

in *\_Sistemi indossabili intelligenti per la salute e la protezione dell'uomo\_*, (A. Bonfiglio, S. Cerutti, D. De Rossi, G. Magenes eds.), Patron, pp. 343-355, 2008.

## **Microsistemi indossabili per l' Ambient Assisted Living**

*Lorenzo Chiari*\*, *Angelo Cappello*\*

### 1. INTRODUZIONE

La popolazione europea sta invecchiando: la speranza di vita media è passata dai 55 anni del 1920 agli oltre 80 di oggi. L'attuale generazione frutto del "baby boom" andrà ben presto in pensione: il numero di persone di età compresa tra i 65 e gli 80 anni aumenterà di una percentuale quasi pari al 40% tra il 2010 e il 2030. Questo cambiamento demografico pone sfide significative all'economia e alla società europee. Le tecnologie dell'informazione e della comunicazione (ICT) possono svolgere un ruolo importante nel rispondere a tali sfide.

Migliorare la vita degli anziani in casa, sul lavoro e nella società in generale. Con questi obiettivi e in coerenza con l'articolo 169 del Trattato UE di Amsterdam, che dà l'opportunità di creare programmi di sviluppo tra la Commissione Europea e gli Stati Membri, la Commissione Europea ha recentemente varato il programma Ambient Assisted Living (AAL) che punta a migliorare la qualità della vita delle persone anziane attraverso il supporto dell'ICT (Commission of the European Communities, 2007).

Particolare attenzione merita, in un tale contesto, il tema della mobilità, comunemente ritenuta un chiaro indicatore della qualità della vita, per i suoi nessi con libertà, flessibilità e autonomia nella vita quotidiana. La mobilità è il frutto di una attività fisica ben bilanciata che compendia l'azione dei sistemi neuro-muscolo-scheletrici e sensoriali, e a sua volta produce numerosi effetti benefici a pioggia, dalla riduzione del rischio di cardiopatie coronariche, alla prevenzione dell'obesità, fino al miglioramento della salute mentale (Marcellini et al., 1999). Il termine attività fisica si riferisce a tutte quelle attività che comportano un dispendio energetico da movimento. Si tratta principalmente delle attività di tutti i giorni che implicano il movimento del corpo, come camminare, andare in bicicletta, salire le scale, fare i lavori di casa e la spesa, molte delle quali rappresentano una componente secondaria della nostra routine. Buoni livelli di mobilità, e quindi di attività fisica, hanno dunque un ruolo prominente nella promozione di un processo di invecchiamento sano, perché mantenersi attivi può prevenire l'insorgenza di fragilità (*frailty*), una condizione di rischio elevato di *outcome* avversi che comportano un significativo deterioramento della qualità della vita.

La caduta è un evento particolarmente temibile nella pratica geriatrica, non solo per le ovvie possibili conseguenze di ordine traumatico, ma anche per le ripercussioni di ordine psicologico, caratterizzate dall'insicurezza e quindi dalla tendenza ad un progressivo isolamento ed alla riduzione delle attività quotidiane e dei rapporti interpersonali. Le cadute nei soggetti anziani sono, in genere, molto rovinose: per ragioni neurologiche, per l'appannamento dei sistemi protettivi sensoriali, oltre che per ovvie aggravanti di natura osteoarticolare.

A partire dalle considerazioni che l'instabilità posturale e locomotoria che subentrano con l'invecchiamento sono il fattore principale favorente le cadute e che una larga parte delle cadute avvengono in ambiente domestico è possibile delineare un piano d'azione che veda l'ICT come agente facilitatore di mobilità, in questo modo rendendo un servizio alle persone anziane per mantenere la propria autonomia durante le attività della vita quotidiana ed evitare cadute e incidenti domestici. Tale piano d'azione non potrà prescindere da evidenze sperimentali sempre più chiare su quanto l'esercizio fisico possa avvantaggiare la salute complessiva e la funzione cognitiva, particolarmente in età avanzata, con effetti benefici sul rimodellamento dei circuiti neuronali e sulla

---

\* Dipartimento di Elettronica, Informatica e Sistemistica, Università di Bologna (lorenzo.chiari@unibo.it)

plasticità cerebrale (Cotman e Berchtold, 2002). E ancor più dall'osservazione che l'esercizio ha una maggior efficacia quanto più è duraturo, personalizzato, e quando si svolge anche nell'ambiente domestico (Campbell et al., 1997).

## 2. PRINCIPALI COMPONENTI ARCHITETTURALI DEI MICROSISTEMI INDOSSABILI PER L'AAL

Negli ultimi anni abbiamo assistito ad uno sviluppo accelerato di sistemi indossabili costituiti da reti di sensori, attuatori, processori e moduli di trasmissione wireless. Il monitoraggio e il condizionamento dell'attività fisica e della postura si avvantaggiano ogni giorno di più della presenza sul mercato di sensori indossabili in grado di misurare la cinematica e la dinamica del movimento umano. Questa breve sezione vuole brevemente richiamare alcune definizioni e passare in rassegna i principali componenti architetturali di un sistema indossabile per applicazioni AAL orientate alla mobilità. L'indossabilità qui fa riferimento all'impiego, tipicamente mimetizzato nel normale abbigliamento (cintura, orologio, calzatura), di una o più unità sensorizzate concentrate, di uno o più attuatori o display, e di un eventuale sistema di elaborazione.

### 2.1 *Microsistemi embedded*

Con il termine di microsistemi embedded (sistema *incapsulato*, dedicato) si identificano genericamente dei sistemi elettronici a microprocessore progettati appositamente per una determinata applicazione, spesso con una piattaforma hardware *ad hoc*, integrati nel sistema che controllano e in grado di gestirne tutte o parte delle funzionalità (Vahid e Givargis, 2002).

Contrariamente ai computer generici (*general purpose*), un sistema embedded ha dei compiti conosciuti già durante lo sviluppo, che eseguirà dunque grazie ad una combinazione hardware/software specificamente studiata per la tale applicazione (*hardware/software co-design*). Grazie a ciò l'hardware può essere ridotto ai minimi termini per ridurre l'ingombro, i consumi ed il costo di fabbricazione. Inoltre l'esecuzione del software è spesso in real-time, per permettere un controllo deterministico dei tempi di esecuzione.

### 2.2 *Sensori: accelerometri, giroscopi, magnetometri*

L'accelerometro è un trasduttore che converte un'accelerazione lineare in una grandezza elettrica secondo un legame noto. La massa contenuta nell'accelerometro si muove rispetto al contenitore per effetto della forza inerziale. L'entità dello spostamento, supposto linearmente legato alla forza e quindi all'accelerazione, viene rilevato o attraverso estensimetri o sfruttando l'effetto capacitivo. Anche in assenza di movimento l'accelerometro misura la componente dell'accelerazione di gravità lungo l'asse di misura. Per questo motivo un accelerometro, in condizioni statiche, è equivalente ad un inclinometro. Il primo accelerometro, brevettato nel 1923, pesava mezzo chilogrammo ed era lungo 20cm. Oggi, un accelerometro in tecnologia MEMS sta comodamente su un chip di 3x3 mm (Walter, 2007). Ci sono attualmente accelerometri mono-, bi- e triassiali, integrati su un unico chip e dotati di elettronica di condizionamento. I range di funzionamento più comuni possono arrivare a  $\pm 10g$  ( $1g=9.81 \text{ m/s}^2$ ).

Il giroscopio è un trasduttore che converte una velocità angolare in una grandezza elettrica secondo un legame noto. Il tipo più comune si basa sulla legge di Coriolis. Una massa vibrante lungo un certo asse, posta in rotazione attorno ad un asse ortogonale produce un'accelerazione, proporzionale alla velocità angolare e diretta secondo un terzo asse ortogonale ai due precedenti. Questa accelerazione è misurata mediante un accelerometro. Ci sono attualmente giroscopi monoassiali o triassiali integrati su un unico chip e dotati di elettronica di condizionamento. Il range di funzionamento può arrivare a  $1200^\circ/\text{s}$ .

Il magnetometro è un trasduttore che converte un angolo in una grandezza elettrica secondo un legame noto. L'angolo in questione è quello formato tra l'asse del magnetometro ed il campo

magnetico terrestre. Molta attenzione va riservata alla perturbazione indotta dalla vicinanza di materiali ferromagnetici.

I sensori inerziali, accelerometri e giroscopi, sono caratterizzati da un insieme di specifiche statiche e dinamiche (Pallas-Areny e Webster, 2001). In particolare, il calcolo dello spostamento, lineare od angolare, richiede una integrazione che è molto sensibile alla presenza di offset e derivate (Sabatini, 2006). Per questo motivo questi sensori si trovano oggi integrati in unità multisensore che sfruttano la ridondanza di informazione per contenere l'effetto degli errori.

### 2.3 Data fusion

La stima delle grandezze cinematiche, in particolare degli angoli segmentali ed articolari, si avvantaggia della disponibilità di algoritmi per la data fusion. Il più comunemente utilizzato è il cosiddetto filtro di Kalman, un osservatore dello stato del sistema, nel nostro caso gli angoli e le loro derivate, a partire da uscite rumorose, le uscite dei sensori, e dalla statistica degli errori sullo stato e sull'uscita (Anderson e Moore, 2005).

### 2.4 Attuatori e sistemi di restituzione sensoriale (display)

Un attuttore è un dispositivo che, a comando, applica uno stimolo ad un sistema (Pons, 2005), in questo caso il corpo umano. Un esempio di attuttore è costituito da un'unità vibrante che entra in azione per avvisare che ci si sta muovendo al di fuori di una soglia di sicurezza. Un altro esempio è costituito da una protesi attiva comandata a partire da informazioni cinematiche, per esempio rilevate sull'arto controlaterale.

I sistemi di restituzione sensoriale (visiva, uditiva, propriocettiva) rappresentano uno strumento per potenziare o sostituire un canale sensoriale (Bhowmik et al., 2008). Sono molto utilizzati in applicazioni di biofeedback.

### 2.5 Sistemi di elaborazione

I sistemi di elaborazione possono essere indossati o remoti. Nel primo caso sono rappresentati da unità di acquisizione e processo sviluppate ad hoc (*wearable computers*) o da computer palmari (PDA) appositamente configurati. L'elaborazione deve avvenire in tempo reale e ciò richiede una discreta potenza di calcolo. Particolare attenzione va riservata al problema dei consumi.

### 2.6 Sistemi di trasmissione remota

Vari sono i protocolli oggi utilizzati per trasmettere informazioni con modalità *wireless* in sistemi su scala di *personal area network* (Bluetooth 802.15.1, Zigbee 802.15.4, WiFi 802.11, ecc.). Sono già disponibili moduli commerciali in grado di gestire la trasmissione anche nel caso di reti complesse di sensori ed attuatori. Particolare attenzione va riservata al problema dei consumi, alla banda trasmessa e alla portata (Tubaishat e Madria, 2003).

## 3. MICROSISTEMI PER APPLICAZIONI AAL ORIENTATE ALLA MOBILITÀ

In questa sezione presenteremo per cenni essenziali alcuni esempi di microsistemi indossabili, sviluppati in anni recenti e tuttora in fase di ingegnerizzazione e validazione sperimentale, dedicati al monitoraggio ed al condizionamento della attività fisica e della postura e nella segnalazione delle cadute.

### 3.1 Monitoraggio dell'attività fisica

Microsistemi basati su sensori inerziali dotati di sufficienti risorse di memoria (una comunissima SD card da 1 GB consente di registrare circa 48 ore da 2 sensori triassiali, campionati a 50 Hz e codificati a 16 bit) e bassi consumi (con la possibilità di utilizzare batterie ricaricabili) sono i candidati ideali per il monitoraggio a lungo-termine dell'attività fisica. I segnali accelerometrici e/o giroscopici, mono- o pluri-assiali, costituiscono la base di dati sulla quale costruire ed allenare algoritmi di classificazione per il riconoscimento delle principali attività fisiche della vita quotidiana come camminare, stare in piedi, seduti, sdraiati, andare in bicicletta, ma anche, di particolare rilevanza, i cambiamenti posturali associati alle transizioni di stato (alzarsi da una sedia, sedersi, ecc.). Nel contesto dell'AAL tale monitoraggio, di natura quantitativa e qualitativa, è orientato a fornire elementi di conoscenza più approfondita sugli stili di vita (Najafi et al., 2003). Può essere corredato o meno di connettività con un supervisore remoto. In tal caso un'infrastruttura di telemedicina, tipicamente supportata da un gateway locale, provvederà alla trasmissione dei dati al server remoto. L'architettura di sistema per questo tipo di applicazioni, genericamente illustrata in Fig. 1, si configura come altamente distribuita e consta di componenti indossabili (il/i sensore/i come nodi di una wireless personal area network) con basse risorse di calcolo e unità di memorizzazione locale, di un gateway domiciliare (palmare, telefono cellulare, PC) con connettività di rete e responsabilità coordinative e di pre-elaborazione, e di un server remoto con compiti di memorizzazione periodica dei dati in database strutturati e risorse di calcolo adeguate all'analisi off-line di matrici numeriche di grandi dimensioni.

I microsistemi dedicati al monitoraggio dell'attività fisica su base oggettiva forniscono preziose e circostanziate informazioni su frequenza, intensità e durata delle varie attività e sull'eventuale inattività dell'anziano nel suo ambiente di vita quotidiano (Esliger e Tremblay, 2007). L'uso di accelerometri consente poi la stima di altre grandezze che possono essere clinicamente rilevanti: un esempio è il dispendio energetico. Partendo dall'assunto che i movimenti sono generati da accelerazioni e decelerazioni, tramite opportuni algoritmi è possibile valutare il dispendio effettuato nel compiere determinati gesti.

Certamente un monitoraggio prolungato introduce anche importanti implicazioni in termini di *compliance* e di *adherence* dell'utente. Aspetti ergonomici relativi alla vestibilità, all'intrusività, alla complessità della rete locale, alla facilità di salvataggio e trasmissione dei dati possono influenzare notevolmente il successo dell'applicazione nel medio-lungo termine.

*Fig. 1*

### 3.2 Monitoraggio di eventi: la caduta

Una particolare classe di microsistemi per il monitoraggio di lungo periodo ha lo scopo di rilevare, e in prospettiva predire e quindi contrastare, eventi negativi specifici, quali ad esempio la caduta. Sono disponibili sul mercato sistemi con allarme manuale e sistemi dotati di capacità di rilevamento automatico. I primi hanno un pulsante tramite il quale il soggetto può trasmettere una richiesta di aiuto. A bordo del dispositivo deve quindi essere installato un trasmettitore in grado di comunicare, ad esempio, col telefono di casa o con la struttura sanitaria più vicina. Nei secondi invece i pulsanti manuali sono sostituiti da algoritmi con complessità computazionale relativamente bassa in grado di rilevare la caduta, o anche l'assenza di movimenti da parte del soggetto (Kangas et al., 2008). I sensori tipicamente più usati sono gli accelerometri o i giroscopi, che possono essere indossati in vita, al polso, al collo, dietro l'orecchio (Lindemann et al., 2005). Il principale problema che ancora non è stato risolto in maniera soddisfacente è l'elevato numero di falsi positivi (allarmi generati in assenza di reale caduta), cui non si è potuto ancora fare fronte anche per le ridotte

dimensioni dei *training sets* di cadute reali attraverso i quali addestrare gli algoritmi di classificazione.

### 3.3 Monitoraggio della postura

L'oscillazione posturale e le forze correttive al suolo sono importanti segni della funzione antigravitaria e possono essere quantificate mediante piattaforme dinamometriche. Questi strumenti non rappresentano una soluzione percorribile nel monitoraggio continuo, richiedono personale specializzato ed hanno costi non trascurabili. Gli accelerometri di converso sono leggeri e portatili, non vincolano il soggetto nei suoi movimenti e non confinano l'acquisizione dei dati al solo laboratorio. Inoltre sono di facile utilizzo e hanno costi molto ridotti.

Tuttavia ci sono alcune avvertenze da osservare durante il loro utilizzo. Per esempio i segnali di accelerazione lineare possono essere di difficile interpretazione poiché essi riflettono non solo l'accelerazione del corpo ma anche l'inclinazione dell'accelerometro (Kamen et al., 1998). Negli ultimi anni vari autori hanno proposto l'uso di accelerometri per la misura dell'oscillazione posturale ad uso clinico (Kamen et al., 1998; Mayagoitia et al., 2002; Moe-Nilssen e Helbostad, 2002).

Tuttavia, un singolo sensore accelerometrico rappresenta una misura valida dell'oscillazione solo se il corpo si muove come un pendolo inverso ad un solo grado di libertà, l'angolo alla caviglia. Uno studio recente (Maurer et al., 2004) ha dimostrato che soggetti di controllo e soggetti affetti da morbo di Parkinson non mostrano la stessa coordinazione tronco-gambe durante la postura ortostatica. Ciò rende necessario l'utilizzo di più sensori per discriminare le varie strategie.

Studi preliminari hanno dimostrato la forte correlazione esistente tra lo spostamento del centro di pressione (COP) e l'accelerazione antero-posteriore del tronco in corrispondenza della quinta vertebra lombare, L5, ove anche i parametri stabilometrici estratti dal COP e dall'accelerazione sono significativamente correlati (Chiari et al., 2005). Tale correlazione, in presenza di un controllo posturale fisiologico, si mantiene similmente elevata anche in segmenti più distali come cosce e collo (Mancini et al., 2008), mentre può diventare indicatore sensibile di alterazioni patologiche anche in stadi preclinici di patologie neurodegenerative come la malattia di Parkinson (Chiari et al., 2008a).

Questa correlazione tra COP e segnali accelerometrici suggerisce la possibilità di utilizzare un sistema basato su accelerometri al posto di una pedana dinamometrica. Per discriminare tra diverse strategie posturali è necessario utilizzare diversi accelerometri il cui numero e disposizione ottimale è ancora oggetto di studio. La stima del COP mantiene tuttavia una grande rilevanza sia per la quantificazione della prestazione posturale che per la realizzazione di sistemi di stabilizzazione a biofeedback (Dozza et al., 2006).

La forte correlazione tra centro di pressione ed accelerazione antero-posteriore può essere facilmente dimostrata a bassa frequenza. L'oscillazione posturale di un soggetto normale difficilmente ha un contenuto spettrale che va oltre i 0.5Hz. A queste frequenze l'accelerometro si comporta come un inclinometro ed il COP sta sulla verticale del centro di massa corporeo (COM). Come è facilmente ricavabile con l'aiuto della Fig.2, se  $h$  è la distanza tra il centro di massa e la caviglia, si ottiene:

$$h \sin\alpha = \text{COP}$$

$$a = g \sin\alpha$$

da cui

$$\text{COP} = (h/g) a.$$

E' evidente che tale relazione vale solamente per moto sul piano sagittale, modello a pendolo semplice e regime a bassa frequenza. La presenza di termini inerziali ed una strategia multilink complicano la trattazione.

La Fig. 3 mostra l'accordo tra il COP misurato dalla pedana dinamometrica e quello stimato sperimentalmente attraverso una coppia di accelerometri, uno sulla coscia ed uno sul tronco (Mancini et al., inviato). Tali risultati provano che gli accelerometri sono in grado di sostituirsi alla pedana dinamometrica quando l'accuratezza richiesta non è particolarmente elevata.

*Figg. 2 e 3*

### *3.4 Monitoraggio del cammino*

Le tecniche strumentali per l'analisi del cammino hanno una storia pluridecennale ampiamente documentata nel volume della scuola del GNB del 2003 (Cappello et al., 2003). Negli ultimi dieci anni si è avviato e si va sempre più consolidando l'impiego di sistemi basati su sensoristica indossabile, inerziale ma anche basografica, EMG, goniometrica, ecc. Attraverso l'integrazione di informazioni cinematiche e dinamiche (in taluni casi agevolata dall'impiego di modelli biomeccanici) provenienti dai sensori, il più delle volte indossati su entrambi gli arti inferiori e sul tronco, è ora possibile determinare con accettabile accuratezza i principali parametri spazio-temporali del cammino, ma anche stimare la regolarità del pattern ciclico di cammino oppure la variabilità della sua dinamica temporale.

Mentre soluzioni basate su sensori multipli sono state ampiamente presentate in letteratura e validate (Aminian et al. 2002, Salarian et al. 2004), alcuni risultati preliminari confermano buone prestazioni anche per microsistemi basati sull'impiego di una sola unità di sensing (Sabatini et al. 2005). Tali risultati sono ancora più rilevanti perché sembrano prefigurare una nuova generazione di sistemi per l'analisi del cammino completamente indossabili e localizzabili nella calzatura, che diverrebbe la sede ideale per avere informazioni sia sulla cinematica che sulla dinamica dell'atto motorio, ad esempio integrando IMU a 6 gradi di libertà e solette sensorizzate (Santarmou et al., 2006).

Va comunque segnalato un problema rilevante per le applicazioni in AAL che è tuttora irrisolto. Gli algoritmi sin qui proposti sono stati validati solo per il cammino rettilineo regolare e non per percorsi brevi, misti, comprensivi di svolte e cambi di direzione. Questo ovviamente limita, ad oggi, l'impiego di questi sistemi di analisi in condizioni non controllate quali quelle della vita quotidiana in ambiente domestico.

### *3.5 Condizionamento dell'equilibrio e della mobilità in contesti AAL*

Arricchendo i microsistemi sin qui presentati dell'ulteriore blocco funzionale dedicato all'attuazione e/o alla restituzione sensoriale è possibile contribuire a migliorare equilibrio e movimento, aumentandone la consapevolezza ed il controllo da parte dell'utente. A seconda della strategia di intervento prescelta si potranno quindi inserire nell'architettura microdispositivi di attuazione (come elettrodi di stimolazione, motorini miniaturizzati, elementi vibranti) o display indossabili (come cuffie wireless, matrici vibrotattili, display ad alta risoluzione a colori per realtà aumentata). Si potranno così realizzare, rispettivamente, sistemi che in catena chiusa intervengono direttamente, con un trasferimento di energia meccanica, sul movimento naturale, o sistemi che semplicemente consentono di fornire al cervello una rappresentazione del corpo o dell'ambiente più ricca e significativa di quanto consentito dai canali sensoriali disponibili.

Un aspetto importante dei display (che possono avere una funzione sostitutiva o aumentativa nella costruzione della percezione del reale) che va attentamente progettato e valutato riguarda la modalità di presentazione (o trasduzione) dell'informazione. Infatti, dopo aver selezionato e pre-elaborato i contenuti astratti relativi alle variabili fisiologiche controllate si tratta di trasformarli per rappresentarli in un formato che faciliti l'interazione uomo-macchina nel microsistema indossabile, con requisiti di intelligibilità, interattività e responsività. Ultima ma non meno importante

caratteristica è la scalabilità, ovvero la adattabilità allo stato funzionale (cognitivo e/o motorio) dell'utente.

Caratteristica di primaria importanza in tutti i sistemi per il condizionamento della funzione è la modalità di lavoro in *real-time* o *pseudo real-time* che consenta al sistema artificiale di integrarsi e confrontarsi alla pari con i sistemi naturali che si propone di supportare. Per questo il ritardo complessivo introdotto nei vari stadi del sistema dovrà mantenersi ben al di sotto dei tempi di propagazione dei segnali nervosi dalla periferia al cervello e viceversa. Questo comporta di progettare sistemi con ritardi dell'ordine del millisecondo (Paulin et al., 1997).

Un classico paradigma sperimentale riconducibile a questa classe di microsistemi è quello del biofeedback (BF), ove si indossa un dispositivo artificiale capace di offrire, ad esempio, informazioni in tempo reale di tipo visivo, uditivo o tattile sulla bontà dell'esecuzione di un esercizio fisico o riabilitativo, eventualmente condotto nell'ambiente domestico. Il BF può insegnare ad influenzare in maniera consistente risposte fisiologiche che non sono abitualmente sotto il controllo volontario e risposte, ordinariamente controllate, il cui controllo è compromesso a causa di un evento traumatico.

Una questione importante connessa al progetto di tali sistemi è la determinazione della variabile controllata che andrà restituita in retroazione, sensorialmente amplificata, al soggetto: essa dipenderà dall'esercizio prescelto e dalla meta terapeutica ed influenzerà scelta e posizionamento dei sensori sul soggetto.

Un altro aspetto significativo derivante dall'uso di sistemi BF, riguarda la difficoltà nel determinare quanto la performance sia migliorata per effetto del BF stesso, e quanto invece sia migliorata per il naturale e spontaneo processo di apprendimento indotto dalla ripetizione dell'esercizio. Una possibile soluzione a questo problema è la realizzazione di un disegno sperimentale che preveda prove ripetute in ordine casuale e la presenza di due gruppi di soggetti, uno dei quali sottoposto a BF e l'altro a semplice ripetizione dell'esercizio, senza BF. La differenza tra i due gruppi indicherà in modo più accurato il successo ed il valore aggiunto dell'intervento assistito dal microsistema indossabile (Dozza et al., 2007).

Le nostre esperienze con microsistemi indossabili per BF si sono principalmente orientate sul condizionamento dell'equilibrio statico e dinamico, durante il cammino, ad opera di display acustici e vibrotattili (Dozza et al., 2007). In particolare, per quanto riguarda l'implementazione del sistema a BF acustico il livello di integrazione, miniaturizzazione ed indossabilità è già molto avanzato e promettenti sono tutte le evidenze sperimentali sin qui disponibili (Chiari et al., 2005; Dozza et al., 2005; Chiari et al., 2008b).

Va infine accennato al fatto che sono attualmente in fase di realizzazione e validazione piattaforme integrate multi-funzione ove, ad esempio, gli aspetti di monitoraggio dell'attività motoria, delle cadute e di condizionamento della mobilità e della postura trovano sintesi in un unico microsistema indossabile in vita (progetto SENSATION-AAL, [www.sensation-aal.eu](http://www.sensation-aal.eu), Fig. 4) oppure in una calzatura intelligente specialmente orientata al training per la prevenzione delle cadute (progetto SMILING, [www.smilingproject.eu](http://www.smilingproject.eu)).

#### 4. CONCLUSIONI

Da quanto presentato nelle sezioni precedenti dovrebbe risultare chiaro il fatto che, sapendo trovare il giusto bilanciamento fra assistenza e autonomia e non sottovalutando gli essenziali requisiti di accettabilità che devono incontrare il favore di un utente anziano, soluzioni ICT assistive per il monitoraggio ed il condizionamento dell'attività fisica e della postura in ambito AAL possano avere un impatto rilevante sulla qualità della vita contribuendo ad invecchiare bene nella società dell'informazione. Per questo, tali soluzioni, insieme a tutta la strumentazione biomedica indossabile, vanno oggi investigate con particolare attenzione e lungimiranza, in attesa dei frutti che potranno generare negli anni a venire, anche in seguito agli ulteriori sviluppi che le tecnologie micro- e nanoelettroniche sapranno offrire in ottemperanza alla legge di Moore.

## Ringraziamenti

Le attività di ricerca documentate in questo capitolo sono finanziate dalla Commissione Europea (Progetto “SENSACTION-AAL: Sensing and Action to support mobility in Ambient Assisted Living”, FP6-IST-2005-2.6.2-045622, 2007-09, e Progetto “SMILING: Self-mobility improvement of elderly by counteracting falls”, FP7-ICT2007.7.1 "ICT and Ageing" – 215493, 2008-10) e dalla Kinetics Foundation, Los Altos, CA (“Testing Objective Measures of Gait and Posture in Early Parkinson's Disease", 2006-2008).

## Bibliografia

- AMINIAN K., NAJAFI B., BULA C., LEYVRAZ P.F., ROBERT P., 2002. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J Biomech* 35, 689–699.
- ANDERSON B.D.O., MOORE J.B., 2005. Optimal Filtering. Information and System Science Series. Thomas Kailath Ed.
- BHOWMIK A.K., LI Z., BOS P. (Eds), 2008. Mobile Displays: Technology and Applications. Wiley Series in Display Technology, John Wiley & Sons.
- CAMPBELL A.J., ROBERTSON M.C., GARDNER M.M., NORTON R.N., TILYARD M.W., BUCHNER D.M., 1997. Randomised controlled trial of a general practice programme of home based exercise to prevent falls in elderly women. *BMJ* 315, 1065-1069.
- CAPPELLO A., CAPPOZZO A., DI PRAMPERO P.E. (Eds), 2003. Bioingegneria della postura e del movimento. Patron editore.
- CHIARI L., DOZZA M., CAPPELLO A., HORAK F.B., MACELLARI V., GIANSAANTI D., 2005. Audio-biofeedback for balance improvement: an accelerometry-based system. *IEEE Trans Biomed Eng* 52, 2108-2111.
- CHIARI L., MANCINI M., ZAMPIERI C., CARLSON P., PETERKA R.J., HORAK F.B., 2008a. The use of wearable inertial devices to detect postural changes in early Parkinson’s Disease. Proc. First International Conference on Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement, Rotterdam, 21-24 May 2008, 82 [ISBN: 978-90-813154-1-8].
- CHIARI L., FARELLA E., ROCCHI L., BENINI L., 2008b. A biofeedback-based portable device to support elderly mobility in the home environment. *Gerontechnology* 7 (No.2), 93.
- COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES, 2007. Ageing well in the Information Society - an i2010 Initiative - Action Plan on Information and Communication Technologies and Ageing. [<http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=CELEX:52007DC0332:EN:NOT> ]
- COTMAN C.W., BERCHTOLD N.C., 2002. Exercise: A behavioral intervention to enhance brain health and plasticity. *Trends Neurosci* 25, 295–301.
- DOZZA M., CHIARI L., HORAK F.B., 2005. Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss. *Arch Phys Med Rehab* 86(7), 1401-1403.
- DOZZA M., CHIARI L., HLAVACKA F., CAPPELLO A., HORAK F.B., 2006. Visual and Audio Biofeedback Evoke Different Postural Strategies for the Control of Upright Stance. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 14 (4), 505-512.



- DOZZA M., WALL III C., PETERKA R.J., CHIARI L., HORAK F.B., 2007. Effects of practicing tandem gait with and without vibrotactile biofeedback in subjects with unilateral vestibular loss. *J Vest Res* 17(4), 195-204.
- ESLIGER D.W., TREMBLAY M.S., 2007. Physical activity and inactivity profiling: the next generation. *Can J Public Health* 98 Suppl 2, S195-207.
- KAMEN G., PATTEN C., DU C.D., SISON S., 1998. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. *Gerontology* 44, 40-45.
- KANGAS M., KONTTILA A., LINDGREN P., WINBLAD I., JAMSA T., 2008. Comparison of low-complexity fall-detection algorithms for body attached accelerometers. *Gait Posture* 28, 285-291.
- LINDEMANN U, HOCK A, STUBER M, KECK W, BECKER C., 2005. Evaluation of a fall detector based on accelerometers: a pilot study. *Med Biol Eng Comput* 43 (5), 548-551.
- MANCINI M., ROCCHI L., CAPPELLO A., CHIARI L., 2008. Comparison of wearable inertial devices and force plates for stance posture measurements. *Gait Posture* 28 (Suppl.1), S31.
- MANCINI M., ROCCHI L., CAPPELLO A., CHIARI L., (inviato). Accelerometry-based center of pressure estimation during quiet standing. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*.
- MARCELLINI F., GAGLIARDI C., LEONARDI F., SPAZZAFUMO L., 1999. *Mobilità e qualità della vita degli anziani*. Milano, Franco Angeli.
- MAURER C., MERGNER T., PETERKA R.J., 2004. Abnormal resonance behavior of the postural control loop in Parkinson's disease. *Exp Brain Res* 157 (3), 369-76.
- MAYAGOITIA R.E., LOTTERS J.C., VELTINK P.H., HERMENS H., 2002. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait Posture* 16, 55-59.
- MOE-NILSSEN R., HELBOSTAD J.L., 2002. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture* 16, 60-68.
- NAJAFI B., AMINIAN K., PARASCHIV-IONESCU A., LOEW F., BULA C., ROBERT P., 2003. Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in elderly. *IEEE Trans Biomed Eng* 50 (6), 711-723.
- PALLAS-ARENY R., WEBSTER J., 2001. *Sensors and Signal Conditioning*. John Wiley & Sons.
- PAULIN P.G., LIEM C., CORNEROO M., NACABAL F., GOOSSENS G., 1997. Embedded Software in Real-Time Signal Processing Systems: Application and Architecture Trends. *Proc. of the IEEE* 85 (3), 419-435.
- PONS J.L., 2005. *Emerging Actuator Technologies: A Micromechatronic Approach*. John Wiley & Sons.
- SABATINI A.M., MARTELLONI C., SCAPELLATO S., CAVALLO F., 2005. Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Trans Biomed Eng*. 52 (3), 486-494.
- SABATINI A.M., 2006. Inertial sensing in biomechanics: a survey of computational techniques bridging motion analysis and personal navigation. In: *Computational Intelligence for Movement Sciences: Neural Networks, Support Vector Machines and other Emerging Techniques*, R.K. Begg and M. Palaniswami Eds., Idea Group Inc., 70-100.
- SALARIAN A., RUSSMANN H., VINGERHOETS F.J., DEHOLLAIN C., BLANC Y., BURKHARD P.R., AMINIAN K., 2004. Gait assessment in Parkinson's disease: toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng* 51(8), 1434-1443.
- SANTARMOU E., DOZZA M., LANNOCCA M., CHIARI L., CAPPELLO A., 2006. Insole pressure sensor-based audio-biofeedback for balance improvement. *Gait Posture* 24S, S30-S31.

- TUBAISHAT M., MADRIA S., 2003. Sensor networks: an overview. IEEE Potentials 22 (2), 20 – 23.
- VAHID F., GIVARGIS T., 2002. Embedded system design: A unified hardware/software introduction. John Wiley & Sons.
- WALTER P.L., 2007. The history of the accelerometer. 1920s-1996 – Prologue and epilogue, 2006. Sound Vibr , January 2007, 84-92. [<http://www.sandv.com/downloads/0701walt.pdf>]