UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

DIPARTIMENTO SCIENZE DELLA VITA E DELL'AMBIENTE

Corso di Laurea Magistrale
RISCHIO AMBIENTALE E PROTEZIONE CIVILE

SVILUPPO DI UN DISPOSITIVO INDOSSABILE PER LA DETERMINAZIONE DEL METABOLISMO ENERGETICO UMANO MEDIANTE MISURA MULTIPARAMETRICA DELL'ARIA ESPIRATA

WEARABLE DEVICE DEVELOPMENT FOR HUMAN METABOLISM RATE EVALUATION USING MULTIPARAMETRIC EXHALED-AIR MEASUREMENTS

Tesi di Laurea Magistrale di:

Giacomo Rucci

Relatore
Chiar.mo Prof.

Luca Giammichele

Sessione AUTUNNALE 2026

Anno Accademico 25-26

Alla piccola famiglia che mi è stata affidata,
motivo e forza dei giorni presenti e futuri.

Non dite mai che non ce la potete fare,
non è vero.
Ognuno di noi è fortissimo
e responsabile di sé stesso.
L. Segre in “Scolpitelo nel vostro cuore”

Indice

INTRODUZIONE 4
Cap. 1 - IL METABOLISMO ENERGETICO UMANO 6
Par. 1.1 Climate Change e Ondate di Calore 6
Par. 1.2 - La vita *indoor* 7
Par. 1.3 - Il benessere microclimatico *indoor* 8
Par. 1.4 - Metodi per la determinazione del Metabolismo Energetico (*Metabolic rate*). 12
Par. 1.5 - Il Metabolismo Energetico umano e il consumo di ossigeno correlato 15
Cap. 2 - PROGETTAZIONE DEL DISPOSITIVO DI MISURA MULTIPARAMETRICA DELL'ARIA ESPIRATA (MEAD) 20
Par. 2.1 – Procedura di calcolo del Metabolismo Energetico 20
Par. 2.2 – Il sistema di acquisizione ed elaborazione dati: progettazione di base 24
Par. 2.3 – Progettazione hardware del MEAD 25
2.3.1 - Sensori e caratteristiche tecniche 25
2.3.2 – Modulo IoT e collegamenti elettronici 36
2.3.3 – Assemblaggio del dispositivo 39
Par. 2.4 – Progettazione software: il Misuratore del Metabolismo Energetico (MetRaM) 44
2.4.1 - Acquisizione e post elaborazione 45
Par. 2.5 – Calibrazione sensori 50
2.5.1 - Taratura del sensore anemometrico a ventolina 51
Par. 2.6 – Stima dell'incertezza di misura sul Metabolismo Energetico 57
Par. 2.7 – Costi totali sostenuti 59
Cap. 3 - VERIFICA SPERIMENTALE DEL DISPOSITIVO 61
Par. 3.1 - Protocollo sperimentale 61
Par. 3.2 – Procedura di campionamento 61
Par. 3.4 – Analisi dei dati anamnestici del campione 65
Par. 3.5 – Analisi dei dati di Metabolismo energetico campionati 66
CONCLUSIONI 75
BIBLIOGRAFIA e SITOGRAFIA 76
RINGRAZIAMENTI 78

INTRODUZIONE

In un contesto climatico sempre più alla deriva a causa dei cambiamenti climatici causati dalla mano dell'uomo, le problematiche legate alla sopravvivenza della specie umana stanno portando ad una sempre maggiore consapevolezza della necessità di creare ambienti di vita e di lavoro progettati e realizzati nel rispetto di un comfort termico sempre più necessario e compatibile con la vita.

Il presente lavoro si inquadra all'interno del contesto della Bioclimatica e della Prevenzione nei luoghi di lavoro con un *focus* principale nella valutazione delle problematiche correlate al benessere e allo stress microclimatico *indoor*.

Nell'ambito di tale obiettivo, bisogna considerare che la capacità valutativa del benessere microclimatico degli ambienti chiusi, non è solo correlata allora semplice misura di parametri oggettivi come temperatura, umidità e ventilazione ma anche alla necessaria stima di ulteriori due parametri. Uno di questi riguarda l'isolamento termico del vestiario mentre l'altro riguarda il Metabolismo Energetico umano ovvero la stima/misura della potenza, (meccanica e termica) per unità di superficie corporea, che un individuo consuma per effettuare una data attività.

La stima/misura precisa del Metabolismo Energetico risulta essere un'operazione fortemente complicata poiché dipende da parametri particolari e soggettivi quali: sesso, peso corporeo, altezza, stato di salute, assunzione di medicinali, assunzione di alcool, abitudine a fumo, ecc.

Tutte queste variabili fanno sì che la stima/misura del Metabolismo Energetico non possa essere fatta utilizzando valori generici ma mediante metodi standardizzati che misurino le variabili suddette in maniera riproducibile proprio durante una attività da studiare: pena l'ottenimenti di valori di Metabolismo Energetico umano affette da un'incertezza così elevata da rendere alla fine l'intera valutazione microclimatica non fruibile sia a livello prevenzionistico che legale.

La normativa tecnica di riferimento mette però a disposizione alcune metodiche che vanno da quelle molto semplici da utilizzare, ma affette da un alto contenuto di incertezza, fino a quelle che richiedono misure molto accurare ma che restituiscono un valore molto accurato del Metabolismo Energetico ed una incertezza di misura sensibilmente più bassa.

Tra le metodiche più accurate, ma di elevata complessità visto il numero di parametri da valutare, si riscontra la tecnica della misura del consumo di ossigeno ovvero della quantità di ossigeno che un individuo consuma durante l'effettuazione di una data attività; metodica attualmente utilizzata da enti di ricerca in campo medico e sportivo.

Tuttavia, l'attuale sviluppo di tecniche di miniaturizzazione elettronica rende accessibile l'autocostruzione, di un dispositivo a tale scopo predisposto, anche a persone con una minima preparazione e manualità in campo elettronico ed informatico.

Il presente lavoro si pone quindi l'obiettivo di sviluppare e testare un dispositivo per la misura della quantità di ossigeno consumato dall'organismo umano durante una qualsiasi attività per quindi determinare il soggettivo Metabolismo Energetico (anche detto “Tasso Metabolico”) utilizzabile poi negli algoritmi di valutazione del benessere e dello stress microclimatico.

Il dispositivo sarà sviluppato in modo da essere compatto, con ingombro minimo, facilmente indossabile ed economicamente sostenibile con a supporto dei software *open source* appositamente riprogettati in modo da integrare in un unico elemento la misura, l’acquisizione e l’invio di dati wireless ad un pc collegato.

Sarà sviluppato quindi un protocollo di misura facendo indossare il dispositivo a soggetti aventi caratteristiche fisiche diverse e in almeno due semplici contesti di attività differenti: attività di riposo (da cui si otterrà il c. d. “metabolismo basale”) e attività d’ufficio.

I risultati saranno messi a confronto ai dati riscontrabili nelle norme tecniche di riferimento e nella letteratura scientifica in campo bio-medico in modo da verificare se la tecnologia *open source* scelta, unita ad una elettronica *ad hoc*, possa raggiungere gli standard di qualità e incertezza di misura che attualmente sono riscontrabili solo nei prodotti commerciali ad altissimo valore economico.

Cap. 1 - IL METABOLISMO ENERGETICO UMANO

Par. 1.1 Climate Change e Ondate di Calore

Ormai è difficile negarlo.

L'ultimo Report (2021) dell'Intergovernmental Panel on Climate Change (IPCC) [1] parla chiaro: il cambiamento climatico sta determinando un aumento medio delle temperature correlato con l'aumento delle emissioni di gas serra (GHG) a causa delle attività umane e gli scenari previsti non fanno ben sperare (Figura 1).

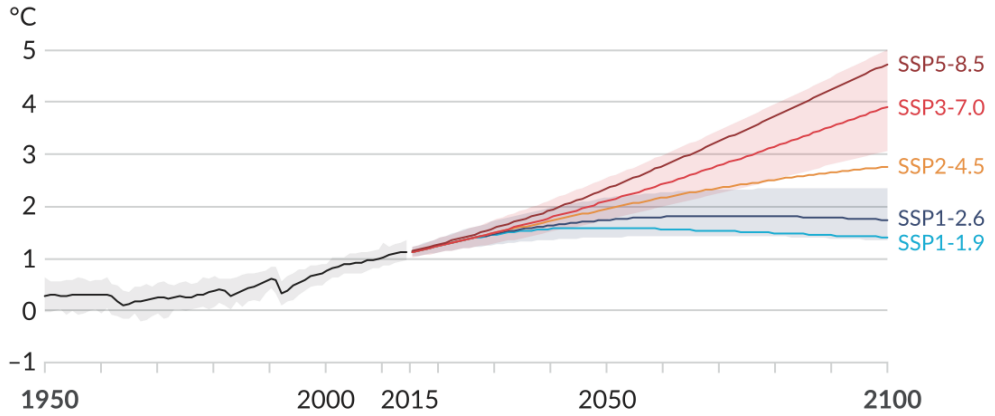


Figura 1.1: Andamento della temperatura media della Terra misurata (in grigio) e proiezioni dal 2015 al 2100 nei diversi scenari (SSPX) proposto da IPCC [1].

Con proiezioni che arrivano a stimare da +1.5 °C in più sulla superficie terrestre al 2040 a +4.8 °C nel 2100 (nello scenario peggiore previsto SSP5-8.5), anche intervenendo da subito con interventi di mitigazione e prevenzione, risulta sempre più necessario procedere a valutare gli effetti di un tale cambiamento sia sull'ambiente che sulla salute umana.

Il fenomeno meteo-climatico che maggiormente preoccupa, anche i più scettici, è quello delle ondate di calore ovvero un fenomeno meteorologico definito dall'Organizzazione Meteorologica Mondiale come "Calore locale cumulativo in eccesso su una sequenza di giorni e notti insolitamente caldi" [2]. La definizione formalmente accettata dalla comunità scientifica meteorologica prende in considerazione le condizioni climatiche esistenti in ciascun luogo del globo ponendo delle differenze; per tale motivo, una ondata di calore ha valori di temperatura, umidità e perdurare diverso tra le varie aree del mondo [3].

A giugno 2026 si registra l'ondata di calore più lunga degli ultimi quarant'anni che ha fatto aumentare la temperatura media superficiale del Mediterraneo di 4 °C [4]. Questo ha comportato un aumento significativo della temperatura sulla terraferma con il conseguente aumento della mortalità

per gli effetti del calore che potrebbero superare i 70.000 decessi in Europa avvenuti nella straordinaria ondata di calore del 2003 [5].

Par. 1.2 - La vita *indoor*

Tra le principali indicazioni che L'OMS ed il Ministero della Salute ci ripetono da anni è la necessità di ripararsi al chiuso e in condizioni microclimatiche ottimali durante le ondate di calore ([6, 7]) con particolare riguardo alle persone anziane e quelle con specifiche vulnerabilità nei riguardi di questo evento meteorologico avverso.

Tale indicazione, sebbene di fondamentale importanza, risulta carente sul piano pratico non potendo specificare quali siano le condizioni interne "ottimali" poiché va da sé che esse possono essere sensibilmente diverse da individuo a individuo; e questa peculiarità è tanto più vera quanto più si considera il tempo che già effettivamente le persone passano in luoghi chiusi (compreso i viaggi in mezzi di trasporto): parliamo di oltre il 96% (ultima stima ISTAT del 2013 [8]) la cui stratificazione per "luogo" è mostrato in Figura 2.

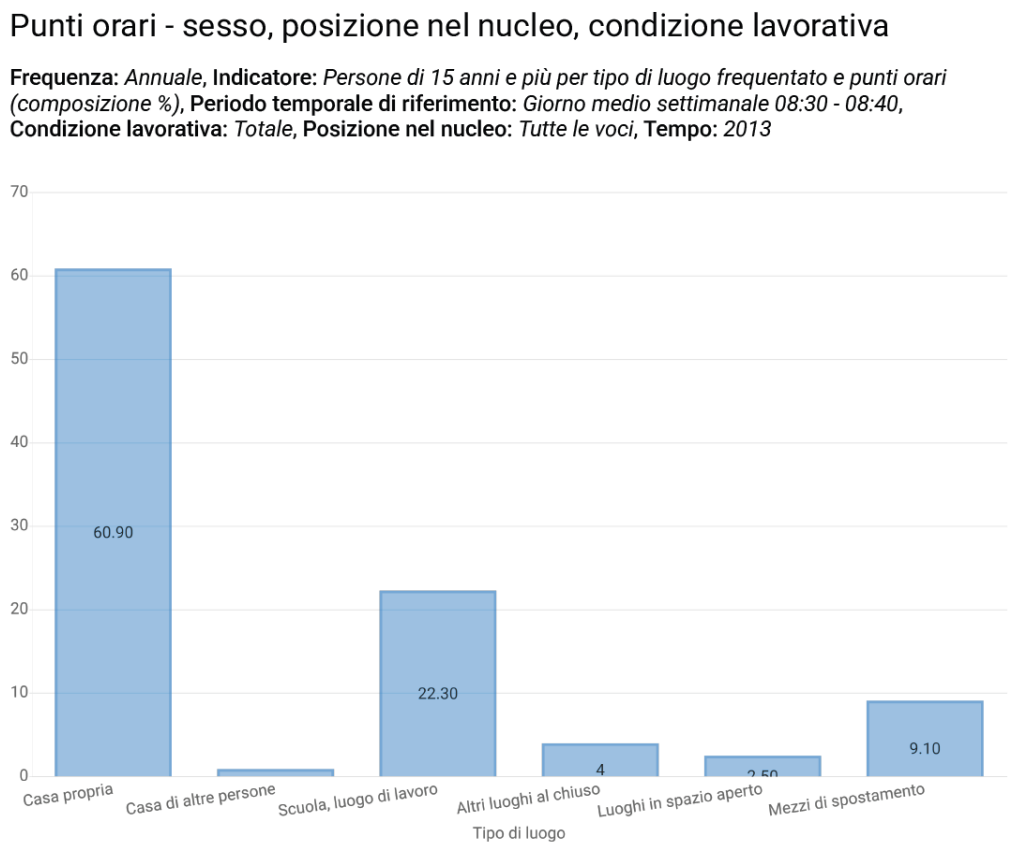


Figura 1.2: Percentuale di tempo passato da un uomo medio (età > 15 aa) in un giorno medio della settimana nel luogo frequentato (fonte: ISTAT).

Un'altra problematica legata alle ondate di calore è il sempre più massiccio ricorso ai condizionatori d'aria che, seppur ormai divenuti necessari nella dotazione di ogni abitazione o luogo di lavoro *indoor*, comporta un maggior carico sulla rete di distribuzione elettrica proprio nei periodi di ondate di calore con conseguente rischio di blackout [9]. Un siffatto rischio è verosimilmente determinato anche dalla scorretta gestione degli impianti di condizionamento, i quali vengono impostati su valori di temperature troppo bassi che non tengono conto della capacità di adattamento dell'organismo umano a valori invece più elevati da cui si potrebbe ottenere più risparmio energetico e minor carico sulla rete elettrica. A questo si aggiunge anche il mancato utilizzo della funzionalità di deumidificazione che potrebbe rendere maggiormente sopportabili anche temperature più elevate [10].

Par. 1.3 - Il benessere microclimatico *indoor*

Queste doverose premesse consentono di introdurre la necessità di conoscere il benessere (o lo stress) microclimatico *indoor* a cui ogni individuo è soggetto nell'espletamento delle proprie attività quotidiane: da quelle più sedentarie a quelle più faticose soprattutto nell'ottica dell'ingegneria/architettura Bioclimatica e della Salute nei Luoghi di vita e di Lavoro, qualsiasi siano le condizioni climatiche esterne (comprese quelle con ondate di calore).

Da un punto di vista strettamente legale in Italia, tuttavia, la valutazione del benessere microclimatico passa innanzitutto dagli obblighi di legge. Nel caso della normativa sugli insediamenti abitativi, ci si riferisce ai regolamenti edilizi comunali mentre nei luoghi di lavoro è di riferimento quanto prescritto dal D.Lgs. 81/08 all'Allegato IV p.to 1.9 ed al Capo I del Titolo VIII [11]. In tutti i dettati normativi suddetti, non si esprime in maniera specifica quali debbano essere i valori di temperatura, umidità e ventilazione adatti al benessere microclimatico ma ci si limita a prescrivere indicazioni generiche a chi amministra gli ambienti di vita o di lavoro. Infatti, il già citato D.Lgs., 81/08 che disciplina la sicurezza e la salute nei luoghi di lavoro, riporta: "*La temperatura nei locali di lavoro deve essere adeguata all'organismo umano durante il tempo di lavoro, tenuto conto dei metodi di lavoro applicati e degli sforzi fisici imposti ai lavoratori*".

La frase "adeguata all'organismo umano" richiede uno sforzo cognitivo, un doveroso approfondimento *in primis* nella normativa tecnica poiché quest'ultima è attualmente l'unico punto di riferimento che non dia adito al tecnico valutatore di scadere in una mera scelta soggettiva sul

significato della frase.

Anche la frase "*tenuto conto dei metodi di lavoro applicati e degli sforzi fisici imposti ai lavoratori"* esprime un concetto cruciale ma la legge non riporta il "come" se ne debba tener conto.

Anche in questo caso ci vengono in aiuto le norme tecniche.

Nel panorama delle norme tecniche italiane in tema di valutazione del microclima *indoor*, sono di riferimento le tre principali:

- La UNI EN ISO 7730:2026 [13] per gli ambienti termici "moderati";
- La UNI EN ISO 7933:2023 [14] per gli ambienti "caldi";
- La UNI EN ISO 11079:2008 [15] per gli ambienti "freddi".

Mentre la prima norma tecnica è orientata alla valutazione del benessere microclimatico negli ambienti dove non è necessario mantenere regimi di caldo o freddo come, p. es., abitazioni, uffici, ecc., le ultime due norme invece pongono strumenti per la valutazione dello stress termico al quale un individuo è sottoposto quando si trova in ambienti che devono essere necessariamente tenuti a regimi di temperatura non idonei allo stazionamento delle persone per lunghi periodi. Ci si riferisce essenzialmente a luoghi di lavoro quali fonderie, forni di panificazione, celle frigorifere, laboratori di sezionamento carni, ecc.

La necessità di prendere in considerazione normative tecniche diverse per queste condizioni di vita e di lavoro sta nel fatto che i sistemi di autoregolazione termica (omeostasi) del corpo umano rispondono in maniera diversa se ci si trova in condizioni vicine all'omeostasi o in condizioni di stress obbligando, quindi, il valutatore a cambiare algoritmo a seconda dei casi.

Al di là delle differenze nell'algoritmo di calcolo, le tre metodiche richiedono la misura/stima delle medesime variabili, semplificando di molto il lavoro del valutatore.

I parametri oggettivi e misurabili desunti dalle norme tecniche UNI EN ISO 7730:2026 [13] e dalla UNI EN ISO 7726:2026 [16] sono elencati in Tabella 1.1.

Descrizione	Simbolo	Unità di misura
Temperatura dell'aria	t_a	°C
Temperatura media radiante	$\bar{t}_r$	°C
Velocità dell'aria	v_{ar}	m/s
Umidità relativa	R_h	%

Tabella 1.1: Parametri oggettivi e misurabili tratti dalle norme tecniche.

In parametri in Tabella 1.1 sono facilmente misurabili con una tecnologia ormai consolidata che permette di usare sensori dotati di elevata robustezza, affidabilità e precisione.

Per la misura della temperatura dell'aria sono disponibili i sensori a termocoppia,

termoresistenze e termistori integrati in circuiti elettronici che permettono accuratezze dell'ordine del decimo di grado ed anche del centesimo di grado per le termoresistenze.

Lo stesso dicasi per la misura della temperatura media radiante definita come la “Temperatura uniforme di una cavità nera fittizia nella quale un soggetto scambierebbe la stessa quantità di energia termica radiante che scambia nell'ambiente reale non uniforme” UNI EN ISO 13731:2004 [27]. Il sensore di detta temperatura sfrutta una configurazione isotropica sferica in metallo conduttivo (anche detto Pallone di Vernon o Globotermometro) in cui al centro viene posizionato un sensore di temperatura in modo da intercettare la radiazione elettromagnetica infrarossa proveniente da qualsiasi direzione. Anche in questo caso è possibile avere precisioni dell'ordine del centesimo di grado.

Per quanto riguarda la misura della velocità dell'aria, si sfrutta la variazione di resistenza che un sottilissimo filo di platino oppone alla corrente elettrica al variare della velocità dell'aria che incide sul filo stesso. Detto sensore viene comunemente denominato “anemometro a filo caldo” proprio per indicare il fatto che il passaggio di corrente nel filo di platino produce un minimo riscaldamento dello stesso e diverse velocità dell'aria ne determinano un raffreddamento.

Nei riguardi dell'umidità relativa, la UNI EN ISO 7726:2026 [16] prevede n.4 metodiche tra cui, le più usate, sono: l’Igrometro a capacitanza e lo Psicrometro. Per queste metodiche l’attuale tecnologia permette lo sfruttamento di sensori aventi incertezze dell'1%.

Nei riguardi della tecnica di acquisizione di detti parametri, attualmente si sfruttano le potenzialità dei DataLogger ai quali si collegano tutti i sensori e in “*Real-Time*” acquisiscono i segnali e i valori per ciascun sensore memorizzandoli nella propria memoria interna, pronta per una post elaborazione a seguito delle misurazioni.

Un altro parametro peculiare per la misura del benessere o dello stress microclimatico è l’isolamento del vestiario il cui valore, sebbene fortemente complicato nella misura diretta, è stato codificato nei minimi dettagli e standardizzato nella norma tecnica di riferimento ovvero la UNI EN ISO 9920:2009 [17].

Il parametro può presentare due differenti unità di misura così come mostrato Tabella 1.2. per una maggior comodità in talune condizioni di calcolo.

Descrizione	Simbolo	Unità di misura
Isolamento termico dell’abbigliamento	I_{cl}	$m^2 \cdot K/W$
		clo

Tabella 1.2: Parametro di isolamento del vestiario tratto dalla UNI EN ISO 9920:2009 [17] con le unità di misura.

La corposa norma tecnica riporta in dettaglio l'isolamento termico di ogni capo di abbigliamento tra quelli più comuni, compreso l'intimo, e riporta differenze anche in base alle percentuali di tessuti costituenti. Il valutatore non deve fare altro che sommare l'isolamento termico di tutti i capi di abbigliamento, compresi i dispositivi di protezione individuale, che l'individuo di riferimento indossa nel determinato ambiente di cui si deve valutare la compatibilità termica.

La scelta del valore di questo parametro non dà adito a fraintendimenti o a scelte soggettive in quanto deve rappresentare ciò che effettivamente individuo indossa indipendentemente dall'ambiente e dall'attività che l'individuo svolge. Per questo motivo, anche questo parametro può essere considerato come "oggettivo", alla stregua di quelli proposti in paragrafo precedente.

Il parametro "Metabolismo Energetico" (in avanti MET) viene stimato e misurato attraverso metodiche standard previste nella norma tecnica UNI EN ISO 8996:2022 [18] e rappresenta la componente energetica che un individuo consuma/emette nella situazione di una qualsivoglia attività, compreso il riposo. In quest'ultimo caso il MET è correlato al "metabolismo basale" di un individuo.

Anche per questo parametro sono definibili una simbologia e due unità di misura equivalenti fra loro (v. Tabella 1.3) di cui una è stata derivata dalla prima per facilitare l'espressione nei calcoli.

Descrizione	Simbolo	Unità di misura
Metabolismo Energetico (c.d. *Metabolic Rate*)	*M*	W/m^2
		met

Tabella 1.3: Parametro del Metabolismo energetico tratto dalla UNI EN ISO 8996:2022 [18] con le unità di misura.

Seppur oggettivamente definibile come gli altri parametri, il MET però presenta notevoli difficoltà nella definizione del suo valore in quanto dipende in maniera sensibile dalle condizioni fisiche dell'individuo. In altri termini, se due individui svolgono la stessa attività, avranno necessariamente un valore di *M* differente essendo ogni persona caratterizzata dalla propria specificità fisica.

Par. 1.4 - Metodi per la determinazione del Metabolismo Energetico (*Metabolic rate*).

La norma tecnica propone in tutto n.7 metodi per la stima/misura di *M* riassumibili nella seguente Tabella 1.4.

Livello	Metodica	Incertezza
1 Screening	Classificazione in base all'attività (Metodo tabellare)	Rischio di errore molto grande
2 Osservazione	Studio del tempo e dei movimenti	±20%
3 Analisi	3A: Misurazione della frequenza cardiaca in condizioni definite	±10 to 15%
	3B: Accelerometria	Rischio di errore molto grande
4 Per esperti	4A: Misurazione del consumo di ossigeno	±5%
	4B: Metodo dell'acqua a doppia marcatura	
	4C: Calorimetria diretta	

Tabella 1.4: Livelli, metodiche ed incertezze tratte, e liberamente tradotte, dalla Tabella 1 della UNI EN ISO 8996:2022 [18].

Come è possibile osservare, la tabella 1.4 è stata impostata in maniera tale che i primi livelli sono quelli più semplici da applicare ma che presentano incertezze di misura molto più elevate mentre gli ultimi livelli presentano incertezze inferiori ma maggiori difficoltà applicative. Questo perché i primi due livelli non tengono conto delle caratteristiche soggettive dell'individuo come, per esempio, lo stato di salute, le caratteristiche fisiche, il genere, ecc. ma si riferiscono a un individuo generico senza contare per esso le suddette caratteristiche.

Al contrario, la definizione negli ultimi due metodi tiene conto maggiormente delle caratteristiche soggettive dell'individuo da valutare e questo quindi, se da un lato permette di ridurre drasticamente l'incertezza, dall'altro lato aumenta le difficoltà valutative.

Per esempio: Il metodo 3A sulla misura della frequenza cardiaca (FC) pone le basi sulla accertata relazione lineare tra il metabolismo energetico e la frequenza cardiaca ma, sebbene sia facile misurare quest'ultima, è in realtà molto complesso tener conto che anche altri fattori modificano la FC.

I fattori come il lavoro muscolare statico, lo stress da calore, il carico mentale, i ritmi circadiani, la disidratazione e altri effetti respiratori, possono incidere sulla frequenza cardiaca in sovrapposizione al fattore dovuto al carico muscolare ovvero al metabolismo energetico.

Per questo motivo, utilizzare la frequenza cardiaca per misurare il metabolismo energetico risulta essere un metodo molto complesso con non pochi ostacoli che ne potrebbero ridurre ulteriormente la precisione.

Riguardo il metodo accelerometrico (Metodo 3B), la norma eguaglia l'incertezza ai metodi di primo livello per cui non verrà trattato in questo studio a causa dell'elevato grado di incertezza.

I metodi del Livello 4 invece rappresentano quelli con il minor grado di incertezza anche se necessitano di apparecchiature e personale altamente qualificato per essere applicati.

In particolare, il Metodo 4B (Metodo dell'acqua a doppia marcatura) richiede la necessità che il soggetto da valutare beva una precisa quantità di acqua contenente gli isotopi radioattivi deuterio e ^{18}O e sia sottoposto successivamente a una serie di analisi dell'urina attraverso la quale si misurano i tassi di evanescenza del deuterio e del ^{18}O.

Attraverso poi ulteriori analisi, Dovrebbe essere possibile risalire al valore di metabolismo energetico ma, nella parte finale della spiegazione del metodo, la stessa norma tecnica porre l'attenzione il fatto che il metodo è troppo complesso e potrebbe facilmente indurre in errore il valutatore.

Il Metodo 4C (Metodo della Calorimetria diretta) è spiegato solo in linea di principio e consiste nella misura calorimetrica diretta ovvero nella misura del tasso al quale il calore è emesso dal corpo all'ambiente. Per effettuare questo tipo di misurazione, che è una misurazione a corpo intero, l'individuo da valutare deve essere posto in uno specifico ambiente e dotato di una tuta speciale con vari sensori sulla tuta e l'ambiente.

Anche questa metodica, perché comunque possibile teoricamente, nella pratica risulta molto complicata e non applicabile in tutti i contesti dato che il metabolismo energetico è anche influenzato dall'ambiente in cui l'individuo da valutare svolge la propria attività.

Invece il Metodo 4A (Metodo della Misura del consumo di ossigeno) risulta essere di particolare interesse poiché appare maggiormente fattibile anche se elencato tra i metodi per esperti.

Il metodo presenta una durata di misura di 10 minuti di cui i primi 5 utilizzati per raggiungere lo stato stazionario (*steady state*), in cui il soggetto da testare si è acclimatato ed i parametri da misurare raggiungono dei valori pressoché costanti, e i successivi 5 minuti per effettuare la misura vera e propria.

Si elencano brevemente i parametri richiesti dalla norma tecnica UNI EN ISO 8996:2022 rimandando al capitolo 2 la rigorosa trattazione matematica:

- La temperatura dell'aria espirata espressa in °C;

- La pressione barometrica atmosferica espressa in kPa;
- La frazione le ossigeno presente nell'aria espirata;
- La frazione di anidride carbonica presente nell'aria espirata;
- Il volume totale di aria espirata, nei 5 minuti di misurazione, espresso in litri o la portata media di aria espirata nei 5 minuti di misurazione espresso in l/min;

Il Metodo 4A è attualmente impiegato in campo medico e sportivo.



Figura 1.3. Esempio di Metabolimetro commerciale utilizzato in campo medico per la misura del metabolismo basale

In campo medico (Fig. 1.3) è normalmente utilizzato per la misura del metabolismo basale ("Potenza metabolica di un organismo a riposo, disteso, a digiuno ed in condizione di neutralità termica" [27]): si pone il soggetto in una condizione di riposo e rilassatezza, disteso su un lettino medico e gli si pone sul viso una struttura trasparente a campana collegata con un'apparecchiatura fissa (chiamata "Metabolimetro") per la misura dei parametri riportati nel paragrafo precedente. In questo caso quindi si ha una misura statica del solo metabolismo basale e non è un metodo utilizzabile in un contesto in cui l'individuo non è allungato sul lettino ma, per esempio, è seduto ad una scrivania oppure svolge un lavoro manuale e deve potersi muovere con le proprie gambe.



Figura 1.4. Esempio di Metabolimetro commerciale utilizzato in campo sportivo (detto anche "ergometro) per la misura del metabolismo energetico in allenamento o prove da sforzo.

In campo sportivo invece (Fig. 1.4) si utilizzano sistemi indossabili ma collegati ad apparecchiature fisse in cui l'individuo da misurare viene fatto camminare o correre su un *tapis roulant* oppure pedalare su una *cyclette* (in quest'ultimo caso l'apparecchiatura viene anche chiamata "Cicloergometro"). Queste apparecchiature servono fondamentalmente a valutare in quali condizioni l'atleta cominci a presentare un deficit di ossigeno e una produzione di acido lattico ovvero quindi viene usato per lo studio delle caratteristiche limite dell'attività nelle diverse fasi dell'allenamento.

Par. 1.5 - Il Metabolismo Energetico umano e il consumo di ossigeno correlato

Dallo studio della fisiologia umana, è ormai chiaro che tutti i processi biochimici che avvengono all'interno del corpo umano hanno bisogno di energia immagazzinata sotto forma di energia chimica.

In tale contesto fisiologico, l'uomo si è evoluto in maniera tale che comunque tutti i processi biofisici avvengono alla medesima temperatura (la cosiddetta "Omeotermia") ovvero la ormai conosciuta temperatura di 37 °C nel *core* del nostro corpo [20].

Tuttavia, l'uomo è anche in continuo contatto con l'aria dell'atmosfera che lo circonda ed in cui vive e respira compiendo con essa continui adattamenti e interscambi con l'ambiente dove sono possibili anche repentini mutamenti dei fattori meteoclimatici e dove lui stesso può effettuare una quantità pressoché infinita di tipologie di attività.

Questo presupposto fa sì che il corpo umano lavori in continuo scambio con l'ambiente e questo scambio vieni appunto denominato "bilancio termico".

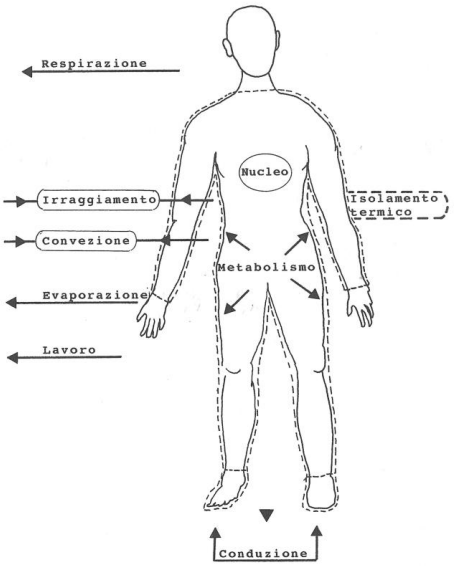


Figura 1.5: Interazione energetica tra uomo e ambiente tratto da: B. Marchesini, Igiene Industriale, Maggioli, II Ed. 1999

In definitiva quando si parla di omeotermia ci si riferisce al bilancio termico che ormai è notoriamente schematizzato nella seguente equazione:

$$B = M \pm C \pm K \pm R - E \quad (1.1)$$

Dove *B* è il bilancio termico, *M* esprime il calore di produzione metabolica o metabolismo energetico (cioè sempre e soltanto positivo in quanto sempre superiore alla quota necessaria per la vita di relazione), *K* è il calore di conduzione ovvero il trasferimento di calore per contatto diretto tra corpo umano ed oggetti come il terreno, *C* è il calore trasferito per convenzione ovvero lo scambio termico con l'aria circostante ed *R* rappresenta il calore di irraggiamento. Detti parametri (che possono essere alternativamente positivi o negativi a seconda se gli scambi termici sono diretti dell'ambiente dell'uomo o viceversa, in rapporto cioè alle varie condizioni ambientali ed all'entità del lavoro svolto dall'individuo). Infine, *E* indica il calore disperso attraverso l'evaporazione (che è sempre negativo in quanto espressione di solo calore disperso) [19].

La sorgente di calore è rappresentata dagli alimenti che subiscono nell'organismo i processi metabolici [19].

Questi processi sono costituiti fondamentalmente da reazioni ossidative, di deidrogenazione, idrolitica e decarbossilative le quali provocano la degradazione delle sostanze alimentari fino a forme elementari come H_2O e CO_2 [19].

Il cibo ingerito quindi è soggetto a combustione insieme all'ossigeno assorbito attraverso la respirazione ed è questa combustione interna che sviluppa la quantità sufficiente di energia che a sua volta viene trasformata in calore e lavoro.

La quantità di calore prodotto da un individuo completo riposo è di circa 1.2 kcal/minuto (Metabolismo basale) che corrispondente cioè al consumo energetico di base per la normale attività degli organi viscerali (60%) e dei muscoli (20%) [19].

Considerando il fattore di conversione 1 kcal/min = 69,78 watt, si ottiene che la quantità di calore prodotto mediamente come metabolismo di base da un individuo completo è di circa M = 84 W.

Dalla revisione della letteratura e dalle norme tecniche più recenti, si riportano i dati di metabolismo basale scientificamente accettati:

Valore	Fonte	Note
84 W	[19]	
100-125 W	[18]	Idem. Valore riferito ad un soggetto a riposo seduto.
58 W/m^2	[13]	Idem.
65 W/m^2	[15]	Idem.
115 W	[30]	Idem.

Tabella 1.5: Valori medi di metabolismo basale riscontrati in letteratura e norme tecniche.

È doveroso evidenziare, però, che valori in Tabella 1.5 sono generici e mediati su campioni di persone di cui non si specifica età, genere, condizione fisica, malattie metaboliche ed endocrine, abitudine al fumo. Non viene specificato inoltre quali siano le condizioni ambientali (neutro, freddo o caldo) di determinazione del valore.

All'aumentare dell'attività muscolare, il metabolismo energetico sale fino ad arrivare a 1395,6 W [19] nel caso di un lavoro pesante o di un elevato sforzo fisico.

Gli scambi di calore con l'ambiente avvengono per lo più attraverso: la superficie cutanea (che si comporta come un "radiatore ad effetto variabile" mediante la sudorazione, la vasocostrizione, la vasodilatazione e la piloerezione), l'attività respiratoria (l'ara espirata possiede un contenuto energetico termico riferibile alla temperatura al core) e l'emissione di liquidi per via urinaria.

I suddetti processi contribuiscono a mantenere l'Omeostasi grazie ad una complessa e fitta rete di sensori biologici sparsi per il nostro corpo che "sentono" anche la più piccola variazione di temperatura e che finiscono nel comunicare la necessità di intervento ai centri termoregolatori ormonali [19, 20].

Il rapporto esistente tra metabolismo energetico e consumo di ossigeno è ormai studiato da più di cinquant'anni nelle più disparate casistiche e la metodica di misura, ormai pacificamente accettata dal tutto il mondo scientifico, è riportata nella UNI EN ISO 8996:2022 [18] della quale si farà una disamina più approfondita nel prossimo capitolo.

Ma cosa succede al consumo di ossigeno durante e dopo uno sforzo eccessivo?

Xu et al. [21] e Barstow et al. [22, 23] approfondiscono l'andamento del consumo di ossigeno in casi in cui, durante esercizi pesanti, si riscontra un andamento che passa dal lineare al non lineare con l'aumentare dello sforzo fisico verificando quello che attualmente di chiama "*slow component*"

ovvero una diminuzione del consumo di ossigeno (da qui l'andamento non più lineare ma asintotico) ed un aumento di produzione di lattato (acido lattico).

È possibile osservare che il consumo di ossigeno non scende immediatamente a valori basali una volta ultimato l'esercizio ma si verifica un aumento dell'assorbimento di ossigeno chiamato "consumo eccesso di ossigeno post-esercizio" (EPOC), composto da una componente rapida e una prolungata [24]. Questo effetto può durare diverse ore nei soggetti non allenati ma può essere minimo nei soggetti allenati e se ne deve tener conto nella valutazione dello stress microclimatico in quanto denota che, anche finita l'attività lavorativa in un logo caldo, il soggetto può necessitare di un tempo maggiore per il recupero fisico in ambiente neutro termicamente.

In una recente pubblicazione, Xianze et al. [31] hanno verificato l'esistenza di correlazioni tra il Metabolismo energetico (MET) ed altre variabili come la temperatura, l'umidità relativa, la pressione barometrica, l'isolamento termico del vestiario e la velocità di camminata mostrando, in un campione di soli uomini ed utilizzando un dispositivo indossabile commerciale per la misurazione del MET secondo lo standard ISO 8996:2021 metodo 4A, che le suddette variabili possono influire nella misura del MET proponendo anche una equazione predittiva.

Questa conclusione era prevedibile dal fatto che, comunque, il corpo umano adotta sempre strategie omeostatiche; tant'è vero che negli algoritmi per la valutazione del benessere microclimatico o dello stress termico le suddette variabili sono già contemplate. Verosimilmente sarebbe un errore usarle due volte nello stesso algoritmo per modulare, tra l'altro, la variabile MET che dovrebbe essere considerata indipendente (n.d.r.).

Le difficoltà nell'applicazione delle precise metodiche di Livello 4 per la misura del MET hanno spinto altri autori a cercare soluzioni meno invasive e più miniaturizzate. Pei et al. [32] hanno sviluppato e testato un interessante dispositivo indossabile agganciato al polso del soggetto per la misura in contemporanea della perdita di calore cutanea per conduzione ed evaporazione, della resistenza della pelle, delle pulsazioni cardiache e della percentuale di muscoli nel corpo. Questo studio, benché condotto su un numero esiguo di soggetti, ha utilizzato un dispositivo commerciale per la misura del MET (mediante il consumo di ossigeno) come comparazione con le risultanze del dispositivo proposto ottenendo buoni risultati.

Tuttavia, questo come altre proposte del genere, denotano una necessità di trovare sistemi di misura del MET il più possibile semplici, poco onerosi e meno invasivi poiché questo parametro risulta cruciale nelle valutazioni microclimatiche in tutte le tipologie di ambienti e non solo in quelli ricreati al solo scopo valutativo.

Proprio questa necessità “investigativa” pone le basi e motiva l’ipotesi di ricerca oggetto del presente studio.

Cap. 2 - PROGETTAZIONE DEL DISPOSITIVO DI MISURA MULTIPARAMETRICA DELL'ARIA ESPIRATA (MEAD)

Par. 2.1 – Procedura di calcolo del Metabolismo Energetico

La procedura di calcolo del Metabolismo Energetico utilizzata nel presente lavoro è quella prevista dal Metodo A Livello 4 "Expertise" della norma tecnica UNI EN ISO 8996:2022, per esteso indicata come: Valutazione del metabolismo energetico mediante misura del consumo di ossigeno.

È doveroso premettere che la UNI EN ISO 8996:2022 [18] ha come scopo la determinazione del metabolismo energetico nel contesto della medicina del lavoro ma, come specifica la norma, i metodi contenuti possono essere utilizzati per altre applicazioni come, per esempio, uno sport ed una qualsiasi altra attività.

Il Metabolismo energetico viene tradizionalmente valutato attraverso due metodi: il "Metodo Parziale" ed il "Metodo Integrale".

Il Metodo Integrale era utilizzato per i lavori pesanti di breve durata ma, come spiegato nel capitolo precedente riguardo la non linearità del consumo di ossigeno in quelle attività dove lo sforzo fisico comporta una produzione elevata di lattato, questo metodo produce una sovrastima del Metabolismo energetico e per questo motivo è stato deprecato dalla norma tecnica e non sarà trattato nel presente lavoro.

Il Metodo Parziale invece risulta essere utilizzabile per la valutazione del Metabolismo energetico per attività leggere o moderate essendo possibile raggiungere in pochi minuti il cosiddetto "stato stazionario" ovvero un breve periodo di tempo in cui si raggiunge una quantità costante di consumo di ossigeno per l'attività oggetto di misura.

Tutti gli studi sono concordi nell'affermare che lo stato stazionario viene raggiunto tra i 3 ed i 5 minuti dall'inizio dell'attività lavorativa lieve o moderata; per cui la norma prevede un tempo di circa 5 minuti (*preliminary period*) per il raggiungimento dello stato stazionario e, nei successivi 5 minuti, il vero e proprio periodo di misura del consumo di ossigeno (*measurement period*).

L'andamento del consumo di ossigeno in funzione del tempo di misura è rappresentato nella seguente Figura 2.1.

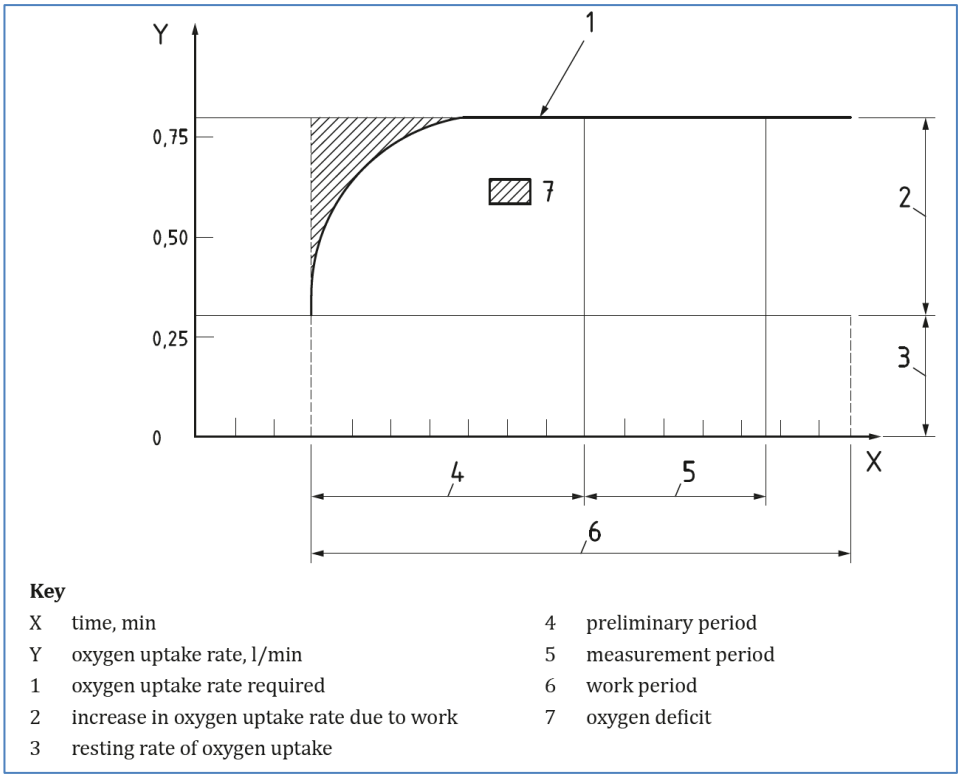


Figura 2.1: Misura del Metabolismo Energetico usando il Metodo Parziale. Figura tratta interamente dalla Figure 1 della [18].

Si parte dalla constatazione che i muscoli possono lavorare solo per brevi periodi di tempo senza continuo apporto di ossigeno (lavoro anaerobico); per attività più lunghe, dove la maggiore risorsa energetica viene dal metabolismo ossidativo, il corpo deve continuamente assumere ossigeno dall'atmosfera attraverso la respirazione poiché solo una piccolissima quantità di ossigeno molecolare viene stoccata all'interno dell'organismo umano [18].

Rispetto a questo, si sfrutta quello che viene definito “Equivalente energetico dell'ossigeno” (*EE*) ovvero l’ “Energia prodotta dal consumo di un litro di ossigeno a 0 °C e 101,3 kPa” espressa in $W \cdot h \cdot l\ O_2^{-1}$ [27].

Allora il Metabolismo energetico (*M*) può essere calcolato mediante le seguenti equazioni:

$$M = EE \cdot \dot{V}_{O_2} \tag{2.1}$$

$$EE = (0{,}23 \cdot RQ + 0{,}77) \cdot 5{,}88 \tag{2.2}$$

$$RQ = \frac{\dot{V}_{CO_2}}{\dot{V}_{O_2}} \tag{2.3}$$

dove:

M è il Metabolismo energetico espresso in W

$\dot{V}_{O_2}$ è il consumo di ossigeno espresso in l $O_2 \cdot h^{-1}$

EE è l'Equivalente energetico dell'ossigeno espresso in $W \cdot h \cdot l\ O_2^{-1}$

RQ è il "Quoziente Respiratorio" definito come il "Rapporto tra la produzione di anidride carbonica e il consumo di ossigeno, misurato dall'analisi dei gas espirati" [27], adimensionale

$\dot{V}_{CO_2}$ è la produzione di diossido di carbonio espressa in l $CO_2 \cdot h^{-1}$

Da una prima analisi delle equazioni suddette, è evidente che le due variabili principali da misurare sono il volume di ossigeno consumato ed il volume di diossido di carbonio prodotto.

Riguardo quest'ultimo, la norma prevede la possibilità di usare un quoziente respiratorio medio *RQ* = 0,85 con cui ricavare un'equivalente energetico medio di *EE* = 5,68 $W \cdot h \cdot l\ O_2^{-1}$ che eviterebbe al valutatore di misurare il volume di diossido di carbonio prodotto.

Tuttavia, nonostante quest'ultimo assunzione porterebbe un errore generalmente non superiore all'1% [18], si è scelto comunque di includere la misura dell'anidride carbonica nel dispositivo oggetto del presente in studio in mondo da minimizzate ulteriormente l'incertezza di misura generale del dato ottenuto.

In totale i parametri da misurare sono:

- riguardo l'aria espirata
    - il volume[1], nel periodo di misura;
    - la frazione di ossigeno;
    - la frazione di diossido di carbonio;
    - la temperatura
- la pressione atmosferica
- il tempo di misura (o di test)

In particolare, la temperatura dell'aria espirata e la pressione atmosferica vengono utilizzati per "normalizzare" il volume espirato in quanto deve essere relazionato alle cosiddette condizioni STPD (*Standard Temperature and Pressure, Dry*, θ = 0 °C e *p* = 101,3 kPa) riferite all'aria secca (*dry*); poiché però l'aria espirata è satura di vapor d'acqua, essa si trova nelle condizioni ATPS (*Atmosferic Temperature and Pressure, Saturated*). Questo comporta che, per ottenere il volume di aria espirata

[1] Sebbene l'algoritmo della UNI EN ISO 8996:2022 preveda la misura diretta del volume di aria espirata, ai fini dello sviluppo del presente dispositivo si procederà con l'utilizzo di un sensore per la misura della velocità dell'aria espirata con il quale ricavare un valore di portata ed infine il valore di volume richiesto mediante un calcolo integrale, come meglio specificato nei paragrafi 2.3.1 e 2.5.3.

riferita alle condizioni STPD, bisogna moltiplicare il volume dell'aria respirata in condizioni ATPS per un "fattore di riduzione" ottenuto mediante la seguente equazione:

$$f = \frac{273 \cdot (p - p_{a,ex})}{(273 - \theta) \cdot 101{,}3} \tag{2.4}$$

dove:

f è il fattore di riduzione STPD

p è la pressione atmosferica in kPa

θ è la temperatura dell'aria espirata in °C

$p_{a,ex}$ è la pressione parziale di vapor d'acqua dell'aria espirata espressa in kPa. Nella norma tecnica è tabellata [18] ma può essere più agevolmente calcolata mediante la seguente equazione proposta da Wexler, 1976 [28] e ripresa nella versione semplificata dall'Organizzazione Mondiale Meteorologica [29]:

$$p_{a,ex} = 6.112 \cdot e^{\frac{17.62 \cdot \theta}{(243.12 + \theta)}} \tag{2.5}$$

Si ottiene quindi:

$$V_{exSTPD} = V_{exATPS} \cdot f \tag{2.6}$$

dove:

V_{exSTPD} è il volume espirato in litri alle condizioni STPD

V_{exATPS} è il volume espirato in litri alle condizioni ATPS

f è il fattore di riduzione STPD già definito sopra

Ottenuto quindi il volume normalizzato di area espirata, è necessario calcolare la portata d'aria medio per poter poi ottenere la quantità di ossigeno consumato e anidride carbonica prodotta per ora di attività.

La portata volumetrica media di aria espirata ($\dot{V}_{ex}$) si ottiene dividendo il volume calcolato precedentemente (V_{exSTPD}) per il tempo (*t*) di test misurato in h (Equazione 2.7).

$$\dot{V}_{ex} = \frac{V_{exSTPD}}{t} \tag{2.7}$$

Si passa quindi al calcolo dell'ossigeno consumato e del diossido di carbonio prodotto tenendo in considerazione che il volume inspirato non è uguale al volume espirato. Questo si traduce in una "contrazione" volumica esplicitato nelle seguenti equazioni:

$$\dot{V}_{O_2} = \dot{V}_{ex} \cdot [0{,}265 \cdot (1 - F_{O_2} - F_{CO_2}) - F_{O_2}] \quad (2.8)$$

$$\dot{V}_{CO_2} = \dot{V}_{ex} \cdot [F_{CO_2} - (1 - F_{O_2} - F_{CO_2}) \cdot 0{,}380 \cdot 10^{-3}] \quad (2.9)$$

dove:

- F_{O2} è la frazione di ossigeno nell'aria espirata;
- F_{CO2} è la frazione di diossido di carbonio nell'aria espirata.

Si procede quindi al calcolo del metabolismo energetico mediante le equazioni 2.1, 2.2 e 2.3.

La norma [18] conclude questa parte consigliando di verificare, durante il test, se l'andamento del consumo di ossigeno diverge dallo stato stazionario mostrando il cosiddetto "*slow component*"; in tal caso l'utilizzo per il metodo la misura del consumo di ossigeno per il calcolo del metabolismo energetico è sconsigliato.

Da quest'ultima assunzione risulta che è importante procedere sempre ad un grafico dell'andamento del consumo di ossigeno durante il test ai fini della bontà dello stesso.

Par. 2.2 – Il sistema di acquisizione ed elaborazione dati: progettazione di base

Al fine di testare l'ipotesi di ricerca mediante l'attuazione del metodo descritto al paragrafo precedente quindi, si è proceduto a realizzare un sistema di acquisizione ed elaborazione dati composto fondamentalmente da due parti: un dispositivo Indossabile (Multiparameter Exhaled Air Device - MEAD) e una parte software deputata all'immagazzinamento, alla post elaborazione e al calcolo.

Il sistema prevede che il MEAD sia collegato via wireless ad un pc portatile o tablet dove è installato il software di elaborazione. Questa configurazione permette quindi l'utilizzo del sistema in tutte le situazioni possibili, dal riposo alle attività che prevedono movimenti con l'individuo a distanza dal valutatore come, per esempio, il camminare o svolgere una qualsiasi attività all'aperto.

Sia nella costruzione del MEAD che nella parte software, sono stati presi in considerazione la tecnica e gli strumenti messe liberamente a disposizione dalla comunità degli amanti della scienza Theremino.com© che si ringrazia per la gentile disponibilità e collaborazione nella realizzazione del sistema.

Par. 2.3 – Progettazione hardware del MEAD

Il MEAD consta di tre parti: una semimaschera facciale a tre valvole (due in ingresso ed una in uscita aria), una scatolina in ABS dove sono collocati un dispositivo IoT (Internet of Things) dotato di connettività wireless dove sono collegati tutti i sensori ed un powerbank USB per l'alimentazione.

2.3.1 - Sensori e caratteristiche tecniche

Sensore ossigeno molecolare

Il sensore scelto per la misura della frazione (concentrazione) di ossigeno molecolare O_2 è il seguente (da Datasheet di fabbrica):

Parametro misurato	Ossigeno
Marca	ASAIR
Modello	AO-03
Principio operativo	Elettrochimico
Segnale in uscita	0.10 ± 0.03 mA in Air
Range di misura	Lineare da 0 a 30% di O_2, non lineare da 30 a 100% di O_2
Tempo di risposta (T_{90})	< 15 s
Range di temperatura operativa	0 ÷ 50%
Range di pressione operativa	Atmosferica ± 20%
Range di umidità operativa	0 ÷ 99% (senza condensa)
Peso	< 16 g
Alimentazione	Non necessita di alimentazione esterna ma di un circuito amplificatore
Accuratezza (Baseline Offset + Orientation)	0.8% Vol. O_2

Tabella 2.1: Caratteristiche del Sensore dell'ossigeno ASAIR modello AO-03.

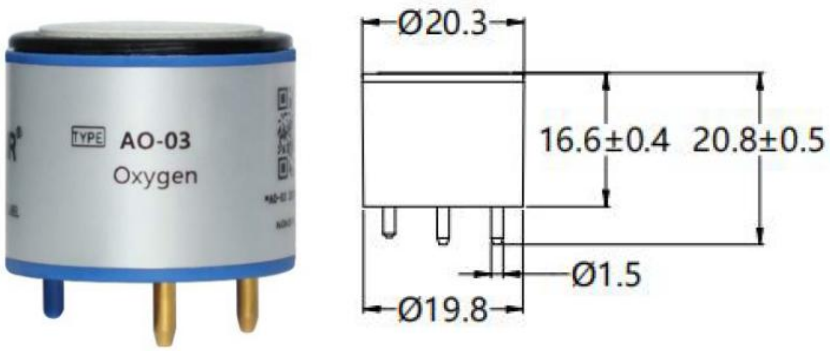


Figura 2.2: Sensore dell'ossigeno ASAIR modello AO-03 e dimensioni in mm.

Da istruzioni operative sul Datasheet, il sensore non necessita di tarature ma di un semplice

circuito elettronico unitamente ad una procedura minima ed una equazione.

Il circuito richiesto dal Datasheet (e realizzato per il presente lavoro) è il seguente:

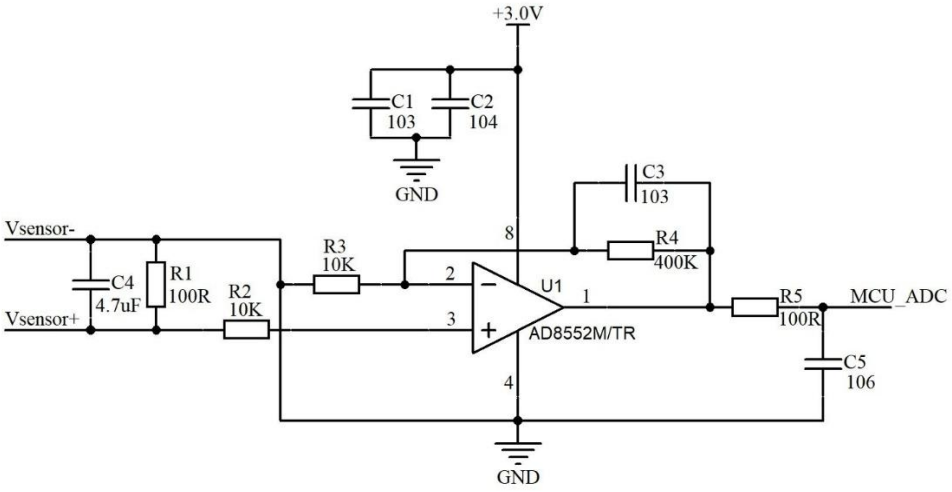


Figura 2.3a: Diagramma del circuito raccomandato per il sensore ASAIR AO-03

L'intero circuito è stato realizzato a mano su piastra millefori ed elementi circuitali in SMD compreso l'amplificatore operazionale AD8552M/TR.

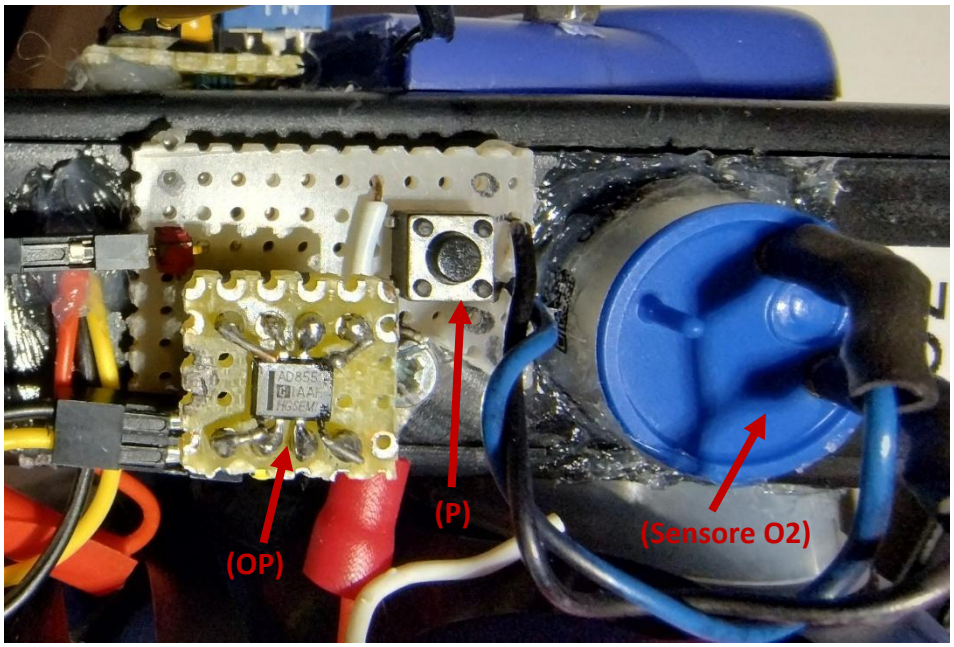


Figura 2.3b: Circuito della Figura 2.3a lato top. Sono individuabili da sinistra: l'amplificatore operazionale AD8552M/T (OP), pulsantino di calibrazione zero (P) e a destra in blu il sensore dell'Ossigeno. Gli elementi circuitali in SMD sono nel lato down non visibili nell'immagine.

È stato aggiunto un pulsantino tra i pin Vsensor- e Vsensor+ per agevolare la seguente procedura di utilizzo:

1) Si cortocircuitano i pin Vsensor- e Vsensor+ (mediante utilizzo del pulsantino), si legge il

valore di tensione sul pin MCU_ADC e lo si memorizza con la variabile A_0;

2) Si piazza il sensore in aria pulita e respirabile di concentrazione di O_2, si legge il valore di tensione sul pin MCU_ADC e lo si memorizza con la variabile A_1;
3) Si piazza il sensore nell'ambiente da testare, si legge il valore di tensione sul pin MCU_ADC e lo si memorizza con la variabile A_x;

Poi si calcola la Frazione di ossigeno (concentrazione) mediante la seguente equazione (2.10) in versione riadattata per il calcolo previsto nella UNI EN ISO 8996:2022:

$$Frazione\ di\ ossigeno = \frac{(A_x - A_0) \cdot 20.9}{(A_1 - A_0)} \tag{2.10}$$

Sensore per il diossido di carbonio CO_2

Il sensore scelto per la misura della frazione di diossido di carbonio nell'aria espirata è il seguente (da Datasheet di fabbrica):

Parametro misurato	Diossido di carbonio
Marca	Winsen
Modello	MH-410D
Principio operativo	NDIR Infrared
Segnale in uscita	0.4~2V ADC o UART
Range di misura	Lineare da 0 a 5%VOL di CO_2
Tempo di risposta (T_{90})	< 30 s
Range di temperatura operativa	-20°C ~60°C
Range di pressione operativa	Atmosferico
Range di umidità operativa	0 ~ 95 % (senza condensa)
Peso	35 g
Alimentazione	3.6 ~ 5V DC; <85 mA
Tempo di riscaldamento	3 min
Accuratezza	± (50ppm + 5% of Read Value)

Tabella 2.2: Caratteristiche del Sensore Winsen MH-410D.

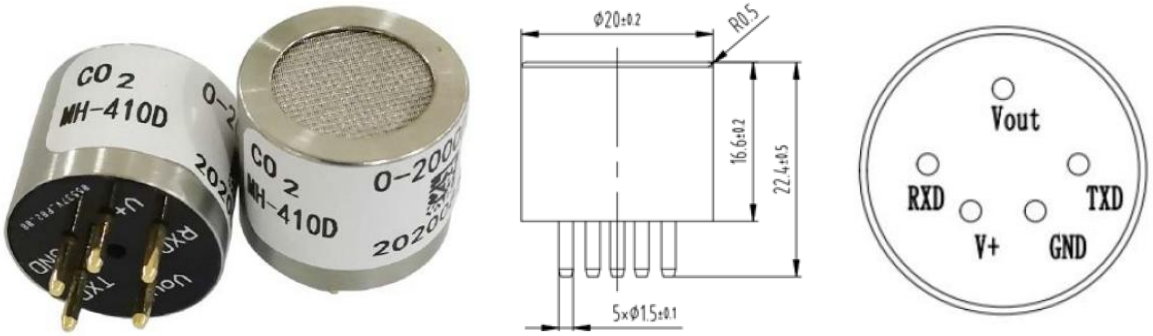


Figura 2.4: Sensore dell'ossigeno Winsen MH-410D, dimensioni in mm e disposizione dei pin.

In sensore è configurato per avere una uscita analogica ed una digitale (UART) ma ai fini del presente studio, sarà utilizzata unicamente l'uscita analogica di segnale; benché più rumorosa di quella digitale, l'uscita analogica risulta essere meglio compatibile con il collegamento al dispositivo IoT di acquisizione per cui sarà preferita all'uscita digitale.

L'uscita di tensione analogica risulta essere proporzionale dalla concentrazione di CO2 al quale il sensore è esposto, come mostrato in Figura 2.5 estratta dal Datasheet:

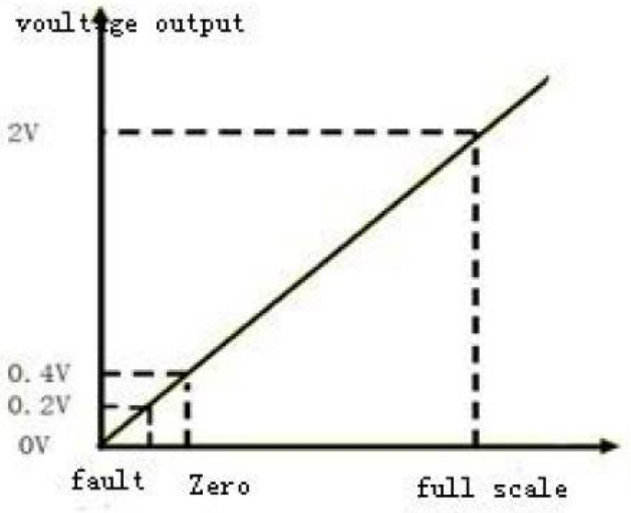


Figura 2.5: Caratteristica lineare del sensore Winsen MH-410D

Se ne deduce che, misurando la tensione sui pin GND e V_{out} (ΔV), si ottiene la Frazione di diossido di carbonio (concentrazione) mediante la seguente equazione (2.11) in versione riadattata per il calcolo previsto nella UNI EN ISO 8996:2022:

$$Frazione\ di\ diossido\ di\ carbonio = \frac{0{,}05 \cdot \Delta V}{(2 - 0.4)} \tag{2.11}$$

Sensore temperatura

Il sensore di temperatura scelto è il seguente (da Datasheet di fabbrica):

Parametro misurato	Temperatura
Principio operativo	Termoresistenza RTD Pt1000
Classe	B (IEC 60751)
Range di misura	Lineare da -70°C a 400°C
Tempo di risposta (T_{90})	< 30 s
Peso	1 g
Alimentazione	Non necessaria
Tempo di riscaldamento	Non necessario
Accuratezza	± 0.3 °C

Tabella 2.3: Caratteristiche del Sensore di temperatura Pt1000

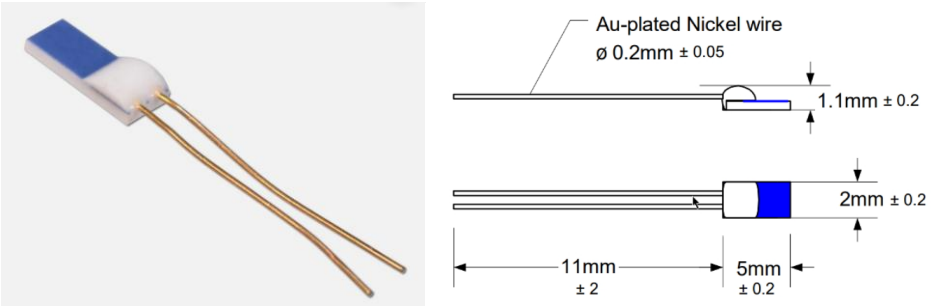


Figura 2.6: Sensore Pt1000 e dimensioni.

Si tratta di una Termoresistenza RTD Pt1000 collegato direttamente il pin dello IoT con l'ausilio di un resistore da 1.0 kΩ collegato ai 3.3V disponibili sullo IoT in modo da avere un segnale massimo che non satura il pin dello IoT stesso.

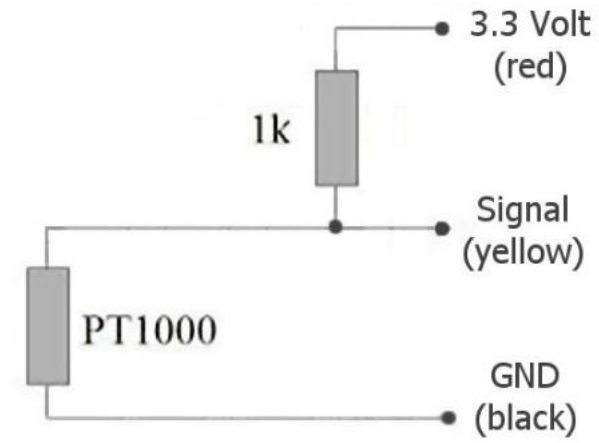


Figura 2.7: circuito di collegamento del Sensore Pt1000 con i pin dello IoT.

La taratura è stata eseguita costruendo una retta di taratura *ad hoc* per comparazione con un termometro tarato ACCREDIA (DataLogger LSI MLog ELO009 + sonda ESU403.1; incertezza estesa *U*=±0,1°C).

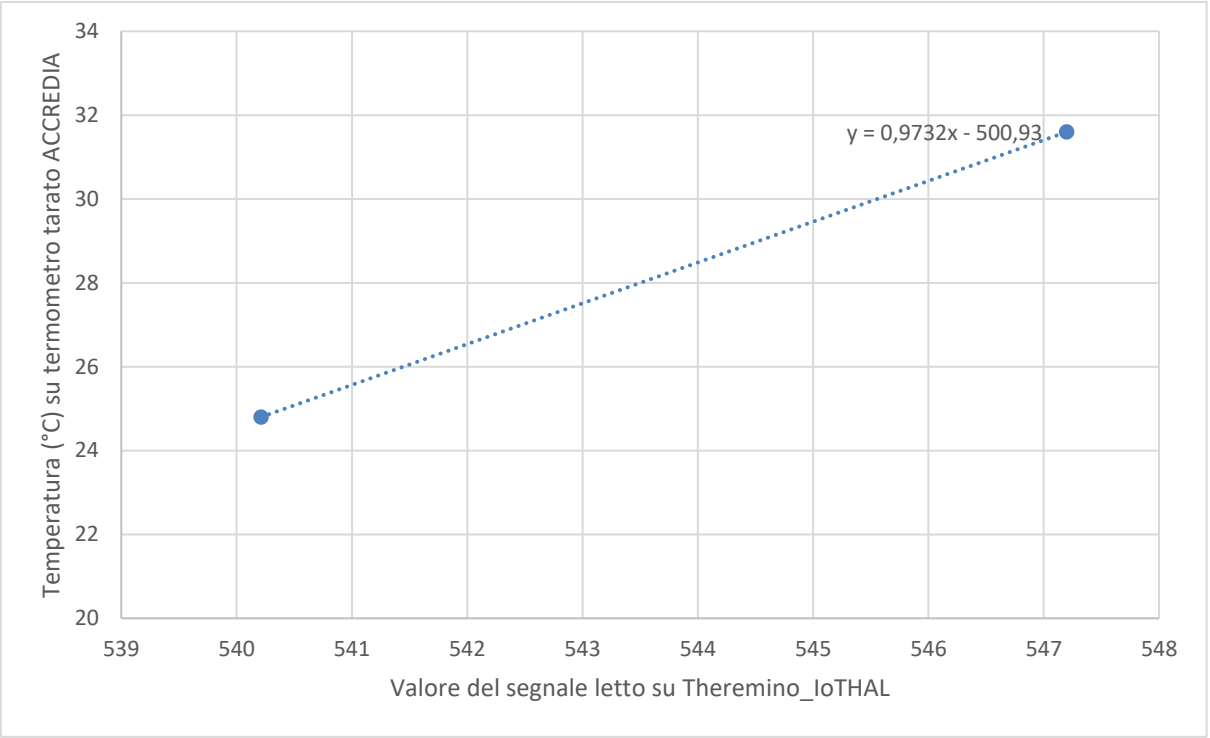


Figura 2.8: Retta di taratura del Sensore Pt1000.

Sensore Pressione atmosferica

Il sensore scelto per la misura della Pressione atmosferica è il seguente (da Datasheet di fabbrica):

Parametro misurato	Pressione atmosferica
Marca	Freescale Semiconductor
Modello	MPXA6115A6U montato su piastrina Breackout003
Principio operativo	Rete a film resistivo sottile
Segnale in uscita	0.4~2V ADC
Range di misura	Lineare tra 15 e 115 kPa
Tempo di risposta (T_{90})	< 10 ms
Range di temperatura operativa	0°C ~85°C (compensazione in temperatura)
Range di umidità operativa	0 ~ 95 %
Peso	< 10 g
Alimentazione	4.75 ~ 5V DC
Tempo di riscaldamento	20 ms
Accuratezza	± 1.5 % sul valore letto

Tabella 2.4: Caratteristiche del Sensore MPXA6115A6U.

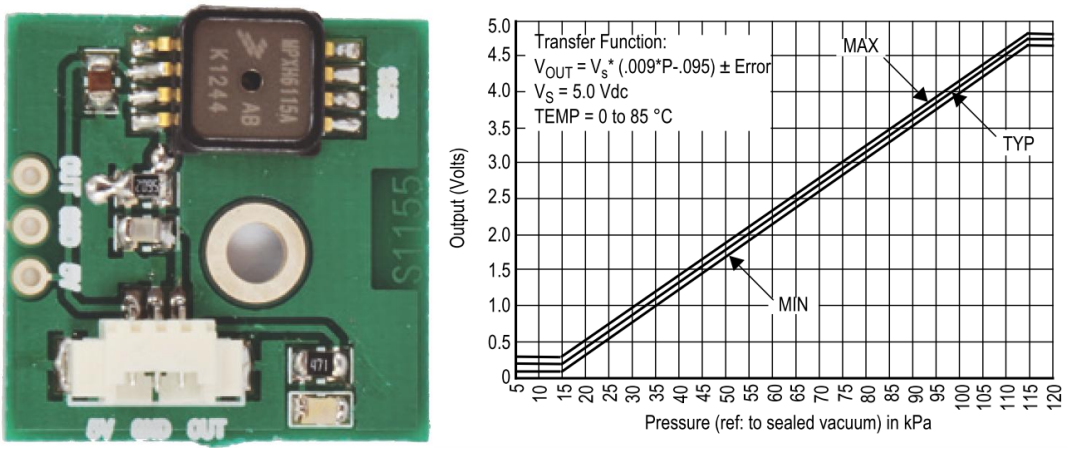


Figura 2.9 Sensore di pressione atmosferica MPXA6115A6U montato su piastrina Breackout003. A destra la Curva caratteristica della tensione in uscita vs Pressione assoluta

Si stratta di un sensore con uscita analogica; quindi, si è proceduto costruendo una retta di taratura *ad hoc* per comparazione con un barometro tarato ACCREDIA (DataLogger LSI MLog ELO009 + sonda ESP003; incertezza estesa *U*=±0,06 kPa).

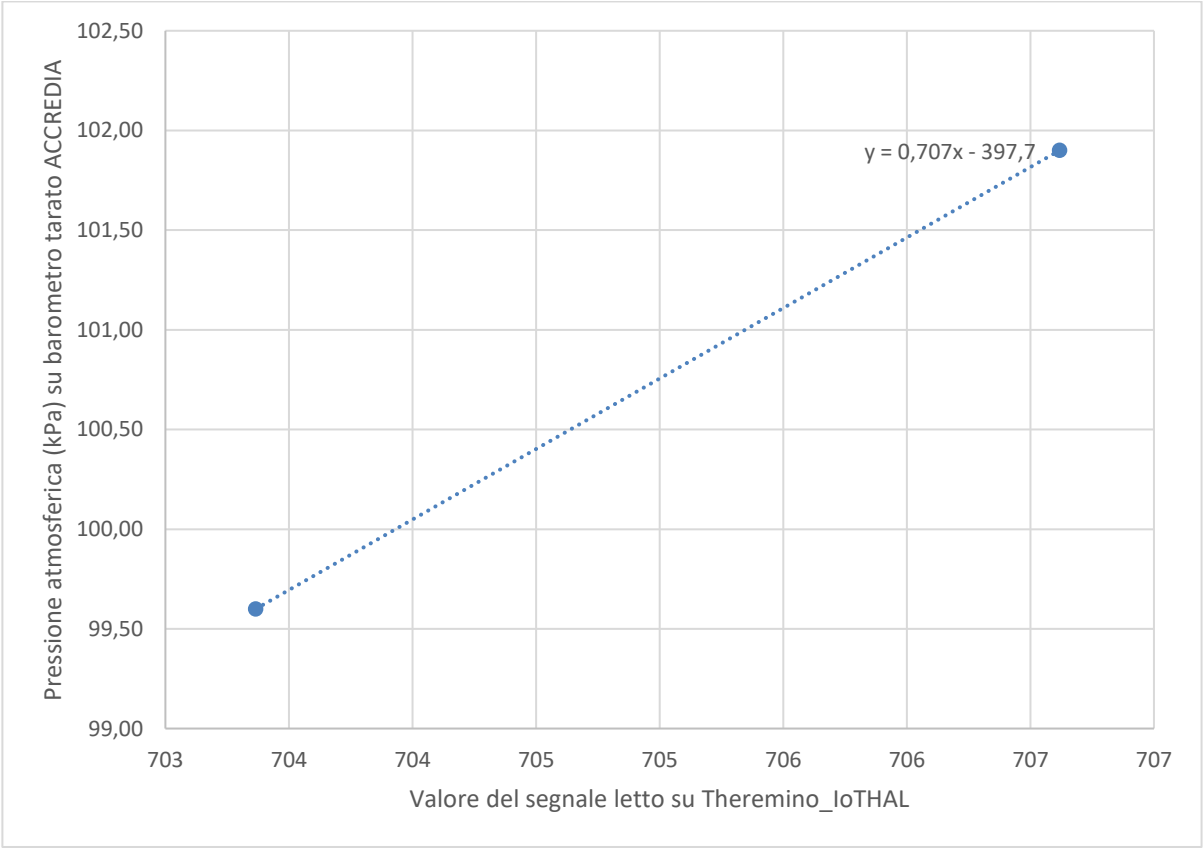


Figura 2.10: Retta di taratura del Sensore MPXA6115A6U.

Sensore di velocità aria espirata

Come già chiarito nella nota 1 al Par. 2.1, si è proceduto a calcolare il volume di aria espirata partendo dalla misura della velocità di aria espirata (v). Moltiplicando tale valore con la sezione del sensore si otterrà il rispettivo valore di portata campionata in base alla frequenza di campionamento impostata. Il successivo calcolo integrale sulla curva nella sola parte monotona crescente produrrà il volume di aria espirata. Per procedere, quindi, alla misura della velocità predetta, la scelta è ricaduta sull'accoppiamento tra una ventolina ed una induttanza estratti da un anemometro commerciale tascabile marca TFA modello V13.



Figura 2.11: anemometro commerciale tascabile marca TFA© modello V13.

Si è proceduto ad estrarre, dall'involucro dell'anemometro, la ventolina plastica e a dissaldare dal circuito elettronico interno al corpo dell'anemometro, un piccolo induttore che è utilizzato come rilevatore del campo elettromagnetico variabile generato dalla ventolina durante la sua rotazione.

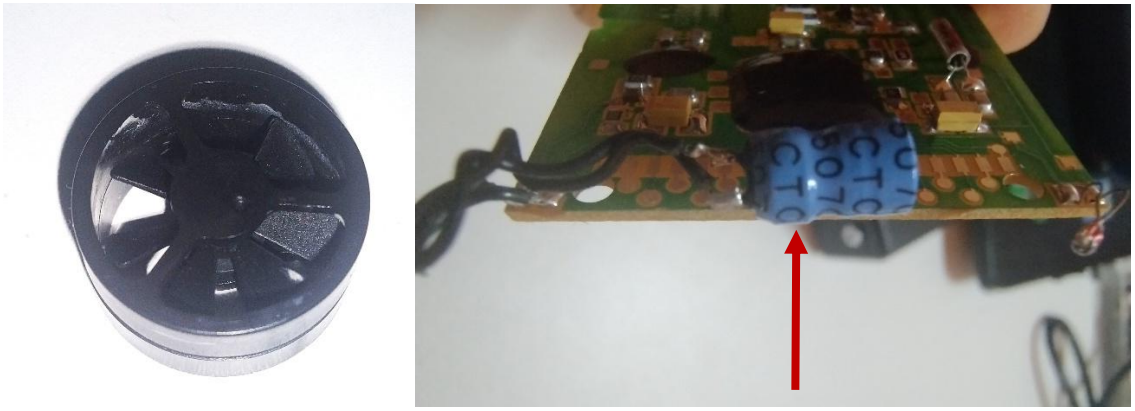


Figura 2.12: ventolina (a sinistra) e induttanza (a destra indicata con la freccia rossa) estratti dall'anemometro commerciale tascabile marca TFA modello V13.

Le loro caratteristiche sono le seguenti:

Diametro interno ventolina	26 mm
Profondità ventolina	14 mm
Numero di pale	7
Forma d'onda generata	Sinusoidale
Offset	DC variabile
Variabilità della forma d'onda	In ampiezza ed in frequenza all'aumentare della velocità della portata d'aria intercettata
Variabilità della tensione generata dalla forma d'onda	10 ÷ 40 mV pp
Variabilità della frequenza della forma d'onda	30 ÷ 150 Hz
Accuratezza[2]	7%

Tabella 2.5: Caratteristiche della ventolina e dell'induttore estratti dall'anemometro commerciale tascabile marca TFA modello V13 misurate con software oscilloscopio *free opensource* Theremino_DAA v.4.2 e scheda audio esterna modificata secondo le indicazioni contenute in https://www.theremino.com/downloads/uncategorized#daa e basata sul chip CM6206 di Cmedia.

Per sfruttare le potenzialità del sistema Theremino e dello IoT in grado di funzionare come un frequenzimetro attivato da una onda quadra generata da un circuito Schmitt-Trigger, si è provveduto a costruire un circuito amplificatore (chiamato per l'occasione "AnemoAdapter") utilizzando un amplificatore operazionale, estratto da un surplus di elettronica, in configurazione non invertente. Al segnale, proveniente direttamente dall'induttanza, è stato però primariamente tagliato il suo offset DC variabile per poi sommare un DC offset fisso cin modo da riuscire ad attivare lo Schmidt-Trigger già con il minimo di onda prodotta.

Il circuito è mostrato nelle Figure 2.13a/b e lo Schmitt-Trigger in Figura 2.14.

[2] Par. 2.5.3.

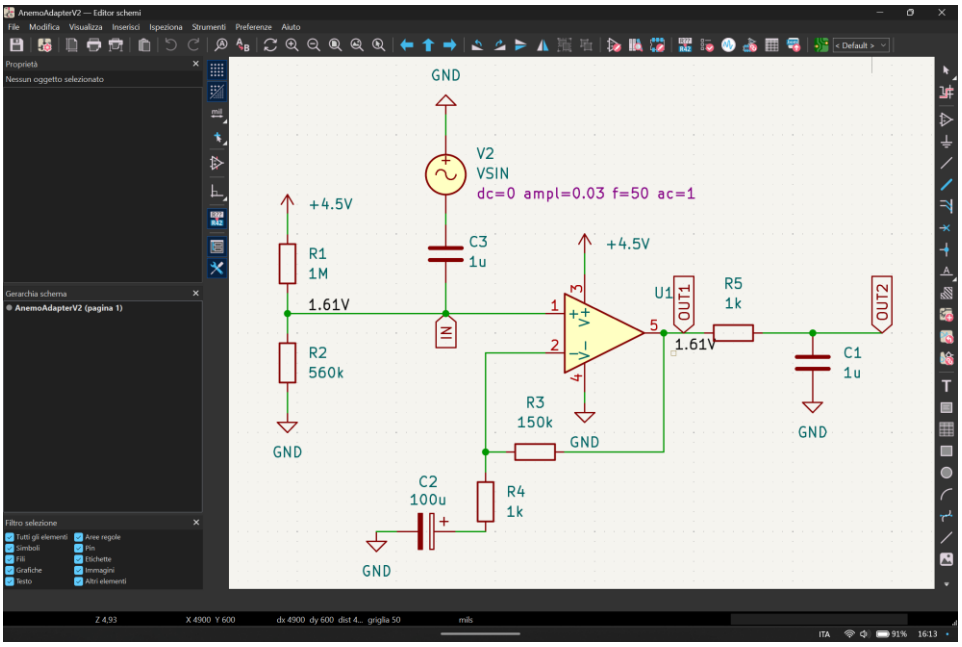


Figura 2.13a: AnemoAdapter - Circuito amplificatore del segnale sinusoidale proveniente dall'induttore/ventolina, simulato nella figura con il componente V2. Progetto eseguito e simulato con il software *free opensource* KiCad Ver. 10.0.0.

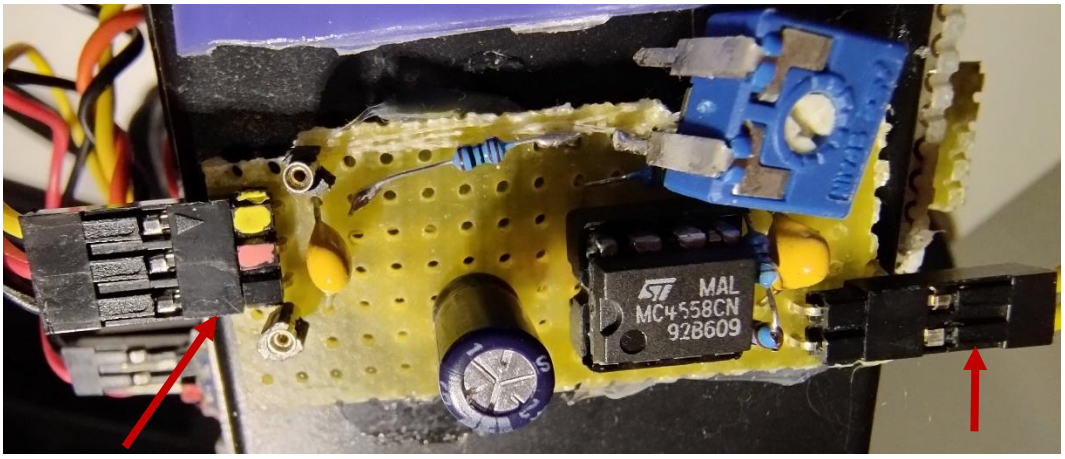


Figura 2.13b: realizzazione del circuito AnemoAdapter. Sono indicati dalle frecce: a destra i pin di ingresso del segnale dall'induttore accoppiato alla ventolina ed a sinistra i tre pin per l'alimentazione +5V in rosso, GND e segnale in giallo.

L'amplificatore operazionale usato è un MC4558CN della STMicroelectronics© (www.st.com).

Le resistenze sono tutte da 1/8 W.

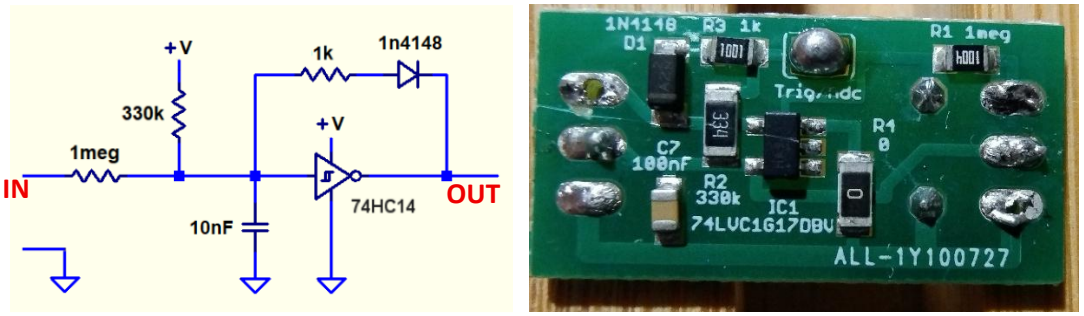


Figura 2.14: Circuito Schmitt-Trigger accoppiato (lato IN) all'uscita del circuito in figura 2.11a/b. Il lato OUT è collegato allo IoT. Figura a destra: il lato down del circuito con componenti in SMD. È stato aggiunto un ulteriore capacitore da 100 nF per stabilizzare l'alimentazione. Sul lato top, non visibile nella foto, sono presenti i pin di collegamento ed il capacitore in poliestere da 10 nF.

L'uscita denominata OUT2 in Figura 2.13a è collegata all'ingresso IN dello Schmitt-Trigger in Figura 2.14.

2.3.2 – Modulo IoT e collegamenti elettronici

Lo IoT (Internet of Things) utilizzato è un modulo della EspressIf modello Pico Kit V4 basato su chip ESP32.

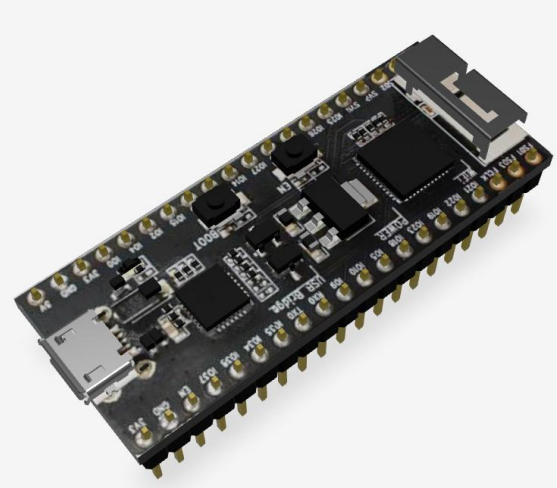


Figura 2.15: Vista dall'alto del modulo IoT EspressIf modello Pico Kit V4 basato su chip ESP32.

Caratteristiche principali del modulo IoT EspressIf modello Pico Kit V4:

CPU	240 MHz Dual-Core
Connettività	Wi-Fi e Bluetooth
Numero di pin programmabili	28 in I/O
Floating Point Support	Fast Single/Double Precision
Inputs analogici	8 ADC a 12 bits (sovracampionati a 14 bits)
Memoria	520 Kbyte Data Cache, 4 Mega Byte Program Flash
Alimentazione	5V via USB

Tabella 2.6: Caratteristiche principali del modulo IoT EspressIf modello Pico Kit V4.

Il Modulo IoT è programmabile con IDE di Arduino© e vi è stato caricato uno speciale firmware, messo a disposizione gratuitamente dalla comunità scientifica di Theremino.com, che permette al modulo stesso di dialogare via wi-fi con il software *free opensource* Theremino_IoTHAL.exe (il software sarà trattato dettagliatamente nel paragrafo 2.4).

Una volta programmato con il firmware di Theremino.com, il modulo si presenta nella configurazione come in Figura 2.14 nel quale i pin cerchiati in rosso sono impostabili come ingressi di segnali analogici tra 0 e 3.3 V (input ADC) e convertiti in un numero tra 0 e 1000 (par. 2.4.1) quando lo IoT lavora in modalità wi-fi.

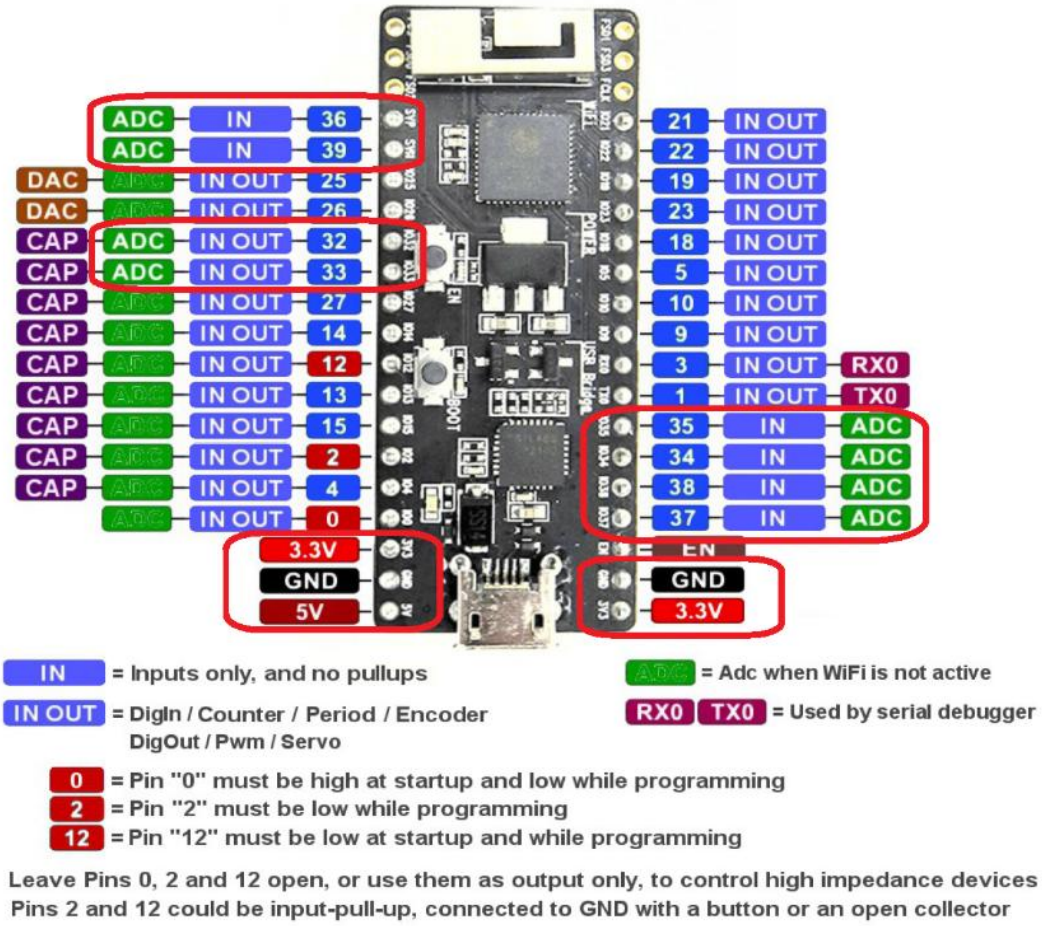


Figura 2.16: Funzionalità dei pin del modulo IoT a seguito di programmazione del firmware Theremino.com. Cerchiati in rosso i pin disponibili per l'ADC in modalità wi-fi. In basso i pin GND, 5V e 3.3V per l'alimentazione di dispositivi esterni.

Inoltre, il modulo presenta due pin di tensione DC stabilizzata per alimentare dispositivi esterni: uno a 5V ed un altro a 3.3V con circa 250 mA disponibili su ognuno che sono stati utilizzati per alimentare i sensori o i loro circuiti accessori (Figura 2.16).

In riferimento al sensore MH-410D per la misura del diossido di carbonio, si è constatato che lo stesso era soggetto ad una oscillazione (circa 1.5 Hz dovuta alla tecnologia di acquisizione propria del segnale) che, se collegato a massa insieme ad altri sensori, quelli più sensibili presentavano la stessa oscillazione periodica andando ad aumentare l'incertezza di acquisizione.

Per ovviare a questa problematica, si è proceduto a collegare il sensore MH-410D al GND e 5V della fila pin di sinistra in Figura 2.16 ed il segnale in uscita dal sensore al pin 39 (che risultava il meno rumoroso elettronicamente rispetto ai pin dello stesso lato.

Tutti gli altri sensori sono stati collegati ai pin di destra in Figura 2.16 così come la loro alimentazione ai pin GND e 3.3V. Tuttavia, poiché il circuito accessorio del sensore dell'ossigeno AO-03 (Figura 2.3) necessitava di una alimentazione a 3V ed il sensore della pressione barometrica

MPXA6115A6U a 5V, si è proceduto ad abbassare la tensione da 3.3V a 3V con piccolo partitore di tensione sul primo ed aggiungendo un micro-elevatore di tensione step-up stabilizzato (da 3.3V a 5V) per l'alimentazione del secondo (Figura 2.17).

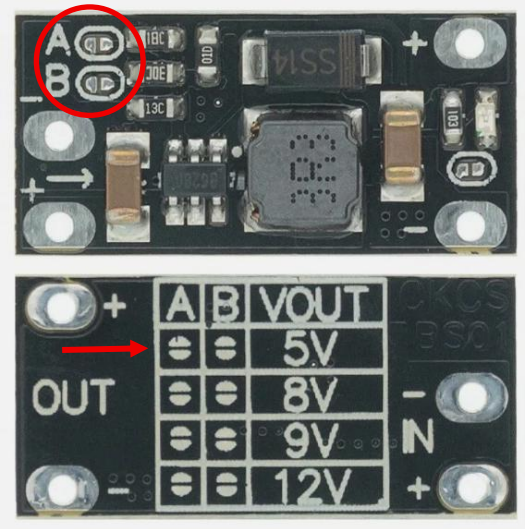


Figura 2.17: Vista fronte-retro del MODULO DC-DC step-up 5V/8V/9V/12V 1.5A regolabile e stabilizzato. Dimensioni 22×11×3.6mm. Indicata l'impostazione a 5V utilizzata (ponticelli scollegati).

Riassumendo quindi i collegamenti di circuiti e sensori ai pin del modulo IoT sono i seguenti:

Sensore (con circuito accessorio se previsto)	**Pin sul modulo IoT configurati come input ADC**
Ossigeno AO-03	38
Diossido di carbonio MH-410D	39
Temperatura Termoresistenza RTD Pt1000	34
Pressione atmosferica MPXA6115A6U	37
Anemometro a ventolina	35

Tabella 2.7: Collegamenti di circuiti e sensori ai pin del modulo IoT (v. Figura 2.14).

2.3.3 – Assemblaggio del dispositivo

Nella ricerca di un contenitore che potesse ospitare sia il modulo IoT che sensori e circuiti accessori, la scelta è ricaduta su un contenitore in ABS nero 120x56x31 mm (Figura 2.18).



Figura 2.18: contenitore in ABS nero 120x56x31 mm

Il materiale plastico ABS si presenta con una ottima lavorabilità ma allo stesso tempo dotato di rigidità e robustezza sufficiente unitamente ad un ottimo isolamento elettrico.

Si è proceduto a forare il contenitore per l'ingresso ed uscita dell'aria proveniente dalla semimaschera (foro diametro 26.00 ± 0.05 mm), per l'inserimento sensori ossigeno e CO_2 (fori diametro 20.00 ± 0.05 mm), n.2 fori per passaggio cavi (diametro 5.00 ± 0.05 mm), foro per ingresso microUSB del modulo IoT (5.00 x 10.00 ± 0.05 mm), foro per alimentazione esterna (5.00 x 5.00 ± 0.05 mm), n.4 fori per sistema di aggancio alla semimaschera facciale (diametro 5.00 ± 0.05 mm).



Figura 2.19: Fase di foratura del contenitore in ABS nero

Si è scelto di posizionare tutti i sensori cercando di occupare metà del volume del contenitore andando a creare una "camera sensori" con un setto in plexiglass che divide detta camera con quella destinata al modulo IoT.

Riguardo la semimaschera facciale, la scelta è ricaduta sulla Honeywell© modello Sperian Valuair Plus (Figura 2.2), senza filtri, in quanto l'unica attualmente sul mercato avete un'unica uscita aria (indicata con freccia in Figura 2.20) con valvola di non ritorno e forma circolare sporgente in modo da permettere un facile accoppiamento con la scatoletta in ABS opportunamente forata.



Figura 2.20 – Semimaschera facciale marca Honeywell© modello Sperian Valuair Plus con filtri (bianchi) laterali. Uscita aria anteriore indicata con freccia rossa.

I filtri bianchi laterali (mostrati in foto 2.20) sono stati rimossi per cui si è potuto sfruttare la presenza di n.2 valvole per l'ingresso aria con membrana che blocca la fuoriuscita (Figura 2.21).



Figura 2.21: Semimaschera facciale marca Honeywell© modello Sperian Valuair Plus senza filtri laterali. Indicata con freccia rossa una delle due valvole laterali di ingresso aria.

Al completo montaggio meccanico, il dispositivo MEAD si presenta come in Figura 2.22. Sono indicati i seguenti particolari: (A) Sensore ossigeno, (B) circuito per sensore ossigeno, (C) ventolina, (D) involucro contenente l'induttore, (E) AnemoAdapter, (F) sensore diossido di carbonio, (G) powerbank, (J) cavo di alimentazione, (K) sensore pressione barometrica.

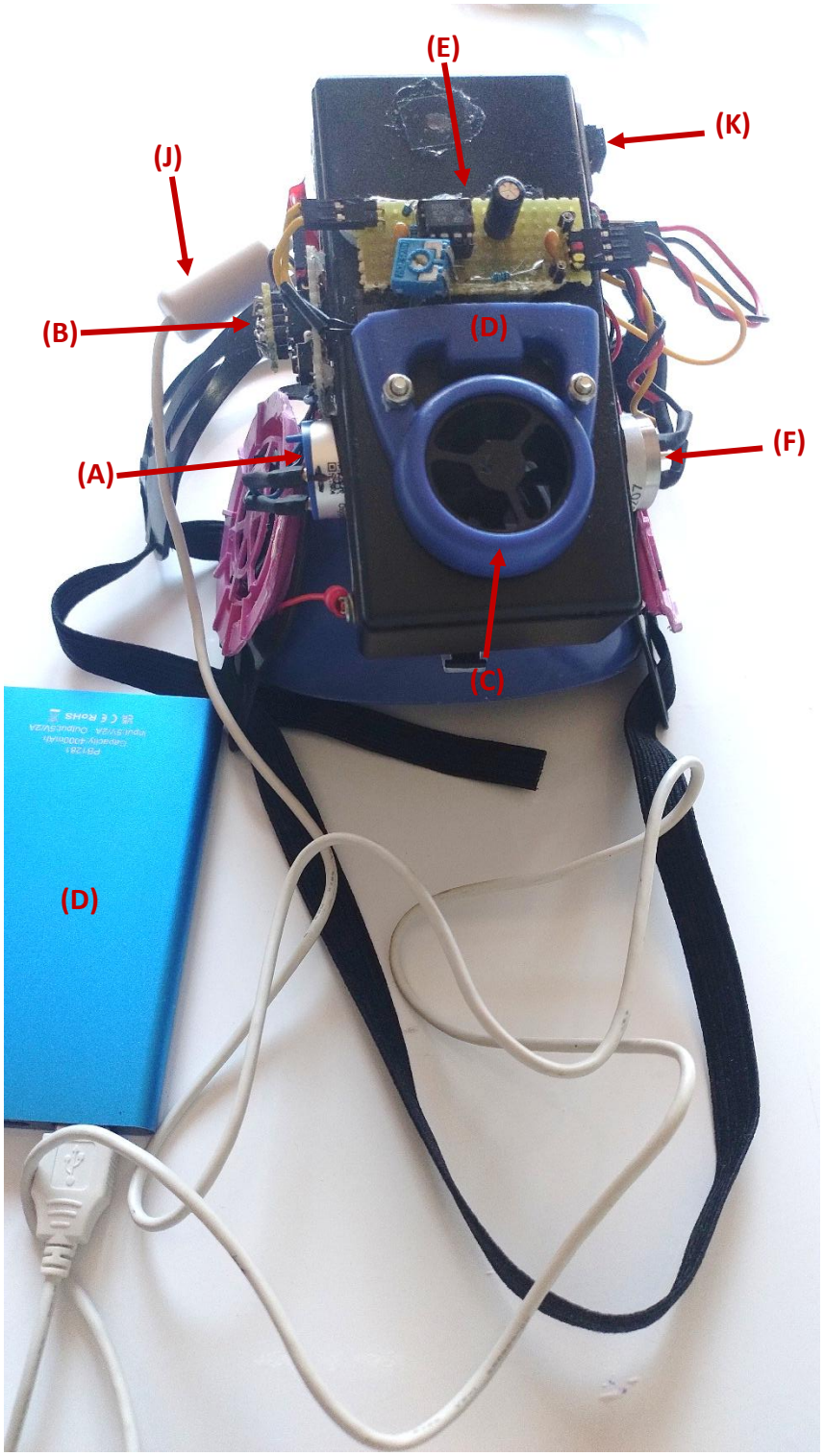


Figura 2.22: Vista frontale del MEAD. Con indicazione di alcune parti componenti (v. testo sopra).

In riferimento alla Figura 2.23, sono indicati i seguenti componenti: (A) Sensore ossigeno, (B) circuito per sensore ossigeno, (C) ventolina, (D) involucro contenente l'induttore, (E) AnemoAdapter, (G) powerbank e (J) cavo di alimentazione.

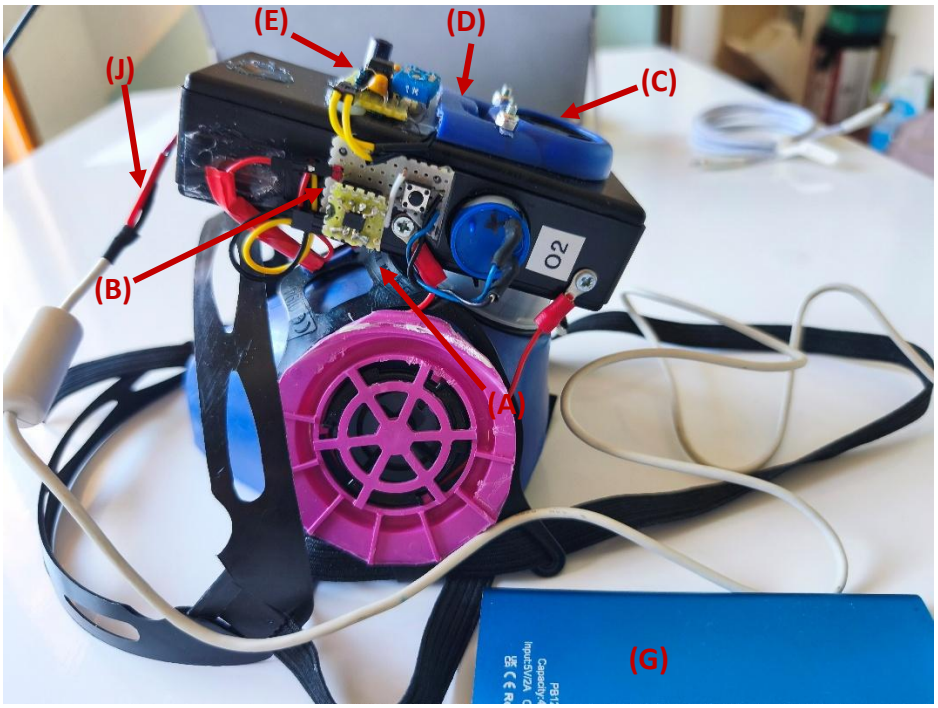


Figura 2.23: Vista laterale del MEAD. Con indicazione di alcune parti componenti (v. testo sopra).

In riferimento alla Figura 2.24, sono indicati i seguenti componenti: (F) sensore diossido di carbonio, (K) Sensore pressione barometrica, (L) modulo step-up 3.3V-5V.

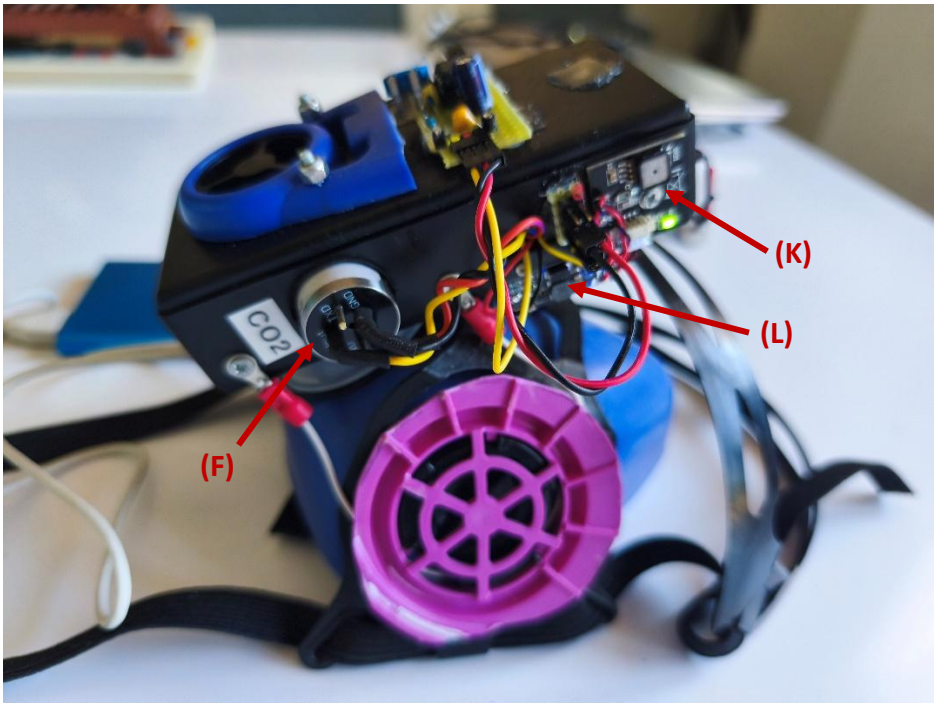


Figura 2.24: Vista laterale del MEAD. Con indicazione di alcune parti componenti (v. testo sopra).

In riferimento alla Figura 2.25 (vista interna), sono indicati i seguenti particolari: (A) Sensore ossigeno, (B) circuito per sensore ossigeno, (C) ventolina vista interna, (F) sensore diossido di carbonio, (K) sensore pressione barometrica, (M) modulo IoT, (N) Schmitt-Trigger, (O) sensore di temperatura, (P) ingresso aria dalla semimaschera facciale nella “camera sensori”, (Q) setto in plexiglass.

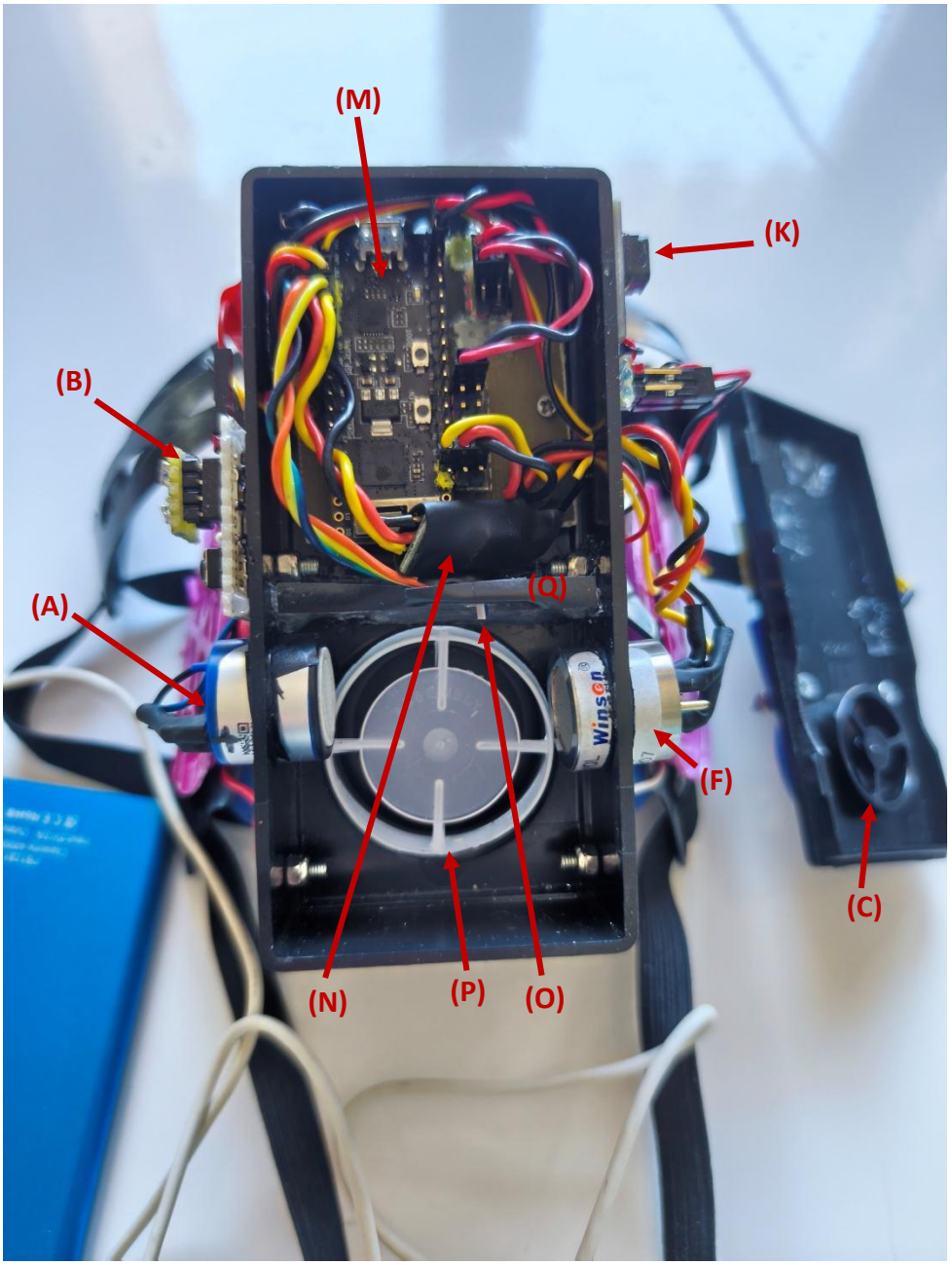


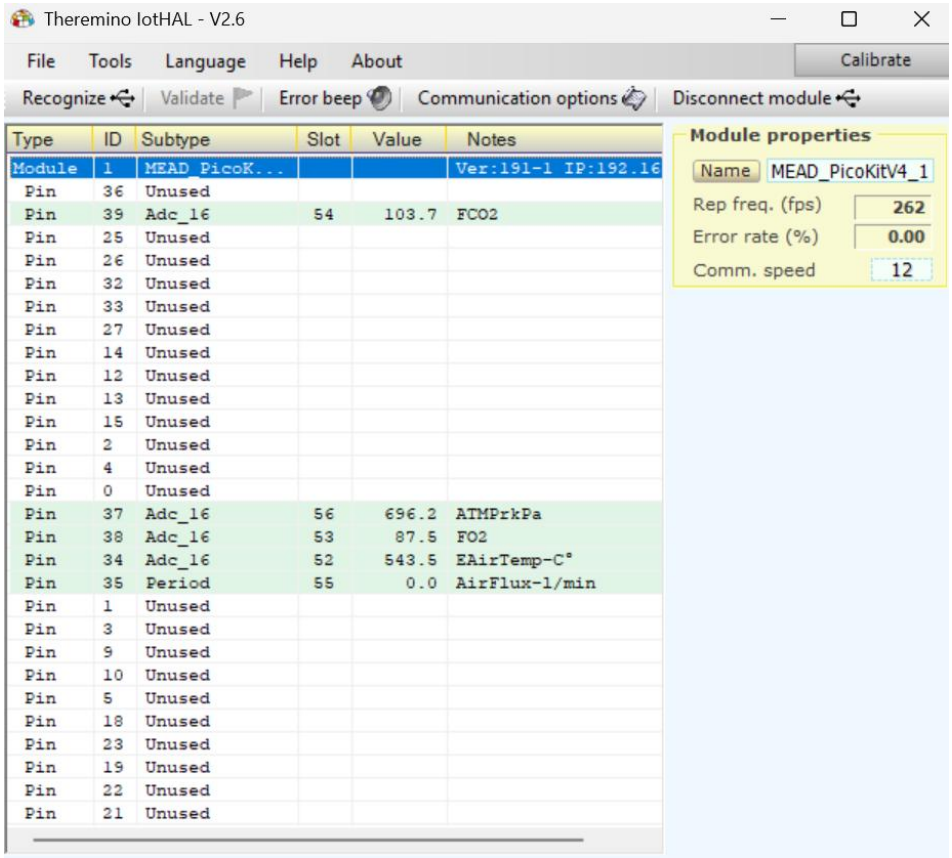
Figura 2.25: Vista laterale del MEAD. Con indicazione di alcune parti componenti (v. testo sopra).

Par. 2.4 – Progettazione software: il Misuratore del Metabolismo Energetico (MetRaM)

Il sistema Theremino si basa sul principio per cui un modulo IoT opportunamente programmato con un firmware speciale, vien trasformato in Access Point al quale si può collegare, via wi-fi, un qualsiasi PC o Tablet con Windows 10© o più recente.

Durante la programmazione del modulo IoT si imposta un nome ed una password alla rete wi-fi in modo da permettere il successivo collegamento con il software free opensource Theremino_IoTHAL.exe (Figura 2.26).

Il software, abbastanza intuitivo, permette di visualizzare: il codice numerico dei pin disponibili sullo IoT (colonna ID in Figura 2.26), il funzionamento del pin come impostato (colonna Subtype in Figura 2.23), il valore del codice numerico dello Slot di comunicazione tra software e pc (colonna Slot in Figura 2.23), Il valore numerico in virgola mobile del dato scambiato (in I/O) con il MEAD (colonna Value in Figura 2.26) e delle annotazioni utili alla comprensione del dato in Value (colonna Notes in Figura 2.26).



Type	ID	Subtype	Slot	Value	Notes
Module	1	MEAD_PicoK...			Ver:191-1 IP:192.16
Pin	36	Unused			
Pin	39	Adc_16	54	103.7	FCO2
Pin	25	Unused			
Pin	26	Unused			
Pin	32	Unused			
Pin	33	Unused			
Pin	27	Unused			
Pin	14	Unused			
Pin	12	Unused			
Pin	13	Unused			
Pin	15	Unused			
Pin	2	Unused			
Pin	4	Unused			
Pin	0	Unused			
Pin	37	Adc_16	56	696.2	ATMPrkPa
Pin	38	Adc_16	53	87.5	FO2
Pin	34	Adc_16	52	543.5	EAirTemp-C°
Pin	35	Period	55	0.0	AirFlux-l/min
Pin	1	Unused			
Pin	3	Unused			
Pin	9	Unused			
Pin	10	Unused			
Pin	5	Unused			
Pin	18	Unused			
Pin	23	Unused			
Pin	19	Unused			
Pin	22	Unused			
Pin	21	Unused			

Figura 2.26: interfaccia principale del software opensource Theremino_IoTHAL.exe.

Nella attuale configurazione, i pin 34, 37, 38 3 39 sono configurati per acquisire un segnale

analogico a 16 bit (12 bit reali) mentre il pin 35 per la misura della portata d'aria è stato configurato come "period" in modo da finzionale come un frequenzimetro così da poter associare la frequenza misurata alla portata mediante un procedimento di taratura.

I dati visualizzati nella colonna Value sono resi disponibili in Windows© mediante un MemoryMappedFile che può essere letto con un qualsiasi software scritto in VisualBasic e dotato di una "Classe" in grado di leggere quel file. Anche la classe è resa disponibile gratuitamente sul sito Theremino.com.

Durante la fase di acquisizione dati dal MEAD, il Theremino_IoTHAL deve essere sempre tenuto attivo.

2.4.1 - Acquisizione e post elaborazione

Per l'acquisizione dati e la successiva elaborazione per il calcolo del Metabolismo energetico, nell'ottica dello spirito di condivisione e collaborazione della comunità di Theremino.com, si è scelto di utilizzare come base un software free opensource scaricabile dal suddetto sito e denominato "Theremino_Logger v3.4". Detto software si presentava nella seguente interfaccia (Figura 2.27).

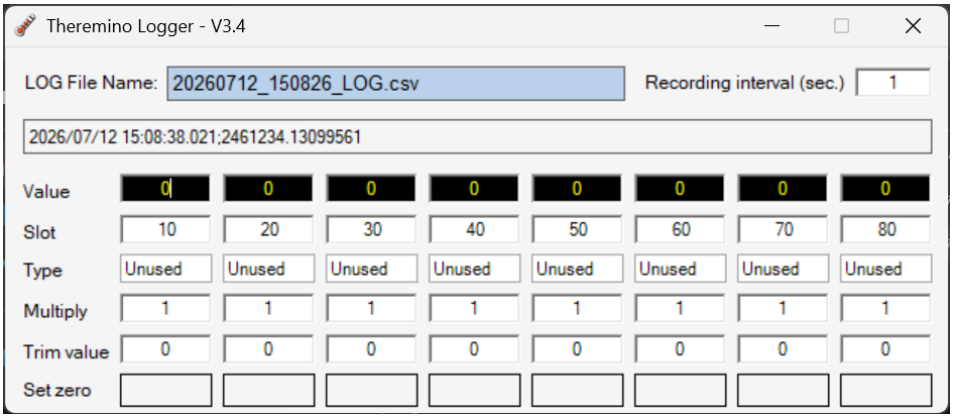


Figura 2.27: Interfaccia iniziale del software free opensource Theremino_Logger v3.4

Il software Theremino_Logger è stato programmato in Visual Basic© ed è stato pensato per operare come semplice logger di segnali provenienti da sensori analogici; viene generato un file csv con il log costituito da data, ora ed il valore (in formato testo) proveniente da ogni sensore dopo essere stato calcolato in equazione lineare di una retta (Multiply = coefficiente angolare, Trim value = termine noto).

Per poterlo adattare alle esigenze del presente studio, si è provveduto a riprogrammarne l'interfaccia e ad inserire l'algoritmo di calcolo del MET presente nella UNI EN ISO 8996:2022.

Al nuovo software è stato dato il nome di MetRaM (METabolic RAte Meter) e presenta la seguente interfaccia (Figura 2.28):

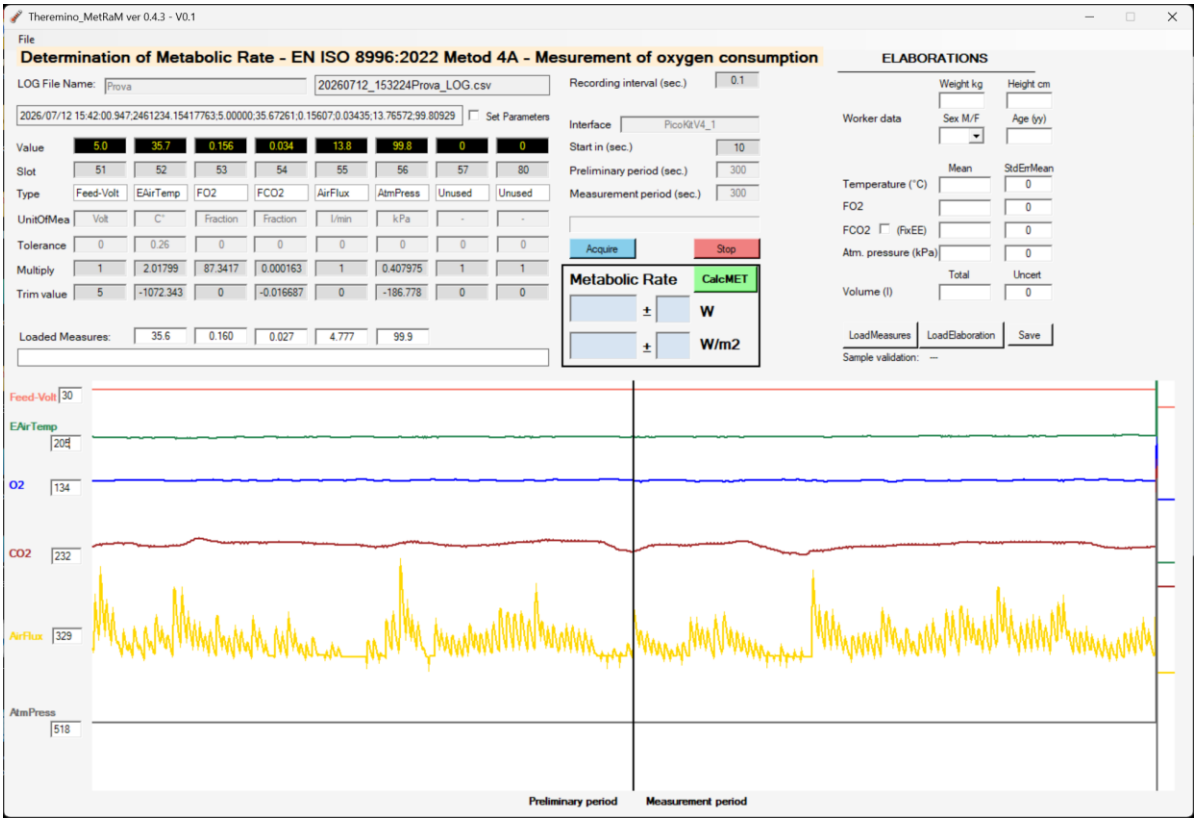


Figura 2.28: L'interfaccia per software Theremino_MetRaM durante una fase di test di acquisizione dati dal MEAD.

Il software consta di quattro sezioni principali: 1) Logger e settaggi, 2) Display grafico, 3) Elaborations e 4) Calcolo del Metabolismo Energetico (*Metabolic Rate*).

Nella sezione "Logger e settaggi" (Figura 2.9) è possibile inserire tutti i dati necessari al successivo campionamento. Ogni colonna rappresenta un sensore e di ognuno si deve inserire, in particolare: Slot corrispondente a quello in Theremino_IoTHAL, Tolleranza in %, Coefficiente angolare e termine noto della retta di taratura.

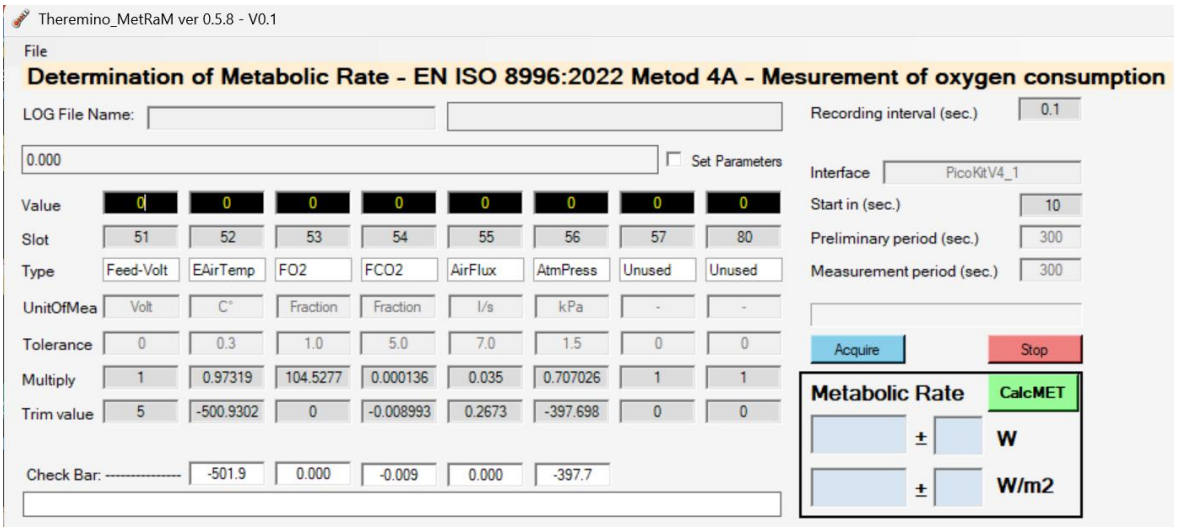


Figura 2.29: Sezione Logger-settaggi e sezione Calcolo del Metabolismo Energetico del software Theremino_MetRaM.

La frequenza di campionamento si inserisce in secondi nel campo “Recording interval (sec)”; nel presente studio (Figura 2.29) è stato impostato a 10 Hz che, moltiplicato per il tempo di campionamento inserito nel campo “*Measurement period*” (300 s) (par. 2.1), si ottengono in tutto 3000 valori campionati per ogni sensore per ogni sessione di misura su un individuo.

Nella sezione “Display grafico” (Figura 2.30) è possibile osservare l’andamento di ogni parametro misurato in *Real-Time* in modo da scorgere ogni eventuale anomalia compreso la presenza di una “*slow component*” che sarebbe indice di sforzo fisico eccessivo e produzione di lattato (par. 2.1); una condizione che renderebbe inutilizzabile la misura poiché, in questo caso, non vi sarebbe correlazione tra consumo di ossigeno e Metabolismo energetico.

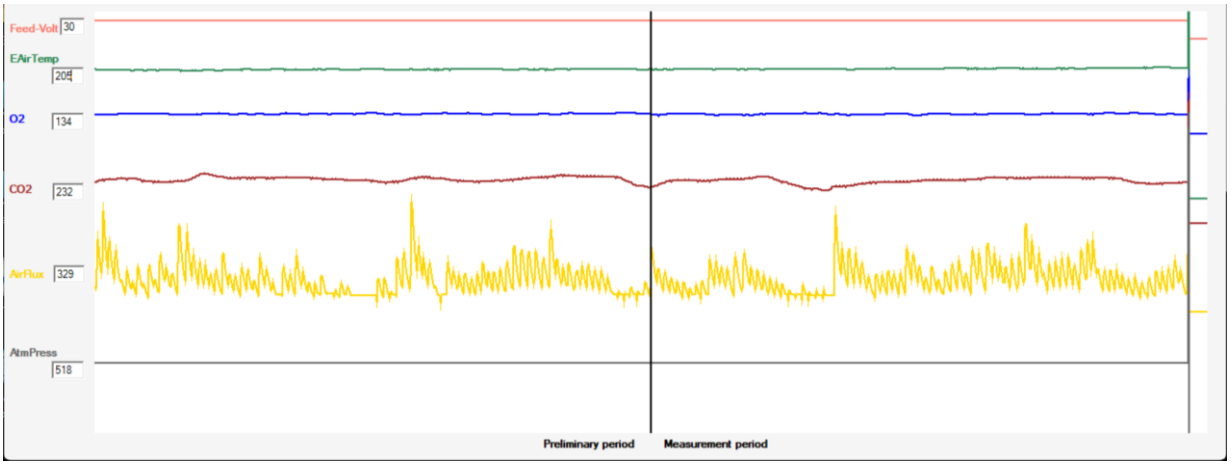


Figura 2.30: Sezione “Display grafico” del software Theremino_MetRaM.

Nella sezione “Elaborations” (Figura 2.27), il tasto “LoadMeasures” carica i csv con i 3000 valori misurati, ne calcola la media e lo scarto tipo sperimentale della media (StdErrMean) in accordo con la

normativa attuale sull'incertezza di misura di tipo A [33].

Per il calcolo finale del volume di aria espirata nelle condizioni ATPS in (2.16), il software (in fase di caricamento dati misurati) provvede a moltiplicare ogni valore di portata aria campionata Q_i (*l/s*) per il rateo di acquisizione (0.1 s) ed a sommarli ottenendo quindi il valore di V_{exATPS} in litri (integrale sulla curva della portata):

$$V_{exATPS} = \sum_{i=1}^{n} 0{,}1 \cdot Q_i = \sum_{i=1}^{n} 0{,}1 \cdot (mx_i + q) \tag{2.12}$$

dove *m* e *q* sono rispettivamente la pendenza e l'intercetta della retta di taratura (Figura 2.34) ottenuti tramite il Metodo dei Minimi Quadrati.

Il valore di *n* dipendente dal numero di campioni che il software individua in relazione alla specifica caratteristica di ogni atto respiratorio (ovvero la parte di curva della sola aria espirata) che risulta diverso da un atto respiratorio all'altro e da individuo a individuo.

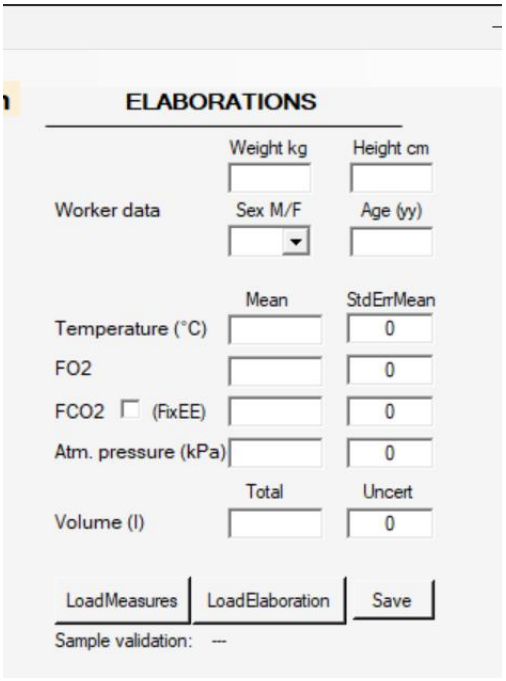


Figura 2.31: Sezione Elaborations del software Theremino_MetRaM.

I dati così elaborati vengono chiamati all'interno del software "Elaboration" e possono essere salvati in maniera più compatta con il tasto "Save"; si possono poi richiamare con il tasto "LoadElaboration".

Le Elaborazioni vengono utilizzate per il successivo calcolo del Metabolismo Energetico espresso in W.

Se si necessita di calcolare il Metabolismo Energetico in W/m^2, è necessario inserire nella parte

alta anche i dati fisici dell'individuo sottoposto a test per il quale si calcolerà la superficie corporea A_{Du} mediante l'equazione di Dubois (2.13) [18]:

$$A_{Du} = 0{,}007184 \cdot {W_b}^{0.425} \cdot {H_b}^{0.725} \tag{2.13}$$

dove:

- W_b è il peso in kg del soggetto sottoposto a test;
- H_b è l'altezza in cm del soggetto sottoposto a test

Nella sezione Calcolo del Metabolismo energetico (Figura 2.32) il tasto "CalcMET" prende i dati visualizzati nella sezione Elaborations e calcola il MET secondo l'algoritmo spiegato nel par. 2.1.

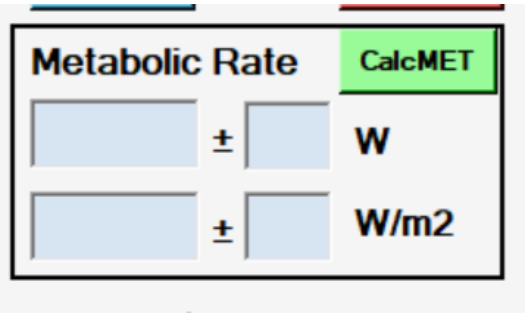


Figura 2.32: Sezione "Calcolo del Metabolismo energetico" del software Theremino_MetRaM.

L'incertezza estesa del MET è calcolata a partire dal calcolo dell'incertezza composta moltiplicata per un fattore di copertura k = 2 con intervallo di fiducia del 95% (par. 2.6).

I valori di tolleranza % dei sensori, desunti da informazioni dei costruttori (Incertezza di tipo B), sono considerati provenienti da una distribuzione triangolare [33] prima di essere immessi nel calcolo dell'incertezza composta.

Par. 2.5 – Calibrazione sensori

Come spiegato nel sotto-paragrafo 2.3.1, tutti i sensori sono stati tarati attraverso diverse procedure in questa sede riassunte in Tabella 2.8.

Sensore	Accuratezza	Multiply	Trim value	Metodo di taratura
O_2 AO-03	1 %	104.5277	0	Metodo da datasheet del sensore mediante circuito di amplificazione ed equazione
CO_2 MH-410D	5% + 50ppm	0.000136	-0.008993	Metodo da datasheet del sensore: misura della tensione di 0% e della tensione costante corrispondente su aria espirata e retta di taratura da datasheet
Temperatura Pt1000	0.3 °C	0.97319	-500.9302	Data la linearità della risposta del sensore (dichiarata dal fabbricante): costruzione della retta di taratura mediante comparazione con termometro ACCREDIA di due punti noti e software Theremino_CaLiSen.
Press Atmosferica	1.5 %	0.707026	-397.698	Data la linearità della risposta del sensore (dichiarata dal fabbricante): costruzione della retta di taratura mediante comparazione con termometro ACCREDIA di due punti noti e software Theremino_CaLiSen.
Anemometro a ventolina	7 %	0.035	0.2673	Creazione di una retta di taratura per comparazione con anemometro commerciale tarato in un opportuno set-up sperimentale costruito *ad hoc*. Per i dettagli, par. 2.5.3.

Tabella 2.8: Parametri di taratura e Tolleranza per i singoli sensori.

Per l'individuazione dei parametri delle rette di taratura tra due punti noti (sensore di temperatura e Pressione Atmosferica) è stato utilizzato un supporto software autocostruito denominato Theremino_CaliSen, la cui interfaccia è riportata in Figura 2.33.

Di seguito si riporta la procedura per il calcolo della retta di taratura: si collega il MEAD

all'alimentazione elettrica, si attende il collegamento wi-fi con il PC, si avvia il Theremino_IotHAL, si compilano tutti i campi richiesti dal software; successivamente, si inserisce il valore del primo punto noto (Y1) e si lancia l'acquisizione con il tasto "Initiate". Il software acquisisce il numero di campioni inseriti nel campo "NumberOfSample" effettuando un campionamento con periodo immesso nel campo "SampleEvery". Alla fine del primo campionamento si fa lo stesso col secondo punto noto (Y2). Il software produce una media ed una incertezza composta (scarto tipo sperimentale della media e tolleranza del sensore) per ogni gruppo di dati acquisito con Theremino_IotHAL (campi X1 e X2). Conclusi i due campionamenti, si clicca sul tasto "GetGradinetIntercept" e si ottengono il Coefficiente angolare (Gradient) ed il termine noto (Intercept) della retta di taratura da inserire, poi, nel Theremino_MetRaM rispettivamente nei campi Multiply e Trim value.

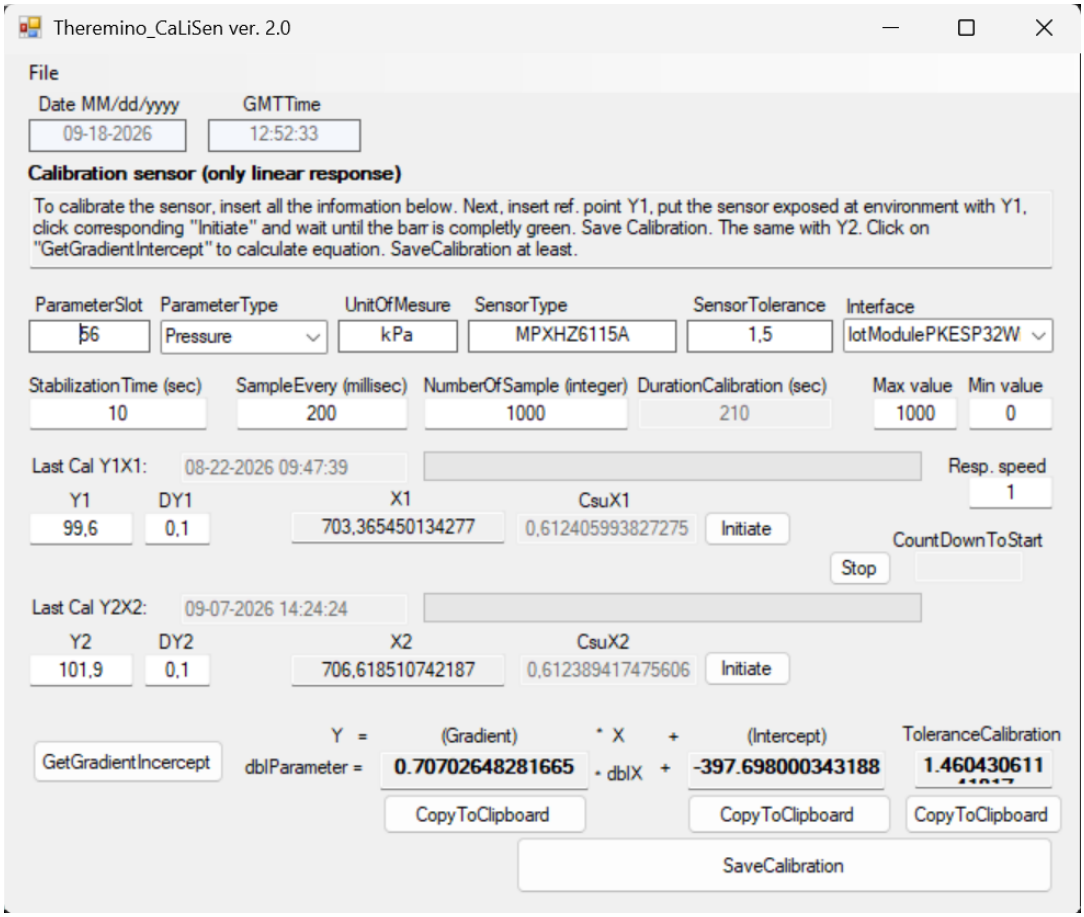


Figura 2.33: esempio di applicazione del software autoprodotto Theremino_CaliSen per il calcolo dei parametri di una retta di taratura.

2.5.1 - Taratura del sensore anemometrico a ventolina

Particolare attenzione è stata posta nella procedura di taratura del sensore a ventolina in quanto componente estratto da altro strumento di misura e di cui non si conoscevano le specifiche

tecniche.

Si è proceduto, quindi, all'allestimento di un opportuno set-up sperimentale presso il Laboratorio di Termotronica del Dipartimento di Ingegneria Industriale e Scienze Matematiche (DIISM) della UNIVPM. Il set-up sperimentale è costituito da (Figura 2.34): un ventilatore (A) la cui velocità era impostabile tramite un VARIAC (B), un tubo di diametro 12 cm (C), un termoanemometro tarato marca TESTO mod. 480 (D) e sonda anemometrica passante per un'asola posta ad 1 cm dall'uscita del tubo (E).

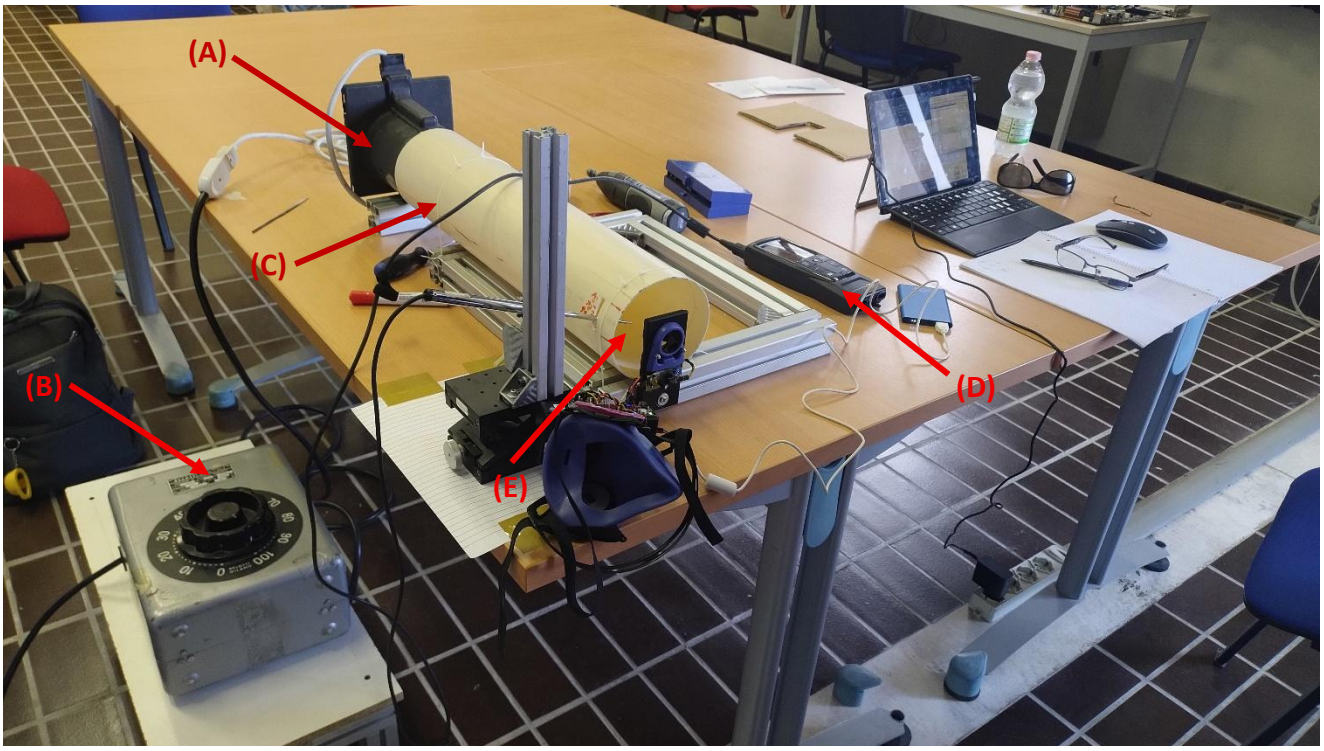
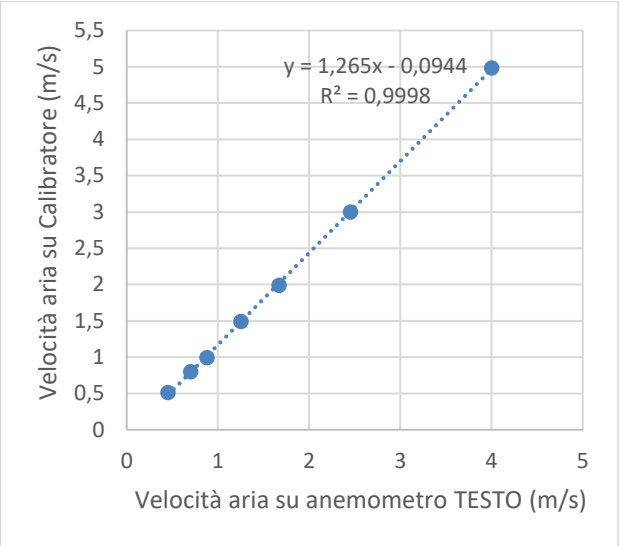


Figura 2.34: Set-up sperimentale per la calibrazione dell'anemometro a ventolina.

Sia durante la taratura del termoanemometro TESTO 480 che della ventolina del MEAD, le condizioni microclimatiche interne erano i seguenti:

- Temperatura: 28 ± 1 °C;
- Umidità: 50 ± 5 %
- Pressione barometrica: 100,1 ± 0,1 kPa
- Velocità dell'aria: < 0,01 m/s

Il termoanemometro TESTO 480 è stato preventivamente tarato mediante calibratore DANTEC© StreamLine messo a disposizione del Laboratorio Galleria del Vento dello stesso DIISM ($y = 1{,}265 \cdot x - 0{,}0944$; $R^2 = 0{,}9998$).



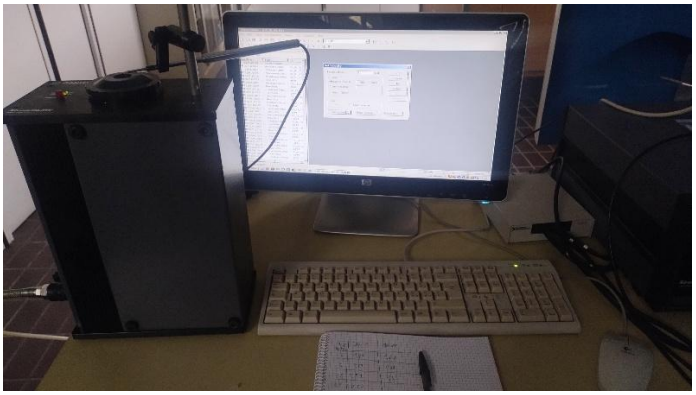


Figura 2.35: Retta di taratura dell'anemometro TESTO 480. In ascissa la velocità dell'aria in m/s letto sul termoanemometro TESTO, in ordinata il valore della velocità dell'aria in m/s impostata sul calibratore DANTEC StreamLine. Foto a fianco: fase di taratura nel Laboratorio Galleria del vento nel DIISM.

Avendo verificato che la portata d'aria non era uniforme nei pressi della parte interna della ventolina, si è proceduto ad individuare n.5 diversi punti (P1, P2, P3, P4 e P5) rappresentativi sulla superficie della ventolina (Figura 2.36) e mediare la velocità rilevata dal termoanemometro TESTO© 480 su tutti e cinque i punti per ogni velocità di rotazione del ventilatore impostata tramite VARIAC.

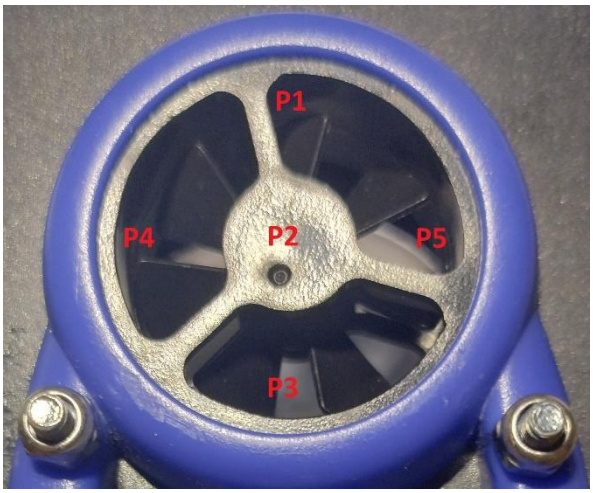


Figura 2.36: Punti di campionamento sulla superficie della ventolina del MEAD.

L'anemometro TESTO© è stato impostato per effettuare l'acquisizione con una frequenza di campionamento di 1 Hz e mediare sequenzialmente le acquisizioni per un tempo di campionamento pari a 30 s. Contemporaneamente veniva effettuata la rilevazione col Theremino_CaLiSen impostato su una frequenza di campionamento di 2 Hz e tempo di campionamento di 30 s totali di acquisizione.

Sono stati in tutto acquisti sette punti totali di velocità costituenti la retta di taratura dell'anemometro sul MEAD rappresentata nel grafico in Figura 2.37.

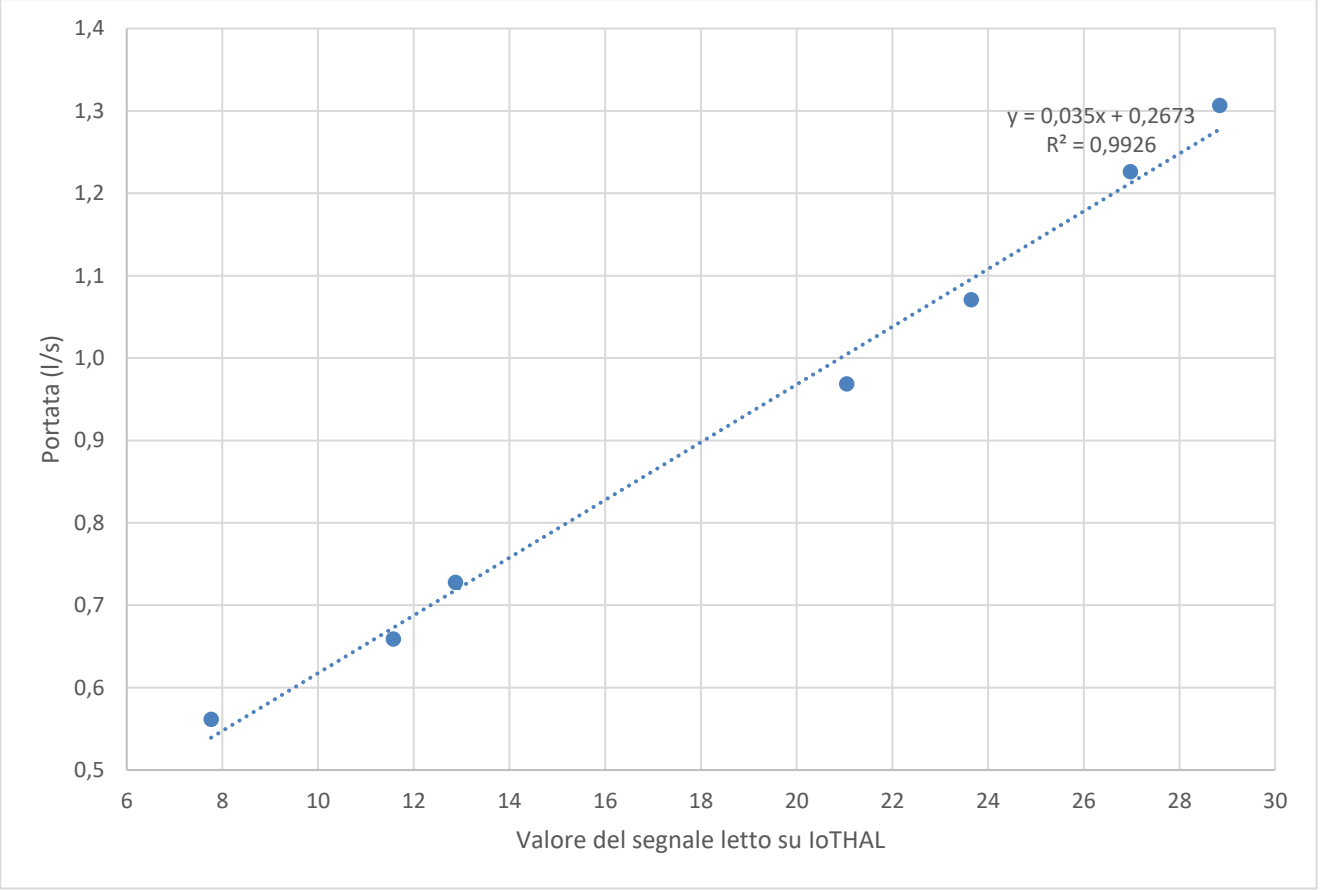


Figura 2.37: Retta di taratura dell'anemometro a ventolina sul MEAD.

In ascissa il valore letto sul Theremino_IotHAL ed in ordinata il valore di portata in l/s (litri al secondo) ottenuto moltiplicando 10^3 con la velocità in m/s ottenuta dal termoanemometro TESTO 480 e la superficie della ventolina libera dagli elementi vincolanti.

Per il calcolo della portata si è moltiplicato il valore della velocità dell'aria (ricavata dalla taratura del termoanemometro TESTO 480) per la superficie della ventolina avendo avuto cura di sottrarre, alla superficie totale della ventolina, la superficie del dischetto centrale e delle n.3 barre di collegamento tra quest'ultimo ed il bordo interno della ventolina. Le misure ed i calcoli sono riportati in Tabella 2.9.

Oggetto	**Dimensioni**	**Calcolo**
Diametro interno ventolina	D = 0,026 m	Superficie totale ventolina, S = 5,309E-04 m^2
Diametro dischetto centrale	d = 0,010 m	Superficie dischetto centrale, sc = 7,854E-05 m^2
Barra di collegamento cerchietto-bordo interno ventolina	1,30 x 7,35 mm	Superficie n. 3 barre, sb = 2,867E-05 m^2
Area effettiva del passaggio della portata d'aria	S' = S – sc - sb	S' = 4,237E-04 m^2

Tabella 2.9: Parametri di calcolo dimensioni effettive del passaggio della portata d'aria attraverso la ventolina del MEAD.

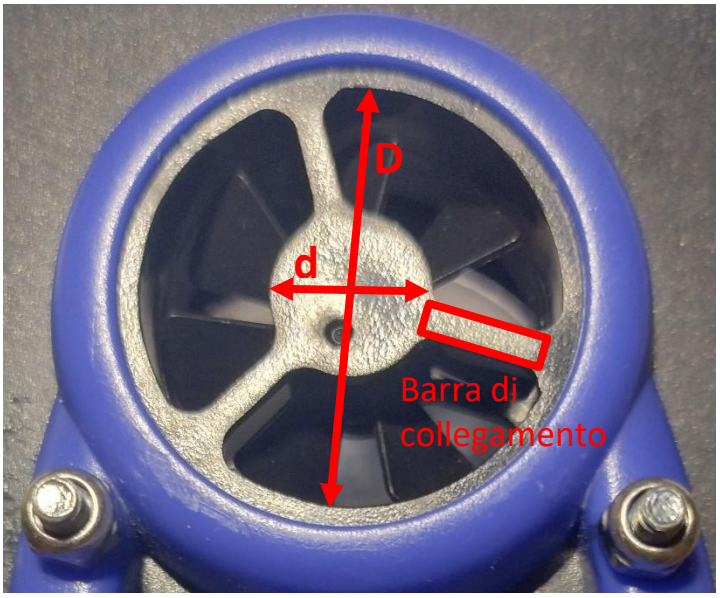


Figura 2.38: Dimensioni interne ventolina.

Al fine, poi, di determinare l'incertezza associata a V_{exATPS} si è proceduto dapprima a calcolare l'incertezza sulla pendenza (m) e sull'intercetta (q) mediante propagazione degli errori sul il Metodo dei Minimi Quadrati [34] ottenendo i valori in Tabella 2.10 (valori ottenuti mediante la funzione di MS Excel© "REGR.LIN (intervallo_y; intervallo_x; VERO; VERO)":

Parametro	**Equazione**	**Valore**
Deviazione Standard dei residui	$S_{y/x} = \sqrt{\frac{\sum(y_i - \hat{y}_i)^2}{N-2}}$	0,027202
Incertezza sulla pendenza (m)	$S_m = \frac{S_{y/x}}{\sqrt{\sum(x_i - \bar{x})^2}}$	0,001351
Incertezza sull'intercetta (q)	$S_q = S_{y/x} \cdot \sqrt{\frac{\sum x_i^2}{N \cdot \sum(x_i - \bar{x})^2}}$	0,027605

Tabella 2.10: Parametri di incertezza sulla retta di taratura del sensore anemometrico a ventolina.

Riguardo il termoanemometro TESTO 480, l'incertezza (come da datasheet del costruttore) risulta pari a ξ_{TESTO} (m/s) = ± (0.03 + 5% del valore misurato). Poiché la retta di taratura in Figura 2.34 esprime in ordinata direttamente la portata volumetrica (l/s), si moltiplica il valore di ξ per l'Area effettiva del passaggio della portata d'aria in Tabella 2.9 ottenendo: ΔQ_{TESTO} (l/s) = ± (0.013 + 5% del valore misurato). Stimando una distribuzione di probabilità rettangolare (DS=a/RADQ(3)) per tale valore [33], si ottiene: ΔQ_{TESTO} (l/s) = ± (0.013 + 2,9% del valore misurato).

Infine, con riferimento ai valori utilizzati per la retta di taratura, si ottiene una incertezza relativa massima del 7% sul valore di portata misurata col sensore a ventolina; la stessa incertezza relativa massima può essere riferita al valore finale di V_{exATPS}.

Par. 2.6 – Stima dell'incertezza di misura sul Metabolismo Energetico

La norma tecnica UNI EN ISO 8996 non esprime un metodo di calcolo e stima dell'incertezza di misura per il Metabolismo energetico; si limita a riportare delle stime percentuali di incertezza prevista (v. Tabella 1.4). Nei riguardi della misura del Metabolismo energetico mediante il metodo della misura del consumo di ossigeno, la norma succitata riporta una incertezza relativa massima del 5%.

Come ulteriore scopo del presente lavoro, si è cercato di verificare se le scelte progettuali del MEAD possono raggiungere un siffatto valore di incertezza relativa.

Non essendo, quindi come detto, presente un metodo calcolo dell'incertezza direttamente nella norma di riferimento, si procederà ad esprimerne uno proprio seguendo di dettami dell'attuale prassi metrologica disponibile nella norma tecnica UNI CEI 70098-3:2016 [33] con il supporto dei concetti riportati in alcuni testi di letteratura [34,35].

Tenendo presente le equazioni dalla (2.1) alla (2.9), si procederà con il presupposto che tutte le variabili in gioco siano indipendenti in modo da procedere al calcolo dell'incertezza composta secondo la formula di propagazione per le incertezze effettuando una somma in quadratura del tipo seguente:

$$\Delta G_{ind} = \sqrt{\sum_{i=1}^{n} \left(\frac{\partial G}{\partial X_i}\right)_0^2 (\Delta X_i)^2} \tag{2.14}$$

dove *G* è l'equazione complessiva che tiene conto di tutte le equazioni dalla (2.1) alla (2.9) e le X_i sono le variabili indipendenti contenute nelle suddette equazioni.

Mettendo insieme le equazioni (2.1), (2.2) e (2.3) si ottiene l'equazione (2.14):

$$M = 4{,}53 \cdot \dot{V}_{O_2} + 1{,}35 \cdot \dot{V}_{CO_2} \tag{2.15}$$

Inserendo le (2.8) e (2.9) nella (2.13) ed isolando le variabili si ottiene:

$$M = \dot{V}_{ex} \cdot \left(1{,}20 - 5{,}73 \cdot F_{O_2} - 0{,}15 \cdot F_{CO_2}\right) \tag{2.16}$$

Inserendo (2.4), (2.5), (2.6) e (2.7), si ottiene:

$$M = V_{exATPS} \cdot \frac{273 \cdot P - 1668{,}58 \cdot e^{\left(\frac{17{,}62 \cdot \theta}{243{,}12 + \theta}\right)}}{27654{,}9 - 101{,}3 \cdot \theta} \cdot t^{-1} \cdot \left(1{,}20 - 5{,}73 \cdot F_{O_2} - 0{,}15 \cdot F_{CO_2}\right) \tag{2.17}$$

Fatta questa premessa, l'equazione (2.17) rappresenta l'espressione completa della (2.1) con le variabili da considerare nello sviluppo della (2.14) che diventa:

$$\Delta M = \sqrt{(\alpha)^2(\Delta V_{exATPS})^2 + (\beta)^2\left(\Delta F_{O_2}\right)^2 + (\gamma)^2\left(\Delta F_{CO_2}\right)^2 + (\delta)^2(\Delta P)^2 + (\epsilon)^2(\Delta\theta)^2} \tag{2.18}$$

dove i fattori di sensibilità sono:

$$\alpha = \left[\frac{f}{t}\left(1{,}20 - 5{,}73 \cdot F_{O_2} - 0{,}15 \cdot F_{CO_2}\right)\right] \tag{2.19}$$

$$\beta = \left[\frac{f}{t} \cdot 5{,}73 \cdot V_{exATPS}\right] \tag{2.20}$$

$$\gamma = \left[\frac{f}{t} \cdot 0{,}15 \cdot V_{exATPS}\right] \tag{2.21}$$

$$\delta = \frac{273}{27654{,}9 + 101{,}3 \cdot \theta} \tag{2.22}$$

$$\epsilon = -\left[\frac{7147820{,}288 \cdot e^{\left(\frac{17{,}62 \cdot \theta}{243{,}12+\theta}\right)}}{(243{,}12+\theta)^2 \cdot (27654{,}9 + 101{,}3 \cdot \theta)} + \frac{27654{,}9 \cdot P - 169027{,}154 \cdot e^{\left(\frac{17{,}62 \cdot \theta}{243{,}12+\theta}\right)}}{(27654{,}9 + 101{,}3 \cdot \theta)^2}\right] \tag{2.23}$$

Dall'equazione (2.18) è stato escluso, perché ritenuto trascurabile, il contributo all'incertezza del tempo *t* di campionamento in quanto fornito con estrema precisione dal software gestito dal PC.

L'equazione di Δ*M* è intesa come Incertezza composta (u_c) sulla (2.17) e comprende sia incertezze di categoria A che di categoria B.

Coerentemente con l'attuale prassi metrologica [33], è stata calcolata l'incertezza estesa (*U*) su *M* come:

$$U = k \cdot u_c \tag{2.24}$$

Dove u_c = Δ*M* e *k* = 2 rappresenta il fattore di copertura riferito ad un livello di fiducia del 95%.

L'equazione (2.24) è inserita nel software Theremino_MetRaM per il calcolo in automatico ad ogni stima del Metabolismo energetico.

Par. 2.7 – Costi totali sostenuti

I costi totali sostenuti per lo sviluppo del MEAD sono contenuti nel seguente foglio di calcolo (Tabella 2.9). Sono stati esclusi i costi software poiché sono tutti free e/o autoprodotti.

Tipologia	Marca	Modello	Costo unitario (€) comprensivo di eventuali spese di spedizione	% su costo totale	Note
Sensore ossigeno	ASAIR	AO-03	30,00	9,7%	
Circuito accessorio sensore ossigeno			5,00	1,6%	Autoprodotto. Costo comprendente: basetta millefori, operazionale AD8552M/TR, pulsantino, componenti SMD, cavetteria e connettori
Sensore Diossido di carbonio	Winsen	MH-410D	150,00	48,5%	Proveniente da Cina. Costo elevato poiché comprensivo di spese di spedizione
Sensore temperatura		Pt1000	1,00	0,3%	Costo comprendente: Pt1000, resistenza 1.0 KΩ 1/8 W, cavetteria e connettori
Sensore pressione barometrica	Freescale Semiconductor	MPXA6115A6U	30,00	9,7%	Costo comprendendo: piastra Breackout003, cavetteria e connettori
MODULO DC-DC Step-UP convertitore regolabile		5V/8V/9V/12V 1.5A	2,00	0,6%	
Sensore anemometrico a ventolina	TFA	Anemometer	30,00	9,7%	Costo totale dell'anemometro da cui sono stati estratti ventolina e induttore
Circuito accessorio amplificatore per sensore anemometrico a ventolina			2,00	0,6%	Autoprodotto. Costo comprendente: basetta millefori, operazionale MC4558CN, componenti elettronici, cavetteria e connettori
Schmitt-Trigger	Spray3d.it		3,00	1,0%	
Modulo IoT	EspressIf	Esp 32 Pico Kit V4	10,00	3,2%	
Contenitore - custodia per elettronica		120x56x31 mm in ABS nero	9,00	2,9%	
Semimaschera facciale	Honeywell	Sperian Valuair Plus	32,00	10,4%	
Powerbank		5V/2A 5000 mAh	5,00	1,6%	Costo comprensivo di: powerbank, cavo USB adattato con doppio terminale dupont femmina
		COSTO TOTALE	**309**	100,0%	

Tabella 2.9: Costi totali sostenuti. Sono esclusi sia i costi software, poiché sono stati utilizzati opensource e autoprodotti.

Dall’analisi della Tabella 2.9 si può verificare che circa il 50% del costo totale nello sviluppo del MEAD è coperto dal sensore Winsen© per la misura del Diossido di carbonio. È doveroso, tuttavia, rilevare che detto sensore non è presente sul mercato italiano ma è stato acquistato dal produttore cinese. Per cui, nel costo, è presente una componente significativa derivante dai costi di spedizione.

Cap. 3 - VERIFICA SPERIMENTALE DEL DISPOSITIVO

Par. 3.1 - Protocollo sperimentale

Il protocollo sperimentale ha previsto:

1) Reclutamento di almeno n. 15 persone di diverso genere, età e costituzione fisica (esenti da patologie cardio-respiratorie o metaboliche);
2) Per la verifica eventuali *confounder*, si procederà alla raccolta di dati soggettivi delle persone reclutate (mediante questionario): età, genere, altezza, peso, abitudine al fumo, assenza di patologie respiratorie, assunzione di farmaci particolari e abitudini sportive;
3) N. 3 test, per ogni soggetto, della capacità di misura del Metabolismo Basale con raccolta dati ambientali (temperatura e umidità);
4) N. 3 test, per ogni soggetto, della capacità di misura del Metabolismo energetico per una Attività d'ufficio;
5) Analisi dei dati soggettivi e verifica assenza *confounder*;
6) Comparazione dei test di misura con i dati di letteratura.

Par. 3.2 – Procedura di campionamento

Fasi generali riportate in ordine temporale:

1) Sarà attribuito un Codice Univoco del Test (CUT) (del tipo x/YY/z) ad ogni soggetto nella reportistica (x = Numero Univoco del Soggetto testato, YY = tipo di test v. p.to 5 lett. h, z = numero di ripetizione del test);
2) Per ogni ripetizione del test, effettuare tutte le rilevazioni in un ambiente alle stesse condizioni termoigrometriche ovvero a +27 ± 2 °C e 60±5 % UR in assenza di ventilatori ed in assenza di forti luci dirette, naturali e/o artificiali;
3) Richiedere preventivamente, al soggetto da sottoporre a campionamento, di
   - indossare una T-shirt bianca in cotone a maniche corte, pantaloni della tuta, calzini corti e scarpe da tennis (o leggere);
   - non aver mangiato, bevuto alcolici e caffè per almeno n. 3 ore prima del test;
   - dichiarare se assume farmaci che possono alterare il Metabolismo Energetico quali, ad es.: farmaci per il diabete e l'obesità, ormoni tiroidei, psicofarmaci, anticonvulsivanti, corticosteroidi, Beta-bloccanti. In caso positivo, il soggetto sarà escluso dal

campionamento; saranno esclusi i bambini poiché la semimaschera utilizzata nello studio non si adatta ai volti più piccoli;

- dichiarare eventuali malattie croniche non compatibili con la presente ricerca, es.: cardiovascolari, polmonari, diabete, renali;

4) Il soggetto viene fatto stazionare nell'ambiente di prova, a riposo, per n.5 minuti per permettere l'acclimatazione;
5) Durante la fase di acclimatazione, si acquisiscono le seguenti informazioni soggettive su modulistica chiamata MEAD_Test:
    a. Età;
    b. Genere;
    c. Altezza;
    d. Peso;
    e. Abitudine al fumo;
    f. Pratica sportiva;
    g. Verifica della sussistenza di quanto richiesto al precedente p.to 3);
    h. Tipo di test: MB = Metabolismo Basale, AU=Attività di Ufficio, CA=Camminata a 2 km/h, CY= Cyclette a 20 km/h;
    i. Note.

Fasi relative al campionamento del Metabolismo Basale:

1) Si fa indossare il MEAD al soggetto da testare verificando, facendogli effettuare delle respirazioni normali, che non ci siano fuoriuscite di aria dai bordi della semimaschera. In caso ci siano delle fuori uscite, si provvederà all'applicazione di nastro biadesivo sul punto critico in modo che aderisca meglio alla pelle del viso;
2) Per il test Metabolismo Basale si fa distende supino su un lettino il soggetto (attività che può essere fatta già dal precedente p.to 4);[3]
3) Quando si ha percezione che il soggetto sia a proprio agio, si inserisce il CUT sul campo "LOG File Name" **(A)** del software MetRaM e si verifica che i parametri misurati siano su valori verosimili sulla Check-Bar **(B)**. Se ok, passare ai punti successivi;

[3] Per il test "Attività d'ufficio": al punto 7 il soggetto lavora da seduto e svolte la sua attività quotidiana.

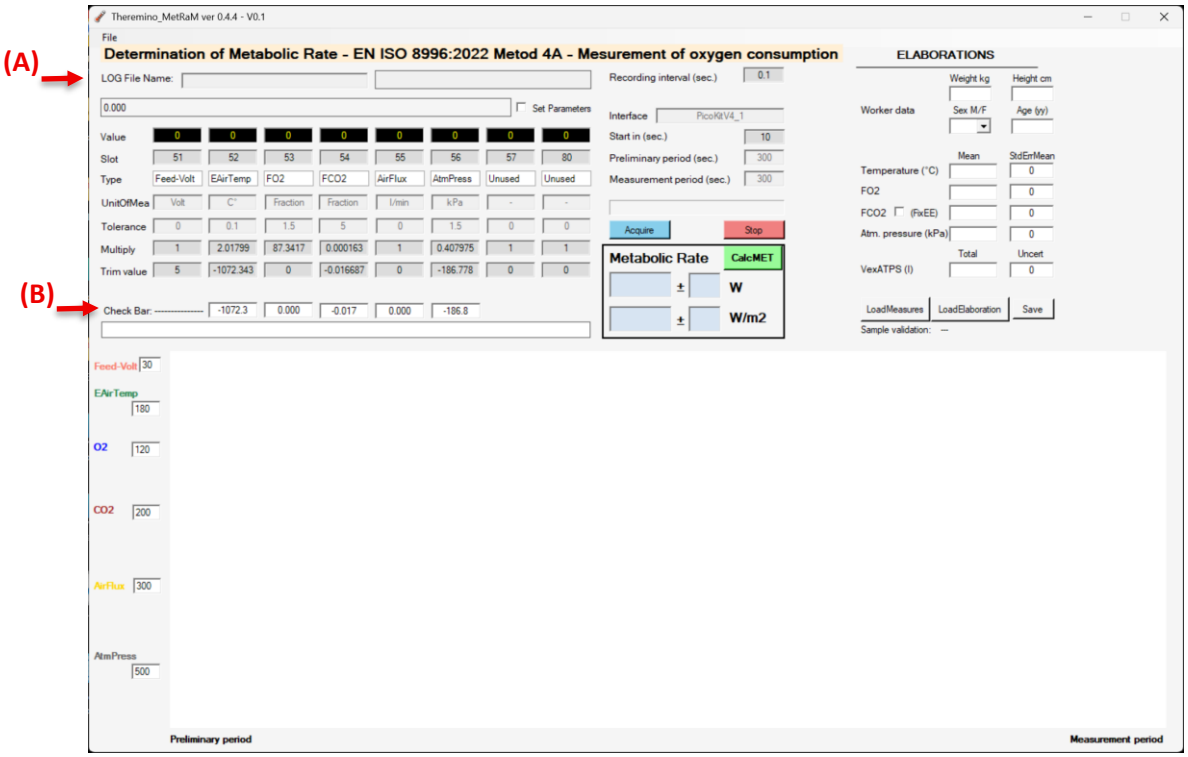


Figura 3.1: Interfaccia del software MetRaM

4) Controllare che i valori nei campi “Preliminary period” e “Measurement period” siano pari a 300 e che il campo “Recording interval” sia pari a 0.1; qualora si debbano immettere i valori corretti, flaggare il check “Set Parameters”, inserire i valori e poi togliere il flag;
5) Avviare il campionamento cliccando sul tasto “Acquire”;
6) Si avvia il countdown impostato a n.10 secondi (v. campo “Start in (sec.)”) e successivamente partono le misurazioni;
7) Durante le misurazioni, il soggetto non deve parlare e il valutatore deve monitorare il soggetto annotando qualsiasi anomalia che potrebbe inficiare la misurazione (es. tosse, starnuti, altro);

Conclusa la misurazione, il MEAD può essere rimosso dal soggetto valutato.

MEAD_Test - Ver. 0.3

MEAD_Test

(Modulo per la raccolta dati anamnestici e di campionamento)

Numero Univoco del Soggetto progressivo in base ai soggetti testati (**NUS**): _____

Età (anni): _____	Genere: M / F _____	Peso (kg): _____	Altezza (cm): _____
Abitudine al fumo: sì / no _____		Pratica sportiva regolare: sì / no _____	

Verifica della sussistenza dei prerequisiti:

Prerequisiti generali	**Sì / No**	**Note**
Assume farmaci che possono alterare il Metabolismo Energetico quali, ad es.: farmaci per il diabete e l'obesità, ormoni tiroidei, psicofarmaci, anticonvulsivanti, corticosteroidi, Beta-bloccanti.		
Presenta malattie croniche non compatibili con la presente ricerca, es.: cardiovascolari, polmonari, diabete, renali		

Campionamenti:

CUT: _____ [2] / _____ [3] / 1	Data: _____		Ora inizio: _____	
Temperatura ambiente (°C): _____			Umidità ambiente (%): _____	
Prerequisiti		**Sì / No**	**Note**	
Indossa una T-shirt bianca in cotone a maniche corte, pantaloni della tuta, calzini corti e scarpe da tennis (o leggere)				
Ha mangiato, bevuto alcolici e caffè per almeno n. 2 ore prima del test				
Parametri campionati relativi all'aria espirata durante il test				
Temperatura (°C)			**Metabolic Rate (W)**	**Inc. (W)**
FO_2				
FCO_2				
Pressione atmosferica (kPa)				
Volume ATPS (litri)				

CUT: _____ / _____ / 2	Data: _____		Ora inizio: _____	
Temperatura ambiente (°C): _____			Umidità ambiente (%): _____	
Prerequisiti		**Sì / No**	**Note**	
Indossa una T-shirt bianca in cotone a maniche corte, pantaloni della tuta, calzini corti e scarpe da tennis (o leggere)				
Ha mangiato, bevuto alcolici e caffè per almeno n. 2 ore prima del test				
Parametri campionati relativi all'aria espirata durante il test				
Temperatura (°C)			**Metabolic Rate (W)**	**Inc. (W)**
FO_2				
FCO_2				
Pressione atmosferica (kPa)				
Volume ATPS (litri)				

[2] NUS

[3] Tipo di test: MB = Metabolismo Basale, AU=Attività di Ufficio, CA=Camminata a 2 km/h, CY= Cyclette a 20 km/h;

Figura 3.2: modulo MEAD Test per la raccolta dati e informazioni sui soggetti sottoposti a misurazione.

Par. 3.4 – Analisi dei dati anamnestici del campione

I n. 15 soggetti sottoposti a test sono stati reperiti in base a disponibilità volontaria ed erano di età compresa tra 13 e 61 anni (Media = 41.1 e Dev. Std. = 16.0, Mediana = 43) e divisi tra n.7 femmine e n. 8 maschi.

La distribuzione dei dati di età è rappresentata in Figura 3.3.

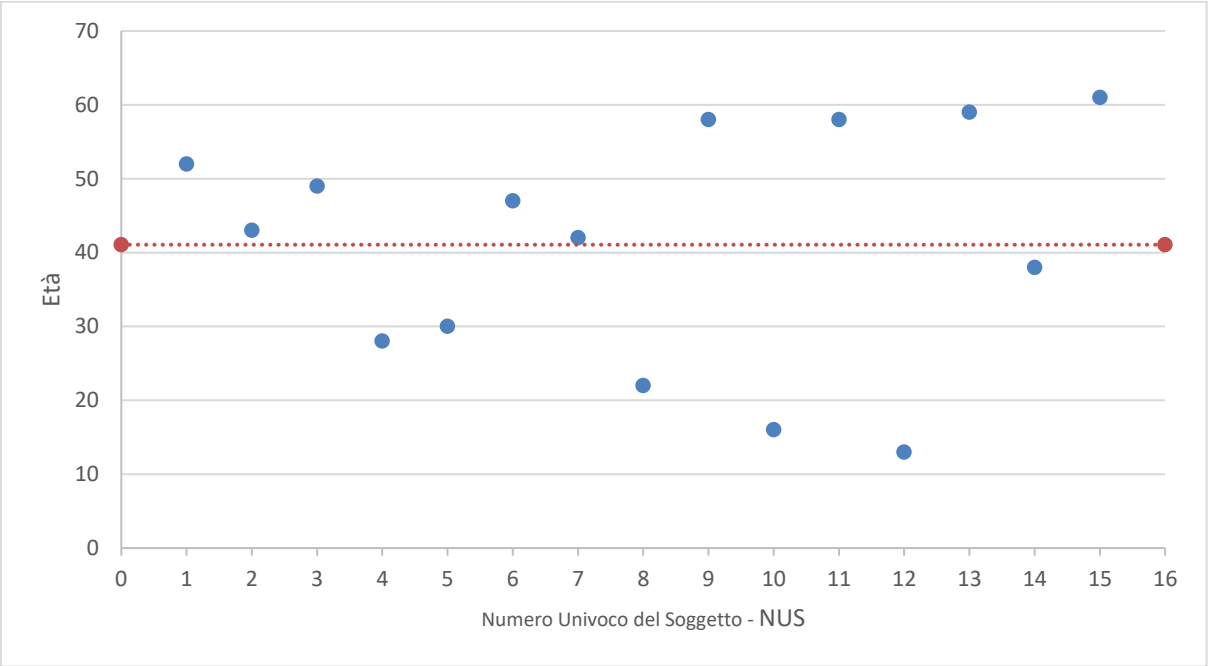


Figura 3.3: Distribuzione dell'età dei soggetti sottoposti a test. La media aritmetica evidenziata dalla linea tratteggiata rossa.

Sono stati testati anche soggetti di minore età poiché la metodica è attualmente usata in campo medico e sportivo anche per i bambini e la norma tecnica UNI EN ISO 8996:2022 non specifica che il test sia solo per adulti.

L'abitudine al fumo è stata riscontrata in un unico soggetto così come, in un soggetto diverso, l'assunzione di un farmaco tra quelli che possono alterare il metabolismo basale. Questi soggetti sono stati mantenuti all'interno del gruppo di test poiché, nel primo caso, il soggetto dichiarava un lieve tabagismo (2-3 sigarette al giorno), nel secondo caso trattasi di un farmaco che doveva essere assunto per tutta la vita ed è quindi riferito ad un metabolismo non soggetto a modifiche per avvio/fine terapia farmacologica.

Par. 3.5 – Analisi dei dati di Metabolismo energetico campionati

Ogni soggetto è stato sottoposto a test sia per il Metabolismo Basale (MB), a risposo su un lettino in condizioni di neutralità termica, e sia in Attività d'Ufficio o affine (AU), in posizione seduta ed a lavoro unicamente su un PC. Gli stessi test sono stati riprodotti in altre due giornate successive a distanza di qualche giorno in base alle disponibilità dei soggetti volontari.

In totale, quindi, ogni soggetto è stato sottoposto a n. 3 test di MB e n. 3 test di Metabolismo Energetico (*M*) in AU; questo al fine di verificare la variabilità di *M* in tempi diversi.

Per ogni soggetto è stata poi calcolato un valore medio di *M per* MB ed AU con le rispettive incertezze di misura estese *U* (k=2).

In riferimento ai valori misurati di MB, si sono ottenuti i valori medi riportati in Figura 3.4 con evidenza delle seguenti Classi di Metabolismo Energetico (Table A.1 UNI EN ISO 8996:2022): da 100-125 W (Resting), 125-235 (Low), > 235 (Moderate).

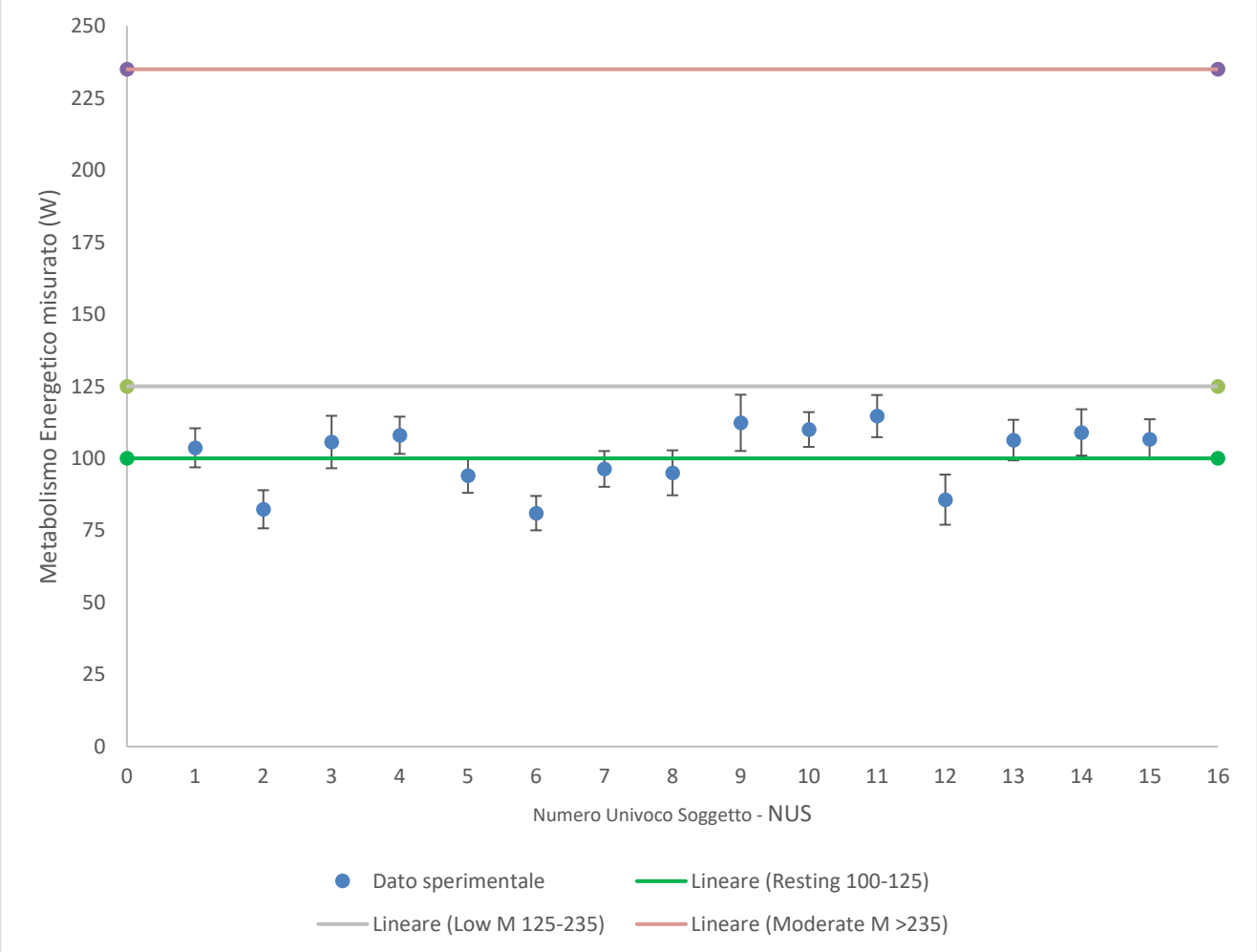


Figura 3.4: Valori medi di Metabolismo Basale in W per i n. 15 soggetti sottoposti a test con esplicitazione dell'incertezza di misura estesa (k=2). Secondo la ISO 8996 sono evidenziati: in verde il livello di 100 W, in grigio il livello di 125 W ed in arancione il livello di 235 W.

Dal grafico in Figura 3.4 si evince che nessun soggetto testato presenta un MB superiore a 125 W, limite oltre il quale si rientrerebbe nella Classe metabolica di attività Low (es. Attività sedentaria, Attività d'Ufficio, Lavoro leggero con mani e braccia, ecc.); tuttavia, anche risultando visibile una variabilità del dato che appare coerente con l'ipotesi iniziale della soggettività della misura e dell'elevata incertezza del metodo tabellare della norma ISO, si riscontrano dei dati medi di MB in alcuni soggetti che sono al disotto del valore minimo aspettato di 100W (tenuto conto dell'incertezza di misura) o al limite dell'accettabilità.

I soggetti al di sotto dei 100W sono i nn. 2, 6 e 12 mentre quelli al limite dell'accettabilità sono i nn. 5, 7 e 8; per tutti i soggetti menzionati è necessario procedere ad una verifica delle eventuali motivazioni a riscontro dei discostamenti nell'intorno 100-125 W.

In considerazione del fatto che l'algoritmo in equazione (2.16) del calcolo del Metabolismo Energetico presenta una sensibilità significativa sia alla frazione di Ossigeno (FO2), essendo quest'ultimo moltiplicato per una costante di 5,73, che al Volume di Aria Espirata V_{exATPS}, essendo questo un fattore moltiplicativo dell'intera equazione (2.16), occorre partire dall'analisi di questi parametri e verificare anche se vi sia una qualche tipo di correlazione con i valori di MB riscontrati.

Risulta invece meno significativo il parametro relativo alla frazione di diossido di carbonio FCO2 poiché si presenta moltiplicato per una costante di 0,15 e di un ordine di grandezza inferiore rispetto alla FO2 e sarà pertanto escluso dalla trattazione; infatti, come anticipato al par. 2.1, la norma stessa prevede la possibilità di evitare la misura di FCO2 e sostituire il valore di RQ con una costante penalizzando il calcolo di solo un 1 %.

Procedendo con l'analisi FO2 e V_{exATPS}, è utile confrontare i due grafici nelle seguenti Figure 3.5 e 3.6.

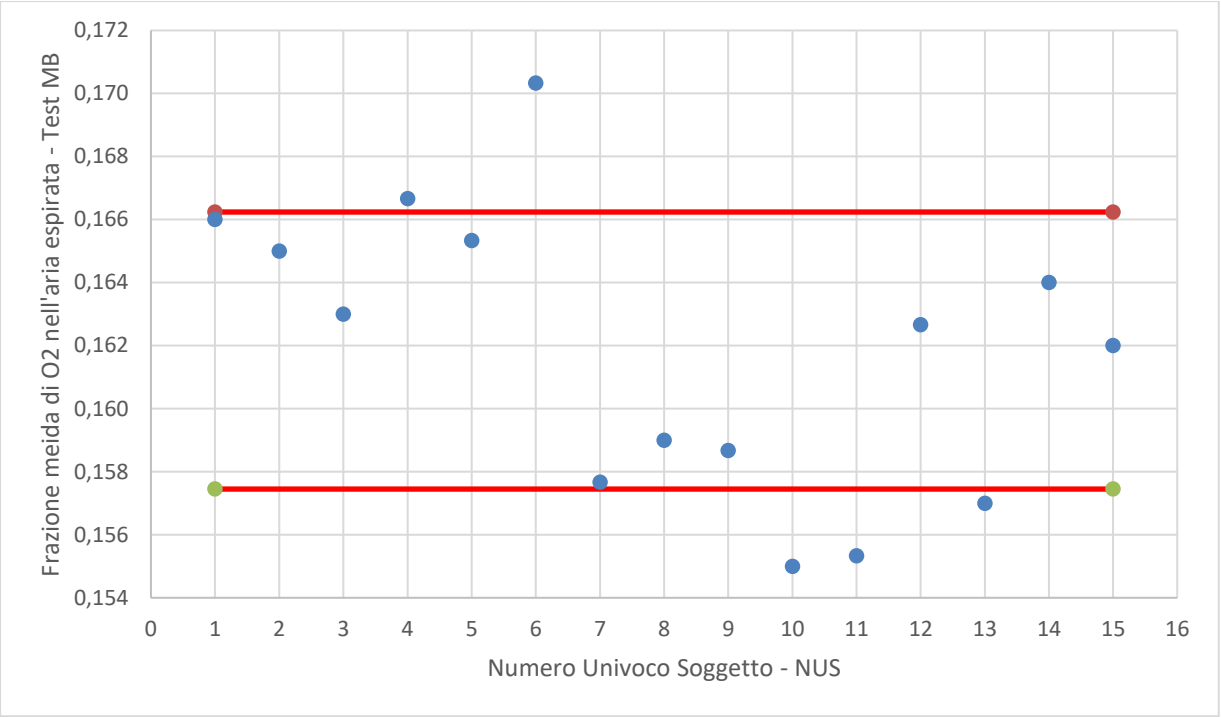


Figura 3.5: Frazione media di Ossigeno misurato per ogni soggetto (NUS) nel test del Metabolismo Basale. Le due linee rosse indicano gli estremi della media ± deviazione standard.

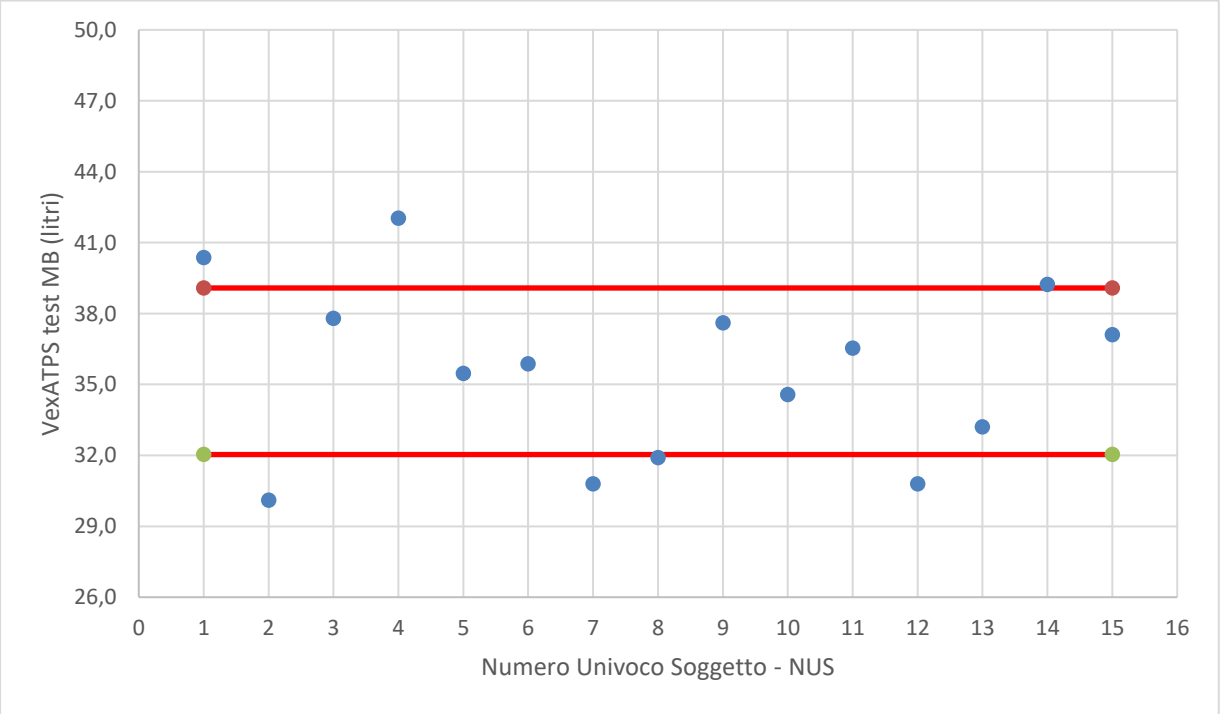


Figura 3.6: Volume medio di Aria Espirata misurata per ogni soggetto (NUS) nel test del Metabolismo Basale. Le due linee rosse indicano gli estremi della media ± deviazione standard.

L'intero campione presentava un valore di *F*O2 e V_{exATPS} (in test MB) di media e deviazione standard (*s*) rispettivamente di 0,162 ± 0,045 e 35,6 ± 3,6 litri.

Nei riguardi del soggetto n.2 si può constatare un *FO*2 di 0,165 (maggiore della media ma nell'intorno della deviazione standard) ed un V_{exATPS} molto basso (30,1 litri). La combinazione di questi due fattori fa diminuire l'*M* riscontrabile in Figura 3.4 sotto i 100 W.

Nei riguardi del soggetto n.6 si può constatare un *FO*2 di 0,170 (maggiore della media e al di sopra intorno della *s*) ed un V_{exATPS} invece nella media (35,9 litri). In questo caso è l'elevato valore di *FO*2 (ovvero un basso consumo di Ossigeno) che determina l'*M* riscontrabile in Figura 3.4 sotto i 100 W.

Per il soggetto n .12 si può constatare un *FO*2 di 0,163 (molto prossimo alla media) ed un V_{exATPS} molto basso (30,8 litri). Per questo soggetto vale la stessa considerazione fatta per soggetto n.2.

Per i soggetti n. 7 e n. 8, sebbene il loro *M* in test MB sia basso ma non critico (Figura 3.4) in quanto rientrante nell'intorno 100-125 W con l'incertezza di misura [36], è possibile procedere con le stesse considerazioni fatte per i soggetti n.2 e n. 12. Infatti, entrambi hanno la *F*O2 leggermente bassa (0,158 e 0,159) ma sempre nell'intorno della media, mentre i loro V_{exATPS} sono invece molto bassi (30,8 e 31,9).

Un discorso a parte andrebbe fatto per il soggetto n. 5 in quanto presenta un *M* in test MB di 94 ± 6 W ovvero avente l'estremo superiore della media + deviazione standard sul limite dei 100 W. Il soggetto non presenta vistose anomalie su *F*O2 (0,165) e V_{exATPS} (35,5 litri) per cui lo porrebbe tra quei casi che necessitano di ulteriori misure di approfondimento per individuare correttamente il suo valore di *M*.

Per quanto riguarda i valori di *M* in Attività d'Ufficio (AU), i valori ottenuti per tutti i soggetti sono riportati in Figura 3.7.

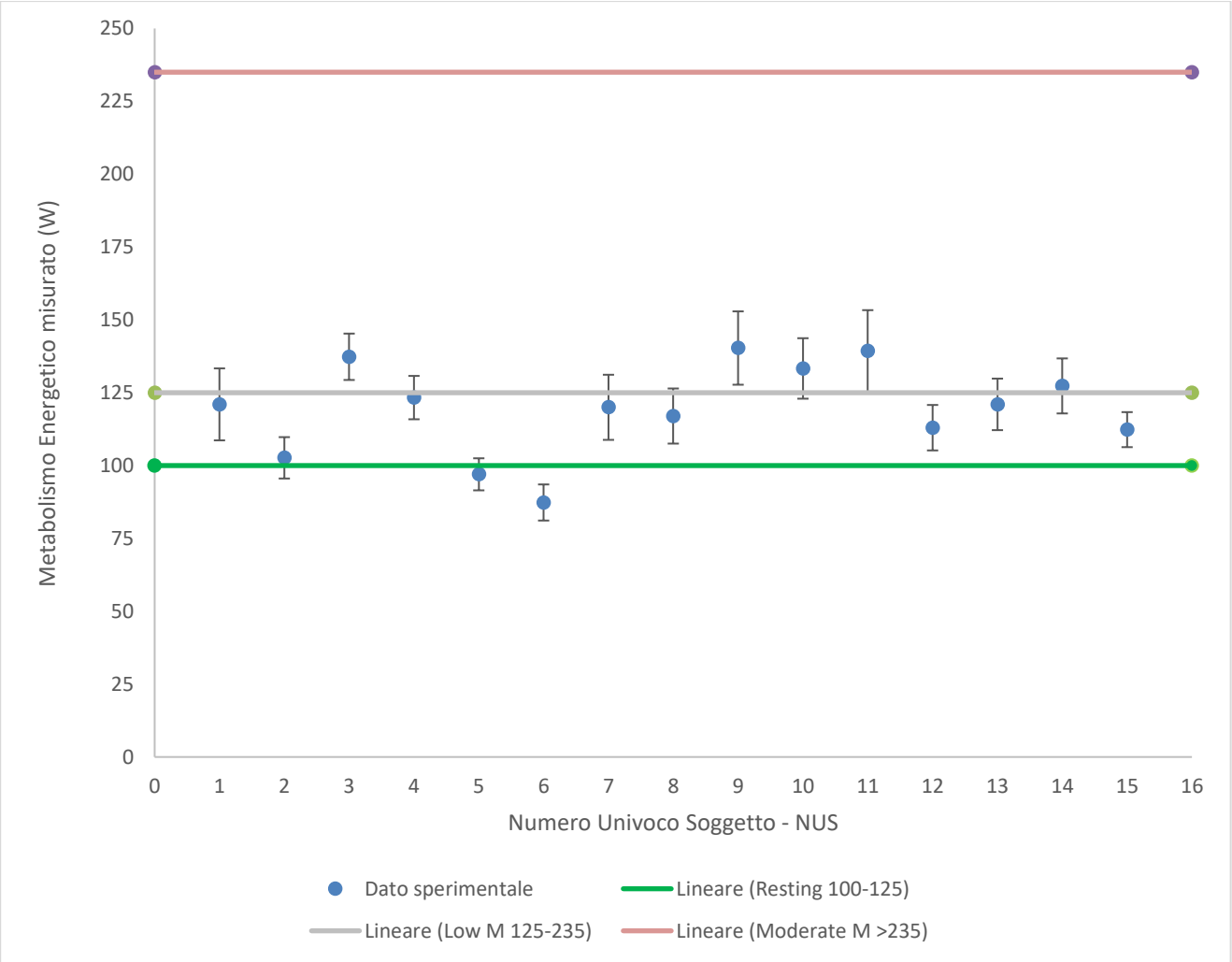


Figura 3.7: Valori medi di Metabolismo energetico durante AU in W per i n. 15 soggetti sottoposti a test con esplicitazione dell'incertezza di misura estesa (k=2). Secondo la ISO 8996 sono evidenziati: in verde il livello di 100 W, in grigio il livello di 125 W ed in arancione il livello di 235 W.

Secondo la Tabella A.1 in Annex A della UNI EN ISO 8996_2022, l'intervallo di *M* tra 125 e 235 W è quello in cui si collocherebbero le attività con un basso Metabolismo Energetico.

Al fine di analizzare i dati sperimentali in questa Classe di attività, si deve tener conto che ai soggetti è stato chiesto di effettuare un semplice *task* di attività d'ufficio ovvero un lavoro al PC in neutralità termica, seduti senza potersi alzare o rispondere al telefono durante la misura. È quindi lecito aspettarsi, da parte della maggior parete dei soggetti, dei valori di *M* non molto diversi da quelli rilevati in MB.

Rispetto ai valori riportati in Figura 3.4, è possibile constatare nella Figura 3.7 che tutti i soggetti hanno un *M* in AU maggiore rispetto a quello in MB. Questo scostamento è però meno marcato in alcuni e più marcato in altri.

Analogamente a quanto fatto per MB, risulta utile riportare i valori di FO2 e V_{exATPS} nelle seguenti Figure 3.8 e 3.9 ma, per le considerazioni, è necessario tenere in considerazione anche quanto

riportato nelle precedenti Figure 3.5 e 3.6.

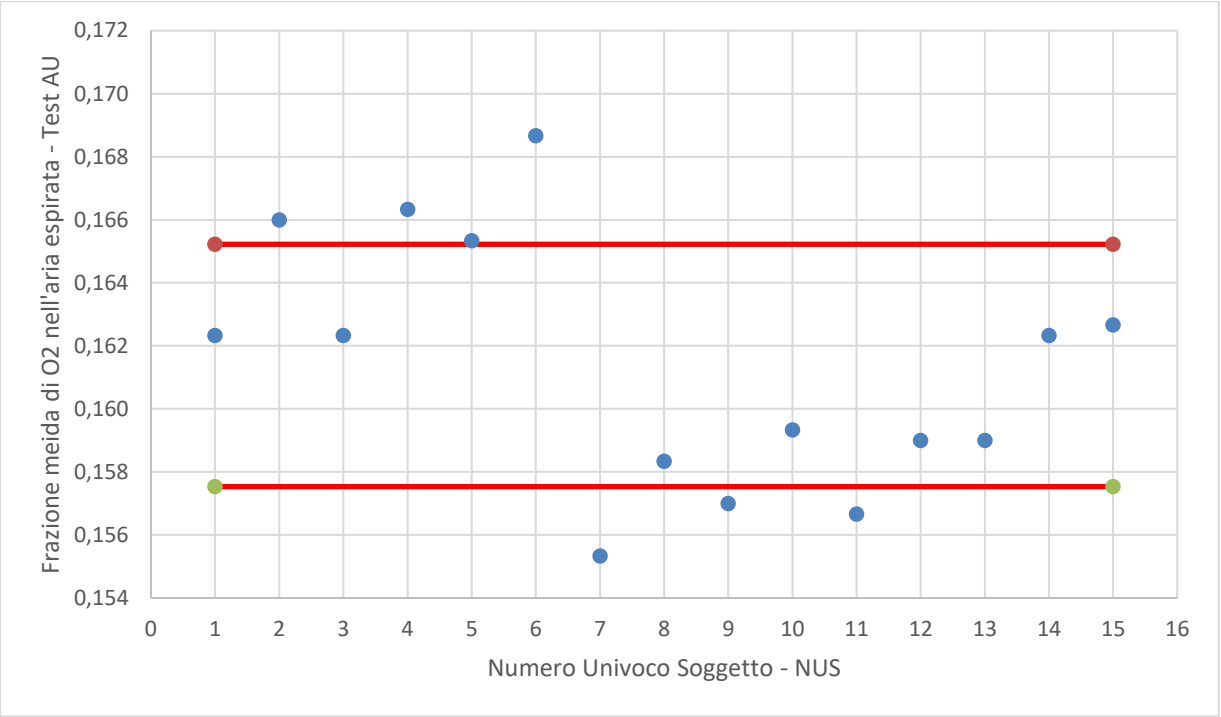


Figura 3.8: Frazione media di Ossigeno misurato per ogni soggetto (NUS) nel test del Metabolismo Energetico in test Attività d'Ufficio (AU). Le due linee rosse indicano gli estremi della deviazione standard della media ± deviazione standard.

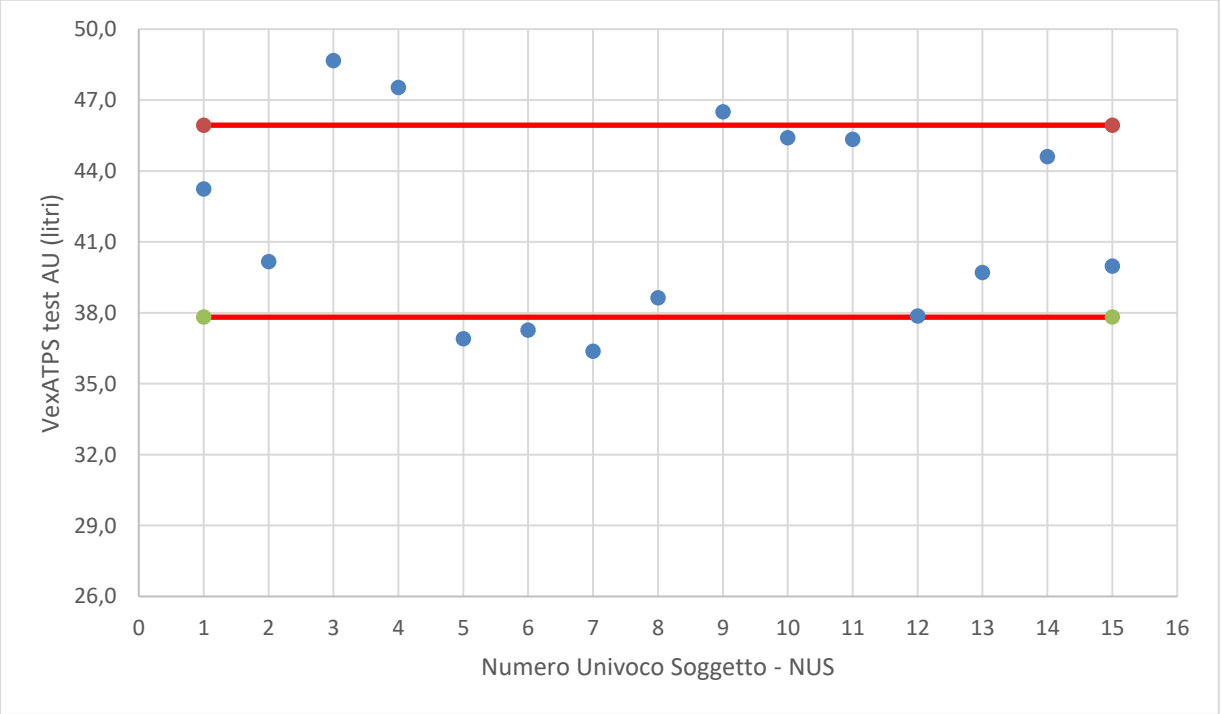


Figura 3.9: Volume medio di Aria Espirata misurata per ogni soggetto (NUS) nel test del Metabolismo Energetico in test Attività d'Ufficio (AU). Le due linee rosse indicano gli estremi della media ± deviazione standard.

I valori medi di FO2 e V_{exATPS} nel test AU sono rispettivamente 0,161 ± 0,004 e 41,9 ± 4,2 litri.

Dalla Figura 3.7 si rileva che i soggetti con anomalie sono i nn. 2, 5, 6, 12 e 15 essendo sotto la soglia dei 125 W, soglia al di sopra della quale dovrebbe invece collocarsi il loro *M* in condizioni di AU.

Per quanto riguarda il soggetto n.2, si riscontra che nonostante il V_{exATPS} (40,2 litri) sia molto prossimo alla media della totalità dei soggetti, è invece la *F*O2 (0,166) che si pone al di fuori del range riportato in Figura 3.8 palesando che, il minor consumo di ossigeno ha determinato un *M* più basso; mentre in MB (*F*O2 = 0,165 e V_{exATPS} = 30,1 litri) era la combinazione di entrambi che determinava il minor valore di *M*.

Analizzando il soggetto n. 5, esso presenta un AU di 97 ± 5 W con un *F*O2 di 0,169 ed un V_{exATPS} di 37,3 mentre in MB presentava un *F*O2 di 0,165 e un V_{exATPS} di 35,5 litri (ovvero si è avuto un aumento del solo 2,4% per *F*O2 e del 4,0% della $V_{exATPS)}$. Quindi per questo soggetto, la minore differenza nella *M* tra MB ed AU è direttamente riscontrabile nella minore differenza nei parametri *F*O2 e V_{exATPS}, indice del fatto che per il soggetto non vi era molta differenza nel passaggio da una Classe di riposo ad una di attività d'ufficio leggera.

Il soggetto n. 6 rimane ancora sotto i 100 W determinato da un alto *F*O2 (0,169) compensato da un basso V_{exATPS} (37,3 litri), non molto diverso dalla misura in MB nella quale si era avuto un *F*O2 di 0,170 ed un V_{exATPS} di 35,9 litri. In questo caso si rileva una frazione di Ossigeno pressoché stabile unitamente anche al volume d'aria espirata (aumento del 3,9%) che fa aumentare *M* in AU ma non significativamente.

Riguardo il soggetto n. 12, si riscontra un valore di *F*O2 (0,159) che non si discosta significativamente da quello misurato in MB (0,163) ma si riscontra una differenza sostanziale (21,1%) nel V_{exATPS} (37,9 litri) rispetto a quello in MB (30,8 litri).

Infine, il soggetto n. 15 presenta in AU un valore di *F*O2 (0,163) che anch'esso non si discosta significativamente da quello misurato in MB (0,162) ed anche per V_{exATPS} non si riscontra una differenza sostanziale (40,0 litri in AU rispetto 37,1 litri in MB ovvero una differenza del 7,7%).

I discostamenti percentuali riscontrati dal V_{exATPS} nell'analisi, hanno orientato la ricerca di eventuali correlazioni tra questo parametro e l'area della superficie corporea A_{Du}, calcolata con la (2.13). Infatti, poteva essere lecito aspettarsi che, soggetti con una maggiore superficie corporea, avessero anche una maggiore capacità polmonare e quindi un volume di aria espirata maggiore ottenendo, in definitiva, un A_{Du} che apportasse un contributo indiretto significativo al valore di *M*.

I valori di A_{Du} in funzione di V_{exATPS} nei due test MB ed AU sono riportati nelle Figure 3.10 e 3.11 e da una analisi visiva dei grafici, in esse contenuti, non si riscontra una correlazione fra le due variabili suddette.

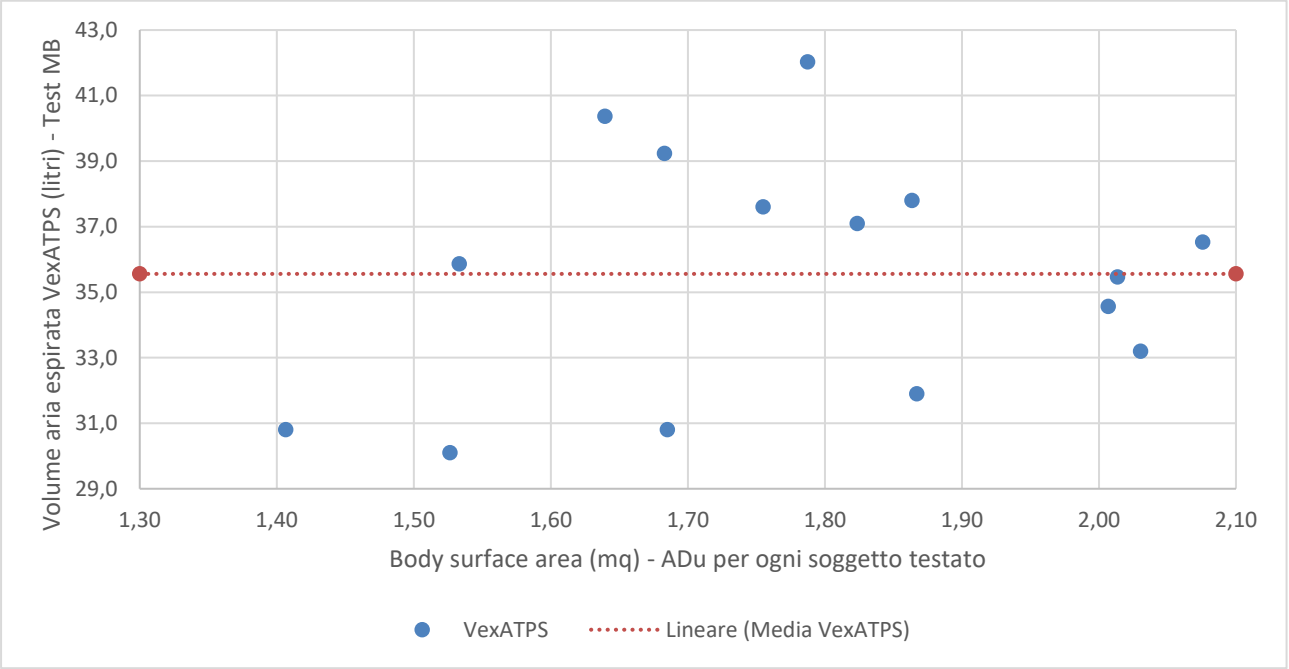


Figura 3.10: Valori medi del Volume Aria Espirata (litri) per ogni soggetto testato in Resting (Metabolismo Basale) in funzione dell'area della superficie corporea calcolata secondo l'equazione (2.13) menzionata nella ISO 8996. Tratteggiata in rosso la media dei VexATPS.

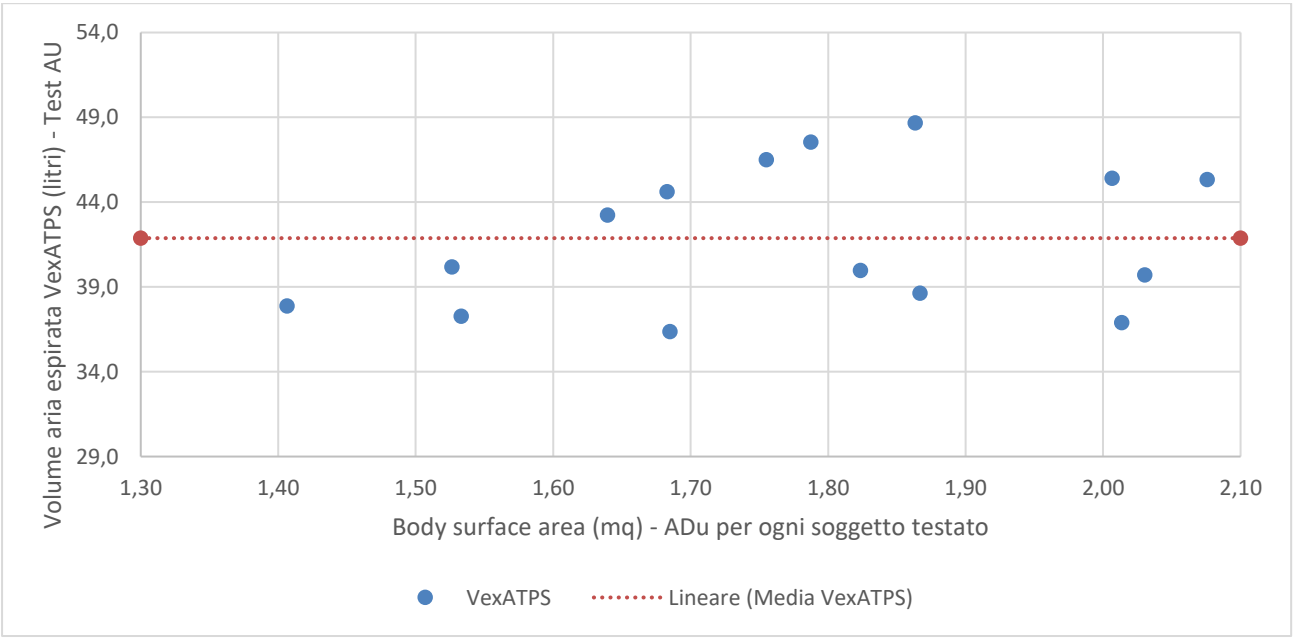


Figura 3.11: Valori medi del Volume Aria Espirata (litri) per ogni soggetto testato in Attività d'Ufficio (AU) in funzione dell'area della superficie corporea calcolata secondo l'equazione (2.13) menzionata nella ISO 8996. Tratteggiata in rosso la media dei VexATPS.

In riferimento a tutti i soggetti che hanno riportato valori di *M* all'interno dei range tabellari di MB ed AU individuabili nelle Figure 3.4 e 3.7 (e che quindi non hanno avuto nel complesso anomalie) in realtà presentavano dei valori di *FO*2 e V_{exATPS} che, seppur in certi casi molto distanti dalle medie, riuscivano comunque a compensarsi all'interno dell'algoritmo ed a incidere correttamente sul valore

aspettato di *M*. Questa condizione potrebbe essere però foriera di errori poiché l'esperienza sulle anomalie riscontrate su un numero seppur esiguo di soggetti, rende tuttavia necessario procedere ad ulteriori misure anche su quei soggetti il cui *M* è coerente con i valori attesi già dalle prime misure in modo da minimizzare anche le incertezze.

Infatti, riguardo l'incertezza di misura del Metabolismo Energetico così misurato, si constatava che in ambedue i test si otteneva un valore di incertezza estesa (*U*) variabile da 5 a 14 W riscontrando che, in coerenza con le equazioni (2.16) e (2.18), si osserva un andamento monotono crescente della *U* all'aumentare della *M*.

Esprimendo la *U* dei valori misurati in percentuale, si ottiene una variabilità tra il 5% ed il 10% da mettere a confronto con i valori di incertezza previsti per i Metodi di Livello 4 nella Tabella 1.4 estratta dalla UNI EN ISO 899:2022. Infatti, la norma prevede, per il Metodo 4A, una incertezza di ±5% ovvero minore rispetto al 5-10% ottenuto dalla presente sperimentazione.

La stessa Tabella 1.4, tuttavia, prevede una incertezza maggiore per i Metodi di Livello 3 (10-15%) per cui sembra corretto evidenziare che il dispositivo MEAD consente una misura più precisa del Metabolismo Energetico rispetto ai Metodi di Livello 3.

CONCLUSIONI

L'analisi dei dati ottenuti durante i test ha permesso di evidenziare che il dispositivo MEAD, unitamente al software dedicato MetRaM, consente di effettuare misure di Metabolismo Energetico (*M*) in linea con le previsioni normative tabellari della norma tecnica UNI EN ISO 8996:2022.

In particolare, è stato possibile evidenziare, per tutti i soggetti testati, l'aumento del valore di *M* tra una condizione di riposo in neutralità termica (Metabolismo Basale) ed una leggera Attività d'Ufficio o affine (sempre in neutralità termica).

Dall'analisi dei dati ottenuti è stato possibile verificare che il sistema dispositivo-software MEAD-MetRaM, seppur non raggiunga l'incertezza del 5% prevista per i Metodi di Livello 4 della UNI EN ISO 8996:2022, può però misurare il Metabolismo Energetico umano con una incertezza sensibilmente minore rispetto ai Metodi di Livello 1, 2, 3 previsti dalla suddetta norma (il Metodo 1 tabellare risulta quello più frequentemente usato soprattutto in ambito lavorativo per la valutazione del rischio microclimatico).

Inoltre, il presente lavoro ha però evidenziato alcune peculiarità che necessitano di ulteriori verifiche sperimentali che verosimilmente potrebbero portare il sistema MEAD-MetRaM a raggiugere valori di incertezza di misura più in linea con la previsione normativa.

In primo luogo, essendo il Metodo 4A riferito alla stima di *M* mediante misura del consumo di Ossigeno, è evidente che l'utilizzo di un sensore di O_2 avente altissima precisione, accuratezza e stabilità nel tempo può comportare un dato finale affetto più preciso.

In secondo luogo, si è potuto riscontrare che il parametro del volume d'aria espirata V_{exATPS} può essere influenzato sensibilmente anche da condizioni psicologiche del soggetto testato (es. stati d'asia soggettivi o dovute anche al test stesso) o da patologie cardiopolmonari non conosciute o non dichiarate, andando quindi ad alterare significativamente la stima finale di *M* a causa dell'apporto moltiplicativo di V_{exATPS}; da qui la necessità di tener conto del fattore psicologico/patologico del soggetto testato durante la misura.

Infine, è necessario considerare una variabilità significativa, personale e soggettiva, dei parametri corporei e psicologici dei soggetti sottoposti a test che rendono essenziale la necessità di effettuare e mediare su un numero molteplice di misure col Metodo 4A prima di definire, con un sufficiente livello di fiducia, quale sia il valore di Metabolismo Energetico di un soggetto che effettua una data attività.

BIBLIOGRAFIA e SITOGRAFIA

[1] IPCC, 2021: Climate Change 2021: The Physical Science Basis. Contribution of Working Group I to the Sixth Assessment Report of the Intergovernmental Panel on Climate Change [Masson-Delmotte, V., P. Zhai, A. Pirani, S.L. Connors, C. Péan, S. Berger, N. Caud, Y. Chen, L. Goldfarb, M.I. Gomis, M. Huang, K. Leitzell, E. Lonnoy, J.B.R. Matthews, T.K. Maycock, T. Waterfield, O. Yelekçi, R. Yu, and B. Zhou (eds.)]. Cambridge University Press, Cambridge, United Kingdom and New York, NY, USA, 2391 pp. doi:10.1017/9781009157896;

[2] https://heathealth.info/news/understanding-heatwaves-beyond-extreme-temperatures/

[3] https://wmo.int/topics/extreme-heat

[4] https://www.geopop.it/nel-mediterraneo-e-avvenuta-londata-di-calore-piu-lunga-degli-ultimi-40-anni/

[5] https://www.who.int/health-topics/heatwaves#tab=tab_1

[6] Heat-Health Action Plans: Guidance, F. Matthies, G. Bickler, N. Cardenosa Marin, S. Hales. WHO Europe 2008, ISBN 978-92-890-7191-8;

[7] https://www.salute.gov.it/new/it/tema/ondate-di-calore/livelli-di-rischio-cosa-fare/

[8] https://esploradati.istat.it/databrowser/

[9] https://www.iltempo.it/attualita/2026/06/25/news/estate-blackout-crisi-energetica-meteo-ondate-caldo-africano-infrastrutture-collasso-riscaldamento-48310986/

[10] L.G. Berglund, R.R. Gonzalez, Application of Acceptable Temperature Drifts to Built Environments as a Mode of Energy Conservation, ASHRAE Transactions 84, pp. 110-121, 1978;

[11] D.lgs. 9 aprile 2008, n. 81, Attuazione dell'articolo 1 della Legge 3 agosto 2007, n. 123 in materia di tutela della salute e della sicurezza nei luoghi di lavoro, (Gazzetta Ufficiale n. 101 del 30 aprile 2008 - Suppl. Ordinario n. 108);

[12] A. Santarsiero, L. Musmeci, A. Ricci, S. Corasaniti, P. Coppa, G. Bovesecchi, R. Merluzzi, S. Fuselli per il Gruppo di Studio Nazionale sull'Inquinamento Indoor. Parametri microclimatici e inquinamento indoor. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2015. (Rapporti ISTISAN 15/25);

[13] UNI EN ISO 7730:2026. Ergonomia degli ambienti termici - Determinazione analitica e interpretazione del benessere termico mediante il calcolo degli indici PMV e PPD e dei criteri di benessere termico locale;

[14] UNI EN ISO 7933:2023. Ergonomia dell'ambiente termico - Determinazione analitica ed interpretazione dello stress termico da calore mediante il calcolo della sollecitazione termica prevedibile;

[15] UNI EN ISO 11079:2008. Ergonomia degli ambienti termici - Determinazione e interpretazione dello stress termico da freddo con l'utilizzo dell'isolamento termico dell'abbigliamento richiesto (IREQ) e degli effetti del raffreddamento locale;

[16] UNI EN ISO 7726:2026. Ergonomia degli ambienti termici - Strumenti per la misurazione e il monitoraggio delle grandezze fisiche;

[17] UNI EN ISO 9920:2009. Ergonomia dell'ambiente termico - Valutazione dell'isolamento termico e della resistenza evaporativa dell'abbigliamento;

[18] UNI EN ISO 8996:2022. Ergonomia dell'ambiente termico - Determinazione del metabolismo energetico;

[19] C. Melino, A. Messineo, G. Carlesi, I. Iavicoli, Lineamenti di Igiene del Lavoro, Società Editrice Universo – Roma, IV Edizione 2004;

[20] D.U. Silverthorn, Fisiologia, un approccio integrato. Casa Editrice Ambrosiana, 2000;

[21] F. Xu, E.C. Rhodes. Oxygen uptake kinetics during exercise. Sports Med. 1999 May;27(5):313-27. doi: 10.2165/00007256-199927050-00003. PMID: 10368878;

[22] T.J. Barstow. Characterization of VO2 kinetics during heavy exercise. Med Sci Sports Exerc.

1994 Nov;26(11):1327-34. PMID: 7837952;
[23] T.J. Barstow, P.A. Molé. Linear and nonlinear characteristics of oxygen uptake kinetics during heavy exercise. J Appl Physiol (1985). 1991 Dec;71(6):2099-106. doi: 10.1152/jappl.1991.71.6.2099. PMID: 1778898;
[24] E. Børsheim, R. Bahr. Effect of exercise intensity, duration and mode on post-exercise oxygen consumption. Sports Med. 2003;33(14):1037-60. doi: 10.2165/00007256-200333140-00002. PMID: 14599232;
[25] C. Cleuziou, S. Perrey, F. Borrani, A. M. Lecoq, R. Candau, D. Courteix, P. Obert. 2004. Dynamic Responses of Oxygen Uptake at the Onset and End of Moderate and Heavy Exercise in Trained Subjects. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 29(1): 32-44. https://doi.org/10.1139/h04-003;
[26] D.W. Hill, J.N. Halcomb, E.C. Stevens. Oxygen uptake kinetics during severe intensity running and cycling. *Eur J Appl Physiol* 89, 612–618 (2003). https://doi.org/10.1007/s00421-002-0779-x;
[27] UNI EN ISO 13731:2004. Ergonomia degli ambienti termici - Vocabolario e simboli;
[28] A. Wexler. Vapor Pressure Formulation for Water in Range 0 to 100 °C. A Revision. J Res Natl Bur Stand A Phys Chem. 1976 Sep-Dec;80A(5-6):775-785. doi: 10.6028/jres.080A.071. Epub 1976 Oct 1. PMID: 32196299; PMCID: PMC5312760;
[29] Guide to Meteorological Instruments and Methods of Observation. World Meteorological Organization, 2008, ISBN 978-92-63-100085;
[30] UNI EN ISO 7243:2017. Ergonomia degli ambienti termici - Valutazione dello stress da calore utilizzando l'indice WBGT (temperatura globo del bulbo bagnato);
[31] L. Xianze, C. Tingsen, Z. Wenhao, L. Shuli, J. Wenjie. A metabolic rate prediction method under the effects of multiple factors for Chinese young males, Building and Environment, Volume 291, 2026, 114178, ISSN 0360-1323, https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2025.114178;
[32] Z. Pei, Y. Xin, L. Dong, Q. Huihe, Development and validation of a novel metabolic rate measurement model with portable sensor technology, Sensors and Actuators A: Physical, Volume 395, 2025, 116988, ISSN 0924-4247, https://doi.org/10.1016/j.sna.2025.116988;
[33] UNI CEI 70098-3:2016. Incertezza di misura - Parte 3: Guida all'espressione dell'incertezza di misura;
[34] V. Canale, M. Della Pietra, Il Laboratorio di Fisica I, Edises Università, 2020;
[35] J. R. Taylor, Introduzione all’analisi degli errori – Lo studio delle incertezze nelle misure fisiche, Fisica Zanichelli, Terza edizione, 2023;
[36] ISO/IEC Guide 98-4:2012. Uncertainty of measurement — Part 4: Role of measurement uncertainty in conformity assessment;
[37] B. Marchesini, Igiene Industriale, Maggioli, II Ed. 1999;

RINGRAZIAMENTI

Finito di correggere l'ultimo capitolo.

Fine.

È notte, i ragazzi sono a nanna, Magda a Dublino e ho ancora voglia di scrivere.

Non di scienza, tecnologia e marchingegni, ma di quello che ho ancora dentro.

Sì, perché a questa età ed alla fine di un percorso di studi universitari si fa un po' il bilancio della propria vita in relazione a quello che si è studiato guardandosi nel futuro.

Se fossi stato poco più che ventenne direi che il bagaglio di conoscenze che orienteranno la mia vita futura sarebbe dovuto in gran parte a quello che ho studiato all'università.

A cinquantadue anni, beh, sento le cose un po' diversamente. Non che quello che ho studiato nell'ultimo corso di studi non sia importante, anzi; la differenza sta nel come si inseriscono le nuove conoscenze in quello che già so dall'esperienza di vita e di lavoro.

Lo devo ammettere: mi sembra molto meglio e qualche porticina in più per il mio futuro già si sta palesando.

Le nuove conoscenze ora si inseriscono come tasselli di puzzle al posto giusto al momento giusto.

Hai presente quando cominci a fare un puzzle grande? Generalmente si comincia prima a fare i contorni, che sonno tasselli più facili da individuare, avendo almeno un lato dritto, e poi focalizzi in aree con dei particolari che ti aiutano la ricerca. Solo dopo che cominci ad agganciare queste aree con i bordi, riesci a capire e ad avere un'idea di come verrà alla fine.

Sì, perché, nonostante ti stai basando sull'immagine stampata sul fronte della scatola (ovvero sai già come andrà a finire), il puzzle lo fai lo stesso e, quando lo avrai finito, in esso vedrai anche la soddisfazione di aver concluso positivamente un'impresa.

E più il puzzle è grande e più ti sentirai contento alla fine.

Ecco, con oggi la mia impresa è alla fine; sto per mettere l'ultimo tassello e mi sento di aver superato me stesso.

In realtà, se ci penso un attimo, quando nei primi di settembre 2024 decisi di iscrivermi, sono stato veramente un folle: affrontare una laurea magistrale con una famiglia (moglie super impegnata al lavoro e figli nel periodo adolescenziale), un lavoro molto impegnativo, un'età anagrafica con capacità cognitive non più da ventenne, il pensiero continuo sullo stato di salute di mio padre e le fatiche di mia madre nell'accudirlo? Roba da pazzi.

Non so cosa mi sia preso allora: so solo che avrò per un momento, folle, pensato che quel corso

di studi mi stava chiamando (o ne avevo bisogno?). Era una vocina che mi diceva: *Giacomo, ragionaci bene: sono materie che ti hanno sempre affascinato sin da bambino (praticamente leggi solo saggi su quegli argomenti, adori libri e film di catastrofi ed hai fatto il volontario nella protezione civile), il corso si svolge a cento metri in linea d'aria da casa tua ed a cinque minuti di macchina dall'ufficio, puoi seguire le lezioni sia in presenza che on line sincrona e qualche docente registra pure le lezioni, ti riconoscono il tirocinio ed hai i CFU sufficienti per accedervi. Non ti bastano questi segni? Sei invece un pazzo se non ti convinci che devi prende questo treno al volo*.

E l'ho fatto. Ho dovuto saltare con tutta la forza fisica ed interiore che disponevo su di un treno strano, dove non si viaggia seduti ma si deve contribuire a farlo funzionare una volta saliti.

Bisogna continuare a saltare per rimanervi sopra perché, per quanto ti possa piacere studiare quelle materie, comunque i sacrifici si devono fare.

Nel mio caso, per le difficoltà di cui ti parlavo sopra, hanno fatto sì che una parte dei sacrifici li hanno "subiti" indirettamente anche le prime persone che voglio ringraziare.

Sono Magda, Camilla e Paolo: la piccola famiglia che mi è stata affidata ed alla quale dedico non solo questa tesi di laurea ma tutto quello di positivo che (spero) possa portare nella loro vita futura. In questi due anni ho fatto del mio meglio per non sottrarmi ai miei impegni di padre e marito e non so se ci sono riuscito. Ho cercato di coinvolgerli nel mio entusiasmo per le materie che stavo studiando e cercando di far capere ai miei figli che la strada per la felicità è, purtroppo, sempre in salita. Mi scuso se ho sottratto loro del tempo prezioso: cercherò di farmi perdonare.

Cosa che, però, sto facendo con mia moglie che finalmente realizzerà quello che voleva per me dal primo giorno che mi sono iscritto all'università: preparare la festa di laurea e le bomboniere.

A parte gli scherzi, a loro tre devo, comunque e per sempre, la forza di continuare e resistere, nonostante tutto.

Ringrazio Samantha che per prima, anni fa, mi ha fatto conoscere questo corso di studi ma in quegli anni avevo altre priorità ed ho dovuto rimandare.

Pensando poi a chi debba ringraziare all'infuori della famiglia, ripenso che uno dei momenti più formativi che vivo nei periodi universitari, è la stesura della tesi di ricerca. In questo periodo il livello di apprendimento che interiorizzo, è quello che mi aspetto dall'università, soprattutto se si incontrano le persone giuste. La persona giusta per è stato il mio relatore Prof. Luca Giammichele il quale, oltre ad essere un purosangue lancianese, mi ha fatto vedere con rigore scientifico quello che significa essere un bravo ricercatore. Lo ringrazio per l'assoluta pazienza dimostrata nei miei riguardi e per gli sforzi nel cercare di capire i miei pensieri contorti e poco professionali.

Sempre per la stesura della tesi, vorrei ringraziare tutti coloro che si sono prestati ad essere “testati” con il dispositivo che ho costruito. Sono parenti e colleghi che benedico per la disponibilità e la forza di aver resistito a respirare dentro la maschera (che non è facile). Loro sono: Magda, Maria Cristina, Annalisa, Vittorio, Dario, Gioele, Eleonora, Federica, Damiano, Filippo, Camilla, Paolo, Morena, Sergio e Ombretta.

Quando iniziarono le lezioni al primo anno, mi chiedevo come gli studenti e le studentesse mi avrebbero trattato, data la differenza di età con me. Li ringrazio perché con loro ho capito cosa significa la parola “accoglienza”. Nel giro di un paio di lezioni mi hanno trattato come un loro pari e mi hanno fatto sentire parte del loro gruppo. Sono: Alessandra, Camilla, Elena, Federico, Giovanna, Glenda, Kristian, Luca, Marco, Nicola C., Nicola M., Nicolò, Renata, Serena ed altri (mi scuso se non li ricordo tutti).

Un ultimo pensiero non poteva che andare a mio padre Luigi.

Volevo fargli una sorpresa prima che ci lasciasse: dirgli che avevo ripreso gli studi e che non mi ero dato per vinto.

Non ho fatto in tempo.

Lo ringrazio per avermi donato la capacità di sapersi arrangiare perché ora capisco che questa è, forse, per me l’unica strada per sentirmi veramente libero.

.

Giacomo