

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

CORSO DI LAUREA SPECIALISTICA

IN INGEGNERIA ELETTRONICA

Sistemi Elettronici per Applicazioni Biomediche

***MONITORAGGIO DELL'ATTIVITÀ MOTORIA
MEDIANTE DISPOSITIVI INDOSSABILI***

CANDIDATO

Elisabetta Pisano

RELATORE

Prof. Ing. Lamberti Claudio

CORRELATORE

Prof. Ing. Tullio Salmon Cinotti

Anno Accademico 2010/2011

Sessione I

Indice

1. Introduzione	2
2. La telemedicina	6
2.1 Cenni storici	6
2.2 Stato dell'arte	9
2.3 Campi di applicazione	11
2.3.1 <i>Home Care</i>	13
2.4 Condivisione delle informazioni: architettura del sistema <i>Smart M-3</i>	15
2.4.1 <i>Smart Environment: Smart M-3</i>	16
2.4.2 Interoperabilità.	19
3. Strumenti e Segnali	21
3.1 Gli Elettromedicali.	21
3.2 Caratteristiche del dispositivo indossabile <i>Zephyr BioHarness Bluetooth</i>	25
3.2.1 Protocollo di trasferimento dei dati.	28
3.2.2 Rappresentazione grafica dei segnali inviati dallo <i>Zephyr</i>	32
4. Sperimentazione	37
4.1 <i>Attività-Activity</i>	38
4.2 Tecniche e metodi di ottenimento della soglia.	39
4.2.1 Il protocollo.	39
4.2.2 Dati prelevati e strumenti di elaborazione.	41
4.2.3 Trattazione del segnale <i>Attività - Filtraggio</i>	42
4.2.4 Metodi Sperimentali.	48
4.2.5 Primi risultati	57
4.3 Applicazione.	58
4.3.1 Algoritmo di classificazione dell' <i>Attività</i>	61
5. Conclusioni e sviluppi futuri	70
Riferimenti Bibliografici	73

INTRODUZIONE

Il presente lavoro di tesi si inserisce nell'ambito del progetto di ricerca europeo CHIRON (Cyclic and person-centric Health management: Integrated appRoach for hOme, mobile and clinical eNvironments) [1] di cui l'Università di Bologna è partner. L'obiettivo di Chiron è una gestione della salute continua e centrata sulla persona: un approccio 'integrato' per il paziente in ospedale, a casa e in movimento. In questa cornice, CHIRON si propone di sviluppare a partire dallo stato dell'arte delle più moderne tecnologie, soluzioni nuove e oltremodo innovative e realizzare una piattaforma tecnologica per la gestione della salute, che copra il ciclo completo di cura in modo efficace e metta il cittadino come "persona" al suo centro.

L'intero ciclo di cura deve consentire la comunicazione e lo scambio ottimale di informazioni, di dati e di conoscenze tra i medici, gli operatori sanitari in genere e i pazienti. A tal fine, è necessario:

1. progettare un'architettura di riferimento per il "personal healthcare" che,

in linea con questo approccio ‘integrato’, realizzi l’interoperabilità dei vari prodotti elettronici/informatici e dei vari servizi, anche se con caratteristiche eterogenee, integrandoli con il sistema informatico ospedaliero e garantisca una gestione sicura e affidabile dei dati del paziente;

2. estendere i confini della sanità al di là dell’ambito ospedaliero, favorendo l’integrazione delle cure in ospedale, a casa e in qualunque posto la persona si trovi; vuole cioè promuovere un approccio di “continuità della cura”;
3. supportare i medici nella gestione e nel monitoraggio del trattamento terapeutico, nel prendere in maniera tempestiva le decisioni più opportune e nel programmare il piano clinico più appropriato da utilizzare per il paziente non solo nell’ ambito ospedaliero, ma anche a casa.

Il modello ICT (*Information and Communication Technology*) adottato per fornire gli strumenti adeguati alla realizzazione degli scopi di CHIRON è quello dell’ ambiente intelligente *Smart M-3* presentato dal progetto di ricerca europeo SOFIA (*Smart Object For Intelligent Application*) [2] [3], il quale nasce con l’obiettivo di mettere a disposizione informazioni dal mondo reale a Servizi Intelligenti (*Intelligent Application*) mediante particolari dispositivi (*Smart Object*).

A partire da tali premesse, questa tesi approfondirà il tema della *continuità della cura* presso il domicilio del paziente attraverso l’applicazione di *Home Care*. Questo impiego della Telemedicina propone una cura assistita del paziente a casa attraverso un continuo monitoraggio dei suoi parametri fisiologici, e permette al personale medico a distanza di ricevere i dati del proprio paziente per poterne trarre le opportune valutazioni mediche.

In particolare si presterà maggiore attenzione ai dati fisiologici prelevabili dai pazienti. Saranno analizzati i parametri fisiologici acquisibili attraverso il dispositivo *Zephyr Bioharness*: una fascia con elettrodi tessili e sensori di diverso tipo che permette di monitorare in tempo reale *Frequenza cardiaca*, *Frequenza respiratoria*, *Postura*, *Temperatura* e *Attività* del soggetto a casa.

L'Attività è il dato su cui ci si concentrerà in maniera specifica. L'analisi di questo dato punta al riconoscimento dell'intensità di attività motoria del soggetto a casa. Nell'analisi saranno proposti dei metodi per l'ottenimento di una soglia, in grado di distinguere, in modo automatico, quando l'attività corrente del paziente risulta di intensità medio-alta o bassa-nulla. A tal fine è stato costruito un protocollo che coinvolge dodici pazienti anziani in due differenti prove: dieci in una prova di breve monitoraggio, e due in una prova di lungo monitoraggio. I soggetti partecipanti alla prima prova hanno fornito informazioni sufficienti con le quali sono state elaborate tecniche di analisi per l'ottenimento della soglia ottimale.

Trovata la soglia ottimale è stato necessario implementare un algoritmo che fosse in grado di mettere in atto la nostra analisi. Ricevendo in ingresso il dato *Attività* di ognuno dei due anziani della seconda prova e il valore di soglia ottimale, tale algoritmo fornisce in uscita, attraverso una rappresentazione grafica, l'andamento dell'attività del soggetto con l'individuazione degli intervalli o istanti in cui l'anziano ha presentato intensità di attività alta o bassa.

Questo risultato rappresenta il dato del *Riconoscimento dell'intensità di attività*. Nella fase finale, il risultato dell'algoritmo è confrontato con delle previsioni di intensità di attività, stimate in seguito all'osservazione assistita dei due soggetti appartenenti alla seconda prova. I tratti uguali o simili riscontrati in tale confronto hanno verificato la validità delle ipotesi avanzate nella tesi.

In chiusura, saranno suggerite alcune proposte per l'implementazione e impiego del *Riconoscimento dell'intensità di attività* nell'Home Care.

2.1 Cenni storici

Da fonti storiche apprendiamo che il primo prototipo di telemedicina nasce insieme al primo prototipo di telefono, il *telettrofono*, inventato da Meucci nel 1854, con l'obiettivo di mettere in comunicazione il suo ufficio con la camera da letto dove la moglie era costretta da una grave malattia. Dopo quasi due secoli l'intento della telemedicina oggi resta quello perseguito da Meucci: fornire servizi sanitari laddove la distanza rappresenta un fattore critico.

Le numerose e rapide evoluzioni nel campo delle telecomunicazioni che seguirono l'invenzione del telefono, permisero un progressivo e continuo miglioramento dei sistemi di trasmissione, fondamentale per lo sviluppo della telemedicina. Ripercorrendo gli eventi più significativi di questo processo, vediamo che già nel 1920, dopo la scoperta delle onde radio, fu realizzata una

trasmissione in grado di permettere ai medici che lavoravano nelle stazioni d'osservazione sulla costa, di mettersi in collegamento con le navi che si trovavano in situazioni di emergenza durante la navigazione, e di fornire così un'assistenza medica ai marinai coinvolti.

Seguì, nel 1964, il primo collegamento finalizzato all'insegnamento e al consulto fra specialisti e medici di medicina generale tra l'Istituto Psichiatrico dell'Università del Nebraska e il Norfolk State Hospital, distanti tra loro 112 miglia. Il 1967 sarà, invece, l'anno dell'inizio della *teleradiologia* con le prime trasmissioni di lastre radiografiche.

Nel 1971, le tecnologie Satellitari Applicate della NASA, consentirono al *Lister Hill National Center* per la comunicazione biomedica di selezionare 26 postazioni in Alaska, allo scopo di comprendere quanto un sistema di comunicazione affidabile potesse influire sull'assistenza medica all'interno dei villaggi.

Tra il 1974 e il 1989 il governo americano inizia a finanziare e sostenere numerosi progetti NASA finalizzati allo studio del volo umano nello spazio. Un grande e ulteriore incentivo allo sviluppo degli Stati Uniti in questo campo fu, nel 1974, l'ingresso della telematica nel piano sanitario. Visto come integrazione di sistemi e reti di comunicazione all'offerta sanitaria, quest'ingresso puntava al miglioramento della qualità, dell'accessibilità e dell'efficienza dei servizi e, contemporaneamente, al contenimento dei costi del servizio.

L'interesse europeo verso i sistemi di telemedicina e telematica si manifesta in modo chiaro intorno al 1985, quando la *CEE* promuove e avvia il progetto pilota BICEPS. Il progetto riconosce il potenziale rappresentato da informatica e telecomunicazioni per i servizi medici. Al BICEPS segue il programma esplorativo AIM (*Advanced Informatics in Medicine*). L'AIM farà parte del secondo programma quadro europeo nel settore della Ricerca e dello Sviluppo, nel periodo 1987-1991. In questa fase, il programma punta a creare

le condizioni per una cooperazione tra gli attori del campo sanitario, sulla base di alcuni importanti punti: il miglioramento della qualità dei servizi sanitari; la formazione e il training di medici, infermieri e lavoratori del settore; facilitare e rendere effettivo lo scambio di informazioni, dati ed esperienze tra i paesi della Comunità.

Nel 1992 fu avviata la seconda fase del programma, con un focus maggiore sulle attività relative alla diffusione dei risultati della ricerca. Con il IV Programma Quadro RST, per il quadriennio 1990-1994, l'AIM cambiò nome, divenendo l'*Healthcare Telematics*. Con questo passaggio, il programma attirò progetti riguardanti fondamentali questioni, tra cui: la documentazione medica multimediale; l'accrescimento delle risorse disponibili per le professioni mediche; il miglioramento della gestione dei servizi sanitari; la sperimentazione di nuove soluzioni di telematica sanitaria; i servizi d'informazione per i cittadini e gli operatori della sanità e il supporto a problemi inerenti alla telematica medica.

L'UE, tra il 2002 e il 2006 vara l'ormai VI Programma Quadro. Per la *telesanità* sono previsti, tra le molte attività: l'aumento degli investimenti in ricerca e sviluppo dall'1% al 5% della spesa sanitaria europea; la fornitura a tutti i cittadini dell'UE di sistemi di supporto medico personalizzati e portatili entro il 2010. L'orizzonte mirato è quello della trasformazione della sanità in un efficiente e dinamico mercato, nel segno dell'innovazione tecnologica e del contenimento dei costi.

2.2 Stato dell'arte

Per avere un'idea chiara di cosa indichiamo oggi con il termine *telemedicina*, si consideri la definizione di telemedicina data dall'*OMS* (Organizzazione Mondiale della Sanità):

la telemedicina è l'erogazione di servizi sanitari, quando la distanza è un fattore critico, per cui è necessario usare, da parte degli operatori, le tecnologie dell'informazione e delle telecomunicazioni al fine di scambiare informazioni utili alla diagnosi, al trattamento e alla prevenzione delle malattie e per garantire un'informazione continua agli erogatori di prestazioni sanitarie e supportare la ricerca e la valutazione della cura.

Da tale definizione si comprende come il connubio di diverse scienze –la medicina, l'informatica e le telecomunicazioni– dia vita a una soluzione tecnologica in grado di apportare numerosi vantaggi al sistema sanitario.

La prima proprietà della telemedicina è dare la possibilità al personale medico di eseguire diagnosi clinica a distanza, quindi non essendo fisicamente nello stesso luogo del paziente. La più immediata applicazione di questa proprietà è la possibilità, per i servizi sanitari e i servizi sanitari specialistici di garantire interventi tempestivi, nei casi di emergenza, *anche* a zone remote e difficilmente raggiungibili in tempi brevi.

La telemedicina, tuttavia, riveste un'importanza cruciale e sempre crescente anche per i sistemi sanitari di quei paesi, come l'Italia, nei quali la dislocazione delle strutture sanitarie è capillare e il territorio nazionale è piuttosto ben coperto. Alla base di questa importanza, infatti, vi è il mutamento demografico che, anche in paesi con queste caratteristiche, ha apportato una sostanziale trasformazione nella composizione della popolazione. Nei paesi più sviluppati si riscontra un crescente aumento del numero di persone anziane,

dovuto al progresso economico e alla riduzione della mortalità per eventi acuti. Molto presto, le conseguenze di questo mutamento imporranno una revisione del sistema sanitario, con l'ottimizzazione e l'aggiornamento dei servizi in base alle inedite esigenze di una popolazione globalmente invecchiata. Da questo punto di vista, è evidente che la vera sfida per i governi e i sistemi di welfare nazionali sarà la sostenibilità economica di questa trasformazione. Le lunghe ospedalizzazioni e i costi di gestione dei pazienti tenderanno ad aumentare incidendo notevolmente sulla spesa pubblica sanitaria.

La telemedicina può essere una risposta efficace al problema. Interventi con tecniche di assistenza domiciliare; consultazioni tra specialisti lontani, accessibilità per le strutture ospedaliere d'informazioni in tempo reale sono, infatti, alcune delle soluzioni concrete che la telemedicina renderebbe possibili, nel senso di una riduzione dei costi e degli sprechi nel settore della cura e dell'assistenza ai malati.

A questi benefici va aggiunto il contenuto di civiltà e di progresso rappresentato, per comunità interessate al benessere e alla felicità dei propri cittadini, dall'offerta di servizi sanitari sempre più efficienti e vicini al paziente. Anche rispetto a questa specifica esigenza, infatti, la telemedicina si dimostrerebbe particolarmente capace di offrire risposte adeguate. Le ragioni risiedono principalmente nel fatto che essa permette tanto un'assistenza diagnostica tempestiva, quanto una terapeutica d'urgenza e di pronto soccorso. A questo si aggiungono: la riduzione dei tempi di ricovero dei pazienti e del pendolarismo per medici e pazienti; una circolazione più veloce dell'informazione medica e una maggiore collaborazione tra le diverse figure professionali del settore sanitario.

Occorre allora domandarsi come mai, a fronte di conoscenze e strumenti già disponibili, un'innovazione tecnologica così vantaggiosa non sia già stata adottata dalla maggior parte dei paesi più avanzati del mondo. Due tipi di fattori incidono significativamente su questa situazione. Il primo è di carattere amministrativo e manageriale: permangono forti incertezze sulla effettiva

valutazione, da parte delle aziende sanitarie, dei costi e dei benefici derivanti dall'implementazione delle tecnologie telematiche. Da questo punto di vista, è cruciale l'assenza delle prestazioni di telemedicina dalla lista delle prestazioni mediche erogate a pagamento dalle aziende sanitarie. A ciò si somma una forte resistenza a ripensare le pratiche mediche e l'assetto delle aziende in modo coerente con la natura e le caratteristiche dei servizi offerti dalla telemedicina.

Il secondo ordine di motivi è, invece, di natura giuridica. L'implementazione della telemedicina all'interno dell'offerta sanitaria richiederebbe, per un verso, un sostanziale adeguamento della normativa in materia di privacy e di sicurezza dei dati sensibili dei pazienti; per l'altro una riflessione, anche deontologica ed etica, circa la responsabilità degli operatori che forniscono servizi di telemedicina.

Per rimuovere o, perlomeno, mitigare entrambi i generi di ostacoli, pare auspicabile, quanto necessario, un intervento legislativo e politico complessivo, che affronti la materia in modo organico ed informato, e fornisca al settore *regole, risorse e strumenti* adeguati a trasformare la telemedicina, da potenzialità a portata di mano, in un segmento concreto dell'offerta sanitaria.

2.3 Campi di applicazione

Per una corretta descrizione della telemedicina è importante distinguere due tipi di classi di appartenenza delle diverse applicazioni. Si parla, infatti di applicazioni *Doctor to Doctor* (DtoD) e di applicazioni all'ambito *Doctor to Patient* (DtoP). Le prime, (DtoD), consistono in una comunicazione tra le diverse figure professionali del settore sanitario, finalizzata allo scambio di informazioni e opinioni mediche sanitarie o per scopi didattici e di formazione a distanza. Nel caso (DtoP), invece, la comunicazione avviene tra personale medico e paziente a distanza, allo scopo di monitorare parametri vitali in situazioni di de-ospedalizzazione precoce, malattie croniche oppure per fornire

un supporto psicologico. Sulla base di questa macro-distinzione, possiamo così classificare le applicazioni:

A. DtoD:

Tele-consulto o Second Opinion

Questo genere di applicazione, che coinvolge medici e/o strutture ospedaliere in merito a consulenze specialistiche, permette lo scambio di dati e informazioni mediche in tempo reale. L'obiettivo è giungere a una diagnosi dal confronto di più pareri, in modo rapido e riducendo il margine di dubbio. Rientrano in questa categoria anche le applicazioni di tipo asincrono o di *store and forward*, come la teleradiologia dove un'immagine radiografica viene trasmessa ad uno specialista che la analizza e produce un referto in un secondo momento.

B. DtoP:

Tele-monitoraggio

Questa applicazione ha per oggetto la misurazione dei parametri vitali essenziali al controllo dello stato di salute del paziente. In questo senso, essa gli consente di accedere alla visita medica a distanza, da casa propria. L'applicazione è pensata in modo particolare per i controlli post operatori e quelli periodici legati a patologie croniche, e risparmia al malato i lunghi periodi di attesa in corsia e in clinica. Tra i parametri correttamente misurabili, l'ECG, la pressione arteriosa, la saturazione di ossigeno, la frequenza cardiaca, la temperatura corporea.

Teleassistenza

Le applicazioni di questo tipo interessano tutti quei pazienti per i quali il sostegno psicologico è parte integrante della cura, in particolare per gli anziani soli, per i pazienti portatori di handicap, per i pazienti con problemi psichiatrici. Attraverso la teleassistenza e il teleconsulto, il conforto del medico, difficile o impossibile in presenza, ritorna possibile e contribuisce alla qualità della vita del paziente.

L'insieme delle applicazioni afferenti al tipo **DtoP**, va generalmente sotto il nome di **Home Care**, che approfondiremo nel paragrafo successivo.

2.3.1 Home care

Uno degli obiettivi principali della telemedicina è di offrire cura a quelle tipologie di pazienti fragili –anziani, disabili, ammalati cronici– che necessitano di prestazioni sanitarie continue e prolungate nel tempo nel loro ambiente domestico, senza la presenza del personale medico e/o infermieristico. Il raggiungimento di quest'obiettivo passa per il ricorso a tecnologie diverse e con un diverso grado di complessità. Esse devono sia offrire al paziente strumenti di comunicazione usabili e intuitivi, sia implementare sistemi di monitoraggio remoto, non invasivi e interamente automatici, e di analisi delle informazioni ricevute, in grado di rivelare una situazione di emergenza o di pericolo che richiede interventi degli operatori.

Il sistema di monitoraggio costituito da dispositivi indossabili, software di elaborazione e gestione automatica dei segnali vitali del paziente e strumenti di videocomunicazione, provvederà a indirizzare verso il personale medico le richieste del paziente, fornendo a quest'ultimo una continua assistenza che permetta di prevenire tanto inutili allarmismi, quanto la possibilità di intervenire tempestivamente in situazioni di emergenza. A questo proposito, è interessante ricordare, che per malattie gravi, quali lo scompenso cardiaco acuto, l'infarto miocardico e l'ictus, è dimostrato che il tempo di latenza prima dell'ospedalizzazione è il primo fattore di insuccesso terapeutico, e che, soprattutto, dipende dall'incertezza dell'anziano e/o dei familiari, o del tempo necessario allo specialista a recarsi al domicilio.

Detto questo, è opportuno rilevare che l'incidenza di un sistema *Home Care* sulla riduzione di questi fattori è strettamente dipendente dalla presenza di certi requisiti e dalla correttezza dell'implementazione. Possiamo riassumere

nell'accertamento delle due seguenti qualità le condizioni per un'implementazione "felice" del sistema:

- i. *semplicità ed ergonomia* degli strumenti per un facile utilizzo da parte del paziente quindi semplici interfacce dati per la connessione con gli apparati elettromedicali e informazioni, tasti, simboli di orientamento;
- ii. *qualità e fedeltà* dei dati inviati e ricevuti attraverso mezzi e reti di comunicazione affidabili come possono esserlo un comune apparato telefonico o un apparato televisivo, una connessione a larga banda., nonché una solida piattaforma informatica.

Il cuore di un sistema home care è, tuttavia, il *centro di ascolto* e di *monitoraggio* dei pazienti/utenti. La sua struttura è di base analoga a quella di un call center, dotato di videocomunicazione, di software per la gestione delle attese; di trasferimenti di chiamata al primo operatore disponibile; di invio di messaggi ai pazienti/utenti; di registrazione e memorizzazione della loro storia. Queste funzioni sono sufficienti per fornire un adeguato servizio di *teleconforto*.

Strutturalmente più complesso è il sistema di monitoraggio. In questo caso, infatti, alle funzioni appena viste, si aggiungono quelle necessarie alla gestione di un apparato elettromedicale remoto. Concretamente, questo significa che il sistema di monitoraggio deve innanzitutto poter acquisire misure parametriche di pressione, temperatura, ECG ecc. In secondo luogo, esso registra i risultati misurati, li memorizza in funzione di ciascun paziente e dopo una fase di acquisizione ed elaborazione, li mette a disposizione su database virtuale consultabile e gestibile dal personale medico. Per questa ragione, l'operatore deve essere in grado di telecomandare gli apparati e i terminali dell'utente in modo coerente con lo stato di salute e le condizioni locali indicate dalla rilevazione dei parametri vitali. Quest'ultima è visualizzata in tempo reale.

Una volta memorizzati nel database del sistema, i tracciati rilevati sono suscettibili di essere analizzati dall'operatore, ma anche di essere inviati a specialisti, nei casi di anomalie, dati sospetti o apparenti disfunzioni vitali. Di seguito uno schema che indica la struttura di un sistema di Home Care.

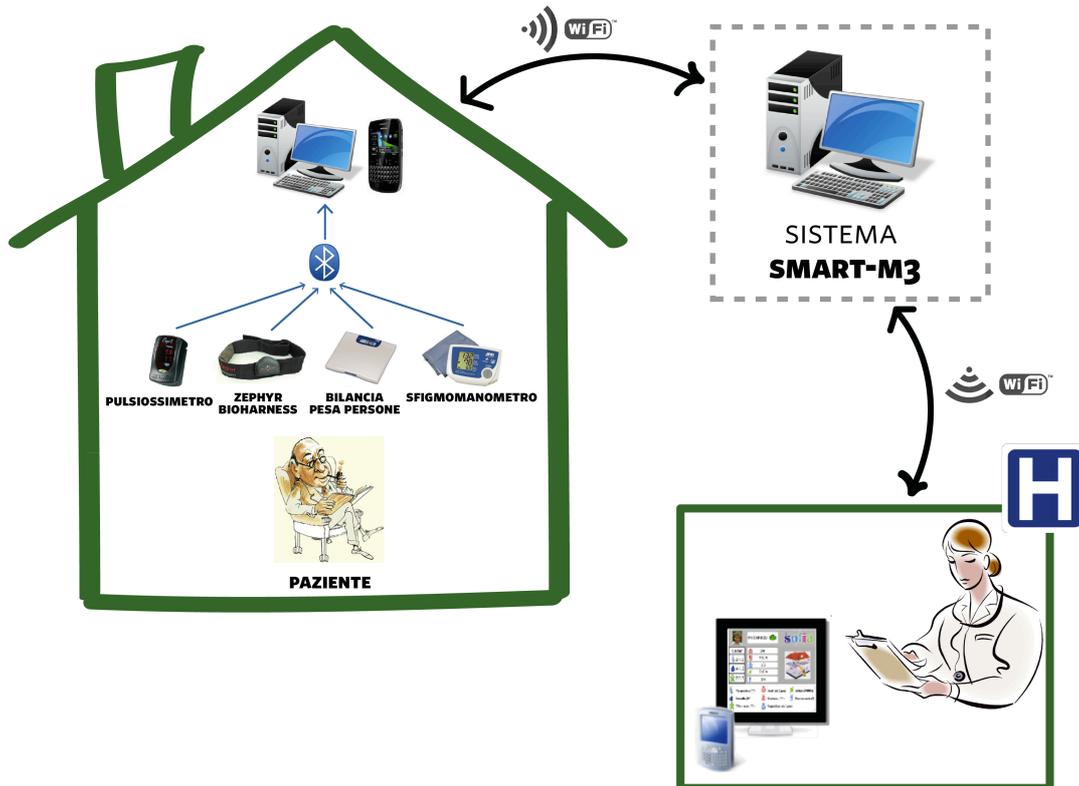


Figura 1: Home Care

2.4 Condivisione delle informazioni: architettura del sistema *Smart M-3*

Il requisito fondamentale di un'applicazione Home-Care resta, tuttavia, un solido sistema di scambio e condivisione dei dati, basato sull'ICT (*Information and Communication Technology*). A questo riguardo, il sistema di cui in questa tesi sarà trattato l'impiego è lo *Smart-M3* [4] [5], fornito da

SOFIA (*Smart Objects For Intelligent Applications*), un progetto di ricerca europeo, nato esattamente con l'obiettivo di mettere a disposizione informazioni dal mondo reale a Servizi Intelligenti (*Intelligent Applications*), mediante particolari dispositivi (*Smart Objects*), e di cui l'Università di Bologna è partner.

2.4.1 Smart Environment: Smart M-3

Quando si parla di *Smart Environment*, ci si riferisce a un ambiente intelligente capace di raccogliere, elaborare e riconoscere informazioni rendendole poi condivisibili su una piattaforma accessibile via web.

Smart M-3 è l'architettura dello *Smart Environment* sviluppata dall'azienda finlandese Nokia; un progetto software open-source che punta a creare un'infrastruttura per la condivisione di informazioni tra dispositivi e software. "M3" è la sigla con cui è riassunta l'interoperabilità del sistema: *Multi-Vendor*, *Multi-Device* e *Multi-Domain*. Il diagramma ne mostra la struttura e l'articolazione interna.

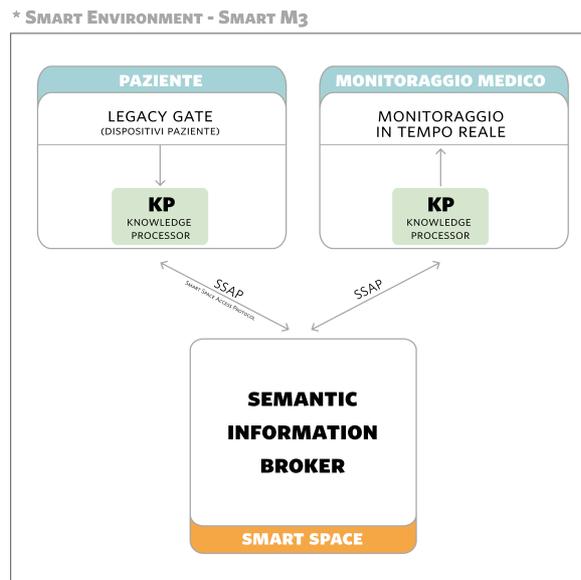


Figura 2: Schema dell' ambiente intelligente Smart M-3

Come si intuisce dal diagramma, i principali component dello Smart M-3 sono: il *Semantic Information Broker* (SIB) e il *Knowledge Processor*. Situata all'interno di uno Smart Space (SS), la SIB è un'entità digitale che memorizza e condivide informazioni provenienti dal mondo reale e in continuo aggiornamento. I dati raccolti dalla SIB, vengono memorizzati all'interno del suo database SQLite. I KP, a sinistra e a destra della SIB in figura 1, sono componenti software che vi interagiscono producendo e/o consumando informazione.

La presenza di informazione per il sistema dipende dell'utente, che la produce indossando, come nel caso dell'Home-Care, un certo numero di sensori. Si intende qui con "sensore", un dispositivo capace di effettuare e iterare la misura di un qualche fenomeno fisico, e di rappresentare i dati misurati in forma digitale, in vista dell'elaborazione.

A livello utente, i dati forniti da sensori eterogenei sono raccolti da un PC o uno smartphone e per mezzo dei *legacy adapters*, sempre visibili in figura 1, i dati vengono condivisi con la SIB. I *legacy adapters* possono essere considerati come traduttori guidati da un'ontologia, in grado di assicurare lo scambio di informazione tra lo SS il *mondo legacy*. Con *mondo legacy*, si intende, qui, l'insieme di dispositivi e sistemi già in commercio.

Quando il set di dispositivi associati a un nuovo utente tenta di collegarsi all'area SIB, una prima fase di registrazione deve essere effettuata. Di questa fase si occuperà il Kp, che presenterà alla SIB i nuovi arrivati, specificandone le caratteristiche; tra cui: il nome del paziente, il MAC address, e il numero seriale dei dispositivi da associare al paziente. Segue una seconda fase, nella quale il KP interagirà attivamente con la SIB, realizzando le azioni cui è destinato: l'inserimento di dati, la lettura di dati, o il loro semplice controllo.

Il KP scambia informazione con la SIB per mezzo di un protocollo XML, denominato SSAP (*Smart Space Access Protocol*). Il protocollo definisce un semplice set di messaggi, in formato XML e definiti dal modello *Resource Description Framework* (RDF). Tale modello consiste nel rappresentare l'informazione sotto forma di triple tramite una codifica del tipo Soggetto-Predicato-Oggetto.

Con la notazione “soggetto” è indicata una risorsa, con “predicato”, una proprietà che connette “soggetto” e “oggetto” e con “oggetto” un valore. Le risorse sono identificate in modo univoco attraverso gli URI (*Uniform Resource Identifiers*). Quando differenti sistemi iniziano a utilizzare gli stessi URI per descrivere l'informazione, il significato semantico delle risorse viene condiviso fra le diverse applicazioni.

I soggetti rappresentano i nodi di partenza, i predicati gli archi tra i nodi e gli oggetti i nodi di arrivo. Un insieme di triple RDF rappresenta un grafo RDF come in figura 3.

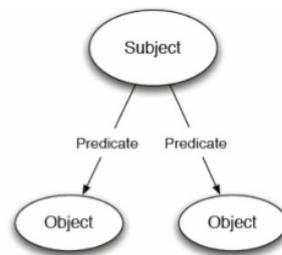


Figura 3 : Esempio di grafo RDF

L'informazione è quindi memorizzata in grafi RDF e guidata da un'ontologia. Le librerie che implementano le SSAP sono attualmente disponibili in linguaggio Python, Java, C#, C++/GlibC, C++/QT and ANSIC.

2.4.2 Interoperabilità

Brownsword [6] definisce l'*interoperabilità* come l'abilità di un insieme di entità in grado di comunicare, di condividere specifiche informazioni e operare su queste informazioni in accordo con una determinata semantica.

Nel nostro caso le entità in grado di comunicare sono dispositivi elettronici e persone, e non è specificato un determinato tipo di comunicazione. La mancanza di questa specificazione richiede, dunque, la costruzione di una semantica *ad hoc*, che renda l'informazione comprensibile ai poli dello scambio di volta in volta coinvolti nella comunicazione. Si tratta, in altri termini, di costruire un'*ontologia*.

In informatica, e in particolare nel campo dell'intelligenza artificiale, è stata introdotta la nozione di ontologia, per indicare il linguaggio formale per la descrizione dei concetti all'interno di un determinato dominio, e la descrizione del tipo di relazioni che li uniscono. Da questo punto di vista, le ontologie sono un caposaldo dell'interoperabilità in quanto forniscono un modo per applicazioni eterogenee di condividere informazioni basate su una semantica convenzionale unificata.

Per descrivere i concetti di un dominio, un'ontologia utilizza delle *classi*. Un esempio classico è la rappresentazione della classe "vino". Questa classe rappresenta tutti i vini disponibili nell'ontologia. Il concetto di eredità, in questo caso, permette la creazione di *sottoclassi*, come la sottoclasse "rosso" e, a partire da questa, della sottoclasse "Montefalco". Le *proprietà* definiscono la relazione tra le classi. Nell'esempio dei vini, un vino rosso deciso, può essere definito come la connessione tra un'istanza di vino rosso con una modulazione della proprietà "intensità".

Questo tipo di struttura semantica sta alla base dell'interoperabilità informatica nello Smart Space.

Nell'ultimo decennio il W3C [7] ha introdotto numerose innovazioni in materia di web semantico e riguardo alle sue caratteristiche. L'obiettivo principale del web semantico è rendere l'informazione leggibile dalla macchina, disponibile per la condivisione e il riutilizzo. In questo senso, alla costruzione di ontologie condivise è legato il successo del progetto. Il W3C ha adottato il Resource Description Framework (RDF) come modello di rappresentazione dei dati; su tale modello sono sviluppati *RDF Schema* (RDFS) e il *Web Ontology Language* (OWL) [8] [9]

STRUMENTI E SEGNALI

In questo capitolo saranno illustrati i diversi dispositivi di acquisizione di dati fisiologici impiegati nel progetto di Home Care e le loro caratteristiche tecniche strutturali.

3.1 Gli elettromedicali

L'applicazione di Home Care di cui si discute in questa tesi, ha come obiettivo il monitoraggio a distanza di pazienti in condizioni critiche o di anziani che necessitano assistenza e cura direttamente nella propria dimora. Ai fini della realizzazione di un sistema di monitoraggio efficiente l'utilizzatore a casa deve quindi essere fornito di tutti i dispositivi e mezzi tecnologici per acquisire e inviare i propri parametri fisiologici agli addetti del settore medico. Condizione base per un progetto di teleassistenza/telemonitoraggio è che l'utente possieda un dispositivo mobile o un pc con possibilità di connessione a reti Wifi che permettano un collegamento diretto con l'assistenza a distanza. Il set di elettromedicali utilizzabili dal paziente è lo stesso set scelto in

collaborazione con il personale medico all'interno del progetto europeo OLDES (*Older people's e-services at home*) [10] per il monitoraggio remoto di pazienti con problemi cardiovascolari. E' composto da dispositivi di diverso tipo, alcuni dei quali indossabili:

- Zephyr BioHarness BT Device

Una cintura elastica, dotata di elettrodi e sensori tessili viene indossata al torace per il rilevamento della frequenza cardiaca e frequenza respiratoria. Al centro della cintura è posizionato un dispositivo contenente altri sensori, dai quali ricavare i segnali di attività, angolo di postura del paziente e la temperatura della pelle.



Figura 5: Dispositivo Zephyr Bioharness BT

- Onyx II 9560

Un pulsiossimetro da dito ideato per il rilevare la proporzione di ossigeno nel sangue e visualizzare la percentuale della saturazione di ossigeno. È un dispositivo non invasivo che consente un monitoraggio attendibile e preciso. Per la misurazione è preferibile scegliere una zona attraversata da una circolazione superficiale, come appunto le dita, poiché il saturimetro non è in grado di effettuare un'analisi là dove il sangue circola troppo in profondità.

Il pulsiossimetro è composto da una coppia di diodi led, uno rosso ed

uno infrarosso contrapposti ad un fotodiodo. Tra la coppia di diodi led e il fotodiodo viene posta la falange distale di un dito del paziente. L'assorbimento della luce rossa e infrarossa è notevolmente diversa tra ossiemoglobina e la sua forma deossigenata e questo consente di calcolare il rapporto tra la quantità di emissione rossa / quantità di emissione infrarossa che colpisce il fotodiodo e quindi, in ultima istanza, il rapporto tra l'ossiemoglobina/deossiemoglobina. A ogni battito cardiaco il display visualizza la saturazione dell'ossigeno in % e la frequenza cardiaca in pmb.



Figura 6: Pulsiossimetro Onyx II

- A&D Sphygmomanometer

Uno sfigmomanometro in grado di rilevare la pressione arteriosa minima (diastolica) e quella massima (sistolica), espresse in mmHg.



Figura 7: A&D Sphygmomanometer

- A&D Weight scale

Una bilancia pesapersona (kg).



Figura 8: A&D Weight scale

Ciascun dispositivo è dotato di sensori che acquisiscono dati raw (grezzi) dal paziente. Questi saranno elaborati e aggregati localmente in prima istanza per estrarre informazioni di più alto livello; successivamente, vengono elaborati fino a essere consegnati in un formato standard ad applicazioni e servizi.

L'invio delle informazioni generate dai dispositivi avviene via Bluetooth, con frequenza radio sicura e in un raggio di circa 10 m. Poiché ognuno di essi possiede un proprio protocollo, si tratterà di applicare il concetto di *interoperabilità* discusso nel paragrafo 2.4.2. Per comodità ne riportiamo qui una succinta definizione: quella capacità di un insieme di dispositivi di condividere specifiche informazioni e operare su queste informazioni in accordo con una determinata semantica. *Ontologia* è il termine con cui nell'ultimo decennio si è concordi nel riferirsi a tale semantica.

3.2 Caratteristiche del dispositivo indossabile *Zephyr BioHarness Bluetooth*

Lo *Zephyr BioHarness BT Device* [11], ideato dall'azienda Statunitense *Zephyr Technology*, leader mondiale nel campo del monitoraggio in tempo reale di segnali fisiologici e biomeccanici, è stato creato per rilevare informazioni sulle condizioni fisiologiche di soggetti che necessitano o richiedono monitoraggio nel campo della salute, dello sport o ai fini di ricerche scientifiche.

La quantità e la qualità di segnali rilevabili con lo *Zephyr* e il vantaggio dell'indossabilità, ne fanno di questo dispositivo uno strumento adatto alle applicazioni di telemedicina come l'Home-Care, in cui la strumentazione utilizzata dal paziente non deve avere carattere invasivo o disturbante durante il periodo di osservazione. La fascia che vediamo in figura 5 va indossata sul petto con il *BioHarness Device* posto al centro del torace, dopo averlo agganciato alla fascia. Tale posizione è fondamentale affinché i sensori posizionati nello *Zephyr* acquisiscano correttamente i dati e i segnali vitali.

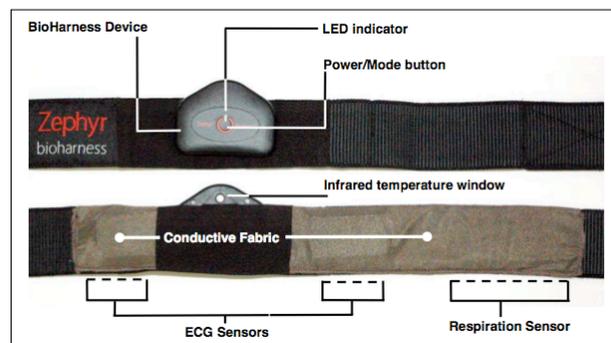


Figura 9 : Caratteristiche del dispositivo *Zephyr Bioharness*

I sensori incorporati sono:

- Due elettrodi ECG posizionati sulla parte interna della cintura per monitorare la frequenza cardiaca.
- Un sensore posizionato nel lato destro della fascia per la frequenza respiratoria.

- Un accelerometro triassiale incorporato nel *BioHarness Device* rilevante l'angolo di postura e l'indice di attività.
- Un sensore di temperatura a infrarossi nel *BioHarness Device*, per misurare la Temperatura della pelle.

Tutti i dati “grezzi” acquisiti dai sensori, subiscono un primo trattamento e filtraggio all'interno del dispositivo e vengono poi registrati nella memoria interna dello Zephyr o direttamente trasmessi al sistema ricevente. Il dispositivo è azionato mediante un pulsante al centro del Bioharness Device ed è dotato di due modalità di funzionamento indicate con due differenti velocità di lampeggiamento del led luminoso:

A. Modalità Trasmissione (lampeggiamento veloce)

I dati sono trasmessi via Bluetooth tramite il protocollo di comunicazione Bluetooth (standard IEEE 802.15.1) di classe II. Un'applicazione in dotazione con lo Zephyr, *Bluetooth Test App*, in figura 10, che gira su dispositivo mobile o PC permette di visualizzare i dati trasmessi in tempo reale. Quando la connessione Bluetooth termina, l'applicazione genererà dei file .csv contenenti i dati trasmessi.

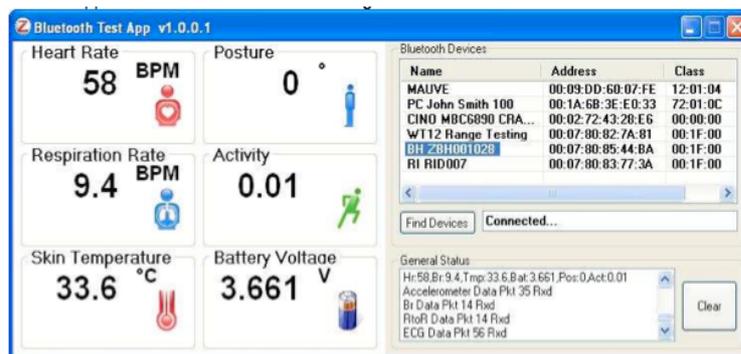


Figura 10: Bluetooth Test Application

B. Modalità Trasmissione e Registrazione (lampeggiamento lento)

I dati sono simultaneamente registrati nella memoria interna (250MB disponibili) del dispositivo stesso e trasmessi. Si può aver accesso a questi dati

o tramite l'applicazione *Bluetooth Test Application* o staccando il dispositivo dalla Strap e posizionandolo in una basetta apposita provvista d'interfaccia USB che, una volta collegata a un PC, permette il trasferimento dei dati memorizzati internamente allo Zephyr, figura 11. In quest'ultimo caso il led assume una colorazione arancione costante e viene anche ricaricata la batteria. Il software di utilità, *Zephyr BioHarness Application*, in figura 12-13, sempre fornito dai produttori Zephyr, permetterà di importare e visualizzare i dati registrati e anche di esportarli in un file esterno .csv

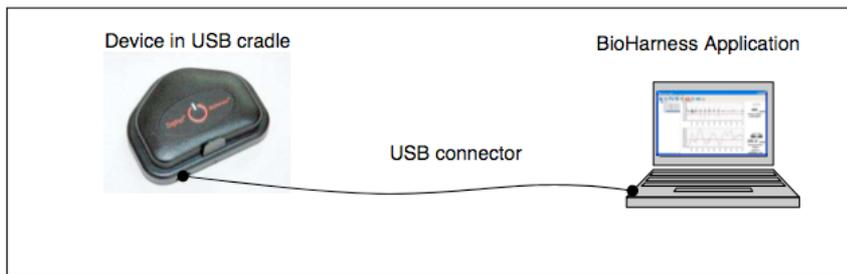


Figura 11: Collegamento modalità memorizzazione

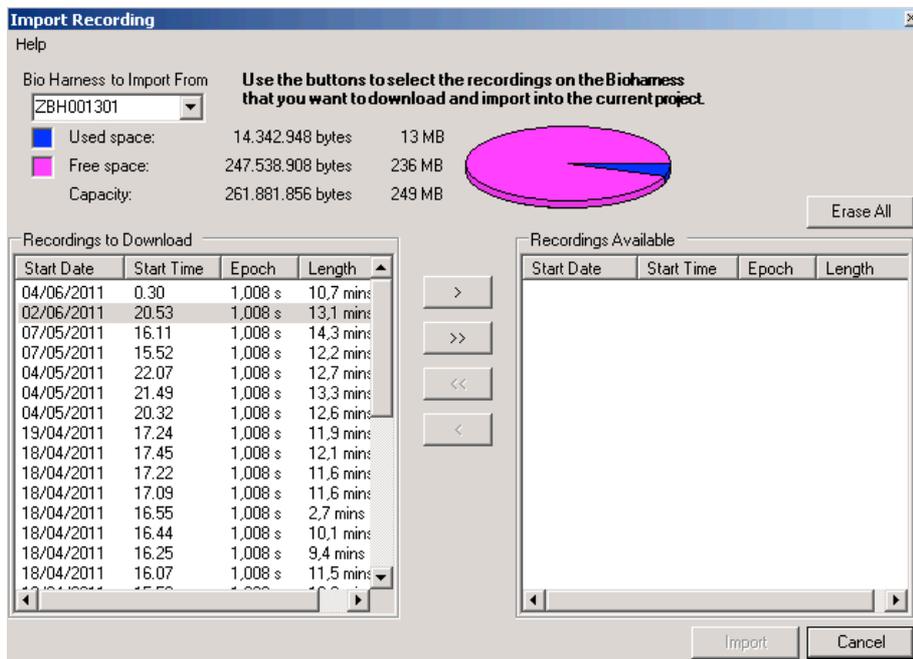


Figura 12: Zephyr Bioharness Application; Interfaccia per importare i dati memorizzati

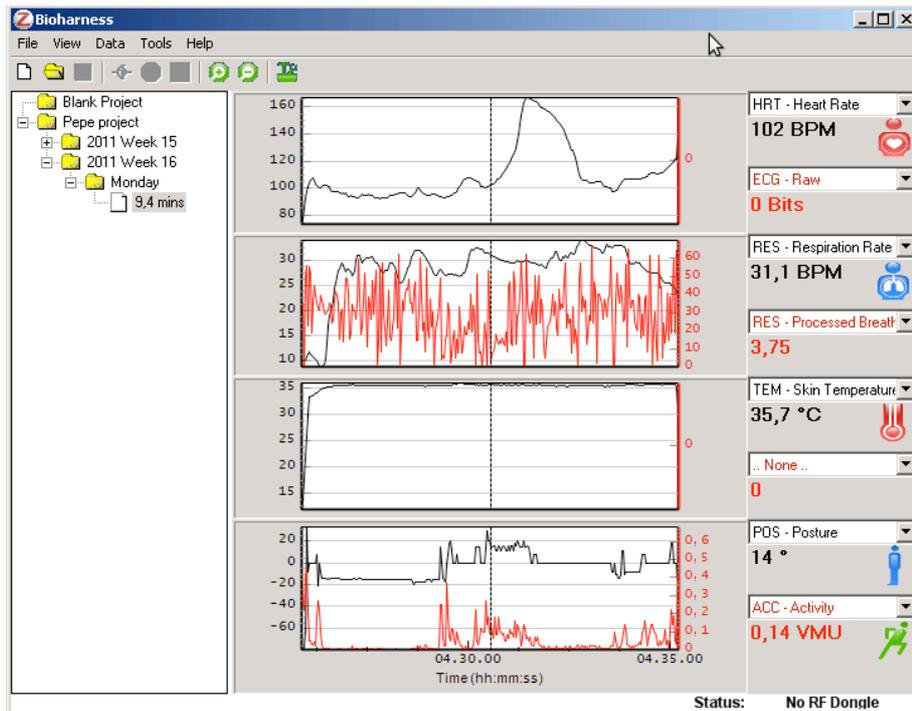


Figura 13 : Zephyr Bioharness Application; interfaccia di visualizzazione dei dati memorizzati

Le versioni più recenti dello *Zephyr BioHarness BT Device*, prevedono di impostare il funzionamento del device prima dell'azionamento, attraverso un *tool* che decide di farlo lavorare in una sola delle due modalità di funzionamento sopra elencate e indicando l'accensione del dispositivo soltanto con il led rosso acceso in modo fisso.

3.2.1. Protocollo di trasferimento dei dati

Per comunicare tra loro, due *devices*, devono stabilire una connessione. I nostri due devices, PC e Bioharness, in questo caso, sfruttano la connessione Bluetooth. Bluetooth permette infatti di gestire i dati utilizzando una trasmissione a pacchetto su rete radio. I dispositivi dotati di questa tecnologia comunicano dunque tra loro creando e riconfigurando dinamicamente (la configurazione cambia automaticamente quando si inserisce o si elimina un dispositivo) delle reti ad hoc dette *picoreti*. Tutto questo è possibile grazie al "service discovery protocol" (SDP) che consente a un dispositivo Bluetooth di

determinare quali sono i servizi che gli altri apparecchi presenti nella picorete mettono a disposizione. Tale protocollo può fungere sia da server (può essere cioè interrogato da un altro dispositivo e rispondere con i propri servizi) sia da client (interrogando gli altri dispositivi) e ogni apparecchio dispone delle informazioni relative ai servizi di cui è capace e dei protocolli supportati.

Considerando adesso i nostri Client e Server, accadrà che il Client (PC) seguirà un ciclo di scansione ad intervalli di tempo al fine di verificare la presenza di Server (*Bioharness Device*). Se si conosce l'indirizzo Bluetooth dell'altro dispositivo e l'identificativo del servizio, sarà possibile inoltrare una richiesta di connessione. Una volta stabilita la connessione, il PC invia al BioHarness una richiesta di abilitazione del pacchetto "General Data Packet" che contiene i valori istantanei dei parametri fisiologici di carattere più generale come *Heart Rate*, *Respiration Rate*, *Skin Temperature*, *Posture*, *Activity* e il BioHarness risponderà con un ACK (*acknowledgement*) che darà il via all'invio di pacchetti periodici di "General Data" al PC ogni 1.008 secondi.

Durante il trasferimento dei General Data Pack, il Pc continuerà ad inviare messaggi periodici "Lifesign" al BioHarness per mantenere attiva la connessione Bluetooth. Questo perché il BioHarness, se non riceve nessun comando per alcuni secondi, tende a chiudere la comunicazione automaticamente e quindi il messaggio "Lifesign" viene trasmesso ogni 3 secondi in modo da comunicare al BioHarness che siamo comunque in ascolto, anche se non inviamo comandi. Per terminare il trasferimento il PC manda richiesta di Stop al BioH seguita da una risposta Ack e successivi messaggi di Lifesign.

I messaggi con cui Client e Server comunicano, presentano un formato del tipo in figura 14, dove sono mostrati il messaggio di richiesta inviato dal Client e il messaggio di risposta inviato dal Server BioHarness con seguente spiegazione del significato di ogni campo del messaggio:

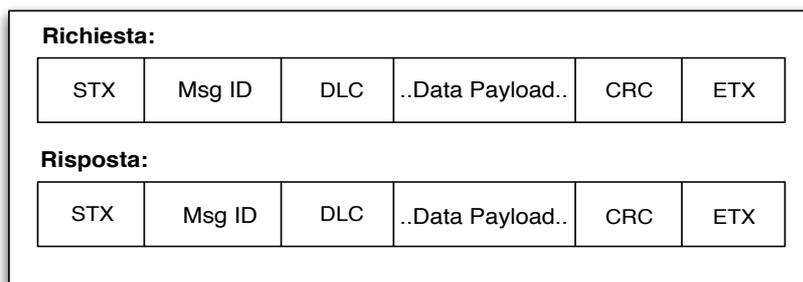


Figura 14: Messaggio di Richiesta e messaggio di Risposta

STX

Il campo STX (Start of Text) è un carattere di controllo ASCII e indica l'inizio del messaggio.

Msg ID

Il Messaggio ID identifica univocamente ogni singolo messaggio. Il messaggio di risposta contiene lo stesso ID corrispondente alla richiesta.

DLC

Il DLC (Data Length Code) è usato per indicare il numero di byte di cui è composto il campo Data Payload.

Data Payload

Questo campo contiene l'informazione da inviare. Nei messaggi di comando contiene il carattere di abilitazione o disabilitazione, mentre nei messaggi periodici inviati dal BioHarness contiene i dati veri e propri.

CRC (Cyclic Redundancy Check)

In questo campo è contenuto un valore di controllo per verificare il corretto ricevimento delle informazioni contenute nel messaggio. Il dispositivo ricevente dovrà eseguire il calcolo di questo valore in base ai dati ricevuti e confrontarlo con questo campo. Se i due valori coincidono, il messaggio è stato ricevuto correttamente, in caso contrario si è verificato un errore e il messaggio non viene considerato.

ETX

Il campo ETX (*End Of Text*) è un carattere di controllo ASCII e indica la fine del messaggio. E' presente solo nei messaggi di Richiesta.

ACK/NAK (ACKnowledge / Negative ACKnowledge)

Questo campo è presente solo nei messaggi di risposta inviati dal BioHarness e prende il posto del campo "ETX". "ACK" e "NAK" corrispondono a due caratteri di controllo ASCII e indicano se la richiesta inviata precedentemente, e la conseguente azione, sono state effettuate con successo (ACK) o se è stato riscontrato un errore (NAK).

3.2.2 Rappresentazione dei segnali inviati dallo *Zephyr*

Terminata la ricezione dei pacchetti “General Data” tutte le informazioni inviate dal *BioHarness Device* saranno racchiuse in un file *Gen Data.csv* del tipo in Tabella 1 .

PARAMETRO	RANGE	UNITA' DI MISURA	RISOLUZIONE
ANNO	2000.. 2099		1
MESE	1...12		1
GIORNO	1...31		1
MILLISECONDO DEL GIORNO	0...86400000	ms	1
HEART RATE	0..240	BPM	1
RESPIRATION RATE	0..70	BPM	0,1
SKIN TEMPERATURE	10...60	°C	0,1
POSTURE	(-)90 ...90	DEGREES	1
VMU - ACTIVITY	0 ...3.3	g/s	0,01
PEAK ACCELERATION	0... 3.3	g	0,01
BATTERY VOLTAGE	0 ...4.2	Volts	0,001
BREATHING WAVE AMP	0...3.3	Volts	0,001
ECG AMPLITUDE	0...0.2	Volts	0,000001
ECG NOISE	0...0.2	Volts	0,000001
X - AXIS ACCELERATION MIN	±3.3	g	0,01
X - AXIS ACCELERATION PEAK	±3.3	g	0,01
Y - AXIS ACCELERATION PEAK	±3.3	g	0,01
Y - AXIS ACCELERATION PEAK	±3.3	g	0,01
Z - AXIS ACCELERATION PEAK	±3.3	g	0,01
Z - AXIS ACCELERATION PEAK	±3.3	g	0,01

Tabella 1: Formato del “Pacchetto General Data”

Ciascuno di questi segnali può essere visualizzato ed elaborato con finalità di analisi o semplice osservazione del segnale, estrapolandolo dal file .csv. Di seguito vedremo la rappresentazione grafica dei segnali più significativi e le loro specifiche.

A. Heart Rate - Frequenza Cardiaca

La frequenza cardiaca determina il numero di pulsazioni che il cuore compie in un minuto. Ciascuna pulsazione descrive un ciclo cardiaco, costituito dall'alternanza di fasi di eccitazione e contrazione (sistole) e fasi di rilassamento (diastole), a una frequenza media di 70-75 pulsazioni al minuto. La frequenza c. è variabile secondo l'età. Diminuisce all'aumentare degli anni.

Grazie alle pulsazioni il sangue può circolare all'interno del corpo al fine di espletare le sue funzioni vitali, prima fra tutte il trasporto di ossigeno. Proprio per far fronte alle differenti richieste di ossigeno da parte dei muscoli al lavoro, durante l'attività sportiva la frequenza cardiaca aumenta in misura proporzionale all'intensità dello sforzo (ossia della richiesta energetica). Ciascun individuo ha una propria frequenza cardiaca massima. Tale valore, come immaginabile dalla stessa definizione, rappresenta il massimo numero di pulsazioni al minuto raggiungibile dal cuore di un soggetto.

Nello Zephyr il segnale di frequenza cardiaca è ricavato dal filtraggio del segnale ECG, è misurato in BPM (battiti al minuto) con una risoluzione di 1 BPM, con valore minimo di 0 BPM e massimo di 240 BPM.

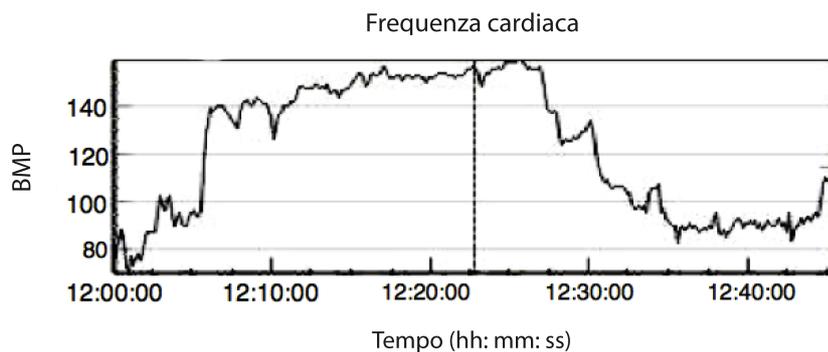


Figura 15: Heart Rate-Frequenza Cardiaca; prima, durante e dopo 3Km di corsa (dato memorizzato).

B. Respiration Rate - Frequenza Respiratoria

Si definisce frequenza respiratoria il numero di respiri compiuti da un individuo nell'arco di un minuto. Ogni singolo ciclo respiratorio è composto da una fase di inspirazione e da una fase espiratoria. La frequenza respiratoria a riposo in un adulto è di 12-16 atti al minuto. Durante l'esercizio fisico strenuo, tale frequenza può arrivare sino a 35-45 respiri al minuto. Nello Zephyr la Frequenza Respiratoria viene misurata in BPM (*Breaths Per Minute*: respiri al minuto) con una risoluzione di 0,1 BPM, il valore minimo è 0 BPM e il massimo 70 BPM. In determinate posizioni del busto, questo segnale può essere soggetto ad artefatti, in seguito al non aderimento del sensore alla pelle.

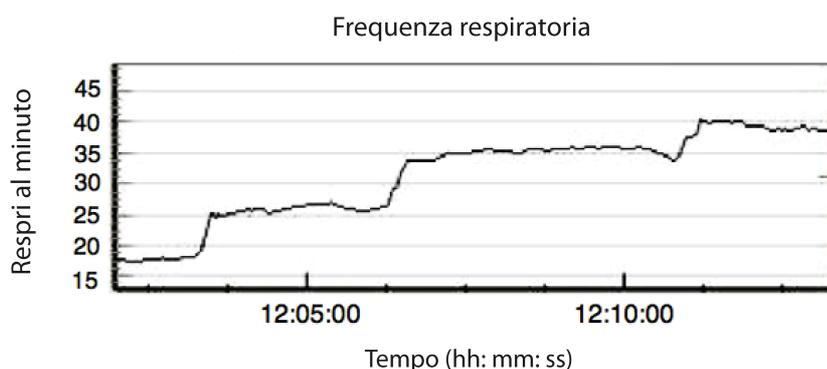


Figura 16: Frequenza respiratoria , in aumento, dopo 10 minuti dall'inizio della corsa di 3km

C. Skin Temperature - Temperatura della pelle

La temperatura della pelle può fungere da dato ausiliario o discriminante ai fini di una diagnosi sul paziente a distanza. È misurata in gradi Celsius (°C) con una risoluzione di 0,1 °C, il valore minimo è 10 °C e il massimo 70 °C.

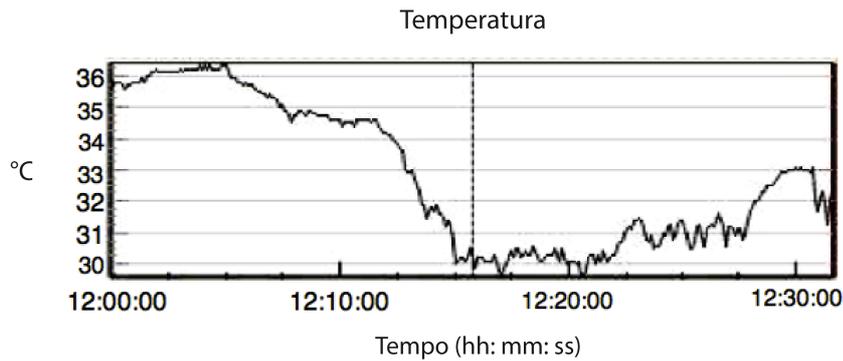


Figura 17: Temperatura della pelle di un soggetto in corsa per 3km.

Dopo diversi minuti la temperatura della cute inizia a calare a causa del processo naturale di evaporazione del sudore, che attivandosi in fase di movimento, raffredda il corpo.

D. Posture- Postura

La postura è ottenuta processando i dati dell'accelerometro e misura l'inclinazione del soggetto, in gradi, rispetto alla verticale (0°) con valori tra $\pm 90^\circ$, con una risoluzione di 1° . Un valore positivo indica l'inclinazione in avanti del soggetto, mentre un valore negativo, un'inclinazione all'indietro. Va rilevato che l'assunzione di una posizione naturale ed eretta del corpo non necessariamente l'angolo di postura è pari a 0° . Usando l'accelerometro triassiale, il dispositivo rimuove l'effetto della gravità e può determinare se l'individuo è sdraiato o in piedi, fornendo informazioni su cosa la persona sta facendo.

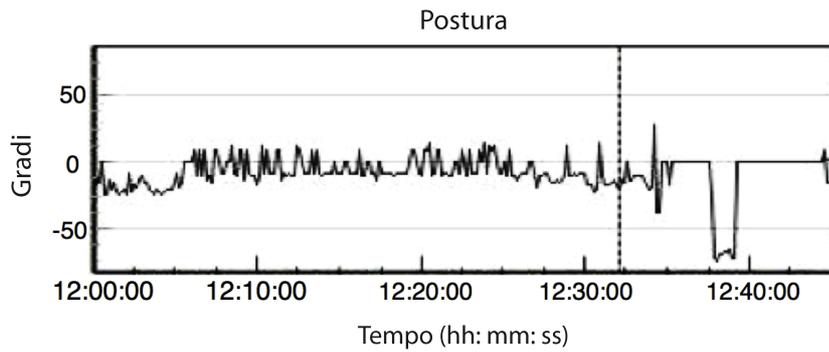


Figura 18: Postura di un soggetto che prima cammina e poi si adagia su una sedia

E. Activity - Attività

Questo parametro indica il grado di attività motoria che il soggetto sta compiendo. È ottenuto eseguendo la media del modulo delle accelerazioni lungo le tre direzioni nel secondo precedente. L'unità di misura è VMU (Vector Magnitude Units) misurata in g/s. Il dato presenta una risoluzione di 0.01 VMU ed ha un valore minimo di 0 VMU e massimo di 3.3 VMU.

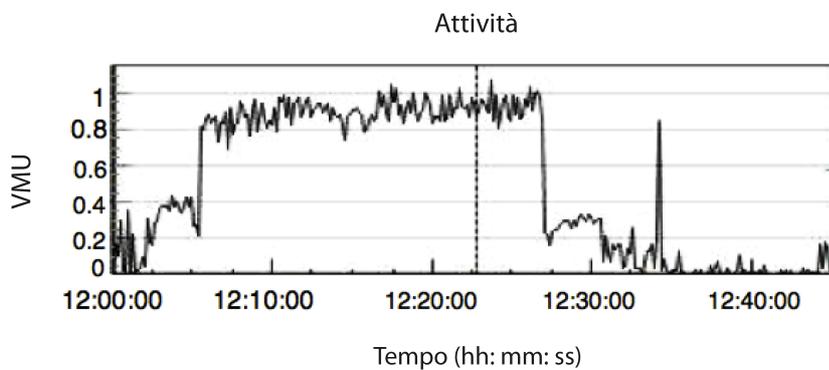


Figura 19: Andamento dell'Attività durante un periodo di cammino/corsa/caminno/riposo.

SPERIMENTAZIONE

Da quanto detto finora, è evidente che le informazioni fisiologiche, ricavate da un sistema di Home Care, riescono a dare una buona idea sullo stato di salute del paziente, offrendo la possibilità al personale medico di esprimere delle valutazioni sul soggetto, tanto in tempo reale quanto a posteriori.

Spesso però, per effettuare delle valutazioni più attendibili, gli operatori sanitari potrebbero aver bisogno di ulteriori informazioni sul contesto in cui avvengono determinate variazioni dei parametri fisiologici, ad esempio sarebbe interessante conoscere se un rapido aumento della frequenza respiratoria o frequenza cardiaca possa essere dovuto all'esercitazione di uno sforzo fisico oppure a cause fisiologiche del soggetto, che in tal caso potrebbe costituire una condizione di allarme.

Questa ipotesi ci ha spinto quindi a pensare, che potrebbe risultare interessante andare ad indagare su un metodo, che fornisca non tanto il

riconoscimento dell'azione specifica eseguita, quanto piuttosto un indice di *Riconoscimento dell'intensità di attività* svolta dal paziente.

Non potendo e non volendo avere la possibilità di osservare visivamente le azioni del paziente, per riconoscere tale indice, in questa tesi miriamo quindi a elaborare una tecnica che, dato il segnale fisiologico dell'*Attività* (VMU), fornito dallo Zephyr, ci consenta di estrarre un valore di *soglia*, attraverso il quale si possa determinare quando l'attività del soggetto rientra in una fascia medio-alta di intensità (sforzo) o di bassa intensità.

4.1 Attività –Activity

Per generare il segnale di *Attività*, indicatore del movimento biologico, il *BioHarness Device* è dotato di un accelerometro triassiale di precisione, l'*Analog Devices ADXL330 3-axis +/-3 g iMEMS*, basato sulle moderne tecnologie Mems (Micro Electro-Mechanical Systems). L'*ADXL330* misura l'accelerazione in un range di $\pm 2g$. E' in grado di rilevare accelerazioni continue e statiche come l'accelerazione gravitazionale o l'accelerazione centrifuga, così come accelerazioni dinamiche, ovvero le accelerazioni che variano nel tempo, ad esempio quelle generate da oggetti che vibrano o dal movimento. La banda passante di questi strumenti può andare da qualche 0Hz a 50 kHz.

In uscita dall'accelerometro si avranno i tre valori di accelerazione lungo i tre assi cartesiani, espressi con unità di misura g (gravità).

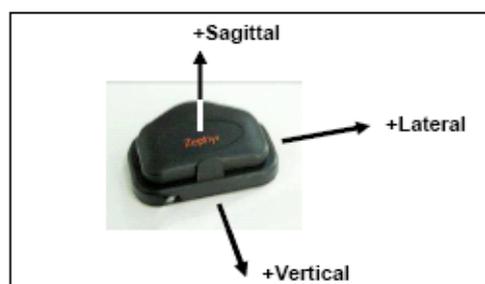


Figura 20: Orientamento degli assi Verticale, Laterale e Sagittale nell'accelerometro.

Il dispositivo 'Hindalgo' all'interno del *BioHarness Device*, elaborerà e digitalizzerà poi i dati dell'accelerometro interno, usando un algoritmo di proprietà della Zephyr Technology per stimare il segnale di *Attività*, la cui unità di misura è VMU, *Vector Magnitude Units* espressa in g/s.

Va per ultimo fatto presente che la caratteristica dell'acceleratore di essere un indicatore di movimento molto sensibile, ha fatto sì che negli ultimi anni il suo impiego in tutti quei settori che si occupano della misura di cinematica del movimento (sport, ergonomia, medicina), sia risultato di notevole utilità.

4.2 Tecniche e metodi per ricavare la soglia

4.2.1 Il protocollo

Il passo iniziale di questo lavoro consiste nell'impostare un protocollo di studio e nel raccogliere, a partire da questo, una serie di dati fisiologici dal maggior numero possibile di soggetti.

In collaborazione con un medico di medicina generale che ha gentilmente messo a disposizione il proprio ambulatorio, è stato possibile avere un ambiente di lavoro soddisfacente per le nostre esigenze e un buon campione di soggetti anziani in possesso di determinati tratti. Sono infatti stati inseriti nel progetto 12 anziani in un'età compresa tra i 70 e i 79 anni, con caratteristiche fisiche comuni, uno stato di salute analogamente discreto e, in particolare, senza gravi patologie cardiache o motorie. I soggetti sono stati informati sull'oggetto e il protocollo di studio, acconsentendo alla prova sperimentale che è stata loro proposta. L'esperimento è stato poi diviso in due parti:

- a. Un campione di 10 soggetti ha partecipato alla prova del *Breve Monitoraggio*. (Prova A).
- b. I due rimanenti soggetti hanno invece acconsentito alla prova, un po' più impegnativa, del *Lungo monitoraggio*. (Prova B)

Prova A – Breve Monitoraggio

Nello studio medico è stato installato un set di strumenti di lavoro che include uno scalino medico, una bilancia, una sedia, il dispositivo *Zephyr Bioharness* e un pc portatile per organizzare la prova nel seguente modo: dopo aver indossato il dispositivo *Zephyr* al torace, e aver impostato il *BioHarness* in modalità di trasmissione e memorizzazione, ogni soggetto ha eseguito le seguenti tre azioni:

- a. 3 minuti di riposo seduti correttamente sulla sedia;
- b. 3 minuti di salita/discesa dello scalino senza interruzioni;
- c. 3 minuti di rilassamento in piedi.

L'osservazione di ciascun paziente ha una durata complessiva di 9 minuti. L'acquisizione dei dati dal *BioHarness Device*, in modalità bluetooth, ha permesso di osservare su pc in tempo reale le variazioni dei parametri fisiologici del paziente durante l'esecuzione dell'esercizio, verificando che rientrasse correttamente nel campione di osservazione precedentemente stabilito, quindi condizioni cardiache buone e assenza di problemi motori.

Prova B – Lungo Monitoraggio

La prova A ha lo scopo di fornire dati per la determinazione di una soglia ottimale. Il lungo monitoraggio serve, invece, a testare il valore della soglia nella fase finale dell'analisi. Il protocollo di questa prova differisce, dunque, da quello visto poco sopra. I due anziani che hanno partecipato alla prova, una

donna di 70 anni e un uomo di 79, sono stati infatti monitorati visivamente per 12 e 9 ore rispettivamente, annotando in modo puntuale le loro diverse azioni svolte nell'arco dell'intera osservazione.

L'esperimento è stato condotto a casa dei soggetti, ed è stato consentito loro di svolgere le loro attività giornaliere routinarie. Anche per loro è valso il protocollo di discreto stato di salute, che non contempla gravi patologie cardiache o motorie. Ugualmente, il dispositivo Zephyr è stato fatto indossare sul petto, settato in modalità memorizzazione e trasmissione.

4.2.2 Dati prelevati e strumenti di elaborazione

Il *BioHarness Device*, impostato in anticipo in modalità memorizzazione e trasmissione, ha fornito alla fine del Breve e Lungo monitoraggio un pacchetto 'General Data' in formato .csv, del tipo visto in tabella 1, per ogni paziente. Ai dati fisiologici del 'General Data', vanno poi aggiunti i dati personali dei singoli sulla cui base è stato costruito il campione. Questi dati comprendono: età, peso, costituzione fisica, ed eventuali lievi patologie cardiache; Tabelle 2 e 3.

Soggetti A	Sesso	Età	Peso	Patologia cardiaca	Funzione motoria	Durata azione 'a' (hh:mm)	Durata azione 'b' (hh:mm)	Durata azione 'c' (hh:mm)	Costituzione fisica
Paziente 1	F	73	57	Ipertensione arteriosa	Buona	16:15-16:18	16:18-16:21	16:21-16:24	Media
Paziente 2	F	70	68	Cardioaritmia	Buona	9:24-9:27	9:27-9:30	9:30-9:33	Media
Paziente 3	M	74	73	Aritmia Bradicardia	Buona	9:38-9:41	9:41-9:44	9:44-9:47	Media
Paziente 4	F	72	64	Valvulopatia	Buona	9:59-10:02	10:02-10:05	10:05-10:08	Media
Paziente 5	M	74	76	Ipertensione a., Aritmia	Buona	9:11-9:14	9:14-9:17	9:17-9:20	Media
Paziente 6	M	70	73	Cardipatia ischemica	Buona	15:23-15:26	15:26-15:29	15:29-15:32	Media
Paziente 7	M	79	84	Cardiopatia estensiva	Buona	15:37-15:40	15:40-15:43	15:43-15:47	Media
Paziente 8	M	78	62	Ipertensione arteriosa	Buona	17:24-17:27	17:27-17:30	17:30-17:33	Media
Paziente 9	F	78	75	Ipertensione arteriosa	Buona	17:47-17:50	17:50-17:53	17:53-17:56	Media
Paziente 10	F	78	79	Ipertensione a., Aritmia	Buona	17:26-17:29	17:29-17:32	17:32-17:36	Media

Tabella 2: Dati personali dei soggetti della prova A.

Soggetti B	Sesso	Età	Peso	Patologia cardiaca	Funzione motoria	Durata Osservaz. (hh:mm)	Costituzione fisica
Paziente 11	M	79	60	Ipertensione a., Aritmia	Ottima	9:05-18:05	Media
Paziente 12	F	72	42	Cardiopatìa ischemica	Buona	8:37-20:37	Media

Tabella 3: Dati personali dei soggetti della prova B

Una volta completata la raccolta dei dati necessari per la nostra analisi, si è passato all'elaborazione del segnale d'interesse, l'*Attività*, utilizzando il software *Matlab*.

4.2.3 Trattazione del segnale *Attività* - Filtraggio

Il parametro di attività di ogni paziente, acquisito con lo Zephyr, ed espresso in VMU (g/s), è stato memorizzato su pc e opportunamente elaborato con gli strumenti di Matlab. L'obiettivo dell'elaborazione consiste nel trovare una soglia di valore di *Attività* comune a tutti i soggetti, che permetta di individuare in maniera automatica e oggettiva quando il paziente sta svolgendo attività fisica o quando è in condizioni di normale riposo.

In primo luogo, osservando il segnale *Activity* originale inviato dal dispositivo, si è notato che esso presenta un andamento corretto e fedele all'attività svolta nei nove minuti (in riferimento alla breve osservazione), ma di difficile lettura per il tipo di analisi a cui vogliamo sottoporlo. Supponendo di conoscere a priori la soglia che distingue la bassa attività da quella alta, ci accorgeremo che la forte presenza istantanea di picchi d'ampiezza alti e bassi su tutto il segnale, crea un elevato numero di falsi riconoscimenti. Spesso, questi finiscono con il classificare l'attività come bassa, quando in realtà si sta esercitando uno sforzo; e come alta, quando invece si è a riposo. Diventa inoltre difficile riuscire a individuare dei valori di riferimento sui quali poter poi applicare un metodo di estrapolazione della soglia ricercata. Quanto detto è maggiormente comprensibile osservando la figura 21, in cui è rappresentata graficamente la prova A di Breve monitoraggio di un singolo paziente.

Nell'esempio in figura 21, data una soglia arbitraria di 0.06 VMU (in rosso), dai 3 ai 6 minuti l'attività dovrebbe essere classificata sempre come intensa, perché il soggetto è sotto sforzo, invece, accade che il segnale originale (in verde) durante questo intervallo, ha dei picchi che toccano valori molto bassi e scendendo sotto la soglia vanno ad alterare la condizione di intensa attività.

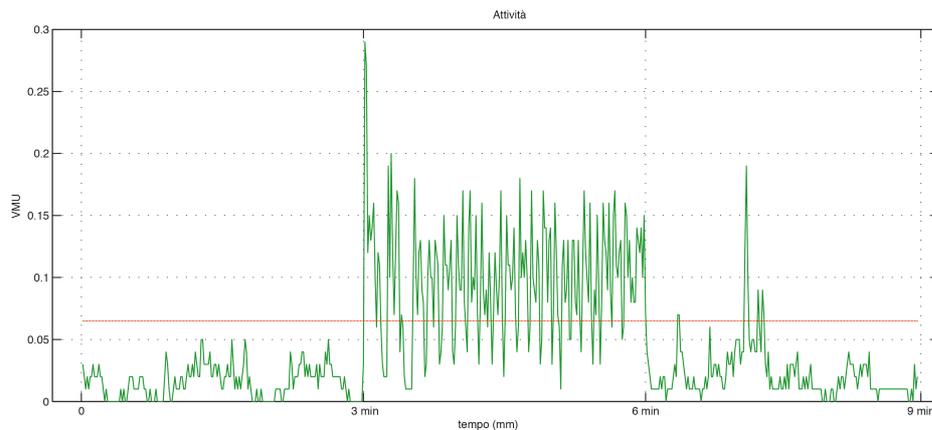
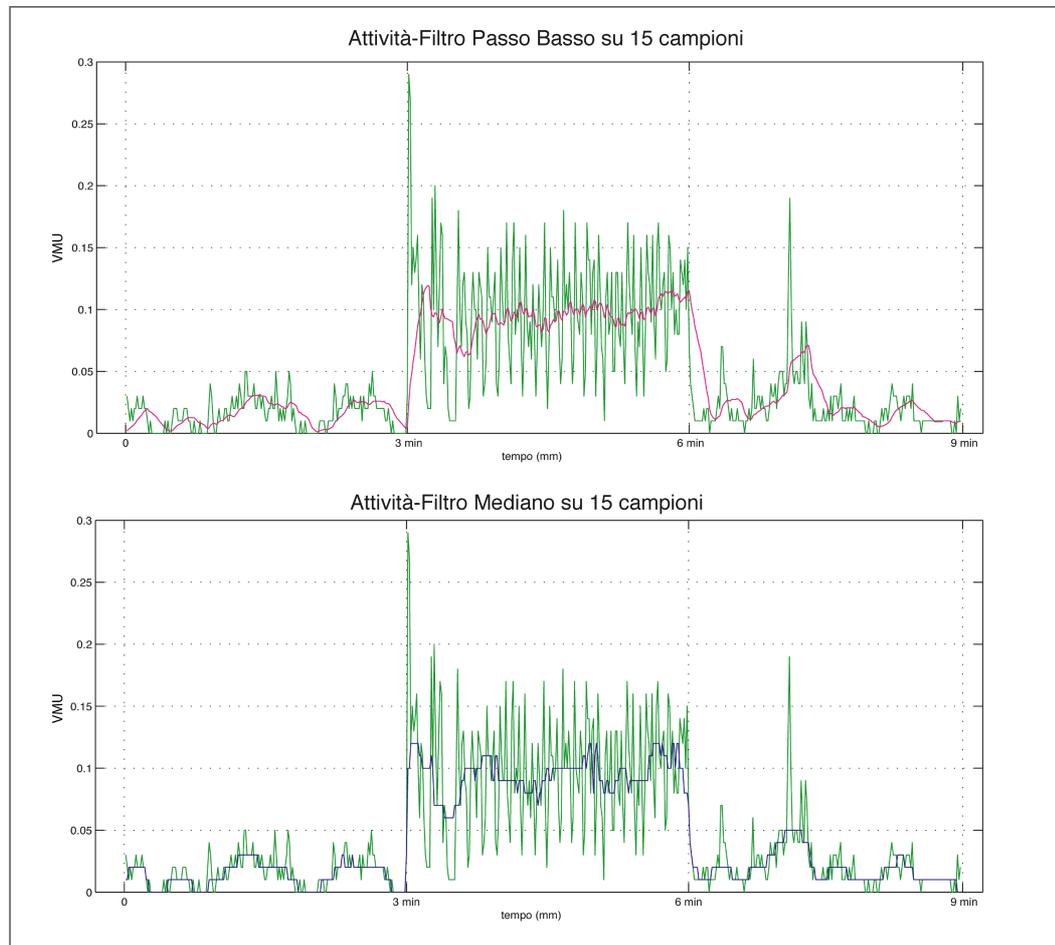


Figura 21 : Attività del paziente 10 della prova A

Per ovviare al problema di alterazione, sono state testate alcune tecniche di filtraggio numerico, in particolare un filtraggio passa-basso a media mobile e un filtraggio mediano, per entrambi i tipi di Osservazione (Breve e Lunga). Per ogni filtraggio sono state sperimentate diverse finestre di ampiezza di campionamento, ad esempio finestre di 15 , 31 , 61 e 91 campioni. Mettendo a confronto i due tipi di filtraggio per ognuna delle quattro finestre di ampiezza indicate, siamo arrivati a scegliere la finestra di ampiezza di 61 campioni come ideale ai fini della nostra analisi.

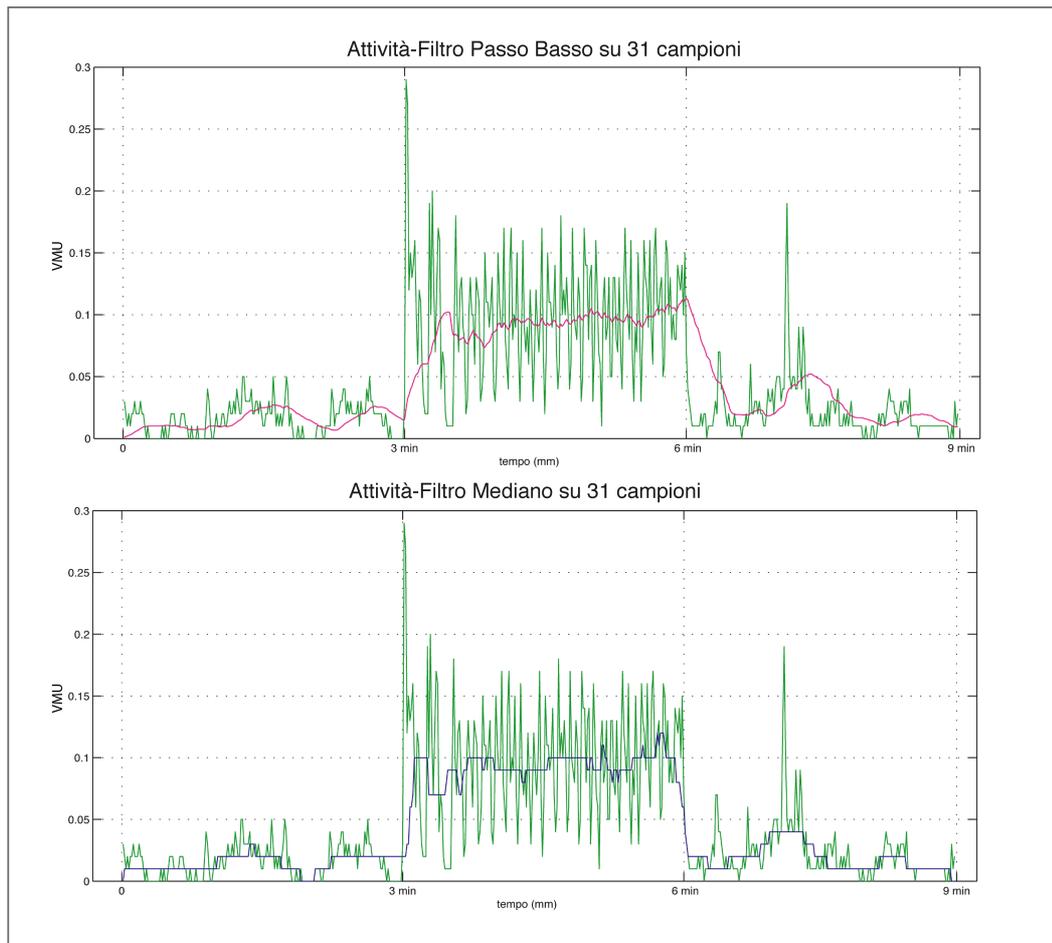
Tale scelta è motivata dal fatto che un campionamento con 15 o 31 campioni mostrava ancora la forte presenza di picchi nel segnale, mentre con 91 campioni seppure i picchi erano decisamente ridotti, iniziava a manifestarsi una leggera perdita di informazione. Di seguito, riportiamo alcune figure che

dimostrano quanto detto riguardo alla scelta del campionamento. Il soggetto dei seguenti grafici è sempre il paziente 10 della prova A.



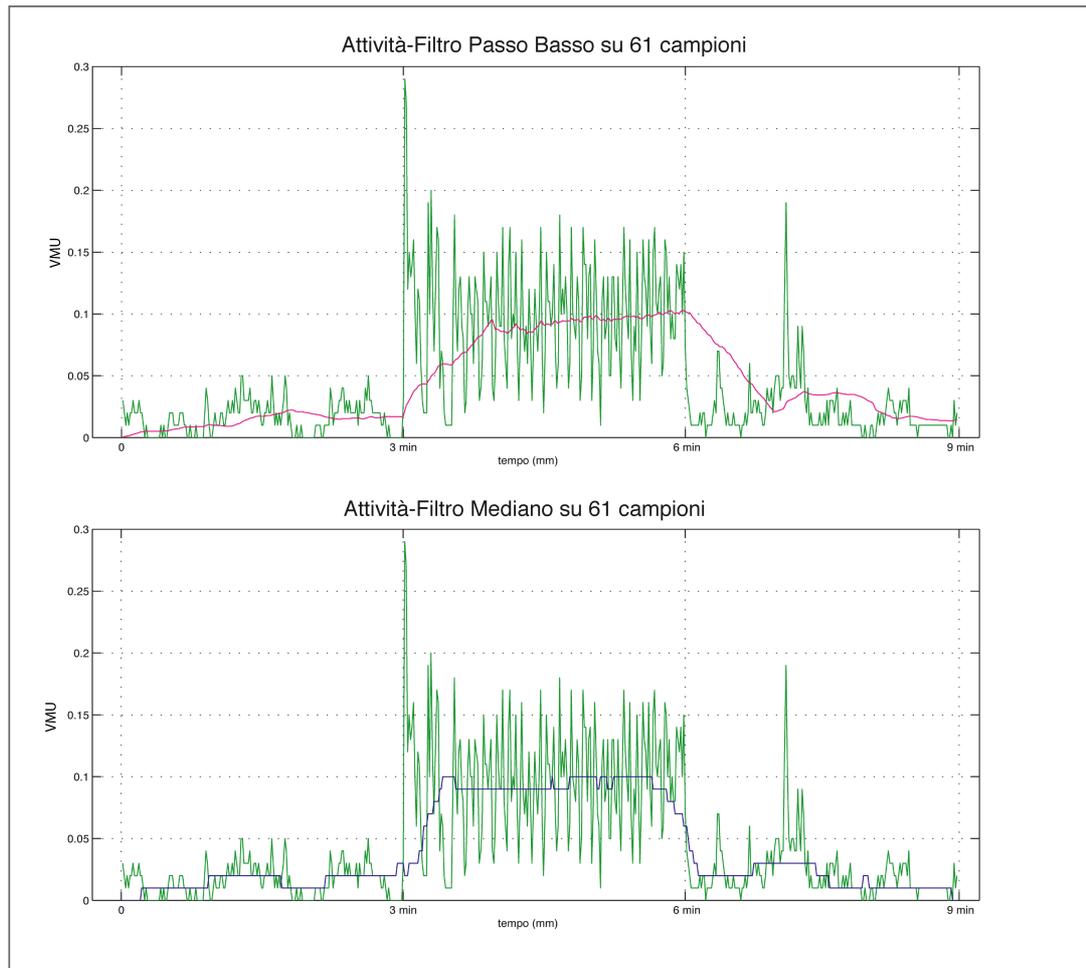
In Figura 22-top è rappresentato in verde il segnale originale e in magenta il segnale filtrato con un filtro Passa-Basso su 15 campioni.

In Figura 22-bottom, in verde il segnale originale e in blu il risultato del filtraggio con filtro Mediano sempre su 15 campioni.



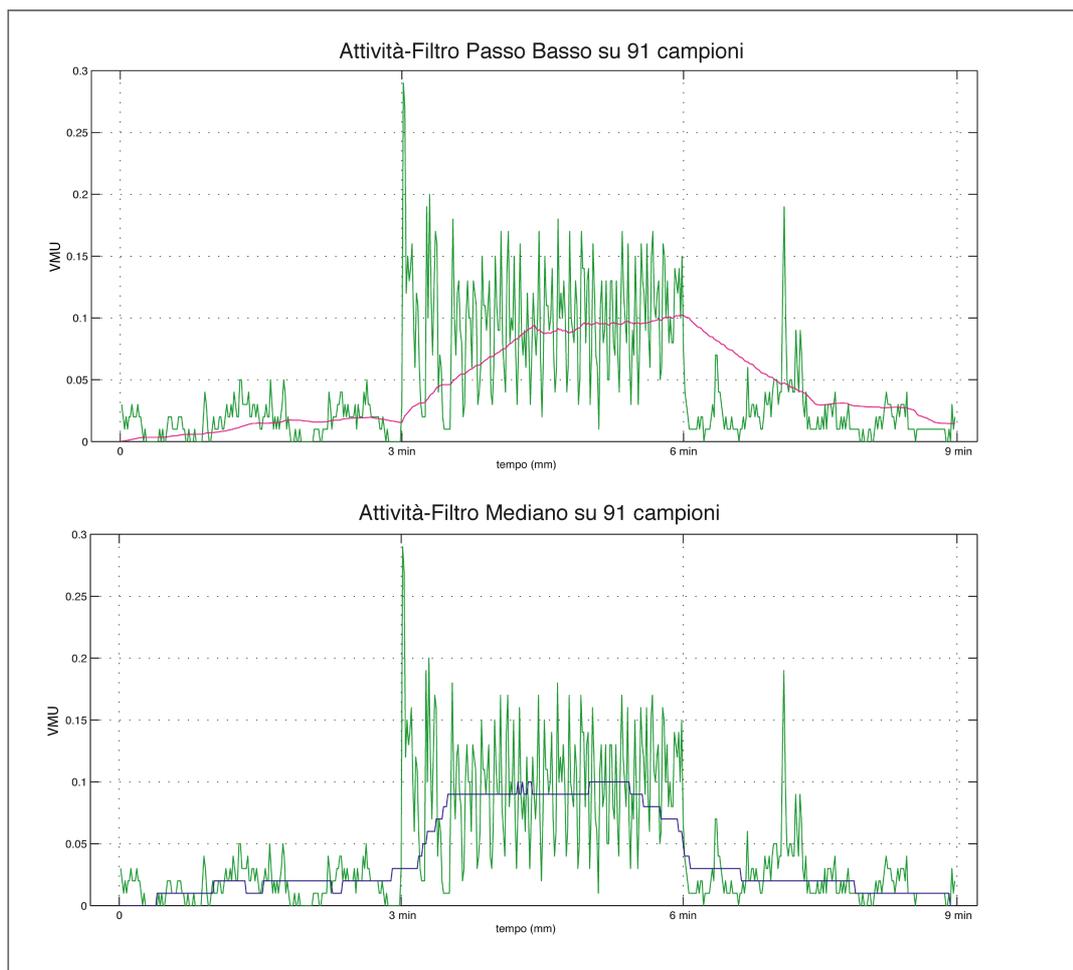
In Fig.23-top è rappresentato in verde il segnale originale e in magenta il segnale filtrato con un filtro Passa-Basso su 31 campioni.

In Fig.23-bottom, in verde il segnale originale e in blu il risultato del filtraggio con filtro Mediano su 31 campioni.



In figura 24-top è rappresentato in verde il segnale originale e in magenta il segnale filtrato con un filtro Passa-Basso su 61 campioni.

In figura 24-bottom, in verde il segnale originale e in blu il risultato del filtraggio con filtro Mediano su 61 campioni.



In figura 25-top è rappresentato in verde il segnale originale e in magenta il segnale filtrato con un filtro Passa-Basso su 91 campioni.

In figura 25-bottom, in verde il segnale originale e in blu il risultato del filtraggio con filtro Mediano su 91 campioni.

Una volta stabilita l'ampiezza di finestra di filtraggio, si è passati alla decisione del tipo di filtro da adottare. Basandosi nuovamente sull'osservazione dei grafici sopra, si è pensato che con il filtraggio mediano, più che con il passa basso, venivano maggiormente rispettate le caratteristiche del segnale originale in termini di intervalli temporali e ampiezze, moderando allo stesso tempo le ampiezze dei picchi che potevano indurre in errori di valutazione dell'attività corrente.

In definitiva è quindi stata scelta la tecnica di filtraggio con Filtro Mediano su 61 campioni.

4.2.4 Metodi Sperimentali

Scelto il filtraggio ottimale per una migliore rappresentazione e gestione del segnale di attività, la nostra analisi prosegue e si focalizza su due principali obiettivi:

- i. individuare un valore ottimale di soglia di *Attività* che vada bene per tutti i soggetti della prova A;

- ii. testare in modo automatico, attraverso un algoritmo da noi elaborato, quanto la soglia individuata al punto i. sia attendibile sul Lungo Monitoraggio, prova B, ovvero su delle eventuali 9 o 12 ore di monitoraggio di pazienti generici, che non avendo contribuito analiticamente all'ottenimento della soglia, possono rappresentare il caso generico di osservazione di un anziano a casa propria. La sfida di questa tesi consiste esattamente nel cercare di soddisfare quest'ultima aspettativa.

I metodi sperimentali con i quali abbiamo deciso di indagare i possibili valori di soglia (punto i.), sono quattro. I seguenti metodi sono stati testati su ognuno dei 10 pazienti del campione in esame relativamente alla prova 'Breve Osservazione'.

Metodo 1 – Valore di mezzo dell’escursione massima del segnale

Il dato *Attività* del singolo è acquisito, memorizzato e filtrato. Segue una fase di ordine, in cui è individuato l’intervallo di osservazione dei 9 minuti, trascurando gli eventuali tempi aggiuntivi e insignificanti (tempi prima di 0 minuti e tempi oltre i 9 minuti) che ogni dato individuale .csv possiede.

Attraverso i comandi di Matlab si stabilisce poi il valore massimo e minimo del segnale in quest’intervallo, considerandone quindi l’ampiezza massima. Si sceglie come soglia, il valore di mezzo di tale ampiezza.

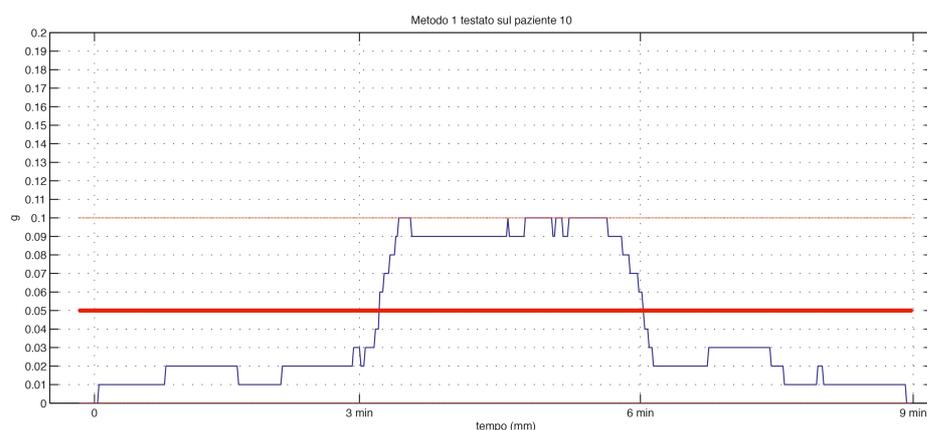


Figura 26: Metodo 1 sul paziente 10 della prova A.

Il metodo è testato su tutti i dieci pazienti della prova A, ottenendo ovviamente un diverso valore di soglia per ognuno dei soggetti. In tabella 4 tutti i valori di soglia dei singoli.

Soggetti A	Valore Min	Valore Max	SOGLIA (VMU)
Paziente 1	0	0,2	0,1
Paziente 2	0	0,12	0,06
Paziente 3	0	0,17	0,085
Paziente 4	0	0,14	0,07
Paziente 5	0	0,1	0,05
Paziente 6	0	0,11	0,055
Paziente 7	0	0,08	0,04
Paziente 8	0	0,18	0,09
Paziente 9	0	0,1	0,05
Paziente 10	0	0,1	0,05

Tabella 4 : Valori di soglia dei pazienti della prova A – Metodo 1

Ottenute le soglie dei dieci soggetti, se ne è tratta la media, corrispondente al risultato di *Soglia Finale* del valore pari a 0.065 VMU. Per conoscere se tale valore finale può rappresentare una buona soglia comune a tutti e dieci gli individui, mettiamo a confronto le *Attività* dell'intero campione di anziani e osserviamo se per ognuno degli individui, tale valore di soglia comune possa discriminare correttamente la bassa attività, dall'intensa attività.

In figura 27 la messa a confronto delle *Attività* dei dieci soggetti con la soglia comune trovata:

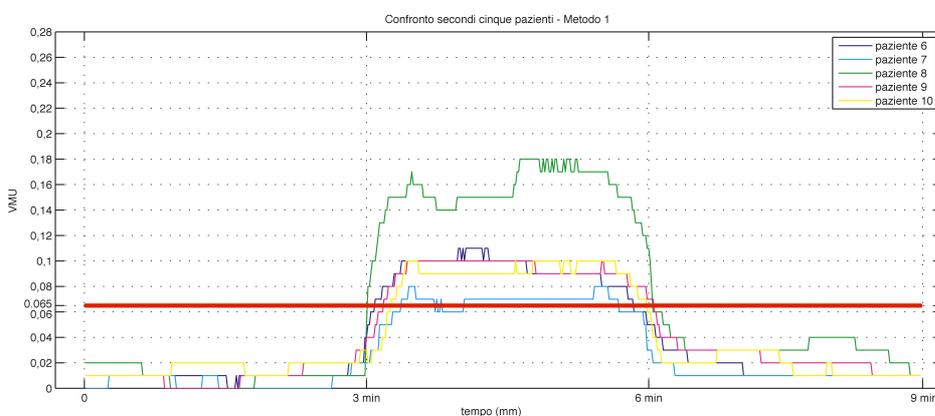
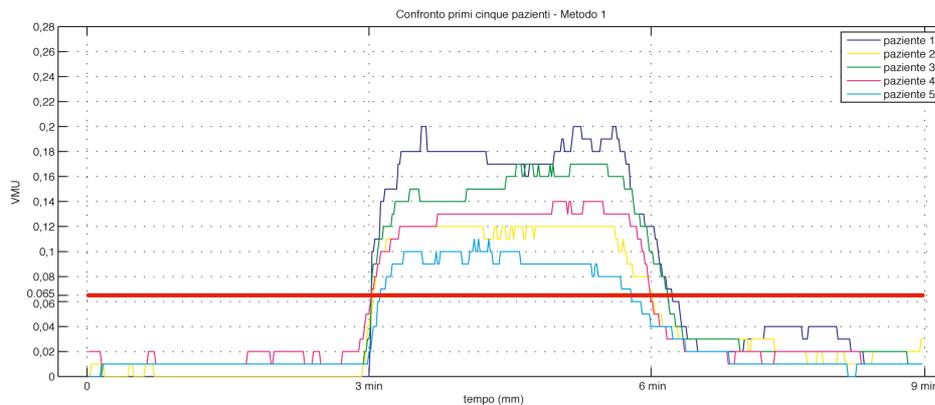


Figura 27 -top confronto dei primi cinque soggetti con Metodo 1.

Figura 27- bottom confronto dei secondi cinque soggetti con Metodo 1

Metodo 2 – Valore di mezzo dell’escursione del segnale mediato negli intervalli.

Se il segnale sottoposto ad analisi assumesse la forma di uno scalino, se avesse dunque dei valori costanti nei tre diversi intervalli (3 min, 6 min, 9 min), potremmo considerare i valori di max e min del segnale come degli ottimi valori di riferimento su cui poter lavorare. Inizialmente si era provato ad ottenere una forma a gradino mediante il filtraggio, ma per ottenerla si aveva bisogno di finestre di campionamento molto alte, che andavano a disperdere l’informazione.

Si è allora deciso di prendere il segnale filtrato in modo ottimale, come all'inizio del Metodo 1; rappresentare ogni intervallo di 3 minuti con il valore medio dei suoi valori, e, infine, considerare l'escursione massima il cui valore di mezzo corrisponde alla soglia.

In figura 28 il Metodo 2 sperimentato sul paziente 10. In rosso sottile, le rette corrispondenti ai valori medi degli intervalli, in rosso spesso, la soglia individuata per il paziente 10.

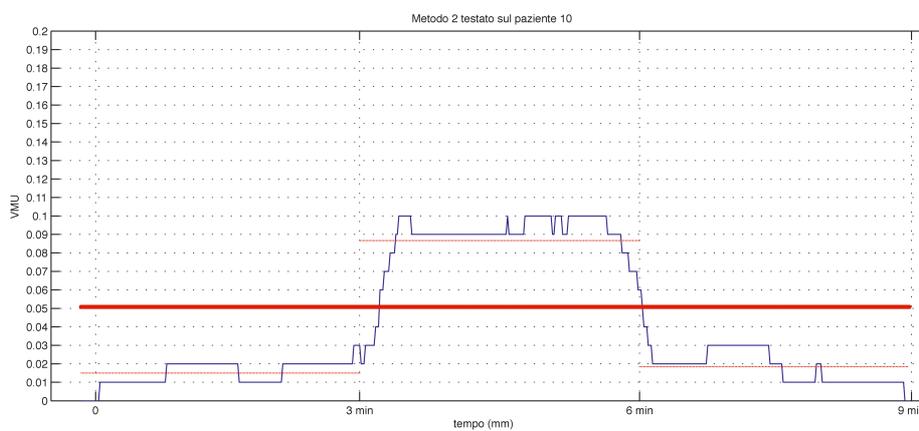


Figura 28: Metodo 2 sul paziente 10 della prova A.

Il metodo è stato poi testato su tutto il campione di soggetti A. I dati ricavati sono quelli descritti nella tabella sottostante.

Soggetti A	Valor medio nei 3 min	Valore medio nei 6 min	Valor medio nei 9 min	SOGLIA (VMU)
Paziente 1	0	0,17	0,031	0,085
Paziente 2	0	0,112	0,022	0,056
Paziente 3	0,009	0,147	0,026	0,078
Paziente 4	0,013	0,123	0,018	0,068
Paziente 5	0,009	0,086	0,013	0,047
Paziente 6	0,01	0,09	0,014	0,05
Paziente 7	0,004	0,065	0,01	0,034
Paziente 8	0,008	0,153	0,032	0,081
Paziente 9	0,009	0,09	0,023	0,05
Paziente 10	0,015	0,086	0,018	0,05

Tabella 5: Valori di soglia dei pazienti della prova A – Metodo 2

E' stato poi eseguita la media delle 10 soglie ottenendo come valore di *Soglia Finale* comune 0,06 VMU .

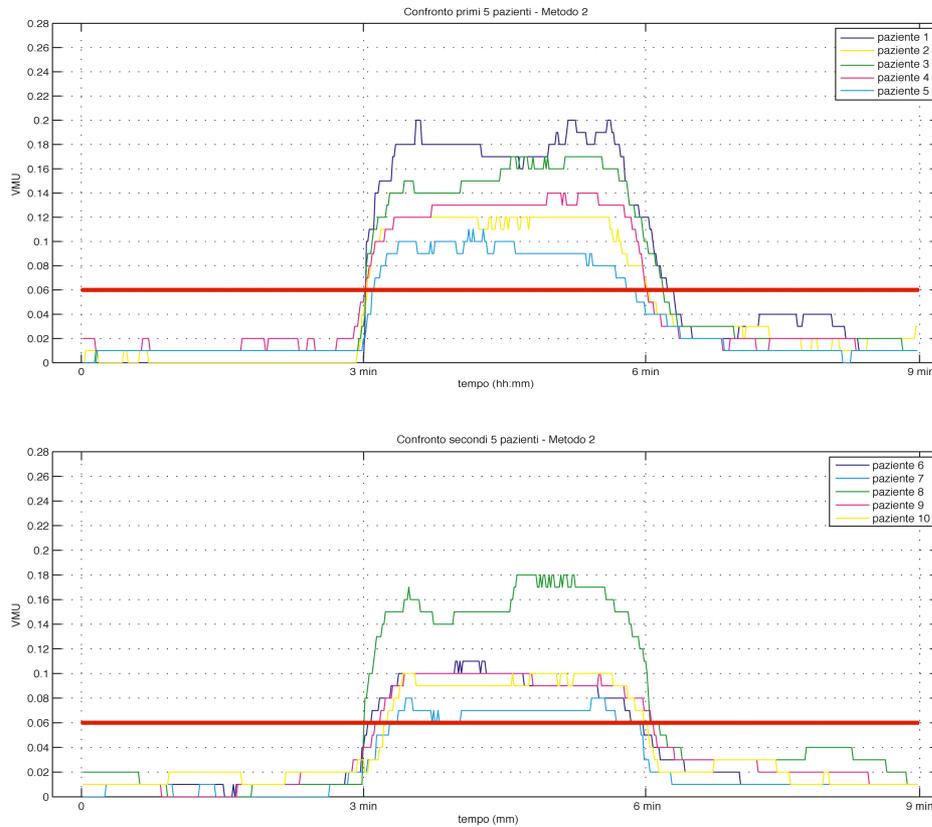


Figura 29-top confronto dei primi cinque soggetti con Metodo 2

Figura 29-bottom confronto dei secondi cinque soggetti con Metodo 2

Metodo 3 – Formula di soglia ottimale individuale

Essendo alla ricerca di una soglia che discrimini due tipi di valori ricevuti, il valore di alta attività e il valore di bassa attività, ci è parso interessante prendere in considerazione la formula indicata come la “formula che ottimizza il *valore di soglia*, minimizzando la probabilità di errore”, trattata nella teoria della *Rivelazione del segnale binario* in ambito dei ricevitori ottici [12]

Nella teoria, con *valore di soglia*, si fa riferimento a quel valore al di sopra del quale si ritiene venga ricevuto un ‘1’ logico e al di sotto del quale si ritiene venga ricevuto uno ‘0’ logico.

La formula in questione è data dalla seguente espressione:

$$Y_{th1} = (m_0\sigma_1 + m_1\sigma_0) / (\sigma_1 + \sigma_0)$$

Dove con 'm₀ ed m₁' viene indicato il valor medio della distribuzione degli 0 e della distribuzione degli 1, rispettivamente, mentre con 'σ₀ e σ₁' lo scarto quadratico medio o deviazioni standard della distribuzione degli 0 e degli 1 rispettivamente.

Tanto nella teoria citata quanto nel nostro caso, avendo come valori delle variabili aleatorie, si è fatto quindi riferimento alla *Distribuzione normale* o *Gaussiana*, in ambito della teoria delle probabilità.

La gaussiana infatti rappresenta la distribuzione di probabilità continua che è spesso usata come prima approssimazione per descrivere variabili casuali a valori reali che tendono a concentrarsi attorno a un singolo *valor medio* (*m*). La distribuzione normale dipende da due parametri, la media μ (o *m*) e la varianza σ². Considerando la normalizzazione, tale distribuzione dipendere dal valore atteso *m* e dalla deviazione standard σ.

Dati questi presupposti, è stato considerato come punto di partenza, sempre il segnale filtrato in modo ottimale. Si è poi passati al calcolo della media e della deviazione standard, sia dei 3 minuti di sforzo (da 3 min a 6 min) considerati come '1' logico, quanto dei 6 minuti di bassa attività (dai 0 min ai 3 min e dai 6 min ai 9 min) equivalenti allo '0' logico.

Questa operazione è stata eseguita per tutti i dieci soggetti e per ognuno è stato trovato un valore di soglia *Y_{th1}*.

Soggetti A	m_0	σ_0	m_1	σ_1	SOGLIA (VMU)
Paziente 1	0,031	0,022	0,1704	0,0234	0,0983
Paziente 2	0,024	0,012	0,1121	0,0148	0,0623
Paziente 3	0,037	0,052	0,1479	0,0203	0,0857
Paziente 4	0,033	0,009	0,1238	0,016	0,0662
Paziente 5	0,023	0,01	0,0863	0,016	0,047
Paziente 6	0,025	0,009	0,0902	0,0142	0,0512
Paziente 7	0,017	0,01	0,0639	0,0141	0,0366
Paziente 8	0,041	0,016	0,1537	0,0197	0,0912
Paziente 9	0,034	0,011	0,0908	0,013	0,0594
Paziente 10	0,034	0,01	0,0867	0,0179	0,0527

Tabella 6: Valori di soglia dei pazienti della prova A – Metodo 3

È seguita la media delle 10 Y_{th1} trovate, che ha restituito un valore di *Soglia Finale* comune di 0,065 VMU .



Figura 30-top confronto dei primi cinque soggetti con Metodo 3

Figura 30- bottom confronto dei secondi cinque soggetti con Metodo 3

Metodo 4 – Formula di soglia ottimale unica

L'ultimo metodo è una variante del Metodo 3, in cui le medie e le deviazioni standard non vengono considerate per ogni singolo soggetto, ma si tiene conto di due soli valori di media (m_0, m_1), e due soli valori di deviazione standard (σ_0, σ_1) che includono tutto il campione dei dieci anziani.

Per far questo sono stati presi tutti i valori rientranti nell'intervallo di tempo 0-3 min e 6-9 min, di tutti i pazienti e messi in un unico vettore indicato come 'attività bassa' di cui si è successivamente calcolata la media e la deviazione standard: rispettivamente, m_0 e σ_0 .

Procedimento analogo per tutti i valori nell'intervallo 3-6 min, di tutti i soggetti, inseriti nel vettore unico 'attività alta', da cui sono state estratte la m_1 e la σ_1 . In tabella 7 i valori trovati.

Soggetti A	m_0	σ_0	m_1	σ_1	SOGLIA (VMU)
Intero campione	0,299	0,099	1,1258	0,148	0,062

Tabella 7: Valore di soglia dell'intero campione di dieci pazienti della prova A – Metodo 4

Avendo m_0, σ_0, m_1 e σ_1 unici, si è applicata la formula di soglia ottimale Y_{th} , che ha portato ad un valore di *Soglia Finale* comune di 0,062 VMU.

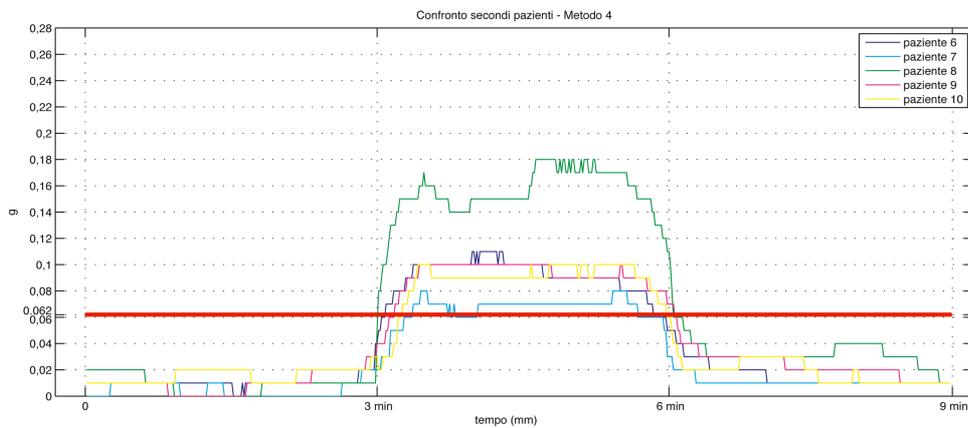
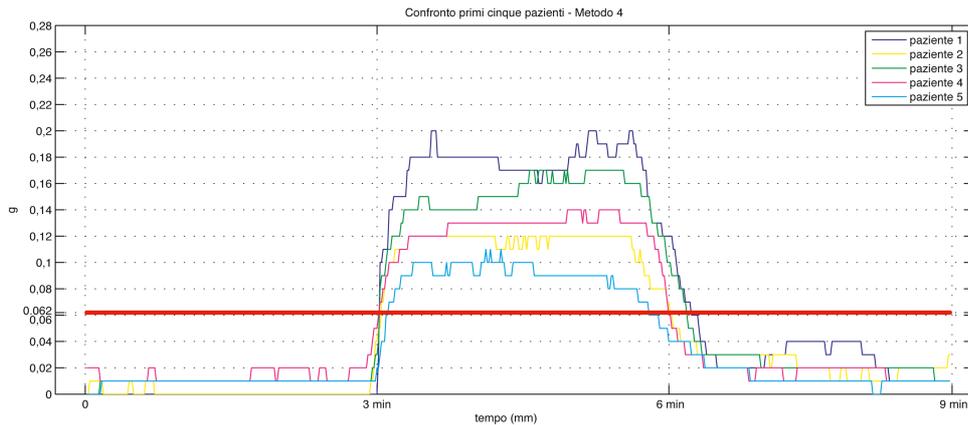


Figura 31 -top confronto dei primi cinque soggetti con Metodo 4

Figura 31- bottom confronto dei secondi cinque soggetti con Metodo 4

4.2.5 Primi risultati

Avendo a disposizione quattro diversi valori di *Soglia Finale*, non molto differenti tra di loro, bisognava scegliere quali tra questi avrebbe rappresentato il valore di soglia ottimale. Per prendere tale decisione, ognuno dei quattro valori è stato testato su tutti i dieci pazienti, come in figura 27, 29, 30, 31 ed è stato osservato quale fosse la soglia che permetteva a tutti i soggetti di discriminare correttamente la bassa attività, dall'attività alta. Ci è parso evidente che il valore minimo di soglia trovato con il metodo 2, e cioè 0,06 VMU fosse quello che meglio potesse soddisfare le nostre attese.

Infatti nel caso di soglia pari a 0,065 VMU (metodo 1, metodo 3), per il paziente 7, in figura 27-bottom e 30-bottom, non riusciamo a discriminare bene le due diverse attività; notiamo un risultato analogo per il valore 0,062 VMU, trovato con il metodo 4, in figura 31-bottom. Con una soglia finale di 0,06 VMU, al contrario, anche il paziente 7, in figura 29-bottom pur qualificandosi come caso limite, ricade all'interno dei criteri di discriminazione.

Prima di passare a indagare su altri possibili metodi, ci è sembrato opportuno verificare se il valore di soglia che abbiamo considerato ottimale soddisfacesse il nostro scopo, cioè quello di poter valutare, se tale valore, possa fungere da soglia discriminante anche per un'osservazione a lungo termine di un anziano qualsiasi che soddisfi il protocollo delle discrete condizioni di salute.

4.3 Applicazione

Come anticipato in precedenza, nell'ultima fase del lavoro di tesi è stata testata la validità del valore di soglia ottimale. A questo scopo è stata utilizzata la prova B –Lungo monitoraggio.

I soggetti selezionati sono stati sottoposti ad un monitoraggio di nove ore per il paziente 11, e dodici ore per il paziente 12. A entrambi i soggetti è stato chiesto di indossare il dispositivo Zephyr Bioharness per poter controllare in tempo reale le variazioni dei loro parametri fisiologici; contestualmente, l'intera osservazione veniva registrata nella memoria interna del dispositivo. I due soggetti anziani sono stati seguiti, con un'osservazione partecipata, nelle loro azioni quotidiane: si è accuratamente preso nota sia degli intervalli di

tempo durante i quali ogni nuova azione era svolta, che del tipo di azione compiuta. Al termine del monitoraggio, le informazioni fisiologiche sono state raccolte in un file Gen Data.csv, cui è stata allegata una tabella delle annotazioni.

Ipotizzando che ad azioni simili corrispondano livelli di intensità di *Attività* simili, siamo in grado di distinguere tre diverse intensità: bassa, media, alta. A partire da questa premessa, abbiamo formulato le previsioni sull'andamento dell'attività nel lungo intervallo di osservazione, contenute nelle tabelle 8 e 8.1:

SOGGETTO			SOGGETTO		
Paziente 11			Paziente 12		
DURATA (hh:mm) da - a	AZIONE	PREVISIONE ATTIVITA'	DURATA (hh:mm) da - a	AZIONE	PREVISIONE ATTIVITA'
9:05 - 9:07	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA	08:37 - 8:41	riposo	ATTIVITA' BASSA
9:07 - 9:10	riposo	ATTIVITA' BASSA	08:41 - 08:42	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA
9:10 - 9:20	sforzo - (scale, sollevamento peso)	ATTIVITA' ALTA	08:42 - 08:54	riposo	ATTIVITA' BASSA
9:20 - 9:25	sforzo - (scale, cammino)	ATTIVITA' ALTA	08:54 - 08:56	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA
9:25 - 9 :42	riposo	ATTIVITA' BASSA	08:56 - 9:18	riposo	ATTIVITA' BASSA
9:42 - 9:44	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA	9:18 - 9:19	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA
9:44 - 9:58	riposo - (lettura)	ATTIVITA' BASSA	9:19 - 9:37	riposo -(cucito)	ATTIVITA' BASSA
9:58 -10: 05	sforzo - (cammino, scale)	ATTIVITA' ALTA	9:37 - 10:00	riposo	ATTIVITA' BASSA
10:05 - 10:07	sforzo - (scale)	ATTIVITA' ALTA	10: 00 - 10:04	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA
10:07 -10:16	riposo	ATTIVITA' BASSA	10:04 - 10:37	riposo	ATTIVITA' BASSA
10:16 - 10:18	sollevamento peso	ATTIVITA' ALTA	10:37 - 11:02	riposo -(lettura)	ATTIVITA' BASSA
10:18 - 10:19	riposo	ATTIVITA' BASSA	11: 02 - 11: 04	toilette	ATTIVITA' MEDIA
10:19 - 10:24	sforzo - (cammino, scale)	ATTIVITA' ALTA	11:04 - 11:19	riposo	ATTIVITA' BASSA
10:24 - 10:28	riposo	ATTIVITA' BASSA	11:19 - 11:27	sforzo -(scale, cammino)	ATTIVITA' ALTA
10:28 - 10:29	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA	11:27 - 11:30	riposo	ATTIVITA' BASSA
10:29 - 10:45	riposo	ATTIVITA' BASSA	11:30 - 11:34	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA
10:45 - 10:47	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA	11:34 - 11:37	riposo	ATTIVITA' BASSA
10:47 - 10:56	riposo	ATTIVITA' BASSA	11:37 - 11:41	riposo	ATTIVITA' BASSA
10:56 - 10:59	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA	11:41 - 11:56	lavori domestici (preparazione pranzo)	ATTIVITA' MEDIA
10:59 - 11: 05	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA	11:56 - 11:59	riposo	ATTIVITA' BASSA
11: 05 - 11:10	riposo	ATTIVITA' BASSA	11:59 - 12:01	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA
11:10 - 11:29	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA	12:01 - 12:09	riposo	ATTIVITA' BASSA
11:29 - 11: 31	riposo	ATTIVITA' BASSA	12:09 - 12:10	lavori domestici (preparazione pranzo)	ATTIVITA' MEDIA
11:31 - 11:33	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA	12:10 - 12:13	riposo	ATTIVITA' BASSA
11:33 - 12:05	risposo - (lettura)	ATTIVITA' BASSA	12:13 - 12:19	lavori domestici (preparazione pranzo)	ATTIVITA' MEDIA
12:05 - 12:12	riposo - (lettura)	ATTIVITA' BASSA	12:19 - 12:23	riposo	ATTIVITA' BASSA
12:12 - 12:13	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA	12:23 - 12:29	lavori domestici (preparazione pranzo)	ATTIVITA' MEDIA
12:13 - 12:34	riposo	ATTIVITA' BASSA	12:29 -12:36	lavori domestici (preparazione pranzo)	ATTIVITA' MEDIA
12:34 - 12:42	sforzo - (scale, cammino)	ATTIVITA' ALTA	12:36 - 12:37	riposo	ATTIVITA' BASSA
12:42 - 12:45	riposo	ATTIVITA' BASSA	12:37 - 12:42	riposo	ATTIVITA' BASSA
12:45 - 13:05	sforzo - (giardinaggio)	ATTIVITA' ALTA	12:42 - 12:43	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA

Tabella 8: Tabella delle annotazioni

SOGGETTO			SOGGETTO		
Paziente 11			Paziente 12		
DURATA (hh:mm) da - a	AZIONE	PREVISIONE ATTIVITA'	DURATA (hh:mm) da - a	AZIONE	PREVISIONE ATTIVITA'
13:05 - 13:20	sforzo - (giardinaggio)	ATTIVITA' ALTA	12:43 - 12:45	riposo	ATTIVITA' BASSA
13:20 - 13:24	guida	ATTIVITA' MEDIA	12:45 -12:47	lavori domestici (preparazione pranzo)	ATTIVITA' MEDIA
13:24 - 13:33	sforzo - (cammino, scale)	ATTIVITA' ALTA	12:47 - 12:48	riposo	ATTIVITA' BASSA
13:33 - 13:35	riposo	ATTIVITA' BASSA	12:48 - 12:54	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA
13:35 - 13:37	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA	12:54 - 12:58	riposo	ATTIVITA' BASSA
13:37 - 14:05	riposo - (pranzo)	ATTIVITA' BASSA	12:58 - 12:59	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA
14:05 - 14:26	riposo	ATTIVITA' BASSA	12:59 - 13:03	riposo	ATTIVITA' BASSA
14:26 - 14:32	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA	13:03 - 13:04	lavori domestici (preparazione pranzo)	ATTIVITA' MEDIA
14:32 - 14:34	riposo	ATTIVITA' BASSA	13:04 - 13:05	riposo	ATTIVITA' BASSA
14:34 - 14:35	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA	13:05 - 13:06	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA
14:35 - 14:37	riposo	ATTIVITA' BASSA	13:06 - 13:12	riposo	ATTIVITA' BASSA
14:37 - 14:43	sforzo - (scale, cammino)	ATTIVITA' ALTA	13:12 - 13:16	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA
14:43 - 14:47	riposo	ATTIVITA' BASSA	13:16 - 13:28	riposo	ATTIVITA' BASSA
14:47 - 14:48	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA	13:28 - 13:30	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA
14:48 - 15:05	riposo - (sonno)	ATTIVITA' BASSA	13:30 - 13:37	riposo	ATTIVITA' BASSA
15:05 - 16:05	riposo - (sonno)	ATTIVITA' BASSA	13:37 - 14:07	riposo - (pranzo)	ATTIVITA' BASSA
16:05 - 17:05	riposo	ATTIVITA' BASSA	14:07 - 14:20	riposo	ATTIVITA' BASSA
17:05 - 17:08	toilette	ATTIVITA' MEDIA	14:20 - 14:24	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA
17:08 - 17:10	riposo	ATTIVITA' BASSA	14:24 - 14:26	riposo	ATTIVITA' BASSA
17:10 - 17:11	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA	14:26 - 14:33	sforzo - (scale, cammino)	ATTIVITA' ALTA
17:11 - 17:14	riposo	ATTIVITA' BASSA	14:33 -14:37	riposo	ATTIVITA' BASSA
17:14 - 17:17	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA	14:37 - 14:40	toilette	ATTIVITA' MEDIA
17:17 - 17:59	riposo	ATTIVITA' BASSA	14:40 - 15:32	riposo - (lettura)	ATTIVITA' BASSA
17:59 - 18:02	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA	15:32 - 15:37	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA
18:02 - 18:05	riposo	ATTIVITA' BASSA	15:37 - 15:57	riposo	ATTIVITA' BASSA
			15:57 - 15:58	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA
			15:58 - 16:07	riposo	ATTIVITA' BASSA
			16:07 - 16:37	riposo - (sonno)	ATTIVITA' BASSA
			16:37 - 17:02	riposo - (sonno)	ATTIVITA' BASSA
			17:02 -17:25	riposo - (sveglia)	ATTIVITA' BASSA
			17:25 -17:26	toilette	ATTIVITA' MEDIA
			17:26 - 17:37	riposo - (lettura)	ATTIVITA' BASSA
			17:37 - 17:55	riposo	ATTIVITA' BASSA
			17:55 - 17:58	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA
			17:58 - 18:34	riposo	ATTIVITA' BASSA
			18:34 - 18:35	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA
			18:35 - 18:37	riposo	ATTIVITA' BASSA
			18:37 - 19:08	riposo - (lettura)	ATTIVITA' BASSA
			19:08 - 19:09	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA
			19:09 -19:37	riposo - (lettura)	ATTIVITA' BASSA
			19:37 -19:40	riposo	ATTIVITA' BASSA
			19:40 - 19:42	lavori domestici	ATTIVITA' MEDIA
			19:42 -19:56	riposo	ATTIVITA' BASSA
			19:56 - 19:57	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA
			19:57 - 20:16	riposo - (cucito)	ATTIVITA' BASSA
			20:16-20:17	deambulazione in casa	ATTIVITA' MEDIA
			20:17 -20:37	riposo	ATTIVITA' BASSA

Tabella 8.1 : Tabella delle annotazioni

Dopo aver formulato queste previsioni, si è passati all'implementazione di un algoritmo capace di distinguere automaticamente la bassa attività dalla

medio/alta attività. Nelle prossime pagine, confronteremo i risultati estrapolati dall'algoritmo con le previsioni contenute nella tabella. Ci pare che la loro uguaglianza o massima somiglianza possa costituire una buona verifica per l'attendibilità del valore di soglia ottimale trovato.

4.3.1 Algoritmo di classificazione dell'Attività

Data la soglia ottimale di 0,06 VMU, trovata con il metodo 2, si tratta ora di verificare quanto questo valore possa andar bene per distinguere la bassa dalla medio-alta attività nel caso dei soggetti 11 e 12 e di tutti i possibili casi analoghi.

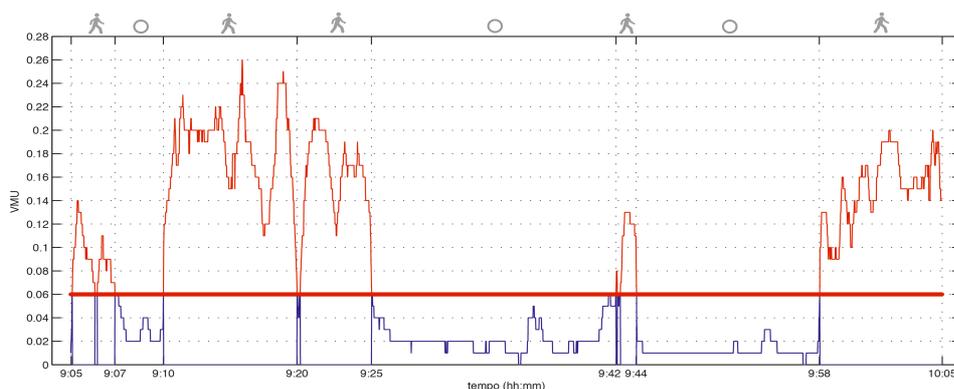
In primo luogo è stato estratto il tracciato del parametro *Attività* di entrambi i pazienti, processandolo tramite il filtraggio ottimale. Di seguito, è stato costruito un algoritmo che scansiona tutto il segnale *Attività* nel tempo. L'algoritmo riceve in entrata: il segnale filtrato, il valore di soglia ottimale e l'intervallo temporale di osservazione; e, in uscita, consente di distinguere quando l'andamento dell'*Attività* supera la soglia (medio-alta attività), o quando, invece, sta sotto soglia (bassa attività). Nel primo caso, il tracciato è automaticamente evidenziato in rosso; nel secondo caso in blu.

Le pagine che seguono presentano i grafici dei segnali processati con *l'algoritmo di classificazione di attività* e il confronto con le previsioni.

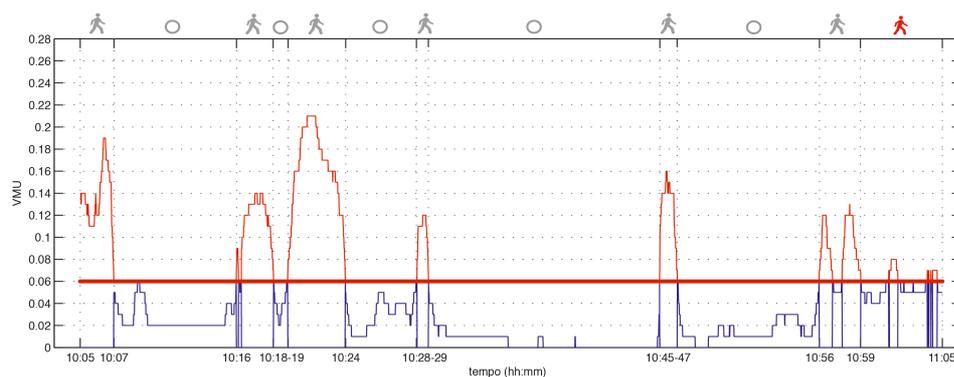
Attività paziente 11

- ① PRIMA ORA
- ② SECONDA ORA
- ③ TERZA ORA

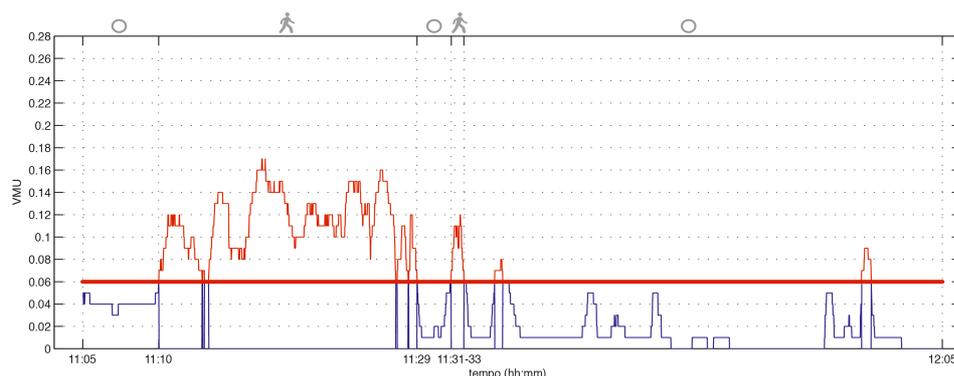
PREVISIONI			
○	ATTIVITÀ BASSA / RIPOSO	🚶	PREVISIONE NON VERIFICATA
🚶	ATTIVITÀ MEDIO-ALTA	○	PREVISIONE NON VERIFICATA



①



②



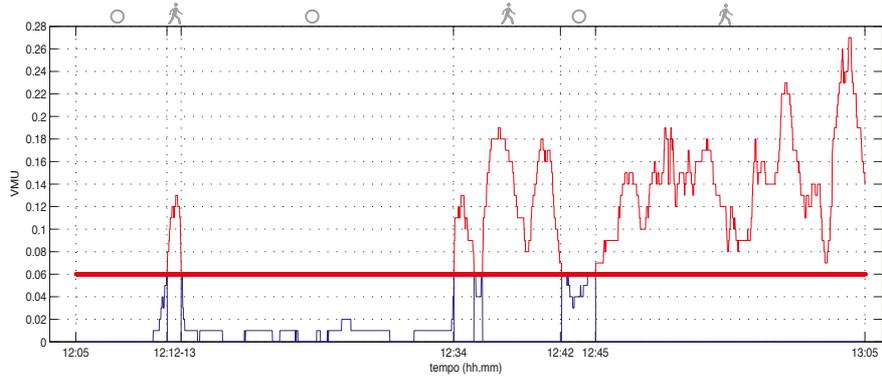
③

Figura 32: Risultato in uscita dall'algoritmo applicato sul paziente 11

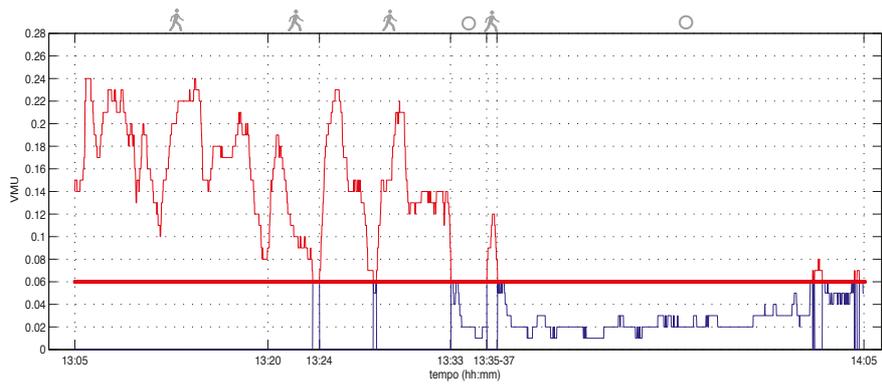
Attività paziente 11

- ④ QUARTA ORA
- ⑤ QUINTA ORA
- ⑥ SESTA ORA

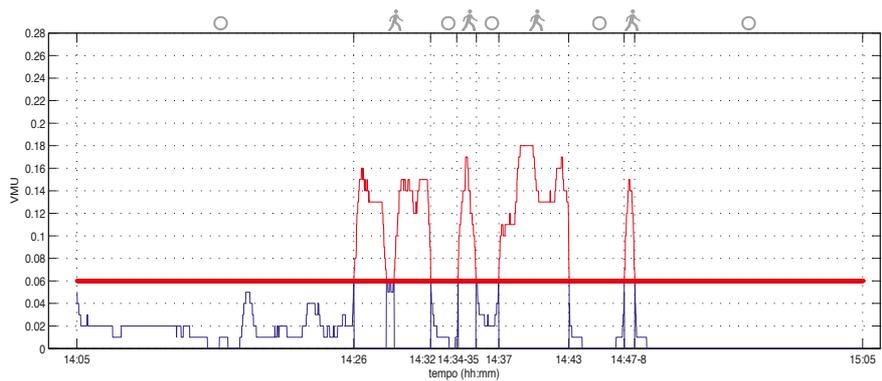
PREVISIONI			
○	ATTIVITÀ BASSA / RIPOSO	○	PREVISIONE NON VERIFICATA
🚶	ATTIVITÀ MEDIO-ALTA	○	PREVISIONE NON VERIFICATA



④



⑤



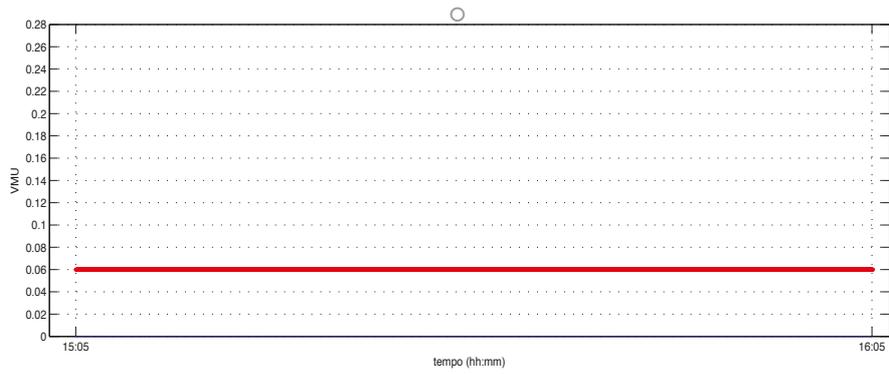
⑥

Figura 32.1: Risultato in uscita dall'algoritmo applicato sul paziente 1

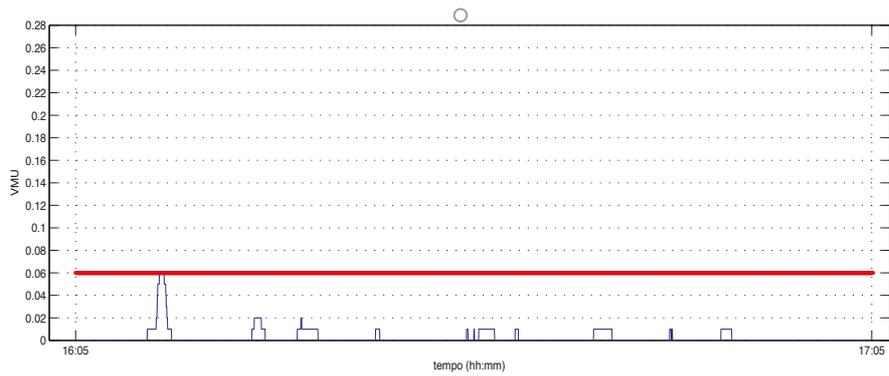
Attività paziente 11

- 7 SETTIMA ORA
- 8 OTTAVA ORA
- 9 NONA ORA

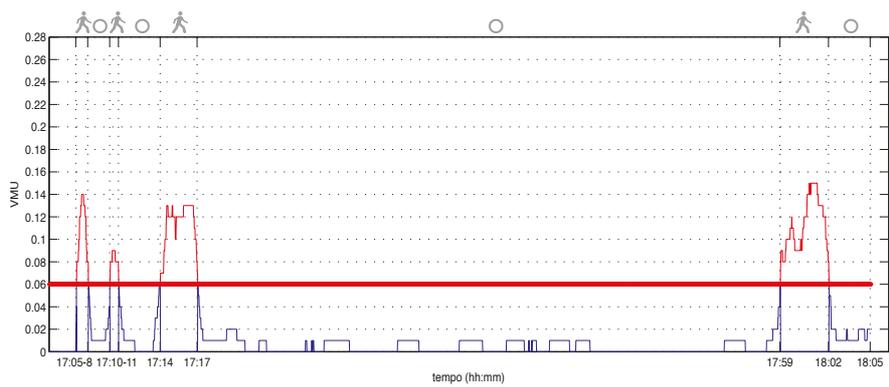
PREVISIONI			
○	ATTIVITÀ BASSA / RIPOSO	○	PREVISIONE NON VERIFICATA
🚶	ATTIVITÀ MEDIO-ALTA	○	PREVISIONE NON VERIFICATA



7



8



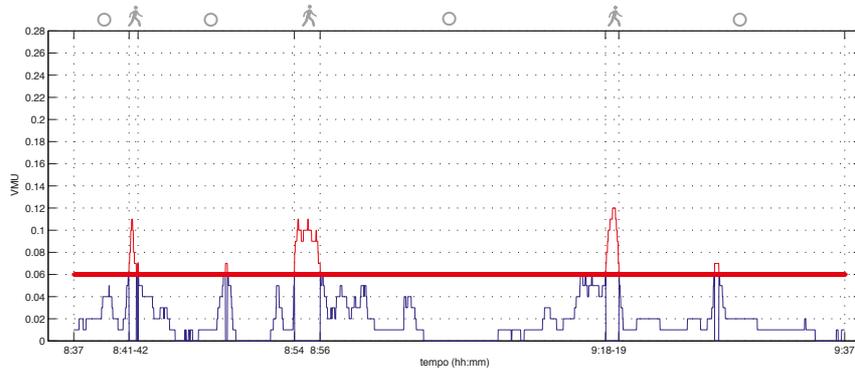
9

Figura 32.2: Risultato in uscita dall' algoritmo applicato sul paziente 11

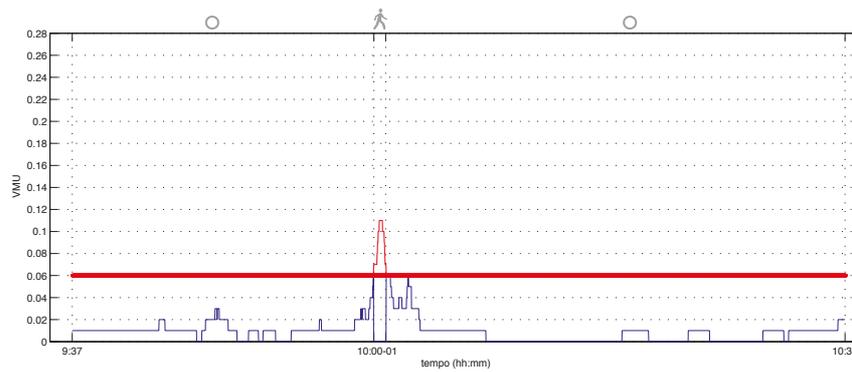
Attività paziente 12

- ① PRIMA ORA
- ② SECONDA ORA
- ③ TERZA ORA

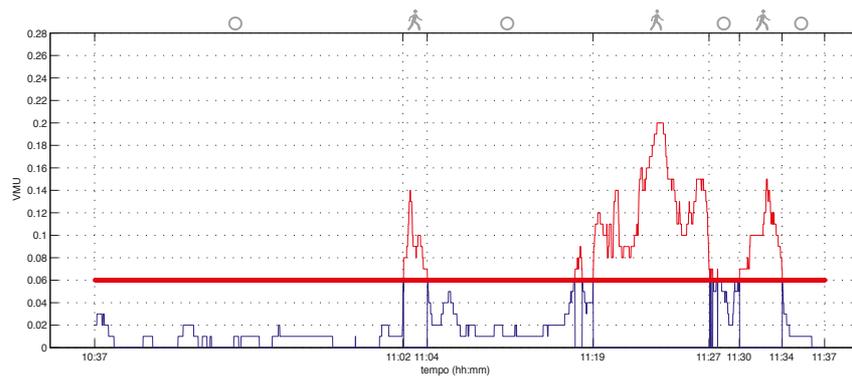
PREVISIONI			
○	ATTIVITÀ BASSA / RIPOSO	🚶	PREVISIONE NON VERIFICATA
🚶	ATTIVITÀ MEDIO-ALTA	○	PREVISIONE NON VERIFICATA



1



2



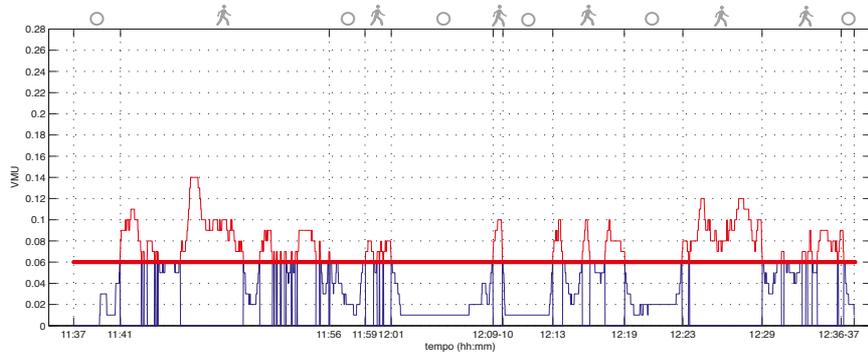
3

Figura 33: Risultato in uscita dell'algoritmo applicato sul paziente 12

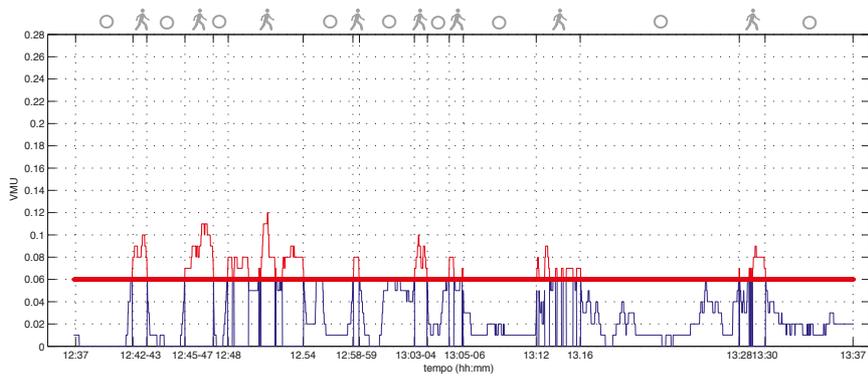
Attività paziente 12

- 4 QUARTA ORA
- 5 QUINTA ORA
- 6 SESTA ORA

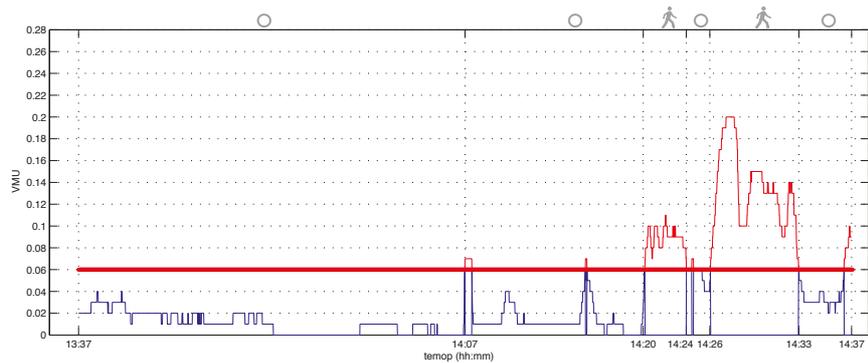
PREVISIONI			
○	ATTIVITÀ BASSA / RIPOSO	🚶	PREVISIONE NON VERIFICATA
🚶	ATTIVITÀ MEDIO-ALTA	○	PREVISIONE NON VERIFICATA



4



5

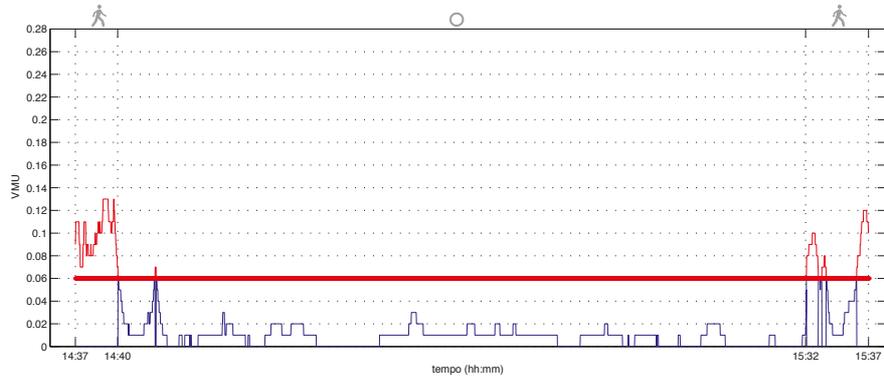


6

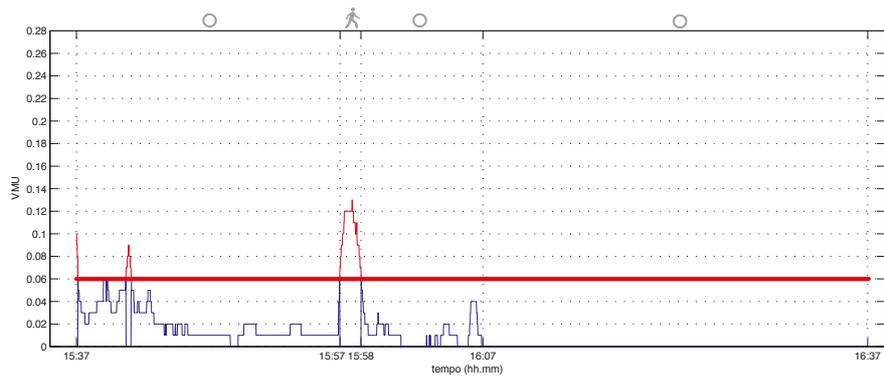
Attività paziente 12

- 7 SETTIMA ORA
- 8 OTTAVA ORA
- 9 NONA ORA

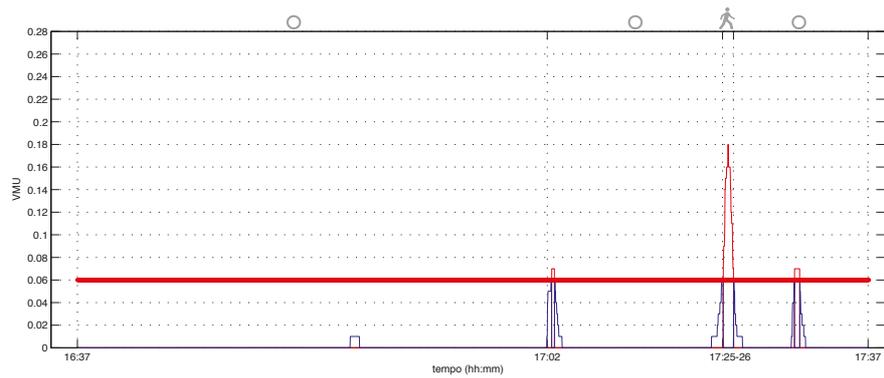
PREVISIONI			
○	ATTIVITÀ BASSA / RIPOSO	🚶	PREVISIONE NON VERIFICATA
🚶	ATTIVITÀ MEDIO-ALTA	○	PREVISIONE NON VERIFICATA



7



8



9

Figura 33.2: Risultato in uscita dell'algoritmo applicato sul paziente 12

Attività paziente 12

- DECIMA ORA
- ⊙ UNDECESIMA ORA
- ⊙ DODICESIMA ORA

PREVISIONI			
○	ATTIVITÀ BASSA / RIPOSO	⊙	PREVISIONE NON VERIFICATA
⊙	ATTIVITÀ MEDIO-ALTA	⊙	PREVISIONE NON VERIFICATA

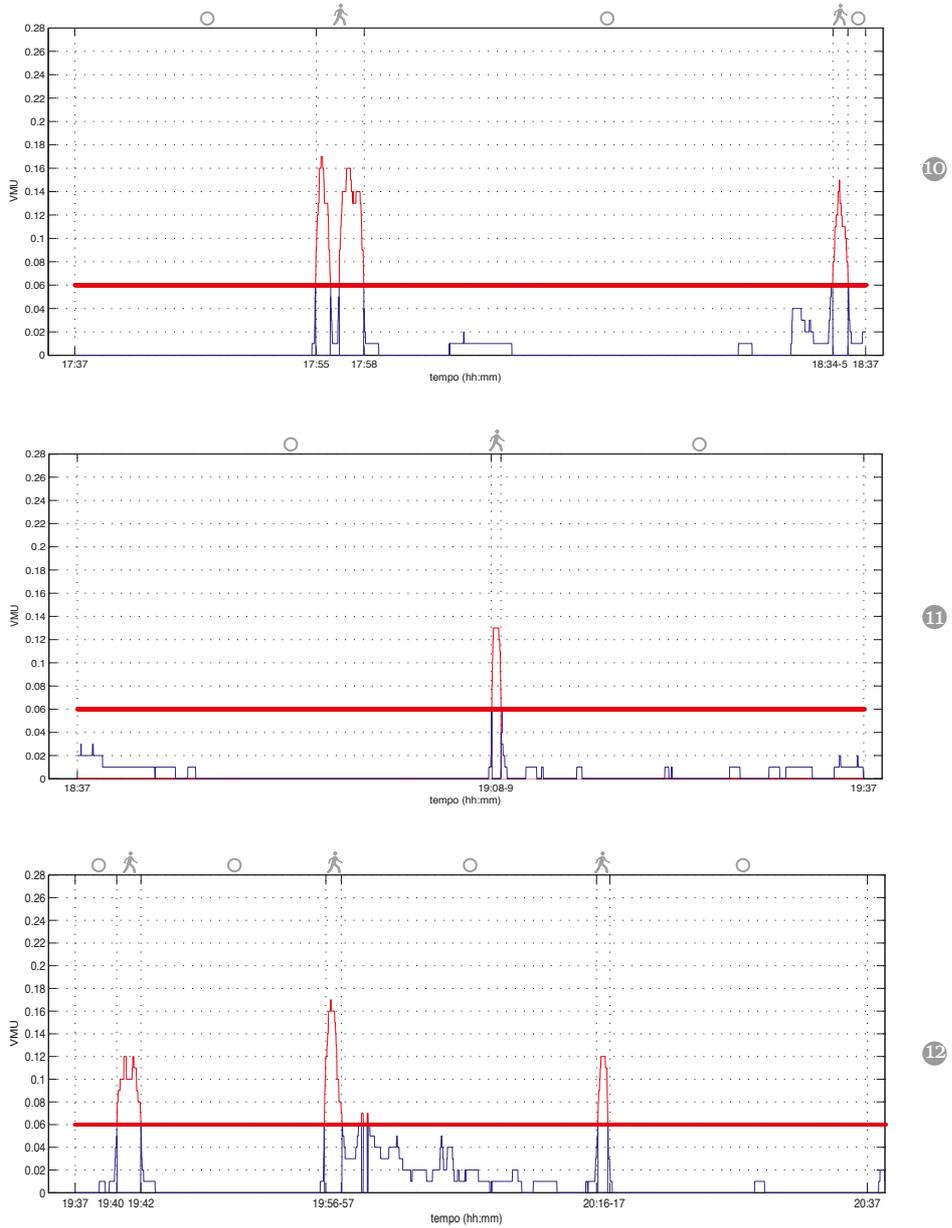


Figura 33.3: Risultato in uscita dell' algoritmo applicato sul paziente 12

Osservando attentamente il confronto tra le previsioni stimate e i corrispondenti risultati empirici possiamo notare che:

a) per il paziente 11, in un'osservazione divisibile in 56 intervalli temporali, corrispondenti a 56 variazioni di attività, 55 previsioni su 56 sono confermate dai valori sperimentali;

b) per il paziente 12, in un'osservazione divisibile in 81 intervalli temporali, corrispondenti a 81 variazioni di attività, 81 previsioni su 81 sono confermate dai valori sperimentali.

Con l'eccezione delle due previsioni non verificate nel caso a), possiamo dunque affermare che una soglia rappresentata da 0,06 VMU costituisce al 99 % un buon valore di soglia, in grado di determinare quando l'attività rientra in una fascia di intensità medio alta o quanto rientra nella fascia di intensità bassa.

Occorre, ribadire in questa sede che tale valore di soglia è stato testato su un campione di anziani aventi determinati tratti: età compresa tra i 70 e i 79 anni, con caratteristiche fisiche comuni e discreto stato di salute, ovvero senza patologie cardiache o motorie critiche. Poiché questi tratti sono condivisi da un numero significativo di soggetti, ne discende che il caso generico di monitoraggio menzionato può essere ritenuto attendibile per un target potenzialmente molto ampio.

CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

I risultati ottenuti a fine sperimentazione dicono che l'analisi del *riconoscimento di intensità di attività* nel monitoraggio a distanza di un individuo anziano, è *possibile, attendibile e dimostrabile empiricamente*. Questi risultati possono essere efficacemente tradotti in pratica. Si può cioè, sin d'ora, pensare alle ricadute che essi avrebbero in un sistema di *Home Care*.

Una prima applicazione possibile riguarda la comunicazione esplicita tra medico e paziente all'interno di un contesto Home Care. Se l'operatore medico e l'utente potessero infatti accedere ai risultati ottenuti dall'algoritmo direttamente sull'interfaccia di visualizzazione, disporrebbero di un ulteriore ed importate dato da monitorare. È evidente che in determinati casi, come ad esempio quello di pazienti affetti da problemi cardiaci, l'integrazione di questo nuovo dato può rappresentare un'informazione fondamentale per valutare correttamente se le alterazioni cardiache del soggetto siano influenzate da attività motoria o da una degenerazione spontanea. Sulla base della situazione individuale del paziente, il personale medico monitorando il soggetto a

distanza, potrà in altri termini decidere se si tratta di una condizione di pericolo e, dunque, intervenire.

Possiamo immaginare di fare un passo in più in questa direzione. Esso riguarda il miglioramento dell'efficienza del sistema *Smart Space*, in relazione alla generazione automatica dei segnali d'allarme. Consideriamo, per continuare l'esempio appena fatto e per comodità, il caso di un paziente anziano e del valore della sua frequenza cardiaca. A oggi il sistema *Smart Space* funziona nel modo seguente: il sistema riceve il segnale della frequenza cardiaca e, sulla base di soglie stabilite su conoscenze mediche, riconosce i casi critici e, di conseguenza, invia al personale medico (tramite SMS) un segnale d'allarme. A partire dal nostro dato, invece, il sistema potrebbe funzionare in modo differente. Il primo elemento di innovazione è rappresentato dall'aggiunta di un secondo dato in entrata: oltre alla frequenza cardiaca, nell'esempio considerato, il sistema riceverebbe infatti l'*indice di classificazione*, e cioè il risultato del nostro algoritmo. Il secondo elemento di innovazione riguarda invece il riconoscimento di correlazione tra questi due dati; che deve essere sperimentato con strumenti ingegneristici. Il terzo e ultimo elemento riguarda il modo in cui viene stabilito questo valore di soglia, che sarà fissato fornendo al medico dei dati di correlazione tra i diversi segnali vitali i quali potrebbero fornire maggiore ausilio nella decisione del valore di soglia. A regime, il sistema automatizza questo processo, e genera gli opportuni segnali d'allarme. Seguirà un SMS di avviso al personale medico che deciderà come intervenire.

Infine, una naturale prosecuzione del lavoro in vista di possibili applicazioni concrete, sarebbe la definizione di un *indice del tasso di attività giornaliera del paziente*, sulla lunga osservazione. Questo dato, costruito sulla base del risultato del nostro algoritmo, indicherebbe la percentuale degli intervalli di alta attività sul totale dell'attività monitorata, consentendo di formulare delle ipotesi attendibili circa il ritmo di vita quotidiana del paziente.

Si tratta soltanto di alcuni degli scenari che il lavoro svolto in questa tesi lascia intravedere. La nostra speranza è di aver fornito le informazioni e le interpretazioni sufficienti a chi, nel futuro, vorrà occuparsi di telemedicina e di avere così contribuito, sia pure in minima parte, a rendere più chiari i vantaggi provenienti dal suo sviluppo e dalla diffusione delle sue applicazioni.

RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI

- [1] CHIRON (*Cyclic and person-centric Health management: Integrated appRoach for hOme, mobile and clinical eNvironments*) Project: <http://www.chiron-project.eu>
- [2] SOFIA (*Smart Object For Intelligence Applications*): <http://www.sofia-project.eu/>
- [3] SOFIA Deliverable 5.11: *Interoperability Platform Principles*: <http://www.sofia-project.eu/node/329>
- [4] “Smart-M3”, Wikipedia: <http://en.wikipedia.org/wiki/Smart-M3>
- [5] “Smart-M3” public source code: <http://sourceforge.net/projects/smart-m3/>
- [6] Brownsword L. L.; Carney D. J.; Fisher D.; Lewis G.; Meyers G., “Current perspectives on interoperability”, *Technical Report CMU/SEI-2004-TR-009 CMU/SEI-2004-TR-009*, Carnegie-Mellon University, March, 2004
- [7] “World Wide Web Consortium – W3C”: <http://www.w3.org/>
- [8] Welty C., McGuinness D. L., Smith M. K., “OWL web ontology language guide. W3C recommendation”, W3C, February 2004: <http://www.w3.org/TR/2004/REC-owl-guide-20040210/>
- [9] Schreiber G. Dean M., “OWL web ontology language reference W3C recommendation”, W3C, February 2004: <http://www.w3.org/TR/2004/REC-owl-ref-20040210/>
- [10] “OLDES” (Older people’s e-services ah home): <http://www.oldes.eu/>
- [11] “Zephyr Bioharness Device”: <http://www.zephyr-technology.com/>
- [12] Dispense di Sistemi a portante ottica Ls, Tarantini Giovanni

Altri riferimenti

Gherardi S., Strati A., *La telemedicina: fra tecnologia e organizzazione*, Roma, Carocci 2004.

Lamberti, C., Vergari, F., “Telemedicine –Technical Aspects”, *MESPE Journal (Mediterranean Journal of Pacing and Electrophysiology)* 2007; 3-4:125-126 D.

Lappeteläinen A., Tuupola A.M., Palin A., Eriksson T., “Networked systems, services and information. The ultimate digital convergence”, in *NoTA2008*, June 2008, Helsinki, Finland

Moruzzi M., Cipolla C.; *Telemedicina*, Milano, Franco Angeli 2004

Spinelli E. M., Pallas-Areny R., Mayosky M.A., “Accoupled front-end for biopotential measurements. Biomedical Engineering”, *IEEE Transactions on*, 50(3): 391-395, Mar 2003

Van Hess V. T., Van Lummel R. C., Westerterp K. R., “Estimating Activity-related Energy Expenditure Under Sedentary Conditions Using a Triaxial Seismic Accelerometer”, <http://www.PubMed.gov>

Vergari F., Cinotti T. S., D'Elia A., Roffia L., Zamagni G., Lamberti C., “An integrated frame- work to achieve interoperability in person-centric health management”, Submitted to: *International Journal of Telemedicine and Applications*

Zanutto A., *Innovazione tecnologica e apprendimento organizzativo: la telemedicina e il sapere medico*, Milano, Franco Angeli 2008

RINGRAZIAMENTI

A Girolamo e Teresa, grazie.

La costanza con cui mi siete stati vicini in tutto questo tempo, silenziosamente, è stata la mia forza.

Ad Alberto, grazie.

Dell'amore incondizionato.

A Pepé e Angela, grazie.

Della pazienza, che è solo una delle qualità che vi contraddistingue.

A tutti gli altri che leggeranno queste poche righe e non si ritroveranno: non me ne vogliate. Mi piacerebbe esprimervi la gratitudine seduti in riva al mare, di sera, sorridendo.