

# POLITECNICO DI TORINO

## Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

### SVILUPPO DI UN DISPOSITIVO PER IL RICONOSCIMENTO DELLE POSIZIONI DEL SONNO



**Relatore**  
prof. Marco Knaflitz  
*firma del relatore*

.....

**Candidato**  
Carmelo Panepinto  
*firma del candidato*

.....

Anno accademico 2017/2018



# Ringraziamenti

Ringrazio la mia famiglia per l'amore, i sacrifici e il sostegno costante.

Ringrazio il professore Marco Knaflitz, l'ingegnere Daniele Fortunato e tutti i ragazzi e le ragazze del Biolab, per la disponibilità dimostrata e l'esperienza acquisita durante il lavoro di tesi.

Ringrazio i miei amici per aver condiviso con me nuove esperienze e per essere stati miei compagni di viaggio tanto nei momenti di spensieratezza quanto in quelli di difficoltà.

***GRAZIE...***



## Sintesi

Il monitoraggio delle attività umane gioca un ruolo fondamentale nell'assistenza sanitaria intelligente, soprattutto nell'ambito dell'assistenza domestica. Tra le attività umane che possono essere monitorate, il sonno è una delle più importanti per le persone di ogni età<sup>1</sup>.

La postura del corpo e dei movimenti sono stati associati alla qualità del sonno e a diversi stati di salute. Le posizioni del sonno sono comunemente studiate con lo scopo di affrontare tematiche quali il monitoraggio dell'apnea ostruttiva del sonno, ma anche per il controllo delle ulcere da decubito. Diversi studi indicano che l'impatto della postura nel sonno dipende dalle varie specifiche condizioni croniche dei pazienti. Tuttavia le posizioni sono indipendenti dalle fasi del sonno. Di conseguenza, per un'adeguata valutazione del sonno è importante includere entrambi<sup>1-3</sup>.

In questo lavoro di tesi è stato sviluppato un dispositivo in grado di riconoscere e classificare le 4 principali posizioni del sonno (supino o sdraiato sulla schiena, prono o sdraiato a pancia in giù, laterale sul lato destro e laterale sul lato sinistro), e di ricavare informazioni quali il tempo in cui si è rimasti a letto, la durata di tempo in cui ci si è alzati dal letto, la percentuale di tempo in cui si è stati in una determinata posizione rispetto al tempo totale, l'ora in cui ci si è alzati e poi si è tornati a letto, il numero di volte in cui ci si è alzati dal letto, il numero di cambio posizione e un indice di movimento che indica, in maniera qualitativa, l'intensità del movimento del corpo nelle 4 posizioni principali.

Human activities monitoring plays an important role in the smart health care, especially in domestic care. Among the human activities that can be monitoring, sleep is one of the most important for people health of all ages<sup>1</sup>.

The body posture and movements have been associated with sleep quality and different health status. Sleep positions have been usually studied with the aim of monitoring obstructive sleep apnea, but also for the control of decubitus ulcers. Many works show that the impact of sleep postures depends on different chronic condition of the patients. Therefore, for an appropriate valuation of sleep, it is important consider both of them<sup>1-3</sup>.

In this thesis, it has been developed a device to recognize and classify the 4 main sleep positions (supine or face-down, prone or on the back, on the left side, on the right side) and to find informations such as time in the bed, time out of the bed, percentages of time in every position compared to time in bed, the hours when to get on and get in bed, and a movement index that indicates qualitatively the movements intensity in every 4 main positions.

# Indice dei contenuti

<b>SVILUPPO DI UN DISPOSITIVO PER IL RICONOSCIMENTO DELLE POSIZIONI DEL SONNO .....</b>	<b>I</b>
<b>RINGRAZIAMENTI .....</b>	<b>I</b>
<b>SINTESI.....</b>	<b>III</b>
<b>INDICE DEI CONTENUTI .....</b>	<b>V</b>
<b>INDICE DELLE FIGURE.....</b>	<b>VII</b>
<b>INDICE DELLE TABELLE .....</b>	<b>IX</b>
<b>CAPITOLO 1 INTRODUZIONE .....</b>	<b>1</b>
1.1 PERCHÉ MONITORARE LE POSIZIONI IL SONNO?.....	1
1.2 STATO DELL'ARTE .....	3
<b>CAPITOLO 2 MATERIALI E METODI .....</b>	<b>5</b>
2.1 MATERIALI .....	5
2.1.1 Actigrafo.....	6
2.1.2 Atmel Studio 7.....	9
2.1.3 Matlab .....	10
2.2 METODI.....	10
2.2.1 Protocollo per l'acquisizione di segnali grezzi.....	11
2.2.2 Estrazione delle Caratteristiche e Classificazione.....	12
2.2.3 Firmware per il monitoraggio delle posizioni del sonno .....	17
2.2.4 Applicazione per lo scaricamento e la visualizzazione dei dati. ....	35
2.2.5 Validazione .....	40
<b>CAPITOLO 3 RISULTATI.....</b>	<b>41</b>
<b>CAPITOLO 4 CONCLUSIONI E LAVORI FUTURI .....</b>	<b>45</b>

<b>RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI .....</b>	<b>47</b>
<b>APPENDICE A PROTOCOLLO PER L'ACQUISIZIONE DEI DATI GREZZI</b> <b>.....</b>	<b>49</b>
<b>APPENDICE B PROTOCOLLO PER LA VALIDAZIONE DEI DAI</b> <b>CLASSIFICATI .....</b>	<b>51</b>

## Indice delle figure

<i>Figura 1.1 Le quattro posizioni fondamentali</i>	2
<i>Figura 2.1 Actigrafo: prospettiva lato destro e frontale</i>	6
<i>Figura 2.2 Actigrafo: diagramma a blocchi dell'hardware</i>	7
<i>Figura 2.3 schema microcontrollore SAM4S<sup>15</sup></i>	8
<i>Figura 2.4 sensore inerziale<sup>16</sup></i>	9
<i>Figura 2.5 Atmel Studio 7</i>	9
<i>Figura 2.6 Posizioni del corpo e accelerazione gravitazionale.</i>	11
<i>Figura 2.7 Albero di decisione intero dataset 6 classi.</i>	16
<i>Figura 2.8 Albero di decisione metà dataset 6 classi.</i>	16
<i>Figura 2.9 diagramma di flusso: firmware actigrafo</i>	18
<i>Figura 2.10 diagramma di flusso: firmware inizializzazione</i>	20
<i>Figura 2.11 diagramma di flusso: firmware gestione pulsante</i>	23
<i>Figura 2.12 Interrupt Timer Counter 1</i>	24
<i>Figura 2.13 diagramma di flusso: firmware stato 1</i>	27
<i>Figura 2.14 albero di decisione implementato sull'actigrafo</i>	29
<i>Figura 2.15 albero di decisione migliorato implementato sull'actigrafo</i>	31
<i>Figura 2.16 errore nei cambi di posizioni</i>	32
<i>Figura 2.17 diagramma di flusso: firmware stato 2</i>	34
<i>Figura 2.18 Interrupt Timer Counter 0</i>	35
<i>Figura 2.19 lancio AppActigrafo</i>	35
<i>Figura 2.20 MATLAB: app designier, design view</i>	36
<i>Figura 2.21 MATLAB: app designer, code view</i>	37
<i>Figura 2.22 AppActigrafo: finestra utente</i>	38
<i>Figura 2.23 AppActigrafo: finestra dati</i>	38
<i>Figura 2.24 AppActigrafo: visualzzazione grafici del sonno</i>	39
<i>Figura 2.25 AppActigrafo: visualzzazione dati del sonno</i>	39
<i>Figura 3.1 Classificazione Ideale Validazione</i>	41
<i>Figura 3.2 Classificazione Reale Validazione caso 1</i>	42

<i>Figura 3.3 Errore nel passaggio da busto eretto a supino</i>	43
<i>Figura 3.4 Errore nel passaggio dal supino a busto eretto</i>	43

## Indice delle tabelle

<i>Tabella 2.1 Organizzazione dataset versione 7 classi (caratteristiche in blu e classe di appartenenza in azzurro)</i>	13
<i>Tabella 2.2 matrice di confusione 7 classi addestramento con dataset intero test con l'intero dataset</i>	14
<i>Tabella 2.3 Matrice di confusione 7 classi addestramento con metà dataset, test con la stessa metà.</i>	15
<i>Tabella 2.4 Matrice di confusione 7 classi addestramento con metà dataset, test con altra metà del dataset.</i>	15
<i>Tabella 2.5 Organizzazione dataset versione 6 classi (caratteristiche in blu e classe di appartenenza in azzurro)</i>	15
<i>Tabella 2.6 Matrice di confusione 6 classi addestramento con metà dataset, test con altra metà del dataset</i>	17
<i>Tabella 2.7 confronto tra classificatori: matrice di confusione test 1</i>	30
<i>Tabella 2.8 confronto tra classificatori: matrice di confusione test 2</i>	30



# Capitolo 1

## INTRODUZIONE

Attualmente, nei paesi più sviluppati, importanti cambiamenti demografici stanno portando a un incremento delle persone ultraottantenni. Negli ultimi anni, vi è stato un aumento sostanziale dell'aspettativa di vita, e secondo alcuni studi, entro il 2050 il numero di anziani di età superiore a 80 anni triplicherà negli Stati Uniti e in Europa<sup>4,5</sup>. Con l'avanzare dell'età subentrano malattie croniche come alta pressione arteriosa, colesterolo elevato, cardiopatia ischemica, diabete, depressione, demenza. Secondo il CSM (Centers for Medicare & Medicaid Services) più della metà degli ultra 65enni soffrono di due o più malattie croniche e questa percentuale aumenta con l'età. Il 27% delle persone di età compresa tra i 75 e gli 84 anni, soffrono per un numero di malattie croniche che va da 4 a 5, e il 25% delle persone con età che va da 85 anni in su, soffre per più di 6 condizioni croniche<sup>6</sup>. Tutto ciò comporta una aumento dei costi per l'assistenza sanitaria, in particolare per quelle persone aventi disabilità funzionali<sup>7</sup>. Oltretutto, le persone anziane che vengono spostate in clinica, devono affrontare diverse difficoltà, a causa di stress emozionali e bassa qualità delle cure, di conseguenza la maggior parte degli anziani preferirebbe essere curata a casa<sup>8</sup>.

### 1.1 Perché monitorare le posizioni il sonno?

Il monitoraggio delle attività umane gioca un ruolo fondamentale nell'assistenza sanitaria intelligente, e soprattutto nell'ambito dell'assistenza domestica. Tra le attività umane che possono essere monitorate, il sonno è un importante fattore per le persone di ogni età. In particolare gli anziani e le persone che soffrono di disturbi del sonno, sono quelle che maggiormente possono beneficiare di un sistema di monitoraggio del sonno<sup>1</sup>.

Un innaturale e irregolare pattern del sonno può portare a stress, esacerbando sintomatiche croniche come malattie cardiovascolari, diabete, apnea del sonno e obesità. Difficoltà nel sonno possono essere associate a disordini psichiatrici come ad esempio depressione e bipolarismo<sup>2,9</sup>.

Secondo alcuni studi il 40% delle persone che soffrono di demenza fanno fatica ad addormentarsi, oppure si sveglia ripetutamente durante la notte diventando nervosi e iperattivi. Altri ancora, credendo che sia giorno, si mettono a fare le faccende domestiche. Negli stadi più avanzati della malattia, i disturbi del sonno possono intensificarsi, inducendo le persone a svegliarsi spesso, alzarsi in preda all'irritazione o all'irrequietezza e girovagare per la casa confusi, magari convinti che sia ora di alzarsi o che la casa in cui si trovano non sia la loro<sup>10</sup>.

Più del 70% delle badanti afferma che la deprivazione del sonno è uno dei fattori principali che portano alla decisione di mettere un parente in una casa di cura<sup>11</sup>.

La postura del corpo e dei movimenti sono stati associati alla qualità del sonno e a diversi stati di salute. Le posizioni del sonno sono comunemente studiate con lo scopo di affrontare tematiche quali il monitoraggio dell'apnea ostruttiva del sonno, ma anche le per il controllo delle ulcere da decubito. Diversi studi indicano che l'impatto della postura nel sonno dipende dalle varie specifiche condizioni croniche dei pazienti. Tuttavia le posizioni sono indipendenti dalle fasi del sonno. Di conseguenza per un'adeguata valutazione del sonno è importante includere entrambi<sup>1-3</sup>.

Le 4 fondamentali posizioni del sonno sono supino (sdraiato sulla schiena), prono (sdraiato a pancia in giù), laterale sul lato destro e laterale sul lato sinistro.



*Figura 1.1 Le quattro posizioni fondamentali*

Secondo Mork, P et al.<sup>3</sup> vi sono diversi fattori che possono influenzare la distribuzione delle posizioni del sonno durante le notti, tra questi vi sono l'indice di massa corporea (IBM) e l'età. Per esempio all'aumentare dell'IBM e dell'età diminuisce il tempo di sonno nella

---

posizione supina e prona, e aumenta il tempo nella posizione laterale. Tra i soggetti di età compresa tra i 55 e i 65 anni il tempo speso nella posizione laterale è del 58,3%, in posizione supina è del 32,8% e nella posizione prona è del 7,7%, mentre per i soggetti di età compresa tra i 65 e 75 anni il tempo speso in posizione laterale, supina e prona è stato rispettivamente di 77%, 19% e 2%<sup>3</sup>. Diversi studi mostrano che la posizione preferita dalla maggioranza delle persone è quella laterale, seguita dalla posizione supina. In pochi preferiscono dormire in posizione prona<sup>3</sup>.

Una possibile spiegazione al fenomeno della preferenza della posizione laterale è che in questa posizione i movimenti respiratori della gabbia toracica non sono contrastati dalla forza gravitazionale, come nel caso della posizione prona o supina. È stato anche sostenuto che la preferenza della posizione laterale all'aumentare dell'età sia causata dalla perdita di flessibilità della spina dorsale e l'aumento dello sforzo respiratorio nella posizione supina<sup>3</sup>.

## 1.2 Stato dell'arte

Varie ricerche sono state fatte per monitorare le 4 posizioni fondamentali del sonno utilizzando diversi approcci. Questi possono essere raggruppate in tre categorie differenti. La prima categoria usa sensori installati nel letto, ma con questo metodo non si riesce a distinguere tra la posizione prona e supina. Inoltre, risulta essere difficoltoso monitorare due persone che dormono nello stesso letto. La seconda categoria tratta di sensori indossabili, i quali invece riescono a monitorare più persone nello stesso letto. Tuttavia lo svantaggio risiede nel fatto che il sensore deve essere per l'appunto "indossato", e questo può essere scomodo o fastidioso. L'ultima categoria fa uso di immagini e, nonostante sia il miglior tracker di posizione, incorre nel problema della privacy quando queste devono essere installate in casa, e nella poca accuratezza nel riconoscere la posizione quando il soggetto si trova sotto le coperte<sup>1</sup>. Il lavoro di questa tesi si è focalizzato sulla categoria dei dispositivi indossabili.

Sono stati sviluppati un elevato numero dispositivi commerciali per monitorare o favorire il sonno, molti dei quali sono stati convalidati tramite polisonnografia.

La polisonnografia è un esame in cui vengono monitorate diversi parametri fisiologici, quali l'attività celebrale, muscolare, cardiaca, respiratoria e autonoma, con l'obiettivo di rilevare e quantificare le alterazioni del ciclo di sonno-veglia, rilevando così un deficit o un eccesso del sonno. La polisonnografia prevede l'acquisizione di diversi segnali, quali: l'elettroencefalogramma (EEG), l'elettrocardiogramma (ECG), l'elettrooculogramma (EOG), l'elettromiografia (EMG), i movimenti di torace e addome, il russamento mediante microfono

laringeo, la posizione corporea del flusso oronasale (cioè l'attività respiratoria acquisita da sensori posizionati vicino alle narici e alla bocca), e la saturimetria tramite un pulsiossimetro. In aggiunta, si possono eseguire altre analisi: la PHmetria, per misurare l'acidità nel tratto gastro-esofageo, la misura della pressione intraesofagea e possibilmente anche la sonnoscopia, da eseguire mediante sonde endofaringee. Tutti questi segnali vengono acquisiti simultaneamente tramite un apposito apparecchio chiamato polisonnografo.

Attualmente la polisonnografia è considerata la gold standard per tutti i dispositivi che monitorano l'attività umana durante il sonno<sup>12,13</sup>. Nonostante la polisonnografia sia la tecnica che fornisce le informazioni più dettagliate sull'architettura del sonno e la diagnosi clinica, presenta gli svantaggi di essere una procedura costosa, soprattutto se eseguita in clinica (nell'ultimo periodo si sta sviluppando la pratica della polisonnografia a domicilio). Inoltre, le attrezzature usate possono rendere innaturale l'ambiente in cui si dorme e necessita di assistenza medica per posizionare adeguatamente gli elettrodi e i vari sensori, il che la rende una procedura difficoltosa se si intende monitorare un paziente per parecchie notti consecutive<sup>14</sup>.

La maggior parte dei dispositivi indossabili sviluppati vengono posti al polso e utilizzano i segnali accelerometrici per determinare se un soggetto è sveglio o sta dormendo, quanto sia profonda la fase di sonno, oppure se l'utente si trova in fase REM<sup>12</sup>. Tuttavia posizionando il sensore al polso, non si può ottenere un'informazione affidabile per stabilire in che posizione si sta dormendo. Di conseguenza, questi dispositivi non forniscono informazioni come il numero di cambi di posizione che si hanno durante la notte, o quale sia la posizione predominante in cui dorme l'utilizzatore.

In questo lavoro di tesi è stato sviluppato un dispositivo in grado di riconoscere e classificare le 4 principali posizioni del sonno (supino o sdraiato sulla schiena, prono o sdraiato a pancia in giù, laterale sul lato destro e laterale sul lato sinistro) e di ricavare informazioni quali il tempo in cui si è rimasti a letto, la durata di tempo in cui ci si è alzati dal letto durante la notte, la percentuale di tempo in cui si è stati in una determinata posizione rispetto al tempo totale, l'ora in cui ci si è alzati e poi si è tornati a letto, il numero di volte in cui ci si è alzati dal letto, il numero di cambio posizione e un indice di movimento che indica, in maniera qualitativa, l'intensità del movimento del corpo nelle 4 posizioni principali.

---

## Capitolo 2

# MATERIALI E METODI

### 2.1 Materiali

I materiali usati durante la tesi sono stati l'actigrafo, Atmel Studio 7 e MATLAB:

- L'actigrafo è un dispositivo sviluppato da Medical Technology S.R.L, ed è costituito principalmente da un microcontrollore della famiglia SAM4S, dal modulo IMU (Inertial Measurement Unit, unità contenente accelerometro, giroscopio e magnetometro tri-assiali) LSM9DS1 e da una SD card. Inizialmente l'actigrafo è stato usato per acquisire i segnali di accelerazione e velocità angolare nei tre assi, di seguito denominati "dati grezzi", da 12 volontari con i quali è stato creato il dataset utile per lo sviluppo del classificatore per il riconoscimento delle posizioni. Successivamente il dispositivo è stato utilizzato per testare il firmware per il riconoscimento delle posizioni del sonno e il calcolo dell'indice di movimento cioè la deviazione standard dell'accelerazione globale;
- Atmel Studio 7 è stato utilizzato per la programmazione dell'ATSAM4SA16B, impiegando il linguaggio di programmazione C;
- Matlab è stato usato per scaricare i dati grezzi dell'actigrafo, individuare un classificatore adatto e, dopo aver implementato quest'ultimo sul microcontrollore, creare una applicazione in grado di interagire con l'actigrafo.

### 2.1.1 Actigrafo

L'actigrafo è già stato utilizzato in precedenti lavori di tesi per il riconoscimento delle attività umane (human activity recognition o HAR). Si presenta come un dispositivo di forma parallelepipedica le cui dimensioni sono: larghezza 4,3 cm, altezza 7,0 cm, e spessore 1,5cm (Figura 1.1).

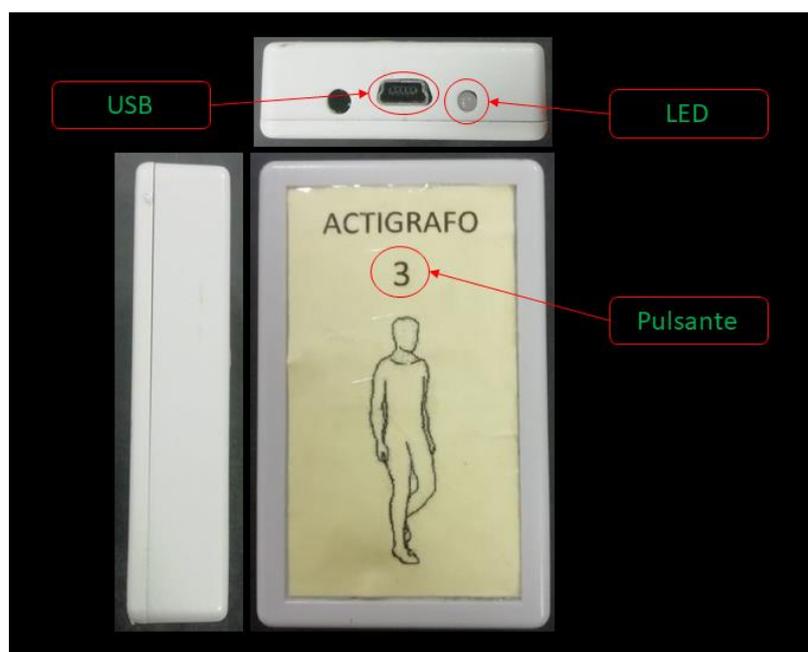


Figura 2.1 Actigrafo: prospettiva lato destro e frontale

Come mostrato in Figura 2.2 l'actigrafo è costituito da: **1) Microcontrollore ATSAM4SA16B** della famiglia SAM4S, che comunica tramite interfaccia SPI con il unità IMU e la SD Card, e tramite USB 2.0 con l'esterno. **2) Modulo IMU** (inertial measurement unit) **LSM9DS1**, che incorpora un accelerometro, un giroscopio e un magnetometro triassiali, con velocità di campionamento di 80Hz. **3) SD Card** commerciale di classe 10 con 32 Gb di memoria interna. **4) Batteria** LP-573442-1S-3 ai Polimeri di Litio da 3.7V e capacità di 800 mAh.

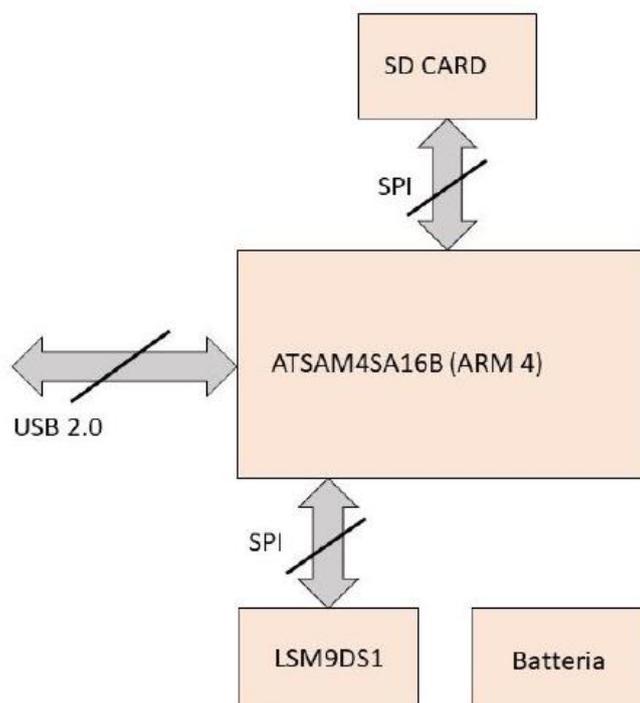


Figura 2.2 Actigrafo: diagramma a blocchi dell'hardware

## ***Microcontrollore***

Il microcontrollore utilizzato dal dispositivo (ATSAM4SA16B) appartiene alla famiglia di microcontrollori SAM4S, i quali montano processori ad alte prestazioni ARM a 32-bit della famiglia Cortex-M (Cortex®-M4 RISC). Il microprocessore opera a una frequenza massima di 120 MHz, con 2048 Kbytes di memoria flash che incorpora le cache e la possibilità di implementazione dual-bank, e memoria SRAM fino a 160 Kbytes. Il set di periferiche è costituito da una porta USB con ricetrasmittitore incorporato, una Multimedia Card Interface (MCI) per SDIO/SD/MMC, un'interfaccia bus esterna con un controller per memoria statica per connettersi con ad SRAM, PSRAM, Modulo LCD, NOR Flash e NAND Flash, due USARTs, due UARTs, due TWIs, tre SPIs e I2S. Il bus esterno permette anche di connettersi con un timer PWM, due timer general-purpose a tre canali da 16 bit, un RTC, un ADC a 12 bit, un DAC a 12 bit e un comparatore analogico<sup>15</sup>. Il processore dell'ATSAM4SA16B è a virgola fissa.

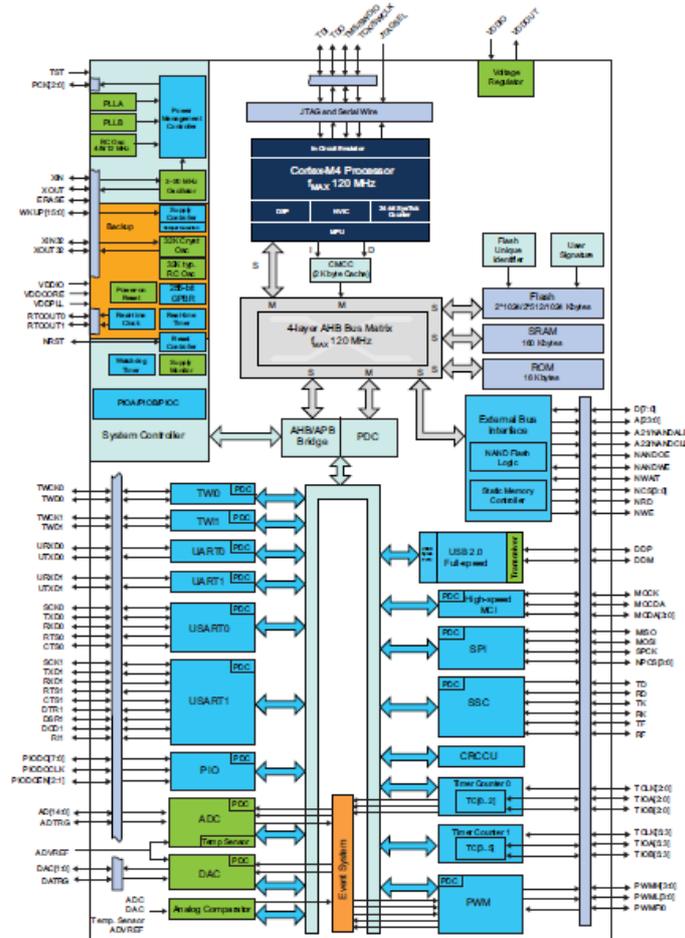


Figura 2.3 schema microcontrollore SAM4S15<sup>15</sup>

## Modulo IMU

Il modulo IMU LSM9DS1 è un system-in-package caratterizzato da tre sensori 3D digitali: un accelerometro lineare, un giroscopio e un magnetometro. L'accelerometro ha un fondo scala di  $\pm 2g/\pm 4g/\pm 8/\pm 16$  g (dove g corrisponde all'accelerazione gravitazionale ed è uguale a  $9,81 \text{ m/s}^2$ ), il magnetometro ha un fondo scala di  $\pm 4/\pm 8/\pm 12/\pm 16$  G e il giroscopio ha un fondo scala di  $\pm 245/\pm 500/\pm 2000$  dps. Nel nostro caso è stato utilizzato come fondo scala dell'accelerometro  $\pm 4g$  e il sensore usa un ADC a 16 bit.



### 2.1.3 Matlab

Matlab o Matrix Laboratory è un ambiente di calcolo scientifico con routine altamente specializzate, ma anche un linguaggio di programmazione e un ambiente grafico. Matlab venne sviluppato nel 1970 alla University of New Mexico e alla Stanford University come pacchetto software per il supporto alle lezioni di algebra lineare e analisi numerica. Oggi Matlab è uno dei programmi scientifici più diffuso usato per la ricerca e il calcolo tecnico scientifico. Grazie all'uso dei Toolbox, che costituiscono una vasta collezione di programmi e funzioni, Matlab permette la soluzione di problemi mirati a campi particolari dell'ingegneria<sup>18</sup>.

## 2.2 Metodi

Per lo sviluppo di un algoritmo in grado di rilevare le posizioni del sonno di un soggetto da implementare sull'actigrafo, si è avuta la necessità di creare un dataset con cui sviluppare un classificatore. Per questo fine, si è proceduto a stilare un protocollo per l'acquisizione dei segnali grezzi da diversi soggetti nelle varie posizioni da riconoscere. Una volta acquisiti i dati grezzi si è passati a una fase di feature extraction (estrazione delle caratteristiche). Le caratteristiche individuate sono state la media, la deviazione standard, e lo zero-crossing su finestre di segnale di 10 secondi. Si è così costruito un dataset di dati con cui si è andato a sviluppare un albero di decisione (decision tree) via Matlab. Si è scelto di usare un albero di decisione in quanto è un algoritmo computazionalmente semplice e veloce, la cui struttura è già implementata su Matlab, e che inoltre permette di evidenziare le caratteristiche che non sono rilevanti per la classificazione (feature selection). Il decision tree si è rivelato più che sufficiente per la classificazione delle 4 principali posizioni, ottenendo una percentuale di corretta classificazione del 100%, anche addestrando il classificatore con metà dei dati e testandolo con l'altra metà dei dati del dataset a disposizione. Visti gli ottimi risultati, si è deciso di implementare il classificatore all'interno dell'actigrafo.

Nel firmware è stato poi implementato un algoritmo per il calcolo della deviazione standard dell'accelerazione globale (*formula 2.8*) che verrà poi usata come stima del tasso di movimento durante le posizioni statiche.

È stato anche sviluppato un software desktop, in linguaggio Matlab, per scaricare e visualizzare i dati registrati dall'actigrafo.

---

## 2.2.1 Protocollo per l'acquisizione di segnali grezzi

Prima di procedere alla definizione di un protocollo per l'acquisizione dei segnali grezzi, si è dovuto stabilire quali fossero le attività e le posizioni da classificare e, in funzione di ciò, quale fosse il punto di applicazione dell'actigrafo più adatto allo scopo. Si è convenuto che le posizioni e le attività da valutare oltre alle 4 posizioni fondamentali (posizione supina, posizione prona, posizione laterale destra e sinistra) fossero seduto, in piedi fermo e cammino. Per questo fine si è individuato come punto di applicazione del sensore il petto, in corrispondenza dello sterno, in quanto, rispetto agli arti, è un punto del corpo in cui la componente della forza gravitazionale vista dall'accelerometro assume valori maggiormente significativi per i nostri scopi. In particolare, l'asse x dell'accelerometro equivarrà all'asse mediolaterale del soggetto, l'asse y all'asse inferosuperiore e l'asse z a quello anteroposteriore (Figura 2.6).

Scelto il punto del corpo su cui applicare l'actigrafo, si è convenuto di acquisire segnali della durata di 3 minuti per ogni posizione per poi estrarre le caratteristiche da segmenti o epoche di segnale di durata di 10 secondi.

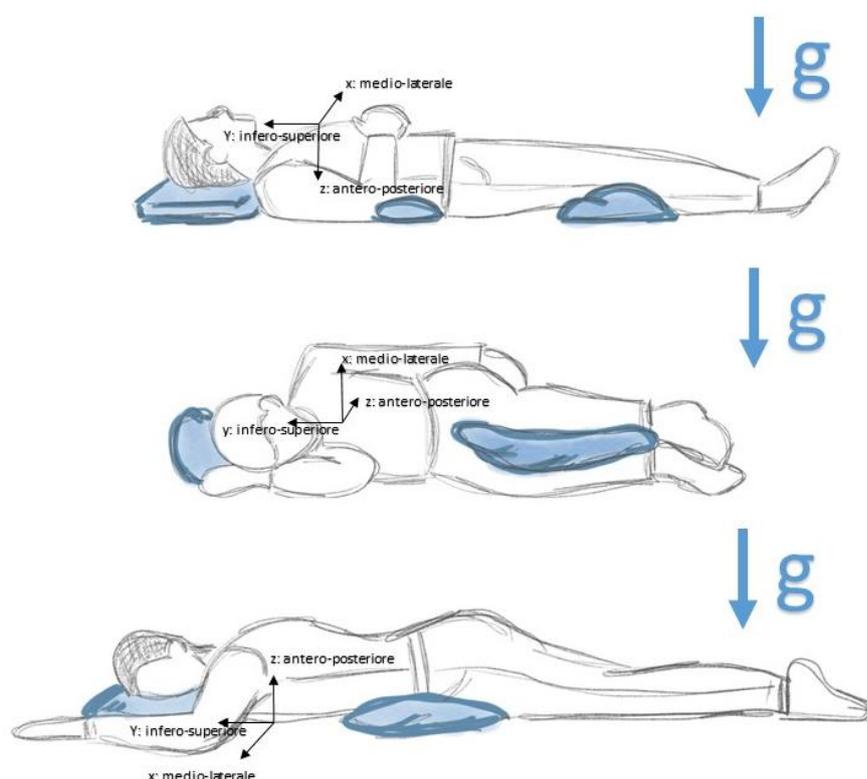


Figura 2.6 Posizioni del corpo e accelerazione gravitazionale.

Il protocollo per l'acquisizione dei dati prevede una fase preliminare in cui 1) vengono illustrate al soggetto le finalità dell'esperimento, 2) viene formattato l'actigrafo e posizionato tramite bioadesivo sullo sterno del paziente, 3) vengono eseguite due acquisizioni di prova. Dopo di che inizia la fase di acquisizione vera e propria, in cui viene sostenuta un'acquisizione di 3 minuti per ogni posizione e attività (cammino, in piedi, sdraiato sul lato destro, supino, sdraiato sul lato sinistro, prono, seduto). Infine vengono scaricati i dati acquisiti e, dopo aver controllato che non vi siano stati errori, viene disimpegnato il soggetto (appendice A).

Per iniziare, sono stati acquisiti segnali da 12 volontari, con la prospettiva di allargare la platea in un secondo momento o modificare il protocollo, se questo fosse risultato inadeguato in funzione dei risultati che sarebbero arrivati dalla classificazione.

### 2.2.2 Estrazione delle Caratteristiche e Classificazione

Una volta estratti i dati grezzi, si è provveduto all'individuazione delle caratteristiche più significative per la classificazione delle posizioni e delle attività descritte. Si è convenuto, anche sulla base della ricerca in letteratura effettuata, che le caratteristiche più significative potessero essere:

1. Media aritmetica ( $m$ ):

$$\bullet \quad m = \frac{\sum_{i=1}^N n_i}{N} \quad \text{Equazione 2.1}$$

- $n_i$ : campione  $i$ -esimo di una data epoca
- $N$ : numero di campioni in un'epoca

2. Deviazione Standard ( $std$ ):

$$\bullet \quad std = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N |n_i - m|^2}{N-1}} \quad \text{Equazione 2.2}$$

- $n_i$ : campione  $i$ -esimo di una data epoca
- $N$ : numero di campioni in un'epoca

3. Zero crossing ( $zc$ ): numero di volte in cui il segnale attraversa lo zero.

### *Costruzione del dataset*

Le caratteristiche estratte sono state usate per creare un dataset con cui è stato addestrato il classificatore.

Il dataset è organizzato in una matrice: ad ogni riga corrisponde un'epoca; nelle colonne vengono invece riportati il numero sequenziale del soggetto (soggetto 1, soggetto 2, ... , soggetto 12), la classe di appartenenza (1 = cammino, 2 = in piedi, 3= lato destro, 4 = prono, 5 = lato sinistro, 6 = supino, 7 = seduto) e i valori di media, deviazione standard e numero di zero crossing per ciascun asse di ciascun sensore.. Siccome il sensore fornisce 9 segnali (3 segnali accelerometrici x, y, z, 3 segnali giroscopici x, y, z e 3 segnali magnetometrici x,y,z), per 3 caratteristiche (media, deviazione standard e zero crossing), il dataset risulta avere 27 variabili, per 7 classi come mostrato in Tabella 2.1 in cui le caratteristiche sono colorate in blu e la casella che indica la classe di appartenenza in azzurro.

Tabella 2.1 Organizzazione dataset versione 7 classi (caratteristiche in blu e classe di appartenenza in azzurro)

	Accelerometro			Giroscopio			Magnetometro			Classe	Soggetto												
	m	std	zc	m	std	zc	m	std	zc														
Epoca	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	1-7	1-12

Una volta costruito il dataset si è passati alla classificazione. Come primo approccio si è scelto di usare un albero di decisione, il quale è un classificatore computazionalmente leggero, la cui struttura è già implementata in Matlab.

### Decision trees

I decision trees, chiamati anche alberi decisionali o di classificazione, sono algoritmi che riescono a predire una risposta in funzione dei dati all'ingresso. Per far ciò, vengono prese delle decisioni di tipo booleano che partono dal primo nodo o radice fino a convergere in uno dei rami o nodi dell'albero decisionale che contiene la risposta, le cosiddette foglie.

L'algoritmo usato da Matlab deriva dagli alberi di classificazione e regressione proposti da Breiman et al nel 1984. Questo algoritmo accetta sia dati categoriali che numerici ed offre numerosi vantaggi tra cui:

1. Facilità o leggerezza computazionale: In ogni nodo non avvengono calcoli complicati ma semplicemente una decisione di tipo booleana tra il dato in ingresso e una costante;
2. Interpretabilità: Si riesce a capire facilmente quali sono le variabili importanti per prendere la decisione e quali invece possono essere trascurate;
3. Capacità di gestire grandi serie di dati<sup>19</sup>.

Per implementare il decision tree è stato usato l'oggetto Matlab *fitctree*, che ha consentito di allenare il classificatore a partire dal dataset ricavato in precedenza. Per testare il classificatore, invece, è stato usato il metodo *predict*.

Sono stati infine creati due alberi di decisione. Per il primo classificatore è stato usato l'intero dataset di dati sia come trainingset (o set di dati usati per allenare il classificatore) sia come testset (o set di dati utilizzati per testare il classificatore). Per il secondo classificatore sono stati usati, come training-set, metà degli elementi del dataset scelti in maniera casuale. In entrambi i casi, delle 27 caratteristiche disponibili ne sono state usate 18, ottenendo degli alberi decisionali molto simili.

Le matrici di confusione (Confusion Matrix) sono state ottenute confrontando la classe reale di appartenenza di ogni epoca con la classe individuata dal classificatore per ogni elemento del testset.

Com'è possibile notare dalle tabelle 2.2, 2.3 e 2.4, le classi che si confondono sono la classe 2 e la 7 che corrispondono alla posizione di seduto e di in piedi fermo. Il fatto che il decision tree potesse confondere la posizione seduto con la posizione in piedi fermo era qualcosa di aspettato a causa della posizione del sensore: in ogni caso, i risultati sono stati promettenti, con percentuali di riconoscimento delle posizioni del sonno del 100% nei primi due casi (*Tabella 2.2* e *Tabella 2.3*) e del 99,07% nel caso più restrittivo (*Tabella 2.4*). Per tale motivo, abbiamo deciso di accorpate la classe 2 e 7 che potevano essere maggiormente confuse e ripetere la prova addestrando due nuovi decision tree.

*Tabella 2.2 matrice di confusione 7 classi addestramento con dataset intero test con l'intero dataset*

(%)	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>	<u>7</u>
<u>1</u>	100	0	0	0	0	0	0
<u>2</u>	0	98,15	0	0	0	0	1,85
<u>3</u>	0	0	100	0	0	0	0
<u>4</u>	0	0	0	100	0	0	0
<u>5</u>	0	0	0	0	100	0	0
<u>6</u>	0	0	0	0	0	100	0
<u>7</u>	0	0,93	0	0	0	0	99

Tabella 2.3 Matrice di confusione 7 classi addestramento con metà dataset, test con la stessa metà.

(%)	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>	<u>7</u>
<u>1</u>	100	0	0	0	0	0	0
<u>2</u>	0	98,15	0	0	0	0	1,85
<u>3</u>	0	0	100	0	0	0	0
<u>4</u>	0	0	0	100	0	0	0
<u>5</u>	0	0	0	0	100	0	0
<u>6</u>	0	0	0	0	0	100	0
<u>7</u>	0	1,85	0	0	0	0	98,15

Tabella 2.4 Matrice di confusione 7 classi addestramento con metà dataset, test con altra metà del dataset.

(%)	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>	<u>7</u>
<u>1</u>	99,07	0	0	0	0	0	0,93
<u>2</u>	0	87,96	0	0	0	0	12,03
<u>3</u>	0	0	100	0	0	0	0
<u>4</u>	0	0	0	100	0	0	0
<u>5</u>	0	0	0	0	100	0	0
<u>6</u>	0	0	0	0	0	100	0
<u>7</u>	0	8,33	0	0	0	0	91,66

Di conseguenza, è stato messo a punto un nuovo dataset mettendo insieme metà dei dati della classe 2 (in piedi) e metà dei dati della classe 7 (seduto), scelti in maniera casuale, e denominando la nuova classe (busto eretto) come classe 2. Il nuovo dataset così creato ha 6 classi (1 = cammino, 2 = busto eretto, 3 = lato destro, 4 = prono, 5 = lato sinistro, 6 = supino).

Tabella 2.5 Organizzazione dataset versione 6 classi (caratteristiche in blu e classe di appartenenza in azzurro)

	Accelerometro			Giroscopio			Magnetometro			Classe	Soggetto												
	m	std	zc	m	std	zc	m	std	zc														
Epoca	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	1-6	1-12

Una volta creato il nuovo dataset, sono stati implementati due nuovi decision tree. Il primo utilizzando l'intero dataset sia come training-set che come testset. Il secondo utilizzando metà dei dati del dataset come trainingset, scegliendo i dati in modo casuale.

Il nuovo albero di decisione si è rivelato simile per entrambi i nuovi trainingset (Figura 2.7 e Figura 2.8), mentre rispetto all'albero di decisione addestrato con il dataset di 7 classi,

si è riscontrato una netta diminuzione delle caratteristiche utilizzate per la classificazione che passano da 18, nel caso delle 7 classi, a 4 nel caso delle 6 classi.

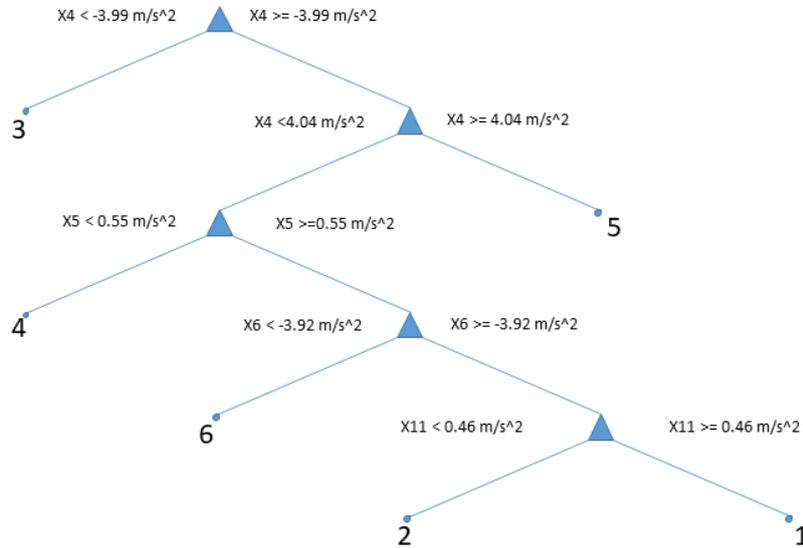


Figura 2.7 Albero di decisione intero dataset 6 classi.

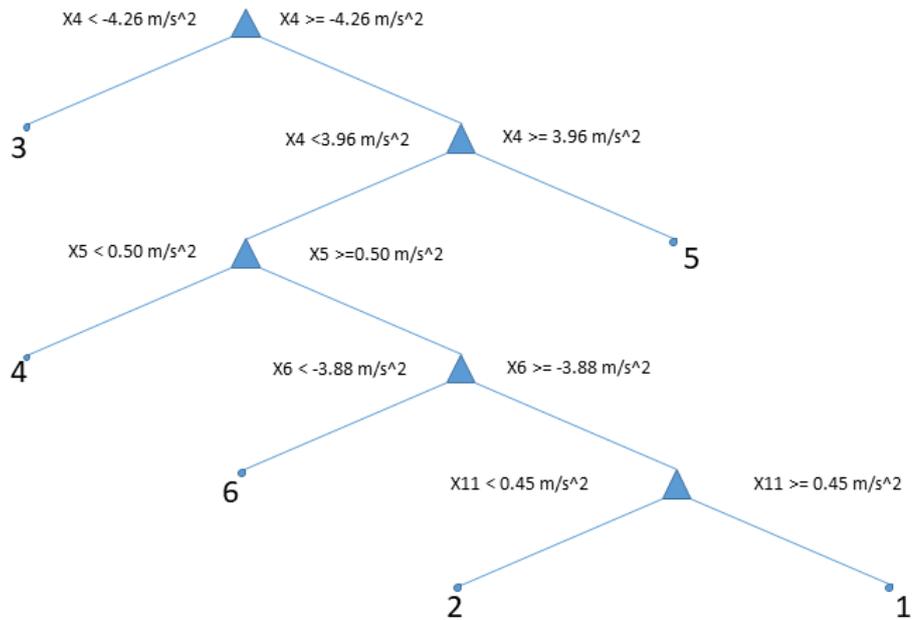


Figura 2.8 Albero di decisione metà dataset 6 classi.

Le caratteristiche utilizzate dal nuovo albero di decisione sono: le medie su tutti e tre gli assi accelerometrici (x4 o media dell'accelerazione sull'asse medio-laterale, x5 o media dell'accelerazione sull'asse infero-superiore e x6 o media dell'accelerazione sull'asse antero-posteriore), e la deviazione standard sull'asse infero-superiore indicata con x11 (*Figura 2.7*).

Tabella 2.6 Matrice di confusione 6 classi addestramento con metà dataset, test con altra metà del dataset

(%)	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>
<u>1</u>	100	0	0	0	0	0
<u>2</u>	0	100	0	0	0	0
<u>3</u>	0	0	100	0	0	0
<u>4</u>	0	0	0	100	0	0
<u>5</u>	0	0	0	0	100	0
<u>6</u>	0	0	0	0	0	100

Per quanto riguarda la matrice di confusione, anche nel caso più critico, il classificatore è stato allenato con metà dataset e testato con l'altra metà, è stata riscontrata una percentuale di corretti classificati del 100% (*Tabella 2.6*).

Dati gli ottimi risultati ottenuti, si è concluso che il classificatore andasse più che sufficiente per lo scopo del lavoro, perciò si è proseguito con l'implementazione di quest'ultimo nel firmware dell'actigrafo.

### 2.2.3 Firmware per il monitoraggio delle posizioni del sonno

Il firmware per il monitoraggio delle posizioni del sonno è stato scritto in C tramite Atmel Studio 7 ed è stato caricato fisicamente nel microcontrollore dell'actigrafo con il programmatore hardware Atmel-ICE. Il firmware è stato sviluppato ad alto livello, in quanto sono state adattate le funzioni utilizzate in lavori precedenti, in cui si è andati a sviluppare un dispositivo per il riconoscimento delle attività umane giornaliera<sup>20</sup>.

Il firmware può essere scomposto in 4 parti: inizializzazione, gestione del pulsante, lo stato 1 e lo stato 2 (*Figura 2.9*).

L'inizializzazione viene eseguita all'inizio del programma, nel momento in cui il dispositivo viene acceso, per poi non essere più ripetuto durante il corretto funzionamento del dispositivo. La parte di gestione del pulsante definisce cosa succede quando il pulsante dell'actigrafo viene premuto. Nello stato 1 il dispositivo è in modalità comunicazione con l'esterno ed è in attesa che arrivi un input dall'esterno per poi agire come da programma.

Mentre nello stato 2 avviene l'acquisizione del segnale, il calcolo delle caratteristiche, la classificazione e il salvataggio in memoria SD, dei dati grezzi e classificati e della deviazione standard dell'accelerazione globale.



Figura 2.9 diagramma di flusso: firmware actigrafo

## ***Inizializzazione***

La fase di inizializzazione viene eseguita durante i riavvii del dispositivo e durante le accensioni. È una fase in cui vengono definiti i registri e i componenti del dispositivo che verranno utilizzati nella routine principale (costituita dalla parte di gestione pulsante, dello stato 1 e dello stato 2).

Durante la fase di inizializzazione, come primo comando viene imposta la sorgente del segnale di clock, che in questo caso è una sorgente esterna a 32 kHz, utilizzata per migliorare la precisione della temporizzazione.

Vengono successivamente abilitati il timer counter 0 e il timer counter 1, i quali sono dei contatori che servono: il primo, per la temporizzazione dello stato 2, in cui vengono acquisiti i segnali ogni 12,5 millisecondi (Figura 2.18), mentre il secondo viene utilizzato per la gestione temporale del pulsante e abilita un interrupt ogni millisecondo, in cui vengono gestiti un contatore funzionale allo spegnimento, uno funzionale alla gestione dell'anti-rimbalzo e un terzo funzionale alla gestione del doppio click (Figura 2.12).

---

Successivamente viene abilitata la comunicazione SPI con la scheda SD, dove sono registrati i dati relativi all'identità del soggetto, i dati classificati, i dati grezzi delle acquisizioni e l'indice di movimento.

Viene anche abilitato il convertitore analogico digitale (ADC) per il controllo dello stato di batteria e vengono inizializzate le variabili che verranno utilizzate.

In questa fase vengono anche ripristinate le informazioni relative al soggetto e i vari puntatori alle celle della SD card contenenti le ultime registrazioni delle varie variabili, questo per evitare che in fase di accensione e spegnimento, anche improvvisi, vengano perse le informazioni delle acquisizioni precedenti salvate nella SD. Viene poi ripristinato il vettore usato per il salvataggio dell'ultimo settore delle classificazioni e quello relativo alle deviazioni standard dell'accelerazione globale, contenuti nella SD card.

Infine vengono definiti i registri per lo spegnimento e l'accensione del dispositivo e anche i registri per il watchdog timer, il quale, se la routine principale non dovesse aggiornarsi nel giro di un secondo a causa di un errore, ripristina il dispositivo, il quale eseguirà le istruzioni di inizializzazione e ritornerà allo stato 1 (*Figura 2.10*).



Figura 2.10 diagramma di flusso: firmware inizializzazione

---

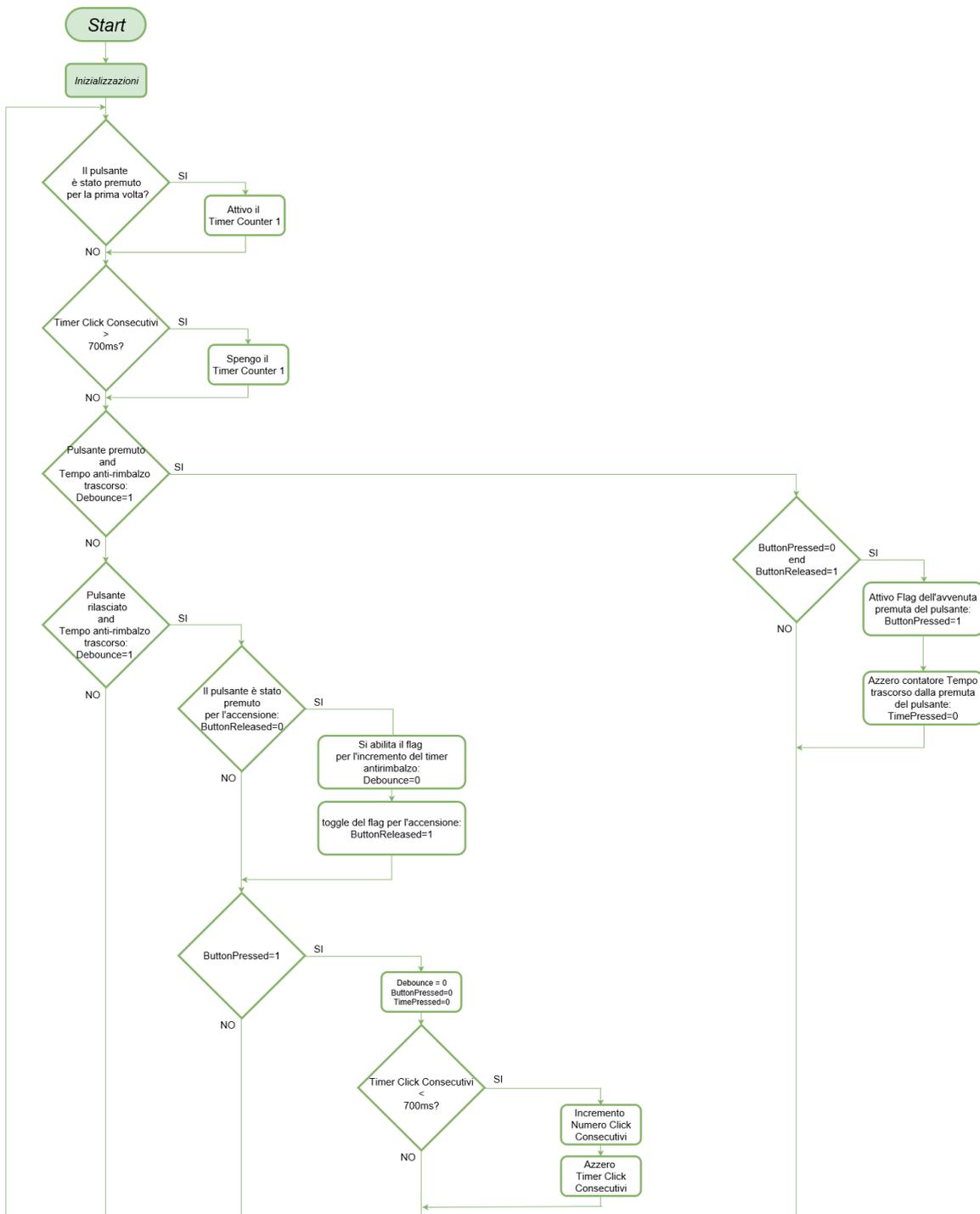
## ***Gestione pulsante***

Il pulsante fisico dell'actigrafo, oltre che allo spegnimento e all'accensione del dispositivo, svolge il ruolo del passaggio dallo stato 1 allo stato 2, tramite un doppio click. Il doppio click è stato implementato per evitare premute accidentali del pulsante durante la fase di sonno. Oltretutto il firmware utilizza una serie di accorgimenti come la falsa premuta all'accensione e il contatore anti-rimbalzo per evitare di avere false letture, dopo una premuta a causa dei rimbalzi dell'interruttore.

Dopo una prima premuta del pulsante, viene attivato il timer counter 1 e si abilita anche il contatore anti-rimbalzo che conterà fino a 100 millisecondi. Dopo questo lasso di tempo, se il pulsante è ancora premuto si attiva il timer per il conteggio del tempo di spegnimento che al raggiungimento dei 3 secondi causa lo spegnimento del dispositivo. Se invece, allo scadere dei 100 millisecondi, il pulsante non è ancora premuto, si abilita il timer per la misura del tempo massimo per attendere due click consecutivi, settato a 700 ms.

Se non vi sarà un secondo click allo scadere di 700 millisecondi, il timer counter 1 verrà arrestato e non avverrà nessun evento. Se invece, si verifica un secondo click, inizierà la routine per il cambio di stato (*Figura 2.11 e Figura 2.12*).

La routine per il cambio di stato verifica prima di tutto in quale stato ci si trova. Se, ci si trova nello stato 1, si abilita lo stato 2, si abilita il sensore che inizia ad acquisire i segnali, si abilita il timer counter 0, il quale conterà ogni 12,5 millisecondi, e si inizializzano delle variabili. Se invece ci si trova allo stato 2, si abilita lo stato 1, si disabilita il timer counter 0 e vengono salvati nella scheda SD l'indirizzo dell'ultimo settore della stessa contenente i dati classificati e di quello contenente gli indici di movimento.



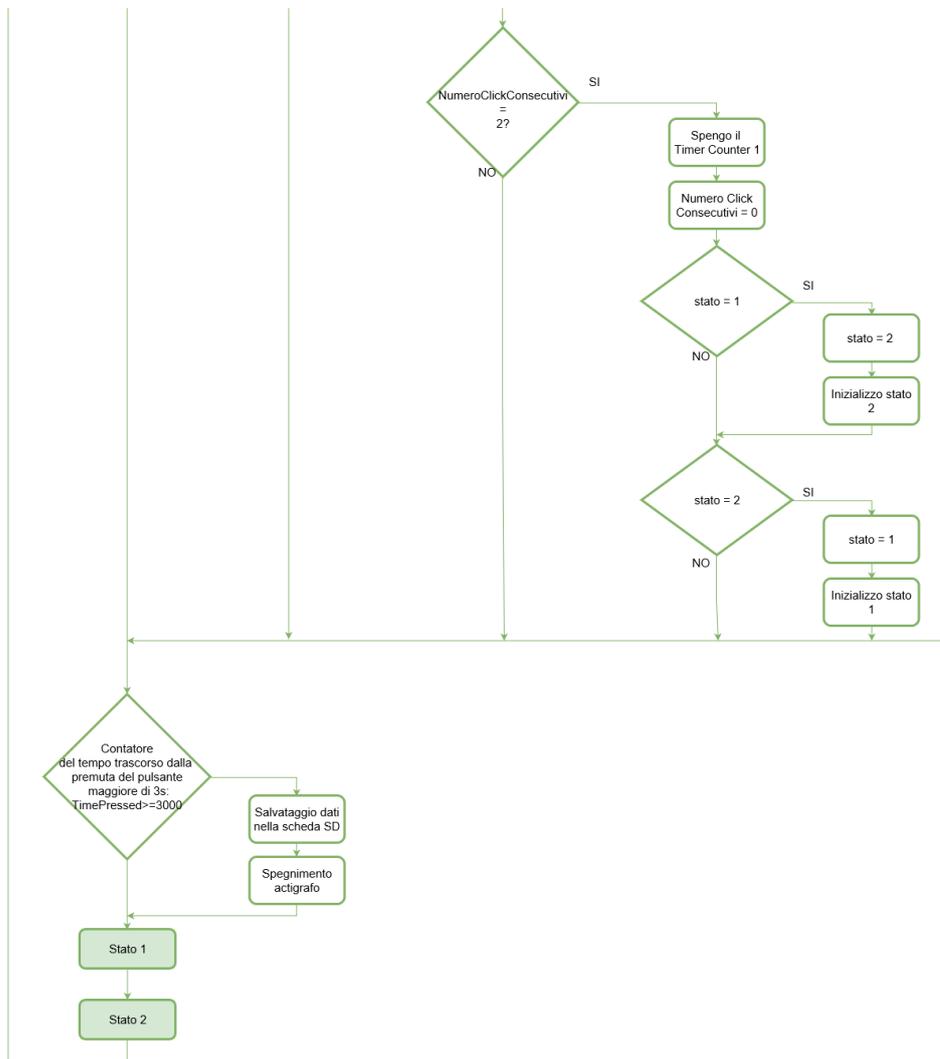


Figura 2.11 diagramma di flusso: firmware gestione pulsante

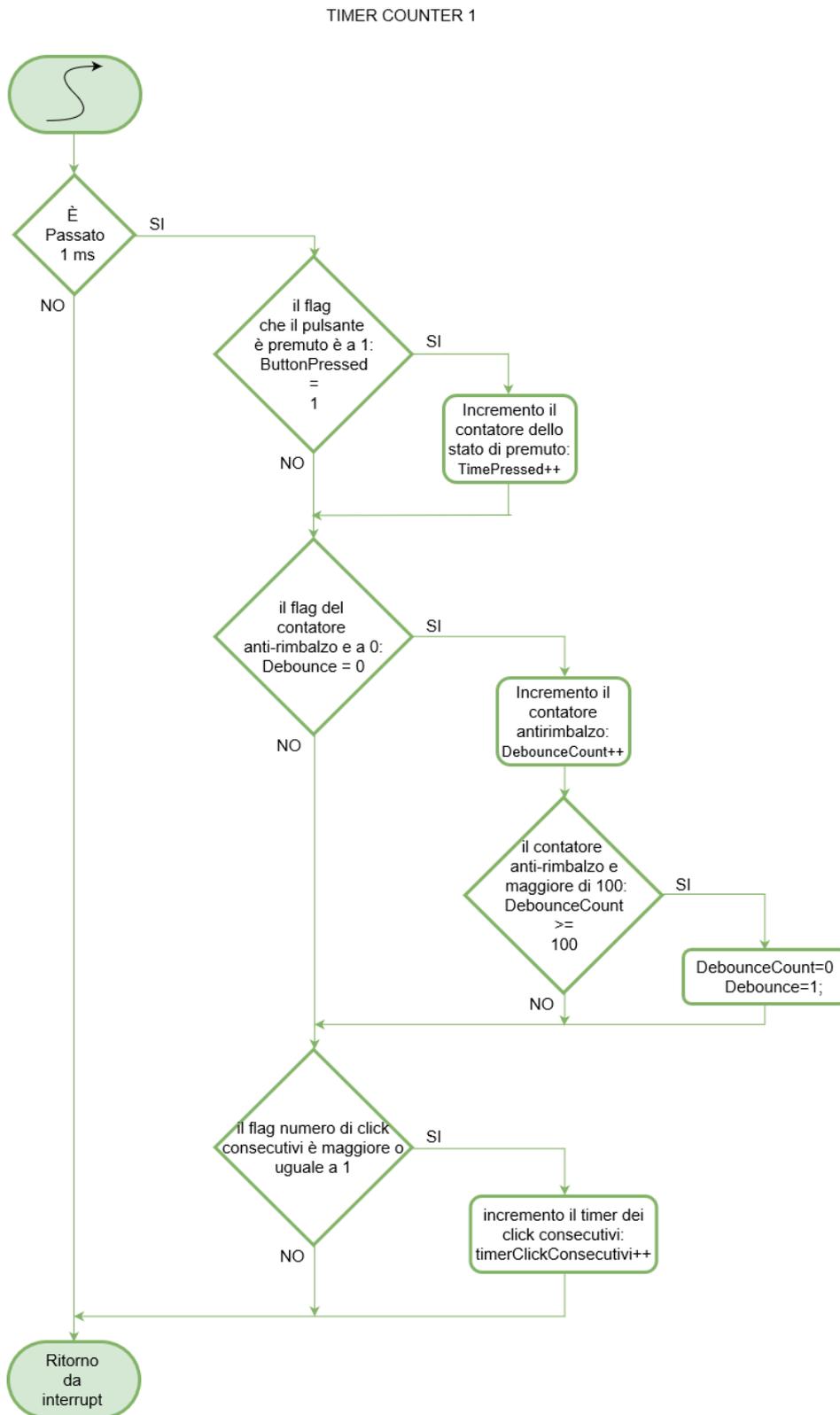


Figura 2.12 Interrupt Timer Counter 1

---

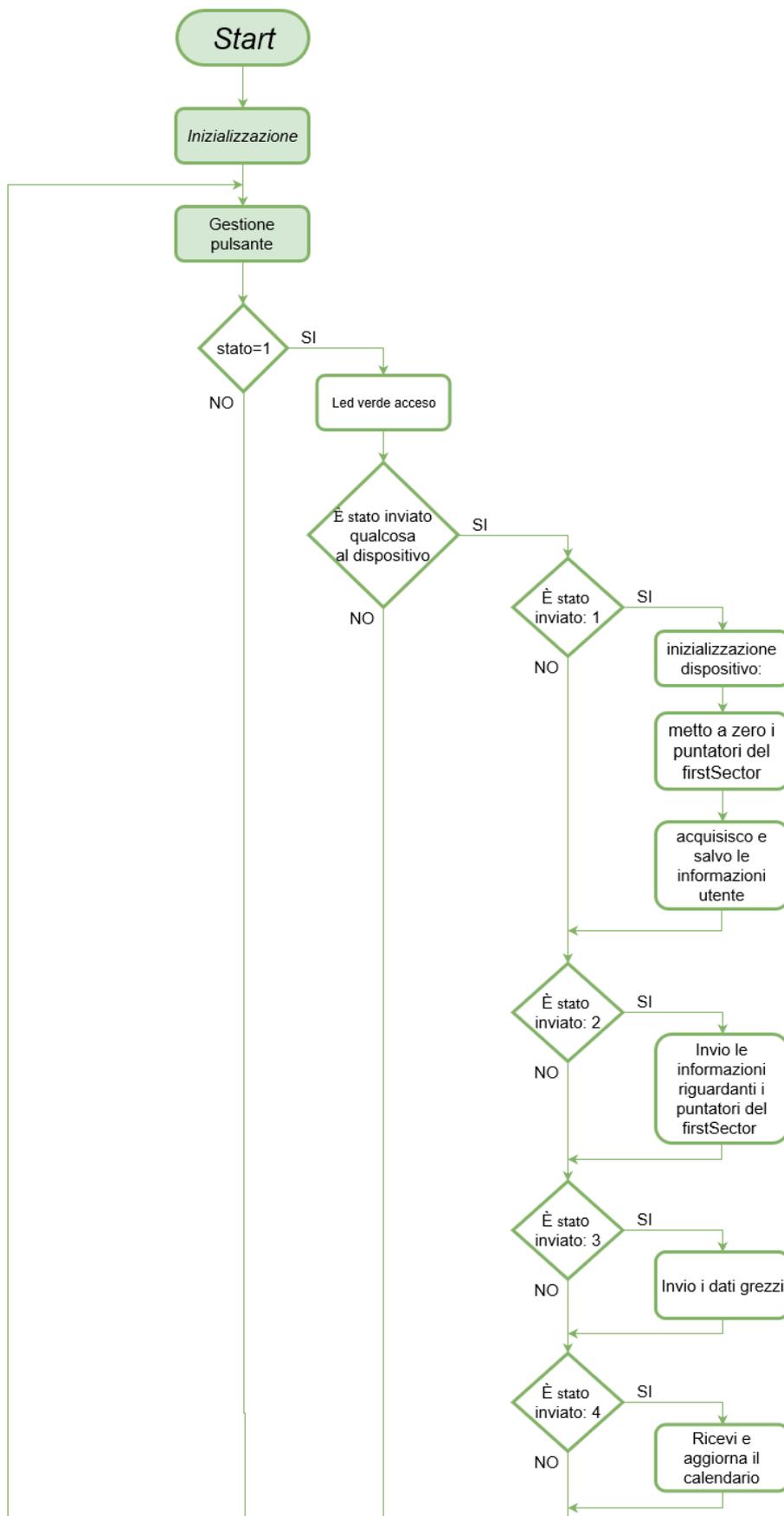
## ***Stato 1***

Prima di continuare con la trattazione, è necessario introdurre un punto fondamentale attraverso il quale vengono salvati i dati sulla scheda SD. Un settore della scheda scelto a priori, che d'ora in avanti sarà definito `firstSector`, viene utilizzato per il salvataggio dei dati anagrafici del soggetto e per il salvataggio degli indirizzi a cui si è giunti durante il salvataggio dei dati grezzi e di quelli elaborati. Ciò permette di conoscere il numero di settori da scaricare durante la comunicazione USB ma permette anche di formattare il dispositivo, andando a porre tutti gli indirizzi a zero.

Nello stato 1 il dispositivo si trova nella sua modalità di comunicazione con l'esterno, quindi attende che non sia stato inviato qualcosa all'ingresso della porta USB (*Figura 2.13*). Se all'ingresso della porta USB è stato inviato un dato, subentra uno switch:

- Se è stato inviato **1** il dispositivo viene inizializzato, cioè vengono azzerati i puntatori agli indirizzi dei settori della scheda SD contenenti gli ultimi dati classificati, indice di movimento e grezzi, e si attendono i nuovi dati relativi all'utente che verranno salvati nel dispositivo.
- Se è stato inviato **2** il dispositivo risponde inviando informazioni riguardanti i puntatori agli ultimi dati inseriti all'interno della scheda SD.
- Se è stato inviato **3** il dispositivo risponde inviando i dati grezzi.
- Se è stato inviato **4** il dispositivo attende di ricevere il calendario e lo aggiorna.
- Se è stato inviato **5** il dispositivo risponde inviando i dati della classificazione.
- Se è stato inviato **6** il dispositivo invia i dati anagrafici dell'utente.
- Se è stato inviato **7** il dispositivo resetta i puntatori degli ultimi dati classificati e grezzi salvati nella scheda SD, ma mantiene i dati dell'utente.
- Se è stato inviato **8** il dispositivo invia i dati dell'indice del tasso di movimento o deviazione standard dell'accelerazione globale.

In questo modo il dispositivo può interagire con un'applicazione esterna via USB. Quando il dispositivo si trova nello stato 1, il led esterno è sempre acceso ed assume colorazione verde se la batteria è carica o arancione se la batteria è scarica.



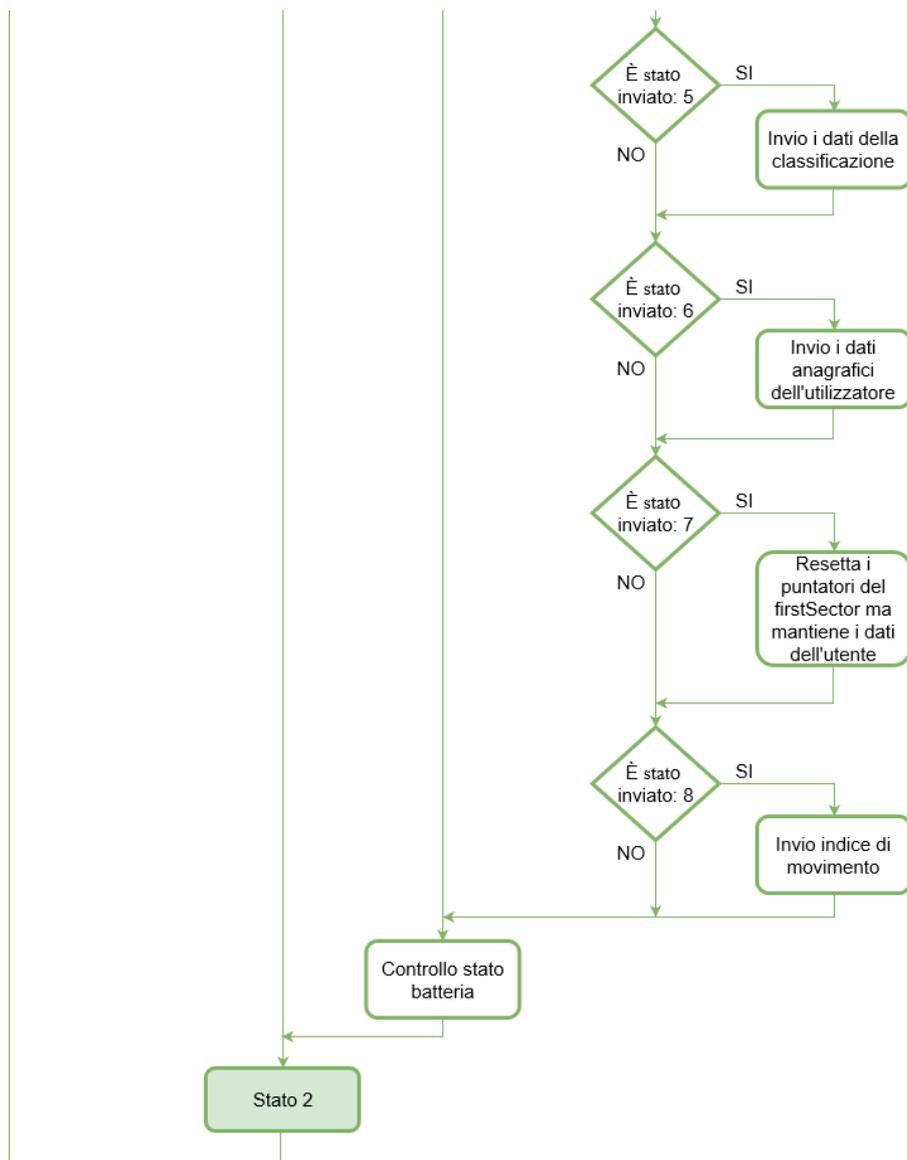


Figura 2.13 diagramma di flusso: firmware stato 1

## Stato 2

Nello stato 2 l'actigrafo è intento ad acquisire ed elaborare i dati del sensore inerziale triassiale LSM9DS1. Ogni 12,5 millisecondi, il microcontrollore va a leggere i dati accelerometrici, magnetometrici e giroscopici dal sensore per poi calcolare le caratteristiche, classificare, calcolare l'indice del tasso di movimento ed infine salvare i dati nella scheda SD.

Per il calcolo delle caratteristiche dell'albero di decisione implementato sono sufficienti i dati accelerometrici, cioè l'accelerazione sull'asse x, y e z.

La difficoltà nel calcolo delle caratteristiche per l'implementazione del decision tree ottenuto su Matlab nell'actigrafo, è stata principalmente dovuta nel fatto che il microprocessore usato è a virgola fissa. Occorre a questo punto puntualizzare che l'accelerometro fornisce i dati in formato digitale su 16 bit con fondo scala di 4g. In Matlab i segnali ottenuti dal sensore sono moltiplicati per una soglia di conversione per ottenere i dati nella corretta unità di misura, cioè in  $m/s^2$ . Applicando la stessa soglia di conversione all'interno del firmware del microcontrollore otterremmo un valore intero e i valori a destra della virgola verrebbero troncati, introducendo in questo modo un'approssimazione inaccettabile. A questo punto, all'interno del firmware, si possono scegliere due strade:

1. Moltiplicare il valore digitale proveniente dal sensore per  $10^n$  prima di applicare la soglia di conversione, in modo tale da spostare la virgola a destra di n volte.
2. Adeguare i valori di soglia dell'albero di decisione di Matlab ai valori digitali provenienti dal sensore.

La scelta è ricaduta sulla seconda strada essenzialmente per motivi di precisione, in quanto applicando la prima soluzione comporterebbe in ogni caso l'introduzione di un'approssimazione. La soglia di conversione (S), dipende dal numero di bit (nbit) dell'ADC e dal valore di fondo scala 4g dell'accelerometro:

$$\bullet \quad S = \left(\frac{2^{nbit}}{2}\right)/4g = 835.0663 \left[s^2/m\right] \quad \text{Equazione 2.3}$$

Per non avere in generale delle approssimazioni ed ottenere un albero di decisione il più vicino possibile a quello di Matlab, ho evitato anche di usare radici quadrate e divisioni. Le medie, che su Matlab vengono calcolate secondo l'equazione 2.1, nel firmware vengono calcolate come semplice somma degli elementi:

$$\bullet \quad m_{act} = \sum_{i=1}^N n_i \quad \text{Equazione. 2 4}$$

La deviazione standard dell'asse infero-superiore, che su Matlab viene calcolata secondo l'equazione 2.2, nel firmware viene calcolata solamente come la sommatoria del quadrato della differenza di ogni campione  $i$ -esimo e la media:

- $var_{act} = \sum_{i=1}^N |Nn_i - m_{act}|^2$  Equazione 2.5

Ciò implica che i rapporti tra i valori di media e di deviazione standard dell'albero di decisione implementati in Matlab e quelli implementati nell'actigrafo risultano essere:

- $m_{act}/m = NS = 835.0663 * 800 \cong 668053$  Equazione 2.6

- $var_{act}/std^2 = (N - 1)N^2S^2 = (800 - 1) * 800^2 * 835.0663^2$  Equazione 2.7

Il decision tree implementato nell'actigrafo risulta essere uguale a quello di *Figura 2.14*. Il rapporto tra le medie e le deviazioni standard usate su Matlab e le caratteristiche ricavate nell'actigrafo, oltre ad essere state ricavate analiticamente, sono state anche confermate sperimentalmente; tramite il rapporto tra i parametri ricavati dall'actigrafo e i parametri ottenuti sugli stessi segnali elaborandoli con Matlab.

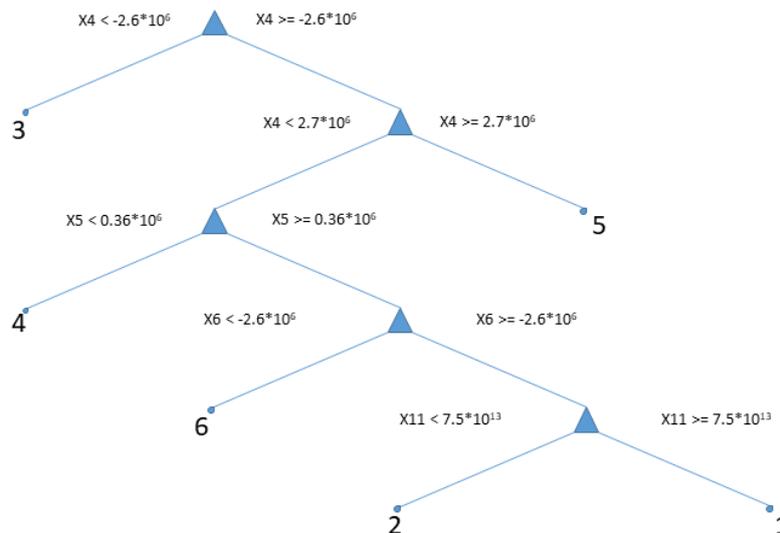


Figura 2.14 albero di decisione implementato sull'actigrafo

Per controllare che il classificatore implementato fosse identico a quello di Matlab sono stati effettuati due test:

Il primo test si è effettuato in laboratorio. Durante il test l'actigrafo è stato posizionato in maniera casuale. Dopo il test sono stati scaricati sia i dati grezzi sia i dati della classificazione. I dati grezzi sono poi stati elaborati e classificati via Matlab e il risultato della classificazione ottenuto on board è stato comparato al risultato ottenuto in Matlab tramite matrice di confusione. (Tabella 2.7).

Tabella 2.7 confronto tra classificatori: matrice di confusione test 1

(%)	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>
<u>1</u>	18	0	0	0	0	0
<u>2</u>	0	5	0	0	0	0
<u>3</u>	0	0	86	0	0	0
<u>4</u>	0	0	0	125	0	0
<u>5</u>	0	0	0	0	203	0
<u>6</u>	0	0	0	0	0	64

Il secondo test è stato effettuato durante la notte con l'actigrafo indossato sullo sterno. Dopo il test sono stati scaricati sia i dati grezzi sia i dati della classificazione. I dati grezzi sono poi stati elaborati e classificati via Matlab e il risultato della classificazione ottenuto on board è stato comparato al risultato ottenuto in Matlab tramite matrice di confusione (Tabella 2.8).

Tabella 2.8 confronto tra classificatori: matrice di confusione test 2

(%)	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>
<u>1</u>	40	0	0	0	0	0
<u>2</u>	0	166	0	0	0	0
<u>3</u>	0	0	11	0	0	0
<u>4</u>	0	0	0	1505	0	0
<u>5</u>	0	0	0	0	63	0
<u>6</u>	0	0	0	0	0	203

Sono state poi effettuate alcune prove su alcuni soggetti che hanno indossato il dispositivo durante la notte. Tramite queste prime prove si sono rilevati due errori di interpretazione del classificatore. Il primo errore riguardava il fatto che quando ci si piegava in avanti restando in piedi o seduto, il classificatore interpretasse di essere in posizione supina. Il secondo errore

riguardava il fatto che durante i cambi di posizione il classificatore potesse interpretare il cammino (Figura 2.16).

Per risolvere il primo problema è stato introdotto nel nodo riguardante la classificazione della posizione supina, dell'albero di decisione una seconda condizione: per essere classificato in posizione supina oltre alla condizione di  $x_6 < -3.91634 \text{ m/s}^2$ , deve essere soddisfatta la condizione di  $x_5 < 6.54 \text{ m/s}^2$  (Figura 2.15).

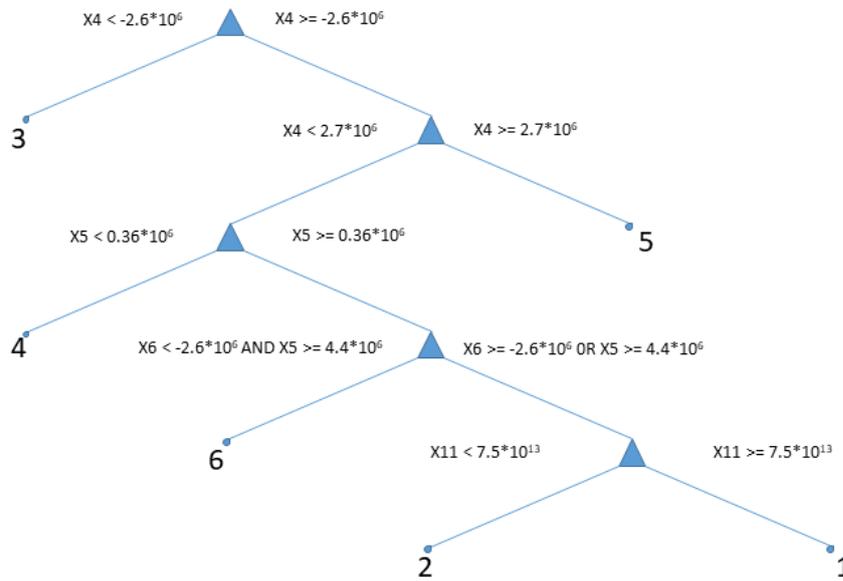


Figura 2.15 albero di decisione migliorato implementato sull'actigrafo

Per risolvere il secondo problema, dopo la classificazione è stato introdotto un accorgimento per evitare che durante un cambio di posizione, il dispositivo introducesse un errore di interpretazione, classificando l'attività come cammino.

Per evitare questo errore relativo al cambio di posizione, quando l'algoritmo rileva uno stato di cammino oppure uno stato di in piedi, viene incrementato un contatore. Se il classificatore rileva una delle quattro posizioni fondamentali e il contatore è pari a 1, la classificazione precedente, che indicava quindi cammino o in piedi, viene sostituito dalla posizione rilevata. Se invece il classificatore rileva una delle quattro posizioni fondamentali è il contatore è maggiore di 1, il contatore viene azzerato.

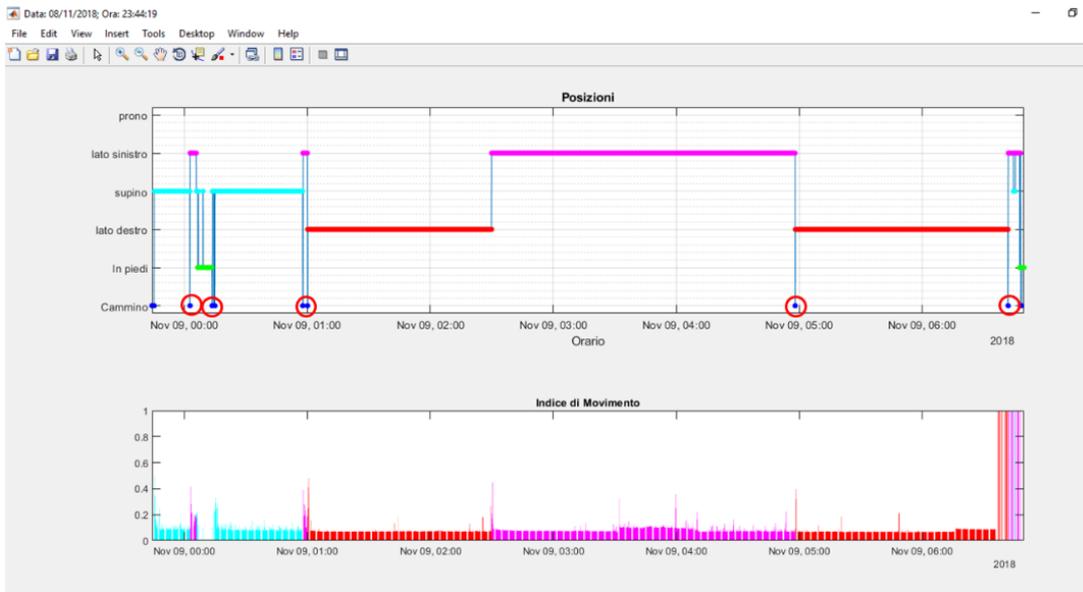
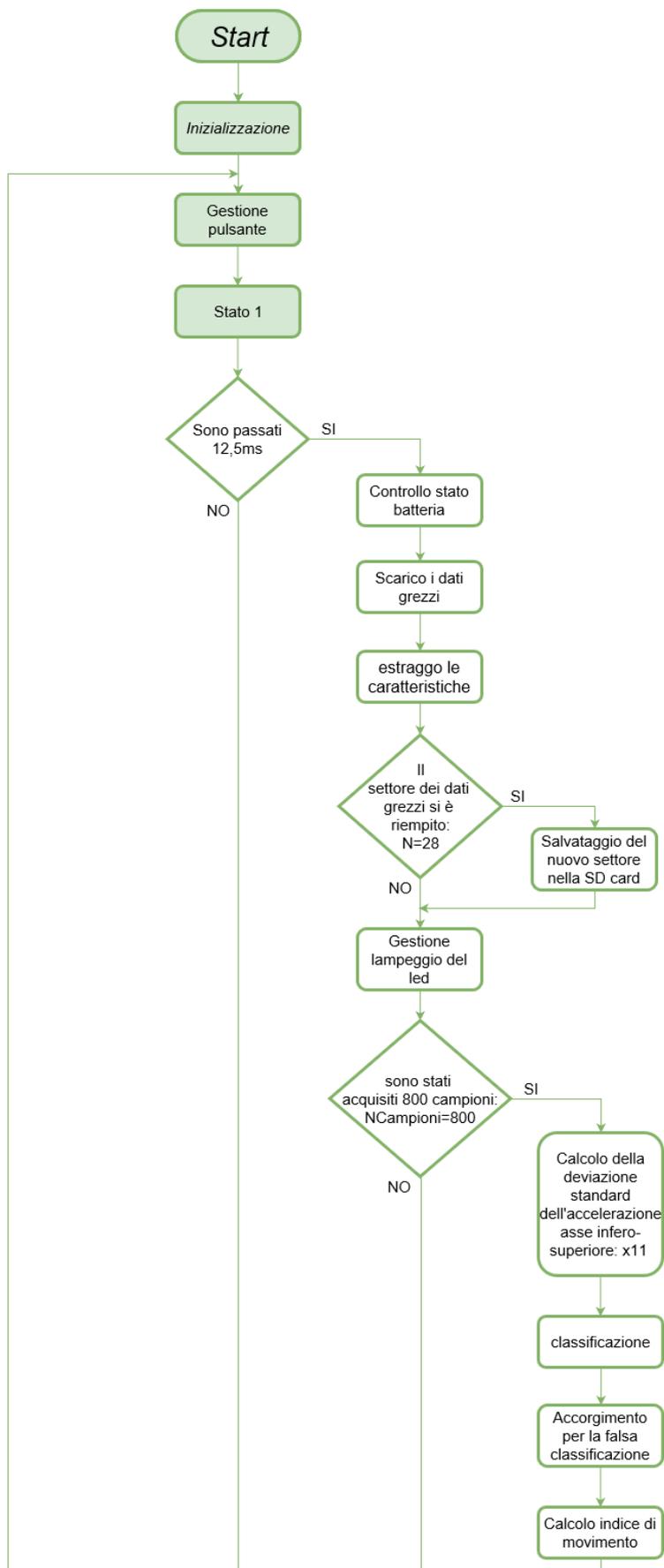


Figura 2.16 errore nei cambi di posizioni

Per quanto riguarda l'indice di movimento, che in sostanza non è altro che la deviazione standard dell'accelerazione globale (AG) e il problema relativo alla impossibilità di trattare numeri decimali introdotta all'inizio di questo paragrafo, si è ritenuta sufficiente un'approssimazione dell'ordine dei millesimi. Di conseguenza ogni campione  $x$ ,  $y$ ,  $z$  viene prima moltiplicato per mille e successivamente viene applicata l'equazione 2.2.

- $AG = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$  Equazione 2.8

Dopo aver ricavato il risultato della classificazione e l'indice di movimento si provvede al salvataggio in SD dei risultati: il salvataggio avviene ogni 30 secondi e quando i vettori allocati nella RAM del dispositivo raggiungono la dimensione di 512 byte,, che è la minima memoria che può essere trasferita all'interno della SD card (Figura 2.17 e Figura 2.18).



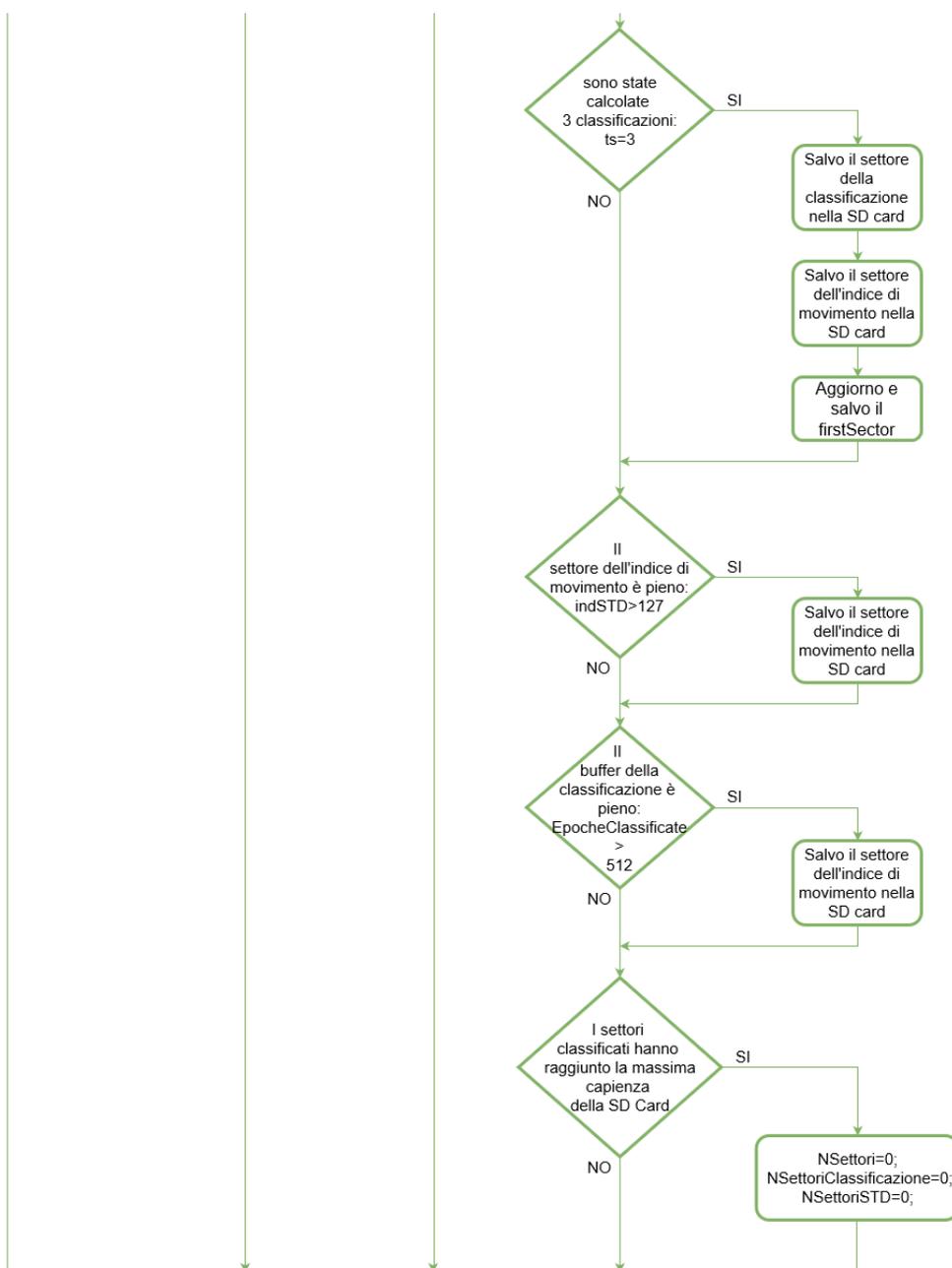


Figura 2.17 diagramma di flusso: firmware stato 2

TIMER COUNTER 0

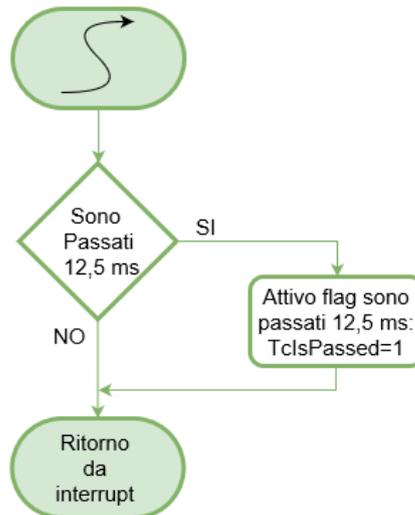


Figura 2.18 Interrupt Timer Counter 0

## 2.2.4 Applicazione per lo scaricamento e la visualizzazione dei dati.

Per comunicare con l'actigrafo, scaricare e visualizzare i dati si è reso indispensabile lo sviluppo di un'applicazione. Questa è stata sviluppata tramite il toolbox di Matlab app designer.

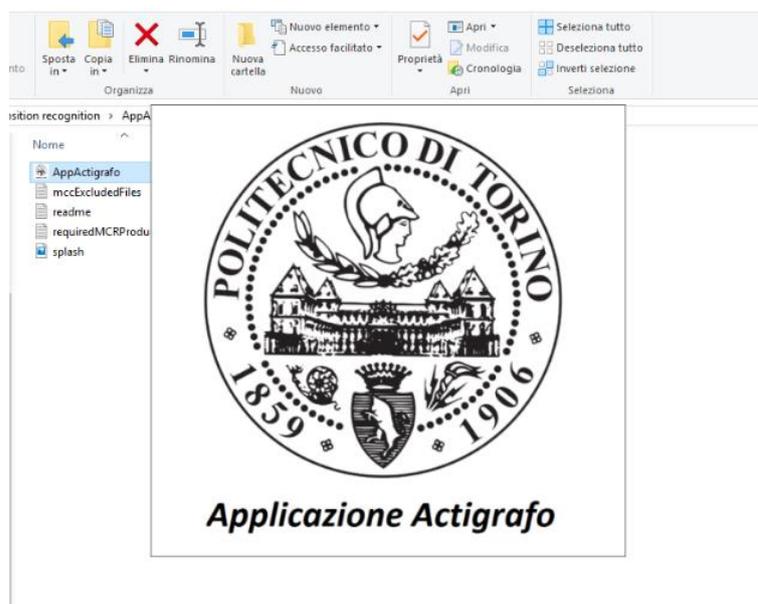


Figura 2.19 lancio AppActigrafo

App designer permette di disegnare un'applicazione in maniera semplice e veloce includendo in uno stesso tool l'ideazione delle componenti da visualizzare e la progettazione del comportamento dell'applicazione. Per creare un componente da visualizzare infatti basta trascinare sulla schermata design view, una dei componenti che si trovano in COMPONENT LIBRARY (Figura 2.20).

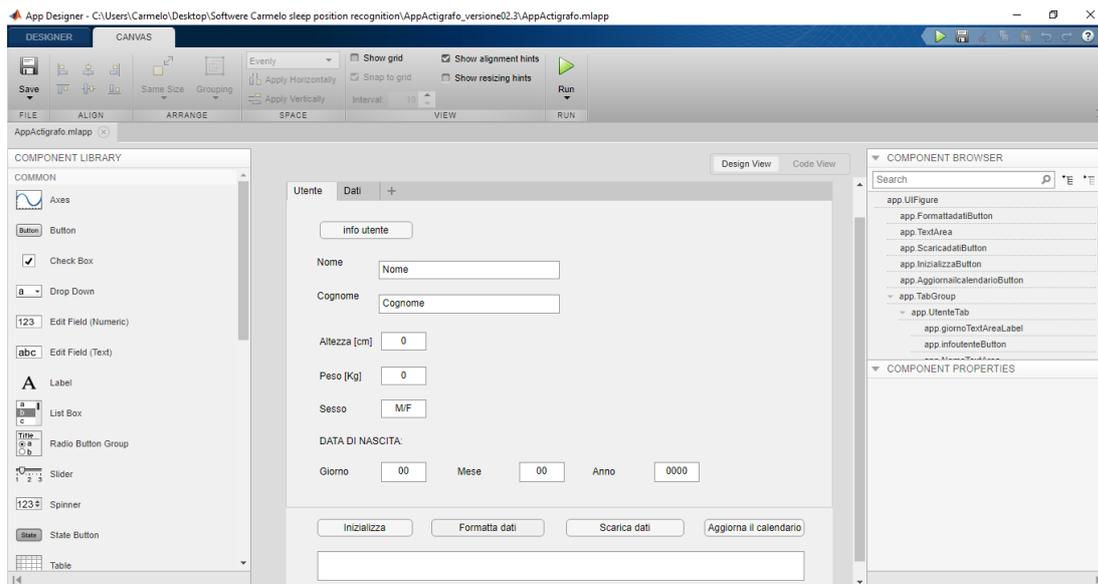


Figura 2.20 MATLAB: app designer, design view

App designer genererà automaticamente il codice che specifica il design e il layout dell'applicazione che sarà visibile da code view.

Da code view è possibile integrare il codice generato specificando il comportamento dell'applicazione e specificare come agiscono i vari elementi dell'interfaccia grafica. Dalla finestra di code view, sulla sinistra si trova CODE BROWSER dove vi è l'accesso alle callbacks dei vari componenti, le funzioni integrate nel codice e definire variabili globali. Sulla sinistra invece in COMPONENT BROWSER si trova la lista di tutte le componenti e, sotto tale lista si trova COMPONENT PROPERTIES che contiene l'elenco delle proprietà di ogni componente selezionato (Figura 2.21).

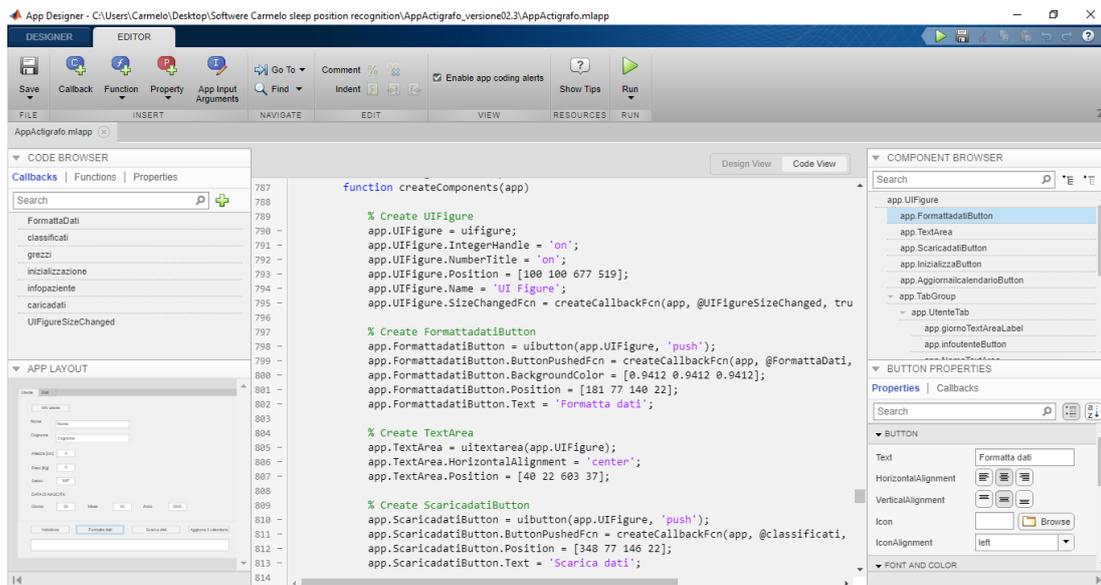


Figura 2.21 MATLAB: app designer, code view

## AppActigrafo

L'applicazione sviluppata per l'actigrafo consente di acquisire i dati relativi all'utente dall'actigrafo, inizializzare e quindi caricare nuovi dati utente sull'actigrafo pigiando il pulsante *Inizializza*, formattare i dati acquisiti tramite il pulsante *Formatta dati*, scaricare i dati acquisiti e scegliere una cartella su cui salvarli tramite il pulsante *Scarica i dati*, aggiornare il calendario dell'actigrafo pigiando il pulsante *Aggiorna calendario*, e visualizzare i dati salvati.

L'applicazione si compone di due finestre annidate: la finestra *Utente* e la finestra *Dati*. Nella finestra *Utente* è possibile visualizzare i dati dell'utente dall'actigrafo pigiando il pulsante *info utente*. I dati relativi all'utente che vengono visualizzati sono nome, cognome, altezza, peso, sesso e data di nascita.

Sempre da questa finestra, modificando i dati utente e pigiando il pulsante *Inizializza*, è possibile aggiornare questi dati, tuttavia verranno anche eliminati i dati acquisiti (Figura 2.22).

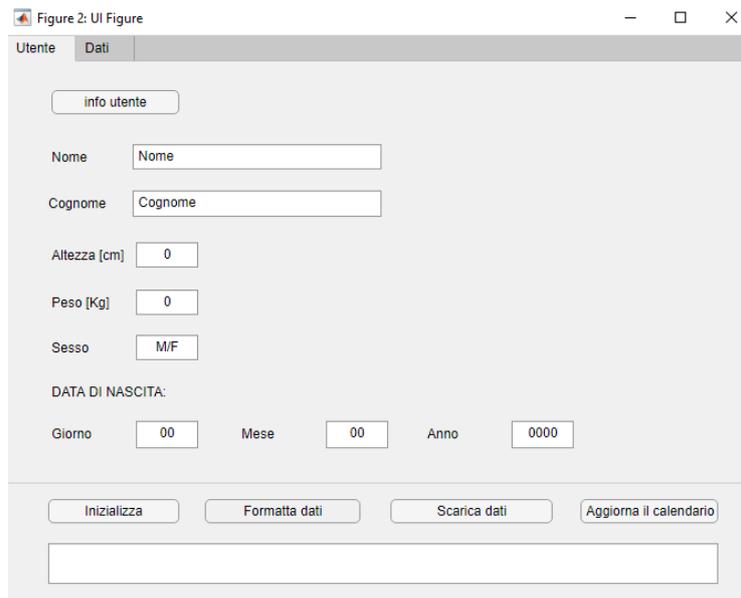


Figura 2.22 AppActigrafo: finestra utente

Dalla finestra dati è possibile prendere visione dei dati che sono stati salvati sul PC pigiando il tasto *carica dati*.

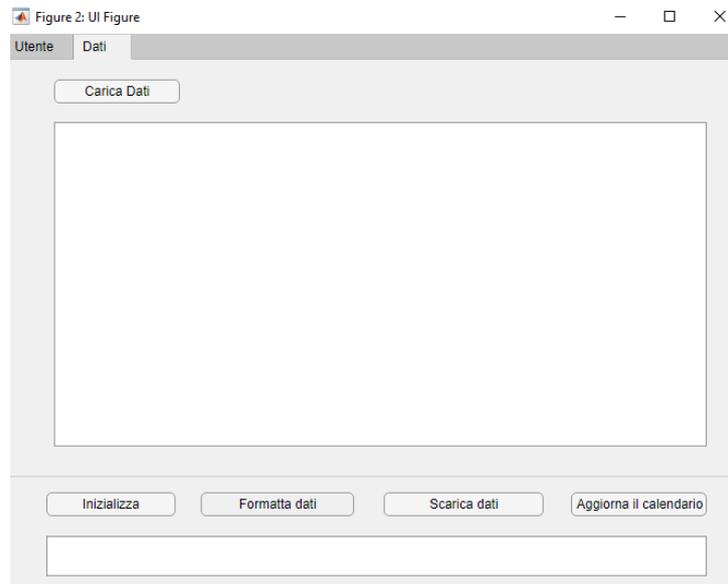


Figura 2.23 AppActigrafo: finestra dati

Quando si carica un file che è stato salvato in precedenza in locale, si avvia una fase di post processing, dopo la quale si aprirà una finestra che mostrerà due grafici: uno relativo alla

distribuzione delle posizioni del sonno durante la notte e uno relativo all'indice del tasso di movimento durante l'assunzione delle 4 posizioni fondamentali del sonno (Figura 2.24).

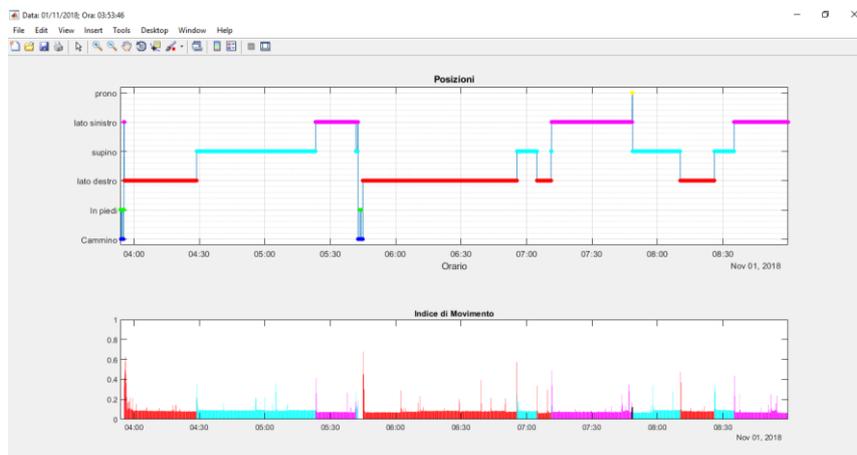


Figura 2.24 AppActigrafo: visualizzazione grafici del sonno

Mentre nella finestra *Dati* verranno visualizzati informazioni all'ora in cui si è andati a letto, l'ora in cui ci si è alzati dal letto, il tempo totale della durata dell'attività, il tempo trascorso a letto, le percentuali di tempo trascorse nelle varie posizioni rispetto al tempo trascorso a letto il numero di cambi di posizione e delle volte in cui ci si è alzati dal letto, nonché le ore in cui ci si è alzati (Figura 2.25).

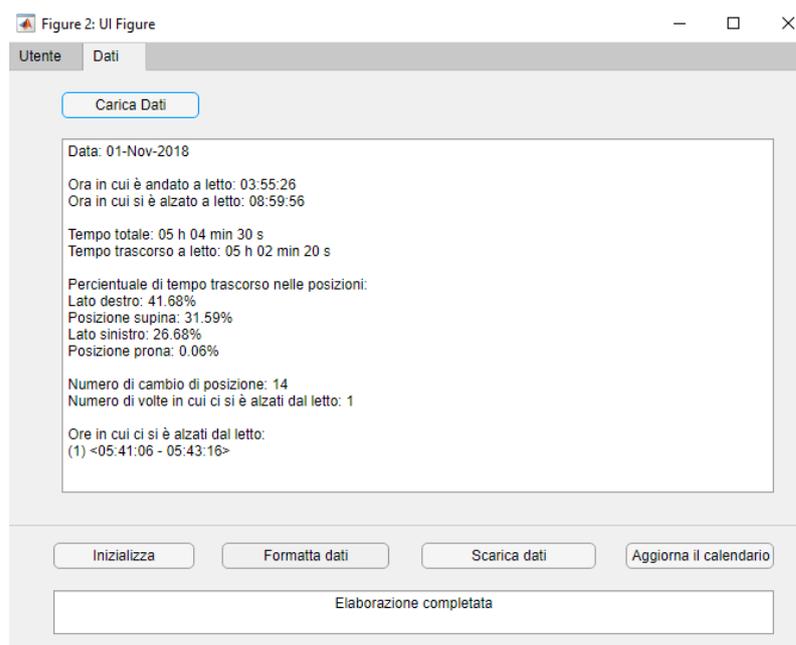


Figura 2.25 AppActigrafo: visualizzazione dati del sonno

Nei grafici mostrati dalla finestra, le varie posizioni sono distinte da diversi colori (cammino in blu, in piedi/seduto in verde, lato destro in rosso, sulla schiena o supino in ciano, lato destro magenta, e sulla schiena o prono in giallo).

L'indice del tasso di movimento, mostrato nel grafico posizionato nella parte bassa della finestra, consiste nella radice quadrata della deviazione standard dell'accelerazione globale.

Viene plottata la radice quadrata prettamente per motivi di visibilità: dato che la deviazione standard nelle posizioni statiche risulta essere solitamente minore di  $1 \text{ m/s}^2$ , mentre durante i cambi di posizione o durante le fasi di agitazione del soggetto si possono avere dei picchi che possono arrivare normalmente a  $4 \text{ m/s}^2$ .

La rappresentazione mostra un indice che va da 0 a 1, in cui 1 corrisponde a una deviazione standard massima di  $4 \text{ m/s}^2$ .

### **2.2.5 Validazione**

Una prima validazione dei risultati è stata effettuata in laboratorio, quindi in un ambiente controllato che non corrisponde alla reale condizione con cui si troverà a lavorare il dispositivo.

Il motivo principale per il quale si è provveduto a tale validazione è stato per assicurare che il dispositivo funzionasse in maniera ottimale in condizioni controllate, e che riconoscesse correttamente le posizioni anche in condizioni dinamiche, cioè in corrispondenza dei cambi di posizione.

A tale scopo, si è provveduto alla stesura di un protocollo per la validazione dei dati classificati su più soggetti volontari, sulla falsariga del protocollo usato per l'acquisizione dei dati grezzi.

In questo caso il protocollo prevede una registrazione continua, in cui viene registrato anche il segnale relativo ai cambi di posizione. Il soggetto dovrà mantenere le posizioni per un minuto per poi passare alla posizione successiva come indicato in appendice B.

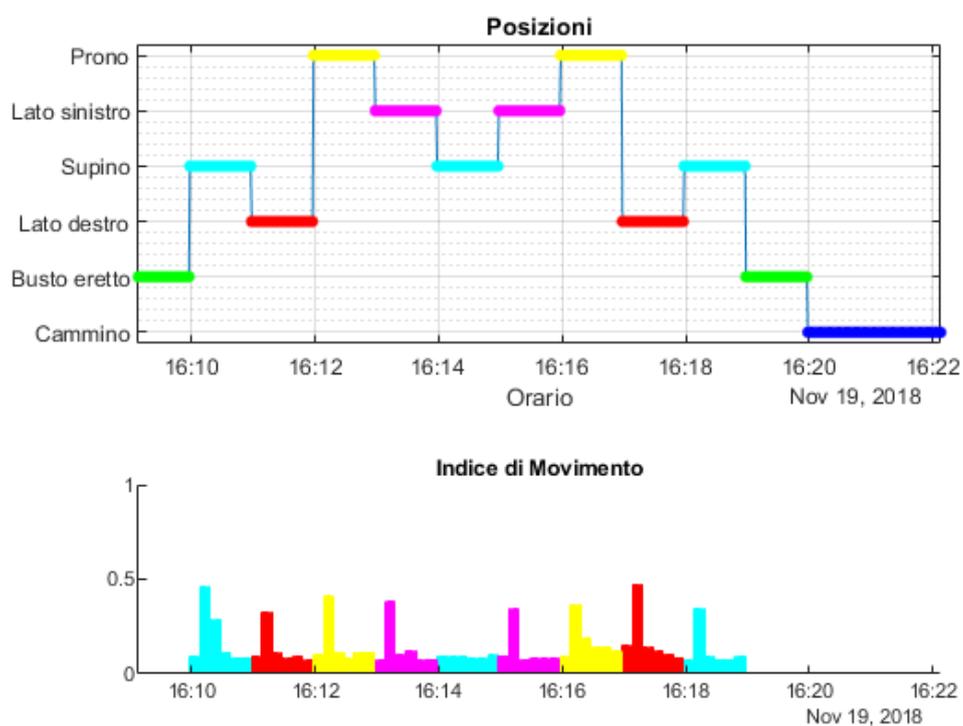
I segnali che vengono scaricati non sono quelli grezzi ma i segnali relativi alla classificazione, che dovranno essere compatibili con le posizioni assunte nel protocollo.

---

## Capitolo 3

# RISULTATI

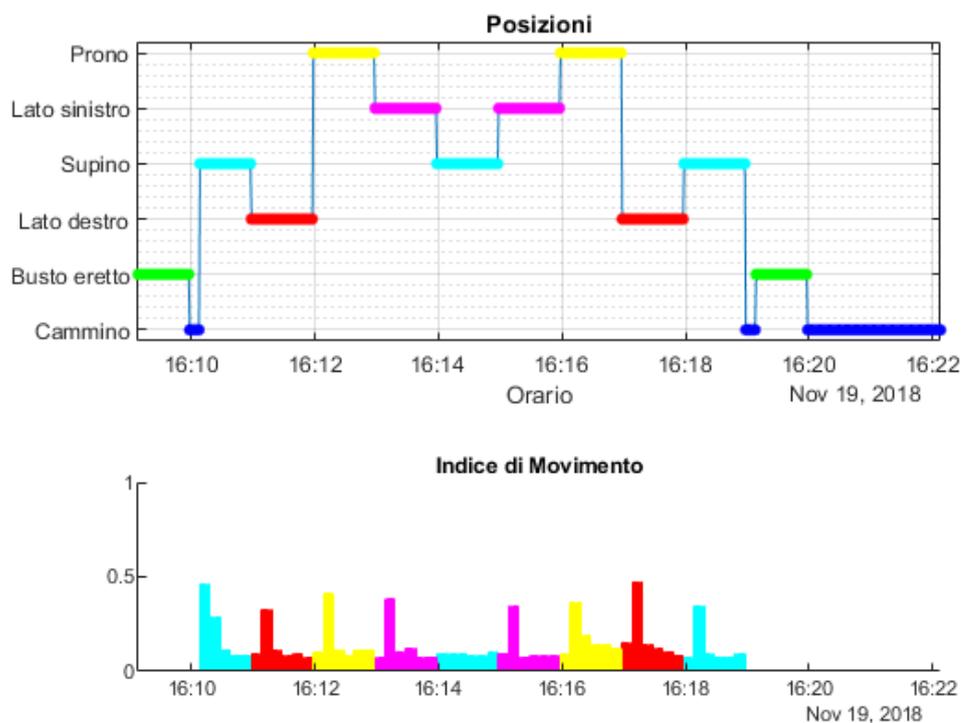
La validazione dinamica è stata effettuata applicando il protocollo in appendice B su 12 soggetti. In *Figura 3.1* viene mostrato il grafico che si dovrebbe ottenere se il dispositivo funzionasse in modo ideale, il che è anche quello che si ottiene per 3 dei soggetti testati.



*Figura 3.1 Classificazione Ideale Validazione*

I risultati ottenuti dalla validazione hanno mostrato un comportamento ideale per quanto riguarda il riconoscimento delle posizioni del sonno anche in prossimità dei cambi di

posizione, tuttavia si è riscontrata la possibilità di una falsa classificazione nel passaggio tra la posizione supina e busto eretto e viceversa (*Figura 3.2*) che si verifica per 7 soggetti su 12.



*Figura 3.2 Classificazione Reale Validazione caso 1*

Mentre un soggetto ha mostrato una falsa classificazione nel passaggio dalla posizione busto eretto alla posizione supina (*Figura 3.3*), e un altro soggetto ha mostrato una falsa classificazione nel passaggio dalla posizione supina alla posizione busto eretto (*Figura 3.4*).

Questo risultato era prevedibile in quanto quando il passaggio dalla posizione busto eretto alla posizione supina comporta un consistente cambiamento della componente gravitazionale sull'asse verticale, il che può portare all'aumento della deviazione standard che discrimina la posizione busto eretto dal cammino.

Tuttavia questo errore di classificazione non è un errore significativo per l'analisi delle posizioni del sonno, e in ogni caso può essere corretto introducendo un ulteriore controllo dopo la classificazione

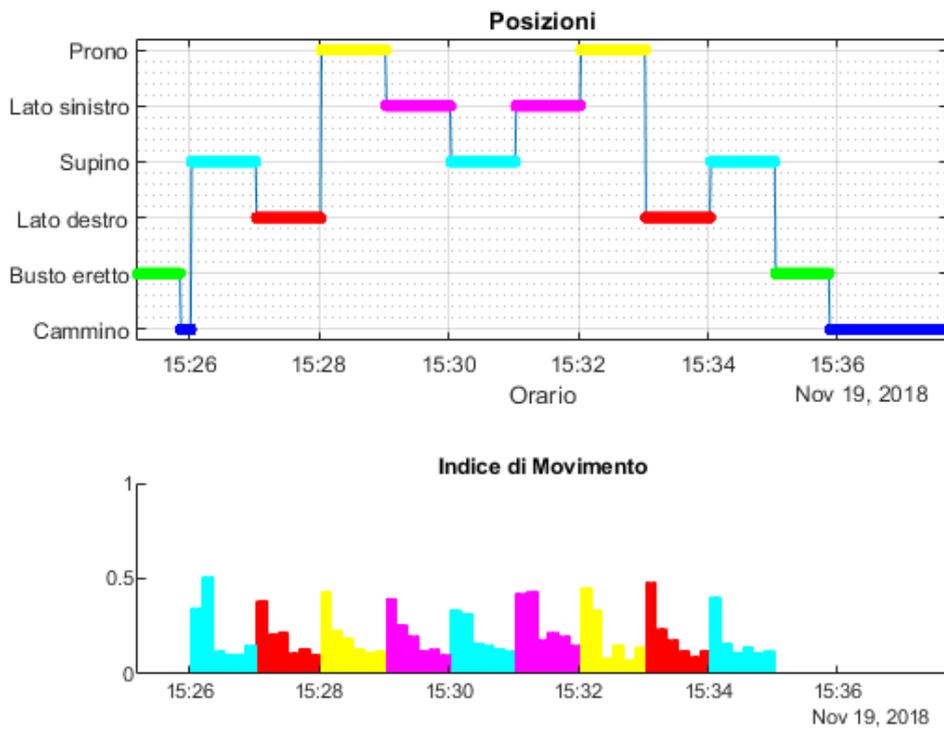


Figura 3.3 Errore nel passaggio da busto eretto a supino

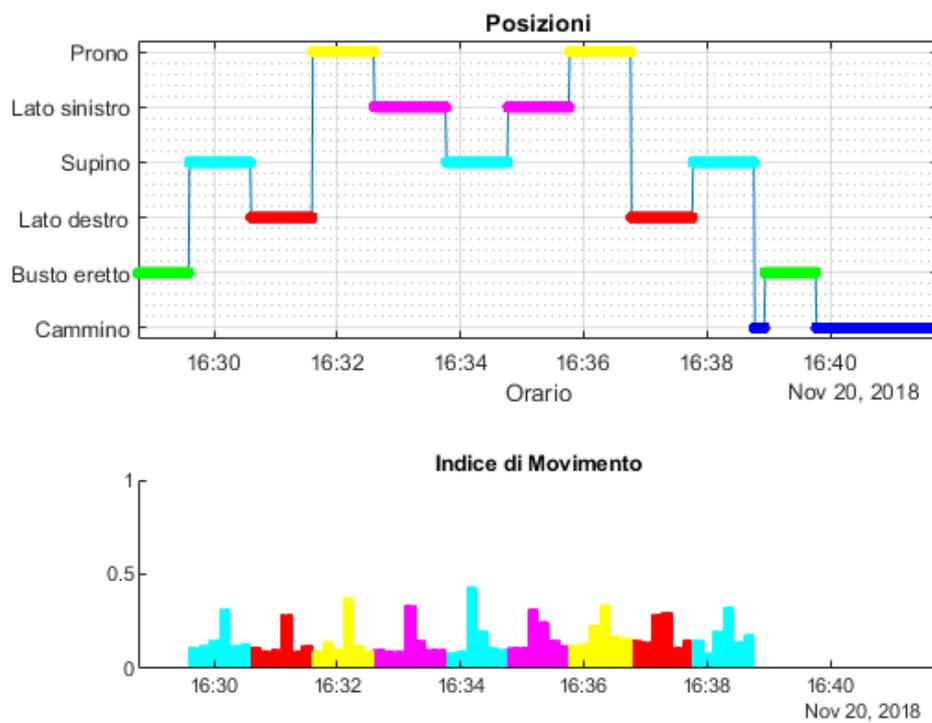


Figura 3.4 Errore nel passaggio dal supino a busto eretto

Bisogna anche ricordare che la minima finestra di osservazione è di 10 secondi quindi il classificatore risulta avere un'accuratezza temporale di  $\pm 5$  secondi dall'istante in cui si passa da una posizione ad un'altra.

## Capitolo 4

# CONCLUSIONI E LAVORI FUTURI

Scopo di questo lavoro di tesi è lo sviluppo di un dispositivo che riesca a riconoscere le posizioni del sonno in maniera accurata per il monitoraggio delle diverse abitudini notturne dei pazienti e nella ricerca di possibili correlazioni con i vari disturbi del sonno.

Il classificatore implementato riconosce senza errori apparenti le quattro posizioni fondamentali in finestre temporali di almeno 10 secondi in cui viene mantenuta la stessa posizione, quindi in situazioni ideali e statiche. Il dispositivo è stato testato anche durante le notti per capire se desse problemi su lunghi periodi di registrazione ed è stato testato in laboratorio tramite il protocollo di validazione per capire quale fosse il comportamento durante i cambi di posizione, rivelando un'accuratezza elevata nel riconoscere le quattro posizioni fondamentali del sonno anche in prossimità dei cambi di posizione.

Il prossimo passo per il futuro sarà validare il dispositivo con un gold standard, che per le posizioni del sonno consiste nel rilevamento della posizione tramite videocamere a infrarosso. Sarebbe inoltre interessante anche valutare se vi sono delle correlazioni tra l'indice di movimento e le varie informazioni ricavate tramite polisonnografia, come le varie fasi del sonno, o anche per valutare se il soggetto, nonostante sia steso sul letto, stia effettivamente dormendo.



## Riferimenti bibliografici

1. Fallmann, S. *et al.* Wearable Accelerometer Based Extended Sleep Position Recognition. *2017 Ieee 19Th Int. Conf. E-Health Networking, Appl. Serv.* 2–7 (2017). doi:10.1109/HealthCom.2017.8210806
2. Friedman, N., Kaye, R., Rosenberg, N. & Zimlichman, R. Monitoring Cardio-Respiratory and Posture Movements During Sleep: What Can Be Achieved by a Single Motion Sensor. *Isr. Med. Assoc. J.* **6**, 190 (2004).
3. Mork, P. J., Ivar, T., Nilsen, L. & Holtermann, A. Sleep positions and nocturnal body movements based on free-living accelerometer recordings: association with demographics , lifestyle , and insomnia symptoms. 267–275 (2017).
4. Kim, K. il, Gollamudi, S. S. & Steinhubl, S. Digital technology to enable aging in place. *Exp. Gerontol.* **88**, 25–31 (2017).
5. Dasenbrock, L., Heinks, A., Schwenk, M. & Bauer, J. M. Technology-based measurements for screening, monitoring and preventing frailty. *Z. Gerontol. Geriatr.* **49**, 581–595 (2016).
6. Beneficiaries, A. M. Chronic Conditions Among Medicare Beneficiaries. (2012).
7. Taylor, D. H. & Hoenig, H. Access to health care services for the disabled elderly. *Health Serv. Res.* **41**, 743–758 (2006).
8. Rist, P. M., Nguyen, T. T., Whitmer, R. A. & Glymour, M. M. Modifiable risk factors for nursing home admission among individuals with high and low dementia risk. *Arch. Gerontol. Geriatr.* **65**, 140–145 (2016).
9. Hoque, E., Dickerson, R. F. & Stankovic, J. A. Monitoring body positions and movements during sleep using WISPs. *Wirel. Heal. 2010 - WH '10* 44 (2010). doi:10.1145/1921081.1921088
10. Ib, F. Come affrontare i disturbi del sonno : consigli utili. 1–4 (2008).
11. Ehleringer, E. H. & Kim, S. The wearable lullaby: improving sleep quality of caregivers of dementia patients. *Proc. CHI 2013 Ext. Abstr.* 409–414 (2013).

---

doi:10.1145/2468356.2468429

12. Peake, J. M., Kerr, G. & Sullivan, J. P. A critical review of consumer wearables, mobile applications, and equipment for providing biofeedback, monitoring stress, and sleep in physically active populations. *Front. Physiol.* **9**, 1–19 (2018).
13. Hirshkowitz, M. Polysomnography: Understanding this technology’s past might guide future developments. *IEEE Pulse* **5**, 26–28 (2014).
14. Sadeh, A. Iii. Sleep assessment methods. *Monogr. Soc. Res. Child Dev.* **80**, 33–48 (2015).
15. Smart, A. & Mcu, A. F. *SAM4S Series*.
16. Fifo, E. & Lsm, T. LSM9DS1 iNEMO inertial module : 1–72 (2015).
17. Wwww.microchip.com. Atmel Studio 7. Available at: <https://www.microchip.com/mplab/avr-support/atmel->
18. Bucher, R. Introduzione a Matlab. *Cesmosrv02.Polito.It* (2011).
19. Hemmateenejad, B., Shamsipur, M., Zare-Shahabadi, V. & Akhond, M. Building optimal regression tree by ant colony system-genetic algorithm: Application to modeling of melting points. *Anal. Chim. Acta* **704**, 57–62 (2011).
20. De Leonardis, G. *et al.* An innovative microprocessor-based system for Human Activity Recognition: A fast and reliable classification algorithm. *Gait Posture* **66**, S14–S15 (2018).

# APPENDICE A

## PROTOCOLLO PER L'ACQUISIZIONE DEI DATI GREZZI

Data: \_\_\_\_\_

Soggetto: \_\_\_\_\_

### Preparazione del soggetto:

ATTIVITÀ	✓
1) Spiegare l'esperimento, fare leggere e firmare il consenso informato.	
2) Accendere il dispositivo (Actigrafo). Collegare il dispositivo al computer e formattarlo tramite l'apposita applicazione.	
3) Posizionare tramite bioadesivo l'actigrafo sullo sterno del soggetto (led rivolto verso l'alto) e assicurarsi che il dispositivo sia stabile e che il soggetto riesca a muoversi liberamente.	
4) Fare 2 acquisizioni di prova, illustrando al soggetto come eseguire le attività e come far partire le registrazioni. Quando il led del dispositivo è acceso in maniera continua il dispositivo non è in fase di registrazione. Quando il led sta lampeggiando il dispositivo sta acquisendo.	

---

**Avvio delle acquisizioni:**

<b>ATTIVITÀ</b>	<b>ORA</b>	<b>✓</b>
5) Effettuare una registrazione della durata di 3 minuti di <i>cammino</i> lungo il corridoio del DET 4° piano. Più volte avanti e indietro e ritorno al Lab dove si trova il letto.		
6) Effettuare una registrazione della durata di 3 minuti con il soggetto fermo in piedi.		
7) Effettuare una registrazione della durata di 3 minuti con il soggetto sdraiato in posizione laterale sul <i>lato destro</i> .		
8) Effettuare una registrazione della durata di 3 minuti con il soggetto sdraiato <i>sulla schiena</i> .		
9) Effettuare una registrazione della durata di 3 minuti sdraiato in <i>posizione laterale sul lato sinistro</i> .		
10) Effettuare una registrazione della durata di 3 minuti sdraiato sul letto <i>sulla pancia</i> .		
11) Effettuare una registrazione della durata di 3 minuti <i>seduto</i> su un lato del letto.		

**Congedo del soggetto:**

<b>ATTIVITÀ</b>	<b>✓</b>
12) Collegare il dispositivo al computer tramite l'apposito cavo USB. Scaricare i dati tramite l'apposita applicazione e verificare che siano presenti tutte le registrazioni. Qualora dovesse mancare una o più registrazioni, si condurrà nuovamente il soggetto a ripetere tali registrazioni. In caso contrario, formattare il dispositivo. Spegnerne il dispositivo.	
13) Liberare il soggetto dal dispositivo. Congedare il soggetto.	

Compilato da: \_\_\_\_\_

---

## APPENDICE B

### PROTOCOLLO PER LA VALIDAZIONE DEI DAI CLASSIFICATI

Data: \_\_\_\_\_

Soggetto: \_\_\_\_\_

#### Preparazione del soggetto:

<b>ATTIVITÀ</b>	✓
14) Spiegare l'esperimento, fare leggere e firmare il consenso informato.	
15) Accendere il dispositivo (Actigrafo). Collegare il dispositivo al computer e formattarlo tramite l'apposita applicazione.	
16) Posizionare tramite bioadesivo l'actigrafo sullo sterno del soggetto (led rivolto verso l'alto) e assicurarsi che il dispositivo sia stabile e che il soggetto riesca a muoversi liberamente.	
17) Fare 2 acquisizioni di prova, illustrando al soggetto come eseguire le attività e come far partire le registrazioni. Quando il led del dispositivo è acceso in maniera continua il dispositivo non è in fase di registrazione. Quando il led sta lampeggiando il dispositivo sta acquisendo.	

---

**Avvio delle acquisizioni:**

<b>ATTIVITÀ</b>	<b>ORA</b>	<b>✓</b>
18) Avviare il dispositivo <i>IN PIEDI</i> vicino al letto del test, restare nella posizione per <i>1 minuto</i> .		
19) Sdraiarsi nel letto in posizione <i>SUPINA (SULLA SCHIENA)</i> , restare nella posizione per <i>1 minuto</i> .		
20) Effettuare un cambio di posizione <i>SUL LATO DESTRO</i> , restare nella posizione per <i>1 minuto</i> .		
21) Effettuare un cambio di posizione <i>PRONA (SULLA PANCIA)</i> , restare nella posizione per <i>1 minuto</i> .		
22) Effettuare un cambio di posizione <i>SUL LATO SINISTRO</i> , restare nella posizione per <i>1 minuto</i> .		
23) Effettuare un cambio di posizione <i>SUPINA (SULLA SCHIENA)</i> , restare nella posizione per <i>1 minuto</i> .		
24) Effettuare un cambio di posizione <i>SUL LATO SINISTRO</i> , restare nella posizione per <i>1 minuto</i> .		
25) Effettuare un cambio di posizione <i>PRONA (SULLA PANCIA)</i> , restare nella posizione per <i>1 minuto</i> .		
26) Effettuare un cambio di posizione <i>SUL LATO DESTRO</i> , restare nella posizione per <i>1 minuto</i> .		
27) Effettuare un cambio di posizione <i>SUPINA (SULLA SCHIENA)</i> , restare nella posizione per <i>1 minuto</i> .		
28) Effettuare un cambio di posizione <i>SEDUTO SU UN LATO DEL LETTO</i> , restare nella posizione per <i>1 minuto</i> .		
29) Alzarsi e camminare per <i>2 minuti</i> . Dopo di che interrompere la registrazione.		

---

**Congedo del soggetto:**

<b>ATTIVITÀ</b>	✓
30) Collegare il dispositivo al computer tramite l'apposito cavo USB. Scaricare i dati tramite l'apposita applicazione e verificare che siano presenti tutte le registrazioni. Qualora dovesse mancare una o più registrazioni, si condurrà nuovamente il soggetto a ripetere tali registrazioni. In caso contrario, formattare il dispositivo. Spegnerne il dispositivo.	
31) Liberare il soggetto dal dispositivo. Congedare il soggetto.	

Compilato da: \_\_\_\_\_