

# PROGETTO PREMIALE CNR

## *“L’ICT per la salute e la solidarietà sociale (e-SHS)”*

---

Inizio Progetto: 3 Giugno 2014

Fine Progetto: 2 Giugno 2015



ICT per la **salute** e la **solidarietà** sociale

## **ALCUNI RISULTATI OTTENUTI**

### **(Deliverable 2)**

**20 Aprile 2015**

## ISTITUTI CNR PARTECIPANTI e AUTORI del DOCUMENTO

<b>ISTITUTO</b>	<b>CONTRIBUTORI</b>
<b>ISTI</b> Istituto di Scienza e Tecnologie dell'Informazione	Erina Ferro Paolo Barsocchi Ovidio Salvetti Massimo Magrini
<b>IIT</b> Istituto di Informatica e Telematica	Franca Delmastro Ilaria Matteucci
<b>ICAR</b> Istituto di Calcolo e Reti ad Alte Prestazioni	Massimo Esposito Mario Ciampi
<b>IEIT</b> Istituto di Elettronica e di Ingegneria dell'Informazione e delle Telecomunicazioni	Giuseppe Pettiti
<b>IREA</b> Istituto per il Rilevamento Elettronico dell'Ambiente	Lorenzo Crocco Francesco Soldovieri Ilaria Catapano
<b>IMATI</b> Istituto di Matematica Applicata e Tecnologie Informatiche	Franca Giannini Monica De Martino
<b>IFAC</b> Istituto di Fisica Applicata	Laura Burzagli
<b>IAC</b> Istituto per le Applicazioni del Calcolo	Rosa Capozzi
<b>ISSIA</b> Istituto di Studi sui Sistemi Intelligenti per l'Automazione	Giovanni Attolico
<b>ISTC</b> Istituto di Scienze e Tecnologie della Cognizione	Gabriella Cortellessa Piero Cosi Fabio Paglieri
<b>IFC</b> Istituto di Fisiologia Clinica	M. Giovanna Trivella

## INDICE

1	Il monitoraggio della qualità del riposo (ISTI).....	4
1.1	Il sistema di monitoraggio .....	6
1.2	Installazione del sistema di monitoraggio .....	8
1.3	RIFERIMENTI .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
2	Il rilevamento gestuale tramite Kinect (ISTI).....	11
2.1	Attività riabilitative tramite sensore di movimento Microsoft Kinect.....	11
2.2	Alcuni cenni sul sensore Microsoft Kinect.....	11
2.3	Generalità sul sotto-sistema proposto .....	12
2.4	Modalità di funzionamento.....	13
2.5	Calcolo parametri invarianti del movimento .....	14
2.6	Modalità di analisi .....	14
3	Il riconoscimento del parlato emotivo (ISTC).....	16
3.1	EmoVoice .....	16
3.2	IntraFace .....	17
3.3	Risultati Preliminari.....	19
3.4	RIFERIMENTI .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
4	Alcuni progressi sul bioradar (IREA).....	22
5	Il riconoscimento dei movimenti della mano (IEIIT).....	27
5.1	DESCRIZIONE DEL SISTEMA DI ACQUISIZIONE..	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
5.2	INTERFACCIA UTENTE .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
5.3	SOGGETTI, ESERCIZI, VALUTAZIONE MEDICA ...	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
5.4	TRAIETTORIE ED ESTRAZIONE DEI PARAMETRI	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
5.5	CLASSIFICAZIONE PREDITTIVA .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
5.6	ARCHITETTURA DI TELE-MONITORAGGIO / TELE-RIABILITAZIONE	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
6	VERSO UN DATABASE DELLE FRAGILITÀ (IAC).....	34
6.1	Premessa .....	34
6.2	Il modello assistenziale attuale .....	34
6.3	Conseguenze della sindrome clinica da fragilità .....	35
6.4	Il database delle fragilità.....	36
6.5	Attività .....	37

# 1 IL MONITORAGGIO DELLA QUALITÀ DEL RIPOSO (ISTI)

---

Negli ultimi anni, la valutazione del sonno ha acquisito una notevole attenzione e rilievo tra i medici e i ricercatori. L'obiettivo di ottenere i dati del sonno in studi su larga scala è stato quasi raggiunto nel corso degli ultimi anni. Questi studi dimostrano che è possibile identificare i disturbi del sonno per mezzo di una cronistoria del sonno, tra cui i tempi e la regolarità di andare a dormire, i risvegli notturni, il tempo di sveglia della mattina etc. I disturbi del sonno nei pazienti anziani possono essere classificati in due gruppi: disturbi del sonno primari e secondari. I disturbi del sonno primari includono sleep disordered breathing (SDB), REM sleep behavior disorder (RBD), restless leg syndrome (RLS), and periodic limb movement in sleep (PLMS). I disturbi del sonno secondari sono causa di malattie con dolore cronico e disagio, tra questi l'urinazione frequente durante la notte, dispnea e farmaci che interferisce con il sonno etc [1]. Anche i disturbi psichiatrici hanno uno stretto legame con l'insonnia. È infatti noto che i soggetti anziani con insonnia persistente sono soggetti a un maggiore rischio per lo sviluppo di depressione [2]. Inoltre, i cambiamenti nello stile di vita degli utenti a causa di un pensionamento, di un lutto, di una riduzione delle interazioni sociali e cambiamenti ambientali come lo spostamento in una nuova casa può comportare cambiamenti nel ritmo del sonno [3]. Nel 1995 lo Standards of Practice Committee of the American Sleep Disorders Association (ASDA) ha creato una task force per valutare il ruolo dell'actigrafia nella medicina del sonno. Questo sforzo ha portato a una pubblicazione scientifica su questo argomento [4] ed è stata accompagnata da alcune raccomandazioni da parte dell' ASDA [5]. Il riconoscimento da parte dell'ASDA come un valido strumento è stato un punto di riferimento importante nell'accettazione dell' actigrafia tra i medici ed i ricercatori. Il termine actigrafia si riferisce ai metodi che utilizzano dispositivi indossabili al polso per monitorare e raccogliere dati generati dai movimenti dell'utente. Alcuni dispositivi sfruttano un meccanismo piezo-elettrico per rilevare movimenti su due o tre assi e metodi per il conteggio dei movimenti accumulati su intervalli prestabiliti (ad esempio 1 min) memorizzandoli in una memoria interna. Nonostante l'actigrafia sia capace di monitorare il comportamento del sonno e di dedurre modelli di sonno-sveglia per lunghi periodi di tempo a casa, ha anche diversi punti deboli. In [6] gli autori riferiscono che il 28% di registrazioni settimanali su bambini e adolescenti sono stati insufficienti per l'analisi del sonno. Le cause principali di perdita dei dati includono pazienti non autosufficienti (come incapacità di completare il diario sul sonno, o fallimento nell'indossare il dispositivo etc...), pazienti con malattie oppure semplicemente problemi tecnici. Poiché i log dettagliati sul sonno del paziente sono essenziali per il punteggio esatto di record, perdita di dati o inesattezze nell'indossare il dispositivo portano ad un valutazione errata della qualità del sonno. Infatti, quando il dispositivo viene tolto dal polso per qualsiasi motivo viene valutato come un periodo si

sonno. Quando un utente si fa una doccia (con l'actigrafia spento) poco prima di coricarsi o poco dopo essersi svegliato viene classificato come sonno. Al contrario, l'attività del compagno di letto (e quindi i suoi movimenti) può essere segnata come veglia. Per queste ragioni, il registro dovrebbe contenere informazioni sui periodi nel quale un utente è a letto e tempi di sveglia, i momenti in cui il dispositivo non è sul polso, i tempi di movimento esterni e persino eventi inusuali. Quando i dati vengono recuperati dal dispositivo, i pazienti devono essere interrogati sui tempi in cui i record dei log sono incoerenti. Inoltre, bambini e adolescenti sono in grado di piegare le parti metalliche, sloggiare pulsanti danneggiando così lo strumento. La perdita di dati può verificarsi anche quando i portatori curiosi di ogni età rimuovono il coperchio della batteria per vedere che cosa c'è all'interno. Infine, gli strumenti possono perdere la calibrazione e fallire. A differenza di studi da laboratorio, dove i problemi tecnici sono riconosciuti velocemente e sono risolti o accuratamente documentati, i problemi che si verificano durante lunghi periodi di registrazione a casa spesso portano a una completa perdita di dati. Per queste ragioni, questo lavoro si propone di sviluppare un sistema in grado di catturare il movimento del paziente, così come la postura assunta nel letto in modo non invasivo. Il sistema proposto è in grado di eliminare le debolezze dei sistemi basati sull'actigrafia, essendo estremamente facile da installare e totalmente non invasiva per l'utente. Inoltre, rispetto ai sistemi basati sull'actigrafia, il sistema proposto è in grado di rilevare la postura letto che è cruciale per prevenzione delle piaghe da decubito. Infatti, le persone anziane sono spesso incapaci di fare i movimenti corporei desiderabili ed il riposizionamento diventa fondamentale per la circolazione sanguigna e per alleviare la pressione prolungata sul corpo a contatto con il letto. Questa condizione critica si verifica comunemente tra le persone anziane a causa della mancanza di attente cure infermieristiche ed immediate. Pertanto, una continua osservazione dei pazienti risulta essenziale al fine di evitare gli effetti negativi di cui sopra. Il riconoscimento delle posizioni assunte dall'utente nel letto può aiutare nella valutazione dei rischi da piaga da decubito e nella decisione del programma di cura che consiste nel definire posizioni e tempistiche che l'utente dovrà assumere nel letto. In [7, 8] gli autori propongono l'utilizzo di sensori indossabili per monitorare la postura nel letto di pazienti. In [9] gli autori propongono un sistema non invasivo in grado di dedurre la postura da letto e la frequenza di respirazione. Il sistema è costituito da una tecnologia costosa basata su un sensore chiamato Kinotex che è stato sviluppato dall'Agenzia Spaziale Canadese per il sistema tattile di un robot. Mentre in [10] gli autori hanno proposto un sistema di monitoraggio economico posizionando sopra al materasso un tessuto capacitivo. Tuttavia, gli autori hanno notato problemi sulla riproducibilità degli esperimenti a causa del movimento del sistema proposto che richiede ogni volta una nuova fase di calibrazione. Il sistema da noi proposto è in grado di fondere le due caratteristiche principali dei sistemi proposti in [9] e [10] (economicità e non invasività) ponendo sotto il materasso sensori di forza (FSR - Force Sensors Resistor) in grado di segnalare la pressione generata sul materasso dal paziente.

## 1.1 Il sistema di monitoraggio

L'architettura hardware e software che compone il sistema di monitoraggio e di elaborazione dei dati mira a fornire elevata flessibilità e scalabilità. Dal punto di vista software, è stato utilizzato uno strato middleware in grado di inviare i dati tra entità generiche (servizi). Questo strato intermedio permette il disaccoppiamento dei sensori reali dai dati che generano. L'architettura del middleware (Fig. 1.1) è costituita da due layer: uno strato che definisce le API del middleware e uno strato di comunicazione che comprende un connettore publish/subscribe. In pratica, un generico servizio costruito sul middleware può scoprire quali sensori sono presenti nell'ambiente così come gli altri servizi presenti assieme alle loro funzionalità utilizzando metodi definiti nelle API del middleware. Lo strato sottostante soddisfa queste richieste sfruttando i connettori disponibili. Nel livello di comunicazione, un connettore MQTT è presente.

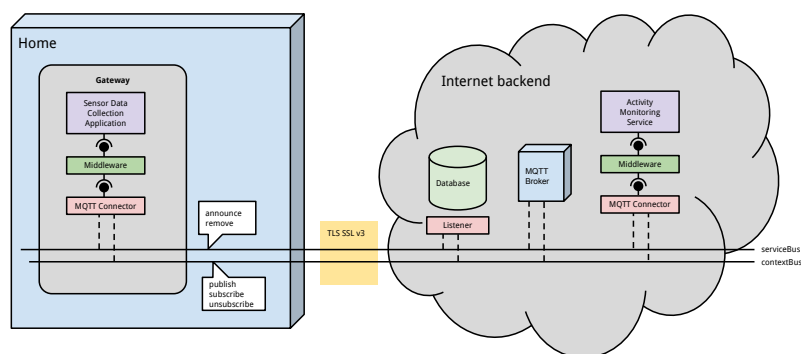


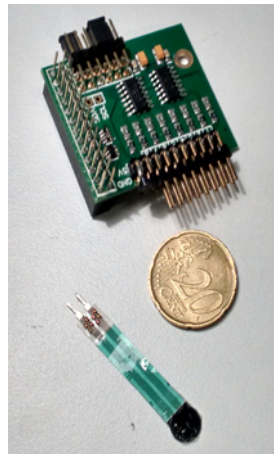
Fig. 1.1: L'architettura del middleware.

Per mezzo di questi connettori, il middleware realizza un meccanismo di publish / subscribe ed una descrizione del metodo e del meccanismo di invocazione in maniera trasparente ai servizi che le utilizzano. Due bus costituiscono il cuore del middleware proposto: un bus di contesto e un bus di servizio. Ciascuno dei bus gestisce uno specifico tipo di messaggio / richiesta. Lo scopo del middleware è di fornire un meccanismo di publish/subscribe per accedere alle informazioni di contesto dell'ambiente nel quale i sensori sono stati disposti e presentare i sensori e i servizi disponibili nel sistema implementando un meccanismo di annunciazione sul bus di servizio. Il sistema hardware proposto si basa sul Raspberry Pi (Fig. 1.2) con processore a 700 Mhz ARMv6, 512MB di RAM e varie periferiche di I / O. Il sistema operativo è il Raspbian OS, una distribuzione Linux ottimizzata. Sulla parte superiore della scheda possono essere montati circuiti aggiuntivi attraverso un connettore a 26 pin. I sensori utilizzati per il monitoraggio della pressione esercitata sul letto sono chiamati Force Sensing Resistor (FSR) e sono costituiti da un polimero conduttivo che cambia resistenza in maniera proporzionale alla forza applicata sulla loro superficie.



*Fig. 1.2: Raspberry Pi.*

Questi sensori hanno uno spessore molto basso (inferiore a 0.5mm) sono a basso costo e buona resistenza agli urti. Al fine di acquisire e manipolare i valori di pressione è necessario convertire la resistenza analogica, vista come una caduta di tensione tra il sensore di pressione ed una resistenza di partizione, in un formato digitale. Per questo motivo, abbiamo usato diversi shield ADC (Fig. 1.3) montati sulla parte superiore del Raspberry Pi per convertire il valore di tensione proveniente dai sensori FSR.



*Fig. 1.3: shield ADC con il sensore FSR utilizzato.*

Ciascuna shield ADC monta una coppia di Microchip MCP3424 che converte da analogico a digitale. Il dispositivo dispone di MCP3424 a 18-bit, quattro canali ADC con ingressi differenziali e un sistema di auto calibrazione dell'offset interno. Monta anche un guadagno programmabile dell'amplificatore di bordo (1x, 2x, 4x e 8x) per amplificare il segnale prima della sua conversione. Ogni shield è quindi in grado di campionare 8 canali (sensori). Il bus I2C è usato per comunicare con gli ADC ed il loro indirizzo viene impostato inserendo dei ponticelli sugli shield. Un massimo di 4 shield possono essere impilati sulla stessa scheda Raspberry Pi limitando a 32 il numero

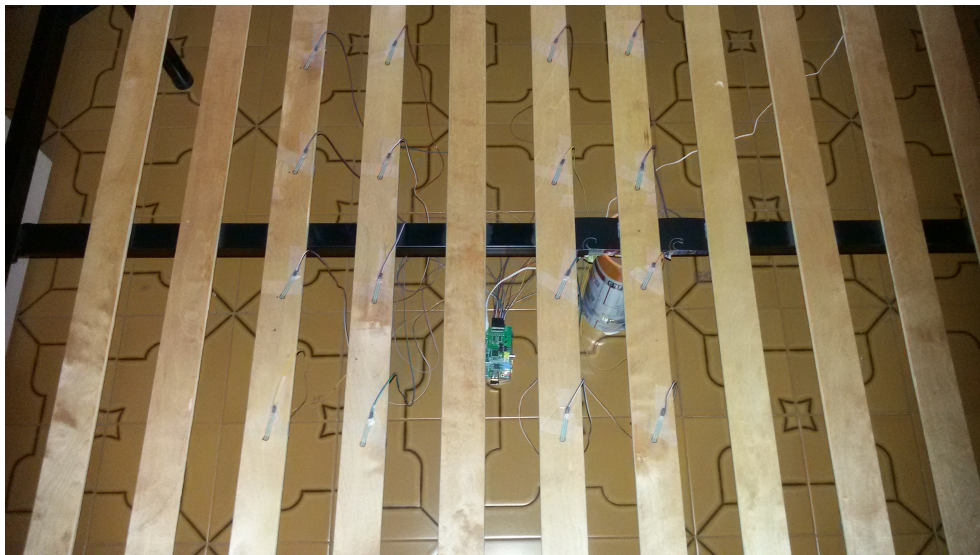
massimo di sensori di pressione utilizzabili.

## 1.2 Installazione del sistema di monitoraggio

Abbiamo installato 16 sensori FSR sulle doghe di un letto (Fig. 1.4). I sensori sono stati disposti in modo da monitorare la pressione esercitata sul materasso da un utente dalle spalle alla vita. Questo posizionamento dei sensori permette di monitorare la parte del corpo che esercita maggiore pressione sul materasso.

L'utente monitorato è un maschio di 65Kg circa e alto 1.70, ed è stato monitorato per circa un mese durante il quale, oltre a raccogliere i dati provenienti dal sistema proposto, abbiamo effettuato anche delle registrazioni video in modo da verificare la correttezza dei dati collezionati. In Figura 1.5 sono mostrati gli andamenti delle pressioni di 6 sensori che mostrano chiaramente alcune fasi del sonno. È possibile infatti distinguere l'entrata e l'uscita dal letto, i periodi di movimento e quelli nei quali l'utente è fermo. Dalla figura è anche possibile verificare che alcuni sensori risultano essere più importanti (per lo scopo che ci siamo preposti) di altri.

Infatti l'andamento del segnale del sensore di colore viola subisce delle variazioni significative solo durante la fase di entrata e uscita dal letto. Per questo motivo, con lo scopo di valutare la frequenza e la durata dei movimenti, abbiamo deciso di sommare il contributo proveniente da tutti i sensori installati come mostrato in Figura 1.6. Analizzando questo segnale è quindi possibile identificare con chiarezza la frequenza e la durata dei movimenti in quanto sono caratterizzati da un'alta variabilità.



*Fig. 1.4: Installazione del sistema di monitoraggio del sonno: 16 sensori FSR installati su 4 doghe.*



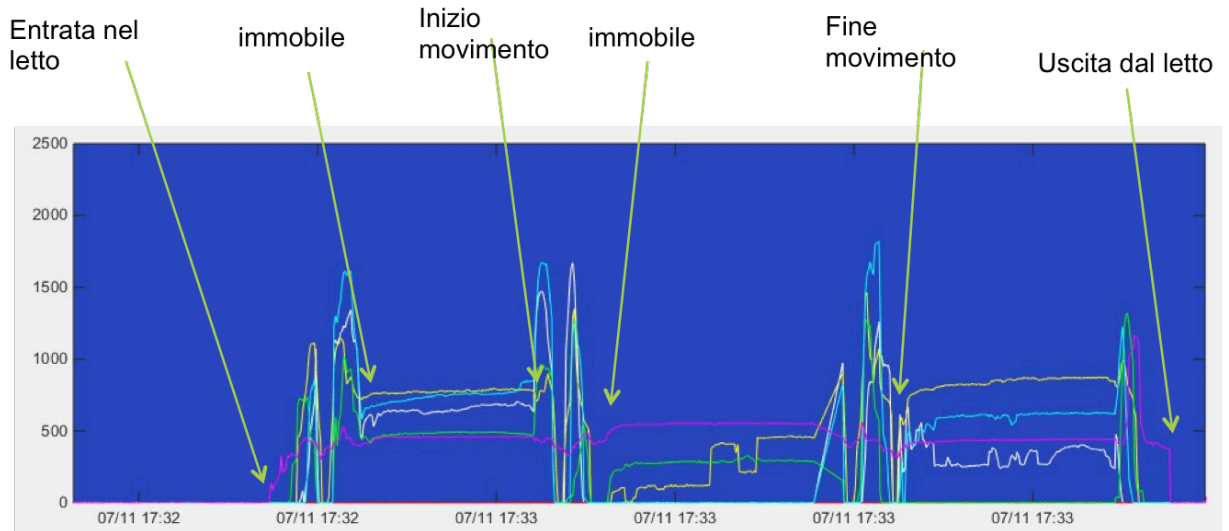


Fig. 5: Andamento in funzione del tempo di 6 dei 16 sensori installati.

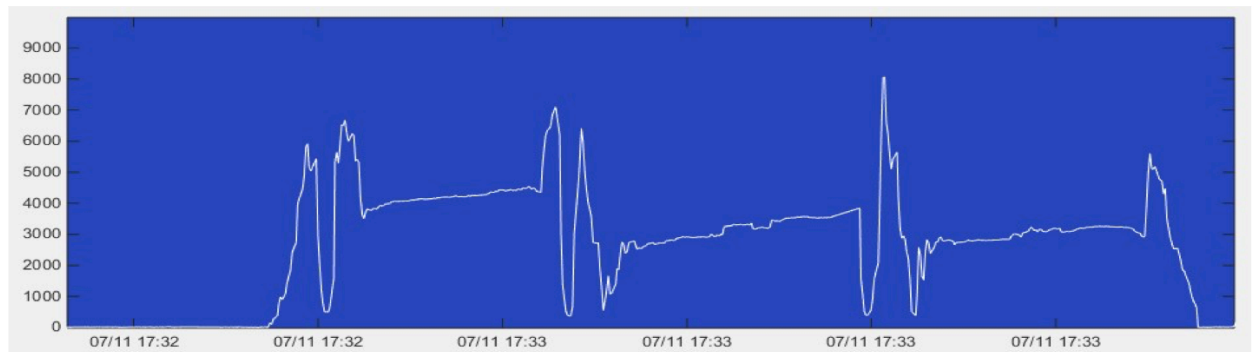


Fig. 6: Andamento in funzione del tempo della somma di tutti i 16 sensori.

### 1.3 Riferimenti

1. David, N., Neubauer, M.: Sleep problems in the elderly. Am Fam Physician 59(9), 2551–8 (1999).
2. Perlis, M., mith, L., Lyness, J., Matteson, S., Pigeon, W., Jungquist, C., Tu, X.: Insomnia as a risk factor for onset of depression in the elderly. Behav Sleep Med 4, 104–13 (2006).
3. Roepke, S.K., Israel, S.A.: Sleep disorders in elderly. Indian J med Res (131), 302– 10 (2010) .
4. Sadeh, A., Hauri, P., Kripke, D., Lavie, P.: The role of actigraphy in the evaluation of sleep disorders. Sleep 18(4), 288-302 (1995)
5. Practice parameters for the use of actigraphy in the clinical assessment of sleep disorders 18(4), 285-287 (1995).
6. Acebo,C.,Sadeh,A.,Seifer,R.,Tzischinsky,O.,Wolfson,A.,Hafer,A.,Carskadon,

- M.: Estimating sleep patterns with activity monitoring in children and adolescents: how many nights are necessary for reliable measures? *Sleep* 22(1), 95-103 (1999).
7. Barsocchi, P.: Position recognition to support bedsores prevention. *IEEE J. Biomedical and Health Informatics* 17(1), 53–59 (2013).
  8. Palumbo, F., Barsocchi, P., Furfari, F., Ferro, E.: Aal middleware infrastructure for green bed activity monitoring. *Journal of Sensors* 2013 (2013).
  9. Townsend, D.I., Holtzman, M., Goubran, R.A., Frize, M., Knoefel, F.: Measurement of torso movement with delay mapping using an unobtrusive pressure-sensor array. *IEEE T. Instrumentation and Measurement* 60(5), 1751–1760 (2011).
  10. Rus, S., Grosse-Puppendahl, T., Kuijper, A.: Recognition of bed postures using mutual capacitance sensing. In: Aarts, E., de Ruyter, B., Markopoulos, P., van Loenen, E., Wichert, R., Schouten, B., Terken, J., Van Kranenburg, R., Den Ouden, E., O’Hare, G. (eds.) *Ambient Intelligence, Lecture Notes in Computer Science*, vol. 8850, pp. 51–66. Springer International Publishing.

## 2 IL RILEVAMENTO GESTUALE TRAMITE KINECT (ISTI)

---

### 2.1 Attività riabilitative tramite sensore di movimento Microsoft Kinect

Fra le attività del progetto e-SHS, è prevista la realizzazione di un sistema per il monitoraggio dei movimenti del corpo a fini diagnostici e riabilitativi. Si prevede cioè di realizzare un sistema composto da un dispositivo hardware (Microsoft Kinect) in grado di rilevare la postura del soggetto in regime statico e dinamico e da un apposito SW che a partire dai dati rilevati è in grado di trarre conclusioni sulle qualità motorie e articolari. Kinect, è un sensore low-cost originariamente destinato ai videogiochi e, pur non potendo essere considerato un dispositivo medicale, ha caratteristiche tali da rendersi molto utile per lo sviluppo di applicazioni monitoraggio e il mantenimento delle qualità motorie.

### 2.2 Alcuni cenni sul sensore Microsoft Kinect

Il sensore è stato annunciato nel 2009, come risultato del progetto dal nome in codice Project Natal. Microsoft Kinect è nato inizialmente come periferica della consolle di videogiochi XBOX, e solo successivamente è stata prodotta la prima versione per windows. La seconda versione è stata rilasciata nel 2014. Il dispositivo è in grado di rilevare la posizione tridimensionale di 25 giunture della figura umana, aggiornando le posizioni ogni 1/30 di secondo.

Il funzionamento si basa su un proiettore a raggi infrarossi e una telecamera sensibile all'infrarosso. Tramite questi due componenti Kinect costruisce una mappa di profondità (*depth map*) della scena ripresa. Dalla *depth map* i driver SW riescono poi a segmentare più agilmente la figura umana, “ritagliandola” agilmente dallo sfondo. Tramite un meccanismo di alberi di decisione (*decision tree*) i driver di Kinect sono quindi in grado di rilevare la geometria spaziale dello scheletro (Fig. 2.1). La parte più interessante del dispositivo è comunque quella HW, in grado di costruire la mappa di livelli.

La prima versione generava la mappa di profondità con una tecnica “depth from stereo”. In pratica viene proiettata una texture di punti all'infrarosso sulla scena, ripresa poi da una telecamera anch'essa all'infrarosso (in realtà NIR, in quanto tarata intorno ai 830 nM). Di ogni porzione di texture ripresa l'HW calcola lo shift orizzontale, ovviamente legato alla distanza dal sensore, ed in base a questo viene ricostruita la *depth map*. La versione 2 è assai più precisa e si basa una tecnica “time of flight”. Ad ogni frame viene cioè pulsata una luce all'infrarosso, rilevata da una

matrice di sensori ciascuno diviso in due parti. Una parte di ciascun sensore è abilitata solo durante il lampo mentre l'altra solo al momento del suo arresto: ciascuna delle due parti sensibili integra la luce che riceve in un certo intervallo di tempo, cosicché un oggetto vicino farà rilevare maggior luce dalla prima metà del sensore, mentre con aumentando la distanza sempre più luce viene rilevata dalla seconda metà del sensore. In questo modo, grazie anche all'attuale potenza dei calcoli dei processori (come quello integrato del sensore) si è in grado di rilevare il ritardo della luce per ciascun punto (tempo di volo) e di conseguenza ricostruire la depth map. La mappa di profondità della versione 2 del sensore ha una maggiore risoluzione, consentendo di rilevare maggior dettagli della scena e portando il numero di giunture rilevabili da 21 a 25 (incluso dettagli della mano). Anche la latenza è notevolmente migliorata: adesso il massimo ritardo possibile tra un gesto e la conseguente azione (feedback grafico e sonoro) è di soli 30 ms.

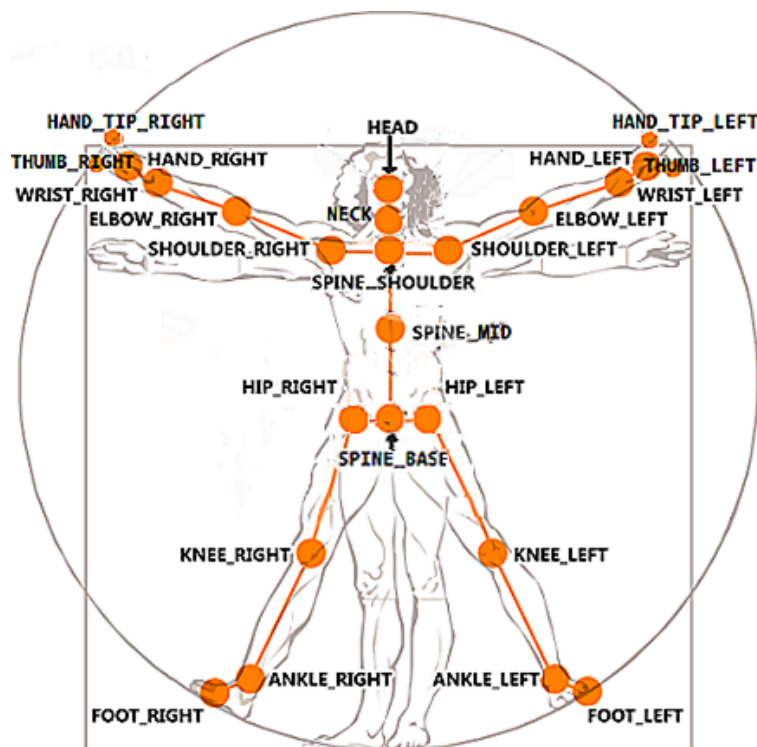


Fig. 2.1 La geometria spaziale dello scheletro umano

### 2.3 Generalità sul sotto-sistema proposto

Il sottosistema di e-SHS destinato al monitoraggio del movimento consiste in un calcolatore dotato di monitor di grande formato (oppure il TV casalingo se predisposto al collegamento video DVI/HDMI) e nel sensore Kinect, in uno scenario non dissimile da quello dei videogiochi. Quello che differenzia il sistema da un videogioco sarà in questo caso il SW specifico e la sua destinazione d'uso.

Il SW si interfaccia al Kinect tramite l'SDK fornito da Microsoft. Il Kinect SDK è in pratica una libreria SW che permette un'agile integrazione nei propri progetti grazie alla tecnologia .NET. Una volta connessi ai driver, l'SDK fornisce l'insieme degli "scheletri" (*skeleton*) rilevati, e per ognuno di questi le coordinate tridimensionali delle giunture (*joints*).

Il software è stato sviluppato in C# su piattaforma Windows. Si noti che la versione 2 del sensore Kinect necessita, vista l'aumentata mole di dati da gestire in tempo reale, di un HW molto più performante rispetto alla 1. L'uso di una connessione USB 3 ad alta velocità è stato reso obbligatorio. Il computer utilizzato nella sperimentazione è dotato di un processore i7 di ultima generazione.

## 2.4 Modalità di funzionamento

Il software, come accennato, è in grado di svolgere una funzione di "analisi" del movimento, confrontandolo con una serie di movimenti campione.

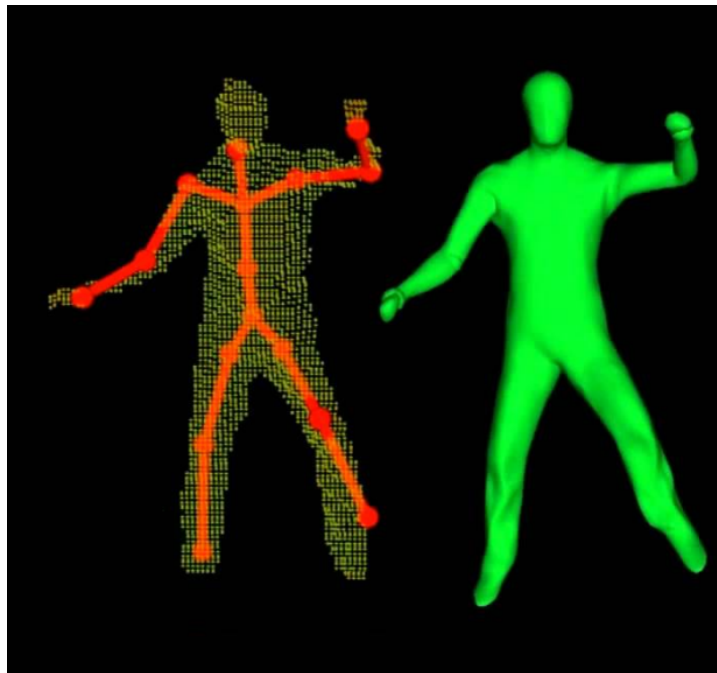


Fig. 2.2 Confronto con i movimenti campione

Si prevedono quindi i seguenti scenari di interazione:

- 1) *Checkup*. Sono proposti a video una serie di movimenti da compiere, tramite la riproduzione in loop di alcuni filmati realizzati a priori. A fianco del video viene visualizzato un avatar sintetico che riproduce il movimento del soggetto, sovrapposto al video ripreso in tempo reale. Il soggetto tenterà di replicare i movimenti. Al termine della sessione il SW compie una serie di operazioni (*cross-correlazioni* con tracciati di movimenti campione) e ne estrapolerà alcuni indici, es: *angolo max rotazione braccia, velocità piegamento ginocchia*

etc. Questi indici verranno quindi opportunamente visualizzati, assieme ad alcune conclusioni “discorsive” sullo stato delle capacità motorie della persona. Possono essere suggeriti quindi degli esercizi mirati a risolvere specifici problemi rilevati, da compiersi anche mediante il sistema stesso. I dati del checkup possono essere memorizzati, assieme ad un marker temporale, in modo da poter essere recuperati e confrontati successivamente con altri.

- 2) *Esercizio*: Vengono proposti alcuni movimenti da compiersi in serie strutturate temporalmente (es. 3 serie da 20 etc.), eventualmente con difficoltà crescente. Viene chiesto anche all’utente se la difficoltà riscontrata è eccessiva o meno, in modo da poter rimodulare l’esercizio. Inoltre, al termine di ogni serie può essere dato un punteggio, che può essere stimolante in caso di uso multi-utente alternato. Ovviamente al termine di periodi prestabiliti di esercizio può essere compiuto nuovamente il checkup, in modo da verificarne l’effettiva efficacia.

Il database dei *checkup* e l’evoluzione temporale delle capacità motorie sarà infine integrato nel sistema informativo di e-SHS, ed eventualmente correlato con altri parametri rilevati da altri sottosistemi.

## 2.5 Calcolo parametri invarianti del movimento

Il sensore Kinect fornisce in uscita le coordinate 3D (triplette  $x,y,z$ ) delle 25 giunture del corpo che è in grado di rilevare. Al fine di poter analizzare il movimento è necessario estrapolare da tali coordinate grezze degli indici relativi alla postura che siano invarianti rispetto alla posizione e alla rotazione del soggetto rispetto al sensore. E’ inoltre necessario rendere il sistema insensibile rispetto all’altezza del soggetto. E’ stato quindi implementato un algoritmo per rilevare tali indici intrinseci della postura, sostanzialmente tipicamente *tutti gli angoli di piegamento degli arti (tronco, braccia, gambe)*. Tutti i confronti fra la postura del soggetto e quella di riferimento verranno quindi effettuati su questi indici calcolati.

## 2.6 Modalità di analisi

Al fine di implementare le modalità di funzionamento sopra descritte è stato messo a punto un meccanismo di rilevamento del “matching” dei movimenti, cioè della loro correlazione. Tale meccanismo è in grado di rilevare, in modo istantaneo o cumulativo, la similarità fra un movimento proposto (presentato da un’animazione o da un video) e quello effettivamente compiuto dal soggetto che usa il sistema. In Fig. 2.3, a titolo esemplificativo, vengono mostrati i grafici della variazioni dell’angolo del gomito delle due braccia, per il soggetto e per il riferimento (template), e l’andamento del conseguente indice di “somiglianza” (similarity).

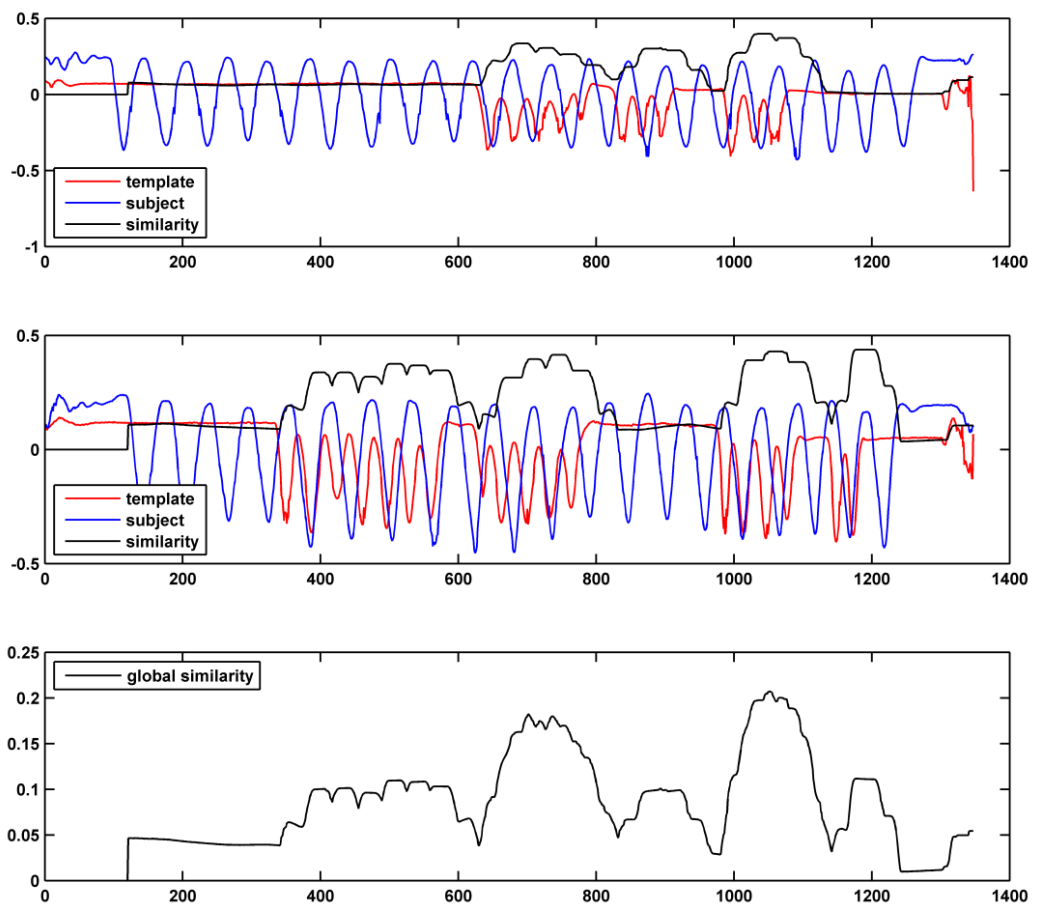


Fig. 2.3 Variazioni dell'angolo del gomito delle due braccia, per il soggetto e per il riferimento (template), e l'andamento del conseguente indice di "somiglianza" (similarity).

## 3 IL RICONOSCIMENTO DEL PARLATO EMOTIVO (ISTC)

---

Per il riconoscimento delle emozioni sono stati analizzati ed utilizzati due particolari software:

- Emovoice [1-2] realizzato dal laboratorio "Human-Centered Multimedia" del Dipartimento Computer Science dell'Università di Amburgo [2] sotto la guida del Prof. Johannes Wagner [3], basato interamente sull'analisi del segnale verbale.
- IntraFace [4-10-11], sviluppato presso lo "Human Sensing Laboratory" della Carnegie Mellon University di Pittsburgh basato interamente sulla analisi delle informazioni visuali.

### 3.1 EmoVoice

EmoVoice (Fig. 3.1) è un ambiente integrato e completo per il riconoscimento in tempo reale delle emozioni a partire dalle proprietà acustiche del segnale verbale (non utilizzando le informazioni di parola). EmoVoice può essere facilmente associato ad altre applicazioni consentendo così l'implementazione di prototipi di interfacce emotive.

EmoVoice è stato recentemente integrato come toolbox nell'ambito dell'ambiente software Social Signal Interpretation (SSI) [5-6], sempre realizzato dal laboratorio "Human-Centered Multimedia" del Dipartimento Computer Science dell'Università di Amburgo.

In combinazione con SSI, EmoVoice include i seguenti moduli:

- creazione dei database
- estrazione delle caratteristiche e creazione e test del classificatore
- riconoscimento in linea.

#### Creazione dei database

ModelUI, l'interfaccia utente grafica di SSI, supporta la creazione di una banca dati di parlato emotivo. Gli stimoli per suscitare le emozioni possono essere forniti dall'interfaccia, ad esempio leggendo un insieme di frasi emozionali. Sono state definite una serie di frasi, vagamente basata sulla tecnica di induzione di stati d'animo Velten [7], che dovrebbe facilitare l'esperienza reale delle emozioni. Tuttavia, le frasi possono essere anche personalizzate in modo da aiutare il lettore a immergersi meglio negli stati emotivi. Questa procedura riduce notevolmente lo sforzo di costruire in pochi minuti un prototipo personalizzato di riconoscimento delle emozioni. Con EmoVoice possono essere utilizzate anche basi dati vocali emotivi già disponibili.

#### Estrazione delle caratteristiche e creazione del classificatore



Per l'analisi fonetica si utilizzano principalmente algoritmi del software PRAAT [8] mentre per il riconoscimento vocale vengono utilizzati quelli dell'ambiente software denominato ESMEERALDA [9]. Le caratteristiche si basano su statistiche globali elaborate a partire da pitch, energia, MFCCs, durata, qualità della voce e informazioni spettrali. Attualmente, nell'ambiente di EmoVoice sono integrati due classificatori: un semplice ma veloce classificatore basato sulla teoria di Bayes, ed un classificatore più sofisticato basato sulla tecnica delle "Support Vector Machines".

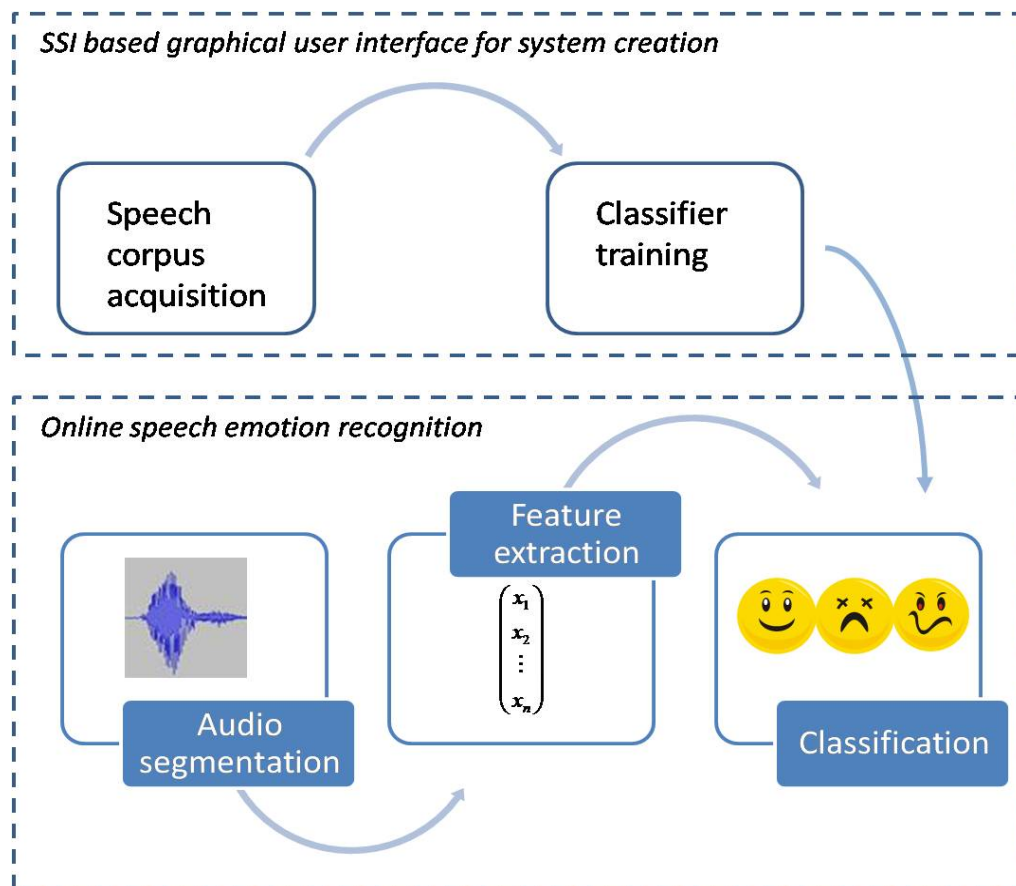


Fig. 3.1 Panoramica dell'architettura di EmoVoice

### Riconoscimento

Il riconoscimento funziona come un'applicazione a riga di comando che produce un'uscita sulla riga di comando o su un socket utilizzando il protocollo Open Sound Control (OSC). Lo strumento riceve costantemente dal microfono il segnale verbale ed estrae opportuni segmenti vocali per mezzo di un modulo di rilevamento automatico dell'attività vocale. Dopo l'estrazione delle caratteristiche, a ciascun segmento è assegnata direttamente un'etichetta emotiva con l'aiuto di un classificatore precedentemente addestrato.

## 3.2 IntraFace

Dopo più di 10 anni di sviluppo di algoritmi per l'analisi di immagini di volti umani, nel 2008 la squadra della *Carnegie Mellon University* di *Pittsburgh* ha iniziato a

integrare gli algoritmi nel software IntraFace [4]. IntraFace è stato in parte sostenuto da: *National Science Foundation* (NSF-RI-1116583), NSF (BCS 1.052.603), *Office of Naval Research Laboratory*, *National Institute of Mental Health* (NIMH RO1 NH096951, RO1 GM105004), FHWA (DTFH61-14-C- 00001) e da altri finanziamenti. La versione attuale di Intraface è la versione 1.0 e lo *Human Sensing Laboratory* sta attualmente supportando il software.

IntraFace riconosce gli attributi facciali (Fig. 3.2) come, ad esempio, ad esempio, genere, etnia, età).



Fig. 3.2 Attributi facciali

IntraFace rileva e traccia 66 particolari punti di riferimento facciali in un video (Fig. 3.3).

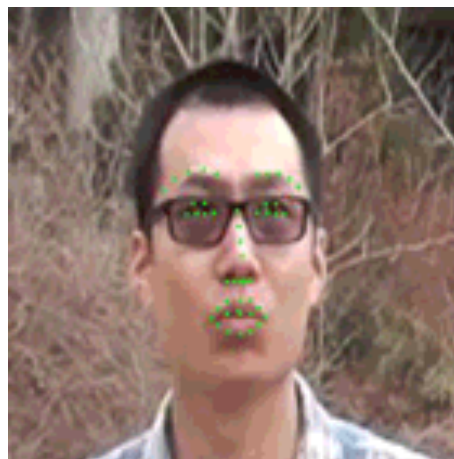


Fig. 3.3 Rilevamento delle caratteristiche facciali

IntraFace riconosce sei espressioni e rileva molte unit  di azione facciali (Figs. 3.3 e 3.4), denominate FAU (Facial Action Units).

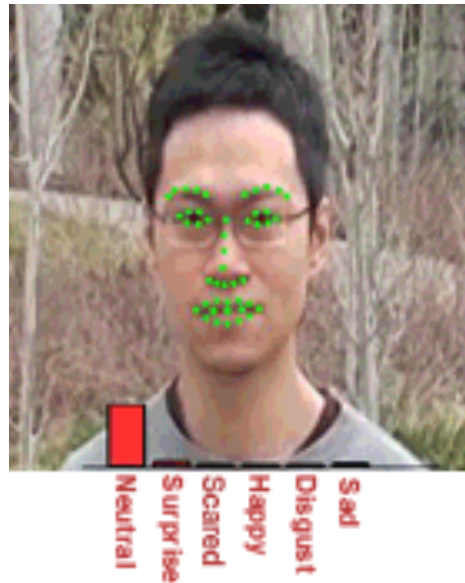


Fig. 3.4 Analisi delle espressioni facciali

IntraFace trasferisce espressioni facciali da una sorgente a un soggetto target. (Fig. 3.5).

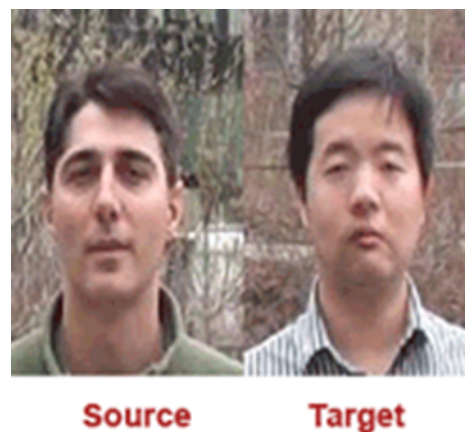


Fig. 3.5 Trasferimento di espressioni facciali

### 3.3 Risultati Preliminari

I risultati preliminari dei test effettuati nell'ambito del progetto e-SHS sono stati promettenti anche se altri studi ed altre sperimentazioni sono necessari per ottenere una completa integrazione di questi software in un prototipo utilizzabile.

Mediante EmoVoice è stato creato un corpus di emozioni personalizzato. E' possibile definire un arbitrario numero di classi di interesse. Nella fase di training per ogni classe vanno recitate un numero sufficiente di frasi di esempio (dalle venti alle quaranta).

Al crescere del numero di classi vi sono molte sovrapposizioni tra le classi ad "alta energia" (rabbia/gioia/sorpresa) e tra quelle a "bassa energia" (tristezza/neutrale).

Dai risultati sperimentali si è visto che livelli di riconoscimento accettabili si ottengono distinguendo tra 3 classi: positiva, neutrale e negativa.

Con questa configurazione si ha un riconoscimento superiore a 80%.



Le cose vanno sempre meglio oggi!

Fig. 3.6 Emovoice training: per ogni classe emozionale vanno recitate delle frasi predefinite.

Per quanto riguarda il riconoscimento delle espressioni facciali Intraface si è mostrato abbastanza affidabile nel riconoscimento di “felicità/gioia” e di “sorpresa” mentre vi sono ancora alcune incertezze per la differenziazione della “rabbia” con lo “stato neutro” (Fig. 3.7).

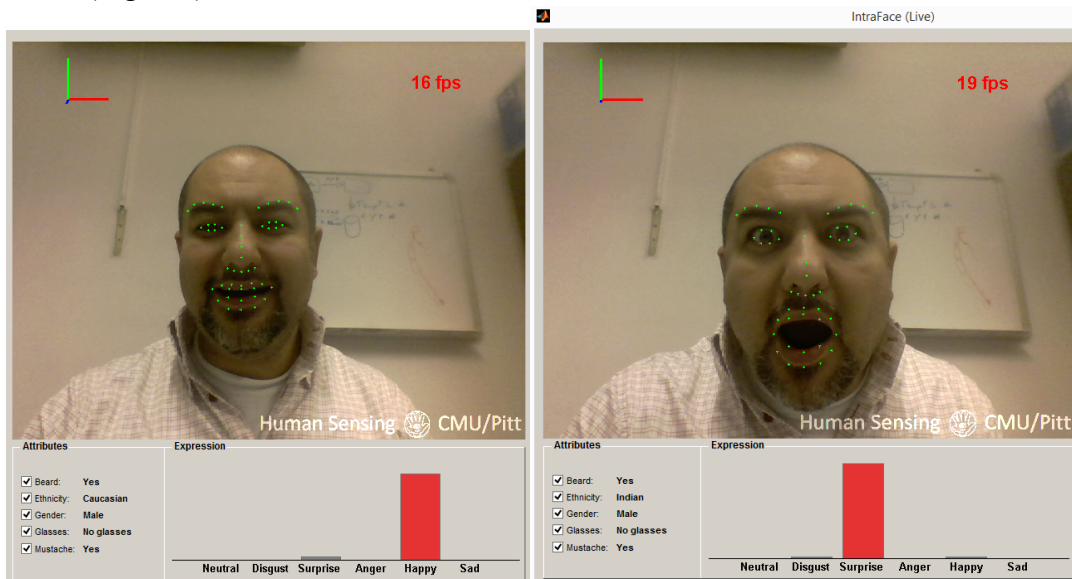


Fig. 3.7 Riconoscimento di “felicità/gioia” e di “sorpresa” mediante IntraFace.

### 3.4 Riferimenti

- [1] T. Vogt, E. André and N. Bee, “EmoVoice - A framework for online recognition of emotions from voice”, in Proceedings of Workshop on Perception and Interactive Technologies for Speech-Based Systems, 2008.
- [2] <http://www.informatik.uni-augsburg.de/en/chairs/hcm/projects/tools/emovoice/>.
- [3] <http://www.informatik.uni-augsburg.de/de/lehrstuehle/hcm/staff/wagner/>.

- [4] <http://www.humansensing.cs.cmu.edu/intraface/index.php>.
- [5] J. Wagner, F. Lingenfelter, and E. Andre, “The Social Signal Interpretation Framework (SSI) for Real Time Signal Processing and Recognitions”, in Proceedings of INTERSPEECH 2011, Florence, Italy, 2011.
- [6] <http://hcm-lab.de/projects/ssi/>.
- [7] Velten, E. (1968). A laboratory task for induction of mood states. Behavior research & Therapy, (6):473-482.
- [8] Paul Boersma & David Weenink (2013): Praat: doing phonetics by computer [Computer program]. Version 5.3.51, retrieved 2 June 2013 from <http://www.praat.org>.
- [9] <http://sourceforge.net/projects/esmeralda/files/esmeralda/open%201.20/>.
- [10] X.Xiong and F.De la Torre, “Supervised Descent Method and its Application to Face Alignment”, IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR) 2013
- [11] W.S. Chu, F. De la Torre and J.F.Cohn, “Selective Transfer Machine for Personalized Facial Action Unit Detection”, IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR) 2013

## 4 ALCUNI PROGRESSI SUL BIORADAR (IREA)

---

Il sistema bioradar sviluppato presso il laboratorio di Diagnostica Elettromagnetica dell'IREA consente di monitorare, in maniera non invasiva e senza contatto, alcuni parametri fisiologici quali la frequenza respiratoria e il battito cardiaco. Tali caratteristiche lo rendono idoneo al monitoraggio di pazienti a distanza (presso le loro abitazioni), ovvero di pazienti ai quali non è possibile applicare i normali strumenti di rilevazione (ad esempio, gravi ustionati).

La figura 4.1 mostra un esperimento di monitoraggio del respiro e del battito cardiaco mediante bioradar. Al soggetto esaminato è stato richiesto di respirare in diversi modi, simulando ad esempio uno stato di quiete o di ansia. La figura 4.2 mostra i risultati ottenuti dal sistema radar per uno stato di respirazione normale e la relativa analisi spettrale. Da tale analisi è immediatamente possibile individuare sia la frequenza di respirazione sia quella cardiaca. La prima, più lenta e associata a significativi movimenti del torace, appare come il principale contributo all'ampiezza del segnale misurato, mentre il segnale relativo al battito cardiaco appare meno chiaramente. Infatti, l'ampiezza di quest'ultimo è molto inferiore, essendo minore la perturbazione dovuta al movimento del muscolo cardiaco (ovvero alla sua "eco" sul movimento del torace). Tuttavia, la diversa frequenza che caratterizza i due fenomeni consente di individuarli separatamente. D'altro canto, per eseguire un elettrocardiogramma "senza contatto" mediante bioradar, è opportuno che il soggetto in esame sia cooperativo, trattenendo il respiro durante l'intervallo di misura (dell'ordine di pochi secondi).



*Fig.4.1 Esperimenti di monitoraggio del respiro mediante il sistema bioradar sviluppato presso l'IREA.*

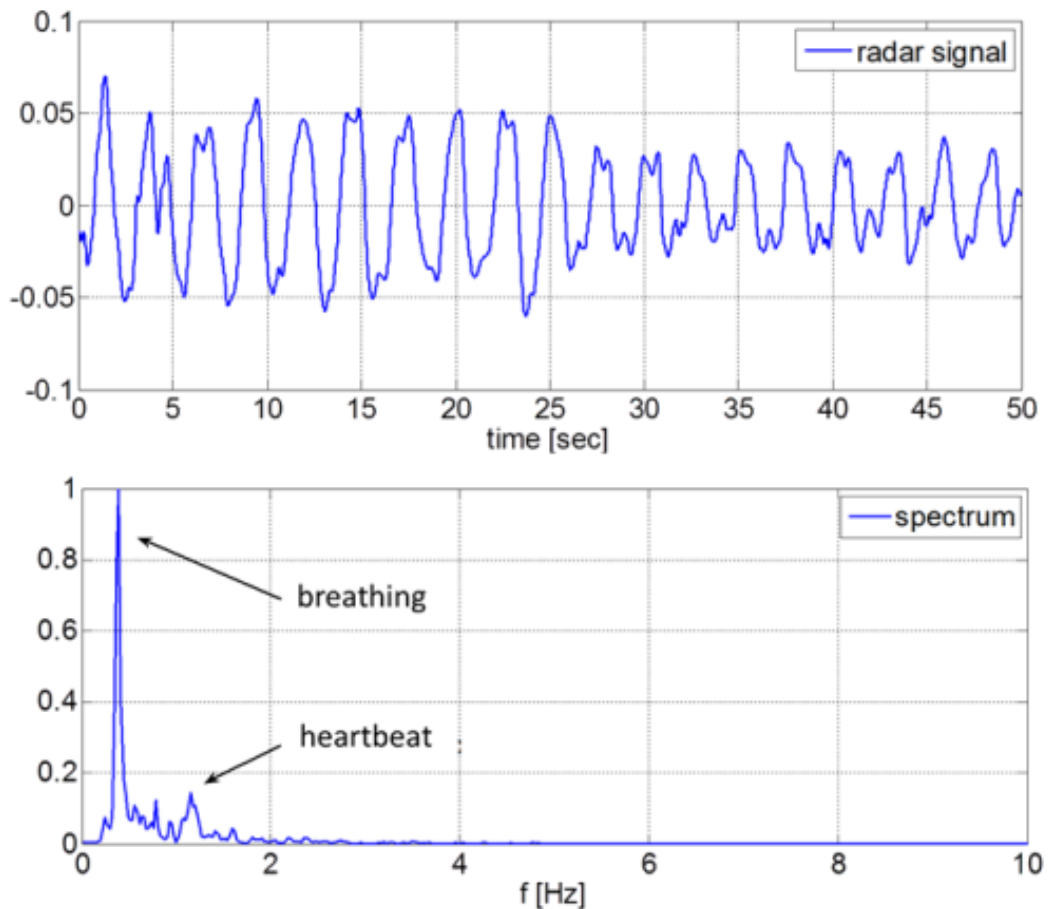
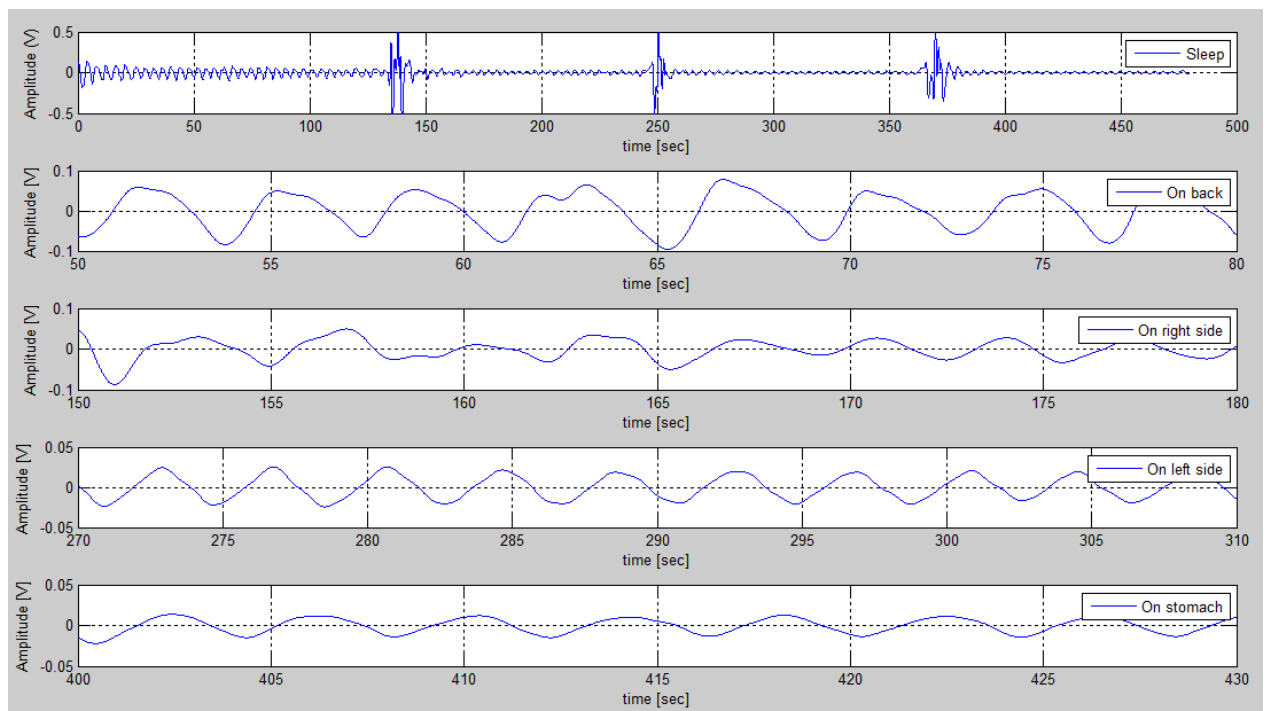


Fig.4.2 Un esempio del segnale in uscita dal bioradar utilizzato per il monitoraggio del respiro. Il grafico superiore mostra il segnale “grezzo” nel dominio del tempo, mentre il grafico inferiore ne mostra lo spettro, dal quale è possibile evincere la frequenza respiratoria e quella cardiaca.

L'applicazione del bioradar di maggiore interesse nell'ambito del progetto e-SHS è il monitoraggio di un soggetto durante il sonno. In particolare, “osservando” l'attività respiratoria in modo continuo, il sistema può individuare situazioni anomale (ad esempio fenomeni di apnea notturna), oppure semplicemente monitorare l'attività del soggetto esaminato durante il sonno (cambiamenti di posizione, stati di agitazione). La figura 4.3 mostra un esperimento di simulazione di sonno, in cui il soggetto esaminato in posizione di riposo cambia diverse posizioni, al fine di osservare l'effetto sul segnale bioradar. Il segnale misurato nel corso di una di queste simulazioni è mostrato in figura 4.4, dalla quale si evince come il bioradar sia in grado di rilevare e rivelare i cambiamenti di posizione del soggetto. Inoltre, poiché nelle diverse posizioni (supino, prono sul fianco) la sezione radar del soggetto è differente, ad esse corrisponde un segnale differente. Ciò rende possibile, in linea di principio, l'individuazione della posizione del soggetto attraverso un'opportuna elaborazione del segnale.



*Fig.4.3 Esperienze di monitoraggio del sonno mediante il sistema bioradar sviluppato presso l'IREA.*



*Fig.4.4 Segnale bioradar registrato nel corso di una simulazione di sonno,. La prima riga mostra l'intero tracciato, nel quale i cambiamenti di posizione sono ben evidenti come significative discontinuità. Gli altri grafici riportano in modo più dettagliato l'andamento del segnale bioradar nelle quattro posizioni assunte dal soggetto.*

Uno degli aspetti cruciali per consentire un effettivo utilizzo del bioradar, non solo nelle situazioni di interesse in e-SHS, ma più nel generale contesto delle applicazioni di health&well-being, è quello di rendere il sistema portatile, accessibile e



interfacciabile con l'esterno, in modo da consentirne l'utilizzo al paziente stesso ed al contempo permettere al medico di interagire col paziente da remoto e in tempi ridotti.

Per questo motivo, l'attenzione è stata inizialmente concentrata su un aggiornamento dell'architettura hardware del sistema, passando da un sistema a due antenne (una trasmittente e l'altra ricevente) ad uno basato su una singola antenna e su una circuiteria elettronica di ridotte dimensioni, con evidenti vantaggi in termini di portabilità ed ingombro, come mostrato nella parte sinistra di Fig. 4.5. Il nuovo sistema, la cui architettura è illustrata nella parte destra di Fig.4.5, implementa i due canali (trasmissione/ricezione) mediante un circolatore ed acquisisce un insieme discreto di frequenze nella banda [1.0, 2.7] GHz, per una potenza emessa di  $\approx 10$  dBm. L'antenna utilizzata è un trombino a larga banda, con guadagno di 10 dB.

Allo stesso tempo, al fine di facilitare l'operabilità del sistema è stata sviluppata un'interfaccia utente, Fig. 4.6, mediante la quale è possibile impostare la misura, osservare i dati bioradar ed effettuare alcune semplici elaborazioni. Poiché l'uscita fornita dal sistema (attraverso l'interfaccia) è un semplice file di testo, un semplice, ma significativo, sviluppo potrebbe essere quello di implementare un link wireless tra l'unità di controllo del bioradar e un dispositivo mobile, sul quale acquisire/osservare/conservare le informazioni relative ai pazienti, così da consentire al medico un vero monitoraggio da remoto o eventualmente apportando correttivi in tempo reale alle terapie.

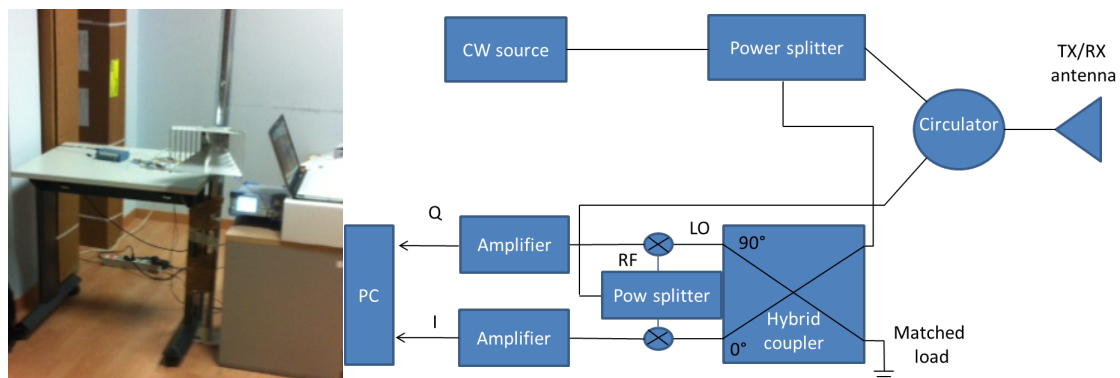


Fig.4.5 Il sistema bioradar di seconda generazione sviluppato all'IREA e la relativa architettura.

Attualmente, è in corso di studio una ulteriore riduzione dell'ingombro mediante la sostituzione dell'antenna a tromba con antenne stampate di tipo log-periodico.

Accanto agli aspetti riportati sopra, un altro aspetto cruciale da affrontare per poter utilizzare il bioradar per validazioni precliniche su pazienti volontari e quindi per un utilizzo in ambito medico (sia in contesti ospedalieri che per pazienti remoti) è la verifica della conformità della strumentazione con le normative relative all'esposizione ai campi elettromagnetici.

A tal fine, si è effettuata una prima valutazione del livello di campo osservato nella posizione del soggetto, si veda Fig. 4.7, mediante una sonda commerciale (NARDA), tipicamente utilizzata nelle valutazioni di campo. Da questa prima misura, l'intensità del campo è risultata dell'ordine di 1.6V/m, e quindi ben inferiore al limite di 6V/m

indicato dalla normativa nel caso di esposizione prolungata (ossia per un tempo maggiore di 4 ore). Va tuttavia osservato che questo primo risultato, che conferma ampiamente le aspettative, è da considerarsi tuttavia solo preliminare. Infatti, l'effettiva valutazione del livello di campo va fatta in presenza del soggetto (dato che l'interazione dello stesso col campo modifica quest'ultimo). Ciò significa che la misura sopradescritta va ad esempio fatta non "in aria", ma utilizzando opportuni fantocci simulanti i tessuti irraggiati. In alternativa, o eventualmente in congiunzione, la valutazione può essere condotta utilizzando opportuni strumenti per la simulazione dei fenomeni elettromagnetici.

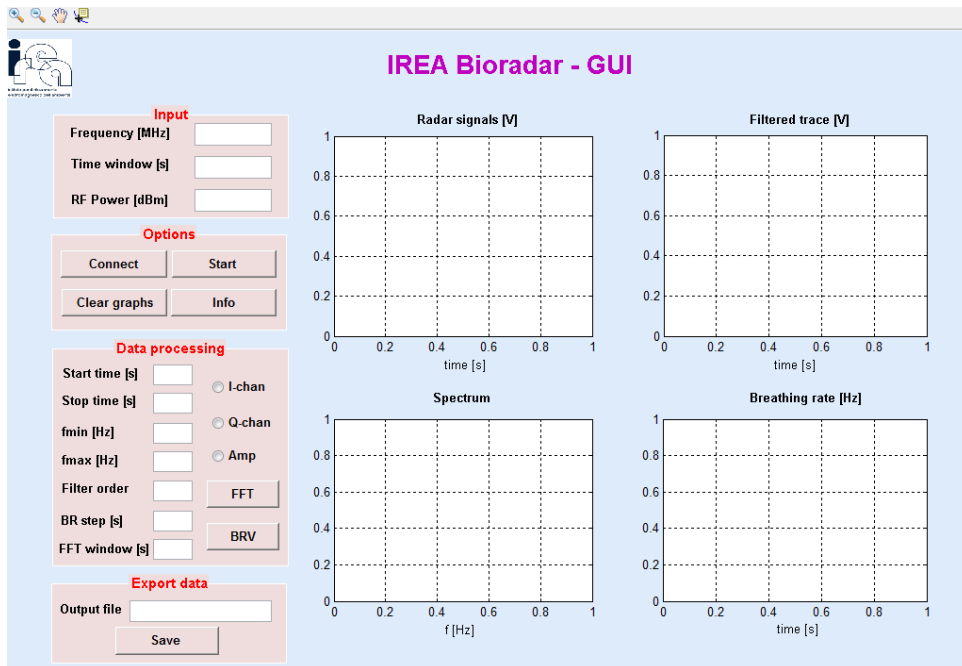


Fig.4.6 Interfaccia utente del sistema bioradar IREA di seconda generazione.



Fig.4.7 Una prima valutazione del livello di esposizione associato al sistema Bioradar IREA.

# 5 IL RICONOSCIMENTO DEI MOVIMENTI DELLA MANO (IEIT)

---

## 5.1 Descrizione del sistema di acquisizione

Il sistema di acquisizione è costituito dal dispositivo ottico 3D Microsoft KINECT © collegato ad un PC o notebook e da un paio di guanti con marker colorati in corrispondenza di punti di riferimento sulla mano (ad esempio la punta delle dita) di cui si vuole tracciare il movimento con grande accuratezza e precisione (la traiettoria 3D) o per eseguire specifiche funzioni di interazione con il sistema (calibrazione iniziale e menù di selezione): risponde ai requisiti di basso costo, real-time, non invasività e facile usabilità previsti in fase di definizione del sistema. Il software sviluppato realizza la “data-fusion” di informazioni di colore (RGB) e profondità (DEPTH) forniti dalla KINECT, e utilizza tecniche di Computer Vision per la cattura della mano nella scena e per il riconoscimento dei marker colorati sul guanto, in diverse condizioni di luminosità ambientale, altro requisito fondamentale per un utilizzo domiciliare (cioè in un ambiente non controllato). I guanti sono morbidi e leggeri, in modo da non creare intralcio al movimento naturale; i marker disegnati sul guanto garantiscono un posizionamento corretto sulla mano e una maggiore resistenza all’usura. La configurazione attuale consente una grande flessibilità ed adattabilità a diverse tipologie di esercizio motorio: nato per la versione “standard” degli esercizi previsti per il Parkinson, consente la cattura del movimento in “varianti” di tali esercizi, in esercizi specifici per la Sclerosi Multipla, riabilitativi e cognitivi. Ma è possibile ipotizzare configurazioni dedicate ad altre tipologie di movimento in un diverso settore.



*Fig. 5.1. Il sistema di acquisizione*

Il sistema è molto flessibile e configurabile e i risultati ottenuti nel campo della valutazione sui parkinsoniani, e qui presentati, possono essere facilmente estesi in altri settori di interesse.

## 5.2 Interfaccia utente

Per l'interazione con il sistema in maniera semplice ed autonoma da parte di soggetti con poca familiarità di dispositivi tecnologici e in presenza di impaccio motorio, è stata studiata una "interfaccia utente" che permette l'interazione esclusivamente con semplici gesti, posizionamento della mano e puntamento col dito, senza utilizzare mouse o tastiera: attraverso bersagli, menù di selezione, immagini di gesti, visualizzati sul monitor e disposti in modo tale da ridurre al minimo il movimento richiesto, il soggetto è in grado di interagire con il sistema sia nelle fasi più critiche di inizializzazione, sia in quelle di inserimento di informazioni, di selezione e di esecuzione degli esercizi motori. L'utilizzo di messaggi audio e video, guida il soggetto nell'utilizzo del sistema in tutte le sue fasi in totale autonomia.



Fig. 5.2. Esempio di interfaccia utente per l'inserimento di informazioni sullo stato di salute attraverso un gesto con la mano.

## 5.3 Soggetti, esercizi, valutazione medica

E' stata realizzata una campagna di raccolta dati presso l'Associazione Amici Parkinsoniani Piemonte Onlus e l'Istituto Auxologico Italiano che ha coinvolto, nel corso di più sessioni, circa 60 soggetti parkinsoniani e 15 di soggetti di controllo. Alcuni soggetti parkinsoniani sono stati acquisiti in più sessioni permettendo un primo monitoraggio temporale. Ai soggetti è stato richiesto di eseguire i tre esercizi motori per l'arto superiore previsti dalla scala UPDRS (Finger Tapping pollice-indice, Apertura-Chiusura e Prono-Supinazione della mano) per 15 secondi, prima con un arto

e poi con l'altro, richiedendo una esecuzione “alla massima ampiezza e alla massima velocità possibile”.

La maggior parte dei soggetti ha interagito autonomamente con il sistema; per altri, con impaccio motorio più grave, è stato necessario il supporto di un “tutor” per le fasi di interazione ma non di esecuzione degli esercizi. Le prestazioni motorie sono state valutate da un neurologo con un giudizio soggettivo basato su 5 livelli di gravità (UPDRS 0: nessun impaccio motorio – UPDRS 4: grave impaccio motorio), secondo i criteri di valutazione indicati dalla scala UPDRS.

L'obiettivo del sistema, oltre alla fase di cattura, è la misura quantitativa e oggettiva del movimento attraverso l'estrazione di parametri cinematici che permettano una valutazione automatica il più possibile correlata con la valutazione neurologica.



*Fig. 5.3. Soggetto parkinsoniano in una sessione di acquisizione presso AAPP*

## 5.4 Traiettorie ed estrazioni dei parametri

Le traiettorie 3D acquisite vengono memorizzate per la fase di analisi automatica del movimento, che consiste nell'estrazione di parametri cinematici in grado di definire il movimento. La valutazione medica si basa sul modo in cui l'esercizio viene eseguito: più il livello di impaccio motorio è alto, più i movimenti saranno mal eseguiti e questo è facilmente catturabile dalla traiettoria 3D.

Gli algoritmi di analisi sviluppati eseguono la segmentazione dell'esercizio in movimenti e una misura quantitativa di grandezze cinematiche, andamento temporale, frequenza e rilevazione di anomalie, esprimendola in termini di “media” e “coefficiente di variazione”.

Tra queste, sono stati individuati 19 parametri cinematici (relativi ad ampiezza, escursione, durata, velocità massima di apertura e chiusura delle dita, rate, durata della fase di apertura e chiusura delle dita, numero di cambi di ritmo, componente di frequenza dominante nella fascia del movimento volontario e componente di frequenza dominante nella fascia di movimento riconducibile al tremore) dei quali è stata data una rappresentazione grafica di immediata interpretazione mediante un grafico RADAR, dove ogni parametro è rappresentato da un raggio e il cui valore è un punto sul raggio: l'idea è che il grafico RADAR risulti tanto più espanso quanto più grave è il livello di impaccio motorio.

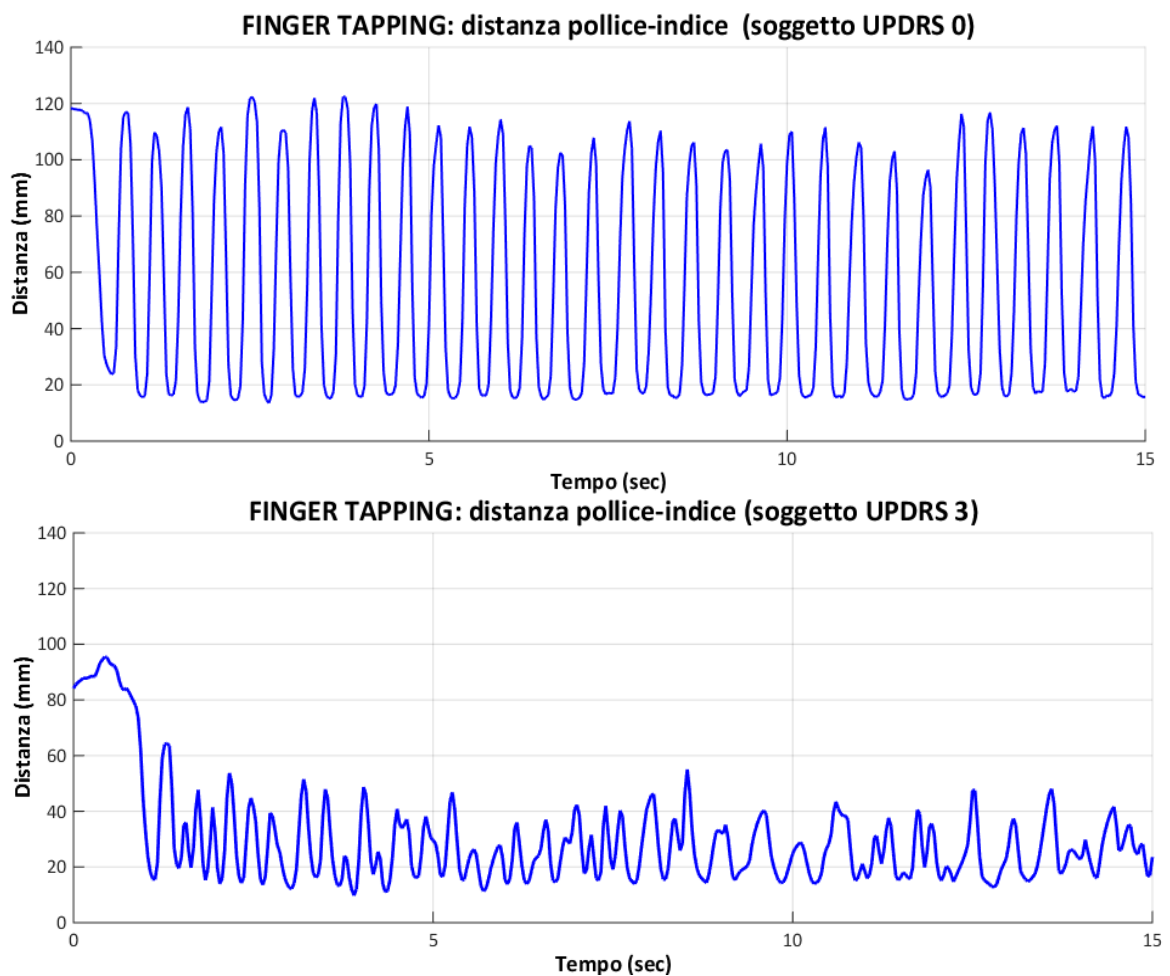


Fig. 5.4. Esempio di traiettoria acquisita su un soggetto con score neurologico UPDRS 0 (sopra) e con score neurologico UPDRS 3 (sotto) durante il Finger Tapping

E' evidente l'espansione del grafico RADAR in relazione ad un livello di gravità UPDRS più elevato e la possibilità di identificare i parametri che meglio discriminano, in media, le diverse classi UPDRS. Questa rappresentazione è stata da noi utilizzata anche nel monitoraggio temporale di un soggetto, degli effetti della somministrazione di dosi diverse di farmaco, nel confronto tra le performance dei due arti perché fornisce

una indicazione immediata dei parametri critici nella performance motoria (parametri che più si scostano dal centro).

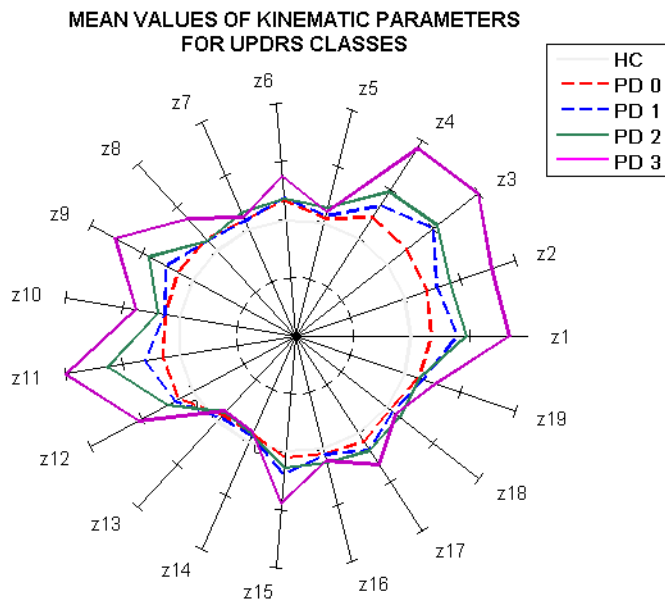


Fig. 5.5: Grafico Radar basato sui 19 parametri cinematici selezionati. Le linee colorate rappresentano le classi UPDRS, mentre ogni valore di parametro rappresenta la media dei valori dei parametri dei soggetti parkinsoniani di un data-set appartenenti ad una certa classe UPDRS. I valori di tali parametri sono stati normalizzati e scalati rispetto alla media dei soggetti di controllo.

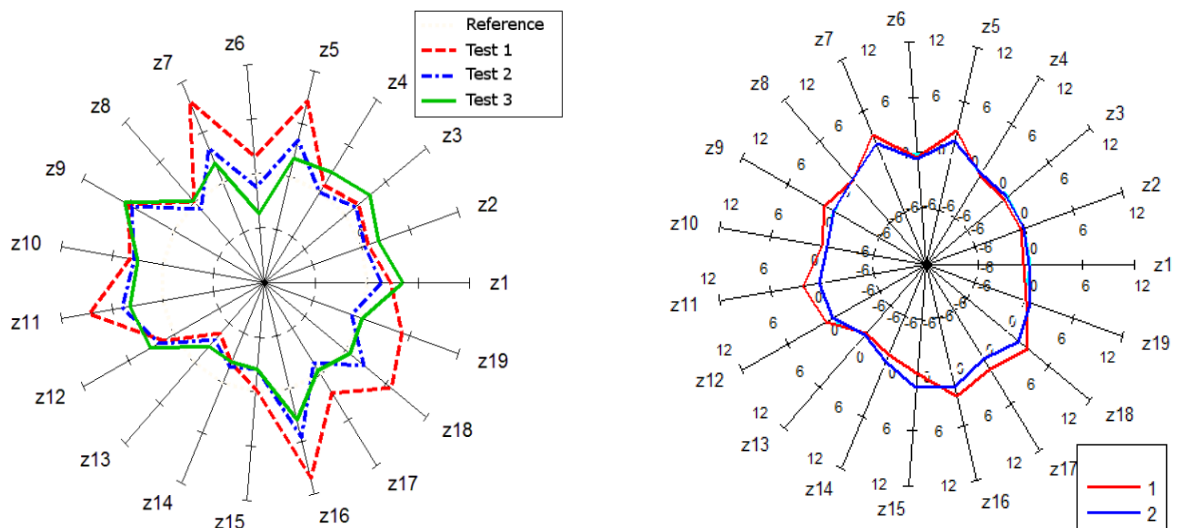


Fig. 5.6. Grafico Radar di monitoraggio dello stesso paziente (effetti farmaco). Test 1: in assenza di farmaco; Test 2: in assunzione di dose ottimale di farmaco; Test 3: assunzione di dose eccessiva di farmaco (a sinistra). Grafico radar confronto arto destro-sinistro. 1: arto sinistro - peggiore; 2: arto destro – migliore (a destra)

## 5.5 Classificazione predittiva

I 19 parametri cinematici, ricavati su un data-set di 70 acquisizioni su soggetti parkinsoniani, valutate da un neurologo con valutazione UPDRS, e di 14 acquisizioni su soggetti di controllo, sono stati utilizzati per l'addestramento di un classificatore Naive Bayes attraverso un'associazione tra parametri cinematici e valutazione neurologica, in modo da valutare una qualsiasi nuova performance motoria, con buona accuratezza, sulla base di ciò su cui è stato addestrato. Le prestazioni del classificatore sono state valutate attraverso il metodo leave-one-out, con una accuratezza stimata del 84.5% nella classificazione "Sani vs. Parkinsoniani" e del 43% nella classificazione "Classi UPDRS", ma si tratta di risultati preliminari per la bassa cardinalità del campione statistico utilizzato. La minor accuratezza nella classificazione per classi UPDRS è dovuta al fatto che il classificatore produce una valutazione "in continuo", basata su probabilità, a differenza della valutazione neurologica "in discreto" e spesso l'appartenenza ad una classe non è netta ma intermedia: circa il 70% delle malclassificazioni è errata per una classe UPDRS per effetto di una valutazione intermedia.

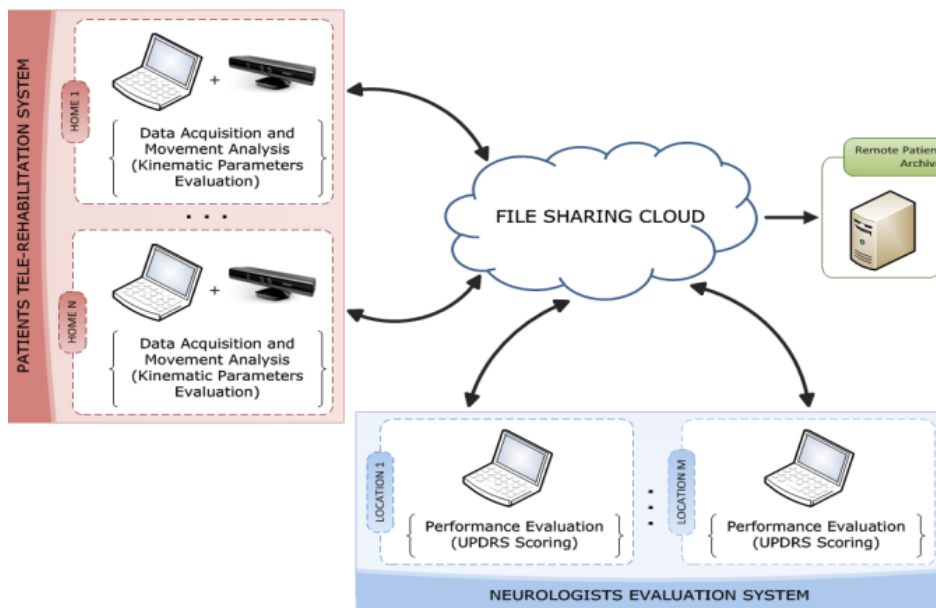
## 5.6 Architettura di tele-monitoraggio/tele-riabilitazione

Il sistema descritto è stato ipotizzato all'interno di una architettura di tele-monitoraggio e tele-riabilitazione che consiste di un gruppo di postazioni al domicilio dei soggetti; un gruppo di postazioni di valutazione medica e un "File Sharing Cloud" per la condivisione delle informazioni. Ogni soggetto esegue, comodamente da casa, gli esercizi motori/riabilitativi secondo il piano personalizzato stabilito: le acquisizioni vengono trasferite, tramite connessione Internet, sul "cloud remoto" e rese disponibili ai valutatori che esprimono un giudizio clinico sulla singola performance motoria, permettendo di consolidare i risultati fin qui ottenuti. Dal punto di vista del "paziente" e del "medico", l'architettura permette al medico di monitorare il soggetto nel tempo in maniera più continuativa, da remoto e di intervenire con maggior rapidità in caso di comportamenti anomali.

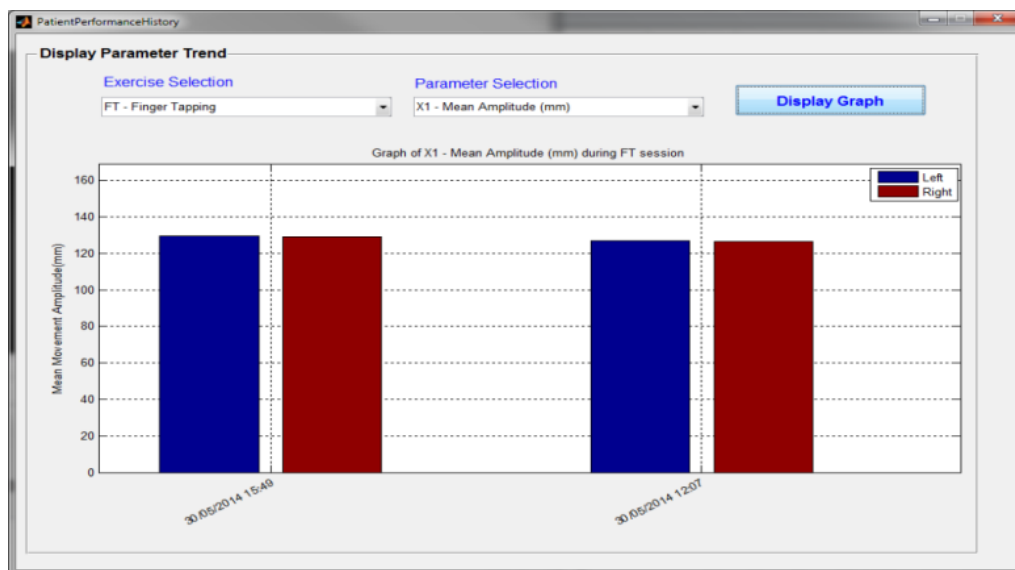
Il "lato paziente" è costituito dal sistema di acquisizione fin qui descritto. Il "lato medico" è costituito da un software, realizzato "ad-hoc" che fornisce al medico-valutatore i dati relativi all'analisi automatica del movimento attraverso i parametri cinematici estratti ed una serie di funzionalità di supporto per facilitare il medico nel monitoraggio attraverso l'accesso ad un archivio storico delle performance motorie del soggetto.

La messa in campo a breve di questa architettura permetterà di proporre ai soggetti coinvolti sia esercizi tipici di valutazione sia "exer-games" per l'allenamento ed il mantenimento della funzionalità motoria.





(a)



(b)

Fig. 5.7. Rappresentazione schematica della piattaforma (a) e una delle videate disponibili “lato medico” per il confronto di prestazioni motorie nel tempo (b).

# 6 VERSO UN DATABASE DELLE FRAGILITA' (IAC)

---

## 6.1 Premessa

L'invecchiamento della popolazione, caratterizzato da un prevalente aumento della componente più anziana, sta comportando una crescita esponenziale di soggetti malati cronici e disabili, così come un progressivo allungamento dell'aspettativa di vita in condizioni di cronicità e disabilità.

Un paziente con caratteristiche biologiche e funzionali di invecchiamento avanzato, contemporaneamente affetto da più malattie e quindi costretto ad assumere più farmaci, a rischio di perdita dell'autonomia funzionale, se non già disabile, in condizioni socio-economiche frequentemente disagiate diventa un soggetto fragile.

Alla fragilità l'anziano arriva dopo un lungo percorso, che passa attraverso fasi progressive, quale risultato di una sinergia negativa di numerosi fattori (infiammatori, metabolici, funzionali, psicologici, ecc.) che accentuando la perdita, conseguente all'invecchiamento, delle capacità omeostatiche dei differenti organi ed apparati, ed in particolare dei grandi sistemi integrativi (immunitario, psico-neuro-endocrino), portano il soggetto ad una condizione di estrema vulnerabilità. È partendo da questa ipotesi che la ricerca sta cercando di acquisire elementi di conoscenza che consentano l'attivazione di programmi di prevenzione, in grado di contrastare efficacemente questa condizione e che permettano al soggetto fragile, anziano o meno, di essere curato a casa. Quindi le prestazioni domiciliari rivestono un ruolo molto importante, in quanto contribuiscono a favorire la permanenza dell'anziano nell'abitazione e a favorirne l'autonomia, sia dal punto di vista fisico che psicologico.

È importante realizzare anche un sistema di gestione delle prestazioni per il soggetto fragile che consenta di gestire e organizzare efficacemente le attività dei diversi operatori, consentendo di pianificare efficacemente gli interventi e di raccogliere dati relativi allo stesso ed alla situazione del paziente.

## 6.2 Il modello assistenziale attuale

Nei confronti dell'anziano malato cronico, disabile e/o fragile, il carico assistenziale viene oggi, in Italia, per la massima parte sostenuto dalla famiglia.

L'organizzazione socio-sanitaria vigente è riconducibile ad una società che aveva bisogni assistenziali diversi, determinati primariamente dalle malattie acute infettive che falciavano la popolazione infantile, giovane e adulta, laddove, quando presente, la cronicità era solitamente di breve durata e la disabilità sostanzialmente si

identificava negli invalidi di guerra o civili. La popolazione anziana, e soprattutto molto anziana, era numericamente irrilevante e quando si ammalava aveva breve aspettativa di vita. Ma vi è un altro elemento da considerare: l'anziano malato cronico, disabile e/o fragile, è anche paziente “non remunerativo” per le strutture sanitarie ed assistenziali, sia pubbliche che private, data la sua complessità, l'estrema instabilità delle sue condizioni cliniche, l'eterogeneità dei suoi bisogni, che ne rendono impossibile l'inserimento in ben definite categorie diagnostiche, oltre ad essere spesso “scomodo” da gestire. Nei confronti di questa nuova popolazione di malati, la cui numerosità ha assunto le dimensioni di una vera e propria “epidemia”, la nostra società offre di fatto ancora oggi un modello assistenziale che poggia sui seguenti elementi:

- *la famiglia*: si tratta però di un istituto in via di disgregazione, sia per la riduzione del numero dei figli per coppia (in media 1.4) che, soprattutto, per la sempre minore disponibilità dei genitori all'assistenza, a causa degli impegni di lavoro.
- *l'ospedale*: è, di fatto, ancora la struttura sanitaria di riferimento. Esso però, oltre a non essere stato concepito e realizzato dal punto di vista architettonico, organizzativo e funzionale per accogliere questa tipologia di pazienti, si trova in una fase di progressiva modificazione del ruolo, sempre più orientato verso l'offerta di prestazioni diagnostico-terapeutiche ad elevata tecnologia ed impegno.
- *i servizi assistenziali territoriali*: pur rappresentando la proposta più logica per i bisogni dell'anziano malato cronico disabile e/o fragile sono del tutto carenti e non progettati ad hoc. L'assistenza domiciliare non prevede spesso una reale integrazione socio-sanitaria e fornisce interventi solo parcellari e discontinui (tipica è la sospensione del servizio nelle ore notturne e nei giorni festivi); i servizi riabilitativi sono insufficienti ed in alcune aree del tutto assenti; le strutture di assistenza a medio e lungo termine sono rare, distribuite in maniera disomogenea, il più delle volte prive dei necessari requisiti; il collegamento funzionale fra le varie strutture e servizi socio-sanitari di fatto non esiste per cui non è possibile l'attivazione di alcun progetto assistenziale e, tanto meno, la verifica dei risultati raggiunti; la professionalità degli operatori è generalmente insufficiente e comunque, nella maggioranza dei casi, non è frutto di una formazione specifica;
- *il medico di medicina generale*: è il soggetto su cui poggia la responsabilità delle risposte sanitarie ai bisogni di questi anziani, sia quando “degenti” nel proprio domicilio, sia quando ospiti in strutture residenziali.

### 6.3 Conseguenze della sindrome clinica da fragilità

- Stato di salute psicofisica estremamente instabile
- Elevato rischio di rapido peggioramento delle condizioni generali e delle capacità funzionali in corso di eventi acuti, anche di modesta entità
- Elevato rischio di ospedalizzazioni ripetute
- Elevato rischio di complicanze
- Guarigione dopo un evento acuto tardiva e spesso incompleta

- Elevato rischio di cadute e fratture
- Necessità di lunghi periodi di tempo per il raggiungimento della stabilizzazione clinica ed, ancor più, per un soddisfacente recupero funzionale
- Elevato rischio di perdita dell'autosufficienza
- Elevata mortalità

## 6.4 Il database delle fragilità

Si sta lavorando alla realizzazione di una piattaforma integrata, utilizzabile attraverso internet in grado di coordinare e monitorare l'accesso e l'erogazione dei servizi sociali e sanitari per fornire una migliore gestione e un miglior controllo dei servizi stessi.

Riguardo l'accesso alle prestazioni ambulatoriali, si sta realizzando un servizio centralizzato di prenotazione delle prestazioni, accessibile direttamente tramite internet dagli utenti, che renda possibile direttamente da casa la prenotazione di servizi ambulatoriali, su una qualsiasi struttura del territorio. Questo consentirà di poter accedere all'intera offerta sanitaria, riducendo nel contempo il rischio di prenotazione multipla su più sedi e consentirà il monitoraggio dei tempi di attesa.

Inoltre, consentirà di poter valutare l'adeguatezza della localizzazione dell'offerta ambulatoriale in relazione al territorio ed al numero di richieste permettendo una ottimizzazione della dislocazione delle risorse.

Per quanto riguarda le prestazioni domiciliari che, come già evidenziato, contribuiscono a favorire la permanenza dell'anziano nella propria abitazione riducendo la necessità di ricoveri ospedalieri, si intende realizzare un sistema di gestione e ottimizzazione. Tale sistema consentirà di gestire e organizzare efficacemente le attività dei diversi operatori, consentendo di pianificare efficacemente percorsi e date degli interventi e di raccogliere dati relativi all'intervento stesso ed alla situazione del paziente.

Questo consentirà anche la realizzazione di una area riservata, cui gli utenti potranno accedere, che permetterà ad ogni utente ed eventualmente ai suoi familiari, nel rispetto della privacy, di visualizzare una cartella clinica elettronica ed una scheda delle prestazioni sanitarie ed assistenziali di cui l'utente ha usufruito nel tempo. Questo consentirà un miglioramento della trasparenza e dell'efficienza nelle relazioni fra utenti ed enti erogatori dei servizi.

Il sistema consentirà di mettere in comune i dati residenti nei sistemi della Sanità e degli enti locali permettendo di realizzare una rete per il rapido interscambio di informazioni fra i servizi delle strutture sociali, socio-sanitarie e socio-educative presenti sul territorio, dematerializzando e rendendo partecipi tutti gli interessati dello stato in cui si trova la documentazione presentata, i risultati delle analisi e tutti gli altri controlli a cui ci si sottopone.

Tale rete potrà essere estesa anche alle strutture e associazioni di volontariato, permettendo attività di coordinamento e di complementarietà fra tali associazioni e le istituzioni pubbliche preposte.

Tutto ciò consentirà di delineare una prima struttura di una anagrafe delle fragilità, che monitorando la situazione di persone anziane e disabili possa attivare un sistema integrato di assistenza territoriale. Tale anagrafe conterrà al suo interno l'intero percorso del paziente fragile, comprensivo dei percorsi di cura, dei bisogni psicologici e permetterà il monitoraggio di tali pazienti. L'impiego di funzionalità GIS consentirà inoltre ai singoli assistiti di specificare la loro posizione geografica e consentirà di ottenere una precisa mappatura dei bisogni sul territorio. La realizzazione di tale anagrafica coinvolgerà le diverse organizzazioni e strutture del territorio, quali ASL, associazioni di volontariato, organizzazioni sociali, ecc.

La disponibilità di una rete di interscambio fra le diverse strutture potrà contribuire ad elevare la qualità di vita degli anziani e le informazioni potranno facilitare la realizzazione di servizi in ambito territoriale tesi al coordinamento delle diverse azioni di volontariato presenti sul territorio per avere un migliore dialogo fra associazioni e strutture pubbliche preposte.

L'elevazione della qualità della vita delle persone anziane tramite un coinvolgimento attivo comporta anche un miglioramento delle loro condizioni psicofisiche generali, con una riduzione del ricorso alla strutture di assistenza.

## 6.5 Attività

### *a. analisi e comprensione dell'Utenza finale anche attraverso specifiche fasi di coprogettazione*

Al fine di fornire una risposta efficace ai fabbisogni espressi dagli utenti, si è effettuata una analisi preliminare, con la collaborazione dei direttori di Distretto della ASL e delle associazioni di volontariato, che consenta di comprendere appieno tali fabbisogni, rilevando eventualmente anche necessità in parte inesprese.

La realizzazione del progetto sta avvenendo in stretta sinergia con gli operatori del servizio socio-sanitario per definire le modalità di rappresentazione dell'informazione e di interazione più idonee per l'impiego del sistema da parte degli utilizzatori finali.

Per la realizzazione del progetto si sta mettendo a punto una piattaforma che è un framework robusto e scalabile che utilizza al suo interno un sistema DBMS ed è accessibile tramite un'interfaccia Web. Questa tecnologia permette di interagire con il sistema da qualsiasi punto della rete senza il bisogno di installare o mantenere software aggiuntivo. La piattaforma si basa su database Microsoft SQL Server e grazie alla sua struttura layered ben si presta alla gestione di dati anche eterogenei ad alla integrazione con altri sistemi informativi.

Per soddisfare appieno le esigenze espresse si sta lavorando in stretta sinergia con gli utenti finali ponendo la massima attenzione ai loro bisogni e desideri, coniugandoli con una solida architettura di servizio al fine di realizzare una soluzione ad elevata utilizzabilità.

Per la realizzazione del progetto sono stati istituiti quattro focus groups che si occupano delle diverse fasi. Si stanno valutando modalità per una efficace gestione delle prestazioni ambulatoriali e domiciliari, quali sono le informazioni che gli operatori domiciliari dovranno inserire nel sistema a seguito di ciascuna visita, al fine di avere informazioni significative sullo stato di salute dell'assistito in relazione alla sua situazione ed alle sue patologie.

Si definirà assieme agli assistiti la struttura della scheda elettronica personale, consultabile tramite web. Tale scheda dovrà riportare le informazioni in modo chiaro e comprensibile, in relazione alla scarsa familiarità che gli anziani spesso dimostrano verso la tecnologia, alla scarsa abitudine ad accedere ad informazioni strutturate, alla riduzione della capacità visiva.

Si procederà quindi alla realizzazione di un documento di analisi dei requisiti del sistema che riporterà nel dettaglio le specifiche software e hardware della piattaforma server, della struttura della interfaccia per le diverse tipologie di utenza.

*b. definizione del modello di interazione tra i diversi attori coinvolti*

Si sta seguendo un approccio denominato “Progettazione centrata sull'utente” (User-centered design, UCD), una filosofia di progettazione e un processo nel quale ai bisogni, ai desideri e ai limiti dell'utente sul prodotto finale è data grande attenzione in ogni passo del processo di progettazione per massimizzare l'usabilità del prodotto stesso.

L'UCD è caratterizzato da un processo di co-progettazione e di risoluzione di problemi multi-livello che non solo richiede ai progettisti di analizzare e prevedere come l'utente userà il prodotto finale, ma anche di verificare e validare i loro assunti considerando il comportamento dell'utente in verifiche di usabilità e accessibilità (test di user experience) nel mondo reale.

La differenza da altri metodi di progettazione è che UCD prova dunque a ottimizzare il prodotto intorno ai bisogni e desideri degli utenti, piuttosto che forzare gli utenti a cambiare il loro comportamento per accogliere il prodotto stesso.

Il metodo UCD prevede la realizzazione del prodotto attraverso un metodo iterativo che prevede la realizzazione di un primo prototipo, una fase di test e valutazione e sulla base di questa la realizzazione di un prototipo successivo. Ogni ciclo porta alla realizzazione di un prodotto che più si avvicina alle esigenze dell'utente.

*c. prototipazione e personalizzazione delle soluzioni*

Per poter raggiungere con efficacia l'obiettivo, si vuole utilizzare una piattaforma software che è in grado di poter fornire una soluzione in tempi brevi di sviluppo, per la velocità di produzione del software e per la robustezza che essa garantisce ad una soluzione che possa fungere da integrazione tra i diversi moduli.

Tale piattaforma verrà utilizzata anche per integrare fra loro le diverse componenti sviluppate dai diversi soggetti coinvolti, facendo uso delle funzionalità native presenti al suo interno.

Si procederà alla realizzazione dei diversi moduli ed alla verifica del loro corretto funzionamento, in relazione ad un insieme definito di procedure e di funzionalità definite insieme agli enti coinvolti.

*d. test e sperimentazione di nuove tecnologie in applicazioni reali rispondenti ai fabbisogni effettivi dell'Utenza finale*

Si procederà all'integrazione delle diverse parti del sistema al fine di pervenire alla realizzazione del prototipo. In particolare si procederà ad una verifica della rispondenza del sistema alle specifiche tramite validazione su campo delle procedure e dei moduli definiti all'interno del sistema. Tali moduli includono la gestione dei servizi offerti dalle strutture del territorio, la loro individuazione cartografica, il monitoraggio dei tempi di attesa, l'ottimizzazione e organizzazione delle visite domiciliari, la realizzazione della scheda elettronica delle prestazioni ricevute, ecc.

Il comportamento del sistema, comprese le interfacce con l'utente, verrà sottoposto a test di ordinario funzionamento e verranno raccolti ed analizzati dati che consentano di valutare l'efficacia e l'efficienza delle soluzioni implementate, elaborando schemi correttivi che risolvano eventuali problemi riscontrati. Si procederà poi allo sviluppo di un piano dettagliato per la realizzazione di un prototipo pienamente rispondente alle esigenze individuate e alla redazione di un documento dettagliato contenente le caratteristiche tecniche e le modalità operative a cui il sistema dovrà rispondere per garantire livelli qualitativi commisurati all'ambito e all'ambiente di utilizzo.

Si procederà all'inserimento nel sistema dei dati relativi alle prestazioni ambulatoriali ed alla dislocazione sul territorio delle strutture afferenti agli enti che prendono parte al progetto. Si valuteranno le modalità di inserimento delle richieste di prenotazione, i tempi di esecuzione delle prestazioni sanitarie e sulla base di questi dati si effettuerà un monitoraggio dei tempi di attesa in relazione alla tipologia di prestazione ed al territorio.

Relativamente alle gestione dei servizi domiciliari, si provvederà all'inserimento nel sistema dei dati relativi alle prestazioni erogabili, agli operatori coinvolti, agli assistiti che usufruiscono delle prestazioni. Si provvederà alla realizzazione di un algoritmo per il calcolo ottimizzato dei percorsi di visita basato su distanza e tempi di percorrenza. In collaborazione con gli operatori si definirà una scheda di valutazione elettronica dell'assistito in cui l'operatore inserirà dati identificativi della situazione di salute e psicologica dell'assistito stesso che potrà consentirne un monitoraggio nel tempo.