fine di verificare la possibilità di rilevare cadute ed identificare alcuni task motori.

3.3.h Elaborazione a bordo

Le risorse di calcolo presenti su una UPAD sono limitate, e dopo aver gestito acquisizione e trasmissione dati non ne rimangono libere molte. Abbiamo comunque sviluppato alcune versioni particolarmente ottimizzate di algoritmi per l'elaborazione dei segnali che possono essere implementate su piccoli microcontrollori. In particolare abbiamo implementato una versione del filtro U3 per l'identificazione del complesso QRS del ciclo cardiaco. Applicando questo algoritmo ai dati acquisiti è possibile ad esempio calcolare la frequenza cardiaca istantanea, da trasmettere al posto dell'intero segnale ECG campionato. Altra possibilità è sovracampionare in locale il segnale ECG per ottenere un heart rate ad alta risoluzione, per poi decimare e trasmettere insieme heart rate a bassa frequenza di campionamento e heart rate campionato ad alta risoluzione.

Si può inoltre, confrontando i tempi di ritardo fra l'onda pressoria rilevata dal pulsiossimetro e il complesso QRS sull'ECG, calcolare il Pulse Wave Transit Time (PWTT) che permette di identificare variazioni della pressione arteriosa.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

In generale l'elaborazione a bordo può servire per diminuire la quantità di dati da trasmettere e per mantenere un certo livello di sorveglianza nello stato di salute qualora il collegamento alla PU non fosse disponibile.

3.4 User interface

“Un interfaccia è a Misura d'uomo se è sensibile alle necessità degli esseri umani e rispettosa delle loro fragilità.” [Raskin]

L'importanza del concetto di Interfaccia Uomo Macchina è dimostrato dalle numerose pubblicazioni e corsi universitari ad esso dedicati. Uno dei maggiori teorizzatori di questa disciplina è Jef Raskin, uno degli ideatori delle prime interfacce dei sistemi Machintosh. Dalle sue idee coglieremo alcuni concetti fondamentali che sono stati reinterpretati per progettare il sistema qui descritto. Dovremo quindi definire un'interfaccia utente che sia per quanto possibile semplice da usare e familiare. Non ci sembra particolarmente corretto parlare invece di interfaccia “naturale” o “intuitiva” infatti, proprio il mouse ad spesso citato come esempio interfaccia naturale e intuitiva per antonomasia, ha dato modo di dimostrare il contrario con un noto esperimento, purtroppo non ripetibile al momento.

Raskin chiese ad alcune persone senza alcuna familiarità con il mouse (si era all'epoca dei primi personal computer e i mouse erano ancora una rarità) di usare un semplice programma per bambini che come unica operazione di interazione richiedeva dei clic in varie parti dello schermo. Per fare ciò era ovviamente necessario un mouse; Raskin presentava al soggetto un computer privo di tastiera e indicava loro il mouse. Invitava quindi il soggetto ad utilizzarlo senza dargli alcuna ulteriore spiegazione sul metodo. Una persona che aveva buona conoscenza dell'uso dei computer per prima cosa raccolse il mouse dal tavolo, dopodiché capovoltò il mouse e cercando di far ruotare la pallina; visto che ciò non sortiva alcun risultato, provò dapprima ad agitare il mouse, poi tenendolo poggiato sulla mano destra, mosse la pallina con le dita da sotto e cliccò con la mano sinistra. Questo esperimento ha dimostrato come la rapidità di

3 Il sistema COMPASS-ALERT

apprendimento e la facilità d'uso di un'interfaccia non abbiano nulla a che vedere con le proprietà che chiamiamo abitualmente "intuitività" e "naturalità". Imparare a usare il mouse è semplicissimo: lo ha dimostrato il fatto che per i soggetti in esame, nell'esperimento di Raskin, sia bastato che lo sperimentatore poggiasse in modo corretto sulla scrivania il mouse, facendo vedere agli esaminati come muoverlo e cliccare correttamente, e nel giro di pochi secondi qualunque utente sapeva usarlo. «Rapido e semplice sì, ma non intuitivo e naturale perché nessun manufatto lo è».

Alla luce delle teorie di Raskin precedentemente enunciate e dall'analisi di altre realizzazioni esistenti per dispositivi assimilabili, dovuta allo stato dell'arte degli apparecchi esistenti, il primo problema da risolvere è stato come rendere l'interfaccia "user friendly". Partendo dal presupposto che il target di persone a cui è indirizzato il sistema è spesso costituito da anziani, ci si è chiesti quali fossero gli strumenti di uso quotidiano che potessero essere utilizzati da questi in piena autonomia per interfacciarsi con il sistema.

Dopo aver valutato la possibilità di usare un normale personal computer, abbiamo ipotizzato che l'uso di tastiera e mouse potesse essere difficoltoso da gestire per un utente non avvezzo alle moderne tecnologie. Si è scelto quindi di usare come interfaccia di uscita un normale TV e come interfaccia di ingresso un telecomando, anche in seguito all'interazione con progettisti e responsabili di *Montedomini* ente di Firenze che si occupa di telesorveglianza di anziani in ambito domestico.

Lo schermo TV è infatti uno strumento di diffusione comune, e non porta quel "senso di soggezione" di un PC, inoltre le caratteristiche di risoluzione e dimensioni sono ragionevoli per i nostri scopi. Allo stesso modo il telecomando è uno strumento di uso comune, con un numero di tasti limitato ma sufficiente alle interazioni basilari da noi previste. Si noti che, ancorché il sistema COMPASS-ALERT è configurabile per poter utilizzare lo stesso telecomando del TV, potrebbe essere opportuno fornire un telecomando apposito, poiché molti utenti hanno difficoltà ad interiorizzare il fatto che lo stesso telecomando serva per due usi

3 Il sistema COMPASS-ALERT

completamente diversi.

Poiché esistono in commercio appositi “TV-Box” che altro non sono che PC IBM compatibile con una uscita TV ed alcune caratteristiche particolari che gli rendono adatti al telemonitoraggio, supponiamo di avere a disposizione una di queste macchine anche se per comodità le prove sono state fatte su un normale PC. Poiché il sistema operativo impiegato sui TVBox è spesso Linux (per motivi di leggerezza, robustezza e risparmio sulle licenze), abbiamo previsto la possibilità di avere il software di analisi dati ed interfaccia utente compilabile a piacere per windows o per Linux.

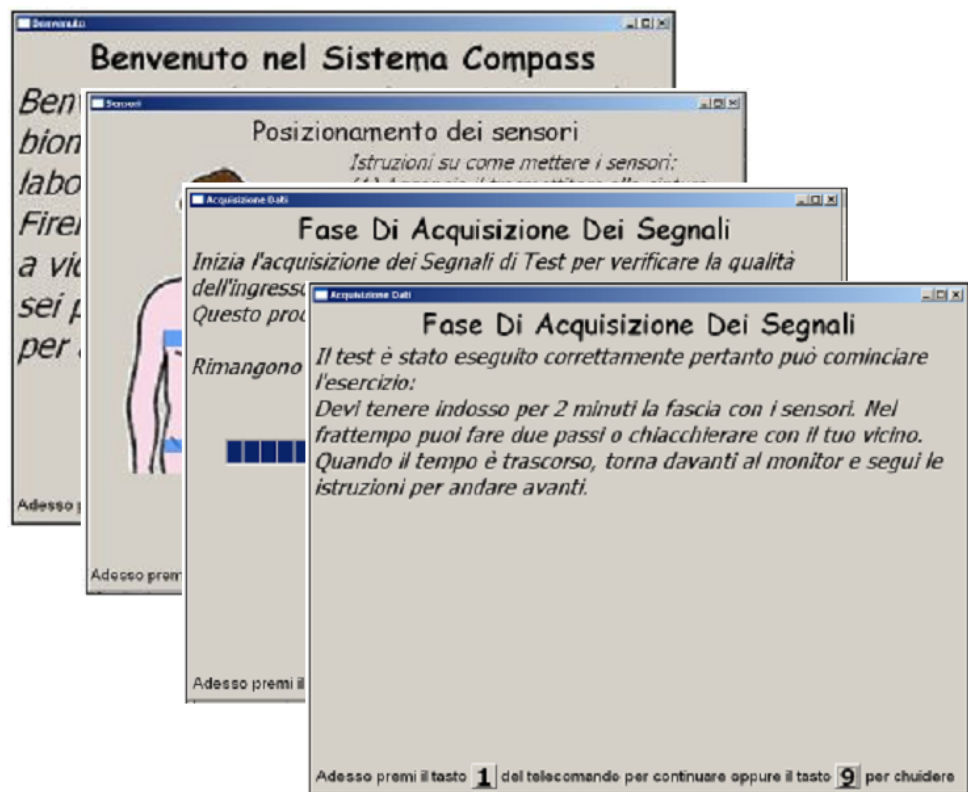


Figure 3.22: Esempio delle maschere presentate all'utente durante la fase di acquisizione

Ciò è stato ottenuto usando come ambiente di sviluppo Lazarus, che è un clone OpenSource dell'ambiente Borland Delphi / Kylix, quindi Object Pascal. Questo ambiente nasce multipiattaforma, e lo stesso programma

3 Il sistema COMPASS-ALERT

può essere compilato per Linux o per Windows. Molte librerie (tutte quelle necessarie a questo progetto) sono disponibili per entrambi gli ambienti. La scelta di questo ambiente di sviluppo è stata effettuata anche alla luce degli eventuali costi per l'acquisizione delle licenze per analoghi prodotti commerciali.

Un'altra possibilità per ottenere un programma multipiattaforma sarebbe stata l'uso del linguaggio Java. In questo caso avremmo potuto avere problemi per l'accesso diretto alle periferiche (porta seriale per BlueTooth e ricevitore telecomando IR, rete LAN).

Alcuni algoritmi provvedono a verificare la qualità del segnale, rilevando possibili problemi di acquisizione (come ad esempio la sconnessione o un errato piazzamento di un sensore), fornendo istruzioni al paziente su come risolvere il problema, con istruzioni grafiche e testuali.

Il software è inoltre predisposto per l'implementazione di algoritmi di analisi dei segnali in tempo reale allo scopo di rilevare possibili anomalie dovute all'aggravarsi della patologia. In questo caso, oltre ad una segnalazione al centro di ascolto possono essere richieste all'utente ulteriori informazioni contestuali utili a migliorare l'accuratezza della diagnosi, e fornite istruzioni allo scopo di diminuire il rischio di complicazioni.

Al paziente può essere inoltre presentato un rapporto sintetico dell'andamento del proprio stato di salute, secondo quanto ipotizzato nel paragrafo 1.3.b.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

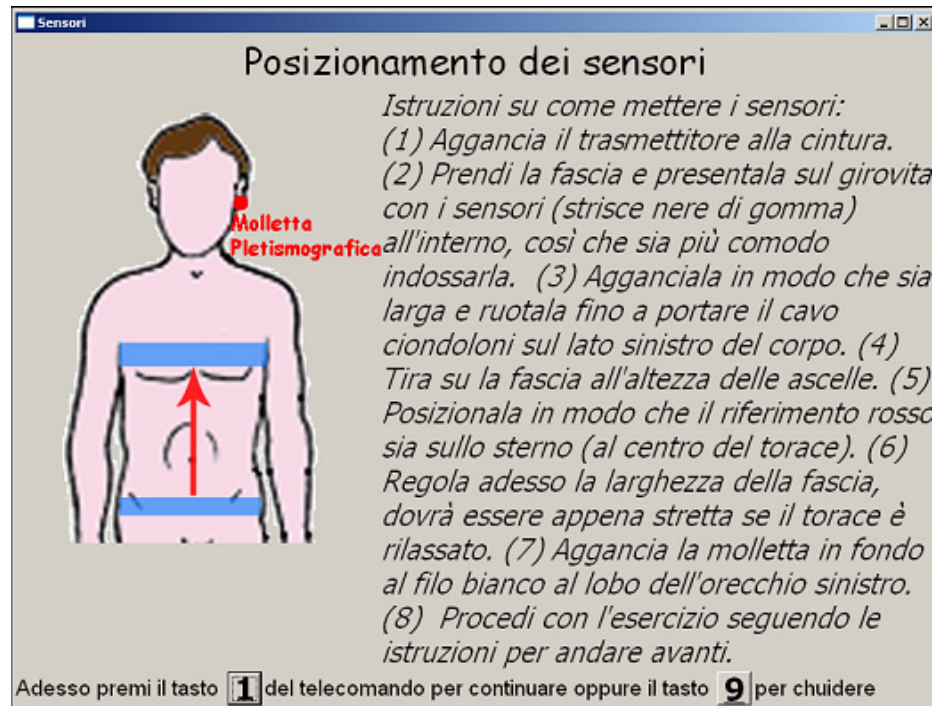


Figure 3.23: Esempio di dialogo col paziente: un messaggio grafico e testuale spiegano le operazioni da effettuare

I dati acquisiti dalla UPAD e disponibili sulla PU del paziente, possono essere registrati sulla PU o inviati ad un centro di ascolto remoto. Per il trasferimento dei dati può essere utilizzata una normale connessione internet (ADSL). Per garantire la privacy può essere utilizzato un “protocollo sicuro” standard (ad esempio SFTP) e/o criptando i dati prima della trasmissione.

La privacy per quanto riguarda la connessione fra UPAD e PU può essere garantita dalle caratteristiche di criptazione dati insite nel protocollo Bluetooth.

3.5 Interfaccia medico

Dopo aver visto come l'interazione col paziente viene favorita dall'uso del

3 Il sistema COMPASS-ALERT

sistema COMPASS-ALERT, osserviamo come un ulteriore obiettivo sia fornire ai medici (medico generico e specialista) uno strumento atto non solo a rilevare i dati del paziente, ma anche a mostrarli ed estrarne conoscenza.

In particolare si è previsto l'uso di tecniche di analisi esplorativa dei dati multivariati acquisiti allo scopo di evidenziare relazioni fra stati e momenti diversi.

Abbiamo scelto di applicare tecniche di analisi multivariata basate sull'ordinamento, in particolare applicando la Principal Components Analysis (PCA) nel caso di dati continui, e l'analisi delle corrispondenze multiple (MCA) nel caso di dati categorici. L'analisi MCA è stata inoltre utilizzata anche per trattare un mix di variabili continue e categoriche, dopo aver provveduto ad un'opportuna categorizzazione delle variabili continue.

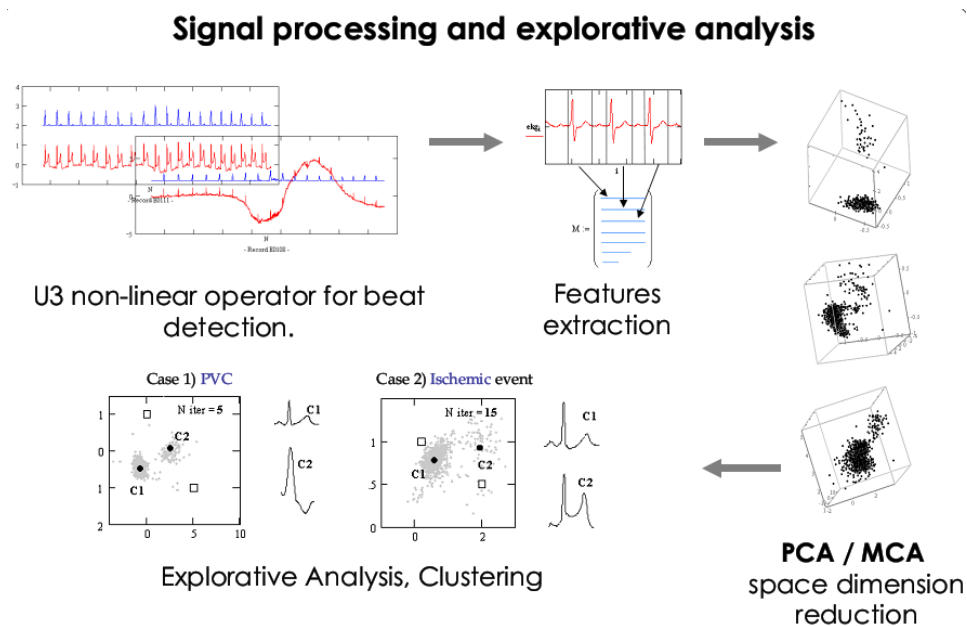


Figure 3.24: signal processing and explorative analysis path

Il sistema complessivamente dovrebbe agevolare le seguenti operazioni:

3 Il sistema COMPASS-ALERT

1. definizione del vettore aleatorio (scelta delle quantità e tipo di variabili in relazione alla patologia di interesse). Ogni paziente (o ogni stato del singolo paziente) è un punto nello spazio delle variabili aleatorie. Le variabili possono essere continue o appartenere ad altre categorie (nominali, continue a tratti, ..). In generale le variabili non sono omogenee tra loro e alcuni campioni possono essere mancanti o errati.
2. Preparazione dei dati (aiuto all'utente nel trattamento di outliers e dati mancanti).
3. analisi esplorativa, PCA per variabili tutte continue, MCA per variabili categoriche o nel caso riportiamo in forma categorica eventuali variabili continue.

In ogni caso il risultato è una rappresentazione grafica dei dati originali che può essere esplorata in modo interattivo. Il medico può giungere a questo risultato senza bisogno di conoscenze statistiche approfondite.

Per questo lavoro abbiamo utilizzato le funzionalità messe a disposizione da alcuni software commerciali disponibili (Mathcad, xlstat) e BioLab, un tool per l'elaborazione dei segnali ECG sviluppato all'interno del laboratorio BIM e adattato alle nostre esigenze.

A titolo di esempio è stata utilizzata la MCA per fornire una rappresentazione grafica della morfologia caratteristica dei vari cicli cardiaci. I dati (parametri empirici misurati sul tracciato ECG) sono stati categorizzati per poter essere trattati dall'algoritmo MCA. Per evitare di rendere il grafico illeggibile per la presenza di troppi punti, e per alleggerire il carico di lavoro per il programma di analisi, si è deciso di non rappresentare tutti i punti relativi a tutti i cicli cardiaci, ma di ottenere i valori medi per certi intervalli temporali (ad esempio ogni 30 secondi). In questo modo possiamo avere un numero minore di punti sul grafico MCA, in grado comunque di caratterizzare segnali a lenta evoluzione, come nel caso di crisi ischemiche. Abbiamo inoltre ad utilizzare come etichette per le variabili il valor medio della categoria corrispondente (ad esempio per lo slivellamento T_{max} compreso fra +1 e +2 mm l'etichetta sarà

3 Il sistema COMPASS-ALERT

+1.50) . In questo modo il medico, guardando il grafico MCA su cui sono visualizzate contemporaneamente variabili e realizzazioni, potrò facilmente associare una osservazione ai parametri che la caratterizzano.

3.5.a Segmentazione ed estrazione dei parametri

Per ridurre l'impegno di risorse si sono sviluppati algoritmi di classificazione e rilevazione che sfruttano il più possibile la conoscenza a priori del segnale di interesse. Ci siamo concentrati in particolare sullo studio dell'ECG (in seguito faremo sempre riferimento a questo salvo diversa indicazione), poiché oltre ad essere un segnale di interesse per svariate patologie, pone i maggiori problemi per la rilevazione delle sue forme d'onda caratteristiche.

Nel caso di segnali “continui” come ad esempio l'ECG, l'informazione di interesse medico non è direttamente rappresentata dal valore assunto dai campioni in un certo istante di tempo, ma è costituita da una serie di parametri che possono essere ricavati dalla “forma” del segnale.

Le tecniche sviluppate per l'analisi dell'ECG possono poi essere adattate allo studio degli altri segnali, essendo in generale la rivelazione di un evento la sequenza di decisioni da prendere su pendenze e ampiezze di parti del segnale rispetto ad un certo riferimento. L'utilizzo di informazioni relative alla fisiologia permette di migliorare le prestazioni degli algoritmi che determinano i parametri di interesse. Illustriamo con un esempio il possibile uso della conoscenza a priori per l'estrazione di parametri dal segnale ECG. Con riferimento alla figura 3.25 si immagini il ciclo cardiaco diviso in 3 parti. Quella relativa alla depolarizzazione ventricolare e quella relativa alla ripolarizzazione divise in due sezioni: la prima sede di variazione morfologica prodotta da ischemia miocardica, la seconda (fine ripolarizzazione) che inizia l'intervallo dove è fisiologicamente possibile il formarsi di aritmie. Si è deciso di includere la fase di refrattarietà del potenziale di azione per evitare falsi positivi. Avendo fissato con chiarezza

3 Il sistema COMPASS-ALERT

il significato fisiologico di questi tre parametri, è possibile prevedere le finestre temporali nelle quali questi eventi si possono manifestare. Una apposita logica deterministica provvederà poi a identificare opportuni eventi all'interno di questa finestra temporale. Il fatto di lavorare su zone limitate del segnale permette di semplificare la logica stessa e tendenzialmente migliorarne le prestazioni.

Per l'importante operazione di sincronizzazione temporale rispetto ai cicli cardiaci, ci siamo basati sull'algoritmo U3, che sfruttando trasformazioni non lineari offre ottime prestazioni pur con basso carico computazionale [Paoletti 04a] nella ricerca del complesso QRS, dopodiché, per estrarre i parametri descrittivi dell'evento abbiamo utilizzato conoscenze "a priori"

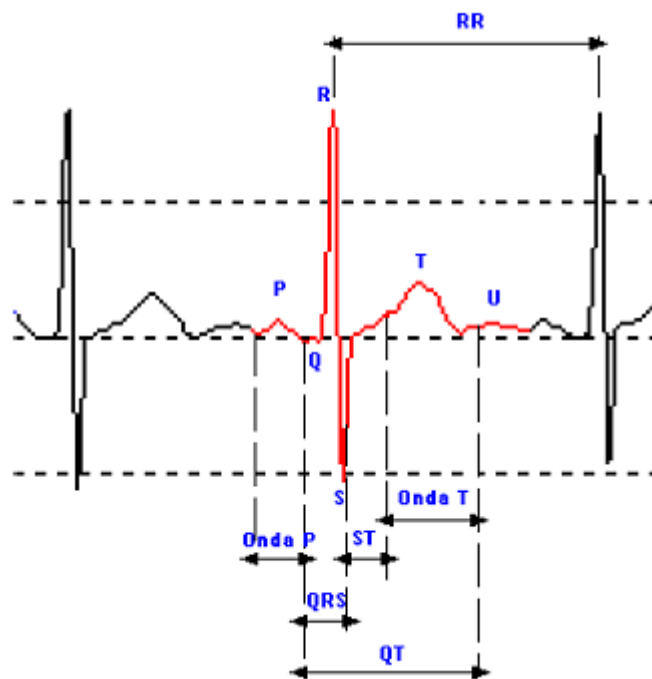


Figure 3.25: principali "onde" del ciclo cardiaco

3 Il sistema COMPASS-ALERT

di medicina e fisiologia. In questo modo è stato possibile identificare le sezioni di tracciato nelle quali andare a misurare con maggiore facilità i parametri caratteristici di nostro interesse.

L'uscita del filtro U3 viene normalizzata e sogliata per identificare la posizione del complesso QRS (in particolare l'onda R), raffinando il posizionamento con la ricerca del baricentro del picco su U3. Viene effettuato un controllo per verificare la congruità delle posizioni ottenute con i vincoli fisiologici. A questo punto è possibile calcolare le finestre temporali all'interno delle quali cercare le varie “onde” costituenti il ciclo

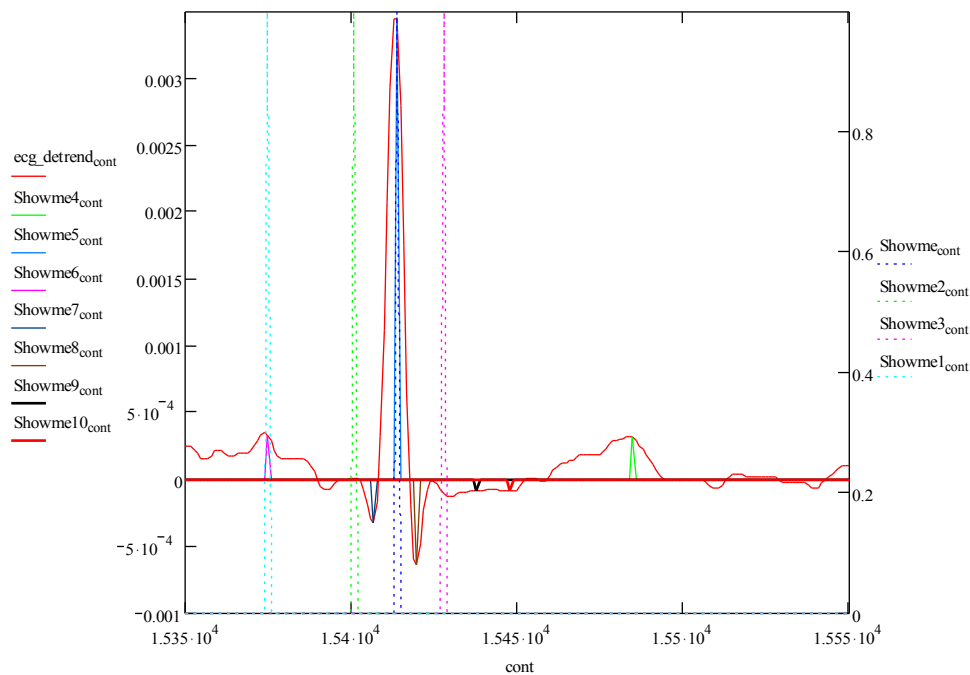


Figure 3.26: esempio di misura dei parametri su un ciclo cardiaco

cardiaco.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

Fluttuazioni della linea base (fig. 3.27) possono essere “cancellate” andando a misurare il valore assunto dal tracciato ECG nella zona relativa al periodo di refrattarietà, relativamente ai vari cicli cardiaci e sottraendo il segnale ottenuto interpolando questi valori. Dopo la cancellazione delle fluttuazioni, all'interno delle finestre temporali ricavate in precedenza, possiamo andare a calcolare le ampiezze spaziali e temporali delle varie onde applicando le definizioni utilizzate dai cardiologi. Il risultato è visibile in figura 3.26

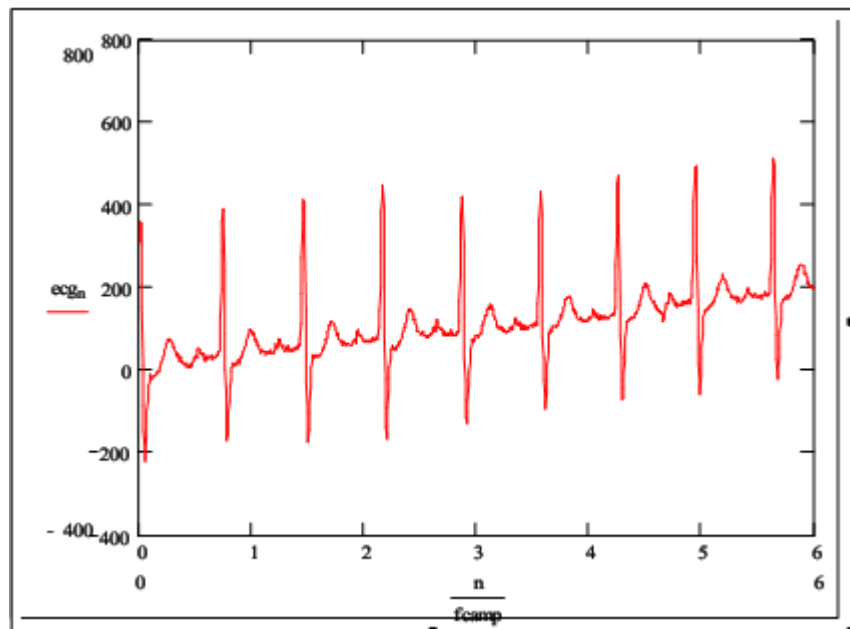


Figure 3.27: Tracciato ECG in cui è presente un "trend" lineare

Buona parte degli algoritmi di pre-elaborazione hanno un basso peso computazionale e possono essere implementati direttamente sul microcontrollore che gestisce la UPAD.

3.6 Valutazione delle prestazioni in sistemi multi-elemento

3.6.a Il problema della valutazione delle prestazioni in sistemi multi-elemento

Confrontandoci con la salute del paziente è palese la necessità di affidabilità da parte della tecnologia. Sfortunatamente questo risultato non è facile da garantire a causa della complessità della catena di funzioni coinvolte. Questo anche a causa delle diverse modalità usate per accertare la qualità dei componenti del sistema per l'analisi dei segnali.

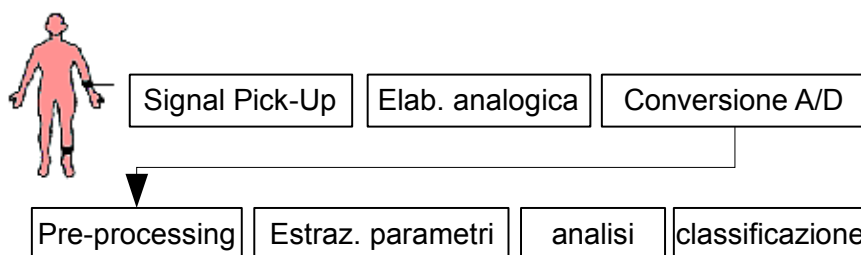


Figure 3.28: Catena di acquisizione

Nella catena di acquisizione ed elaborazione (fig. 3.28) ogni blocco può essere visto come un punto di ingresso di rumore o una sorgente di errore.

Il problema di una valutazione globale obiettiva avrebbe richiesto risorse non compatibili con quelle a nostra disposizione. I primi prototipi sono stati valutati in termini relativamente ampi, poiché l'obiettivo primario era la verifica della robustezza delle varie componenti, la portabilità ed in generale la verifica delle scelte tecniche adatte per l'applicazione.

Abbiamo quindi valutato solo due caratteristiche principali: la fattibilità della nostra architettura in termini di ergonomia e gli algoritmi per l'analisi dei segnali e dei dati del paziente.

3 Il sistema COMPASS-ALERT

Dal nostro punto di vista le ultime evoluzioni di COMPASS-ALERT rappresentano un sistema originale in quanto offre una soluzione pratica al problema dell'automonitoraggio del paziente.

3.6.b Valutazione globale

La qualità globale di un prodotto è di difficile valutazione poiché non dipende solo dalla qualità del lavoro svolto, ma anche da aspetti più soggettivi, come ad esempio quelli legati all'ergonomia ed al design.

In questo studio abbiamo deciso di raccogliere l'opinione di possibili utenti riguardo una realizzazione di COMPASS-ALERT. Questa operazione, comune nel caso di prodotti di massa, non ci risulta sia particolarmente usuale in ambito biomedico, in particolare per i prodotti che devono essere usati da personale non specializzato. Nel nostro caso, trattandosi di un sistema paziente-centrico, possiamo considerarlo per certi versi un prodotto destinato ad un mercato di massa, e quindi tener conto a maggior ragione delle esigenze di interazione con l'utente finale.

Per valutare globalmente il progetto ed identificare possibili miglioramenti, abbiamo selezionato un piccolo campione di potenziali utenti e, dopo una breve presentazione delle funzioni principali e una spiegazione di come usare ed indossare il sistema, gli abbiamo invitati a provare il sistema loro stessi ed a iniziare una sessione di monitoraggio.

Abbiamo preso nota dei tempi necessari alla messa in opera, i problemi emersi, ed abbiamo presentato un questionario per raccogliere opinioni e suggerimenti.

4 Applicazioni

Tra le molte applicazioni realizzabili con apparecchiature portatili derivabili da COMPASS-ALERT, abbiamo scelto l'analisi di un ECG da sforzo, poiché esso ha la capacità di evidenziare vizi latenti in breve tempo, e risulta utile per misurare in modo accelerato ciò che avverrebbe nella vita normale.

4.1 Tecniche di analisi esplorativa applicate a ECG da sforzo di pazienti cardiopatici

L'analisi MCA da noi effettuata sui tracciati elettrocardiografici non ha lo scopo di fornire una diretta diagnosi di una certa patologia, bensì quello di indicare al medico porzioni di tracciato elettrocardiografico in cui siano presenti situazioni anomale. Rimane compito del medico identificare e classificare correttamente queste anomalie.

I metodi per la verifica delle prestazioni usualmente impiegati per testare gli algoritmi risultano di ardua applicazione, poiché l'uscita globale corrisponde alla combinazioni delle prestazioni del sistema e del medico che analizza il tracciato.

Tenendo conto di questo si sono analizzati i tracciati ecg da sforzo disponibili. Nella totalità dei casi di pazienti positivi per ischemia al test da sforzo si è verificato uno spostamento nello spazio MCA corrispondente alla zona di crisi. Nei 7 pazienti negativi le zone di tracciato indicate come anomale si sono dimostrate affette da artefatti o da episodi aritmici

4 Applicazioni

frequenti. Si noti comunque che il numero di episodi “anomali” da analizzare manualmente è di norma molto limitato (usualmente 1-2, raramente 4), seguendo la semplice regola di andare ad analizzare in prima istanza i tracciati relativi alle posizioni di massima distanza dalla condizione di riposo rilevate nello spazio MCA. Basta cioè concentrare l'attenzione su poche decine di secondi di tracciato, senza la necessità di seguire attentamente 15 minuti di prova da sforzo.

Questi casi sono stati scelti perché rappresentano diverse variazioni di morfologia del segnale. Sono adatti quindi allo scopo da noi stabilito di realizzare uno strumento utile al medico nell'esplorare i dati e ricavare le informazioni più significative ai fini diagnostici.

L'analisi MCA permette di discriminare battiti normali da altri morfologicamente alterati. In caso di crisi ischemiche si può osservare lo spostamento dei punti rappresentanti i battiti dalla zona di normalità verso altre posizioni. Le etichette delle categorie riportano l'entità dello scostamento del parametro dalla condizione di normalità, permettendo l'interpretazione del significato della posizione dei punti.

I tracciati ECG sono stati inoltre analizzati con la tecnica PCA per verificare visualmente la presenza di questi “percorsi” dei punti al passare del tempo. Si noti che anche la PCA è stata effettuata non sui campioni presenti in segmenti di tracciato ma su parametri estratti dall'analisi. La preparazione dei dati ed estrazione dei parametri è effettuata da un apposito algoritmo in Mathcad. Nello stesso ambiente si è realizzata la PCA basata sui parametri estratti. La MCA è stata realizzata con l'apposito tool presente nell'ambiente XLSTAT/MsOffice.

Le prove sono state realizzate su alcuni segnali appartenenti ad un database realizzato presso IFC-CNR di Pisa, con tracciati ECG (12 leads) e dati di cartella relativi a 36 pazienti.

4 Applicazioni

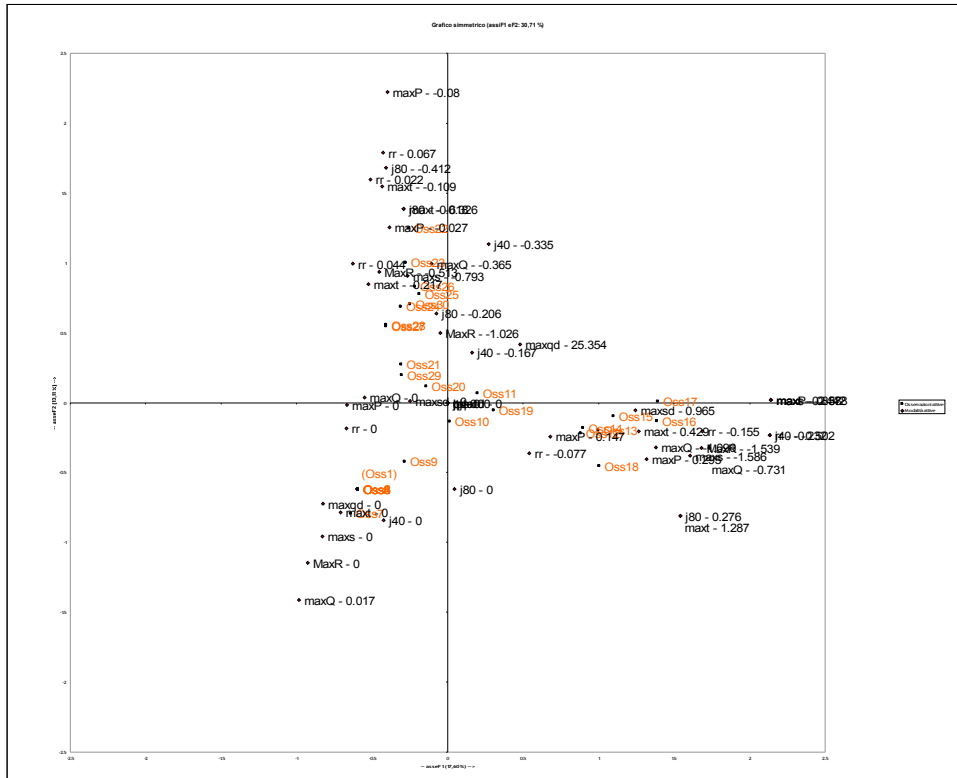


Figure 4.1: Grafico MCA. In rosso i campioni in nero le categorie

4 Applicazioni

Come esempio analizziamo i dati del paziente #2. Il grafico MCA (fig 4.1) mostra la proiezione di campioni (osservazioni) e categorie sugli assi 1 e 2. Ogni osservazione rappresenta circa 30" di tracciato, ottenuta mediando i valori dei parametri relativi ai battiti compresi nell'intervallo temporale. Si sono create un massimo di 7 categorie per ogni parametro. Ingrandendo (fig. 4.2) possiamo identificare le posizioni relative ai primi battiti (normalità) evidenziati dal cerchio verde, una seconda parte (cerchio rosso) durante la quale si presenta la presunta crisi ischemica, e l'ultima parte di recupero.

Possiamo notare che nella direzione del cerchio verde si addensano i parametri con suffisso 0, ad indicare che non ci sono variazioni rispetto

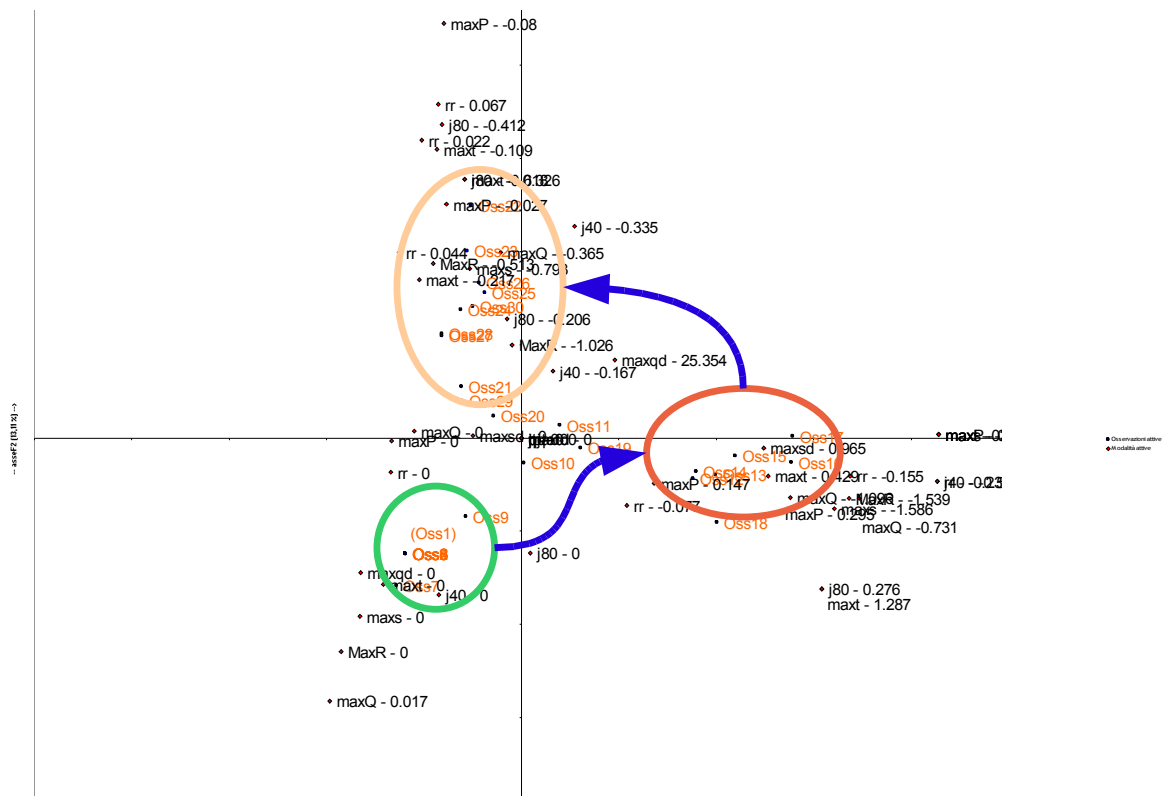


Figure 4.2: Paziente #2 canale 8, evoluzione plot MCA F1 vs F2. Possiamo notare lo spostamento dei punti al passare del tempo (evoluzione della crisi ischemica)

maxP - -0.08

rr - 0.067

j80 - -0.412

rr - 0.022

maxt - -0.109

maxt - -0.126

4 Applicazioni

maxP - 0.027

allo stato di riposo. Il quadrante in basso a destra è caratterizzato dai
 r - 0.044 Oss28 maxQ - 0.365
 MaxR maxS - 0.513
 maxt - -0.217 Oss27
 Oss25
 Oss24
 Oss23
 Oss22
 Oss21
 Oss20
 Oss19
 Oss18
 Oss17
 Oss16
 Oss15
 Oss14
 Oss13
 Oss12
 Oss11
 Oss10
 Oss9
 Oss8
 Oss7
 Oss6
 Oss5
 Oss4
 Oss3
 Oss2
 Oss1

Il quadrante in basso a destra è caratterizzato dai
 j80 - -0.206. Questo campione corrisponde al 9° minuto di esercizio.

Un ulteriore ingrandimento (fig 4.3) consente di visualizzare il percorso
 dei punti nello spazio MCA durante l'esercizio (linea tratteggiata), fino ad
 andare nella zona di "recupero".

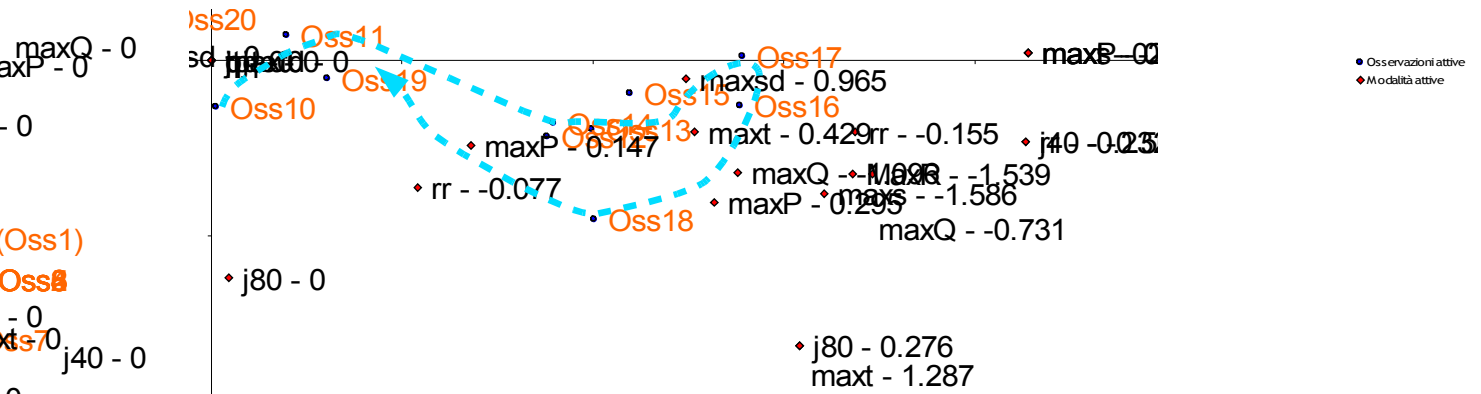


Figure 4.3: Zoom sul III quadrante. La linea tratteggiata mostra il percorso dei punti proiettati nello spazio PCA (F1 vs F2) durante la fase centrale della prova da sforzo.

Il medico può confrontare quanto emerso dall'analisi MCA con le serie temporali relative ai parametri del segnale (fig. 4.4 il parametro è la massima ampiezza dell'onda T. in rosso le misure istantanee in blu la media

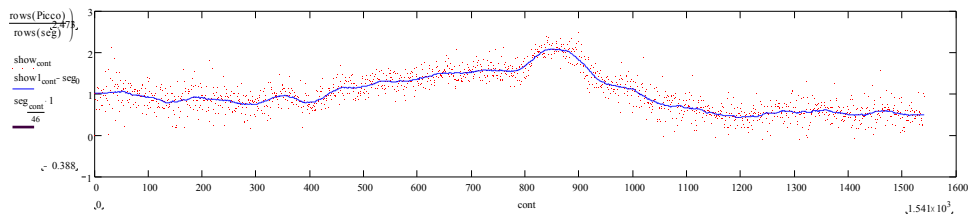
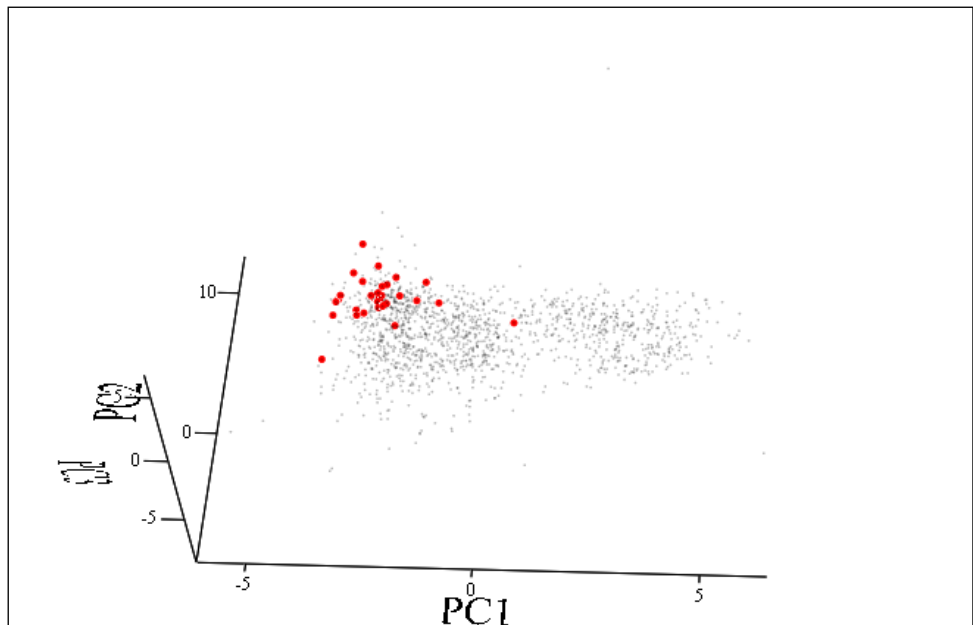


Figure 4.4: Rappresentazione grafica dell'andamento dell'ampiezza dell'onda T. i punti corrispondono alla misura relativa a ciascun battito, la line continua è la media mobil su 30 battiti

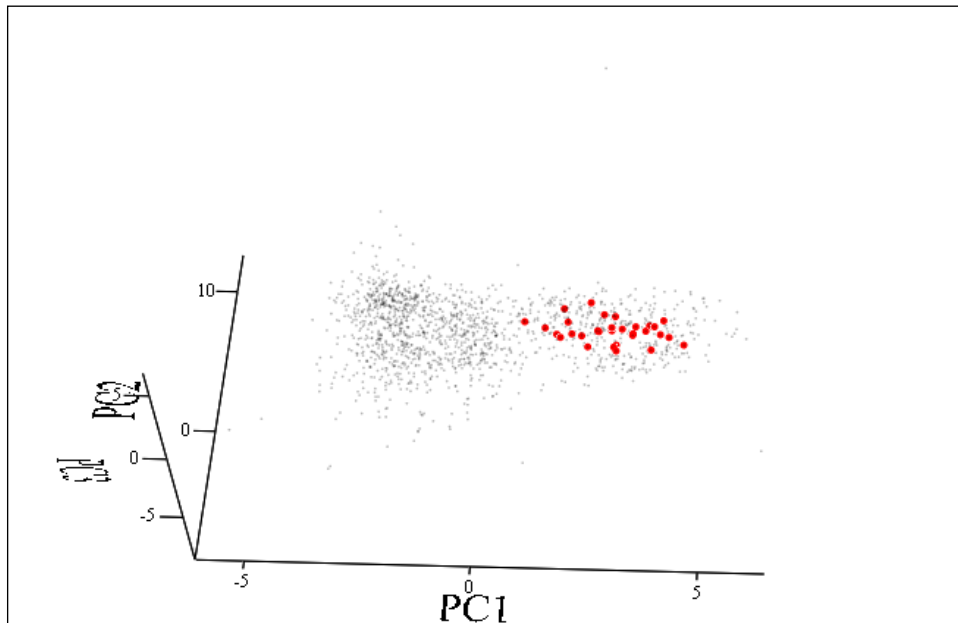
4 Applicazioni

mobile su 10 battiti) e con la PCA. Anche con quest'ultima verificiamo la presenza di un “percorso” nel dominio trasformato al variare del tempo. Nelle figure che seguono vediamo in nero le proiezioni dei primi 3 assi fattoriali per tutti i punti relativi ai cicli cardiaci (in questo caso il diverso peso computazionale dell'algoritmo e le diverse modalità di visualizzazione non rendono necessaria la decimazione dei campioni), in rosso sono evidenziati i cicli cardiaci corrispondenti ad intervalli di circa 20”. Possiamo vedere l'evoluzione dalla situazione di riposo (fig. 4.5), all'insorgenza della crisi (fig. 4.6) fino alla fase di recupero (fig. 4.7).



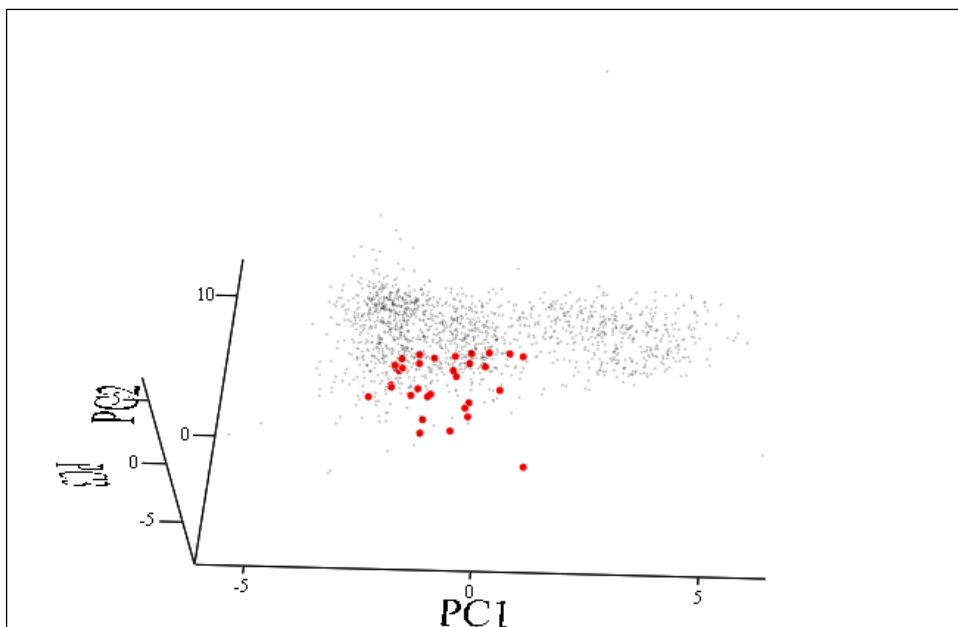
$(PCAplot1^{(0)}, PCAplot1^{(1)}, PCAplot1^{(2)}), (PCAplot2^{(0)}, PCAplot2^{(1)}, PCAplot2^{(2)})$
Figure 4.5: PCA prova da sforzo: Inizio dell'esercizio, stato di normalità

4 Applicazioni



$(\text{PCAp1}^{(0)}, \text{PCAp1}^{(1)}, \text{PCAp1}^{(2)}), (\text{PCAp2}^{(0)}, \text{PCAp2}^{(1)}, \text{PCAp2}^{(2)})$

Figure 4.6: PCA prova da sforzo: fase centrale, presunta crisi ischemica



$(\text{PCAp1}^{(0)}, \text{PCAp1}^{(1)}, \text{PCAp1}^{(2)}), (\text{PCAp2}^{(0)}, \text{PCAp2}^{(1)}, \text{PCAp2}^{(2)})$

Figure 4.7: PCA prova da sforzo: recupero

5 Conclusioni

5.1 La valutazione delle prestazioni

Il sistema COMPASS-ALERT è tipicamente realizzato con un approccio verticale, cioè individua e realizza un percorso dal sensore (in vivo o in vitro) alla diagnosi specialistica o generale che sia. La valutazione di un sistema costituito da molte componenti tra loro diverse per accuratezza, precisione, importanza relativa nel sistema, ecc.. appare ovviamente scarsamente definibile e alquanto arbitraria. In mancanza di teorie generali accolte come standard nel contesto applicativo in questione, proponiamo una linea guida piuttosto che una soluzione definitiva. Il problema da affrontare è quello della relazione intercorrente tra i costituenti del sistema stesso e la valutazione globale. La letteratura riporta varie impostazioni basate su reti neurali, fuzzy logic, e teoria della evidenza [Benavoli07].

5.1.a Linee guida

Gli autori di [Benavoli07] mettono in evidenza come la teoria sull'incertezza Dempster-Shafer sia la più generale e consolidata. Ci appare tuttavia che il problema dell'assegnamento dei “belif” e del suo trasferimento ad un contesto di probabilità non abbia risposte univoche e suscettibili di diventare uno standard. Riteniamo dunque necessario procedere ad una semplificazione ulteriore e giungere ad una linea guida che esprima la struttura del sistema proposto.

La struttura comprenderà in particolare la composizione fra vari tipi di

5 Conclusioni

sottosistemi, alcuni dei quali dovranno essere valutati nei modi tradizionali attraverso il confronto con uno standard, mentre altri rimarranno affidati ad opportune tecniche di valutazione soggettive, che in quanto tali non si prestano ad essere espresse in modo generale.

L'unica proposta che ci sembra ragionevole in questa fase dello sviluppo delle apparecchiature avanzate in medicina è di rimandare la soluzione del problema medico dal dato alla diagnosi e di ricondurci nel frattempo ad un principio di analisi “di merito”. Proponiamo cioè di individuare un processo logico elementare che consenta un apprezzamento, anche qualitativo del valore e della qualità di tale transizione. Ad esempio l'utente userà ancora un approccio di tipo globale ma riferito ai componenti. Ci sembra che la sequenza input-analisi-sintesi sia una struttura abbastanza generale da consentire tale operazione. Dal valore attribuito alle singole componenti l'utente esperto potrà ricavare una percezione del valore o della utilità del sistema generale.

Tale proposta consiste nel realizzare per ogni tipo di analizzatore una tabella ispirata alla Tabella1, così costruita: ogni riga rappresenta una sequenza logica di operazioni di analisi e sintesi (oppure causa-effetto) su dati d'ingresso. Di fatto la matrice collega attraverso le operazioni di ogni riga i dati d'ingresso grezzi ai dati di uscita finali rappresentanti una diagnosi. A tale tabella, astratta, se ne associa una corrispondente “pratica” come nell'esempio in Tabella 2.

5 Conclusioni

Ingresso	Analisi (causa)	Sintesi (effetto)
Segnale grezzo	Preparazione dei dati	Condizionamento del segnale
Segnale condizionato	Ispezione del segnale nel tempo e in frequenza	Conversione A/D ottengo MS Matrice Segnali numerici
MS	Features extraction	matrice di parametri MP
MP	Scelta parametri quali manifestazioni dell'evento	Rivelazione e rivelazione evento; matrice eventi ME
ME + dati di cartella	Metrica dei dati, trasformazione per trattare i dati disomogenei	Matrice dei dati omogenei MDo
MDo	Analisi di MDo e preparazione dei dati per la eliminazione di artefatti (outliers, dati mancanti)	Tecniche di ordinamento (es. PCA o MCA) MD1
MD1	Ordinamento delle nuove variabili	Analisi esplorativa/clustering

Tabella 1: scomposizione astratta del processo di analisi globale

5 Conclusioni

Ingresso	Analisi (causa)	Sintesi (effetto)
Segnale grezzo	Preparazione dei dati	Front-end ECG 2 derivazioni con ingresso ponte a impedenza bilanciata, filtraggio analogico (Bessel II ordine 40Hz)
Segnale condizionato	Ispezione del segnale nel tempo e in frequenza	Conversione AD 10 bit 250 samples/s (ADC interno su uC PIC18LF627)
MS	Features extraction	U3 per rivelazione complesso QRS e sincronizzazione; misura parametri empirici
MP	Scelta parametri quali manifestazioni dell'evento	Caso XECG: Tmax, RR, ..
ME + dati di cartella	Metrica dei dati, trasformazione per trattare i dati disomogenei	Dati discretizzati
MDo	Analisi di MDo e preparazione dei dati per la eliminazione di artefatti (outliers, dati mancanti)	MCA
MD1	Ordinamento delle nuove variabili	Analisi esplorativa, analisi visuale tracciato ECG

Tabella 2: Scomposizione del processo di classificazione nel caso COMPASS-ALERT

5.2 Risultati della valutazione del sistema COMPASS-ALERT

5.2.a Valutazione dei sottosistemi



Figure 5.1: UPAD del sistema COMPASS-ALERT. Sono visibili la fascia con elettrodi ECG ed il pulsiossimetro

Per quanto riguarda la parte hardware

- la banda passante ECG rispetta le raccomandazioni vigenti, come si può rilevare dalle simulazioni e prove su circuito.
- I requisiti del sensore per la misura del respiro sono meno stringenti. Abbiamo verificato come una frequenza di taglio di 1Hz (filtro passa basso, II ordine Sallen-Key) sia adatta per i normali atti respiratori (solitamente 0.1-0.3 atti/secondo) e permetta la rilevazione anche in caso di respirazione veloce (raramente superiore a 2 atti al secondo). Questa banda passante permette di

5 Conclusioni

abbassare la frequenza di campionamento per questo canale sotto i 10 Hz se necessario.

- Il pulsiossimetro è connesso digitalmente, quindi la qualità dei dati è certificata del produttore del modulo, eccetto casi di perdita di dati, che non si è verificata durante i test.
- Il modulo ECG è stato simulato per assicurare una corretta elaborazione dei segnali, e testato sul campo per verificarne la qualità.
- Il protocollo di comunicazione appare robusto. Non si sono verificati casi di perdita di dati, salvo in occasione di disconnessione del collegamento radio (unità troppo distanti) o esaurimento della batteria. I test sono stati effettuati per un tempo totale superiore alle 10 ore.
- Il sistema di alimentazione è stato parzialmente testato. Purtroppo un errore nel pinout del circuito stampato ci ha obbligati a montare i chip step-up “volanti”. Questo tipo di montaggio ha portato presumibilmente ad una degradazione delle prestazioni di regolazione del chip che governa il circuito step-up e, soprattutto, un considerevole aumento dei consumi a causa dell'incrementata resistenza dovuta alle connessioni più lunghe. Anche in questo modo, senza adottare tecniche per il risparmio energetico, riusciamo ad ottenere un'autonomia superiore alle 3 ore con 2 batterie alcaline AAA (“ministilo”). L'uso di batterie “stilo” AA, ancora compatibili con i requisiti di comfort e dimensioni, porterebbe a triplicare la quantità di energia disponibile. Ulteriori miglioramenti si potrebbero ottenere con batterie Li-Ion o Li-Poly, che consentono una maggiore densità di energia.

Il protocollo di comunicazione implementato ed alcune scelte progettuali consentono di utilizzare varie tecniche per ottenere un forte risparmio energetico, ad esempio riducendo la frequenza di acquisizione per i segnali lenti (SPO2, respiratorio) o in caso di paziente in movimento. Passare da un'acquisizione continua ad un'acquisizione ad intervalli di tempo (ad esempio 10” di

5 Conclusioni

acquisizione ogni 10'). Possiamo inoltre ottenere un ulteriore risparmio utilizzando le funzionalità di gestione automatica della potenza di trasmissione dei moduli Bluetooth. Stimiamo in questo modo di raggiungere un'autonomia di almeno 20 ore. Poiché sia la scelta esatta dei parametri di trasmissione dati che il funzionamento a basso consumo del Bluetooth dipendono fortemente dalle condizioni ambientali (tipo di patologia da monitorare, disposizione del domicilio ed abitudini del paziente), ci siamo limitati al calcolo dei consumi in situazione "worst case", in attesa di effettuare rilevazioni sui consumi effettivi qualora venga iniziata una campagna di monitoraggio su scala estesa.

- L'algoritmo U3 di rilevazione del complesso QRS è la base di tutti i moduli di segmentazione e classificazione del segnale ECG. In un recente confronto con il noto algoritmo Pan and Tompkins sul database MIT-BIH. Il tasso di errore (0.85% U3, 0.71% P&T su 109.809 battiti) si è verificato essere molto simile [Paoletti04a], a differenza della complessità computazionale, molto minore per il filtro U3 rispetto a quella dell'algoritmo P&T. All'interno del presente studio l'algoritmo U3 è stato implementato con successo su microcontrollore.
- Sono disponibili algoritmi implementabili in tempo reale per la rilevazione dell'evoluzione dello stato di salute, basati sull'analisi del tracciato ECG con la tecnica PCA che, testati su segnali relativi a prove da sforzo, hanno mostrato sensibilità 98% e specificità 100% nella ricerca di episodi ischemici [paolettiphd].
- Sono stati testati algoritmi basati su MCA per l'analisi di segnali continui e informazioni contestuali per la ricerca di anomalie che hanno individuato in un numero molto elevato di casi la presenza di modificazioni di tipo ischemico di tracciati ECG in prove da sforzo.

5.2.b Valutazione globale tramite il giudizio di possibili utenti

Per valutare il sistema complessivamente abbiamo sottoposto un questionario ad un gruppo di possibili utenti. Il campione, 12 soggetti di entrambi i sessi tra i 14 e i 76 anni, hanno avuto modo di effettuare una sessione di monitoraggio per poi esprimere il proprio giudizio. Due ulteriori utenti over-60 hanno rifiutato di partecipare al test. Una valutazione dell'impegno dei volontari durante il test ci porta a ipotizzare un probabile maggior interesse per le persone nel range di età fra i 30 ed i 60 anni per un'applicazione di questo tipo. É probabile che ciò sia dovuto alla concomitanza fra una certa attitudine all'uso della tecnologia (scarsa per gli over60) unito ad un interesse al mantenimento del proprio stato di salute (minore sotto i 30 anni).

5 Conclusioni

Sono stati inoltre raccolti giudizi ed opinioni per l'aumento del comfort ed ergonomia sia dell'interfaccia utente che dell'unità hardware e della fascia con i sensori di misura.

Domande		Risposte											
Codice Utente		10000	10001	10002	10003	10004	10005	00000	00001	00002	00003	00004	00005
Sesso		M	M	M	M	M	M	F	F	F	F	F	F
I parametri sono descritte le unità di misura		Valutazioni dell'utente											
1	Quale è la sua età? (anni)	65	25	56	51	15	47	76	28	55	59	14	51
2	Ha dimestichezza con un computer?	1	3	2	2	1	2	0	2	1	1	2	2
3	Ha mai usato un TLC? (1= SI; 0 = NO)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
4	E' stato facile imparare l'uso del sistema? (Punti)	1	3	3	3	3	3	2	3	3	2	3	2
5	Quale è stato il grado di facilità? (Punti)	2	3	3	3	3	3	3	3	3	2	3	3
6	Le istruzioni a video erano sufficienti? (Punti)	2	2	3	3	3	3	3	2	3	3	3	3
7	Le immagini erano chiare? (Punti)	2	2	3	3	2	3	3	2	3	2	3	3
8	Quanto fastidio le ha dato l'attrezzatura? (Punti)	3	2	3	3	3	3	3	2	3	3	3	3
9	E' stato facile indossarla? (Punti)	3	2	2	2	3	2	2	1	2	2	3	2
		Valutazioni dell'operatore											
10	Tempo impiegato per mettere fascia (Secondi)	60	50	120	100	50	70	120	90	65	90	120	120
11	Tempo impiegato per far partire sistema (Secondi)	90	70	180	150	70	100	150	95	120	120	180	170
12	Tentativi ripetuti	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
13	Rinunce	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Figure 5.2: Valutazioni degli utenti

Per analizzare nel dettaglio i risultati (fig.5.2) si possiamo partire dalla osservazione dei tempi impiegati per indossare la fascia. L'operatore che ha già ripetutamente effettuato il test impiega circa 10 secondi, le persone che hanno partecipato alla sperimentazione per la prima volta hanno impiegato invece una media di 87,2 secondi.

5 Conclusioni

Domande	Risultati Globali			Risultati Under 30			Risultati 30-60 anni		
	Codice Utente								
Sesso	Maschi :6	Femmine: 6		Maschi: 2	Femmine: 2		Maschi: 3	Femmine: 3	
Tra parentesi sono descritte le unità di misura	Mediana	Media Arit	Dev.Standard	Mediana	Media Arit	Dev.Standard	Mediana	Media Arit	Dev .Standard
1 Quale è la sua età? (anni)	51	45,17	20,01	20	20,50	7,05	53,00	53,17	4,31
2 Ha dimestichezza con un computer?	2	1,58	0,79	2	2,00	0,82	2,00	1,67	0,52
3 Ha mai usato un TLC? (1= Sì; 0 = NO)	1	1,00	0,00	1	1,00	0,00	1,00	1,00	0,00
4 E' stato facile imparare l'uso del sistema? (Punti)	3	2,58	0,67	3	3,00	0,00	3,00	2,67	0,52
5 Quale è stato il grado di facilità? (Punti)	3	2,83	0,39	3	3,00	0,00	3,00	2,83	0,41
6 Le istruzioni a video erano sufficienti? (Punti)	3	2,75	0,45	2,5	2,50	0,58	3,00	3,00	0,00
7 Le immagini erano chiare? (Punti)	3	2,58	0,51	2	2,25	0,50	3,00	2,83	0,41
8 Quanto fastidio le ha dato l'attrezzatura? (Punti)	3	2,83	0,39	2,5	2,50	0,58	3,00	3,00	0,00
9 E' stato facile indossarla? (Punti)	2	2,17	0,58	2,5	2,25	0,96	2,00	2,00	0,00
10 Tempo impiegato per mettere fascia (Secondi)	90	87,92	28,24	70	77,50	34,03	95,00	94,17	23,75
11 Tempo impiegato per far partire sistema (Secondi)	120	124,58	40,65	82,5	103,75	52,18	135,00	140,00	31,62
12 Tentativi ripetuti	0	0,00	0,00	0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
13 Rinunce	0	0,00	0,00	0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Figure 5.3: rating statistics

La valutazione positiva sulla facilità di indossare la fascia, data dagli intervistati con un voto medio di 2,17 su 3, fa dedurre comunque che la riduzione del tempo di vestizione si potrà ottenere semplicemente con un minimo di ripetizione dell'esercizio. Analizzando le risposte per "fasce di età" (fig 5.3), si nota che le medie rimangono pressoché invariate da cui si deduce che la vestibilità della fascia non cambia col variare degli anni.

A garanzia invece di una certa facilità di utilizzo del software realizzato, nel suo complesso, è il fatto che anche gli over 60, che dichiarano poca dimestichezza con i sistemi informatici, come è possibile dedurre dalla tabella in Figura 93, sono riusciti comunque a mantenere i tempi di attivazione del sistema sui livelli dei più giovani. Anche l'utente di 76 anni, che non aveva mai usato un computer è riuscita tranquillamente ad

5 Conclusioni

attivare il sistema e portare a termine l'esperimento al primo tentativo.

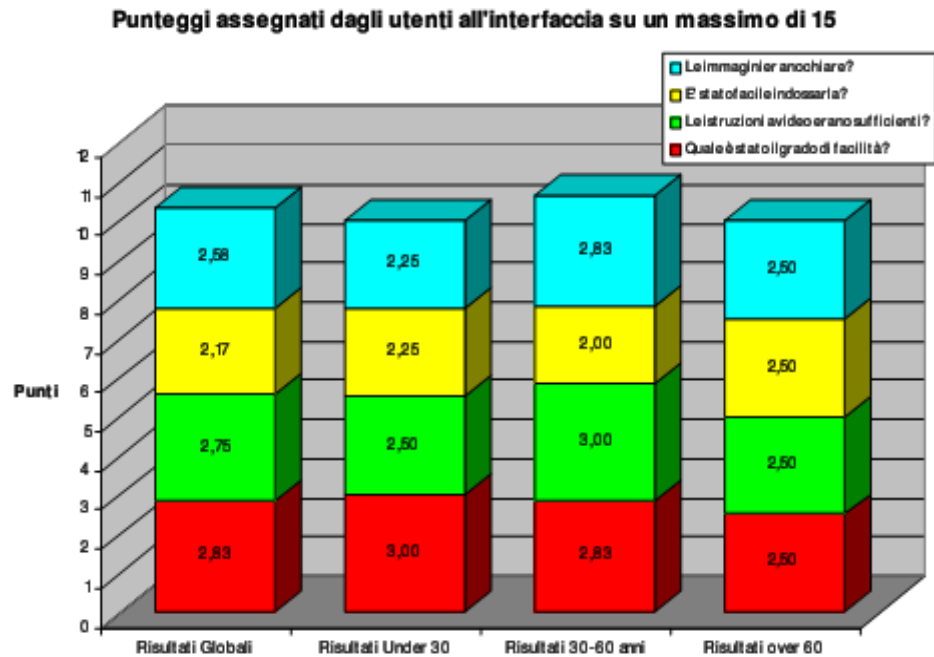


Figure 5.4: users rating barplot

Per quanto riguarda la valutazione degli utenti, possiamo ritenere il progetto soddisfacente nel suo insieme, visto che il voto medio supera i 10/12 (fig.5.4).

Possiamo notare un voto medio molto elevato riguardo la facilità ed immediatezza d'uso dell'interfaccia (domande 4, 5, 6) e nel comfort (domanda 8).

I suggerimenti degli utenti saranno utili per migliorare la facilità di uso della fascia toracica e (domanda 9) e rendere ancora più user friendly l'interfaccia software.

5.3 Note finali

Il progetto COMPASS-ALERT può essere considerato parte dei dispositivi per l'assistenza tecnologica. Può fornire un supporto alla sorveglianza dello stato di salute di un paziente malato cronico e costituire un ponte per i vari ausili alla comunicazione nel caso di utenti con diversa abilità.

Per quanto riguarda le applicazioni in ambito medico, COMPASS-ALERT può essere considerato all'interno delle iniziative sollecitate dalla OMS e dalle altre autorità pubbliche allo scopo di contenere la spesa pubblica pur mantenendo elevati standard qualitativi per il servizio offerto nel caso di pazienti con patologie croniche.

Con lo stesso dispositivo, correttamente adattato sulle esigenze del singolo paziente, possiamo quindi raccogliere informazioni di interesse clinico e favorire un certo livello di indipendenza per l'utente.

Il sistema nasce tramite un approccio verticale da parte di un gruppo multidisciplinare medico ed ingegneristico, allo scopo di creare un prodotto paziente-centrico.

Sono stati impiegati algoritmi per l'analisi multivariata allo scopo di fornire ai medici una maniera di esplorare rapidamente i dati per riconoscere eventuali anomalie.

Si è inoltre sviluppata una apposita interfaccia che permette l'interazione col paziente, allo scopo di favorirne la comprensione dei propri dati proposti in maniera semplificata e permetterne la collaborazione attiva nella gestione della sorveglianza del proprio stato di salute.

6 Appendici

A: Schemi elettrici

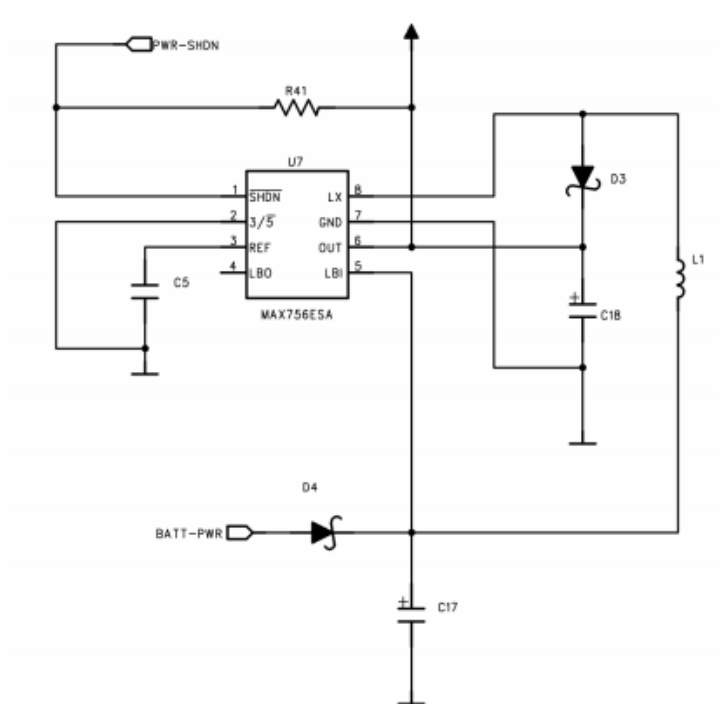


Figure 6.1: Step-up power module

6 Appendici

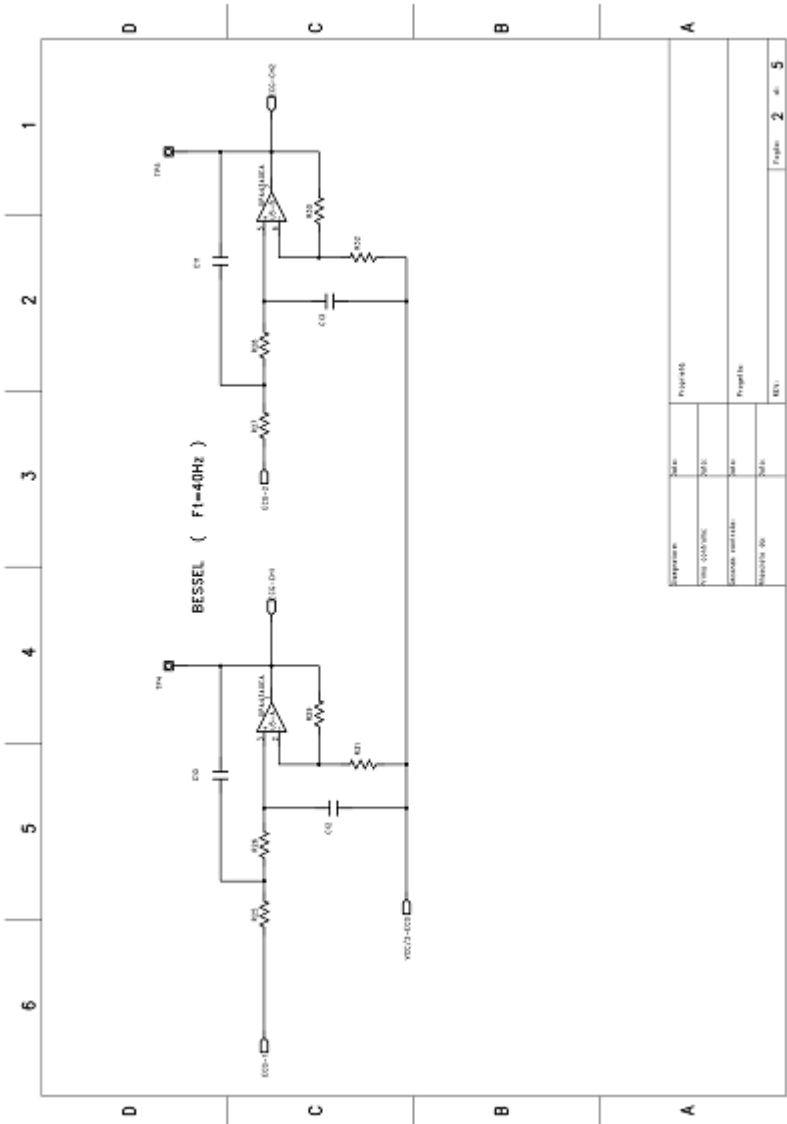


Figure 6.2: stadio filtraggio

6 Appendici

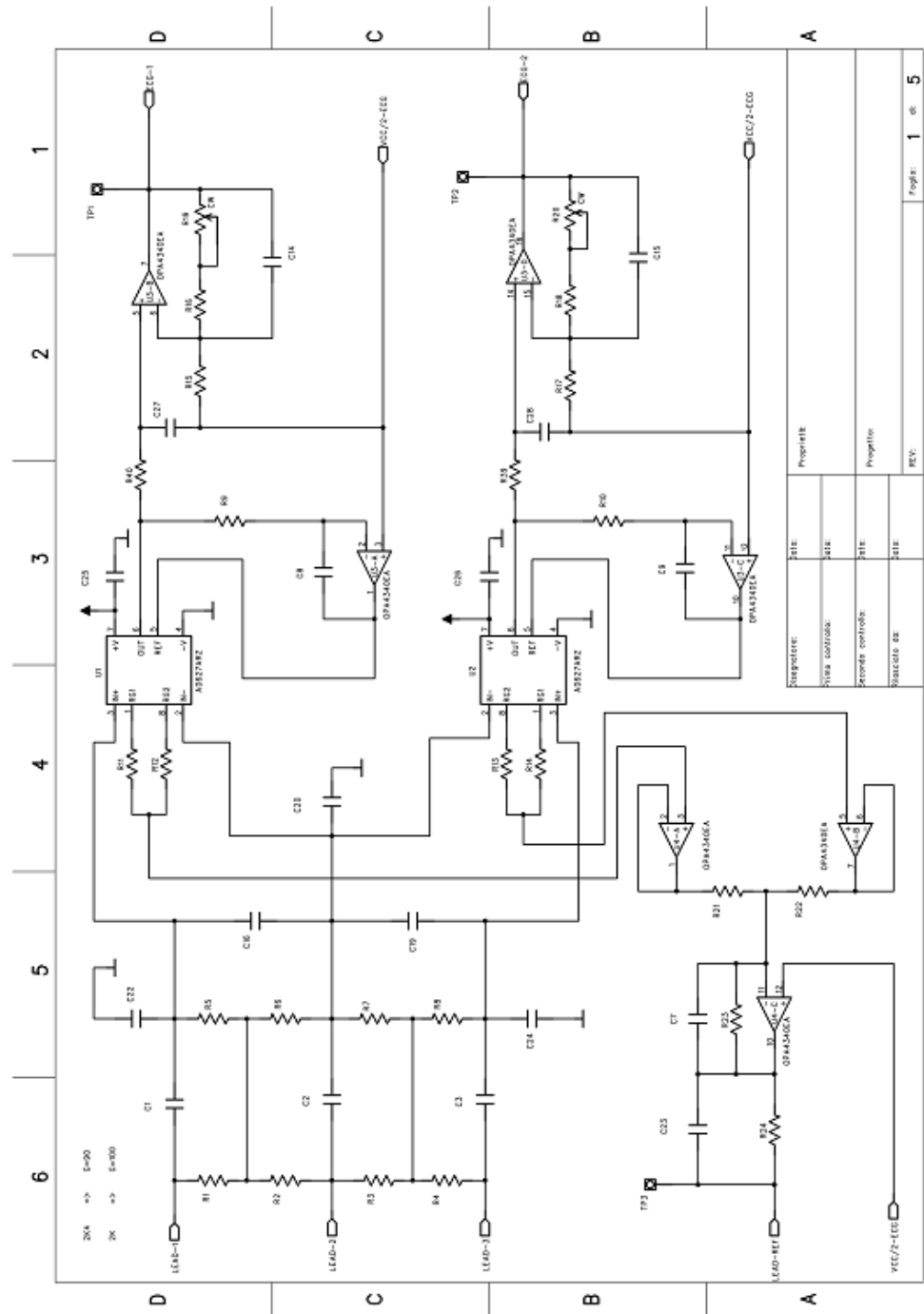


Figure 6.3: Front End analogo ECG
104

B: Algoritmi

Calcolo U3

$$U3_calcola_i := \sum_{k=2}^{15} \left(DATAECG_{i+k} - DATAECG_{i+k-2} \right)^2$$

rilevazione picchi U3 (sogliatura)

```

Found_up_calcola :=
  i ← 0
  for j ∈ 50..M - 1
    if U3_norm_{j+1} > sogliabase ∧ U3_norm_j < sogliabase
      trovati_i ← j
      i ← i + 1
  trovati

```

```

Found_down_calcola(start) :=
  i ← 0
  for j ∈ start..M - 1
    if U3_norm_{j-1} > sogliabase ∧ U3_norm_j < sogliabase
      trovati_i ← j
      i ← i + 1
  trovati

```

Calcolo di parametri basato su conoscenze fisiologiche

```

QTe_stima := for i ∈ 0..rows(Picco) - 1

```

```

  | qte_{i+1,0} ← 0.41 · √RR_distance_{i,0} if RR_distance_i > 0.2
  | qte_{i+1,0} ← 0 otherwise

```

6 Appendici

calcolo vettore detrend

```

ecg_detrend_calcola(dati) :=
  for i ∈ 0..rows(Picco) - 1
  |
  | k ← 1
  | Qt ← stack(0, Jp)
  |   datiQti - datiQti+1
  | m ←  $\frac{\text{dati}_{Qt_i} - \text{dati}_{Qt_{i+1}}}{Qt_i - Qt_{i+1}}$ 
  | q ← datiQti
  |   for j ∈ Qti..Qti+1
  |   |
  |   | k ← k + 1
  |   | uscitaj ← datij - (q + k·m)
  |   | uscita
  |   | uscita
  |   | uscita
  |   dindex ← Qtrows(Picco)-1
  |   damp ← datidindex
  |   for j ∈ 0..200
  |   |
  |   | uscita1j ← datijdindex - damp
  |   | uscita1
  |   | uscita1
  |   uscita ← stack(uscita, uscita1)

```

esempio di ricerca valori empirici: ricerca massimo onda T

```

MaxT := for i ∈ 0..rows(Te_point) - 1
  |
  | locmax ← ecg_dnTpi
  | locmaxpos ← Tpi
  |   for j ∈ Tpi..Te_pointi
  |   |
  |   | if (ecg_dnj) > locmax
  |   |   |
  |   |   | locmax ← ecg_dnj
  |   |   | locmaxpos ← j
  |   |   | locmax
  |   |   | locmaxpos
  |   |   | locmaxpos

```

6 Appendici

segmentazione

```

segmenta(vect, lung, tara, toll, segs, vettindici) :=
    enta(vect, lung, tara, toll, segs, vettindici)
    vettore da segmentare
    lunghezza segmenti
    (in campioni sul raw data!)
    quanto tempo prendere per la taratura
    (in campioni su raw data )
    larghezza bande rispetto a sigma
    dicit: vettore con corrispondenze
    indici->campioni raw data
    (usare il vett. Picco)

max ← vect0
min ← vect0
tara ← searchtime(vettindici, tara)
vectinizio ← submatrix(vect, 1, tara, 0, 0)
step ← Var(vectinizio)·toll
step ← 10-10 if step = 0
zero ← mean(vectinizio) -  $\frac{\text{step}}{2}$ 
istop ← 0
i ← 0
while istop < rows(vect) - 1
    istart ← searchtime(vettindici, i lung)
    istop ← searchtime[vettindici, (i + 1) lung - 1]
    if istop ≥ rows(vect)
        istop ← rows(vect) - 1
        istart ← istop - 1
    if tara > istop
        outi ← 0
        ampi ← 0
        out
    otherwise
        media ← mean(submatrix(vect, istart, istop, 0, 0))
        outi ← floor( $\frac{\text{media} - \text{zero}}{\text{step}}$ )
        ampi ← media +  $\frac{\text{step}}{2}$  - zero
        out
        amp
    out0 ← 0
    i ← i + 1
    amp
    zero
max ← arraymax(out)
min ← arraymin(out)
maxa ←  $\frac{\text{arraymax}(\text{amp})}{\text{segs}}$ 
mina ←  $\frac{\text{arraymin}(\text{amp})}{\text{segs}}$ 
for i ∈ 0..rows(out) - 1
    outi ← floor( $\frac{\text{segs out}_i}{\text{max}}$ )·maxa if outi > 0
for i ∈ 0..rows(out) - 1
    outi ← floor( $\frac{\text{segs out}_i}{\text{min}}$ )·mina if outi < 0
out

```

C: Pubblicazioni

Papers:

GALEOTTI L, PAOLETTI M, VANNUCCI A, DICIOTTI S, CARRADORI M, PISTOLESI M, MARCHESI C. (2007). Technology to Assist the Sick, the Elderly and people with Disabilities. European Research Consortium for Informatics and Mathematics ERCIM NEWS. vol. 69, pp. 55-56 ISSN: 0926-4981.

PAOLETTI M., GALEOTTI L., MARCHESI C. (2005). Building a bridge for communication between patients, family doctors and specialists. European Research Consortium for Informatics and Mathematics ERCIM NEWS. vol. 59 ISSN: 0926-4981

Book chapters:

MARCHESI C., M. PAOLETTI, L. GALEOTTI. (2004). Principi generali e tecniche per la classificazione di dati biomedici nelle applicazioni cliniche. In C. MARCHESI, S. CERUTTI. Metodi Avanzati di Elaborazione di segnali biomedici. : Ed. Patron (ITALY).

Note: following translated and updated version to english of the papers presented in Bressanone has been accepted for publication from IEEE / Wiley- Interscience. They are going to be cited as follows:

MARCHESI C., M. PAOLETTI, L. GALEOTTI. (2008) [title to be defined in harmonisation with all paper titles] . In C. MARCHESI, S. CERUTTI. Advanced methods for biomedical signal processing. : IEEE / Wiley Interscience

MARCHESI C., M. PAOLETTI, L. GALEOTTI. (2008). [title to be defined in harmonisation with all paper titles] . In C. MARCHESI, S.

CERUTTI. Advanced methods for biomedical signal processing. :
IEEE / Wiley Interscience

Proceeding:

M. PAOLETTI, L. GALEOTTI, S. VIOLA, MARCHESI C. (2005).
Alcuni aspetti generali delle applicazioni biomediche della
elaborazione numerica dei segnali. BIOSYS 2005, ANIPLA.

S. VIOLA, M. PAOLETTI, L. GALEOTTI, MARCHESI C. (2005).
Metodi grafici e numerici di esplorazione di dati disomogenei", Atti
BIOSYS 2005, ANIPLA. BIOSYS 2005, ANIPLA.

L. GALEOTTI, MARCHESI C., M. PAOLETTI, S. R. VIOLA. (2004).
DEVICES AND PROCEDURES FOR PATIENT TO DOCTOR
COOPERATION. IFMBE Proceedings MEDICON and HEALTH
TELEMATICS 2004. (vol. 6)

7 Bibliografia

- [Anliker 04] Anliker U, Ward JA, Lukowicz P, Tröster G, Dolveck F, Baer M, Keita F, Schenker E, Catarsi F, Coluccini L, Belardinelli A, Shklarski D, Alon M, Hirt E, Schmid R, Vuskovic M: AMON: A wearable multiparameter medical monitoring and alert system. *IEEE Trans Inform Technol Biomed* 2004, 8(4):415-427.
- [Bailey90] JJ Bailey, AS Berson, A Garson, Jr, LG Horan, PW Macfarlane, DW Mortara and C. Zywiets: Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing. A report for health professionals by an ad hoc writing group of the Committee on Electrocardiography and Cardiac Electrophysiology of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association. *Circulation* 1990;81;730-739 , American Heart Association.
- [BALI00]Rajeev K Bali: Organizational and Social Impacts of Telehealth: A Cause for Concern?, *IEEE* 2000
- [Benavoli07] A. Benavoli, L. Chisci, A. Farina, A. Graziano, B. Ristic: ``Reasoning under uncertainty: from Bayes to Valuation Based Systems'', *Selex* , 2007
- [Boone] K. G. Boone, D.S. Holder “Current approaches to analogue instrumentation design in electrical impedance tomography”, *Physiol. Meas.* 17 (1996) 229–247.
- [Bricon01] N. Bricon-Souf, M-C Beuscart-Zephir, F. Anceanux, R. Beuscart: A helpful framework for the organization of the homecare, *IEEE Proc. 23rd annual EMBS Int. Conf.* 2001
- [Bruce01] Eugene N. Bruce, “Biomedical Signal Processing and Signal

7 Bibliografia

Modeling”, 2001, Proakis Editor

[Elin06] Johnsen Elin, Elin Breivik, Robert Myrvang og Frank Olsen: Benefits from telemedicine in Norway - An examination of available documentation, Høykom report No. 2006:1. (22 s.) ISBN 82-12-02326-5 (printed version) ISBN 82-12-02327-3 (pdf version), HØYKOM report series:ISSN 1504-5048, Fete typer Oslo, June 2006.

[esprit22442] EM2S environmental monitoring and Management System, esprit project 22442 , deliverable 310.

[Fawcett 04] Tom Fawcett, ROC graphs: notes and practical considerations for researchers. Kluwer Academic Publishers. 2004

[Galeotti 04] L. GALEOTTI, MARCHESI C., M. PAOLETTI, S. R. VIOLA. (2004). DEVICES AND PROCEDURES FOR PATIENT TO DOCTOR COOPERATION. IFMBE Proceedings MEDICON and HEALTH TELEMATICS 2004. (vol. 6).

[Goldberger] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov Pch, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and hysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic signals. Circulation 101(23):e215-e220

[Hadjileontiadis 01] Hadjileontiadis, L.J.; Panoulas, K.I.; Penzel, T.; Panas, S.M.; Performance of three QRS detection algorithms during sleep: a comparative study.

[hilton94] Brian Hilton Brown, David C. Barber, A. H. Morice, Andrew David Leathard : Cardiac and Respiratory Related Electrical Impedance Changes in the Human Thorax , IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 41, NO. 8, AUGUST 1994, 729-735

[Hung03]Kevin Hung, Yuan-Ting Zhang: Implementation of a WAP-Based Telemedicine System for Patient Monitoring, IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, VOL. 7, NO. 2, JUNE 2003

[Hwang04] Hwang, J.Y.; Kang, J.M.; Jang, Y.W.; Kim, H.C.; ,Development of novel algorithm and real-time monitoring ambulatory system using Bluetooth module for fall detection in the elderly,

7 Bibliografia

Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. EMBC 2004. Conference Proceedings. 26th Annual International Conference of the Volume 1, 2004 Page(s):2204 - 2207 Vol.3

[Intesa 04] R. BEDINI, A. BELARDINELLI, M. DALLE LUCHE, L. GUERRIERO, F. BELTRAME, M. BRACALE, S. RINALDI, V. RIZZO, M., FRUSCIONE, MARCHESI C. (2004). INTESA – TELEMATIC INTEGRATION FOR THE CONTINUITY OF THE CITIZEN HEALTHCARE PROCESS. IFMBE Proceedings MEDICON and HEALTH TELEMATICS 2004.

[Jager 03] F. JAGER, A. TADDEI, G. B. MOODY, M. EMDIN, G. ANTOLIC, R. DORN, A. SMRDEL, MARCHESI C., R. G. MARK. (2003). Long-term st database: a reference for the development and evaluation of automated ischaemia tectors for the study of the dynamics of myocardial ischaemia. MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING. Vol. 41, pp. 172-182 ISSN: 0140-0118.

[Jalaleddine 90] S. M. S. Jalaleddine, C. G. Hutchens, R. D. Strattan, and W. A. Coberly, ECG data compression techniques- a unified approach, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 37, no. 4, pp. 329-343, Apr. 1990.

[Jolliffe86] I.T.Jolliffe , “Principal Components Analysis”, Springer, 1986.

[Katzan] Katzan H. jr., Managing Uncertainty, Van Nostrand, 1992 pp. 34-36

[Klecun01]Ela Klecun-Dabrowska, Tony Cornford: Evaluation and Telehealth – an Interpretative Study, IEEE Proceedings of the 34th Hawaii International Conference on System Sciences - 2001

[koch05]S. Koch, ICT-BASED HOME HEALTHCARE Research State of the Art; VINNOVA REPORT VR 2005:11

[koch05a]S. Koch, Home Telehealth- Current state and future trends ; in press on Elsevier Int. Journal of Medical Informatics.

[Logic] J.L. Logic, M.G. Maksud, L.H. Hamilton “Factors affecting transthoracic impedance signals used to measure breathing”

[Marchesi 04] Cerutti S., Marchesi C.. Metodi avanzati di elaborazione dei segnali biomedici. Patron Editore, 2004.

[Marchesi 04a] MARCHESI C., M. PAOLETTI. (2004). ECG Processing

7 Bibliografia

Algorithms for Portable Monitoring Units. INTERNET JOURNAL OF MEDICAL TECHNOLOGY (on line). Vol. 1.

[Marcia03] Marcia J. Scherer, editor, Assistive technology: Matching device and consumer for successful rehabilitation. American Psychological association, 2nd printing 2003.

[Martin] 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 Proc. of The International Symposium on Wearable Computers ISWC2000, (sponsored by IEEE Computer Society), Sheraton Colony Square, Atlanta, Georgia, USA, October 16-18, 2000

[martins04] HMG Martins, MR Jones: Implementing mobile computing to support service delivery at the point of care: review of issues involved http://www.health-informatics.org/hc2004/P24_Martins.pdf

[muhl04] Jens Mühlsteff, Olaf Such, Dry electrodes for monitoring of vital signs in functional textiles, proc. 26th IEEE EMBS Annual Intl. Conf. 2004

[Muhl04] Jens Mühlsteff, Olaf Such, Dry electrodes for monitoring of vital signs in functional textiles, Proc. 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS (2004), pp.2212-2216

[murdoch99] Ian Murdoch: Telemedicine, Br. J. Ophthalmol. 1999;83:1254-1256

[Mynatt04] Elizabeth D. Mynatt, Anne-Sophie Melenhorst, Arthur D. Fisk, Wendy A. Rogers, "Aware Technologies for Aging in Place: Understanding User Needs and Attitudes," IEEE Pervasive Computing, vol. 03, no. 2, pp. 36-41, April-June, 2004.

[Nuria05] Nuria Oliver, Fernando Flores-Mangas: HealthGear: A Real-time Wearable System for Monitoring and Analyzing Physiological Signals, Microsoft Technical Report MSR-TR-2005-182

[paolettiphd] Paoletti M., tesi di dottorato "Un sistema portatile per la sorveglianza cooperativa gerarchizzata di segni vitali".

[Paoletti01] Paoletti M, Marchesi C. Model based signal characterisation for long-term personal monitoring. IEEE Computers in Cardiology 2001. 28:413-416

7 Bibliografia

- [paoletti 04] M. PAOLETTI, MARCHESI C. (2004). REAL TIME ECG SIGNAL INTERPRETATION AND EVENTS CLASSIFICATION TECHNIQUES FOR HOME CARE ENVIRONMENTS. IFMBE Proceedings MEDICON and HEALTH TELEMATICS 2004.
- [Paoletti04a] M. PAOLETTI, MARCHESI C. (2004). LOW COMPUTATIONAL COST ALGORITHMS FOR PORTABLE ECG MONITORING UNITS. IFMBE Proceedings MEDICON and HEALTH TELEMATICS 2004.
- [Paoletti05] PAOLETTI M., GALEOTTI L., MARCHESI C. (2005). Building a bridge for communication between patients, family doctors and specialists. ERCIM NEWS. Vol. 59 ISSN: 0926-4981
- [Paoletti06] M. PAOLETTI, MARCHESI C. (2006). Discovering dangerous patterns in long-term ambulatory ECG recordings using a fast QRS detection algorithm and explorative data analysis. COMPUTER METHODS AND PROGRAMS IN BIOMEDICINE. vol. 82, pp. 20-30 ISSN: 0169-2607.
- [Pentland 04] Pentland A: Healthwear: Medical technology becomes wearable. IEEE Computer 2004, 37(5):42-49.
- [pervasive]
<http://www.computer.org/portal/site/pervasive//pc2004/b1099.pdf>
- [RODG02] Thomas Lee Rodgers Evan E. Anderson Timothy Manning: Impact of Technology Sustainability on Healthcare Governance, IEEEProc on HICSS'03
- [Ryu05] Chang Yong Ryu, Seung Hoon Nam, Seunghwan Kim, Conductive rubber electrode for wearable health monitoring, IT-BT Fusion Technology Research Department, Electronics and Telecommunications Research Institute, Deajeon, Korea ; Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China, September 1-4, 2005
- [Ryu05] Chang Yong Ryu, Seung Hoon Nam, Seunghwan Kim, Conductive rubber electrode for wearable health monitoring, Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, 2005, 3479-3481.

7 Bibliografia

- [Scherer01] Sherer, M. J., Assistive Technologies, American Psychological Association, 2001
- [Searle00] A. Searle, L. Kirkup, A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes, *Physiol. Meas.* 21 (2000) 271–283.
- [Segura04] José J. Segura-Juárez, David Cuesta-Frau*, Luis Samblas-Pena, Mateo Aboy: A Microcontroller-Based Portable Electrocardiograph Recorder, *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, VOL. 51, NO. 9, SEPTEMBER 2004, 1686-1691
- [spinelli] spinelli et al
- [TeHIP05] The Impact of e-Health and Assistive Technologies on Healthcare: <http://www.tehip.org.uk/>
- [Tompkins 85] Pan J, WJ Tompkins. A real time QRS detection algorithm. *IEEE Trans. On Biomedical Engineering.* 32:230-236, 1985
- [TRAN02] Binh Q. Tran: Home Care Technologies for promoting successful aging in elderly populations, *IEEE Proc. On 2nd joint EMBS/BMES Conf.* 2002
- [Wagner] Galen S. Wagner , *Marriott's practical electrocardiography*, tenth edition, Lippincott Williams & wilkins, Philadelphia – USA, 2001
- [wbss] Wearable Biomedical Sensors and Systems - IEEE EMBS <http://embs.gsbme.unsw.edu.au/wbss/wbss.html>
- [WHO02] World Health Organization; The world health report 2002, reducing risk promoting healthy life; <http://www.who.int/whr/2002/en/index.html>
- [WHO898]WHO Technical Report Series - 898 - HOME-BASED LONG-TERM CARE, World Health Organization 2000.
- [WHO99] World Health Report 1999, The World health Organization, p14
- [Wiley05] Prutchi D., Norris M.; Wiley, *Design and Development of medical electronic instrumentation*; Wiley 2005.
- [WINT03]JACK M. WINTERS, YU WANG, JILL M. WINTERS: Wearable Sensors and Telerehabilitation, *IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE*, MAY/JUNE 2003

7 Bibliografia

Altri riferimenti in rete:

[Biocontrolsystem] www.biocontrol.com

[Bionen] www.bionen.com

[BlueTooth] BlueTooth: www.bluetooth.com

[BT] Bluetooth. [Http://www.bluetooth.org/](http://www.bluetooth.org/)

[CBLUE] ConnectBlue. Moduli BlueTooth OEM.
[Http://www.connectblue.se/](http://www.connectblue.se/)

[FLEXI] FlexiPanel : ToothPic <http://www.flexipanel.org/>

[Flexipanel] www.flexipanel.com

[FSCALE] Freescale. [Http://www.freescale.com/](http://www.freescale.com/)

[hcbuy] <http://www.homecarebuyersguide.com/>

[Health Hero] <http://www.healthhero.com/> Health Hero (Health Buddy)

[Heartspoj] progetto Hearts <http://heartsproject.datamat.it/>

[Lifeshirt] Vivometrics Lifeshirt, <http://www.vivometrics.com/>

[Maxim] Maxim Integrated Products, Inc.: www.maxim-ic.com

[MCHIP] Microchip. DsPIC, PIC16Fx and PIC18Fx products .
<http://www.microchip.com/>

[medick] <http://www.medick.com/mhm100>

[medlab] <http://medlab.cs.uoi.gr/> (progetti Dromeas e lifebelt)

[Microchip] Microchip Inc.: www.microchip.com

[Nonin] Nonin Medical, Inc.: www.nonin.com

[palowireless] www.palowireless.com

[STM] Stmicroelectronics. LIS3L02DQ accelerometro 3 assi
<http://www.st.com/>

[Telemed] <http://www.telemed.no>

[Texas] Texas Instruments semiconductors: www.ti.com

[TI] Texas Instruments Amplificatori, c.i. Analogici e digitali.
<http://www.ti.com/>

[VPH] progetto Virtual Physiological Human http://www.biomedtown.org/biomed_town/VPH

[Wealthy] Progetto Wealthy <http://wealthy-ist.com/>

[ZBEE] Zigbee Alliance. [Http://www.zigbee.org/](http://www.zigbee.org/)