



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI
CASSINO E DEL LAZIO MERIDIONALE

Corso di Dottorato in
“Metodi, Modelli e Tecnologie per l’Ingegneria”
curriculum “Ambienti e Tecnologie per l’Attività Motoria e la Salute”

Ciclo XXXIV

Monitoraggio dei Parametri Fisiologici Durante l’Attività Motoria
Attraverso Sensori e Dispositivi Indossabili

SSD: M-EDF/02

Coordinatore del Corso
Chiar.mo Prof. Fabrizio Marignetti

Dottorando
Dott. Alessandro Zagaglia

Supervisore
Chiar.mo Prof. Angelo Rodio



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI
CASSINO E DEL LAZIO MERIDIONALE

Corso di Dottorato in
“Metodi, Modelli e Tecnologie per l’Ingegneria”

curriculum “Ambienti e Tecnologie per l’Attività Motoria e la Salute”

Ciclo XXXIV

Monitoraggio dei Parametri Fisiologici Durante l’Attività
Motoria Attraverso Sensori e Dispositivi Indossabili

SSD: M-EDF/02

Coordinatore del Corso
Chiar.mo Prof. Fabrizio Marignetti

Dottorando
Dott. Alessandro Zagaglia

Supervisore
Chiar.mo Prof. Angelo Rodio

*A Mamma e Papà
per la forza che
da lassù mi danno
per andare avanti...*

RINGRAZIAMENTI

Vorrei ringraziare alcune persone che mi hanno aiutato in questo percorso di completamento della tesi. Grazie a tutte le persone che hanno partecipato volentieri ai miei progetti di ricerca, senza di voi non sarei arrivato a questo punto. Desidero ringraziare il Professore Angelo Rodio, per essere stato il mio supervisore per l'intero percorso di Dottorato, per tutti i progetti che abbiamo portato avanti senza non poche difficoltà, vista la situazione che ha colpito l'intero mondo negli ultimi due anni, a causa della pandemia da COVID-19. Spero con il cuore tempi migliori per tutti. Ringrazio tutti i professori con cui ho collaborato nel corso di questi anni e con il quale ho condiviso tanti momenti belli e costruttivi per la mia carriera da ricercatore. Ringrazio l'Università degli Studi di Cassino e del Lazio Meridionale e il corso di laurea in Scienze Motorie, vorrei dirvi che per me è stato un privilegio farne parte per tutti questi anni. Vorrei ringraziare i miei amici per il sostegno che mi hanno dato in tutti i miei sforzi. Infine, ma non certo per importanza, vorrei ringraziare la mia famiglia, i miei zii, i miei cugini, mio fratello Enrico e i miei nipoti Nicole, Samuel, Denise e Rachele, che mi sono stati vicini in ogni circostanza. A mia madre e mio padre, vorrei dire... “sono passati tanti anni da quando non ci siete più... e non è stato facile per me... se sono arrivato fin qui è anche merito vostro, che da lassù mi avete dato la forza per andare avanti, e nonostante tutto, non mi avete mai fatto sentire solo” ... Grazie a tutti!

SOMMARIO

Questa tesi ha lo scopo di fornire informazioni su diverse tecnologie volte al miglioramento e al monitoraggio dei parametri fisiologici e della condizione fisica durante l'attività motoria, attraverso sensori e dispositivi indossabili. Come primo approccio al problema è stata condotta una mirata analisi della letteratura scientifica, inerente alle informazioni utili riguardo i sensori in grado di misurare parametri fisiologici e meccanici, applicati a dispositivi indossabili presenti oggi sul mercato e validati scientificamente.

Successivamente sono state condotte le seguenti linee di ricerca che hanno avuto come scopo quello di:

- a) Esaminare l'utilizzo di una tecnologia che ha determinato un miglioramento dei parametri fisici quali forza, resistenza e sul potenziamento dell'attività muscolare e quindi sulla prestazione, con l'intento di fornire conoscenze utili sulla progettazione ed integrazione futura in una tecnologia indossabile;
- b) Ideare nuove strategie di monitoraggio dei diversi parametri fisiologici attraverso l'ausilio di dispositivi a supporto dell'attività fisica, quali le piattaforme Web, per definire la condizione fisica, in modo da progettare sessioni specifiche di allenamento, tenendo conto dei differenti livelli di fitness di ciascun utente, da eseguire anche in sessioni da remoto;
- c) Infine, fare luce sullo stato dell'arte, in termini di strategie di intervento non invasive e di monitoraggio, per contrastare gli effetti del Freezing of gait. Il lavoro di ricerca è stato focalizzato sui dispositivi presentati in letteratura negli ultimi cinque anni, con l'intento di identificare le soluzioni indossabili, che possono essere utilizzate come strumento di supporto nella vita quotidiana e migliorare l'interazione medico-paziente nella diagnosi e nel trattamento dei sintomi legati al Morbo di Parkinson.

Per perseguire la prima linea di ricerca è stata svolta un'attenta e mirata analisi della letteratura scientifica, inerente alle informazioni riguardanti i sensori presenti oggi sul mercato, che sono in grado di misurare parametri fisiologici e meccanici, applicati a dispositivi indossabili validati scientificamente. Questi sensori risultano essere utilizzati in differenti ambiti, quello sportivo e quindi prestativo, così come, quello

riabilitativo e quindi sanitario, con l'obiettivo di rilevare parametri fisiologici come il dispendio energetico, e misurare parametri meccanici come ad esempio il movimento. Dall'analisi della letteratura scientifica è emerso che tali sensori sono integrati in dispositivi indossabili quali pedometri e accelerometri, che sono in grado di quantificare il numero di passi eseguiti, la distanza percorsa e rilevare il dispendio energetico, stimato indirettamente dai risultati ottenuti dai parametri meccanici del movimento, attraverso algoritmi abbinati ai sensori stessi. Attualmente sul mercato, numerosi sono i dispositivi presenti, con relative limitazioni sulla capacità di stima del dispendio energetico per le singole attività fisiche. Ad esempio, molti pedometri sono risultati essere più precisi per il conteggio dei passi (99%), rispetto la stima della distanza eseguita (90%), così come, per la stima del dispendio energetico, non è chiaro se mostrano calorie nette o calorie lorde. Nel primo caso, stanno sovrastimando la quantità in maniera significativa, mentre nel secondo caso sarebbero accurati solo al 70%. Per quanto riguarda gli accelerometri invece, rispetto ai pedometri, sono considerati maggiormente precisi per la stima del dispendio energetico, grazie alle equazioni predittive all'interno del loro software più sofisticate, anche se, diversi autori e studi di correlazione con metodi considerati "gold standard" come la calorimetria indiretta, riportano sottostime del 20% su protocolli di esercizio di cammino/corsa a differenti velocità, o sovrastime del dispendio energetico ad intensità moderate di esercizio.

Per attuare la seconda linea di ricerca è stato eseguito un protocollo specifico di esercizio basato su sprint ripetuti del Wingate Anaerobic test, ed un protocollo basato sull'utilizzo di un dispositivo che generava una vibrazione a livello focale muscolare, per valutarne gli effetti indotti sui parametri meccanici quali potenza di picco (PP), picco medio agli sprint (aP) e il lavoro di esercizio totale (TW), in due gruppi di soggetti gruppo VIBRAZIONE e CONTROLLO. In entrambi i gruppi sono state effettuate tre diverse sessioni di esercizio intervallate da sette giorni: T0, T1 e T2. Nel gruppo VIBRAZIONE l'intervento è stato somministrato in tre giorni consecutivi sui muscoli quadricipiti, mentre nel gruppo CONTROLLO è stata eseguita una somministrazione di placebo. Sulla base dei risultati ottenuti, l'intervento studiato potrebbe essere utilmente adottato per aumentare la potenza e resistenza muscolare e quindi miglioramento della performance. L'intento in futuro potrebbe prevedere l'utilizzo di questo dispositivo in una versione miniaturizzata indossabile in una tuta o sul muscolo di interesse.

Per perseguire la terza linea di ricerca, è stata eseguita una batteria di test fisici antropometrici e submassimali (SPT), in feedback reciproco e a distanza, in modo da

poter valutare il profilo fisiologico con l'ausilio di tecnologie a supporto dell'attività fisica come le Piattaforme Web, previa esecuzione di test validati in letteratura scientifica e svolti in modalità di "autovalutazione" da parte dei soggetti, dopo previa visione di video tutorial e supporto remoto di esperti di scienze motorie qualificati. Tutti i partecipanti hanno eseguito differenti sessioni che prevedevano nella prima (S1) "familiarizzazione" con video tutorial della corretta esecuzione di tutte le misure, (S2) "auto misurazioni delle varie circonferenze" per la stima indiretta della percentuale di massa grassa, (S3) "esecuzione della batteria di test auto misurata" per valutare le differenti capacità coordinative e condizionali attraverso il (VSR) per valutare la flessibilità, (SB) per monitorare l'equilibrio, (RDM) per valutare la reattività, (RT) per stimare l'efficienza cardiorespiratoria, (SJ) per valutare la forza degli arti inferiori e (PU), per esaminare la forza degli arti superiori di ciascun partecipante. Le sessioni S2 e S3 sono state eseguite due volte, a distanza di una settimana. Il presente obiettivo mirava ad identificare test di capacità coordinative e condizionali, eseguibili a distanza e valutarne l'affidabilità ed accuratezza relativa della misura ottenuta nei differenti test fisici proposti.

La quarta linea di ricerca, correlata alla terza, mirava a progettare e sviluppare un protocollo specifico di allenamento eseguito da remoto, per valutarne l'efficienza e monitorare gli effetti indotti sul profilo fisiologico dei partecipanti in varie attività di allenamento suddivise in 7 sessioni settimanali, due sessioni (AEROBICO), due sessioni (POTENZIAMENTO MUSCOLARE), due sessioni (PROPRIOCEZIONE) e una sessione (POSTURALE). Ogni sessione prevedeva una fase di riscaldamento di (5min), una fase di lavoro di (45min), ed una fase di defaticamento di (5min). Sono state eseguite due sessioni di test fisici (SPT1 e SPT2), per valutare i possibili miglioramenti indotti dall'allenamento sulle differenti capacità coordinative e condizionali.

La quinta ed ultima linea della ricerca mirava ad ampliare le conoscenze sui dispositivi indossabili, utilizzati nel campo medico in supporto ai soggetti malati di Parkinson, una malattia neurodegenerativa più presente nell'età adulta fino all'invecchiamento, che limita l'autonomia del soggetto con l'interazione con l'ambiente soprattutto nel movimento, influenzando negativamente la mobilità ed aumento del rischio di cadute e successiva ospedalizzazione. Dispositivi che si basano sulla stimolazione attiva, in grado di identificare gli stati di freezing of gait (FOG), che agiscono quando si verificano blocchi motori, fornendo stimoli esterni per superare questi episodi.

TABELLE DEI CONTENUTI

SOMMARIO	I
Lista delle Figure	VII
Lista delle Tabelle.....	VII
PREMESSA.....	1
CAPITOLO 1.Esplorare il ruolo della tecnologia indossabile, dei sensori e dispositivi per valutare le condizioni di salute e la spesa energetica indiretta durante l'attività fisica.....	7
1.1 Abstract.....	7
1.2 Introduzione	9
1.2.1 Pedometri.....	10
1.2.2 Accelerometri	17
1.3 Conclusioni	28
1.4 Bibliografia.....	29
CAPITOLO 2.Effetti della vibrazione focale su potenza e lavoro nel Wingate test.....	34
2.1 Abstract.....	34
2.2.1 Introduzione.....	35
2.3 Materiali e metodi	37
2.3.1 Soggetti	37
2.3.2 Procedure sperimentali.....	38
2.3.3 Intervento	40
2.3.4 Analisi statistica	41
2.4 Risultati	41
2.5 Discussione.....	44
2.6 Conclusioni.....	45
2.7 Bibliografia.....	46
CAPITOLO 3.Monitoraggio del profilo fisiologico attraverso la valutazione a distanza con il protocollo di automisurazione durante l'epidemia di Covid-19	50
3.1 Riassunto	50
3.2 Introduzione.....	51

3.3	Materiali e metodi	53
3.4	Procedura sperimentale	56
3.5	Analisi statistica.....	61
3.6	Risultati	61
3.7	Discussione.....	66
3.8	Conclusioni.....	67
3.9	Bibliografia.....	69
CAPITOLO 4. Identificare programmi di allenamento specifici per casa adattati al profilo fisiologico dell'utente durante la pandemia di Covid-19.....		74
4.1	Riassunto	74
4.2	Introduzione.....	75
4.3	Materiali e metodi.....	76
4.4	Analisi statistica.....	78
4.5	Risultati	79
4.6	Discussione.....	84
4.7	Conclusioni.....	85
4.8	Bibliografia.....	86
CAPITOLO 5. I benefici dei dispositivi indossabili per il Morbo di Parkinson		91
5.1	Abstract	91
5.2	Riassunto	92
5.3	Introduzione.....	92
5.4	Bibliografia.....	96
CONCLUSIONI		97

LISTA DELLE FIGURE

Figura 2.1 – Ergometro a freno costante Monark 894E AB	39
Figura 2.2 – Procedura sperimentale per l’esecuzione del Wingate test	39
Figura 2.3 – Applicazione della vibrazione sul muscolo quadricipite.....	40
Figura 2.4 – Procedura sperimentale delle sessioni per il gruppo VIB e CTRL	41
Figura 2.5 – Valori di picco lavoro totale (B) e picco medio (C), misurati al tempo sperimentale T0, T1, T2, nei gruppi VIB e CTRL	42
Figura 2.6 - Grafico bidimensionale che mostra le variazioni percentuali del lavoro totale e del picco medio nei gruppi CTRL e VIB	43
Figura 3.1 – Procedura temporale del protocollo sperimentale	54
Figura 3.3.1 – Esecuzione del Sit and Reach test modificato (V-Sit and Reach) per valutare la flessibilità.	58
Figura 3.3.2 – Esecuzione dello Stork balance test per valutare l’equilibrio	58
Figura 3.3.3 – Esecuzione del Reactivity test by Ruler Drop Method test per valutare la reattività.....	59
Figura 3.3.4 – Esecuzione del Ruffier test per valutare l’efficienza cardiorespiratoria	59
Figura 3.3.5 – Esecuzione dello Squat Jump test per valutare la forza degli arti inferiori	60
Figura 3.3.6 – Esecuzione del Push-up test per valutare la forza degli arti superiori..	60
Figura 3.4.1 – Plot dei risultati a confronto tra t0 e t1 nel S&R (A), Ruffier (B), Squat Jump (C) e Push Up (D) per il genere maschile	64
Figura 3.4.2 – Plot dei risultati a confronto tra t0 e t1 nel S&R (A), Ruffier (B), Squat Jump (C) e Push Up (D) per il genere femminile	64
Figura 4.a – Sessione preliminare dell’allenamento specifico eseguito da remoto ...	77
Figura 4.b – Sessione preliminare dell’allenamento specifico eseguito da remoto... ..	78

LISTA DELLE TABELLE

Tabella 1.1 – Utilizzo dei pedometri per il monitoraggio dei livelli di attività fisica..	11
Tabella 1.2. – Actigraph e valutazione della spesa energetica	19
Tabella 1.3 – Actical e valutazione della spesa energetica.....	22
Tabella 1.4 – ActivPal e valutazione della spesa energetica	25
Tabella 1.5 – Actigraph GT3X e valutazione della spesa energetica	27
Tabella 2.1 – Dati antropometrici e relativi parametri biomeccanici basali nei gruppi CTRL e VIB.....	42
Tabella 3.1.1 – Caratteristiche antropometriche descrittive del genere maschile.	61
Tabella 3.1.2 – Caratteristiche antropometriche descrittive del genere femminile.....	62
Tabella 3.2.1 – Caratteristiche descrittive dei test coordinativi e condizionali del genere maschile.....	62
Tabella 3.2.2 – Caratteristiche descrittive dei test coordinativi e condizionali del genere femminile.....	62
Tabella 3.3.1A - Confronto dei test coordinativi e condizionali per il genere maschile	63
Tabella 3.3.1B - Confronto dei test coordinativi e condizionali per il genere femminile	63
Tabella 3.3.2 - Confronto per Stork Balance (A) e Reactivity test (B) tra t0 e t1, nel genere maschile.....	65
Tabella 3.3.3 - Confronto per Stork Balance (A) e Reactivity test (B), Squat Jump tra t0 e t1, nel genere femminile.....	65
Tabella 4.1 - Caratteristiche descrittive dei partecipanti per genere maschile (a) e femminile (b).....	79
Tabella 4.2A - Caratteristiche descrittive dei test coordinativi e condizionali per il genere maschile.....	80

Tabella 4.2B - Caratteristiche descrittive dei test coordinativi e condizionali per il genere femminile.	80
Tabella 4.2.C – Programma di allenamento specifico eseguito nelle varie sessioni	81
Tabella 4.3.1 - Confronto tra la sessione pre e post intervento delle capacità coordinative e condizionali per il genere maschile.....	82
Tabella 4.3.2 - Confronto tra la sessione pre e post intervento delle capacità coordinative e condizionali per il genere femminile.....	83

PREMESSA

Ci sono prove sostanziali che supportano l'importanza dell'attività fisica (AF) nel prevenire le malattie croniche, nel migliorare e mantenere la salute e il benessere di ogni individuo [1]. D'altra parte, adottare uno stile di vita sedentario e inattivo, può invece indurre a conseguenze negative sullo stato di salute, sulle principali cause di aumento del rischio di contrarre malattie dismetaboliche, cardiovascolari e tumorali [2,3]. Per questi motivi, l'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS), l'American College of Sport Medicine (ACSM) e il Centro di Controllo e Prevenzione per le Malattie (CDC), consigliano di eseguire esercizio fisico di differente intensità, durata, frequenza e tipologia, sulla base delle linee guida disponibili, che si differenziano per età e genere [4,5,6]. Tuttavia, sulla base di molte indagini svolte nel tempo, molte persone non stanno seguendo queste raccomandazioni, con conseguenze negative che possono riflettersi sulla salute e direttamente sullo squilibrio tra apporto calorico e consumo energetico, con diminuzione della spesa energetica (SE) verso il livello basale e conseguente aumento di peso e accumulo di grasso [7]. Secondo le linee guida ACSM, per ottenere un effetto positivo sul benessere e sulla salute derivante dall' AF, la popolazione e in particolare l'adulto, dovrebbe svolgere in totale 150-300 min/settimana di esercizio moderato, o almeno 75-100 min/settimana di esercizio vigoroso, e/o esercizi combinati, che corrispondono a circa 1500 Kcal/settimana di SE in eccedenza rispetto al metabolismo basale [8,9]. Migliorare quindi la valutazione della SE, aiuterebbe a chiarire la relazione dose-risposta e consentirebbe una migliore comprensione della corrispondenza dell'assunzione di energia per i bisogni energetici individuali [10,11]. Disporre di uno strumento che sia in grado di fornire informazioni sul rapporto tra lavoro esterno svolto e dispendio energetico, potrebbe essere utile per studiare i comportamenti individuali e individuare quali strategie di intervento si possano attuare. Ad oggi, i metodi disponibili per la valutazione della SE hanno punti di forza e limiti in termini di precisione, costi, praticità e risorse disponibili per la ricerca [12].

La stima della SE nello sport ed esercizio fisico contribuisce all'analisi delle prestazioni e al monitoraggio dei livelli di AF raggiunti. Tali metodi includono la calorimetria indiretta attraverso la valutazione del consumo di ossigeno ($V'O_2$), l'acqua doppiamente marcata (DLW), i questionari auto-riferiti come ad esempio l'International Physical Activity Questionnaire (IPAQ), il monitoraggio della frequenza cardiaca (FC) ed i sensori di movimento, che rilevano i movimenti corporei ed indirettamente stimano la SE [13,14].

La tecnica della calorimetria indiretta si basa sulla misurazione del volume del gas inspirato ed espirato, ossigeno (O_2) e anidride carbonica (CO_2). Questa tecnica è considerata un metodo accurato e non invasivo, che consente la valutazione della SE sul campo attraverso l'uso di sistemi metabolici portatili [15]. In questo metodo le concentrazioni di O_2 e CO_2 nell'aria espirata vengono misurate attraverso l'analisi diretta del gas durante un test da sforzo massimo. Tuttavia, questo protocollo è costoso, in quanto richiede un personale specializzato e le prove di esercizio massimo da eseguire per il test richiedono sforzi fisici molto duri per il partecipante [16].

La tecnica del DLW è un metodo valido di misura del dispendio energetico, considerato sicuro perché utilizza deuterio (H_2) e Ossigeno-18 (O_{18}), le due forme isotopiche di acqua che si mescolano con l'acqua del corpo e vengono gradualmente eliminate dall'organismo, con il tasso di CO_2 che può quindi essere utilizzato per calcolare la SE [17,18,19].

Nonostante il DLW sia considerato il "gold standard" per la misurazione della SE nelle 24 ore, così come la tecnica della calorimetria indiretta, entrambi i metodi sono limitati per l'attrezzatura, per il costo e l'esperienza necessari ad eseguire l'analisi in ambito clinico e di laboratorio.

Oltre ai metodi sopra citati, per la stima della SE vengono utilizzati anche altri strumenti, come i questionari per l'AF auto riferiti. Grazie al metodo semplice, ed a basso costo, questo strumento risulta relativamente facile da somministrare anche gruppi numerosi di individui. Infatti, questi strumenti sono ampiamente utilizzati nella ricerca scientifica, con relative limitazioni dovute alla non capacità del partecipante di ricordare e registrare accuratamente l'attività svolta, con conseguente errore significativo nella stima finale della SE [20,21].

Il monitoraggio della FC è stato ampiamente utilizzato per misurare l'AF, che è in grado di dare informazioni sull'intensità dell'AF svolta. La FC ha il vantaggio di essere una misura fisiologica che ha una relazione lineare con il

V'O₂ durante le attività dinamiche [22,23], mentre presenta alcune limitazioni sul fatto che può essere influenzata da fattori individuali tra cui sesso, stato di allenamento, idratazione, livelli di stress e fattori ambientali come temperatura, calore e umidità [24,25].

Infine, i sensori di movimento integrati a dispositivi indossabili come pedometri e accelerometri sono utilizzati per il monitoraggio dei diversi aspetti relativi all'AF. Questi sensori sono in grado di dare informazioni meccaniche durante la camminata o la corsa, attraverso la stima dei passi eseguiti e della distanza percorsa, ed informazioni fisiologiche attraverso la stima della SE. La tecnica combinata di utilizzo della FC unita al sensore di movimento ha mostrato invece un miglioramento della precisione della stima della SE e dei livelli di esercizio fisico svolti [26, 27, 28].

Attualmente ci sono numerosi dispositivi sul mercato con differenze sulla precisione di stima della SE. Questi dispositivi sono abbinati ad equazioni predittive (algoritmi), che mettono in relazione i conteggi/min⁻¹ dei parametri meccanici registrati, per poi stimare la SE indiretta della singola attività. Lo scopo di questo capitolo era quello di esaminare le rispettive equazioni predittive abbinata a questi dispositivi per stimare la SE, un importante parametro fisiologico utilizzato per quantificare i livelli di esercizio fisico svolti, necessari ad avere un impatto positivo sulla salute, sul benessere e sullo stato forma generale, sulla base delle raccomandazioni e linee guida dall'ACSM, OMS e CDC.

Bibliografia

1. Rogers, L. Q., Carter, S. J., Williams, G., & Courneya, K. S. (2018). Physical activity. In *Handbook of Cancer Survivorship* (pp. 287-307). Springer, Cham.
2. Cunningham, C., O'Sullivan, R., Caserotti, P., & Tully, M. A. (2020). Consequences of physical inactivity in older adults: A systematic review of reviews and meta-analyses. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 30(5), 816-827.
3. Myers, J., McAuley, P., Lavie, C. J., Despres, J. P., Arena, R., & Kokkinos, P. (2015). Physical activity and cardiorespiratory fitness as major markers of cardiovascular risk: their independent and interwoven importance to health status. *Progress in cardiovascular diseases*, 57(4), 306-314.
4. World Health Organization. Physical activity. 2018. Available from: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/physical-activity>.
5. American College of Sports Medicine. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription, 10th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2017.
6. Centers for Disease Control and Prevention. Mental health and coping during COVID-19. CDC. 2019. www.cdc.gov/coronavirus/2019-ncov/daily-life-coping/managing-stress-anxiety.html (accessed April 12, 2020).
7. Booth, F.W.; Roberts, C.K.; Thyfault, J.P.; Ruegsegger, G.N.; Toedebusch, R.G. Role of Inactivity in Chronic Diseases: Evolutionary Insight and Pathophysiological Mechanisms. *Physiol. Rev.* 2017, 97, 1351–1402.[CrossRef] [PubMed].
8. Kriska A (2000): Physical activity and the prevention of type 2 diabetes mellitus: how much for how long? *Sports Med.* 29,147–151.
9. Wolters Kluwer; American College of Sports Medicine. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription, 2017, 10th ed. Philadelphia, Thompson, W.R; Gordon, N.F. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription. 2010, 8th ed. American College of Sports Medicine.
10. Wareham NJ & Rennie KL (1998): The assessment of physical activity in individuals and populations: why try to be more precise about how physical activity is assessed? *Int. J. Obes. Relat. Metab. Disord.* 22 (Suppl 2), S30–S38.
11. Riner, W. F., & Sellhorst, S. H. (2013). Physical activity and exercise in children with chronic health conditions. *Journal of Sport and Health Science*, 2, 12–20.

12. Brage, S., Brage, N., Franks, P. W., Ekelund, U., & Wareham, N. J. (2005). Reliability and validity of the combined heart rate and movement sensor Actiheart. *European journal of clinical nutrition*, 59(4), 561-570.
13. Ainslie, P., Reilly, T., & Westerterp, K. (2003). Estimating human energy expenditure: A review of techniques with particular reference to doubly labelled water. *Sports Medicine*, 33, 683–698.
14. McLaughlin, J. E., King, G. A., Howley, E. T., Bassett, D. R. Jr, & Ainsworth, B. E. (2001). Validation of the COSMED K4 b2 portable metabolic system. *International Journal of Sports Medicine*, 22, 280–284.
15. Leonard WR. Laboratory and field methods for measuring human energy expenditure. *Am J Hum Biol* 2012; 24:372-84.
16. Schrack JA, Simonsick EM, Ferrucci L. Comparison of the Cosmed K4b (2) portable metabolic system in measuring steady-state walking energy expenditure. *PLoS One* 2010;5: e9292.
17. Buchowski, M.S., Doubly labeled water is a validated and verified reference standard in nutrition research. *J Nutr*, 2014. 144(5): p. 573-4.
18. Ndahimana, D., & Kim, E. K. (2017). Measurement methods for physical activity and energy expenditure: a review. *Clinical nutrition research*, 6(2), 68-80.
19. Crouter, S. E. (2005). Measurement of energy expenditure during laboratory and field activities. The University of Tennessee.
20. Albanes D, Conway JM, Taylor PR, Moe PW & Judd J (1990): Validation and comparison of eight physical activity questionnaires. *Epidemiology* 1, 65–71.
21. Montoye, H. J., H. C. G. Kemper, W. H. M. Saris, and R. A. Washburn. *Measuring Physical Activity and Energy Expenditure*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1996.
22. Crouter, S. E., C. Albright, and D. R. Bassett, Jr. Accuracy of polar S410 heart rate monitor to estimate energy cost of exercise. *Med Sci. Sports Exerc.* 36: 1433- 1439, 2004.
23. Ceesay, S. M., A. M. Prentice, K. C. Day, P. R. Murgatroyd, G. R. Goldberg, W. Scott, et al. The use of heart rate monitoring in the estimation of energy expenditure: a validation study using indirect whole-body calorimetry. *Br. J. Nutr.*61:175-186, 1989.
24. Treuth MS, Schmitz K, Catellier DJ, McMurray RG, Murray DM, Almeida MJ, Going S, Norman JE & Pate R (2004): Defining accelerometer thresholds for activity intensities in adolescent girls. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 1259–1266.
25. Hands, B., Parker, H., & Larkin, D. (2006). Physical activity measurement methods for young children: A comparative study. *Measurement in Physical Education & Exercise Science*, 10, 203-214.

26. Brage S, Brage N, Franks PW, Ekelund U, Wong MY, Andersen LB, Froberg K & Wareham N (2004): Branched equation modeling of simultaneous accelerometry and heart rate monitoring improves estimate of directly measured physical activity energy expenditure. *J. Appl. Physiol.* 96, 343–351.
27. Yanxin, W., Xiujuan, F., & Dongchen, Y. (2017, December). Algorithm design of wearable pedometer. In 2017 International Conference on Computer Systems, Electronics and Control (ICCSEC) (pp. 1315-1319), IEEE.
28. Sun, B., Liu, Y., Li, J. X., Li, H., & Chen, P. (2013). Prediction equations of energy expenditure in Chinese youth based on step frequency during walking and running. *Research quarterly for exercise and sport*, 84 (sup2), S64-S71.

ESPLORARE IL RUOLO DELLA TECNOLOGIA INDOSSABILE, DEI SENSORI E DISPOSITIVI PER VALUTARE LE CONDIZIONI DI SALUTE E LA SPESA ENERGETICA INDIRETTA DURANTE L'ATTIVITA' FISICA.

1.1 Abstract

Wearable sensor continues to advance in flexible electronics, smart materials, and low-power computing thanks to recent technological advances, on hardware and software, have allowed to monitor biomechanical and physiological parameters and to tracker movement during daily physical activity. This system is nowadays applied in wellness and health. Currently, medical and sport field are experiencing a rapidly growing interest in wearable device technology for the monitoring and stored data in real-time, about motion activities, biometric and health parameters. Physiological and biomechanical information, i.e. heart rate, blood pressure, breathing rate, body temperature, blood saturation and cardiac electrical activity (ECG) and movement, are used in medical field to assess cardiovascular and pulmonary engage and in sport field to assess, mainly, external work and internal work i.e. energy expenditure, an important parameter used to quantify physical activity intensity level, because high physical activity levels achieved weekly are an important factor correlated to health and wellness, and it is inversely proportional to cardiovascular, dysmetabolic and obesity illness risk. There are many tools (accelerometer and pedometer), and algorithms used, as well as, different is the accuracy of the measurements. Therefore, the purpose of this narrative review is to summarize: the main wearable devices and algorithms reported in literature, with relative validity and reliability, to assess physical activity levels (PAL) and predict indirect energy expenditure (IEE).

Keywords: wearable device, energy expenditure, physical activity, algorithm.

Riassunto

Il sensore indossabile continua a progredire nell'elettronica flessibile, nei materiali intelligenti e nell'informatica a bassa potenza grazie ai recenti progressi tecnologici, su hardware e software, che hanno consentito di monitorare i parametri biomeccanici e fisiologici e registrare i movimenti durante l'attività fisica quotidiana. Questo sistema è oggi applicato nel campo del benessere e della salute, con il settore medico e sportivo che stanno riscontrando un interesse in rapida crescita per queste tecnologie, utilizzate per monitorare dati in tempo reale, sulle attività di movimento, sui parametri biometrici e sui parametri di salute. Le informazioni fisiologiche e biomeccaniche come frequenza cardiaca, pressione sanguigna, frequenza respiratoria, temperatura corporea, saturazione sanguigna e attività elettrica cardiaca (ECG) e movimento sono utilizzate in campo medico per valutare l'impegno cardiovascolare e polmonare, mentre in campo sportivo sono utilizzate per valutare principalmente il lavoro esterno ed interno. Per valutare il lavoro interno viene utilizzato il dispendio energetico come parametro utile a quantificare il livello di intensità dell'AF svolta. Attualmente, ci sono sensori come accelerometri e pedometri integrati a dispositivi indossabili, che sono utilizzati per la stima della SE indiretta durante l'esercizio fisico, con differenze di precisione nella stima per i diversi modelli e tipologie. Pertanto, lo scopo di questa rassegna narrativa è riassumere: i principali dispositivi indossabili e algoritmi di correlazione riportati in letteratura, con relativa validità e affidabilità, utilizzati per valutare rispettivamente i livelli di AF raggiunti e la stima della SE indiretta.

Ricerca della letteratura: La revisione della letteratura è stata eseguita nella primavera e nell'estate 2020 utilizzando i seguenti motori di ricerca Google Scholar, PubMed con i seguenti termini: dispositivo indossabile, spesa energetica, attività fisica, algoritmo. Articoli in inglese e revisioni sono state incluse e pubblicate negli ultimi 8 anni (2013-2021). Per i criteri di inclusione nella ricerca, sono stati scelti articoli che contenevano studi con i dispositivi indossabili come pedometri e accelerometri utilizzati in protocolli di esercizio durante l'attività fisica.

1.2 Introduzione

Il dispositivo indossabile è costituito da diversi sensori in grado di misurare dati grezzi con diverse frequenze di campionamento per il monitoraggio continuo dei parametri fisiologici o dei movimenti del corpo, offrendo all'utente una maggiore comprensione di sé, sia per lo stato di salute sia per il livello di benessere [1].

I progressi tecnologici nei sensori hanno consentito una maggiore precisione nelle misurazioni e nei dati registrati. Vi è una tendenza crescente al giorno d'oggi ad utilizzare questi dispositivi per il monitoraggio dello stato di salute attraverso sensori che sono in grado di monitorare diversi parametri tra cui parametri fisiologici e biomeccanici [2]. I progressi nella comunicazione di software e sottosistemi hanno consentito una maggiore precisione delle misurazioni, grazie all'utilizzo delle informazioni elaborate dagli algoritmi e trasferite nelle memorie dei dispositivi locali o caricate su un server cloud [3]. I dispositivi indossabili utilizzati in ambito sportivo, possono monitorare diversi parametri fisiologici come FC e SE, e parametri biomeccanici del movimento come la distanza percorsa e il numero dei passi raggiunti durante l'esercizio fisico. Secondo le raccomandazioni ACSM/CDC esistono evidenze notevoli a sostegno dell'effetto benefico dell'AF per la salute e il benessere [4], infatti, raggiungere alti livelli di attività giornalmente o settimanalmente diminuisce il rischio di mortalità per le malattie croniche [5]. L'ACSM ha sviluppato inoltre linee guida e raccomandazioni nello svolgere regolare AF e conseguente dispendio energetico, che corrispondono al consumo di un minimo di 150 kcal al giorno o 1000-1500 Kcal a settimana [6]. La stima della SE fornisce informazioni sul contributo metabolico e cardiovascolare nell'AF e nello sport. Per questi motivi, diversi approcci di misurazione oggettiva di valutazione dell'AF e della SE sono stati sviluppati, in diverse situazioni (ad es. 24 ore, o durante l'attività, ecc.) e/o di genere (maschili e femminili) ed età (ad es. bambini, giovani, adulti, anziani), per quantificare il movimento svolto. Per la stima del dispendio energetico ad oggi, ci sono diverse tecniche e metodiche utilizzate. Tali metodiche includono quelle basate sulla calorimetria indiretta, quelle basate sulla tecnica dell'acqua doppiamente marcata (DLW), considerate entrambe come metodi "gold standard" per valutare la SE. Altri metodi si basano sul monitoraggio della FC e sui passi, attraverso dispositivi indossabili che forniscono un metodo alternativo per la stima della SE, calcolata indirettamente da parametri di movimento, grazie ad algoritmi abbinati, che forniscono informazioni sulla SE durante l'attività [7].

Per questi motivi, lo scopo di questa rassegna narrativa è quello di esaminare la tecnologia dei dispositivi indossabili che si trovano sul mercato, e gli algoritmi abbinati utilizzati dagli stessi, per stimare la SE indiretta, un parametro importante utilizzato nello sport e nell'esercizio fisico, per valutare le condizioni di salute e il benessere di ciascuno.

Pedometri

I pedometri sono sensori di movimento come descritto da Schneider et al., [8] che possono essere indossati sulla cintura o altre parti del corpo come polsi, caviglie, ecc., e utilizzano una massa caricata a molla per rilevare gli impatti prodotti dai passi durante la locomozione e l'accelerazione verticale durante il movimento [9,10]. Questi sensori integrati a dispositivi indossabili registrano i passi e la distanza percorsa durante diverse attività come camminare e correre, e sono utilizzati principalmente per l'automonitoraggio dei livelli di AF raggiunti e la stima della SE indiretta (Tabella 1.1). Questi sensori hanno la funzione di tener il conto dei passi totali compiuti durante la giornata e possono essere utilizzati per stabilire le linee guida dell'AF. Il conteggio dei passi è un modo semplice per quantificare la quantità di AF. I pedometri sono stati diffusi come strumento motivazionale per incoraggiare le persone sedentarie o inattive a diventare più attive fisicamente. Le attuali linee guida sull'AF non includono solo raccomandazioni sul tipo e sul tempo dedicato nello svolgere esercizio fisico, ma anche il numero di passi al giorno che dovrebbero essere eseguiti per essere considerati attivi. Gli obiettivi in "passi al giorno", compreso il parametro di riferimento comunemente usato dagli adulti di "10.000 passi", possono quindi essere ben compresi anche da un pubblico non esperto.

Tabella 1.1- Utilizzo dei Pedometri per il monitoraggio dei livelli di attività fisica.

<i>Study</i>	<i>Participants</i>	<i>Device</i>	<i>Variables</i>	<i>Protocol</i>	<i>Validity</i>
Compagnat M, 2020 [11]	26 adults (age 64.6 ± 14.8 years)	ONStep 400	EE	6-min walk at self-selected walking speed on a 40-m graded track	r = 0.87, P < 0.01
Choi, 2019 [12]	36 young health adults, 16 women and 20 men (age: 21 ± 4 years, height: 170.7 ± 9.8 cm; weight: 69.3 ± 13.3 kg; and BMI: 23.6 ± 3.1 kg/m ²)	NL-1000 pedometer	step rate, predicting VO ₂	Locomotion activities performed on a treadmill: walking at 1.12 m · s ⁻¹ (2.5 mph) with 0% grade; walking at 1.57 m · s ⁻¹ (3.5 mph) with 5% grade; and jogging at 2.24 m · s ⁻¹ (5 mph) with 0% grade.	R ² = 0.72
Polechoński, 2018 [13]	28 female students (age 21.8 years; height 167.3 cm, body mass 59.3 kg, BMI 21.2 kg/m ²)	Yamax SW-800 pedometer	EE	1 hour practicing IDVGs	(p < 0.01)
Bortolozzo, 2017 [17]	118 adults	Yamax Gigi Walker SW – 700	EE, PAL	step numbers/day measured with IPAQ	R ² = 0.58
Dondzila, 2016 [18]	19 young male (age 24.6 ± 3.1 years old)	Fitbit Charge pedometer	EE	5min exercise stages on a treadmill (80.5 m/min, 107.3 m/min, 134.1 m/min and 160.9 m/min)	overestimated EE (~ 20%) at 80.5 m/min (t(18)= 2.7, p<0.05), underestimating EE at 134.1 m/min (t(19)= -2.1, p<0.05) and 160.9 m/min (t(16)= -4.1, p<0.05). Moderate correlations at 107.3 m/min (r= 0.52, p < 0.05).
Can, 2016 [19]	50 female (age 34.8±5.9 years, body height: 158±0.4 cm, body weight: 61.8±7.5 kg, body mass index: 24.6±2.7 kg/m ²)	JS-300 pedometer	step numbers, TEE	step numbers/Day measured through pedometers and reported through 7-day PAAQ	r = 0.394, p = 0.005; r = 0.735

Saunders TJ, 2014 [20]	20 boys, 20 girls (age 10-17 years)	SC-StepRx, NL-1000, Walk4Life pedometers	MPA, VPA, MVPA	walking/running on a treadmill at different speeds, 100/120 steps*minute ⁻¹ , 110/130 steps*minute ⁻¹ , 120/140 steps*minute ⁻¹ .	R2 = 0.82; R2 = 0.69
Giannakidou, 2011 [21]	24 males, 18 females (age 19-25 years)	Omron HJ-720, Omron HJ-113, YAM pedometer	EE	walked on a treadmill at five different speeds (54, 67, 80, 94, and 107 m min ⁻¹)	r = 0.80; r = 0.99; r = 0.46
Crouter SE, 2003 [22]	5 males and 5 females (age and body mass index (BMI) were 33 ± 12 yr and 25.7 ± 6.3)	Yamasa Skelstone (SK), Sportline 330 (SL330) and 345 (SL345), Omron (OM), Yamax Digiwalker SW-701 (DW), Kenz Lifecorder (KZ), New Lifestyles 2000 (NL), Oregon Scientific (OR), Freestyle Pacer Pro (FR), and Walk4Life LS 2525 (WL)	EE (Kcal)	walked on a treadmill at various speeds (54, 67, 80, 94, and 107 m·min ⁻¹) for 5-min stages.	(P ≥ 0.05); (P < 0.05)

Note: EE= spesa energetica; IDGV= interactive dance video game; IPAQ= International Physical Activity Questionnaire; MPA= attività fisica moderata; MVPA= moderata e vigorosa attività fisica; PAAQ= Physical Activity Assessment Questionnaire; PAL= livelli di attività fisica; r= coefficiente di determinazione di Pearson; R2= coefficiente di determinazione; TEE= dispendio energetico totale; VO2= consumo d'ossigeno; VPA= attività fisica vigorosa.

Compagnat M, nel suo studio del 2020 ha valutato la validità del calcolo del dispendio energetico basato sul prodotto del costo energetico e della distanza percorsa stimata dai dispositivi indossabili tra cui un accelerometro triassiale (Actigraph GT3x) e un pedometro (ONStep 400), in un campione di individui che avevano avuto in precedenza un ictus emisferico [11]. Il pedometro utilizzato (ONStep 400) era un pedometro indossato in vita, in tasca o attaccato all'altezza del collo con una cinghia. Questo dispositivo riportava il numero del passo, la distanza percorsa e la SE in kilocalorie. I partecipanti allo studio (26 adulti) indossavano questi dispositivi durante 6 minuti di camminata ad una velocità auto selezionata dai partecipanti. La SE era calcolata dal prodotto del costo energetico misurato da un metabolimetro portatile

(METAMAX 3B) e la distanza stimata dai dispositivi. I risultati di questo studio hanno mostrato un'elevata precisione e in accordo con i valori misurati dal METAMAX 3B ($r = 0.87$, $P < 0.01$), ma bassa accuratezza ed accordo con i valori riportati dall'Actigraph GT3x ($r = 0.44$, $P = 0.02$).

Choi P, e collaboratori nel 2019 [12], ha esaminato se la frequenza del passo determinata tramite il pedometro NL-1000, potesse predire il consumo di ossigeno ($V'O_2$) in diverse attività, in 36 giovani adulti sani (16 femmine, 20 maschi). La procedura sperimentale prevedeva attività di locomozione eseguite su un tapis roulant come: camminare a $1,12 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (2,5 mph) con pendenza dello 0%; camminare a $1,57 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (3,5 mph) con pendenza del 5%; e fare jogging a $2,24 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (5 mph) con pendenza dello 0%. Il $V'O_2$ era misurato con uno spirometro portatile a circuito aperto e la frequenza dei passi era misurata con il pedometro NL-1000. I soggetti indossavano il pedometro elettronico NL-1000 (New Lifestyles, Inc., Lee's Summit, USA) sull'anca non dominante, con un cinturino sulla vita. In questo studio i passi sono stati registrati durante ogni prova di 6 minuti e divisi i passi totali per 6 minuti per determinare la frequenza dei passi $\cdot \text{min}^{-1}$. I risultati di questo studio hanno mostrato la precisione della previsione tra le attività da basse a moderate ($p < 0,001$; $R_2 = 0,72$), indicando che il pedometro NL-1000 aveva un potenziale ragionevole nel monitoraggio dei livelli di AF durante questa attività.

In un altro studio del 2018 di Polechoński [13] è stata valutata la SE e l'intensità dell'AF in 28 donne (età media 21,8 anni), durante la pratica di danza interattiva con un videogioco (IDVG). Come strumenti di misurazione sono stati utilizzati un cardiofrequenzimetro, un accelerometro (Caltrac Monitor) ed un pedometro (Yamax SW-800). L'accelerometro ed il pedometro sono stati inseriti in una cintura speciale ed indossati sull'anca dai partecipanti mentre eseguivano la stessa routine di danza tre volte (per un totale di 10 minuti). Per confrontare la SE durante gli IDVG, i criteri selezionati di AF per il miglioramento della salute secondo le raccomandazioni OMS, sono stati eseguiti i seguenti calcoli:

— stima per gli strumenti di misurazione della SE di 10 minuti IDVG convertito in uno sforzo di un'ora in kcal, la SE in kcal convertita in chilogrammo per peso corporeo, ottenendo informazioni sull'intensità individuale dello sforzo fisico svolto. L'AF di intensità moderata è stata valutata secondo i seguenti criteri:

- sforzo fisico con intensità di 3-6 MET (kcal/kg/h) [14];
- sforzo fisico nell'intervallo 50-69% FC max [15];
- sforzo fisico che porta a fare almeno 6000 passi in un'ora (passi/h) [16].

Lo studio ha mostrato la significativa somiglianza tra i risultati della SE stimata di un'ora, praticando IDVG ottenuta dall'accelerometro (249 kcal/h) e dal cardiofrequenzimetro (227 kcal/h) e significativamente più bassa ottenuta dal pedometro (166 kcal/h). L'intensità media dello sforzo fisico stimato durante la prova è risultata essere per il cardiofrequenzimetro (4,2 MET), per l'accelerometro (3,9 MET) e per il pedometro (2,8 MET). I test post-hoc hanno indicato che la SE stimata dal pedometro e dal cardiofrequenzimetro ($p < 0,01$) e dal pedometro e dall'accelerometro ($p < 0,01$) era significativamente diversa, mentre la SE stimata dal numero di passi era significativamente inferiore – 166,4 kcal/h.

Bortolozzo nel 2017 ha esaminato nel suo studio osservazionale di 118 adulti di entrambi i sessi, il pedometro (Yamax Giga Walker SW – 700) e l'International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) per determinare la SE e i livelli di AF svolti [17]. Il monitoraggio con il pedometro (Yamax Giga Walker SW – 700) era eseguito in 5 giorni consecutivi con il dispositivo regolato sulla vita dei partecipanti per mezzo di un laccio di lana sui fianchi. I partecipanti erano classificati in quattro categorie di livello, tenendo conto del numero medio giornaliero di passi: sedentari e bassa attività (<7.499 passi); poco attivi (7.500-9.999 passi); attivi (10.000-12.499 passi) e altamente attivi: ≥ 12.500 passi). L'equazione IPAQ (calorie) era = $0,0347 * \text{Passi} + 0,6868 * \text{pedometro (calorie)} - 139,459$ presentava il modello di classificazione per la previsione dei valori IPAQ utilizzando le tecniche di classificazione di estrazione dei dati. I risultati hanno mostrato che i valori stimati dal pedometro riferiti alla SE presentavano un coefficiente di determinazione del 58% ($R^2=0,58$).

Dondzila e collaboratori nello studio del 2016 ha confrontato la precisione dei pedometri indossati al polso (Fitbit Charge), con la tecnologia del sensore auricolare (sistema Jabra Sport Pulse Wireless Earbud), per quantificare la SE in 19 giovani maschi (età $24,6 \pm 3,1$ anni), durante fasi di esercizio di 5 minuti su tapis roulant a differenti velocità (80,5 m/min, 107,3 m/min, 134,1 m/min e 160,9 m/min) [18]. Il Fitbit Charge utilizzato nello studio era un pedometro munito di cinturino, in grado di generare misure di stima di passi, rampe di scale salite, miglia percorse e minuti "attivi" (derivati da algoritmi proprietari). I risultati ottenuti dalle misure stimate con questi dispositivi hanno indicato una sottostima significativa delle kcal a tutte le velocità, mentre sono state osservate correlazioni moderate per il Fitbit a 107,3 m/min ($r= 0,52$, $p < 0,05$).

Can nel suo studio del 2016 ha misurato l'attività fisica nelle lavoratrici d'ufficio con diversi strumenti, il questionario di valutazione dell'attività fisica di 7 giorni (7-d PAAQ), uno strumento obiettivo bracciale multi sensore (Sensewear Armband) e un

pedometro (JS-300) [19]. Il pedometro JS-300 (JUNSD Industry Co., Ltd., Cina) era montato nel girovita dei partecipanti per tracciare il numero di passi compiuti per 7 giorni consecutivi. Secondo i risultati ottenuti era mostrata una correlazione significativa tra i numeri di passi misurati dal bracciale (SWA) e il pedometro ($r = 0,735$), mentre era mostrata una debole correlazione tra il valore della SE totale stimata dal 7-d PAAQ e il valore stimato dal bracciale ($r = 0,394$, $p = 0,005$). L'autore conclude suggerendo che nessuno dei metodi di valutazione esaminati, questionario 7-d PAAQ, pedometro o bracciale, era preciso, se utilizzato come unico strumento di determinazione dei livelli di AF svolti e della SE totale.

Saunders nel 2014, ha determinato la validità del pedometro SC-StepRx (StepsCount Inc, Deep River, ON, Canada) per valutare l'AF moderata e vigorosa, durante un protocollo di cammino e corsa su un tapis roulant, in un campione eterogeneo di 40 bambini e giovani, di età compresa tra i 10 e i 17 anni [20]. L'SC-StepRx e l'NL-1000 (New-Lifestyles Inc, Lees Summit, MO USA) erano entrambi pedometri piezoelettrici, le cui dimensioni dell'NL-1000 erano $6,4 \text{ cm} \times 3,8 \text{ cm} \times 2,2 \text{ cm}$. Le dimensioni dell'SC-StepRx erano 5 cm , 3 cm e $1,5 \text{ cm}$, mentre per l'altro dispositivo Walk4Life (Walk4Life, Plainfield, IL, USA), le dimensioni erano di $5,7 \text{ cm} \times 3,2 \text{ cm} \times 1,3 \text{ cm}$. I partecipanti durante la procedura sperimentale indossavano questi pedometri durante il protocollo di attività, insieme ad altri dispositivi come ActiGraph GT3X e altri accelerometri Actical. Ciascun dispositivo utilizzato era impostato sulla modalità di AF moderata e vigorosa. L'SC-StepRx era impostato su soglie di intensità moderate/vigorese di $100/120 \text{ passi} \cdot \text{minuto}^{-1}$, $110/130 \text{ passi} \cdot \text{minuto}^{-1}$, $120/140 \text{ passi} \cdot \text{minuto}^{-1}$. Il Walk4Life era impostato su soglie di $100/120 \text{ passi} \cdot \text{minuto}^{-1}$, mentre il contapassi NL-1000 era impostato su un'impostazione interna di 4–9, che secondo il produttore equivaleva a 3,6 MET. I partecipanti eseguirono la procedura sperimentale, contraddistinta da cinque fasi separate di 5 minuti di intensità crescente, con un'elevazione del tapis roulant dello 0% e velocità auto scelte dai partecipanti. Le associazioni tra le misure ottenute con la calorimetria indiretta e le stime ottenute da ciascun dispositivo erano successivamente valutate mediante analisi di regressione lineare. I risultati in questo studio mostrarono le associazioni migliori per l'SC-StepRx con soglie moderate/vigorese di $110/130 \text{ passi} \cdot \text{minuto}^{-1}$ e NL-1000 ($R^2 = 0,82$, $p < 0,05$). L'autore conclude riportando che il pedometro SC-StepRx risultava essere un valido strumento per la misurazione dell'AF moderata e vigorosa nei bambini e nei giovani.

Giannakidou nel suo studio [21], ha esaminato la precisione di due pedometri Omron (HJ-720, HJ-113) e Yamax Digi-Walker SW-200 (YAM) sulla valutazione della SE

in 24 maschi e 18 femmine (di età compresa tra 19 e 25 anni). La procedura sperimentale prevedeva il cammino su un tapis roulant a cinque diverse velocità (54, 67, 80, 94 e 107 m/min⁻¹) in un ordine randomizzato, indossando un HJ-113 sull'anca sinistra e un pedometro YAM sull'anca destra. I pedometri Omron erano correlati con la misurazione del V'O₂ attraverso l'utilizzo di un metabolimetro durante ogni fase. I risultati ottenuti dai pedometri HJ-720 e HJ-113 hanno mostrato in questo studio un'elevata precisione ($r = 0,80-0,99$) a tutte le velocità. Il pedometro YAM ha mostrato invece sottostime del conteggio dei passi solo a 54 m/min⁻¹ ($r = 0,46$). Quindi sulla base dei risultati ottenuti da questo studio, il pedometro YAM ha mostrato sottostime delle calorie bruciate durante tutte le fasi della camminata del 28% rispetto alla calorimetria indiretta utilizzata come misura di riferimento.

Crouter e collaboratori [22], nel suo studio ha esaminato la validità di diversi pedometri elettronici (Yamasa Skeletone (SK), Sportline 330 (SL330) e 345 (SL345), Omron (OM), Yamax Digiwalker SW-701 (DW), Kenz Lifecorder (KZ), New Lifestyles 2000 (NL), Oregon Scientific (OR), Freestyle Pacer Pro (FR) e Walk4Life LS 2525 (WL), nella misura dei passi svolti, la distanza percorsa e la SE. Questi pedometri erano valutati su un campione di 10 partecipanti (5 maschi e 5 femmine), con l'età e l'indice di massa corporea (BMI) di 33 ± 12 anni e $25,7 \pm 6,3$ rispettivamente. La procedura prevedeva il cammino su un tapis roulant a diverse velocità: 54, 67, 80, 94 e 107 m·min⁻¹ per fasi di 5 minuti. I risultati hanno evidenziato che otto dei pedometri mostravano anche una stima della SE, quindi durante le prove di cammino la SE veniva misurata mediante calorimetri indiretta. Per quanto riguarda i risultati per le chilocalorie nette, tutti i pedometri elettronici erano significativamente diversi ($P < 0,05$) per almeno quattro velocità, ad eccezione di KZ, che era significativamente diverso ($P < 0,05$) a una sola velocità (94 m·min⁻¹). Altri due (Kenz Lifecorder e New Lifestyles NL-2000) degli otto pedometri che hanno stimato la SE, mostravano sia calorie nette che lorde, mentre si presumeva che gli altri sei pedometri mostrassero SE lorde. Gli autori conclusero col dire che i pedometri utilizzati nello studio erano più precisi per il conteggio dei passi, meno precisi per la valutazione della distanza e ancora meno precisi per la valutazione della SE.

Accelerometri

Secondo Yang CC, e collaboratori [24], gli accelerometri sono sensori di movimento basati sulla misurazione dell'accelerazione del corpo lungo gli assi di riferimento misurano l'accelerazione su 1 piano (uniassiale), 2 piani (biassiale) o 3 piani (accelerometri triassiali), che è anche la variazione della velocità nel tempo espresso in termini di multipli della forza gravitazionale ($g = 9,8 \text{ m/s}^2$). Gli accelerometri sono possono essere collocati/indossati in diverse parti del corpo come ad esempio a livello dell'articolazione dei polsi, del ginocchio o delle caviglie. Questi sensori sono in grado di fornire informazioni meccaniche sull'AF, come il movimento, grazie alla misura delle accelerazioni eseguite dal corpo, raccogliendo informazioni dai vari assi, ovvero dall'asse verticale (movimenti verso l'alto e verso il basso), dagli assi antero-posteriore (da dietro verso avanti) e laterale (da lato a lato). Grazie alla conversione dei dati attraverso gli algoritmi presenti all'interno dei loro software sono in grado di valutare la SE indiretta per unità di tempo in base ai conteggi registrati dei passi, della distanza percorsa e della velocità di attività svolta [25,26]. Le soglie di conteggio delle attività vengono poi utilizzate per determinare un'attività di diversa intensità ovvero leggera, moderata o vigorosa.

ActiGraph

L'accelerometro Actigraph è il più utilizzato nella ricerca scientifica sull'AF (Tabella 1.2). Questo dispositivo è piccolo (2,0 x 1,6 x 0,6 pollici) e leggero (1,5 onces) e può essere fissato in vita, al polso o alla caviglia mediante cinturini in velcro. L'Actigraph può misurare accelerazioni nell'intervallo da 0,05 a 2 G e una frequenza limitata in banda da 0,25 a 2,5 Hz. Numerosi studi hanno esaminato la validità e l'affidabilità dell'Actigraph. Le equazioni di regressione più utilizzate per la stima della SE ($\text{kcal}\cdot\text{min}\cdot\text{l}$ e METs) negli adulti sono state sviluppate da Freedson e collaboratori [27]. In questo studio, 25 maschi (età: $24,8 \pm 4,2$ anni) e 25 femmine (età: $22,9 \pm 3,8$ anni), eseguirono una procedura basata sul cammino a 4,8 e 6,4 $\text{km}\cdot\text{ora}^{-1}$ e corsa a 9,7 $\text{km}\cdot\text{ora}^{-1}$ su un tapis roulant per sei minuti a ciascuna velocità, con la stima della SE attraverso l'utilizzo della calorimetria indiretta. L'algoritmo dell'equazione di

regressione per prevedere il livello di MET in base ai conteggi·min⁻¹ dell'accelerometro Actigraph era: $METs = 1.439008 + (0,000795 * \text{conteggi} \cdot \text{min}^{-1})$ ($r^2 = 0.82$, $SEE = 1.40 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$). Mentre l'algoritmo di regressione in seguito ad un'altra procedura basata sulle Kcal era: $(0.00094 \times \text{cnts min}^{-1}) + (0.1346 \text{ BW}) - 7.37418$, ($r = 0.93$, $SEE = \pm 0.93 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$).

Nello studio di Swartz [28] è stato esaminato l'uso dell'accelerometro Actigraph (modello 7164) in un ambiente da campo. Furono sviluppati diversi punti di taglio dell'intensità per attività da impostare nell'accelerometro utilizzato. Era aggiunto un secondo accelerometro Actigraph al polso per valutare o meno miglioramenti nella stima della SE utilizzando sia i conteggi dell'accelerometro dell'anca, sia quelli dell'accelerometro indossato nel polso. Settanta partecipanti (età: 41 ± 15 anni, BMI: $26,0 \pm 5,4 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2}$) hanno svolto da una a sei attività, all'interno di una o più delle seguenti categorie; lavori in giardino, occupazione, lavori domestici, cura della famiglia, ecc. In tutto c'erano un totale di 28 attività, con 12 partecipanti che svolgevano tutte le attività proposte. Ciascuna attività era eseguita per 15 minuti, con l'utilizzo di un metabolimetro Cosmed K4b² per misurare la SE durante tutte le attività. Inoltre, i partecipanti hanno indossato un accelerometro Actigraph sulla linea ascellare anteriore destra a livello della vita e uno sul polso dominante. Sulla base dell'equazione sviluppata ($2.606 + (0.0006863 \times \text{cnts min}^{-1})$), per prevedere i MET dai conteggi dell'anca·min⁻¹, i punti di taglio dell'intensità erano 574, 4945 e 9317 rispettivamente per attività leggera (1,1-3 MET), attività moderata (3-5,9 MET) e attività vigorosa (≥ 6 MET). I risultati di questo studio mostrarono che le equazioni di regressione sviluppate per il conteggio del polso, dell'anca e dell'accelerometro del polso più dell'anca rappresentavano rispettivamente il 3,3%, il 31,7% e il 34,3% della variazione del livello MET delle attività eseguite ($r = 0.586$, $P < 0.001$).

Crouter e collaboratori [29] hanno perfezionato il modello di regressione del 2006 per eliminare l'errata classificazione di camminata/corsa. I partecipanti allo studio erano 24 maschi di Età: 36 anni ($\pm 12,8$); e 24 femmine Età: 35 anni ($\pm 10,3$). I partecipanti indossavano l'ActiGraph a livello della vita alla linea ascellare anteriore destra in una sacca di nylon che era attaccata a una cintura. La procedura prevedeva l'esecuzione di 10 minuti di diverse attività da sedentarie a vigorose come: rimanere sdraiati, camminare lentamente ($\sim 3 \text{ mph}$), stare in piedi, camminare velocemente ($\sim 4 \text{ mph}$), spazzare/lavare, lavorare al computer, giocare a basket, lavare i vetri, salire/scendere le scale a corsa lenta ($\sim 5 \text{ mph}$), ed altre attività. I risultati ottenuti hanno indicato un'equazione di regressione esponenziale e un'equazione cubica che utilizzava il log naturale dei conteggi di 10 secondi, sviluppata per prevedere MET ogni 10 secondi per

attività di camminata/corsa e stile di vita intermittente, migliorando quindi la stima della SE per le attività eseguite nel tempo libero.

Tabella 1.2. - ActiGraph e valutazione della spesa energetica.

Study	Participants	Device	Variables	Protocol	Equation	Validity
Freedson [27]	50 adults, 25 males, 25 females	ActiGraph	METs	treadmill exercise at three different speeds (4.8, 6.4, 9.7 km/h-1)	$1.439008 + (0.000795 \times \text{cnts min}^{-1})$	$r^2 = 0.82$, SEE = 1.40 kcal·min ⁻¹
	50 adults, 25 males, 25 females	ActiGraph	Kcal	treadmill exercise at three different speeds (4.8, 6.4, 9.7 km/h-1)	$(0.00094 \times \text{cnts min}^{-1}) + (0.1346 \text{ BW}) - 7.37418$	$r = 0.93$, SEE = ±0.93 kcal·min ⁻¹
Swartz [28]	70 adults, 31 men, 39 women	ActiGraph	METs	different exercise: walking at 67 m/min-1 and carrying items weighing 6.8 kg; slow walking (average speed 78 m/min-1); brisk walking (average speed 100 m/min-1), and others.	$2.606 + (0.0006863 \times \text{cnts min}^{-1})$	$r = 0.586$, $P < 0.001$
Crouter [29]	48 (24 males, age 36 yrs ± 12.8); (24 females, age 35 yrs ± 10.3)	ActiGraph	EE	Stationary Cycling (~100 Wats) Fast Track Run (~7 mph), Slow Track Walk (~3 mph), Fast Track Walk (~4 mph), etc.,	$(\text{METs}) = 2.294275 * (\exp(0.00084679 * \text{ActiGraph counts} * 10 \text{ sec}^{-2}))$	$R^2 = 0.739$; SEE = 0.250;
		ActiGraph	METs	different lifestyle and sporting activities: (lyng, standing, walking at 3,4,5,7 miles/h around a track, playing basketball, etc.	$(\text{METs}) = 0.749395 + (0.716431 * (\ln(\text{ActiGraph counts} * 10 \text{ sec}^{-2}))) - (0.179874 * (\ln(\text{ActiGraph counts} * 10 \text{ sec}^{-2})))^2 + (0.033173 * (\ln(\text{ActiGraph counts} * 10 \text{ sec}^{-2})))^3$ $\text{cnts min}^{-1} \leq 50$; EE = 1 MET $50 < \text{cnts min}^{-1}$ and $\text{CV} \leq 10$: $2.379833 \times [\exp(0.00013529 \times \text{cnts min}^{-1})]$ $50 < \text{cnts min}^{-1}$ and $\text{CV} = 0$ or > 10 : $2.330519 + (0.001646 \times \text{cnts min}^{-1}) - [1.2017 \times 10^{-7} \times (\text{cnts min}^{-1})^2] + [3.3779 \times 10^{-12} \times (\text{cnts min}^{-1})^3]$ counts per 10s are 0 or >10, then $\text{EE (METs)} = 2.330519 + (0.001646 \times \text{Actigraph counts/min}) - [1.2017 \times 10^{-7} \times (\text{Actigraph counts/min})^2] + [3.3779 \times 10^{-12} \times (\text{Actigraph counts/min})^3]$	$R^2 = 0.840$; SEE = 0.863 $R^2 = 0.701$; SEE = 0.275 $R^2 = 0.854$; SEE = 0.940

Note: BW= peso corporeo; EE= spesa energetica; MET= equivalente metabolico delle attività; r= coefficiente di determinazione di Pearson; r²= coefficiente di determinazione; SEE= errore standard di stima.

Actical

L'accelerometro Actical è un piccolo dispositivo (28 x 27 x 10 mm) che utilizza un accelerometro omnidirezionale. Questo accelerometro è risultato essere sensibile ai movimenti nell'intervallo da 0,5 a 3 Hz. I segnali di accelerazione vengono digitalizzati ad una frequenza di campionamento impostata di 32 Hz.

Klippel e Heil [30] hanno convalidato l'Actical in uno studio che prevedeva l'esecuzione di 9 attività (Tabella 1.3) tra cui digitazione, scrittura a mano, smistamento delle carte, spazzamento del pavimento, aspirapolvere della moquette, spolveratura della superficie del tavolo, movimento sul tapis roulant a 67 e 80,4 m·min⁻¹, e corsa sul tapis roulant a 120,6 m·min⁻¹. Tutte le attività sono state eseguite dai partecipanti reclutati per lo studio (12 uomini e 12 donne), in laboratorio e la SE è stato misurata utilizzando il sistema metabolico portatile aVmaxST. Durante lo svolgimento delle attività i partecipanti indossavano l'accelerometro Actical sul polso non dominante, sulla caviglia dallo stesso lato e sull'anca destra. Le equazioni predittive sono state sviluppate utilizzando la media degli ultimi due minuti di ciascuna attività. L'equazione di previsione sviluppata per l'Actical quando indossato alla caviglia ha mostrato differenti correlazioni con il risultato ottenuto con il metabolometro ($r=0,77$, $SEE=\pm 1,4$ METs, $P<0,001$), per l'anca la correlazione è risultata essere ($r=0,94$, $SEE=\pm 0,8$ METs, $P<0,001$), mentre nel polso la correlazione è risultata essere ($r=0,90$, $SEE=\pm 1,0$ METs, $P<0,001$), con i risultati ottenuti considerati comunque promettenti per la previsione dei MET.

In un altro studio Heil [31] ha sviluppato algoritmi per la previsione della SE per le attività (AEE) nei bambini ($n = 24$) e negli adulti ($n = 24$) dall'accelerometro Actical. Ogni partecipante eseguiva diverse attività (camminare e fare jogging, ecc) sul tapis roulant (55–60 min in totale), mentre indossava l'Actical sulla caviglia, anca e polso; L'AEE era calcolato dal consumo di ossigeno. L'analisi di regressione utilizzata per creare equazioni di previsione AEE basate sull'output di Actical, variava considerevolmente per entrambi, i bambini ($R^2 = 0.45-0.75$; $p < .001$) e adulti ($R^2 = 0.14-0.85$; $p < .008$). La maggior parte degli algoritmi risultanti prevedeva accuratamente l'AEE accumulato e tempo all'interno delle categorie di intensità leggera, moderata e vigorosa ($p > .05$). $AEE = 0.02304 + (3.750E-5) \times AC$ ($R^2= 0.60$,

SEE = 0.020, $p < .001$); AEE = $0.01667 + (5.103E-5) \times AC$ ($R^2 = 0.75$, SEE = 0.014, $p < .001$); AEE = $0.01149 + (3.236E-5) \times AC$ ($R^2 = 0.59$, SEE = 0.020, $p < .001$), utilizzando un singolo modello di regressione. Utilizzando un doppio modello di regressione le equazioni riportavano le seguenti accuratezze: AEE = $0.03403 + (1.179E-5) \times AC$ ($R^2 = 0.45$, SEE = 0.028, $p < .001$); AEE = $-0.02268 + (1.939E-5) \times AC$ ($R^2 = 0.60$, SEE = 0.015, $p < .001$); AEE = $0.03411 + (1.270E-5) \times AC$ ($R^2 = 0.61$, SEE = 0.024, $p < .001$), AEE = $0.03534 + (1.135E-5) \times AC$ ($R^2 = 0.73$, SEE = 0.018, $p < .001$); AEE = $0.02299 + (1.902E-5) \times AC$ ($R^2 = 0.67$, SEE = 0.022, $p < .001$); AEE = $0.03115 + (1.581E-5) \times AC$ ($R^2 = 0.69$, SEE = 0.019, $p < .001$). L'Actical secondo l'autore e i risultati dello studio sono risultati essere utili per prevedere l'AEE e variabili temporali a livello della caviglia, dell'anca o del polso.

Borghese nel 2016 [32], ha confrontato le variabili riguardo l'AF per l'accelerometro Actical, in uno studio condotto su 379 bambini (di età compresa tra 9 e 11 anni) in condizioni di vita libera. I bambini hanno indossato l'accelerometro Actical sull'anca contemporaneamente per 7 giorni consecutivi (protocollo di 24 ore). L'attività fisica moderata, vigorosa e leggera, nonché il tempo sedentario sono stati derivati utilizzando protocolli di riduzione dei dati consolidati. Il tempo sedentario faceva riferimento a quelle attività in cui il soggetto era caratterizzato da un dispendio energetico inferiore a quello di riposo, senza quindi sforzo fisico. L'AF vigorosa era definita come ≥ 6500 conteggi/min, quella moderata era stata definita come conteggi tra ≥ 1500 conteggi e < 6500 conteggi/min. L'AF da moderata a vigorosa era definita come tutti i minuti che mostravano ≥ 1500 conteggi. L'AF leggera era definita come conteggi tra ≥ 100 e < 1500 al minuto. Infine, il tempo sedentario era definito come < 100 conteggi/min, coerente con i punti di taglio utilizzati in letteratura da altri autori. Le correlazioni intra-classe (ICC) sono state utilizzate per determinare la forza e la direzione delle associazioni tra le varie attività derivate dagli accelerometri Actical. Tra i risultati ottenuti era osservata un'eccellente concordanza tra i dispositivi per l'AF da moderata a vigorosa (ICC = 0,73–0,80).

Tabella 1.3. - Attical e valutazione della spesa energetica.

Study	Participants	Device	Variables	Protocol	Equation	Validity
Klippen, Heil [30]	12 men, 12 women	Actical	EE	treadmill walking at 67 and 80.4 m/min, treadmill jogging at 120.6 m/min	$EE = 1.83 \text{ METs } 350 < \text{cnts min}^{-1}; 2.826 + (0.0006526 \times \text{cnts min}^{-1});$ $EE = 1.83 \text{ METs } 350 < \text{cnts min}^{-1} < 1,200;$ $1.935 + (0.003002 \times \text{cnts min}^{-1})$ $1,200 < \text{cnts min}^{-1};$ $2.768 + (0.0006397 \times \text{cnts min}^{-1})$	ankle ($r=0.77$, $SEE=1.4$ METs, $P<0.001$); hip ($r=0.94$, $SEE=0.8$ METs, $P<0.001$); wrist ($r=0.90$, $SEE=1.0$ METs, $P<0.001$).
Heil [31]	24 children, 24 adults	Actical	AEE	treadmill walking at 67 m/min, 80.4 m/min; treadmill jogging at 120.6 m/min; walking indoor track at 59 m/min (2.2 mph), and 85.8 m/min (3.2 mph).	$AEE = 0.02304 + (3.750E-5) \times AC;$ $AEE = 0.01667 + (5.103E-5) \times AC;$ $AEE = 0.01149 + (3.236E-5) \times AC;$ $AEE = 0.03403 + (1.179E-5) \times AC;$ $AEE = -0.02268 + (1.939E-5) \times AC;$ $AEE = 0.03411 + (1.270E-5) \times AC;$ $AEE = 0.03534 + (1.135E-5) \times AC;$ $AEE = 0.02299 + (1.902E-5) \times AC;$ $AEE = 0.03115 + (1.581E-5) \times AC$	$R^2=0.60$, $SEE=0.020$, $p<.001$; $R^2=0.75$, $SEE=0.014$, $p<.001$; $R^2=0.59$, $SEE=0.020$, $p<.001$; $R^2=0.45$, $SEE=0.028$, $p<.001$; $R^2=0.60$, $SEE=0.015$, $p<.001$; $R^2=0.61$, $SEE=0.024$, $p<.001$; $R^2=0.73$, $SEE=0.018$, $p<.001$; $R^2=0.67$, $SEE=0.022$, $p<.001$; $R^2=0.69$, $SEE=0.019$, $p<.001$
Borghese [32]	379 children (9-11 years)	Actical	PAL	7 day free PA	not reported	$ICC=0.73-0.80$

Note: AC= output del monitoraggio dell'attività (conteggi *minuto); AEE= dispendio energetico per l'attività; EE= spesa energetica; ICC= correlazione intra classe; METs= equivalente metabolico per le attività; PA= attività fisica; PAL= livello di attività fisica; R2= coefficiente di determinazione; SEE= errore standard della stima.

ActivPAL

Il dispositivo activPAL (riferito a tutti i modelli) è un monitor da coscia piccolo e sottile. Tramite algoritmi proprietari (Classificazione dell'attività intelligente), le informazioni derivate dall'accelerometro sulla posizione e l'accelerazione della coscia vengono utilizzate per determinare la postura del corpo (ad esempio, seduto/sdraiato e in posizione eretta) e la transizione tra queste posizioni, il passo e la velocità del passo (cadenza), da cui la spesa energetica è dedotta indirettamente (Figura 1.4) [33].

Florez-Pregonero Alberto nel 2017 [34], ha esaminato la validità di 3 dispositivi indossabili come: (ActiGraph GT3X+ triassiale accelerometro; activPAL, e SenseWear 2 accelerometro biassiale), nella stima dell'intensità dei comportamenti sedentari e l'AF di intensità leggera, confrontati con il criterio di misura del consumo

di Ossigeno misurato attraverso la tecnica della calorimetria indiretta, in 16 adulti (età $25,38 \pm 8,58$ anni), durante 7 attività da sedentarie a leggere come: cammino sul tapis-roulant a 1,0 mph (0,45 m/s), 1,5 mph (0,67 m/s) e 2,0 mph (0,90 m/s), e altre attività. L'activPAL era indossato sulla parte anteriore e mediale della coscia destra attaccata a la pelle. l'ActiGraph era indossato su una cintura elastica sull'anca destra, mentre SenseWear 2 era indossato sulla parte superiore del braccio sinistro. I calcoli utilizzati per ottenere i MET dai monitor erano: per l'equazione di ActiGraph: $1,439008 + (0,000795 \times \text{cpm})$, cpm = conteggi al minuto; per activPAL equazione: $\text{MET} \cdot \text{h} / 60$, mentre per i calcoli del SenseWear 2 non era possibile estrapolare l'algoritmo in quanto di proprietà. I risultati ottenuti hanno mostrato che l'errore percentuale medio era più basso per activPAL per l'attività sedentarie (14,9%) e attività leggere (9,3%) rispetto ad altri monitor indossabili, che erano $>21,2\%$, con activPAL complessivamente maggiormente preciso nella misurazione di attività sedentarie e leggere rispetto ai monitor ActiGraph e SenseWear.

Sempre nel 2017 Montoye [35] nel suo studio ha valutato l'accuratezza di activPAL e del suo software proprietario per la previsione del tempo trascorso in AF (sedentaria, leggera e da moderata a vigorosa) e la stima della SE, per confrontare la sua precisione con quella di un modello di apprendimento automatico (ANN) sviluppato da dati activPAL grezzi. I partecipanti allo studio ($n=41$ [20 maschi]; età= $22,0 \pm 4,2$) completarono un protocollo di 90 minuti eseguendo 13 attività per 3-10 minuti ciascuna e scegliendo l'ordine delle attività, la durata e l'intensità. I partecipanti indossavano oltre all' activPAL sulla coscia destra, anche un analizzatore metabolico portatile. Le misure di criterio del tempo trascorso in AF sedentaria, leggera e da moderata a vigorosa erano determinate utilizzando valori MET misurati rispettivamente di $\leq 1,5$, 1,6-2,9 e $\geq 3,0$. I tempi stimati in ciascuna intensità di attività dal software activPAL e ANN erano confrontati con le misure di criterio utilizzando ANOVA per misure ripetute. Secondo i risultati ottenuti da questo studio, non erano diversi dal criterio ANOVA, ma l'AF leggera era sovrastimata (6,2 min), l'AF da moderata a vigorosa era invece sottostimata (4,3 min). Il tempo sedentario stimato dall'ANN e l'AF leggera non erano diversi dal criterio ANOVA, ma l'AF da moderata a vigorosa era sovrastimata (1,8 min). Per la stima della SE, il software activPAL aveva correlazioni inferiori ($r=0,76$ vs $r=0,89$) e un errore maggiore (1,74 vs 1,07 METs) rispetto all'ANN. L'autore conclude che l'ANN aveva una maggiore precisione per la stima della SE e dell'AF rispetto al software activPAL in un ambiente di laboratorio semi-strutturato, indicando il potenziale per l'ANN da utilizzare nella valutazione dell'AF.

Schneller MB, nel 2015 [36], ha confrontato l'accuratezza di cinque metodi obiettivi (ActivPAL, ActiGraph, Actiheart, AGhip + Acti4, AGthigh + Acti4), rispetto alla calorimetria indiretta, per stimare la SE totale di diverse attività in contesti semi-standardizzati, in 14 partecipanti (20-40 anni), che eseguivano un protocollo standardizzato e semi-standardizzato comprendente sette tipi di attività della vita quotidiana come: sdraiarsi, sedersi, stare in piedi, camminare sul tapis roulant a tre diverse velocità (4,5 e 6 km/h), correre sul tapis roulant a tre diverse velocità (7,8 e 9 km/h), pedalare sull'ergometro a tre diverse velocità (70, 85 e 100 giri/min) e salire/scendere una rampa di scale (ogni passo 0,173 m di altezza verticale) rispettivamente a 50, 70 e 90 passi/min), a tre diverse velocità, pur avendo la SE misurata dalla calorimetria indiretta. Nei tipi di attività stazionaria del protocollo semi-standardizzato, Actiheart ha sovrastimato la SE del 45% ($p < 0,01$, $R2 = 0,02$, $ICC = -0,04$) rispetto a COSMED K4b2. I metodi ActivPAL, ActiGraph, AGhip + Acti4 e AGthigh + Acti4 hanno sottostimato l'attività stazionaria del 13% ($p < 0,01$, $R2 = 0,17$, $ICC = -0,09$), 17% ($p < 0,01$, $R2 = 0,00$, $ICC = -0,03$), 10% ($p < 0,01$, $R2 = 0,15$, $ICC = -0,30$) e 12% ($p < 0,05$, $R2 = 0,13$, $ICC = -0,27$) rispetto alla SE misurata dal metabolometro COSMED K4b2. Nei tipi di attività del protocollo semi-standardizzato (ultimi 20 min), ActivPAL ha sottovalutato la SE del 47% ($p < 0,01$, $R2 = 0,14$), ActiGraph del 24% ($p < 0,01$, $R2 = 0,49$) e AGhip+Acti4 del 15% ($p < 0,01$, $R2 = 0,68$, $ICC = 0,67$). L'autore conclude che la combinazione dei dati dell'accelerometro da un ActiGraph GT3X+ indossato sulla coscia con il riconoscimento del tipo di attività ha migliorato l'accuratezza della stima della SE specifica dell'attività.

Harrington nel suo studio ha determinato la validità dell'equazione MET e la funzione della frequenza del passo dell'ActivePAL in 62 donne di età compresa tra 15 e 25 anni, utilizzando un protocollo standard sul tapis roulant, camminando a velocità comprese tra 3,2 e 7,0 km/h indossando un ActivPAL [37]. Il consumo di ossigeno era misurato utilizzando l'analisi del gas a ciascuna velocità e i MET per ciascuna velocità sono stati stimati in base al tasso metabolico a riposo di ciascun partecipante.

I risultati ottenuti nel presente studio hanno mostrato un buon risultato per la stima della SE durante il protocollo di camminata su tapis roulant a velocità di 3,2-7,0 km/h, con la relazione tra conteggi e MET misurati risultata essere rispettivamente ($r=0,76$; $P < 0,001$). L'autore conclude nel dire che la funzione step dell'accelerometro risultava essere migliore alla velocità di camminata più lente eseguita sul protocollo di tapis roulant.

Tabella 1.4. - *ActivPAL per valutare la spesa energetica.*

Study	Participants	Device	Variables	Protocol	Equation	Validity
Alberto FP, [34]	16 adults (age 25.38 ± 8.58 years)	activPAL	EE for light-intensity physical activities (LPAs)	7 sedentary-to-light activities : treadmill walking at 1.0 mph (0.45 m/s), 1.5 mph (0.67 m/s), and 2.0 mph (0.90 m/s)	MET·h/60	ICC = 0,99; MPE=14.89, MPE=9.30 for SB and LPA
Montoye, [35]	41 (20 male, 21 female)	activPAL	EE	90-min protocol of 13 activity for 3-10 minute	not reported	r = 0,76 vs. r = 0,89
Schneller MB, [36]	14 (8 women, 6 men) 20-40 years old	ActivPAL	EE	walking on treadmill at three different speeds (4, 5 and 6 km/h), running on treadmill at three different speeds (7, 8 and 9 km/h for women, and 7, 8.5 and 10 km/h for men), cycling on ergometer at three different speeds (70, 85 and 100 rpm), and walking up/down one flight of stairs at three different speeds (1 min 55 s at 50 steps/min, 1 min 50 s at 70 steps/min, and 2 min 8 s at 90 steps/min).	MET = 0.0186 * steps/min + 1.4	R2 = 0,14; p < 0,01
Harington, [37]	63 females aged 15-25 years	activPAL	MET	walk on a treadmill at speeds between 3.2 and 7.0 km * h ⁻¹ 38	MET x h ⁻¹ = (1.4 x d) + (4-1.4) x (c/120) x d	r = 0,76; P < 0,002

Note: EE= spesa energetica; ICC= correlazione intra classe; LPA= attività fisica ad intensità leggera; MET= equivalente metabolico delle attività; MPE= errore percentuale medio; R2= coefficiente di determinazione; SB= comportamenti sedentari;

ActiGraph GT3X

Il modello ActiGraph GT3X+ è un accelerometro triassiale dal monitor piccolo (3,8 x 3,7 x 1,8 cm) e leggero (27 g), che registra dati a una frequenza di campionamento di 30-100 Hz lungo l'asse verticale, antero-posteriore e medio-laterale con una gamma dinamica di ±6g. I conteggi dell'attività sono stati calibrati per la SE con il monitor all'anca destra utilizzando la calorimetria indiretta (Tabella 1.5). Ci sono pochi algoritmi per questo modello mostrati in letteratura, Santos-Lozano et al., 2013 ha sviluppato un algoritmo per giovani (12-16 anni), adulti (40-55 anni) e anziani (65-80 anni), utilizzando la magnitudine del vettore (VM) dei conteggi dell'attività dal

modello GT3X per calcolare il valore MET, in tre gruppi di età [38]. Ogni partecipante ha eseguito un protocollo di esercizio indossando l'accelerometro e prevedeva: riposo, camminata/corsa su tapis roulant a 3, 5, 7 e 9 km · h⁻¹ e sit-stand ripetuti (30 volte · min⁻¹). Il consumo di ossigeno era misurato utilizzando la calorimetria indiretta. Secondo i risultati ottenuti dallo studio, l'autore conclude che l'accelerometro si è dimostrato essere un ottimo strumento per stimare la SE nei giovani ed adulti, ma non negli anziani. Per questo è stata definita un'equazione per tutti i gruppi di età ovvero: $METs = 2,7406 + 0,00056x VM AC - 0,008542x Et\grave{a} - 0,01380x peso corporeo$, riportando una correlazione con la misura diretta attraverso un metabolimetro (Oxycon Pro, Jaeger-Viasys Helthcare, Hoechberg, Germany) di ($R=0.78$, $R^2=0.66$, $SEE=1.40$, $RMSE=1.40$). L'autore conclude dicendo che questo accelerometro rappresenta un passo avanti per la stima dell'EE, da utilizzare però con un'equazione specifica per età per garantirne il corretto uso.

Chang e collaboratori nel 2019 [39], ha esplorato la precisione sulla stima della SE durante l'esercizio in salita in 30 maschi adulti sani che indossavano un ActiGraph GT3X con il monitor Polar per monitorare la FC e la calorimetria indiretta attraverso lo strumento Vmax, durante dodici prove di camminata/corsa su tapis roulant a velocità di 5,61 kmh⁻¹, 7,20 kmh⁻¹ (camminata veloce), 7,20 kmh⁻¹ (corsa lenta) e 8,02 kmh⁻¹ su pendenze dello 0%, 3% e 6%. Quando le pendenze venivano aumentate dello 0%, 3% e 6%, la precisione della misurazione degli accelerometri, calcolata dal coefficiente di correlazione intraclassa (ICC), diminuiva rispettivamente di 0,877, 0,755 e 0,504 ($p<0,05$). I risultati ottenuti in questo studio hanno mostrato che la FC aveva coefficienti di determinazione (R^2) (0,801, 0,700 e 0,642 rispettivamente) e ICC (0,887, 0,825 e 0,785 rispettivamente) più elevati rispetto alle stime espresse dell'accelerometro. Inoltre i risultati riferiti alla FC hanno mostrato i più alti coefficienti di determinazione (R^2) (0,821, 0,728 e 0,656 rispettivamente) e ICC (0,901, 0,844 e 0,795 rispettivamente).

Gastin PB, nel 2018 [40], ha esaminato la validità di ActiGraph GT3X+ (GT3X+) e BodyMedia SenseWear Armband (SWA) per stimare la SE durante esercizi fisici eseguiti sul campo. I partecipanti allo studio (26 adulti attivi) hanno completato una singola sessione di 90 minuti che coinvolgeva intervalli di esercizio (5 min) e recupero (10 min) alternati, in diverse attività come: camminata (4 km/h), corsa (8 km/h), corsa (12 km/h) o circuito simulato (tre intervalli). I risultati di questo studio hanno mostrato che la SE totale di tutta l'attività era significativamente sottostimata ($p < 0,01$) dagli accelerometri GT3X+ (bias media \pm DS: $-374,5 \pm 132,84$ kJ; differenza % = -29,3%) e SWA ($-244,3 \pm 148,0$ kJ; -18,2%). Le sovrastime si erano rilevate per entrambi gli

accelerometri durante la camminata (GT3X+: $27,4 \pm 30,8$ kJ; SWA: $32,1 \pm 15,4$ kJ) e durante la corsa ($38,0 \pm 30,0$ kJ; $34,5 \pm 31,6$ kJ), mentre le sottostime erano evidenti durante la corsa ($-41,2 \pm 25,1$ kJ; $-43,8 \pm 33,5$ kJ) e durante il circuito (C1: GT3X+: $-127,2 \pm 41,6$ kJ; SWA: $-86,1 \pm 40,2$ kJ). L'errore di stima aumentava di entità all'aumentare dell'intensità dell'esercizio (GT3X+: $40,8-143,0$ kJ; SWA: $35,5-102,0$ kJ). Gli autori hanno concluso che questi accelerometri non fornivano stime valide sulla SE durante una gamma di modalità e intensità di esercizio, rispetto a una misura di criterio utilizzando la tecnica della calorimetria indiretta.

Tabella 1.5. - ActiGraph GT3X e stima della spesa energetica.

Study	Participants	Device	Variables	Protocol	Equation	Validity
Santos-Lozano A., [38]	31 youth, 31 adults and 35 older people	ActiGraph GT3X	EE, MET	resting, treadmill walking/running at 3, 5, 7, and 9 km · h ⁻¹ , and repeated sit-stands (30 times · min ⁻¹)	METs= $2.7406+0.00056 \cdot \text{VM activity counts}$ (counts · min ⁻¹)- $0.008542 \cdot \text{age (years)}$ - $0.01380 \cdot \text{body mass (kg)}$;	R= 0.78; SEE= 1.40;
					METs= $1.546618+0.000658 \cdot \text{VM activity counts}$ (counts · min ⁻¹);	R= 0.83; SEE= 1.49;
					METs= $2.8323+0.00054 \cdot \text{VM activity counts}$ (counts · min ⁻¹)- $0.059123 \cdot \text{body mass (kg)}$ + $1.4410 \cdot \text{gender}$ (women=1, men=2);	R= 0.84; SEE= 1.21;
Chang, [39]	30 healthy adult males (age 24.53 ± 1.55 years)	ActiGraph GT3X	EE	12 treadmill walking/running trials, walking/running tests at speeds of 5.61 km h ⁻¹ , 7.20 km h ⁻¹ (fast walking), 7.20 km h ⁻¹ (slow running), and 8.02 km h ⁻¹ on slopes of 0%, 3%, and 6%.	METs= $2.5878+0.00047 \cdot \text{VM activity counts}$ (counts · min ⁻¹)- $0.6453 \cdot \text{gender}$ (women=1, men=2).	R= 0.64; SEE= 1.14;
					1) $0.000010 \text{ VM} - 0.000195 \text{ BW} + 0.000286 \text{ HR} + 0.024446$;	R= 0.801; SEE= 0.013;
					2) $0.000011 \text{ VM} - 0.000376 \text{ BW} + 0.000185 \text{ HR} + 0.058023$;	R= 0.700; SEE= 0.016;
					3) $0.000012 \text{ VM} - 0.000423 \text{ BW} + 0.000086 \text{ HR} + 0.085319$;	R= 0.642; SEE= 0.019;
					4) $0.000009 \text{ VM} - 0.000166 \text{ BW} + 0.000493 \text{ HRR} + 0.044276$;	R= 0.821; SEE= 0.013;
					5) $0.000009 \text{ VM} - 0.000379 \text{ BW} + 0.000445 \text{ HRR} + 0.068036$;	R= 0.728; SEE= 0.016;
				6) $0.000011 \text{ VM} - 0.000361 \text{ BW} + 0.000256 \text{ HRR} + 0.081400$;	R= 0.656; SEE= 0.018;	
Gastin PB, [40]	26 active adults	ActiGraph GT3X	EE	walking (4 km/h), jogging (8 km/h), running (12 km/h), sport-simulated circuit (three intervals).	not reported	RMSE (kJ) walking= 40.8; d= 0.87;
						RMSE (kJ) jogging= 48.1; d= 0.91;
						RMSE (kJ) running= 47.9; d= 0.87.

Note: BW= peso corporeo; d= dimensione dell'effetto (effect size di Cohen); EE= spesa energetica; HR= frequenza cardiaca; HRR= frequenza cardiaca di riserva; MET= equivalente metabolico delle attività; R= coefficiente di determinazione;

RMSE= errore quadratico medio della radice; SEE= errore standard della stima; VM= magnitudine del vettore;

Conclusioni

In definitiva, il pedometro è uno strumento prezioso per i ricercatori in grado di valutare la quantità di AF che gli individui stanno effettuando. Questi sensori, ampiamente utilizzati negli ultimi anni hanno mostrato una buona affidabilità sia nei bambini che negli adulti, per stabilire i livelli ottenuti di AF e perseguire le linee guida dell'AF, inerenti al tempo dedicato nello svolgere esercizio fisico giornalmente o settimanalmente e incoraggiare le persone sedentarie o inattive a diventare più attive fisicamente. A differenza degli accelerometri, i pedometri non danno informazioni su intensità, frequenza e durata dell'AF svolta. Una bassa affidabilità e limitazione è stata osservata quando i partecipanti camminavano lentamente (54 m/min^{-1}) con sottostime del 28% sulla SE ($R=0,46$), o quando eseguivano movimenti della parte superiore del corpo, non rilevando quindi il lavoro verticale ($-166,4 \text{ Kcal}$), risultando essere meno precisi nella stima della SE in differenti attività ($R=0,39$).

Per quanto riguarda gli accelerometri, nonostante una buona relazione lineare tra i conteggi dell'accelerometro e la SE durante la deambulazione, sono state indicate alcune differenze a seconda dei diversi modelli (mono assiali, biassiali e triassiali) disponibili sul mercato. Per l'accelerometro mono assiale, il modello di regressione sviluppato da Crouter per le attività di cammino e corsa hanno mostrato correlazioni ($R=0,86$, $R=0,91$) rispettivamente, fornendo per la stima dei MET e per il tempo trascorso in AF leggera, moderata e vigorosa una stima migliore, per tutte le attività intermittenti e ritmiche. Per quanto riguarda l'accelerometro biassiale, si sono ottenute stime sulla SE che hanno mostrato una correlazione di ($R= 0,76$), tra i conteggi e i MET misurati durante le attività di cammino a velocità medio-basse ($3,7-7 \text{ km/h}$), con la funzione di stima per l'accelerometro sulla SE ottenuta alla velocità di cammino lenta, attraverso un protocollo eseguito sul tapis roulant. Le equazioni riportate da un accelerometro triassiale hanno mostrato invece correlazioni che andavano da ($R= 0,64$ a $R= 0,82$) sulla corsa lenta ($7,2 \text{ km/h}$) e sulla camminata a bassa velocità ($5,6 \text{ km/h}$), rispettivamente. Per quanto riguarda lo 0%, il 3% e il 6% della pendenza, la sottostima della SE è risultata essere del 3%, 11% e 21% rispettivamente. La scarsa sensibilità alle attività sedentarie o all'esercizio fisico statico può quindi rappresentare una sfida importante per lo sviluppo di questi dispositivi nei prossimi anni.

1.3 Bibliografia

1. Arogam, G., Manivannan, N., & Harrison, D. (2019). Review on wearable technology sensors used in consumer sport applications. *Sensors*, 19(9), 1983.
2. Creasey, S. Wearable Technology Will Up The Game For Sports Data Analytics. Available online: <https://www.computerweekly.com/feature/Wearable-technology-will-up-the-game-for-sports-data-analytics> (accessed on 20 October 2018).
3. Chen, M., Ma, Y., Li, Y., Wu, D., Zhang, Y., & Youn, C. H. (2017). Wearable 2.0: Enabling human-cloud integration in next generation healthcare systems. *IEEE Communications Magazine*, 55(1), 54-61.
4. Haskell WL, Lee IM, Pate RR, Powell KE, Blair SN, Franklin BA, et al. Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(8):1423–34
5. González K, Fuentes J, Márquez JL. 2017. Physical inactivity, sedentary behavior and chronic diseases. *Korean Journal of Family Medicine* 38(3):111–115. DOI 10.4082/kjfm.2017.38.3.111
6. Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, Nieman DC, Swain DP. 2011. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 43(7):1334–1359. DOI 10.1249/MSS.0b013e318213fefb
7. Hills, A. P., Mokhtar, N., & Byrne, N. M. 2014. Assessment of physical activity and energy expenditure: an overview of objective measures. *Frontiers in nutrition*, 1, 5
8. Schneider, P. L., Crouter, S. E., & Bassett, D. R. (2004). Pedometer measures of free-living physical activity: comparison of 13 models. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(2), 331-335

9. Bassett, D. R., B. E. Ainsworth, S. R. Leggett, et al. Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked. *Med. Sci. Sports Exerc.* 28:1071–1077, 1996
10. Thorup CB, Grønkjær M, Spindler H, Andreasen JJ, Hansen J, Dinesen BI, Nielsen G, Sørensen EE. Pedometer use and self-determined motivation for walking in a cardiac telerehabilitation program: a qualitative study. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2016; 8:24
11. Compagnat, M., Mandigout, S., Batcho, C. S., Vuillerme, N., Salle, J. Y., David, R., & Daviet, J. C. (2020). Validity of wearable actimeter computation of total energy expenditure during walking in post-stroke individuals. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 63(3), 209-215
12. Choi, P., Webster IV, R. O., & Agiovlasitis, S. (2019). Prediction of energy expenditure from pedometer output across different activities in young healthy adults. *Human Movement*, 20(2), 64-71
13. Polechoński, J., Mynarski, W., Garbaciak, W., Fredyk, A., Rozpara, M., & Nawrocka, A. (2018). Energy expenditure and intensity of interactive video dance games according to health recommendations. *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine*, 24(4), 35-43
14. WHO (2010). Global recommendations on physical activity for health
15. Strath, S.J., Kaminsky, L.A., Ainsworth, B.E., Ekelund, U., Freedson, P.S., Gary, R.A., Richardson, C.R., Smith, D.T., Swartz, A.M. (2013). Guide to the assessment of physical activity: Clinical and research applications: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*, 128 (20), 2259–2279. DOI: 10.1161/01.cir.0000435708.67487.da.
16. Tudor-Locke, C., Craig, C.L., Aoyagi, Y., Bell, R.C., Croteau, K.A., De Bourdeaudhuij, I., Ewald, B., Gardner, A.W., Hatano, Y., Lutes, L.D., Matsudo, S.M., Ramirez-Marrero, F.A., Rogers, L.Q., Rowe, D.A., Schmidt, M.D., Tully, M.A., Blair, S.N. (2011). How many steps/day are enough? For older adults and special populations. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 8 (1), 1.
17. Bortolozo, E. A. F. Q., Santos, C. B., Pilatti, L. A., & Canteri, M. H. G. (2017). VALIDITY OF INTERNATIONAL QUESTIONNAIRE OF PHYSICAL ACTIVITY THROUGH CORRELATION WITH PEDOMETER VALIDEZ

DEL CUESTIONARIO INTERNACIONAL DE ACTIVIDAD FÍSICA POR
CORRELACIÓN CON. *International Journal of Medicine and Science of
Physical Activity and Sport*, 17(66), 397-414

18. Dondzila, C., & Garner, D. (2016). Comparative accuracy of fitness tracking modalities in quantifying energy expenditure. *Journal of medical engineering & technology*, 40(6), 325-329
19. Can, S., Gündüz, N., Arslan, E., Biernat, E., Ersöz, G., & Kilit, B. (2016). Multi-instrument assessment of physical activity in female office workers. *International journal of occupational medicine and environmental health*, 29(6), 937-945
20. Saunders, T. J., Gray, C. E., Borghese, M. M., McFarlane, A., Mbonu, A., Ferraro, Z. M., & Tremblay, M. S. (2014). Validity of SC-StepRx pedometer-derived moderate and vigorous physical activity during treadmill walking and running in a heterogeneous sample of children and youth. *BMC Public Health*, 14(1), 1-9.
21. Giannakidou, DM., Kambas, A., Ageloussis, N., Fatouros, I., Christoforidis, C., Venetsanou, F., Douroudos, I., & Taxildaris, K. (2011). The validity of two Omron pedometers during treadmill walking in speed dependent. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 49-57
22. Crouter, S. E., Schneider, P. L., Karabulut, M., & Bassett Jr, D. R. (2003). Validity of ten electronic pedometers for measuring steps, distance, and kcals. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(5), S283
23. Aparicio Ugarriza, R., Mielgo Ayuso, J., Benito Peinado, P. J., Pedrero Chamizo, R., Ara, I., & Gonzalez Gross, M. M. (2015). Physical activity assessment in the general population; instrumental methods and new technologies. *Nutricion hospitalaria*, 31(Supl. 3), 219-226.
24. Yang, C. C., & Hsu, Y. L. (2010). A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors*, 10(8), 7772-7788.
25. Park, J.H.; Kim, H, J.; Kang, S.J. Validation of the AMP331 monitor for assessing energy expenditure of free-living physical activity. *Res. Quart. Exerc. Sport* 2006, 77, A40-A40.

26. Brooks AG, Gunn SM, Withers RT, Gore CJ, Plummer JL. Predicting walking METs and energy expenditure from speed or accelerometry. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37:1216-23.
27. Freedson PS, Melanson E, Sirard J (1998) Calibration of the computer science and applications, Inc. accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 30:777-781
28. Swartz, A. M., S. J. Strath, D. R. Bassett, Jr., W. L. O'Brien, G. A. King, and B. E. Ainsworth. Estimation of energy expenditure using CSA accelerometers at hip and wrist sites. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32:S450-456, 2000.
29. Crouter, S. E., Kuffel, E., Haas, J. D., Frongillo, E. A., & Bassett Jr, D. R. (2010). A refined 2-regression model for the actigraph accelerometer. *Medicine and science in sports and exercise*, 42(5), 1029
30. Klippel, N. J. and D. P. Heil. Validation of energy expenditure prediction algorithms in adults using the Actical electronic activity monitor. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35:S284,2003.
31. Heil, D. P. (2006). Predicting activity energy expenditure using the Actical® activity monitor. *Research quarterly for exercise and sport*, 77(1), 64-80.
32. Borghese, M. M., Tremblay, M. S., LeBlanc, A. G., Leduc, G., Boyer, C., & Chaput, J. P. (2017). Comparison of ActiGraph GT3X+ and Actical accelerometer data in 9-11-year-old Canadian children. *Journal of sports sciences*, 35(6), 517-524
33. Edwardson, C. L., Winkler, E. A., Bodicoat, D. H., Yates, T., Davies, M. J., Dunstan, D. W., & Healy, G. N. (2017). Considerations when using the activPAL monitor in field-based research with adult populations. *Journal of sport and health science*, 6(2), 162-178.
34. Montoye, A. H., Pivarnik, J. M., Mudd, L. M., Biswas, S., & Pfeiffer, K. A. (2017). Evaluation of the activPAL accelerometer for physical activity and energy expenditure estimation in a semi-structured setting. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(11), 1003-1007.
35. Alberto, F. P., Nathanael, M., Mathew, B., & Ainsworth, B. E. (2017). Wearable monitors criterion validity for energy expenditure in sedentary and light activities. *Journal of sport and health science*, 6(1), 103-110
36. Schneller, M. B., Pedersen, M. T., Gupta, N., Aadahl, M., & Holtermann, A. (2015). Validation of Five Minimally Obstructive Methods to Estimate

- Physical Activity Energy Expenditure in Young Adults in Semi-Standardized Settings. *Sensors*, 15, 6133-6151
37. Harrington, D. M., Welk, G. J., & Donnelly, A. E. (2011). Validation of MET estimates and step measurement using the ActivPAL physical activity logger. *Journal of sports sciences*, 29(6), 627-633
 38. Santos-Lozano, A., Santin-Medeiros, F., Cardon, G., Torres-Luque, G., Bailon, R., Bergmeir, C., ... & Garatachea, N. (2013). Actigraph GT3X: validation and determination of physical activity intensity cut points. *International journal of sports medicine*, 34(11), 975-982.
 39. Chang, C. H., Lin, K. C., Ho, C. S., & Huang, C. C. (2019). Accuracy of the energy expenditure during uphill exercise measured by the Waist-worn ActiGraph. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 17(2), 62-66
 40. Gatin, P. B., Cayzer, C., Dwyer, D., & Robertson, S. (2018). Validity of the ActiGraph GT3X+ and BodyMedia SenseWear Armband to estimate energy expenditure during physical activity and sport. *Journal of science and medicine in sport*, 21(3), 291-295
 41. Bouten CV, Sauren AA, Verduin M, Janssen JD. Effects of placement and orientation of body-fixed accelerometers on the assessment of energy expenditure during walking. *Med Biol Eng Comput* (1997) 35(1):50–6. doi:10.1007/BF02510392
 42. Dencker M, Andersen LB. Accelerometer-measured daily physical activity related to aerobic fitness in children and adolescents. *J Sports Sci* (2011) 29(9):887–95. doi:10.1080/02640414.2011.578148

EFFECTS OF FOCAL VIBRATION ON POWER AND WORK IN MULTIPLE WINGATE TESTS.

Guido M Filippi, Luigi Fattorini, Aurora Summa, Alessandro Zagaglia, Angelo Rodio.

Biol Sport. 2020 Mar;37(1):25-31.

DOI: [10.5114/biolsport.2020.89938](https://doi.org/10.5114/biolsport.2020.89938)

2.1 Abstract

The aim of the study was to assess the effects of a specific protocol, based on a focal muscle vibration, on mechanical parameters in an exercise composed of five repeated bouts of sprint interval tests (Wingate Anaerobic Tests, 10 seconds duration). Twenty-eight young male healthy subjects were randomly divided into two groups (VIB and CTRL). Peak power (PP), average peak between bouts (aP) and total exercise work (TW) were measured. In both groups, three different exercise sessions were carried out, interspersed by seven days: T0, T1 and T2. Between the baseline (T0) and T1, in the VIB group the intervention was administered on three successive days on quadriceps muscles, whereas a placebo administration was carried out in the CTRL group at the same time. At T1 (30 minutes after intervention) and T2 (7 days after) CTRL did not show any significant change, whereas VIB showed significant increases in PP (11.4%–9.3%), aP (6.6%–6.9%) and TW (5.7%–7.9%) with respect to T0. The results could be explained by an ameliorative agonist-antagonist balance, and this hypothesis is coherent with the literature. On the basis of the present findings, the investigated intervention might be usefully adopted to increase muscular power and endurance.

Key words: Cycling exercise, Motor drive, Muscle work, Efficiency

Biology of Sport, Vol.37No1,2020.

DOI: <https://doi.org/10.5114/biolsport.2020.89938>

Riassunto

Lo scopo del presente studio mirava a valutare gli effetti di un protocollo specifico, basato su una vibrazione muscolare focale, sui parametri meccanici in un esercizio composto da cinque sessioni ripetute di sprint intervallati (Wingate Anaerobic Tests, durata 10 secondi). Ventotto giovani soggetti sani maschi sono stati suddivisi in maniera randomizzata in due gruppi, il gruppo d'intervento, sottoposto all'applicazione di una vibrazione focale (VIB) e gruppo di controllo (CTRL) sottoposto ad un'applicazione di placebo. Sono stati misurati la potenza di picco (PP), il picco medio tra gli sprint (aP) e il lavoro di esercizio totale (TW). In entrambi i gruppi sono state effettuate tre diverse sessioni di esercizi, intervallate da sette giorni: T0, T1 e T2. Tra il basale (T0) e T1, nel gruppo VIB l'intervento è stato somministrato in tre giorni consecutivi sui muscoli quadricipiti, mentre nel gruppo CTRL è stata eseguita una somministrazione di placebo contemporaneamente. Al tempo T1 (30 minuti dopo l'intervento) e T2 (7 giorni dopo) CTRL non ha mostrato alcun cambiamento significativo, mentre VIB ha mostrato aumenti significativi in PP (11,4%–9,3%), aP (6,6%–6,9%) e TW (5,7 %–7,9%) rispetto a T0. I risultati potrebbero essere spiegati da un miglior bilancio tra agonista-antagonista, e questa ipotesi è coerente con la letteratura. Sulla base dei presenti risultati, l'intervento studiato potrebbe essere utilmente adottato per aumentare la potenza e la resistenza muscolare.

2.2 Introduzione

I fusi muscolari costituiscono uno dei principali input sensoriali per pianificare e controllare l'esecuzione motoria. Molti ricercatori hanno studiato la possibilità di modificare le prestazioni motorie umane agendo meccanicamente sul fuso muscolare, in maniera non invasiva. Tale azione viene comunemente svolta [1, 2] applicando una sonda vibrante sinusoidale sul tendine o direttamente sul muscolo (“vibrazione focale”), in grado di produrre sequenze di stiramenti-accorciamenti muscolari [3], con conseguente afflusso verso il sistema nervoso centrale. Vari studi hanno studiato i parametri di stimolo ottimali per suscitare l'eccitabilità del SNC, come frequenza dello

stimolo, ampiezza e durata dell'esposizione, [1, 2, 4, 5, 6]. La stimolazione focale con una gamma di frequenza di 75–120 Hz, una piccola ampiezza di vibrazione (<1 mm) e un tempo di applicazione adeguato è stata trovata adatta per suscitare cambiamenti plastici ai livelli più alti del SNC [6].

Analoghi parametri di vibrazione sono stati riconosciuti da altri autori in grado di modificare le prestazioni motorie [7–19] e la percezione spaziale [5, 20–22]. Diversi studi hanno analizzato gli effetti di un intervento specifico, chiamato vibrazione muscolare ripetuta (rMV), con stimolazione focale caratterizzata da una frequenza di 100 Hz, un'ampiezza di 0,2–0,5 mm e della durata di 30 minuti al giorno, per 3 giorni consecutivi. In questi studi, gli autori hanno dimostrato che questo intervento è in grado di modificare in modo persistente l'interazione di attivazione tra il muscolo vibrato ed i suoi antagonisti ed è correlato con un aumento della coordinazione motoria delle articolazioni e, quindi, con un probabile aumento delle prestazioni articolari [9, 16, 17]. Inoltre, l'insorgenza degli effetti rMV è stata riconosciuta non appena 60 minuti dopo la fine dell'intervento [8, 9, 15, 16, 17].

Su queste basi, la rMV è stata adottata nei programmi riabilitativi, mostrando significativi miglioramenti nell'equilibrio e nella forza sia nell'invecchiamento [13, 15] che nella ricostruzione del legamento crociato anteriore [8] e nella coordinazione motoria nei pazienti con deficit neurologico [10-12, 17, 19]. Allo stesso modo, individui sani, sottoposti allo stesso intervento, hanno mostrato miglioramenti delle prestazioni motorie attraverso parametri meccanici e fisiologici: potenza muscolare [9, 15], affaticamento muscolare [14] e tasso di sviluppo della forza [14].

È da notare come quest'ultimo possa essere ragionevolmente correlato a una migliore gestione degli agonisti-antagonisti muscolari, come descritto anche negli studi sull'influenza di rMV sul SNC [16, 17]. Tutti questi risultati sembrano suggerire che la rMV possa indurre una riorganizzazione precoce dell'azionamento motorio e, quindi, migliorare l'alimentazione e la resistenza muscolare.

Sulla base della letteratura, gli effetti di rMV sono stati valutati in studi neurofisiologici, studi di funzionalità motoria e di prestazione fisica sotto sforzo. In particolare, studi di neurofisiologia hanno rivelato una riorganizzazione del comando motorio che coinvolge le strutture nervose centrali. Da un punto di vista applicativo, l'intervento rMV è stato positivamente correlato con un aumento dell'efficienza della potenza muscolare sia nei pazienti che nei soggetti sani. Il Wingate Anaerobic Test (WAnT) è un test standard [23] che simula in laboratorio lo Sprint Interval Training (SIT), richiede livelli di potenza meccanica e metabolica molto elevati e, se ripetuto più volte con brevi periodi di riposo, richiede anche un volume di allenamento elevato

[24]. Per questi motivi, WAnT è largamente adottato nelle scienze dello sport per testare la qualità degli atleti anaerobici e negli sport, le quali fasi ad elevata intensità si alternano a periodi di recupero, così come accade in sport quali basket, calcio, rugby e vela. Infine, questo studio mirava ad accertare l'effetto di rMV su un esercizio molto stressante basato su sprint ripetuti del Wingate Anaerobic Test standard [23] al fine di verificare anche l'efficacia dell'intervento sulla base di parametri validati, nonché di potenza di picco e lavoro esterno. La novità di questo studio consiste in una valutazione degli effetti rMV in un test standard volto a indurre uno sforzo esaustivo sia nel picco di potenza muscolare che nella resistenza.

2.3. Materiali e metodi

2.3.1 Soggetti

I partecipanti allo studio (28 giovani maschi sani, età $24 \pm 3,0$ anni; altezza $172 \pm 9,6$ m; massa corporea $72 \pm 12,5$ kg), sono stati reclutati tra gli studenti e dottorandi in scienze dello sport, che svolgevano regolarmente attività fisica aerobica, incluso il ciclismo. Successivamente sono stati suddivisi in maniera randomizzata in due gruppi di 14 individui ciascuno: un gruppo VIB (età $25 \pm 3,6$ anni; altezza $173 \pm 8,3$ m; massa corporea $72 \pm 11,0$ kg) e uno CTRL (età $24 \pm 2,3$ anni; altezza $172 \pm 11,0$ m; massa corporea $71 \pm 143,2$ Kg). Nel presente studio la dimensione del campione è stata determinata utilizzando l'analisi G*Power 3.1 (parametri di input: $f = 0,4$, $\alpha = 0,05$, $\beta = 0,95$, 2 gruppi, 3 misurazioni, r misure ripetute = $0,50$, $\varepsilon = 1$) sulla base di grandi dimensioni dell'effetto come dedotto da studi precedenti che utilizzavano disegni simili [9, 14, 15]. Per tutte le procedure di studio è stata ottenuta l'approvazione del Comitato Etico dell'Università di Cassino e del Lazio Meridionale. Inoltre, ai partecipanti sono state fornite informazioni dettagliate sul protocollo e sulle procedure dello studio, così da ottenere il consenso informato scritto. Lo studio era conforme alle disposizioni della Dichiarazione di Helsinki.

2.3.2 Procedure sperimentali

La ricerca è stata progettata come uno studio in doppio cieco, entrambi i gruppi VIB e CTRL sono stati esposti rispettivamente all'rMV e ad un'applicazione di placebo. L'esercizio fisico invece prevedeva cinque sprint, sulla base del protocollo del Wingate test per entrambi i gruppi VIB e CTRL, eseguiti tre volte: al basale (T0), dopo una settimana (T1) e dopo due settimane (T2). Ogni prova quindi era separata di una settimana l'una dall'altra. Per ogni prova i partecipanti dovevano completare una serie di cinque sprint del Wingate test della durata di 10 secondi, separati da 50 secondi di recupero attivo a 30 W, su un ergometro (Figura 2.1) a freno costante (894E AB, Monark Exercise, Vansbro, Svezia), dopo aver completato un riscaldamento di 5 minuti a una velocità di 60 RPM, con il carico di lavoro impostato su 1,0 kg. A ciascun partecipante era assegnato un carico di lavoro determinato come 7,5% della massa corporea posizionato sul cestello [25]. Pochi secondi prima di ogni sprint (Figura 2.2), i partecipanti erano tenuti ad aumentare rapidamente la cadenza di pedalata, fino a raggiungere i 150 RPM. Quando il carico di lavoro è stato applicato al volano, ai partecipanti è stato richiesto di ottenere uno sforzo massimo per 10 secondi. La potenza meccanica, espressa in W/kg, è stata determinata come il prodotto di RPM e carico di lavoro (cioè carico sul cestello moltiplicato per una costante relativa all'architettura della bici) come descritto da Rodio e collaboratori [24], scalato in base alla massa corporea. La potenza di picco (PP) è stata determinata come la potenza meccanica più alta tra tutti gli attacchi e, come previsto, è stata raggiunta al primo incontro. Il lavoro di esercizio totale (TW) rappresentava il lavoro meccanico durante l'esercizio sul lavoro di recupero, scalato in base al peso di attrito ed era, di conseguenza, espresso in RPM. Infine, il picco medio (aP) è stato definito come valore medio di picco tra gli sprint scalato in base al peso di attrito, un parametro espresso anche in RPM.

Figura 2.1. - Ergometro a freno costante Monark 894E AB.



Figura 2.2. - Procedura sperimentale per l'esecuzione del Wingate test.



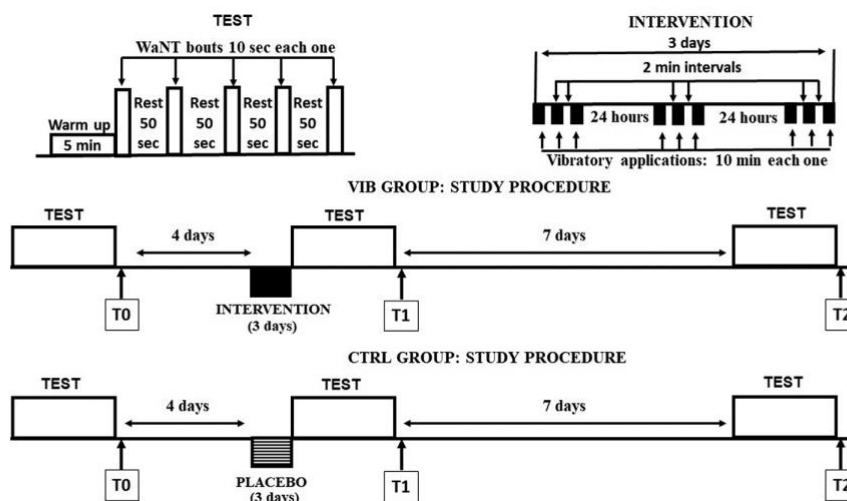
2.3.3 Intervento

Il gruppo VIB, prima di T1, ha eseguito un trattamento vibratorio come descritto in diversi studi precedenti [8, 9, 14, 15]. In breve, uno stimolo meccanico è stato applicato contemporaneamente ad entrambi i muscoli quadricipiti, vicino all'inserzione del tendine comune, sull'estremità distale del vasto mediale e sul tendine comune del retto e dell'intermedio femorale, a circa 2 cm dal bordo della rotula (Figura 2.3). La vibrazione è stata prodotta da un vibratore elettromagnetico (Ling V203 Permanent Magnet Shaker, Ling Electronics, West Haven, CT, Stati Uniti) azionato da un generatore di segnale sinusoidale digitale. La frequenza di vibrazione è stata fissata a 100 Hz. Il trattamento con rMV è stato somministrato per tre giorni consecutivi. Ogni sessione (giorno) consisteva in tre applicazioni della durata di 10 minuti ciascuna, separate da circa 2 minuti di riposo. Durante ogni sessione vibratoria, i partecipanti erano supini e contraevano i quadricipiti. Il gruppo CTRL ha subito un finto trattamento vibratorio. Un effetto placebo è stato ottenuto posizionando il vibratore in prossimità della pelle sul tendine estensore, senza toccare la pelle, mentre tutti gli altri parametri di trattamento erano uguali. La figura 2.4 riassume la sequenza temporale relativa alla procedura sperimentale (esercizio, intervento e misurazioni effettuate).

Figura 2.3. - Applicazione della vibrazione sul muscolo quadricipite.



Figura 2.4. - Procedura sperimentale delle sessioni per il gruppo VIB e CTRL.



2.3.4. Analisi statistica

L'analisi statistica è stata eseguita utilizzando IBM SPSS, versione 25 (IBM, Armonk, New York, USA), con il livello di significatività fissato a $p=0,05$. Il test di normalità di Kolmogorov-Smirnov è stato eseguito per valutare la distribuzione di normalità delle variabili dipendenti PP, TW e aP in ciascun gruppo e per ciascuno dei tre studi. Questa analisi ha anche permesso di verificare la distribuzione gaussiana dell'età e le caratteristiche antropometriche dei gruppi VIB e CTRL. Secondo i risultati dell'analisi di normalità, il test t di Student per campioni indipendenti o il test U di Mann-Whitney è stato utilizzato per determinare la differenza tra i gruppi VIB e CTRL a ciascun livello temporale, nonché per confrontare i due gruppi in termini di età, altezza e massa corporea (BM).

2.4 Risultati

Il risultato del test di normalità ha confermato la normale distribuzione di tutti i dati e ha consentito l'utilizzo dell'analisi parametrica. Non sono state rilevate differenze significative utilizzando il t test tra i gruppi CTRL e VIB per età e dati antropometrici, nonché nei parametri biomeccanici PP, TW e aP a T0 (Tabella 2.1). I valori di PP a

T0, in entrambi i gruppi, hanno classificato i nostri partecipanti come livello “medio” rispetto alla capacità muscolare e alla velocità [26]. Durante e subito dopo l'intervento, nessuno ha espresso disagio e non ci sono stati effetti avversi o collaterali e tutti i soggetti hanno completato le sessioni. La Figura 2.5 mostra i valori dei parametri valutati ottenuti a T0, T1 e T2. Per il parametro PP, l'analisi ANOVA mista ha evidenziato una significativa interazione tempo*trattamento ($F(2,52) = 3,923$; $p < 0,05$) e le misure ripetute ANOVA hanno mostrato differenze significative solo nel gruppo VIB ($F(2,26) = 12,030$; $p < 0,05$). In dettaglio, come evidenziato nella Figura 2.5, i dati PP hanno mostrato una differenza significativa ($p < 0,017$) in T1 e T2 rispetto a T0 solo nel gruppo VIB; non sono state rilevate differenze significative tra T1 e T2. L'incremento medio del PP, rispetto a T0, nel gruppo VIB è stato dell'11,4% e 9,3%, mentre in CTRL era 0,5% e 3,2% rispettivamente a T1 e T2.

Tabella 2.1. - Dati antropometrici e relativi parametri biomeccanici basali nei gruppi CTRL e VIB. I dati presentati come media e deviazione standard (ds). Non sono state rilevate differenze statisticamente significative.

	AGE (Y)	HIGH (m)	BM (kg)	PP (W/kg)	TW (RPM)	aP (RPM)
CTRL	24 ±2.2	171 ±6.9	72 ±10.0	12.2 ±1.40	6930.7 ±695.44	168.4 ±11.4
VIB	25 ±3.6	173 ±7.3	75 ±10.9	12.1 ±1.23	6963.8 ±420.6	169.7 ±9.9

Figura 2.5. - Valori di potenza di picco (A), lavoro totale (B) e picco medio (C), misurati al tempo sperimentale T0, T1, T2, nei gruppi VIB (triangoli, linea continua) e CTRL (cerchi, linea tratteggiata) ($p < 0,05$).

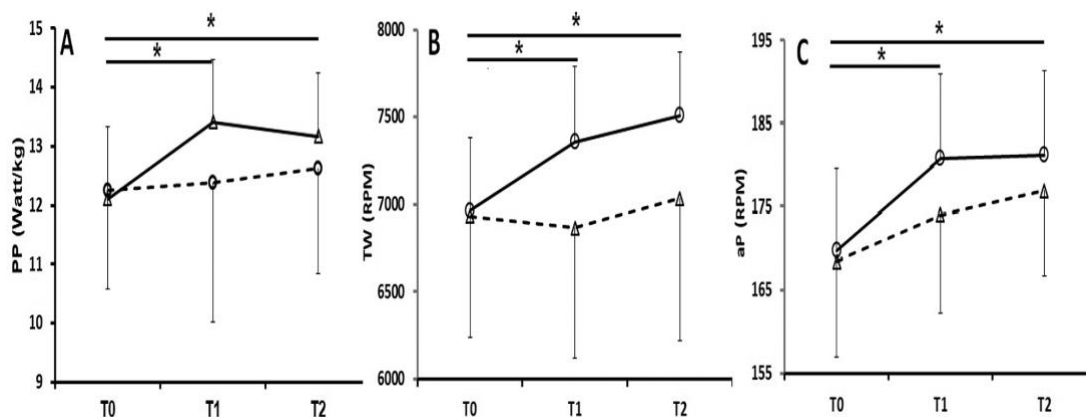
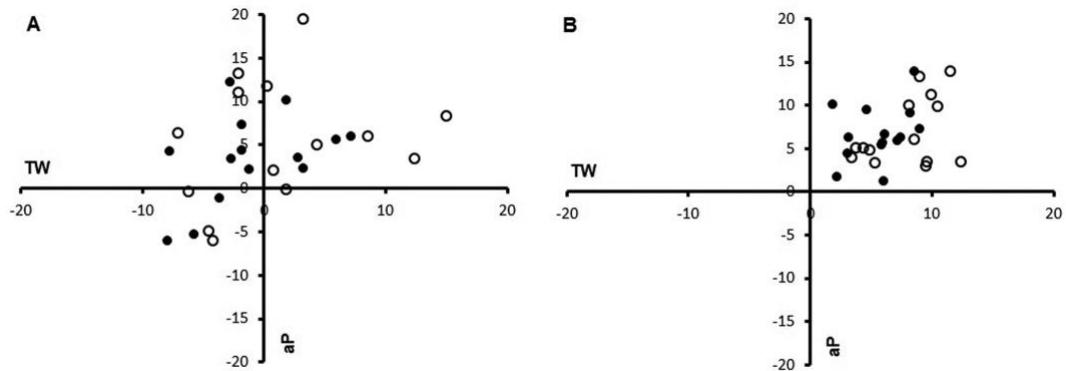


Figura 2.6. - Grafico bidimensionale che mostra le variazioni percentuali del lavoro totale (ascisse) e del picco medio (ordinata) nei gruppi CTRL (riquadro A) e VIB (riquadro B). T1 vs T0: cerchi neri; T2 vs T0: cerchi bianchi.



Per quanto riguarda la capacità muscolare e la velocità, i dati PP qualificano il gruppo CTRL come “medio” o “sopra la media”, rispettivamente a T1 e T2, mentre allo stesso tempo il gruppo VIB è risultato “eccellente” [26]. Un comportamento di risposta simile è stato ottenuto nei dati TW: l'ANOVA mista ha evidenziato una significativa interazione tempo*trattamento ($F(2,52) = 10,554$; $p < 0,05$) e l'ANOVA a misure ripetute eseguita sul fattore tempo ha mostrato differenze significative esclusivamente nel Gruppo VIB ($F(2,26) = 62,058$; $p < 0,05$), in particolare tra T0 e T1 e tra T0 e T2 ($p < 0,017$).

L'incremento medio di TW, rispetto a T0, nel gruppo VIB è stato del 5,7% e del 7,9%, mentre nel CTRL è stato dell'1,0% e dell'1,5% rispettivamente a T1 e T2. Anche in questo caso, nei dati aP l'ANOVA per misure ripetute ha evidenziato un'interazione tempo*trattamento significativa esclusivamente nel gruppo VIB, ($F(2,26) = 30,054$; $p < 0,05$), in tutti e tre i confronti a coppie ($p < 0,017$).

L'incremento medio di aP, rispetto a T0, nel gruppo VIB è stato del 6,6% e del 6,9%, mentre nel CTRL è stato del 3,4% e del 5,4% rispettivamente a T1 e T2. Per ciascun partecipante, l'evidenza immediata dell'effetto rMV su TW e aP è stata evidenziata graficamente nelle Figure 2.6.A e 2.6.B, dove le variazioni percentuali individuali rispetto alla linea di base (T0) sono state riportate in un grafico bidimensionale, dove nel gruppo VIB (pannello B), i dati hanno mostrato in tutti i partecipanti un chiaro spostamento verso il primo quadrante, indicando un aumento di tutti gli indici di performance.

2.5 Discussione

Questo studio era finalizzato a valutare gli effetti di un intervento specifico, basato su una vibrazione focale, su alcuni parametri biomeccanici, durante un esercizio composto da una sequenza di cinque attacchi WAnT, ciascuno della durata di 10 secondi. I risultati principali si sono visti nel gruppo VIB riguardo la potenza di picco e del lavoro meccanico totale, subito dopo l'intervento della durata di almeno una settimana, mentre non sono state rilevate differenze significative nel gruppo CTRL. I parametri biomeccanici sono stati valutati in tre momenti diversi (T0, T1 e T2) separati tra loro di sette giorni, tra T0 e T1, l'intervento è stato somministrato solo nel gruppo VIB (Figura 2.4). Rispetto alla linea di base (T0), i risultati hanno mostrato un significativo aumento post-intervento (T1) di esercizio PP (~10%), aP (~7%) e TW (~8%), solo nel gruppo VIB, persistendo almeno 7 giorni dopo, mentre non sono state rilevate variazioni significative nel gruppo CTRL. PP dopo rMV, a T1 e T2, ha permesso ai partecipanti del gruppo VIB di essere classificati come "eccellenti", essendo a T0 "medio" relativo alla capacità muscolare e alla velocità [26]. Il gruppo CTRL ha mostrato, a T0 e T1, la stessa classificazione ("media") mentre a T2 ha raggiunto "sopra la media" [26], anche se non sono state rilevate differenze statisticamente significative.

Questo esito è risultato essere molto interessante perché evidenzia un chiaro cambiamento nell'attivazione muscolare prima e dopo rMV. Di conseguenza, il miglioramento della PP potrebbe essere giustificato da un diverso reclutamento di unità motorie e dall'interazione agonista-antagonista come conseguenza della gestione modificata del controllo motorio. La persistenza degli effetti rMV da T1 a T2 è un'altra questione importante, infatti, questo risultato conferma le precedenti osservazioni ottenute da diversi studi che hanno adottato rMV, riportando effetti persistenti in individui sani: fino a 14 giorni [14, 16], 90 giorni [15] e 240 giorni [8] Marconi e collaboratori [16, 17], suggerendo che rMV induce una forma di potenziamento a lungo termine, un noto meccanismo fisiologico, che può anche essere consolidato e mantenuto da un miglioramento spontaneo delle singole attività quotidiane [15], o anche potenziato da un allenamento specifico. L'aumento di aP osservato, nel gruppo VIB dopo rMV, può essere interpretato come una funzionalità neuromuscolare più efficiente conseguente a una minore attivazione muscolare antagonista, come supportato nella ricerca di Marconi [16, 17], che a sua volta riduce l'effetto freno antagonista. Nello presente studio si sono osservati incrementi di TW di circa il 6 e

8% per il gruppo VIB rispetto al basale mentre nel gruppo CTRL oscillavano tra -1 e 1%. Notevoli incrementi di ampiezza dei parametri misurati (tra il 5,7% e l'11,4%), ottenuti senza alcuna forma di allenamento fisico. Implica che rMV potrebbe costituire un booster se applicato all'inizio dell'allenamento fisico, come suggerito anche in un recente studio su una squadra di pallavolo a livello regionale, in cui, a fine stagione, il gruppo VIB ha migliorato l'altezza del salto di fino al 26%, rispetto al CTRL fino all'11% [9].

2.6 Conclusioni

In conclusione, i risultati di questo studio hanno mostrato una generazione di potenza muscolare più efficiente e un allenamento più elevato, come evidenziato dai parametri PP e TW, in una serie di sprint di esercizio intervallati da riposo periodi in cui è stato applicato il protocollo rMV. Inoltre, gli effetti sono stati riconosciuti in modo significativo immediatamente dopo la conclusione dell'intervento e sono durati una settimana senza ulteriori condizionamenti. L'ampiezza e la persistenza a lungo termine degli effetti dell'intervento rispetto al tempo di applicazione costituiscono le premesse per la sua applicazione in ambito sportivo e riabilitativo.

Applicazioni pratiche

I miglioramenti dei parametri meccanici, evidenziati in questo esercizio, suggeriscono che l'applicazione rMV potrebbe essere positivamente estesa da un campo riabilitativo, come certificato dalla letteratura, alle scienze dello sport. Inoltre, questa applicazione di rMV, utilizzata per il miglioramento delle prestazioni, sono al momento dispositivi che si utilizzano esclusivamente in laboratorio, richiedendo quindi centri e personale specializzato durante la somministrazione, secondo protocolli ben delineati. Questo ne limita l'ampio utilizzo da parte di una platea di molti utenti sportivi e non solo.

Applicazioni future

Sulla base dei risultati ottenuti e dell'obiettivo del progetto sopra descritto, questa tecnologia potrebbe prevedere in futuro uno sviluppo in una versione miniaturizzata indossabile come una tuta o come singolo dispositivo, da indossare sul muscolo di interesse, che permetta al singolo utente un utilizzo sul campo applicativo che può essere sia riabilitativo e prestativo.

2.7 Bibliografia

1. Fallon JB, Macefield VG. Vibration sensitivity of human muscle spindle and Golgi tendon organs. *Muscle Nerve*. 2007;36(1):21–29.
2. Matthews PB, Watson JD. Action of vibration on the response of cat muscle spindle Ia afferents to low frequency sinusoidal stretching. *J Physiol*. 1981; 317:365–381.
3. Matthews PBC, *Mammalian Muscle Receptors and Their Central Actions*, London, Edward Arnold, 1972
4. Fattorini L, Tirabasso A, Lunghi A, Di Giovanni R, Sacco F, Marchetti E. Muscular synchronization and hand-arm fatigue. *Int J Ind Ergon*. 2017; 62:13–16.
5. Pettorossi VE, Panichi R., Botti FM, Biscarini A, Filippi GM, Schieppati M. Long-lasting effects of neck muscle vibration and contraction on self-motion perception of vestibular origin. *Clin Neurophysiol*. 2015; 126(10):1886–1900.
6. Rosenkranz K, Rothwell JC. The effect of sensory input and attention on the sensorimotor organization of the hand area of the human motor cortex. *J Physiol*. 2004; 561:307–332.
7. Ardigò LP, Iacono AD, Zagatto AM, Bragazzi NL, Kuvacic G, Bellafiore M, Padulo J. Vibration effect on ball score test in international vs. national level table tennis. *Biol Sport*. 2018; 35(4):329–334.
8. Brunetti O, Filippi GM, Liti A, Panichi R, Roscini M, Pettorossi, VE, Cerulli G. Improvement of posture stability by vibratory stimulation following anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006;14(11):1180–1187.
9. Brunetti O, Botti FM, Roscini M, Brunetti A, Panichi R., Filippi, GM, Biscarini A, Pettorossi VE. Focal vibration of quadriceps muscle enhances leg power and decreases knee joint laxity in female volleyball players. *J Sports Med Phys Fitness*. 2012;52(6):596–660.
10. Caliandro F, Celletti, C, Padua L, Minciotti I, Russo G, Granata G, La Torre G, Granieri E, Camerota F. Focal muscle vibration in the treatment of upper limb spasticity: a pilot randomized controlled trial in patients with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012;93(9):1656–1661.

11. Camerota F, Celletti C, Di Sipio E, De Fino C, Simbolotti C, Germanotta M, Mirabella M, Padua L, Nociti V. Focal muscle vibration, an effective rehabilitative approach in severe gait impairment due to multiple sclerosis. *J Neurol Sci.* 2017; 15:372:33–39.
12. Celletti C, Camerota F. Preliminary evidence of focal muscle vibration effects on spasticity due to cerebral palsy in a small sample of Italian children. *Clin Ter* 2011;162(5):125–128.
13. Celletti C, Fattorini L, Camerota F, Ricciardi D, La Torre G, Landi F, Filippi GM. Focal muscle vibration as a possible intervention to prevent falls in elderly women: a pragmatic randomized controlled trial. *Aging Clin Exp Res.* 2015;27(6):857–863.
14. Fattorini L, Ferraresi A, Rodio A, Azzena GB, Filippi GM. Motor performance changes induced by muscle vibration. *Eur J Appl Physiol.* 2006;98(1):79–87.
15. Filippi GM, Brunetti O, Botti FM, Panichi R, Roscini M, Camerota F, Cesari M, Pettorossi VE. Improvement of stance control and muscle performance induced by focal muscle vibration in young elderly women: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(12):2019–2025.
16. Marconi B, Filippi GM, Koch G, Pecchioli C, Salerno S, Don R, Camerota F, Saraceni VM, Caltagirone C. Long-term effects on motor cortical excitability induced by repeated muscle vibration during contraction in healthy subjects. *J Neurol Sci.* 2008; 275(12):51–59.
17. Marconi B, Filippi GM, Koch G, Giacobbe V, Pecchioli C, Versace V, Camerota F, Saraceni VM, Caltagirone C. Long-term effects on cortical excitability and motor recovery induced by repeated muscle vibration in chronic stroke patients. *Neurorehabil Neural Repair.* 2011;25(1):48–60.
18. Padulo J, Di Giminiani R, Dello Iacono A, Zagatto AM, Migliaccio GM, Grgantov Z, Ardigò LP. Lower Arm Muscle Activation during Indirect-Localized Vibration: The Influence of Skill Levels When Applying Different Acceleration Loads. *Front Physiol.* 2016; 16(7):242.
19. Pazzaglia C, Camerota F, Germanotta M, Di Sipio E, Celletti C, Padua L. Efficacy of focal mechanic vibration treatment on balance in Charcot-Marie-Tooth 1A disease: a pilot study. *J Neurol.* 2016; 263:1434–1441.

20. Johannsen L, Ackermann H, Karnath HO. Lasting amelioration of spatial neglect by treatment with neck muscle vibration even without concurrent training. *J Rehabil Med.* 2003;35(6):249–253.
21. Kerkhoff G. Modulation and rehabilitation of spatial neglect by sensory stimulation. *Prog Brain Res.* 2003; 142:257–71.
22. Schindler I, Kerkhoff G. Convergent and divergent effects of neck proprioceptive and visual motion stimulation on visual space processing in neglect. *Neuropsychologia.* 2004; 42(9):1149–1155.
23. Bar-Or O. The Wingate anaerobic test a update on methodology, reliability and validity. *Sports Med.* 1987; 4(6):381–394.
24. Rodio A, Quattrini FM, Fattorini L, Egidi F, Faiola F, Pittiglio GC. Power output and metabolic response in multiple Wingate tests performed with arms. *Med Sport.* 2008; 61:21–28.
25. Inbar O, Bar-Or O, Skinner JS. *The Wingate Anaerobic Test.* (6th ed.). Champaign, Ill: Human Kinetics;1996.
26. Zupan MF, Arata AW, Dawson LH, Wile AL, Paynz TL, Hannon ME. Wingate Anaerobic Test Peak Power and Anaerobic Capacity Classification for Male and Female Intercollegiate Athletes. *J Strength Cond Res.* 2009; 23(9):2598–2604.
27. Lopez S, Del Percio C, Marinozzi F, Celletti C, Suppa A, Ferri R, Staltari E, Camerota F, Babiloni C. Electroencephalographic sensorimotor rhythms are modulated in the acute phase following focal vibration in healthy subjects. *Neuroscience.* 2017; 352:236–248.
28. Dai W, Pi YL, Ni Z, Tan XY, Zhang J, Wu Y. Maintenance of balance between motor cortical excitation and inhibition after long-term training. *Neuroscience.* 2016; 336:114–122.
29. Stinear CM, Byblow W.D. Role of intracortical inhibition in selective hand muscle activation. *J Neurophysiol.* 2003;89(4). 2014–2020.
30. Fox EL, Bartels RL, Billings CE, Mathews DK, Bason R, Webb WM. Intensity and distance of interval training programs and changes in aerobic power. *Med Sci Sports.* 1973; 5:18–22.

31. MacDougall JD, Hicks AL, MacDonald JR, McKelvie RS, Green HJ, Smith KM (). Muscle performance and enzymatic adaptations to sprint interval training. *J Appl Physiol.* 1998; 84:2138–2142.
32. MacInnis MJ, Gibala MJ. Physiological adaptations to interval training and the role of exercise intensity. *J Physiol.* 2017;595(9):2915–2930.
33. Lorenz D, Morrison S. Current concepts in periodization of strength and conditioning for the sports physical therapist. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10(6):734–747.

MONITORAGGIO DEL PROFILO FISILOGICO ATTRAVERSO LA VALUTAZIONE A DISTANZA CON IL PROTOCOLLO DI AUTOMISURAZIONE DURANTE L'EPIDEMIA DI COVID-19.

3.1 Riassunto

La malattia da Coronavirus 2019 (COVID-19) ha creato un impatto senza precedenti sul benessere e la forma fisica delle persone a livello globale. Le condizioni restrittive imposte per evitare il diffondersi di questa pandemia hanno modificato lo stile di vita delle persone, aumentando i comportamenti sedentari e l'inattività fisica, causati dai divieti in diverse attività quotidiane, comprese misure e limitazioni legate al luogo di lavoro che ha visto un aumento del lavoro agile, svolto quindi da casa.

Ciò ha pregiudicato il benessere psico-fisico dell'individuo e, di conseguenza, aumentato il rischio di incorrere in disturbi per la salute. Per contrastare gli effetti negativi amplificati, indotti dall'inattività è stato necessario svolgere esercizio da casa durante il periodo di confinamento. Il presente studio ha lo scopo di identificare, in soggetti di sesso femminile e maschile, una batteria di test fisici antropometrici e sotto massimali, da somministrare in remoto previa visione di video tutorial, che consentano di valutare indirettamente la percentuale di grasso e le principali capacità coordinative e condizionali tramite "Google Meet Platform", sotto la supervisione di un esperto di scienze motorie qualificato, per conoscere il livello di forma fisica delle persone e poter adottare il giusto carico di lavoro nel progettare un allenamento specifico. Questi test forniscono una potenziale strategia da utilizzare durante i periodi di isolamento, nonché a progettare programmi di allenamento basati sulle caratteristiche fisiologiche individuali.

3.2 Introduzione

La forma fisica è la capacità di svolgere le attività quotidiane con vigore e prontezza senza eccessivo affaticamento [1], ed è considerata anche un importante fattore predittivo della salute e del benessere di ogni individuo [2], coinvolgendo diversi parametri antropometrici e fisiologici legati alla salute quali: composizione corporea, idoneità cardiorespiratoria, forza muscolare, reattività, flessibilità ed equilibrio [3]. Secondo l'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS) [4], l'attività fisica (AF) regolare e i comportamenti di vita sani [5], rappresentano un approccio non farmacologico, per promuovere la salute con benefici a livello dell'apparato respiratorio e circolatorio riducendo il rischio di malattie cardiovascolari e altre malattie, e benefici sul sistema immunitario [6-8]. Per ottenere un effetto positivo sulla salute e sul benessere, indotto dall' AF [9], la popolazione e in particolare l'adulto, dovrebbe impegnarsi per 150-300 min/settimana di esercizio o almeno 75-100 min/settimana di esercizio vigoroso o una combinazione di questi esercizi, corrispondenti a circa 1500 Kcal/settimana consumate in più, rispetto al metabolismo basale [10].

A causa della pandemia da COVID-19, avvenuta a febbraio 2020, e ad oggi ancora presente, numerose restrizioni sono state poste in atto dai governi per l'intera popolazione, come il distanziamento e isolamento domiciliare, per prevenire la diffusione del virus [11]. Inoltre, la chiusura dei luoghi pubblici, adibiti ad attività sociali quali parchi e centri comunitari, la chiusura dei centri sportivi indoor come le palestre e le piscine, le limitazioni sulle attività svolte all'aperto come camminare e correre o sugli sport di squadra come calcio, basket, ecc. [12], hanno ridotto sensibilmente il tempo impegnato giornalmente e settimanalmente in esercizio fisico, aumentando così la sedentarietà e la durata del tempo trascorso in casa davanti la tv. La principale conseguenza di una prolungata permanenza in casa ha causato un aumento dei disagi psicologici, inclusi sintomi di malattie mentali quali depressione, ansia, insonnia e livelli elevati di stress [11, 13, 14]. Oltre ai disturbi legati alla sfera emotiva, diversi studi hanno identificato fattori associati al peggioramento degli esiti clinici tra i pazienti con malattia da COVID-19, comprese comorbidità preesistenti, ad

esempio malattie polmonari e malattie cardiache [15], fattori di rischio nello stile di vita (fumo, dieta) [16, 17], nonché fattori protettivi tra fitness cardiorespiratorio ed esiti di salute, con relazione inversa tra capacità massima di esercizio e minor rischio di contrarre la malattia con sintomi gravi dovuti al COVID-19 [18].

La restrizione sociale dovuta al COVID-19 ha amplificato l'effetto negativo indotto dalla riduzione dell'AF, direttamente correlata con lo squilibrio tra apporto calorico e dispendio calorico, implicando quindi un accumulo di grasso [19]. Per contrastare queste problematiche, legate al COVID-19, molti operatori hanno iniziato a svolgere allenamenti a distanza tramite Piattaforme Web e strumenti social [20].

Nonostante le nuove strategie di allenamento abbiano portato a un'ottima soluzione per perseguire le raccomandazioni sull'AF, necessarie ad ottenere effetti positivi sulla salute [21], ad oggi, un problema irrisolto sull'allenamento eseguito da remoto, fa riferimento al consigliare da parte degli operatori, esercizi appropriati con le caratteristiche fisiche dell'utente, modulati per intensità, frequenza e quantità di attività, a causa dell'impossibilità di valutare il profilo fisiologico a distanza.

Per queste ragioni, lo scopo primario di questo studio era identificare una specifica batteria di test validata, somministrata in reciproco feedback da remoto, che consentiva di valutare indirettamente la composizione corporea e le principali capacità motorie coordinative e condizionali, al fine di caratterizzare il profilo antropometrico e fisiologico degli utenti, per pianificare successivamente un programma di allenamento, basato sul rispetto dei livelli di forma fisica, da somministrare a distanza, differente per intensità, tipologia, quantità e frequenza di esercizio, sulla base delle caratteristiche fisiche dei singoli partecipanti.

3.3 Materiali e metodi

Sono stati reclutati per lo studio 81 studenti sani (Tabella 3.1), di ambo i sessi (51 giovani maschi, età $22,4 \pm 2,18$ anni; altezza $177,4 \pm 7,25$ cm; massa corporea $73,2 \pm 6,8$ kg; BMI $23,4 \pm 2,3$; 30 giovani femmine, età $23,2 \pm 2,03$ anni; altezza $164,4 \pm 6,38$ cm; massa corporea $57,6 \pm 9,52$ kg; BMI $21,2 \pm 2,74$), appartenenti all'Università degli Studi di Cassino e del Lazio Meridionale, che hanno partecipato al tirocinio di valutazione funzionale, con nulla osta medico per le attività agonistiche. Prima di partecipare allo studio, i partecipanti sono stati informati in dettaglio sul protocollo. Inoltre, il consenso informato e l'autorizzazione su benefici e rischi sono stati ottenuti in conformità con la Dichiarazione di Helsinki per la ricerca umana del 1964.

Criteri di inclusione

- Soggetti di entrambi i sessi e di età compresa tra 20 e 30 anni.
- Avere un certificato medico sportivo per attività agonistica.
- Frequenza di allenamento ≥ 2 giorni a settimana.
- Tempo di allenamento ≥ 4 ore settimanali.

Criteri di esclusione

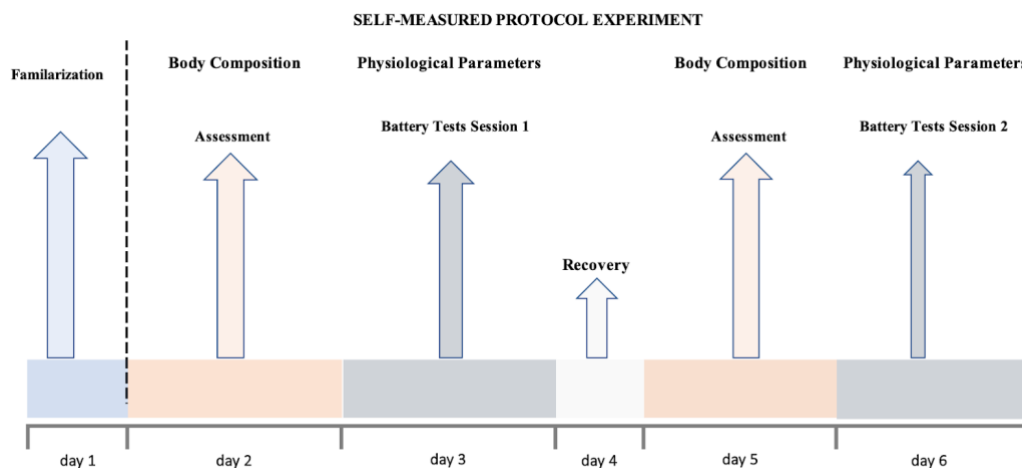
- Condizione preesistente di malattie cardiovascolari.
- Condizione preesistente di malattie respiratorie.
- Condizione preesistente di problemi al ginocchio (menischi, rotula, legamenti crociati).
- Condizione preesistente di problemi alla caviglia.
- Problemi alla schiena preesistenti.

Misurazioni

Tutte le misurazioni, come mostrato in (Figura 3.1) sono state effettuate in un periodo di 6 giorni, composto da: prima giornata di familiarizzazione tramite video tutorial di tutte le misurazioni da effettuare; seconda giornata di auto misurazione delle circonferenze corporee, per valutare la composizione corporea; terza giornata di esecuzione di una batteria di test di auto misurazione (S1), costituita da test per la misura dei parametri condizionali e coordinativi; quarta giornata, "recupero", in cui tutti i soggetti erano invitati ad evitare allenamenti e a seguire specifiche diete suggerite, che avrebbero potuto modificare la composizione corporea e i risultati dei parametri fisiologici; quinta giornata, ripetizione delle circonferenze corporee auto misurate; sesta giornata, ripetizione batteria dei test auto misurati (S2).

Ogni partecipante era impegnato per circa 15 minuti in ogni sessione, per l'auto misurazione delle circonferenze corporee e per la misurazione antropometrica (peso e altezza), e per circa 30 minuti in ogni sessione, per eseguire i test di auto misurazione della batteria. Tutte le misurazioni sono state effettuate a distanza con la piattaforma Google Meet, sotto la supervisione di un esperto di scienze motorie qualificato, per evitare possibili lesioni fisiche dovute al movimento, postura scorretta durante l'esecuzione dei test e di conseguenza risultati dei test falliti [22].

Figura 3.1. - Procedura temporale del protocollo sperimentale.



Durante la *familiarizzazione*, i partecipanti hanno visionato dei video tutorial, forniti per spiegare la corretta esecuzione delle misurazioni per le varie circonferenze corporee, e i corretti movimenti durante i test.

Nell'*auto misurazione delle circonferenze corporee*, ai partecipanti è stato chiesto di fornire la propria misurazione antropometrica (peso e altezza). L'indice di massa corporea (BMI) è stato calcolato dividendo il peso (kg) per l'altezza al quadrato (m²) [23]. Successivamente, ai partecipanti è stato chiesto di misurare le varie circonferenze con il nastro da sarto, in base al metodo della circonferenza per valutare il calcolo della percentuale di grasso indiretto [24, 25].

Di seguito sono riportati i siti specifici in base all'età e al sesso:

(Braccio destro + Addome + Avambraccio destro) per giovani uomini (età 18-26);

(Addome + Coscia destra + Avambraccio destro) per giovani donne (età 18-26);

(Glutei + Addome + Avambraccio destro) per uomini (età 27-50);

(Addome + Coscia destra + Polpaccio destro) per donne (età 27-50).

Ogni misurazione è risultata essere una costante, come riportato da Mc Ardle [24], secondo le equazioni specifiche per prevedere la percentuale indiretta di massa grassa [25].

Nella *batteria di test auto misurati*, i partecipanti erano impegnati nell'esecuzione a distanza dei test per la valutazione dei parametri fisiologici, ovvero capacità condizionali e coordinative, che erano: Sit and Reach test (S&R), per la valutazione flessibilità, Stork Balance test per valutare e monitorare l'equilibrio, Reactivity test (RT) attraverso il Ruler Drop Method, per valutare la reazione, Ruffier's test per valutare l'efficienza cardiovascolare, Squat Jump test (SJ), per valutare la potenza degli arti inferiori e Push-Up test (PU), per valutare la potenza degli arti superiori. Inoltre, per il test di Ruffier i soggetti erano istruiti, attraverso video tutorial a rilevare la propria frequenza cardiaca (FC) da seduti a riposo, a livello dell'arteria carotide, in tre momenti diversi (prima dell'esercizio, subito dopo l'esercizio, un minuto dopo l'esercizio).

3.4 Procedura sperimentale

Per questo studio i test scelti sono stati eseguiti nello stesso ordine per tutti i partecipanti (Figure da 3.3.1 a 3.3.6), ed erano così costituiti:

- a) S&R, con i partecipanti seduti a terra con i piedi distanziati di circa 30 cm, con un metro posizionato tra le gambe con il punto di 20 cm situato sulla linea del tallone. I partecipanti con i palmi rivolti verso il basso e lungo il pavimento dovevano allungarsi lentamente in avanti, con il ginocchio disteso il più possibile [26, 27].
- b) Stork Balance eseguito senza scarpe, con gli occhi aperti e le mani sui fianchi. Ai partecipanti è stato chiesto di stare in piedi con il piede opposto appoggiato al ginocchio dell'altra gamba. Al segnale di partenza, dovevano alzare i talloni e rimanere in punta di piedi. La prova si è conclusa quando il tallone della gamba portante ha toccato il suolo o quando il piede si era allontanato dalla rotula, oppure il partecipante perdeva l'equilibrio [28].
- c) RT, ai partecipanti veniva chiesto di sedersi con il gomito dominante flesso a 90°, con la mano aperta sul bordo della superficie. Con l'aiuto di un'altra persona, che sospendeva un righello verticalmente, i partecipanti dovevano prendere il righello, una volta rilasciato dalla mano dell'assistente [29, 30].
- d) Ruffier, ai soggetti veniva chiesto di eseguire 30 squat in 45 secondi, scanditi da un metronomo. Eseguire lo squat richiedeva un movimento su e giù, piegando le ginocchia a un angolo di 90 gradi. Al termine dell'esercizio, ai partecipanti è stato chiesto di sedersi e recuperare per un minuto. La FC è stata auto rilevata in tre momenti differenti prima dell'esercizio a riposo (FC¹), immediatamente dopo l'esercizio (FC²) e un minuto dopo l'esercizio (FC³), sulla base del protocollo per l'Indice di Ruffier (Ri) [31].
- e) Il test SJ è stato eseguito secondo il protocollo di Acero, Rafael Martin, e collaboratori [32], con criteri diversi come la posizione di partenza con i piedi paralleli a una distanza uguale alla larghezza delle spalle, le mani sui fianchi durante l'esecuzione del salto e angolo del ginocchio di 90° in posizione di partenza; fase di volo con estensione esplosiva delle gambe, ginocchia e piedi

tesi il più possibile; fase di atterraggio con rimbalzo sulla punta dei piedi per ammortizzare il movimento ed evitare possibili contratture nella zona lobare della schiena e piccole lesioni sul ginocchio. Per la valutazione di questo esercizio, abbiamo utilizzato un'App (My Jump 2), dove ogni partecipante era assistito da un'altra persona (se disponibile), che registrava il salto tramite video del proprio cellulare, con la procedura sopra descritta, e successivamente inviava per la valutazione dell'esaminatore [33,34].

- f) Il PU è stato eseguito in posizione standard per gli uomini e in posizione modificata (facilitata) per le donne, con i partecipanti che iniziavano il push-up piegando i gomiti a un angolo di 90°, abbassando il corpo e tornando alla posizione di partenza, fino alla completa estensione delle braccia durante ogni ripetizione, fino ad esaurimento. Nella posizione modificata (facilitata) le gambe erano a contatto con il pavimento con caviglie flesse e schiena dritta [35]. Una bottiglia d'acqua è stata posizionata sotto il petto dei partecipanti, per determinare la posizione inferiore del push-up e il movimento corretto da eseguire. Il test terminava quando i partecipanti si fermavano, si riposavano oppure non mantenevano la corretta posizione su almeno due piegamenti [36].

S&R, Stork Balance, Reactivity e SJ sono stati eseguiti tre volte da parte dei partecipanti e i risultati migliori erano presi in analisi, mentre il Ruffier e i PU erano eseguiti una sola volta e i risultati ottenuti erano presi per l'analisi.

Nel *giorno di recupero* i partecipanti erano invitati ad evitare gli allenamenti e a seguire una dieta specifica suggerita, che poteva incidere nel modificare la composizione corporea e i risultati dei parametri fisiologici. Durante le giornate 5 e 6, i partecipanti dovevano ripetere l'auto misurazione delle circonferenze corporee e la batteria dei test (S2), con le stesse modalità e tempistiche dell'esecuzione delle giornate sopra descritte.

Figura 3.3.1. – Esecuzione del Sit and Reach test modificato (V-Sit and Reach) per valutare la flessibilità.

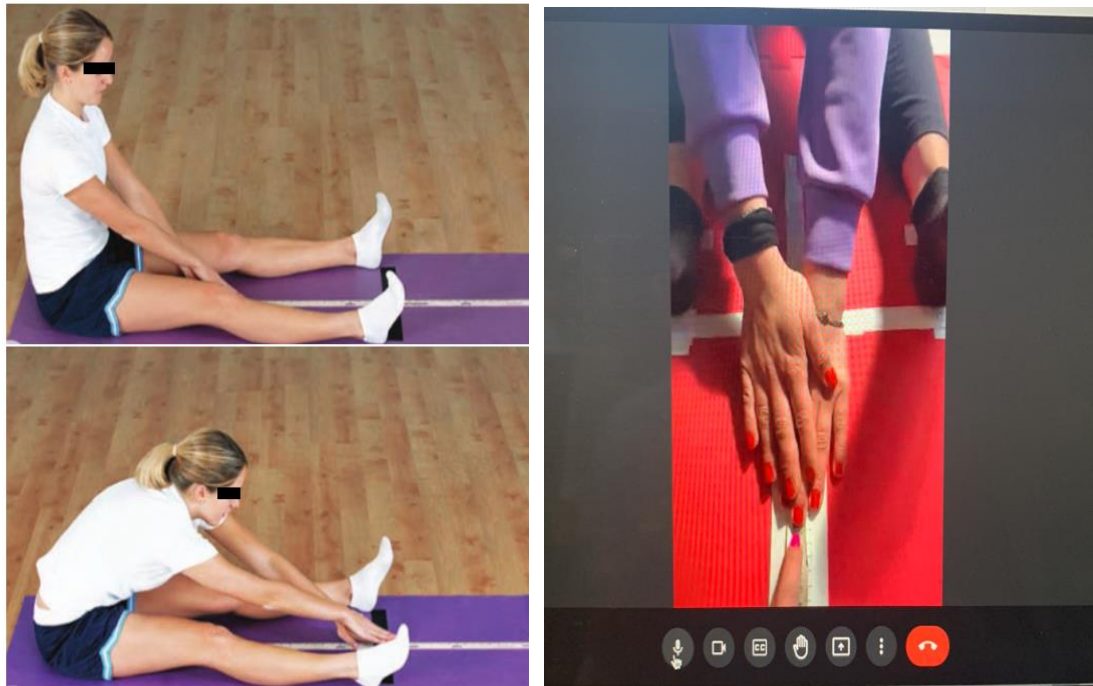


Figura 3.3.2. – Esecuzione dello Stork Balance test per valutare l'equilibrio.

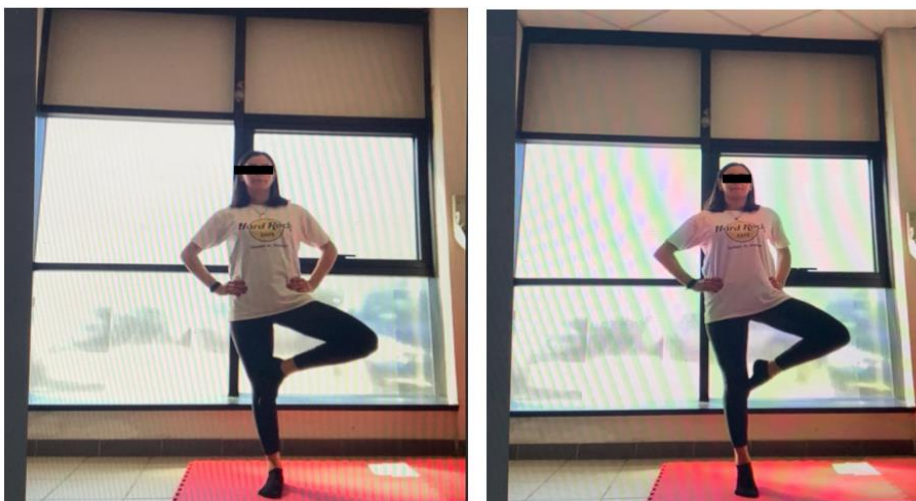


Figura 3.3.3. – Esecuzione del Reactivity test attraverso il Ruler Drop Method per valutare la reattività.

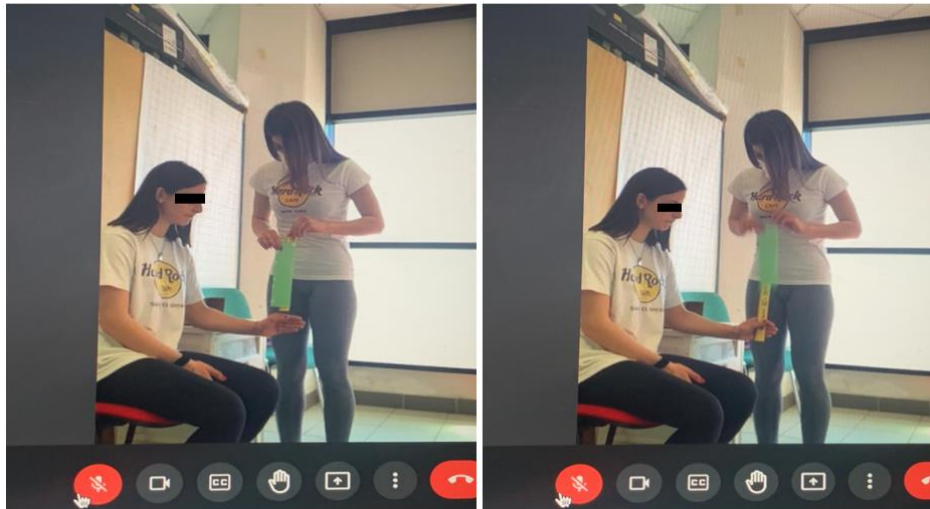


Figura 3.3.4. – Esecuzione del Ruffier test per valutare l'efficienza cardiovascolare.



Figura 3.3.5. – Esecuzione dello Squat Jump test per valutare la forza degli arti inferiori.

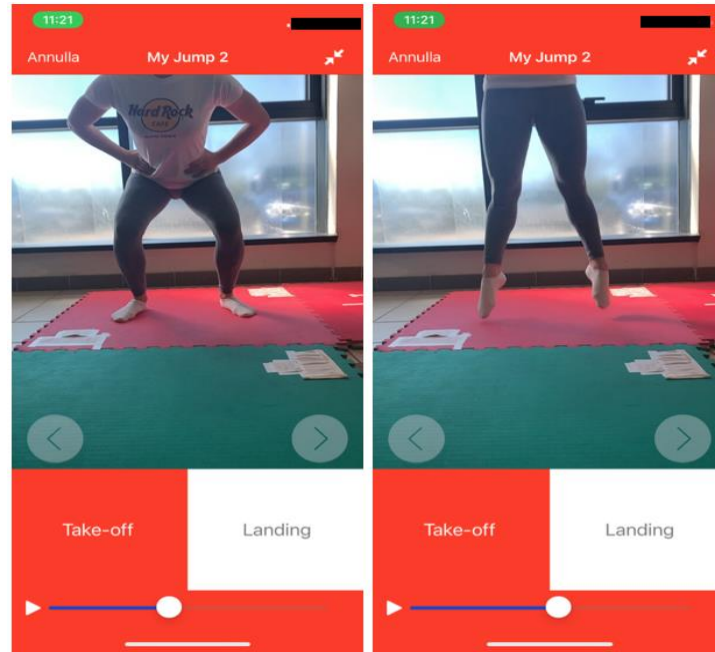
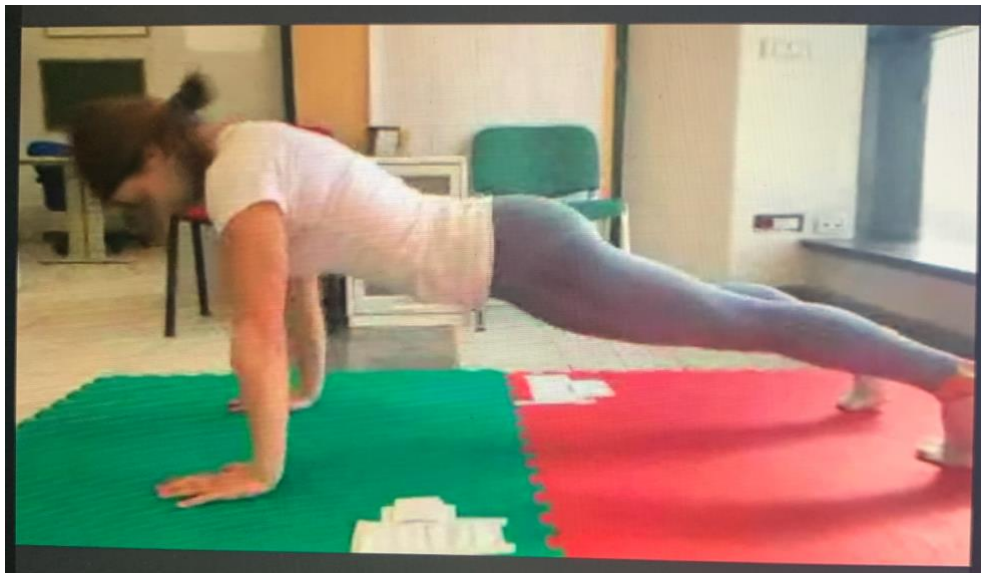


Figura 3.3.6. – Esecuzione del Push-Up test per valutare la forza degli arti superiori.



3.5 Analisi statistica

L'analisi statistica è stata eseguita utilizzando JAMOVI (Version 2.2) [Computer Software] [37,38,39,40,41,42,43]. Le medie e le deviazioni standard sono state calcolate per tutte le variabili e la distribuzione normale. È stato eseguito il test di normalità di Kolmogorov-Smirnov o Shapiro Wilk per valutare la distribuzione di normalità delle variabili antropometriche nel gruppo complessivo (maschile e femminile) e la distribuzione di normalità delle variabili dipendenti: lunghezza (IS&R) per i test S&R e RT (IRT); tempo (t) per la prova Stork Balance; numero di ripetizioni (n) per il test PU; altezza del salto (h) per la prova SJ; indice di resistenza (i) per il Ruffier. Secondo i risultati dell'analisi di normalità, il t test di Student per campioni indipendenti, o il test U di Mann-Whitney, è stato utilizzato per determinare la differenza tra S1 e S2, oltre a confrontare i due gruppi in termini di età, massa corporea (BM) e tutte le altre variabili.

3.6 Risultati

Il risultato del test di normalità ha confermato la normale distribuzione dei dati antropometrici per quanto riguarda la statura, BMI e BF per il genere maschile, così come, BMI, BF, BM per il genere femminile, come riportato nelle Tabelle (3.1.1., 3.1.2.), consentendo l'utilizzo dell'analisi parametrica.

Tabella 3.1.1. – Caratteristiche antropometriche descrittive del genere maschile.

	N	Mean	SE	95% Confidence Interval		Median	SD	Minimum	Maximum	Kurtosis		Shapiro-Wilk	
				Lower	Upper					Kurtosis	SE	W	p
Aget0	51	22.4	0.305	21.8	23.0	21	2.18	20	28	0.355	0.656	0.813	< .001
Stauret0	51	177.4	1.016	175.4	179.4	176	7.25	158	193	0.389	0.656	0.960	0.085
BMI0	51	23.4	0.322	22.7	24.0	23.5	2.30	19.72	28.4	-0.866	0.656	0.965	0.140
BF0	51	15.9	0.652	14.6	17.2	14.9	4.66	3.50	26.6	0.412	0.656	0.971	0.233

BMI= indice di massa corporea; BF= grasso corporeo

Tabella 3.1.2. – Caratteristiche antropometriche descrittive del genere femminile.

	N	Mean	SE	Median	SD	Minimum	Maximum	Kurtosis		Shapiro-Wilk	
								Kurtosis	SE	W	p
BMt0	30	57.6	1.738	56.5	9.52	42.50	84.0	1.3690	0.833	0.932	0.056
Stauret0	30	164.4	1.165	162.5	6.38	156.00	180.0	-0.3356	0.833	0.918	0.024
BMIIt0	30	21.2	0.500	20.8	2.74	16.38	27.4	-0.2954	0.833	0.975	0.689
BFt0	30	22.0	1.036	22.7	5.67	9.00	32.3	0.0608	0.833	0.975	0.696
Aget0	30	23.2	0.370	24.0	2.03	20	27	-1.0015	0.833	0.910	0.015

BM= massa corporea; BMI= indice di massa corporea; BF= grasso corporeo

I risultati del test di normalità per entrambi i generi dei test coordinativi e condizionali, sono riportati nelle tabelle 3.2.1 e 3.2.2. Quando il risultato ha confermato la normale distribuzione dei dati ottenuti è stata effettuata un'analisi parametrica, mentre quando il risultato non ha confermato la normale distribuzione abbiamo eseguito un'analisi non parametrica.

Tabella 3.2.1 – Caratteristiche descrittive dei test coordinativi e condizionali del genere femminile.

Descriptives

	N	Missing	Mean	SE	95% Confidence Interval		Median	SD	Minimum	Maximum	Kurtosis		Shapiro-Wilk	
					Lower	Upper					Kurtosis	SE	W	p
S&Rt0	30	951	38.77	2.630	33.61	43.92	39.00	14.41	10.00	65.0	-0.347	0.833	0.963	0.364
Storkdx_t0	30	951	4.49	0.644	3.23	5.76	4.00	3.53	1.40	19.0	9.797	0.833	0.707	< .001
Storks_n_t0	30	951	4.31	0.509	3.31	5.31	4.00	2.79	1.40	12.0	1.029	0.833	0.873	0.002
RTdx_t0	30	951	12.19	1.912	8.44	15.93	8.50	10.47	2.00	42.0	2.407	0.833	0.795	< .001
RTsn_t0	30	951	13.45	1.707	10.10	16.80	10.50	9.35	3.00	40.0	1.399	0.833	0.880	0.003
Ruffier_t0	30	951	8.23	0.576	7.10	9.36	7.95	3.15	2.60	14.4	-0.368	0.833	0.968	0.487
SJ_t0	30	951	23.47	0.758	21.98	24.95	23.50	4.15	18.04	38.4	4.476	0.833	0.873	0.002
Pup_t0	30	951	17.87	1.957	14.03	21.70	17.00	10.72	1	45	0.547	0.833	0.954	0.221

Tabella 3.2.2. – Caratteristiche descrittive dei test coordinativi e condizionali del genere maschile.

Descriptives

	N	Mean	SE	95% Confidence Interval		Median	SD	Minimum	Maximum	Kurtosis		Shapiro-Wilk	
				Lower	Upper					Kurtosis	SE	W	p
S&Rt0	51	26.89	1.605	23.75	30.04	29.00	11.46	-3.00	53.0	0.0995	0.656	0.990	0.938
Storkdx_t0	51	4.17	0.337	3.51	4.83	3.60	2.41	1.00	11.0	0.7867	0.656	0.901	< .001
Storks_n_t0	51	4.32	0.429	3.48	5.16	3.00	3.07	1.00	15.0	3.3348	0.656	0.824	< .001
RTdx_t0	51	12.34	0.949	10.48	14.20	12.00	6.78	3.00	40.0	5.0713	0.656	0.868	< .001
RTsn_t0	51	11.45	1.002	9.49	13.41	11.00	7.16	1.00	46.0	9.7280	0.656	0.830	< .001
Ruffier_t0	51	9.05	0.518	8.04	10.07	8.30	3.70	1.90	16.0	-0.9296	0.656	0.973	0.296
SJ_t0	51	32.45	0.943	30.60	34.30	31.70	6.74	20.00	50.4	0.0305	0.656	0.981	0.573
Pup_t0	51	27.69	1.402	24.94	30.43	27.00	10.01	7.00	50.0	-0.6323	0.656	0.981	0.599

Le tabelle 3.3.1 A e 3.3.1 B, mostrano i risultati del confronto tra le due sessioni di test effettuati per evidenziare o meno differenze significative tra le due sessioni (t0-t1) corrispondenti alle sessioni (S1-S2), utilizzando l'analisi parametrica per i test S&R, Ruffier, SJ e PU per il genere maschile e femminile. Sono state rilevate differenze significative utilizzando il t-test tra il S&R (p= 0,026) e PU (p= <.001), tra la prima e seconda sessione, per il genere maschile (Tabella 3.3.1 A), mentre nessuna differenza risulta per il genere femminile utilizzando il t-test come analisi parametrica tra il S&R, Ruffier, PU tra la prima e seconda sessione (Tabella 3.3.1 B). La Figura 3.4.1 mostra i valori dei risultati ottenuti a t0 e t1 per il S&R, Ruffier, SJ e PU. L'analisi t-test ha evidenziato una significativa differenza tra il S&R (p= 0,026) e PU (p= <.001) tra la prima e seconda sessione. Non si sono evidenziate differenze per gli altri test.

Tabella 3.3.1. A - Confronto dei test coordinativi e condizionali per il genere maschile.

								95% Confidence Interval				95% Confidence Interval	
		Statistic	df	P	Mean difference	SE difference	Lower	Upper		Effect Size	Lower	Upper	
S&Rt0	S&Rt1	Student's t	-2.300	50.0	0.026	-0.6863	0.298	-1.286	-0.0870	Cohen's d	-0.3221	-0.602	-0.0390
		Wilcoxon W	167*		0.041	-1.0000	0.298	-2.000	-4.50e-5	Rank biserial correlation	-0.4064		
Ruffier_t0	Ruffier_t1	Student's t	0.451	50.0	0.654	0.0863	0.191	-0.298	0.4701	Cohen's d	0.0632	-0.212	0.3376
		Wilcoxon W	503*		0.726	0.1000	0.191	-0.300	0.600	Rank biserial correlation	0.0624		
SJ_t0	SJ_t1	Student's t	-0.760	50.0	0.451	-0.3255	0.428	-1.186	0.5350	Cohen's d	-0.1064	-0.381	0.1694
		Wilcoxon W	357*		0.237	-0.5699	0.428	-1.310	0.335	Rank biserial correlation	-0.2104		
Pup_t0	Pup_t1	Student's t	-4.031	50.0	<.001	-1.5490	0.384	-2.321	-0.7771	Cohen's d	-0.5644	-0.858	-0.2662
		Wilcoxon W	147*		<.001	-2.0000	0.384	-3.000	-1.000	Rank biserial correlation	-0.6427		

Tabella 3.3.1. B - Confronto dei test coordinativi e condizionali per il genere femminile.

								95% Confidence Interval				95% Confidence Interval	
		Statistic	df	P	Mean difference	SE difference	Lower	Upper		Effect Size	Lower	Upper	
S&Rt0	S&Rt1	Student's t	-0.337	29.0	0.738	-0.167	0.494	-1.17667	0.843	Cohen's d	-0.0616	-0.41928	0.297
		Wilcoxon W	143.5*		0.863	-1.94e-5	0.494	-1.4999	1.000	Rank biserial correlation	-0.0433		
Ruffier_t0	Ruffier_t1	Student's t	2.032	29.0	0.051	0.840	0.413	-0.00552	1.686	Cohen's d	0.3710	-0.00226	0.738
		Wilcoxon W	299.0*		0.080	0.500	0.413	-0.1000	1.200	Rank biserial correlation	0.3747		
Pup_t0	Pup_t1	Student's t	-1.327	29.0	0.195	-1.000	0.754	-2.54115	0.541	Cohen's d	-0.2423	-0.60345	0.123
		Wilcoxon W	84.5*		0.176	-1.500	0.754	-3.0001	1.000	Rank biserial correlation	-0.3320		

Figura 3.4.1. – Plot dei risultati a confronto tra t0 e t1 nel S&R (A), Ruffier (B), Squat Jump (C) e Push Up (D) per il genere maschile. *differenza significativa.

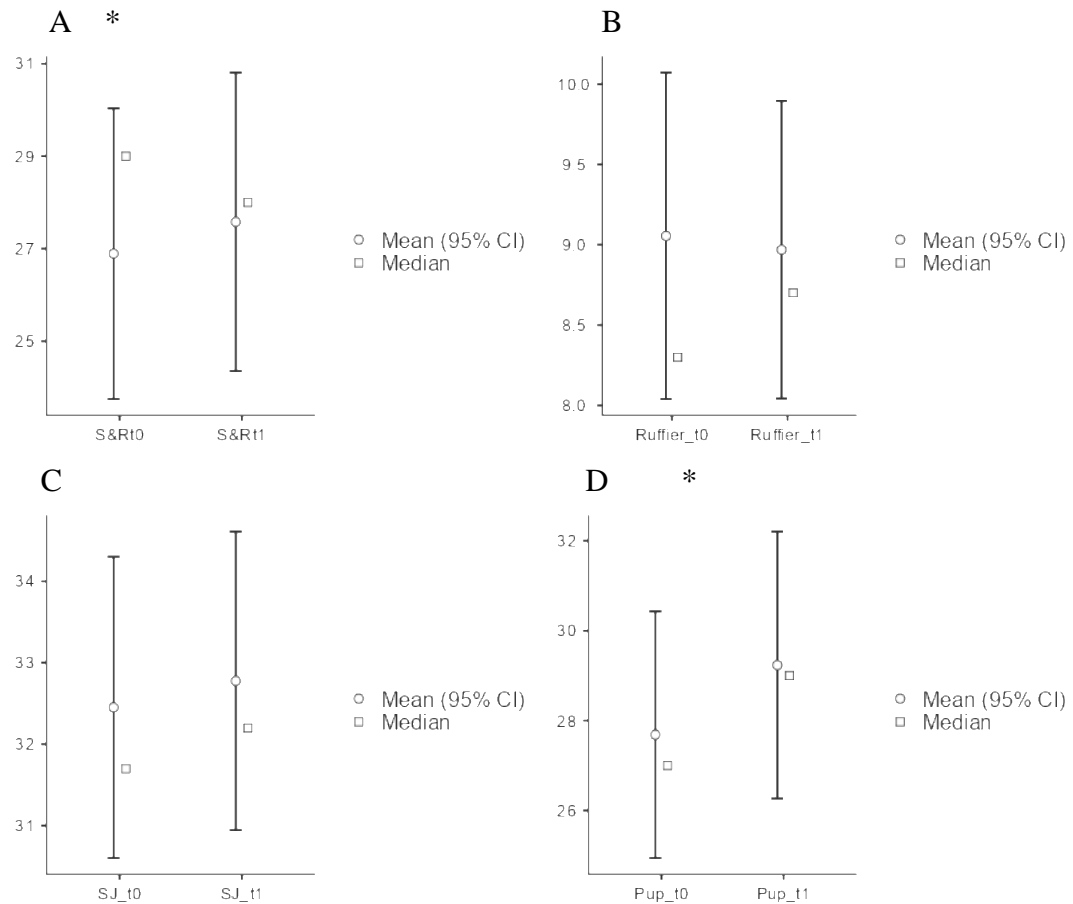
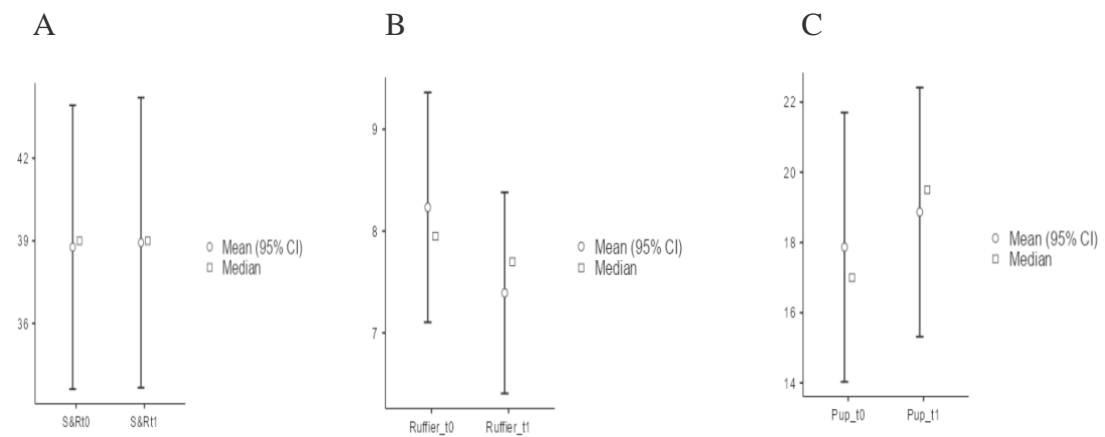


Figura 3.4.2. – Plot dei risultati a confronto tra t0 e t1 nel S&R (A), Ruffier (B), Squat Jump (C) e Push Up (D) per il genere femminile.



Le tabelle 3.3.2 A e 3.3.2 B mostrano i risultati del confronto tra le due sessioni di test effettuati per evidenziare o meno differenze significative tra le sessioni S1 e S2 corrispondenti al t0 e t1, utilizzando l'analisi non parametrica attraverso ANOVA per misure ripetute, per i test Stork Balance (A) e Reactivity (B) per il genere maschile. Non sono rilevate differenze significative tra le due sessioni. Mentre la (Tabella 3.3.3 A-B-C) mostra i risultati tra le due sessioni utilizzando l'analisi non parametrica attraverso ANOVA per misure ripetute, per i test Stork Balance (A) e Reactivity (B) e SJ (C) per il genere femminile, rilevando differenze significative* tra le due sessioni nel test SJ (p= 0,032).

Tabella 3.3.2 – Confronto per Stork Balance (A) e Reactivity test (B) tra t0 e t1, nel genere maschile.

A					B				
Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)					Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)				
		Statistic	p				Statistic	p	
Storkdx_t0	-	Storkdx_t1	0.148	0.883	RTdx_t0	-	RTdx_t1	0.599	0.552
Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)					Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)				
		Statistic	p				Statistic	p	
Storksn_t0	-	Storksn_t1	0.454	0.652	RTsn_t0	-	RTsn_t1	0.155	0.878

Tabella 3.3.3 – Confronto per Stork Balance (A) Reactivity test (B) e Squat Jump (C) tra t0 e t1, nel genere femminile.

A				
Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)				
		Statistic	p	
Storkdx_t0	-	Storkdx_t1	0.403	0.690

B

Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)				Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)					
		Statistic	p			Statistic	p		
RTdx_t0	-	RTdx_t1	0.593	0.557	RTsn_t0	-	RTsn_t1	0.215	0.831

C *

Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)				
		Statistic	p	
SJ_t0	-	SJ_t1	2.26	0.032

3.7 Discussione

Con l'obiettivo di identificare una batteria di test antropometrici, coordinativi e condizionali validati, durante le restrizioni imposte dalla pandemia da COVID-19, questo studio ha monitorato il profilo fisiologico attraverso una valutazione a distanza auto misurata dai partecipanti. I principali risultati hanno indicato che il campione scelto non era normalmente distribuito per l'età nel genere maschile (Tabella 3.1.1), per la statura ed età nel genere femminile (Tabella 3.1.2). La batteria di test, scelta dopo una mirata analisi della letteratura, solitamente utilizzata in combinazione o singolarmente in protocolli di test da campo o da laboratorio, nel nostro studio è stata fatta eseguire da remoto dai partecipanti, con l'ausilio di tecnologie a disposizione come le piattaforme web, dietro l'attenta supervisione di un esperto [22]. Questo ha permesso di guidare gli utenti passo dopo passo nell'esecuzione dei singoli esercizi e test, per valutare le capacità coordinative, capacità condizionali e misurazioni antropometriche, attraverso il metodo dell'auto misurazione. Per quanto riguarda i test scelti, essendo non massimali, potevano essere svolti sia da un campione di soggetti

con differenze nella forma fisica (più attivi e/o meno attivi), ma anche di differente età (giovani e adulti), così come, di differente massa corporea. I parametri fisiologici valutati in momenti diversi (S1 e S2) corrispondenti alle tabelle di riferimento dei singoli test (t0 e t1), hanno mostrato per alcuni test una buona ripetibilità tra il risultato ottenuto in entrambe le sessioni, con nessuna differenza significativa rispetto al t0. Sono state rilevate differenze significative utilizzando il t-test tra il S&R ($p=0,026$) e PU ($p<0,001$), tra la prima e seconda sessione, per il genere maschile (Tabella 3.3.1 A), utilizzando l'analisi non parametrica attraverso ANOVA per misure ripetute, per i test Stork Balance (A) e Reactivity (B) e SJ (C). Per il genere femminile è stata rilevata una differenza significativa * tra le due sessioni nel test SJ, $p=0,032$, (Tabella 3.3.3). Alcuni punteggi raggiunti e differenti tra loro nelle due sessioni per entrambi i generi (S&R, PU, SJ), potrebbero essere stati influenzati da alcune variabili, come le differenti caratteristiche antropometriche e fisiche dei partecipanti, oppure il protocollo utilizzato [44], e/o gli allenamenti eseguiti tra le sessioni di misurazione dai partecipanti, così come, la non corretta esecuzione delle misure eseguite in una sessione, dovuta all'errata guida da parte dell'operatore che si trovava in remoto. Il tutto potrebbe aver influito sui risultati ottenuti tra la prima e seconda sessione di misura tra il t0 (S1) e t1 (S2) [45]. I test fisici effettuati in remoto hanno evidenziato alcuni problemi durante l'esecuzione, i partecipanti per svolgere il test di reattività (RT) dovevano avere l'assistenza diretta di una persona nella loro stanza. Per il test SJ, se non c'era disponibilità di un'altra persona durante l'esecuzione, i partecipanti dovevano registrare il salto eseguito, tramite l'App video del cellulare, e inviarlo all'esaminatore per l'analisi tramite l'App My jump 2.

3.8 Conclusioni

In conclusione, questo studio ha mostrato una valida strategia di monitoraggio dei parametri fisiologici, da poter eseguire attraverso una batteria di test svolti a distanza in reciproco feedback. I risultati ottenuti potrebbero fornire ad esperti del settore delle scienze motorie e non solo, una valida strategia di monitoraggio della condizione

fisica, utilizzando dei test validati in letteratura svolti da remoto, ottenendo comunque un risultato preciso e correlazione positiva, tra la misura acquisita attraverso un protocollo a distanza, con quella ottenuta sul campo o in laboratorio. Infine, questo permetterebbe agli esperti del settore delle scienze motorie, l'utilizzo di una nuova strategia, in situazioni dove, causa restrizioni sul libero movimento e confinamento, come avvenuto negli ultimi due anni, di progettare programmi di allenamento da far svolgere a distanza, modulati per intensità, frequenza e tipologia, basati quindi sulle caratteristiche fisiologiche individuali dei partecipanti.

Ambiente di lavoro

Lo studio è stato condotto attraverso la Piattaforma Web (Google Meet), sotto la supervisione di un esperto di scienze motorie qualificato. Durante le procedure sperimentali, i partecipanti erano sottoposti a test di auto misurazione eseguiti a distanza in un'apposita stanza della propria abitazione, dotata di spazio libero e connessione internet attiva, per consentire il corretto monitoraggio dell'esercizio da parte del supervisore.

Sicurezza delle procedure

La presente ricerca è stata approvata dal Comitato di Revisione Istituzionale del Dipartimento di Scienze Umane, Società e Salute dell'Università degli Studi di Cassino e del Lazio Meridionale (approvazione n.: 11253.2021.05.12; data: 1° giugno 2021). Le procedure hanno seguito le regole stabilite dalla Dichiarazione di Helsinki e sono state svolte dalla supervisione a distanza di esperti qualificati di scienze dello sport. Sono state adottate le procedure sperimentali a distanza per prevenire il rischio di diffusione della malattia da Covid-19, nell'ambito del distanziamento sociale e del confinamento domiciliare.

3.9 Bibliografia

1. Council_of_Europe. (1983). Testing physical fitness - Eurofit, provisional handbook. 1-83.
2. Caspersen, Carl J., Kenneth E. Powell, et al. "Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research." *Public health reports* 100.2 (1985): 126- 131. doi: 10.2307/20056429.
3. Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, et al. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise* (2011) 43:1334– 1359. doi: 10.1249/MSS.0b013e318213fefb.
4. World Health Organization. Physical activity. 2018. Available from: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/physical-activity>.
5. Szychlinska, M.A, Castrogiovanni P, Trovato F.M, et al. Physical activity and Mediterranean diet based on olive tree phenolic compounds from two different geographical areas have protective effects on early osteoarthritis, muscle atrophy and hepatic steatosis. *European Journal of Nutrition* (2019), 58, 565– 581. doi: 10.1007/s00394-018-1632-2
6. Romeo, J., Wärnberg, J., Pozo, T., et al. Physical activity, immunity and infection. *Proceedings of the Nutrition Society*, (2010), volume 69 issue (3), 390-399. doi: <https://doi.org/10.1017/S0029665110001795>
7. Nieman, D. C., & Wentz, L. M. The compelling link between physical activity and the body's defense system. *Journal of sport and health science*, (2019) 8(3), 201-217. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2018.09.009>
8. Pedersen, M.T.; Vorup, J.; Bangsbo, J. Effect of a 26-month floorball training on male elderly's cardiovascular fitness, glucose control, body composition, and functional capacity. *Journal of Sport and Health Science*. (2018) 7, 149– 158. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.12.002>
9. American College of Sports Medicine. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription, 10th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2017.

10. American College of Sports Medicine. (2013). ACSM's guidelines for exercise testing and prescription. Lippincott Williams & Wilkins.
11. Brooks, S. K., Webster, R. K., Smith, L. E., et al. The psychological impact of quarantine and how to reduce it: rapid review of the evidence. *The Lancet* (2020) 395, 912–920. doi: 10.1016/s0140-6736(20) 30460-8.
12. Ainsworth, B. E., & Li, F. Physical activity during the COVID-19 global pandemic. *Journal of Sport and Health Science* (2020). doi: 10.1016/j.jshs.2020.06.004
13. Centers for Disease Control and Prevention. (2020). Mental health and coping during COVID-19. Atlanta: Centers for Disease Control and Prevention.
14. Qiu J, Shen B, Zhao M, et al. A nationwide survey of psychological distress among Chinese people in the COVID-19 epidemic: Implications and policy recommendations. *General Psychiatry* (2020); 33:e100213. doi: 10.1136/gpsych-2020-100213
15. Richardson, S., Hirsch, J. S., Narasimhan, M., et al. COVID-19 Research Consortium. Presenting characteristics, comorbidities, and outcomes among 5700 patients hospitalized with COVID-19 in the New York City area. *Jama, Journal of the American Medical Association*, (2020) 323(20), 2052–2059. <https://doi.org/10.1001/jama.2020.677>
16. Sanchis-Gomar, F., Lavie, C. J., Mehra, M. R., et al. Obesity and Outcomes in COVID-19: When an Epidemic and Pandemic Collide. *Mayo Clinic Proceedings*, (2020) 95(7), 1445–1453. <https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2020.05.006>.
17. Sharma, A., Garg, A., Rout, A., et al. Association of Obesity With More Critical Illness in COVID-19. *Mayo Clinic Proceedings*, (2020) 95(9), 2040–2042. <https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2020.06.046>.
18. Brawner, C. A., Ehrman, J. K., Bole, S., et al. Inverse relationship of maximal exercise capacity to hospitalization secondary to coronavirus disease 2019. In *Mayo Clinic Proceedings* (2021) (Vol. 96, No. 1, pp. 32-39). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2020.10.003>
19. Maltoni, G., Zioutas, M., Deiana, G., et al. Adolescent males suffered from reduced physical activity and increased BMI during COVID-19 pandemic.

- Nutrition, Metabolism and Cardiovascular Diseases (2021).
<https://doi.org/10.1016/j.numecd.2021.03.018>
20. Cortis, C., Giancotti, G., Rodio, A., et al. Home is the new gym: exergame as a potential tool to maintain adequate fitness levels also during quarantine. *Human Movement*, (2021) 21(1). doi: <https://doi.org/10.5114/hm.2020.94826>
 21. Sá Filho, A. S., Miranda, T. G., De Paula, C. C., et al. COVID-19 and Quarantine: Expanding Understanding of How to Stay Physically Active at Home. *Frontiers in Psychology*, (2020) 11. doi:10.3389/fpsyg.2020.566032.
 22. Matias GHL, Guerra ACCG, Souza Filho BAB, et al. Repetibilidade e reprodutibilidade de um manual de exercícios físicos domiciliares. *Fisioterapia e Pesquisa* (2018); 25:209-16. doi:10.1590/1809-2950/17010425022018.
 23. Shah, Nirav R., and Eric R. Braverman. "Measuring adiposity in patients: the utility of body mass index (BMI), percent body fat, and leptin." *PloS one* 7.4 (2012): e33308. doi: 10.1371/journal.pone.0033308.
 24. McArdle, W. D., Katch, F. I., & Katch, V. L. *Exercise physiology: nutrition, energy, and human performance* (2010). Lippincott Williams & Wilkins.
 25. CHART, I. Evaluation of Body Composition—Girth Method.
 26. Jackson, A. W., Morrow Jr, J. R., et al. Relations of sit-up and sit-and-reach tests to low back pain in adults. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*,(1998) 27(1), 22-26. doi:10.2519/jospt.1998.27.1.22.
 27. Hui, SS-C., and Pak Y. Yuen. "Validity of the modified back-saver sit-and-reach test: a comparison with other protocols." *Medicine and science in sports and exercise* 32.9 (2000): 1655-1659. doi:10.1097/00005768-200009000-00021
 28. Kranti Panta, B. P. T., Watson Arulsingh D.R., et al. A study to associate the Flamingo Test and the Stork Test in measuring static balance on healthy adults. *Foot Ankle Online Journal*, (2015) 8. doi: 10.3827/faoj.2015.0803.0004
 29. Aranha, V. P., Joshi, R., Samuel, A.J., et al. Catch the moving ruler and estimate reaction time in children. *Indian Journal of Medical & Health Sciences*, (2015) 2 (1). doi:10.21088/ijmhs.2347.9981.2115.4.
 30. Mackenzie. B. (2004) Ruler Drop Test [WWW] Available from: <http://www.brianmac.co.uk/rulerdrop.htm> [Accessed 12/12/2014].

31. Zanevskyy, I., Janiszewska, R., & Zanevska, L. Validity of Ruffier test in evaluation of resistance to the physical effort. *Journal of Testing and Evaluation*, (2017) 45(6), 2193-2199. doi: 10.1520/JTE20160380.
32. Acero, R. M., Fernández-del Olmo, M., Sánchez, J. A., et al. Reliability of squat and countermovement jump tests in children 6 to 8 years of age. *Pediatric exercise science*, (2011) 23(1), 151-160. doi:10.1123/pes.23.1.151
33. Bogataj, Š., Pajek, M., Hadžić, V., et al. Validity, Reliability, and Usefulness of My Jump 2 App for Measuring Vertical Jump in Primary School Children. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, (2020) 17(10), 3708. doi: 10.3390/ijerph17103708.
34. Bosco, C.; Luhtanen, P.; Komi, P.V. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1983, 50, 273–282. doi: 10.1007/bf00422166.
35. Amasay, T., Mier, C. M., Foley, K. K., et al. Gender differences in performance of equivalently loaded push-up and bench press exercises. *The Journal of SPORT*, (2016) 5(1), 4. doi:10.21038/sprt.2016.0513
36. Saint Romain, B., & Mahar, M.T. Norm-referenced and criterion-referenced reliability of the push-up and modified pull-up. *Measurement in physical education and exercise science*, (2001) 5(2), 67-80. doi: 10.1207/S15327841MPEE0502_1.
37. The jamovi project (2021). jamovi. (Version 2.2) [Computer Software]. Retrieved from <https://www.jamovi.org>.
38. R Core Team (2021). R: A Language and environment for statistical computing. (Version 4.0) [Computer software]. Retrieved from <https://cran.r-project.org>. (R packages retrieved from MRAN snapshot 2021-04-01).
39. Kerby, D. S. (2014). The simple difference formula: An approach to teaching nonparametric correlation. *Comprehensive Psychology*, 3, 2165–2228.
40. Singmann, H. (2018). afex: Analysis of Factorial Experiments. [R package]. Retrieved from <https://cran.r-project.org/package=afex>.
41. Lenth, R. (2020). emmeans: Estimated Marginal Means, aka Least-Squares Means. [R package]. Retrieved from <https://cran.r-project.org/package=emmeans>.

42. Fox, J., & Weisberg, S. (2020). car: Companion to Applied Regression. [R package]. Retrieved from <https://cran.r-project.org/package=car>.
43. Pohlert, T. (2018). PMCMR: Calculate Pairwise Multiple Comparisons of Mean Rank Sums. [R package]. Retrieved from <https://cran.rproject>
44. Baltaci, G, Un, N, Tunay, V, Besler, A, and Gerc eker, S. Comparison of three different sit and reach tests for measurement of hamstring flexibility in females university students. Br J Sports Med 37: 59–61, 2003.
45. Muyor, J. M., Vaquero-Cristóbal, R., Alacid, F., & López-Miñarro, P. A. (2014). Criterion-related validity of sit-and-reach and toe-touch tests as a measure of hamstring extensibility in athletes. The Journal of Strength & Conditioning Research, 28(2), 546-555.

IDENTIFICARE PROGRAMMI DI ALLENAMENTO SPECIFICI PER CASA ADATTATI AL PROFILO FISILOGICO DELL'UTENTE DURANTE LA PANDEMIA DI COVID-19.

4.1 Riassunto

Lo scopo di questa ricerca era identificare programmi di allenamento specifici, per contrastare due patologie o sindromi degli ultimi anni, come l'ipocinesia e la sindrome metabolica, durante il confinamento causato dalle restrizioni attuate durante la pandemia da COVID-19. Le misure preventive includevano il rimanere a casa con conseguenze negative sui comportamenti sedentari crescenti e successivo aumento del rischio di malattie croniche. 35 soggetti hanno partecipato a questo studio: 18 maschi (età $24,1 \pm 2,29$ anni) e 17 donne (età $24,4 \pm 1,62$ anni). I soggetti hanno eseguito specifici programmi di allenamento da casa, volti a rimanere in forma e salute, costituiti da esercizi di forza, esercizio aerobico, equilibrio e stretching o una combinazione degli stessi esercizi, per 60 minuti ogni giorno per tre mesi. Gli allenamenti sono stati svolti attraverso la piattaforma digitale "Google Meet" e sei test fisici sono stati utilizzati per valutare gli effetti indotti dall'allenamento stesso, sulle capacità condizionali e coordinative dei partecipanti (flessibilità, forza, equilibrio e reattività), in tre sessioni di cui 1 di familiarizzazione, 1 pre-intervento e 1 post intervento. I risultati ottenuti hanno indicato un miglioramento della potenza muscolare per tutti i soggetti e una diminuzione dei risultati nell'equilibrio. Tutti i soggetti hanno mostrato effetti positivi sul peso corporeo, e non si è verificato nessun infortunio o abbandono durante le varie sessioni e durante i tre mesi. In conclusione, gli allenamenti proposti sono stati utili per il miglioramento dei parametri fisiologici dei soggetti durante il confinamento, così come, sono stati utili per perseguire i tempi di attività fisica svolta giornalmente o settimanalmente, sulla base delle raccomandazioni e linee guida presenti nella letteratura scientifica.

4.2 Introduzione

La malattia infettiva da CoronaVirus 2019 (COVID-19) indotta dalla sindrome respiratoria acuta grave coronavirus 2 (SARS-CoV-2) iniziò a Wuhan nella Repubblica popolare cinese alla fine di dicembre 2019 [1,2,3], causando una preoccupazione pubblica a causa della sua letalità [4]. L'epidemia si è diffusa rapidamente in tutto il mondo, portando l'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS) a dichiarare una pandemia globale nel marzo 2020. Da allora, la maggior parte dei paesi ha imposto misure restrittive come la quarantena, il distanziamento sociale e l'autoisolamento in casa per prevenire la diffusione del virus [5]. La principale conseguenza della permanenza prolungata in casa ha portato ad un cambiamento nello stile di vita della popolazione, con comportamenti sedentari crescenti e periodi di immobilità più lunghi (seduti o sdraiati, guardare la televisione, giocare), a causa anche delle restrizioni in diverse attività indoor (es. danza, yoga, palestra) e altre attività come gli sport di squadra o individuali [6]. Il comportamento sedentario ha portato a una diminuzione dell'AF regolare, con conseguenze negative sullo squilibrio tra apporto calorico e SE, con una diminuzione del dispendio energetico verso il livello basale e il conseguente aumento di peso e accumulo di grasso [7]. La chiusura dei luoghi pubblici adibiti ad attività sociali quali parchi e successiva riduzione dell'AF regolare ha provocato un impatto diretto sui disagi psicologici, inclusi sintomi di malattie mentali quali depressione, ansia, insonnia e stress ad alti livelli [8, 9, 10]. L'evidenza scientifica ha indicato che durante il COVID-19, lo stile di vita sedentario e l'inattività fisica hanno portato a un conseguente aumento del rischio di malattie non trasmissibili tra cui malattie cardiache, diabete e cancro [11, 12, 13]. Secondo l'OMS [14], comportamenti di vita sani e attivi rappresentano un approccio non farmacologico di promozione del benessere con effetti positivi sul sistema circolatorio, sulle funzioni immunitarie, sulla qualità del sonno e sul processo di invecchiamento [15, 16, 17, 18, 19]. Ad oggi, per migliorare i livelli di AF e promuovere salute e benessere sono disponibili linee guida per l'intera popolazione [20]. Secondo queste linee guida, gli adulti dovrebbero impegnarsi per 150-300 min/settimana di attività moderata, o almeno 75-100 min/settimana di attività vigorosa o una combinazione delle stesse [20]. Incoraggiare a svolgere attività con esercizi di forza, equilibrio, stretching ed esercizi aerobici, eseguiti singolarmente o in combinazione, può favorire la riduzione dei rischi cardiovascolari e migliorare lo stato di salute e benessere generale. La chiusura di

luoghi pubblici, palestre e altre limitazioni alle attività indoor hanno portato ad un cambiamento sulle abitudini di ciascuno, causa le restrizioni da COVID-19, per queste ragioni, l'esercizio fisico è stato svolto da casa, con l'ausilio di accessori per la casa come bottiglie d'acqua, manici di scopa, sedie utilizzate come panche, oppure eseguito come esercizi a corpo libero attraverso programmi specifici. In questo senso, le piattaforme Web come Facebook, Instagram, YouTube, ecc., si sono rivelate molto utili, in quanto hanno permesso agli esperti dell'esercizio fisico e ai personal trainer di svolgere allenamenti in modalità telematica, che gli utenti potevano seguire anche da remoto, con l'intento di rimanere attivi eseguendo gli esercizi proposti [21, 22]. Gli esercizi attraverso video di allenamento, per mezzo di queste tecnologie, sono risultati essere sicuri ed efficaci, condotti sotto la supervisione di un personal trainer, al fine di evitare infortuni e posture scorrette durante i movimenti [23, 24, 25]. L'uso di questa nuova strategia di allenamento, si è rilevata un'ottima soluzione per migliorare lo stato di salute e perseguire le raccomandazioni sul tempo impegnato giornalmente in AF eseguita da remoto durante le restrizioni imposte, per evitare la diffusione del COVID-19 [26]. Pertanto, sulla base di queste evidenze, lo scopo di questo studio era identificare specifici programmi di allenamento da svolgere in remoto da casa, adattati al profilo fisiologico dell'utente, costituiti da esercizi di forza, esercizi aerobici, equilibrio e stretching o in combinazione, volti a mantenersi in salute ed in forma. Inoltre, abbiamo studiato l'effetto indotto da questo programma di allenamento, con il monitoraggio delle capacità coordinative e condizionali, attraverso dei test fisici somministrati a distanza, tramite piattaforme web e strumenti social.

4.3 Materiali e metodi

Prove preliminari

Prima dell'inizio dello studio, i soggetti (18 maschi di età $24,1 \pm 2,29$ anni; peso $73,2 \pm 6,81$ kg; altezza $177,1 \pm 8,57$; BMI $23,4 \pm 1,73$; e 17 femmine di età $24,4 \pm 1,62$ anni; peso $58,8 \pm 10,49$ kg; altezza $165,5 \pm 6,96$; BMI $21,4 \pm 1,9$) (Tabella 4.1.a, 4.1.b), hanno effettuato un test auto misurato a distanza per la valutazione del profilo fisiologico, sotto la supervisione di un personal trainer esperto e dopo la visione di

video tutorial, per evitare possibili lesioni fisiche dovute al movimento e/o postura scorretta [23].

I test auto misurati (Tabelle 4.2.a e 4.2.b) erano: Sit e Reach test modificato (S&R) [27], Stork Balance test [28], Push-up test (PU) [29], Squat Jump test (SJ) [30], test di Ruffier e test di reattività attraverso il metodo di caduta del righello (RT) [31, 32]. Prima di svolgere la sessione dei test, i partecipanti dovevano effettuare un riscaldamento generale della durata di 10 minuti, da remoto tramite Google Meet Platform, eseguito da un personal trainer esperto (Figura 4a e 4b). Il riscaldamento specifico comprendeva esercizi differenti, ad esempio: Jumping Jack, [33] e/o Rope Skipping, [34] (se era disponibile questo strumento per i partecipanti), Squat, [35] Push-Up, [36] Sit-Up [37], esercizi di Burpees e Mountain Climbers [38]. Dopo il completamento del riscaldamento, ai soggetti veniva chiesto di valutare lo sforzo percepito (RPE), sulla base di una scala 6-20 per quantificare l'intensità dell'esercizio proposto durante il riscaldamento [39].

Figura 4.a – Sessione preliminare dell'allenamento specifico eseguito da remoto.

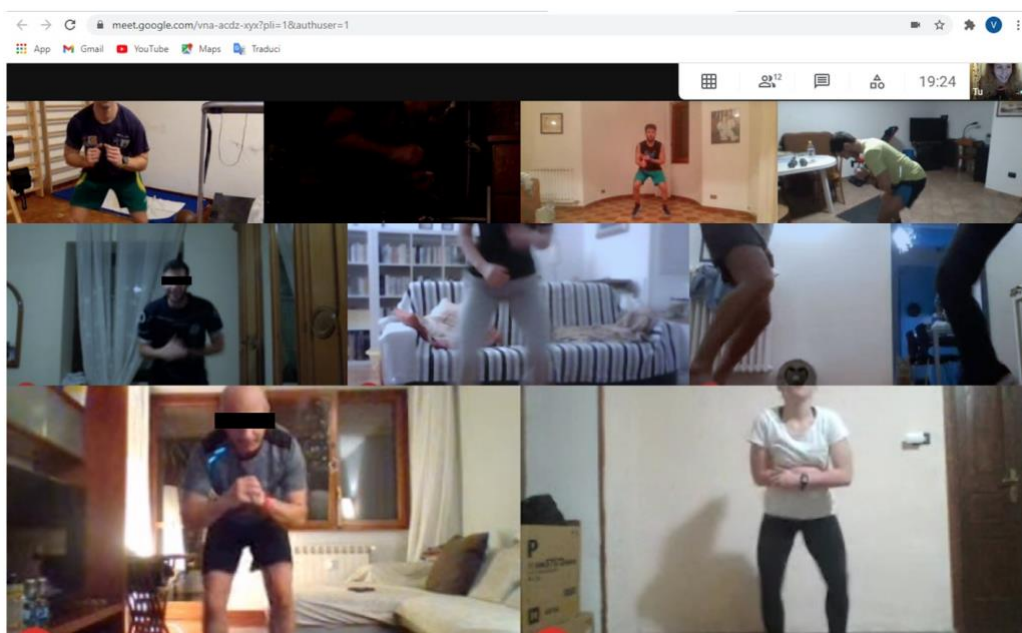
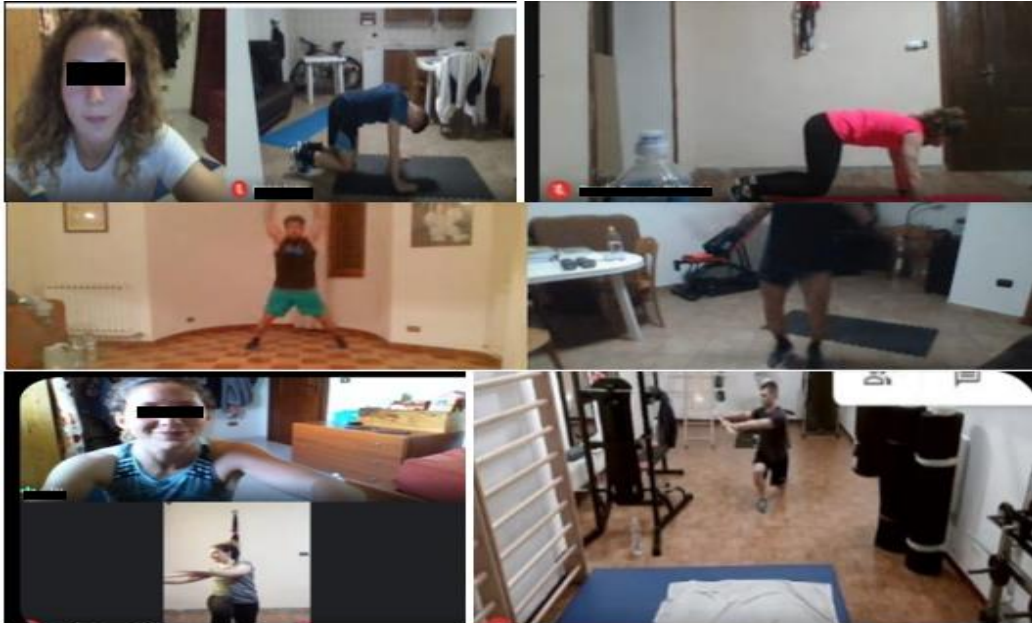


Figura 4.b – Sessione preliminare dell'allenamento specifico eseguito da remoto.



Dopo l'analisi dei dati ottenuti dai test preliminari, abbiamo sviluppato specifici programmi di allenamento eseguiti da casa, basati sulle caratteristiche fisiologiche individuali. Questo allenamento è stato eseguito 7 volte a settimana (Tabella 4.2.c), con sessioni di esercizio di 1 ora, che includevano (5 minuti di riscaldamento) e (5 minuti di defaticamento), con l'ausilio di diverse attrezzature (tappetino, borraccia, elastici, sedia) e/o esercizi a corpo libero, in base alla disponibilità di attrezzature da parte dei partecipanti.

4.4 Analisi statistica

L'analisi statistica è stata eseguita utilizzando JAMOVI (Version 2.2) [Computer Software] [40,41,42,43]. Le medie e le deviazioni standard sono state calcolate per tutte le variabili e la distribuzione normale. È stato eseguito il test di normalità di Kolmogorov-Smirnov o Shapiro Wilk per valutare la distribuzione di normalità delle variabili antropometriche nel gruppo complessivo (maschile e femminile) e la distribuzione di normalità delle variabili dipendenti: lunghezza (IS&R) per test S&R e RT (IRT); tempo (t) per la prova Stork Balance; numero ripetuto (n) per il test PU; altezza del salto (h) per la prova SJ; indice di resistenza (i) per Ruffier. Secondo i

risultati dell'analisi di normalità, il t test di Student per campioni indipendenti, o il test U di Mann-Whitney, è stato utilizzato per determinare la differenza tra S1 e S2, oltre a confrontare i due gruppi in termini di età, massa corporea (BM) e tutte le altre variabili.

4.5 Risultati

Il risultato del test di normalità ha confermato la normale distribuzione dei dati antropometrici per quanto riguarda la statura, BMI e BF, statura ed età per il genere maschile, così come, BMI, BF, BM e statura per il genere femminile, come riportato nelle Tabelle (4.1.a., 4.1.b.), consentendo l'utilizzo dell'analisi parametrica. I risultati del test di normalità per entrambi i generi dei test coordinativi e condizionali, sono riportati nelle Tabelle 4.3.1 a e 4.3.1.b. Quando il risultato ha confermato la normale distribuzione dei dati ottenuti è stata effettuata un'analisi parametrica, mentre quando il risultato non ha confermato la normale distribuzione abbiamo eseguito un'analisi non parametrica.

Tabella 4.1. - Caratteristiche descrittive dei partecipanti per genere maschile (a) e femminile (b).

a.

	N	Missing	Mean	Median	SD	Minimum	Maximum	Kurtosis		Shapiro-Wilk	
								Kurtosis	SE	W	p
Aget0	18	0	24.1	24.0	2.29	21	28	-0.886	1.04	0.937	0.260
BMt0	18	0	73.2	75.0	6.81	53.00	81.0	3.695	1.04	0.843	0.007
Stauret0	18	0	177.1	176.0	8.57	158	193	0.665	1.04	0.963	0.651
BMIt0	18	0	23.4	23.2	1.73	21.05	27.1	-0.385	1.04	0.955	0.504
BFt0	18	0	15.9	14.4	5.74	3.50	26.6	0.463	1.04	0.935	0.238

b.

	N	Missing	Mean	Median	SD	Minimum	Maximum	Kurtosis		Shapiro-Wilk	
								Kurtosis	SE	W	p
Aget0	17	981	24.4	24	1.62	21	27	1.116	1.06	0.856	0.013
BMt0	17	981	58.8	58.0	10.49	42.50	84.0	0.843	1.06	0.962	0.671
Stauret0	17	981	165.5	163	6.96	156	180	-0.481	1.06	0.941	0.333
BMIt0	17	981	21.4	21.5	3.04	16.38	26.3	-1.046	1.06	0.953	0.514
BFt0	17	981	23.0	23.9	6.49	9.00	32.3	-0.322	1.06	0.963	0.691

BM= massa corporea; BMI= indice di massa corporea; BF= grasso corporeo

Tabella 4.2.a – Caratteristiche descrittive dei test coordinativi e condizionali per il genere maschile.

	N	Missing	Mean	Median	SD	Minimum	Maximum	Kurtosis		Shapiro-Wilk	
								Kurtosis	SE	W	p
S&Rt0	18	0	32.44	36.00	15.31	-8	53	2.1626	1.04	0.836	0.005
Stork_Rt0	18	0	3.58	3.04	2.58	1.00	11.00	2.8065	1.04	0.852	0.009
Stork_Lt0	18	0	3.09	2.20	2.15	1.00	9.00	2.4141	1.04	0.828	0.004
RT_Rt0	18	0	14.67	13.50	8.70	3	40	3.9332	1.04	0.816	0.003
RT_Lt0	18	0	14.44	13.50	9.45	1	46	7.4265	1.04	0.787	< .001
R_t0	18	0	7.32	6.35	3.86	1.90	16.00	-0.0537	1.04	0.945	0.356
SJ_t0	18	0	34.84	35.50	7.67	20.00	50.40	-0.2101	1.04	0.980	0.949
Pup_t0	18	0	29.22	30.00	9.08	13	42	-0.9079	1.04	0.946	0.363

Tabella 4.2.b – Caratteristiche descrittive dei test coordinativi e condizionali per il genere femminile.

	N	Missing	Mean	Median	SD	Minimum	Maximum	Kurtosis		Shapiro-Wilk	
								Kurtosis	SE	W	p
S&Rt0	17	981	42.82	49	17.54	10	65	-0.2309	1.06	0.863	0.017
Stork_Rt0	17	981	4.80	5.00	2.55	1.40	12.0	2.8822	1.06	0.898	0.062
Stork_Lt0	17	981	5.02	4.00	2.87	1.50	12.0	1.0099	1.06	0.907	0.090
RT_Rt0	17	981	14.94	10	12.82	2	42	0.0864	1.06	0.838	0.007
RT_Lt0	17	981	16.53	14	10.82	3	40	-0.0552	1.06	0.935	0.268
R_t0	17	981	8.15	8.00	3.36	2.60	14.4	-0.1048	1.06	0.959	0.605
SJ_t0	17	981	24.61	24.00	4.67	19.00	38.4	3.8409	1.06	0.869	0.022
Pup_t0	17	981	19.47	17	11.95	4	45	0.1192	1.06	0.929	0.210

Note: N= numero partecipanti; Pup= push up test; R= Ruffier test; RT_L= test di reattività sinistra; RT_R= test di reattività destra; SD= deviazione standard; S&R= sit and reach; SJ= squat jump; Stork_L= test equilibrio sinistra; Stork_R= test equilibrio sinistra; t0= tempo 0 sessione 1.

Tabella 4.2.c – Programma di allenamento specifico eseguito nelle le varie sessioni

Day	Training	Lap	Exercises	Lap	Exercises
1	MUSCLE POWER	x2	SQUAT JUMP	x2	THRUSTER
			SQUAT + CURL SIT-UP ROW		PUSH-UP LUNGE + SQUAT CRUNCH
2	CORE & BALANCE	x2	MOUNTAIN CLIMBERS	x2	SQUAT KNEE UP
			LUNGE + TWIST		HOLLOW POSITION
			CRISS CROSS BEAR CRAWLING		SPIDER PLANK SINGLE LEG BALANCE
3	AEROBIC POWER	x2	JUMPING JACK	x2	SKIP RUN
			SIT-UP		LEG RAISES
			PLANK		SKIP SQUAT
			SKY ERG		CRISS CROSS
4	MUSCLE POWER	x3	PLANK + PUSH-UP	x3	SHOULDER TAP
			SQUAT + PRESS UP		SUPERMAN
			BRIDGE		DIP
			LUNGE + SUMO SQUAT		SIDE PLANK
5	FUNCTIONAL	x3	PLANK JACK + PUSH-UP + SIT UP	x3	BEAR PUSH-UP + HIP THRUST
			PUNGIBALL + HIP THRUST		KICK + THRUST UP + THRUST FORWARD
			LUNGE + SQUAT + CRUNCHES		JUMPING JACK
			PUNCH		SKIP RUN
6	AEROBIC POWER	x3	STEP-UP	x3	BURPEES
			PLANK		REVERSE CRUNCH
			RUSSIAN TWIST		PLIE SQUAT
			SPEED LADDER		JUMPING JACK SCISSOR
7	PROPRIOCEPTIVE & BALANCE	x2	LUNGE ON UNSTABLE SURFACE	x2	SQUAT ON UNSTABLE SURFACE
			STORK EXERCISE		REVERSE PLANK
			SIDE PLANK		HOLLOW POSITION
			SINGLE LEG JUMPS		BRIDGE

Le Tabelle 4.3.1 e 4.3.2 mostrano i risultati del confronto tra le due sessioni di test effettuati per evidenziare o meno differenze significative utilizzando l'ANOVA per misure ripetute, per i test S&R, Reattività, Ruffier, SJ e PU, Stork Balance. Sono state rilevate differenze significative nella flessibilità S&R* ($p < .001$) e nella forza degli arti superiori PU* ($p < .001$), tra la sessione pre-intervento S1 e post intervento S2, per il genere maschile, e differenze significative nella forza arti inferiori SJ* ($p = 0,005$), nella reattività ($p = 0,022$) e nell'efficienza cardiorespiratoria ($p = 0,025$), per il genere femminile, mentre nessuna differenza significativa risulta nelle altre capacità.

Tabella 4.3.1. - Confronto tra la sessione pre e post intervento delle capacità coordinative e condizionali per il genere maschile.

a. Sit & Reach (test flessibilità) *

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	83.4	3	27.79	7.52	< .001
Residual	188.4	51	3.69		

Note. Type 3 Sums of Squares

b. Reactivity (test reattività dx)

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	17.7	3	5.91	0.626	0.602
Residual	481.7	51	9.45		

Note. Type 3 Sums of Squares

c. Push Up (test forza arti superiori) *

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	165	3	54.94	7.98	< .001
Residual	351	51	6.88		

Note. Type 3 Sums of Squares

d. Squat Jump (test forza arti inferiori)

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	61.4	3	20.5	1.29	0.287
Residual	808.9	51	15.9		

Note. Type 3 Sums of Squares

e. Stork Balance (test equilibrio sx)

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	3.16	3	1.05	0.440	0.725
Residual	121.96	51	2.39		

Note. Type 3 Sums of Squares

f. Stork Balance (test equilibrio dx)

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	6.30	3	2.10	1.82	0.156
Residual	58.97	51	1.16		

Note. Type 3 Sums of Squares

g. Reactivity (test reattività sx)

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	50.8	3	16.9	1.02	0.393
Residual	848.9	51	16.6		

Note. Type 3 Sums of Squares

h. Ruffier (test efficienza cardiovascolare)

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	1.87	3	0.622	0.195	0.899
Residual	153.29	48	3.193		

Note. Type 3 Sums of Squares

Tabella 4.3.2. - Confronto tra la sessione pre e post intervento delle capacità coordinative e condizionali per il genere femminile.

a. Sit & Reach (test flessibilità)

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	3.06	3	1.02	0.274	0.844
Residual	178.94	48	3.73		

Note. Type 3 Sums of Squares

b. Reactivity (test reattività dx)

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	2.74	3	0.912	0.251	0.860
Residual	174.39	48	3.633		

Note. Type 3 Sums of Squares

c. Push Up (test forza arti superiori)

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	32.1	3	10.7	0.979	0.411
Residual	523.9	48	10.9		

Note. Type 3 Sums of Squares

d. Squat Jump (test forza arti inferiori)*

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	72.6	3	24.20	4.88	0.005
Residual	237.9	48	4.96		

Note. Type 3 Sums of Squares

e. Stork Balance (test equilibrio sx)

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	1.99	3	0.662	0.334	0.800
Residual	94.96	48	1.978		

Note. Type 3 Sums of Squares

f. Stork Balance (test equilibrio dx)

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	7.24	3	2.41	1.38	0.259
Residual	83.73	48	1.74		

Note. Type 3 Sums of Squares

g. Reactivity (test reattività sx) *

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	41.9	3	13.97	3.50	0.022
Residual	191.8	48	4.00		

Note. Type 3 Sums of Squares

h. Ruffier (test efficienza cardiovascolare)*

Within Subjects Effects					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Session	24.8	3	8.28	3.44	0.025
Residual	108.3	45	2.41		

Note. Type 3 Sums of Squares

4.6 Discussione

Con l'obiettivo di progettare un programma di allenamento sulla base delle caratteristiche fisiche dei soggetti e quindi al profilo fisiologico, questo studio mirava a valutare gli effetti indotti dal programma specifico svolto da remoto, durante le restrizioni governative come l'isolamento domiciliare, confinamento e quarantena, attuate a causa della pandemia COVID-19, per evitare la diffusione della malattia. I partecipanti allo studio condotto durante il periodo di restrizioni complessivamente erano normopeso e in buona salute. Indipendentemente dal sesso, nel presente studio sono state trovate risposte fisiologiche significativamente più elevate nel genere maschile rispetto a quello femminile nel S&R ($p < .001$), questo risultato potrebbe essere spiegato dal fatto che i soggetti maschili partivano da livelli di flessibilità molto al di sotto della sufficienza tra le due sessioni (S1 e S2), mentre nel genere femminile, nonostante non ci sia stato un miglioramento significativo tra S1 (pre-intervento) e S2 (post-intervento), hanno mantenuto risultati al di sopra della sufficienza, senza peggiorare comunque. Per quanto riguarda l'equilibrio, sia le donne che gli uomini hanno riscontrato risultati non significativamente differenti tra S1 e S2 ($p = 0,800$; $p = 0,259$, $p = 0,725$ e $p = 0,156$). Ci sono state differenze nel test PU, con miglioramenti significativi nel genere maschile ($p < .001$), rispetto al genere femminile ($p = 0,411$), presumibilmente anche causato dalla difficoltà di esecuzione del movimento tra le donne, nonostante l'esecuzione dei push-up attraverso il protocollo modificato [29], così come, nella resistenza cardiovascolare si sono visti dei miglioramenti significativi nel genere femminile ($p = 0,025$) rispetto a quelli maschili ($p = 0,899$), questo risultato potrebbe per le restrizioni messe in atto dai paesi e nelle attività all'aperto (corsa, camminata). Secondo i risultati del presente studio, entrambi i gruppi dei partecipanti dovranno migliorare i livelli di AF, per la salute neuromuscolare, cardiovascolare e metabolica [37], anche attraverso l'attività svolta da remoto, e sebbene questo sia un allenamento alternativo, rappresenta comunque una buona strategia da adottare durante il confinamento domiciliare causato dalle restrizioni imposte per il COVID-

19. Il tutto può contribuire a raggiungere la quantità raccomandata di esercizio quotidiano per mantenere uno stile di vita sano [20, 26]. L'AF ha un impatto forte e positivo su molti di questi fattori, pressione sanguigna, glicemia e peso corporeo, oltre alla riduzione del rischio complessivo di incidenza e mortalità di malattie cardiovascolari [44]. Il presente studio fornisce dati utili sull'importanza nella comprensione dell'attività fisica durante l'autoisolamento, anche per sviluppare successivi programmi di allenamento adattati alle caratteristiche fisiche dell'utente, con possibile miglioramento degli esiti di salute e comportamento, funzione fisica, cognizione fisica e riduzione della depressione [22]. La dimensione del campione era piccola e sono stati valutati solo giovani studenti universitari sani. Pertanto, gli studi futuri dovrebbero indagare anche su un campione più ampio e di età maggiore.

4.7 Conclusioni

In questa situazione di distanziamento sociale e restrizioni, i test fisici possono essere valutati anche da remoto, così come, specifici programmi di allenamento possono essere svolti a distanza tramite Piattaforma Web e personal trainer esperti, in grado di guidare gli utenti. Questo può fornire informazioni sull'idoneità fisica, per le principali capacità coordinative e condizionali degli utenti. Il presente studio ha dimostrato che l'esecuzione di un programma di allenamento specifico è valido, fattibile e sicuro, e può rappresentare un valido strumento di allenamento domiciliare, diverso per esercizi e intensità di esecuzione, sulla base alle caratteristiche fisiologiche individuali, durante la pandemia di COVID-19.

4.8 Bibliografia

1. World Health Organization (WHOa). Coronavirus disease (COVID-2019) situation reports Internet. cited 2020 Mar 17, Available from: <http://www.who.int/emergencies/disease/novel-coronavirus-2019/situation-reports>.
2. Taylor D, Lindsay AC, Halcox JP (2020) Aerosol and surface stability of SARS-CoV-2 as compared with SARS-CoV-1. *N Engl J Med*:1–3.
3. Jiang, X., Niu, Y., Li, X., Li, L., Cai, W., Chen, Y., et al. (2020). Is a 14-day quarantine period optimal for effectively controlling coronavirus disease 2019 (COVID-19)?. *medRxiv*. 20036533. doi: 10.1101/2020.03.15.20036533.
4. Rothan, H. A., and Byrareddy, S. N. (2020). The epidemiology and pathogenesis of coronavirus disease (COVID-19) outbreak. *J. Autoimmun.* 109:102433. doi: 10.1016/j.jaut.2020.102433.
5. Brooks, S. K., Webster, R. K., Smith, L. E., Woodland, L., Wessely, S., Greenberg, N., et al. (2020). The psychological impact of quarantine and how to reduce it: rapid review of the evidence. *Lancet* 395, 912–920. doi: 10.1016/s0140-6736(20) 30460-8.
6. Ainsworth, B. E., & Li, F. (2020). Physical activity during the COVID-19 global pandemic. *Journal of Sport and Health Science*.
7. Booth, F.W.; Roberts, C.K.; Thyfault, J.P.; Ruegsegger, G.N.; Toedebusch, R.G. Role of Inactivity in Chronic Diseases: Evolutionary Insight and Pathophysiological Mechanisms. *Physiol. Rev.* 2017, 97, 1351–1402.[CrossRef] [PubMed].
8. Centers for Disease Control and Prevention. Mental health and coping during COVID-19. CDC. 2019. www.cdc.gov/coronavirus/2019-ncov/daily-life-coping/managing-stress-anxiety.html (accessed April 12, 2020).
9. Qiu J, Shen B, Zhao M, et al. A nationwide survey of psychological distress among Chinese people in the COVID-19 epidemic: Implications and policy recommendations. *Gen Psychiatry* 2020; 33:e100213.
10. S.K. Brooks, R.K. Webster, L.E. Smith, et al., The psychological impact of quarantine and how to reduce it: rapid review of the evidence, *Lancet* 395 (10227) (2020) 912–920.

11. Lee I-M, Shiroma EJ, Lobelo F, Puska P, Blair SN, Katzmarzyk PT. Effect of physical inactivity on major non-communicable diseases worldwide: an analysis of burden of disease and life expectancy. *Lancet* 2012; 380:219-29.
12. Kivimäki M, Steptoe A. Effects of stress on the development and progression of cardiovascular disease. *Nat Rev Cardiol.* 2018;15:215–29. <https://doi.org/10.1038/nrcardio.2017.189>.
13. Ekelund U, Steene-Johannessen J, Brown WJ, Fagerland MW, Owen N, Powell KE, et al. Does physical activity attenuate, or even eliminate, the detrimental association of sitting time with mortality? A harmonised meta-analysis of data from more than 1 million men and women. *Lancet* 2016; 388:1302-10.
14. World Health Organization (WHO). Physical activity internet. cited 2020 Aug 13. Available from: https://www.who.int/health-topics/physical-activity#tab=tab_1; 2020.
15. Pedersen, M.T.; Vorup, J.; Bangsbo, J. Effect of a 26-month floorball training on male elderly's cardiovascular fitness, glucose control, body composition, and functional capacity. *J. Sport Health Sci.* 2018, 7, 149–158. [CrossRef]
16. J. Romeo, J. Wärnberg, T. Pozo, A. Marcos Physical activity, immunity and infection *Proc. Nutr. Soc.*, 69 (3) (2010), pp. 390-399.
17. Nieman, D.C.; Wentz, L.M. The compelling link between physical activity and the body's defense system. *J. Sport Health Sci.* 2019, 8, 201–217. [CrossRef] [PubMed]
18. Banno, M., Harada, Y., Taniguchi, M., Tobita, R., Tsujimoto, H., Tsujimoto, Y., et al. (2018). Exercise can improve sleep quality: a systematic review and meta-analysis. *PeerJ* 6:e5172. doi: 10.7717/peerj.5172
19. Szychlinska, M.A.; Castrogiovanni, P.; Trovato, F.M.; Nsir, H.; Zarrouk, M.; Lo Furno, D.; Di Rosa, M.; Imbesi, R.; Musumeci, G. Physical activity and Mediterranean diet based on olive tree phenolic compounds from two different geographical areas have protective effects on early osteoarthritis, muscle atrophy and hepatic steatosis. *Eur. J. Nutr.* 2019, 58, 565–581. [CrossRef] [PubMed].
20. American College of Sports Medicine. (2013). *ACSM's guidelines for exercise testing and prescription*. Lippincott Williams & Wilkins.

21. Rizzo AS, Lange B, Suma EA, Bolas M. Virtual reality and interactive digital game technology: new tools to address obesity and diabetes. *J Diabetes Sci Technol.*2011;5(2):256–264;
22. Tate, D. F., Lyons, E. J., & Valle, C. G. (2015). High-tech tools for exercise motivation: use and role of technologies such as the internet, mobile applications, social media, and video games. *Diabetes Spectrum*, 28(1), 45-54.
23. Matias GHL, Guerra ACCG, Souza Filho BAB, Lima JTO, Carmo CN, Mattos IE. Repetibilidade e reprodutibilidade de um manual de exercícios físicos domiciliares. *Fisioter Pesqui* 2018; 25:209-16.
24. Souza Filho BAB, Silva Júnior JR, Smethurst WS, Santos DC, Carmo CN, Mattos IE, et al. Efeito de 12 semanas de exercício físico domiciliar na aptidão física de idosas com câncer de mama em hormonioterapia. *Acta Fisiátr* 2019; 26(1). <https://www.revistas.usp.br/actafisiatri/ca/article/view/163420>.
25. Nagarkoti A, Teotia R, Mahale AK, Das PK. Realtime indoor workout analysis using machine learning & computer vision. *ConfProc IEEE Eng Med Biol Soc* 2019 Jul; 2019:1440e3. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8856547>.
26. Sá Filho, A. S., Miranda, T. G., De Paula, C. C., et al. COVID-19 and Quarantine: Expanding Understanding of How to Stay Physically Active at Home. *Frontiers in Psychology*, (2020) 11. doi:10.3389/fpsyg.2020.566032.
27. ACSM. Guidelines for exercise testing and prescription. 6th ed. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins, 2000:85–8. [oppure reference 41] (modifier....)
28. Kranti Panta, B. P. T. (2015). A study to associate the Flamingo Test and the Stork Test in measuring static balance on healthy adults. *Foot Ankle Online J*, 8.
29. Saint Romain, B., & Mahar, M.T. (2001). Norm-referenced and criterion-referenced reliability of the push-up and modified pull-up. *Measurement in physical education and exercise science*, 5(2), 67-80.
30. Acero, R. M., Fernández-del Olmo, M., Sánchez, J. A., Otero, X. L., Aguado, X., & Rodríguez, F. A. (2011). Reliability of squat and countermovement jump tests in children 6 to 8 years of age. *Pediatric exercise science*, 23(1), 151-160.

31. Zanevskyy, I., Janiszewska, R., & Zanevska, L. (2017). Validity of Ruffier test in evaluation of resistance to the physical effort. *Journal of Testing and Evaluation*, 45(6), 2193-2199.
32. Aranha, V. P., Joshi, R., Samuel, A. J., & Sharma, K. (2015). Catch the moving ruler and estimate reaction time in children. *Indian J Med Health Sci*, 2 (1).
33. McKay, H., Tsang, G., Heinonen, A., et al. Ground reaction forces associated with an effective elementary school based jumping intervention. *British journal of sports medicine*, 2005) (39(1), 10-14. doi: 10.1136/bjism.2003.008615.
34. Byun, J. C. The effects of music rope skipping exercise on dynamic and static balance and body compositions in intellectual disabilities men. *Journal of Convergence for Information Technology*,(2019) 9(4), 139-145. doi:10.22156/CS4SMB.2019.9.4.139.
35. Fukutani, A., Takei, S., Hirata, K., et al. Influence of the intensity of squat exercises on the subsequent jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, (2014) 28(8), 2236-2243. doi:10.1519/JSC.0000000000000409.
36. Dhahbi, W., Chaabene, H., Chaouachi, A., et al. Kinetic analysis of push-up exercises: a systematic review with practical recommendations. *Sports biomechanics* (2018). doi:10.1080/14763141.2018.1512149.
37. Mendrin, N.; Lynn, S.K.; Griffith-Merritt, et al. Progressions of isometric core training. *Strength and Conditional Journal*. 2016, 38, 50–65. doi:10.1519/SSC.0000000000000233.
38. Machado, Alexandre F., et al. "Description of training loads using whole-body exercise during high-intensity interval training." *clinics* 73 (2018). doi:10.6061/clinics/2018/e516.
39. Morishita, S., Yamauchi, S., Fujisawa, C., & Domen, K. (2013). Rating of perceived exertion for quantification of the intensity of resistance exercise. *Int J Phys Med Rehabil*, 1(9), 1-4.
40. The jamovi project (2021). jamovi. (Version 2.2) [Computer Software]. Retrieved from <https://www.jamovi.org>
41. R Core Team (2021). R: A Language and environment for statistical computing. (Version 4.0) [Computer software]. Retrieved from <https://cran.r-project.org>. (R packages retrieved from MRAN snapshot 2021-04-01).

42. Singmann, H. (2018). afex: Analysis of Factorial Experiments. [R package]. Retrieved from <https://cran.r-project.org/package=afex>
43. Lenth, R. (2020). emmeans: Estimated Marginal Means, aka Least-Squares Means. [R package]. Retrieved from <https://cran.r-project.org/package=emmeans>
44. Piercy, K. L., Troiano, R. P., Ballard, R. M., Carlson, S. A., Fulton, J. E., Galuska, D. A., ... & Olson, R. D. (2018). The physical activity guidelines for Americans. *Jama*, 320(19), 2020-2028.

ON THE BENEFITS OF WEARABLE DEVICES FOR PARKINSON'S DISEASE

T. Di Libero¹, C. Carissimo², F. Guerra³, A. Zagaglia¹, P. Diotaiuti¹, E. Langiano¹

La Clinica Terapeutica 2022; 173 (1):50-53. doi: [10.7417/CT.2022.2391](https://doi.org/10.7417/CT.2022.2391)

5.1. Abstract

Freezing of gait (FOG) is defined as episodic inability to generate an effective movement without any known cause other than parkinsonism or gait disturbance. FOG is one of the most disabling symptoms of Parkinson's disease (PD), it affects mobility and increases the risk of falling in people with PD, making it a leading cause of hospitalization and of significantly worsening the quality of life (1). In recent years, new non-invasive intervention strategies have been implemented to decrease FOG symptoms. Thanks to technological progress, several devices have been developed as a support for the patients during diagnosis, treatments and also everyday life. These types of interventions are based on cueing systems that rely on active stimulation. These devices are able to identify FOG states and to operate when this motor blocks occur, providing external stimuli to overcome these episodes. Hence, this work aims to provide a technological review of the literature related to wearable devices and focuses on auditory, visual, virtual and somatosensory cueing systems, which can provide a suitable intervention for patients with PD. The paper describes the technical functioning and effectiveness of the different reporting systems in overcoming FOG episodes. Moreover, a classification of existing devices, highlighting their advantages and disadvantages, will be provided in order to identify the ones with the best performance.

Key words: Cueing, fog, freezing of gait, Parkinson's disease, wearable device

La Clinica Terapeutica 2022; 173 (1):50-53. doi: [10.7417/CT.2022.2391](https://doi.org/10.7417/CT.2022.2391)

Riassunto

Il Freezing of gait (FOG) viene definito come l'incapacità episodica di generare un movimento efficace senza alcuna causa nota diversa dal parkinsonismo o dai disturbi dell'andatura. Il FOG è uno dei sintomi più disabilitanti della malattia di Parkinson (PD), influisce sulla mobilità e aumenta il rischio di caduta nelle persone affette da PD, rendendolo una delle principali cause di ospedalizzazione e influenzando negativamente la qualità di vita. Negli ultimi anni sono state implementate nuove strategie di intervento non invasivo per ridurre i sintomi FOG. Grazie al progresso tecnologico, sono stati sviluppati diversi dispositivi come supporto per i pazienti durante la diagnosi, i trattamenti e anche la vita quotidiana. Questi tipi di interventi si basano su sistemi di "cueing" che si basano sulla stimolazione attiva. Questi dispositivi sono in grado di identificare gli stati FOG e di agire quando si verificano questi blocchi motori, fornendo stimoli esterni per superare questi episodi. Questo lavoro mira a fornire una revisione tecnologica della letteratura relativa ai dispositivi indossabili e si concentra sui sistemi di "cueing" di tipo uditivo, visivo, virtuale e somatosensoriale, affinché possano fornire un intervento adeguato per i pazienti con PD. Il documento descrive il funzionamento tecnico e l'efficacia dei diversi sistemi per superare gli episodi FOG. Verrà inoltre fornita una classificazione dei dispositivi esistenti, evidenziandone vantaggi e svantaggi, al fine di individuare quelli con le migliori prestazioni.

5.3 Introduzione

Il Morbo di Parkinson (PD) è la seconda patologia neurodegenerativa in termini di incidenza nella popolazione mondiale e appartiene ad un gruppo di patologie relative ai "Disturbi del Movimento". I suoi sintomi principali, come bradicinesia, rigidità degli arti, tremore e instabilità posturale sono causati da una degenerazione delle cellule neuronali utilizzate per produrre dopamina. Durante l'andatura, i gruppi muscolari che lo consentono mantenere la postura e l'equilibrio deve eseguire una complessa azione sincronizzata per eseguire il movimento. Crescendo, le persone sviluppano sistemi che facilitano automaticamente la deambulazione, così imparano camminare senza essere consapevoli dei tanti movimenti da compiere in modo armonioso (2). PD altera la

funzione dei circuiti cerebrali che facilitano questa sincronizzazione dei movimenti. FOG è un principale sintomo motorio del PD che compare durante gli stadi avanzati della malattia. I sintomi iniziali, nei pazienti con PD, sono caratterizzati da una riduzione della lunghezza del passo e della velocità durante camminare, con brevi episodi di assenza involontaria di locomozione, cioè sensazione di essere bloccati, che viene vissuto dal paziente soprattutto quando cerca di iniziare un movimento o quando navigare o aggirare ostacoli (3). FOG è spesso descritto, dai pazienti con PD, come con i piedi “incollati a terra”, nonostante l'intenzione di camminare.

La capacità di monitorare e prevedere questi blocchi motori è fondamentale, poiché è correlato a un rischio di caduta più elevato e peggiore prognosi. Allo stesso tempo, la previsione di questo disturbo motorio può essere molto complicata e mostra una grande variabilità nei pazienti con PD. Questa incapacità transitoria di avviare la locomozione è denominata "esitazione iniziale", che è un'incapacità improvvisa e transitoria di muoversi, che dura in media 10 secondi. Quando questo "blocco motore" è superato, il paziente può continuare il suo movimento. Infatti, la FOG colpisce più comunemente le gambe durante la deambulazione, ma possono esserlo anche le braccia e le palpebre coinvolti. I trattamenti medici convenzionali per prevenire questi episodi di blocco motorio sono soluzioni chirurgiche o farmaceutiche. I primi sono estremamente costosi e invasivi, mentre questi ultimi possono avere importanti effetti collaterali e potrebbero non essere sempre efficaci o adatti.

Nel corso del trattamento farmacologico, infatti, possono verificarsi risposte fluttuanti o i pazienti possono manifestare un farmaco dipendenza con la conseguente necessità di modificare il dosaggio della terapia, rischiando esiti peggiori (4). Pertanto, c'è stato un grande impegno della comunità scientifica nell'identificazione di tecniche alternative. Tra queste, le strategie di “cueing” sono state molto apprezzate (5). Infatti, quando la gestione degli episodi di FOG non può essere ottenuta attraverso farmaci o interventi chirurgici, metodi non farmacologici come il “cueing” giocano un ruolo fondamentale nei pazienti con PD. Le strategie sono tecniche compensative in grado di migliorare le prestazioni motorie, compreso l'aumento di velocità di camminata, lunghezza del passo, cadenza e riduzione del numero di episodi FOG, bypassando il deficit di generazione di stimoli interni attraverso segnali o input esterni (temporali e spaziali) (5).

Nuovi vantaggi tecnologici hanno fornito un notevole supporto allo sviluppo di nuovi sensori, dispositivi e trattamenti per ridurre gli effetti del FOG. In effetti, un gran numero di studi diversi è presente in letteratura e mirano a definire sensori e dispositivi

indossabili che consentono ai pazienti con PD di inibire o limitare disturbi del movimento come, soprattutto, FOG o che consentono la valutazione dell'avanzamento la malattia.

Nonostante il potenziale intrinseco di questi dispositivi, la loro diffusione è stata fortemente limitata per la prevalente concentrazione della comunità scientifica nella definizione di hardware e sistemi software in grado di valutare stati fisici in maniera estremamente sofisticata e precisa modo ma utilizzabile solo in ambienti medici. Il problema principale nella diffusione di questi dispositivi sta nella difficoltà incontrata nell'attuare nella vita quotidiana come supporto al paziente. Questo è essenzialmente a causa di problemi di disagio nel movimento, il che significa che non possono essere indossati per attività quotidiane. Inoltre ci sono difficoltà nell'uso e solitamente queste soluzioni sono elevate costi.

Attualmente c'è la necessità, e ci sono i mezzi, per garantire attraverso la tecnologia, un miglioramento non solo nella conoscenza della malattia, ma anche nella vita quotidiana dei pazienti. La tecnologia si sta evolvendo nella definizione di strumenti più sofisticati e facilmente indossabili che possono essere collegati a smartphone e che consentono di ottenere una grande quantità di dati. In questo modo, la tecnologia ha il potenziale di migliorare significativamente sia la diagnosi clinica che il controllo della progressione del PD, nonché della qualità della vita del paziente. L'acquisizione di tali dati, infatti, associati alle scienze emergenti dell'Internet delle cose e dell'apprendimento automatico, li rende dispositivi estremamente potenti perché in grado di convertire i dati acquisiti in dati scientifici e banche dati cliniche di estrema importanza.

Una delle sfide più grandi oggi è essere in grado di raccogliere dati sufficienti per modellare perfettamente i sintomi motori della malattia per i pazienti durante la giornata attività. Questa informazione è essenziale, poiché i pazienti con PD hanno un'esperienza estremamente unica con questa patologia ed inoltre, anche nello stesso paziente, la sintomatologia motoria mostra una grande variabilità durante il giorno. In particolare, lo scopo è tradurre quotidianamente i dati acquisiti nel paziente vita in opportunità per una migliore cura, una migliore autogestione della malattia e una migliore assistenza. Questi dispositivi implementano tre tipi principali di stimolazione: visiva; acustico; somatosensoriale. In effetti, questo tipo di stimolazione ha dimostrato di influenzare positivamente le capacità motorie di entrambi i soggetti sia sani che patologici. Pertanto, l'uso di determinate strategie, come i battistrada acustici e visivi durante l'attività motoria, ha dimostrato grande efficacia nel supportare soggetti con problemi motori, come nel caso di FOG (6).

Ad oggi, questi dispositivi possono fornire una stimolazione continua durante il movimento, oppure operare solo quando necessario (7). Diverse soluzioni includono l'uso di FOG autonomo in tempo reale, algoritmi di rilevamento per avviare la stimolazione (8). Recentemente, dispositivi indossabili comodi, sono state proposte strategie di monitoraggio dell'accuratezza. Ad esempio, il rilevamento di un tremore dell'arto superiore, simile a un guanto, è stato sviluppato sulla base di misurazioni magnetiche, trasmettendo dati in wireless, in grado di monitorare in tempo reale il decorso della malattia (9,10). Questo dispositivo può fornire un database di informazioni fondamentali per definire le corrette modalità di intervento per superare le difficoltà motorie legato al PD e con la prospettiva futura di estensione agli arti inferiori, inoltre, per valutare la efficacia della terapia. Lo studio dei diversi vantaggi e svantaggi di questi dispositivi può essere il punto di partenza di nuove ricerche per ottenere una migliore comprensione delle propriocettive informazioni sul meccanismo che sta dietro gli episodi di FOG.

5.4 Bibliografia

1. Cucca A, Biagioni MC, Fleisher JE, et al. Freezing of gait in Parkinson's disease: from pathophysiology to emerging therapies. *Neurodegener Dis Manag.* 2016;6(5):431–46.
2. Goetz CG. The history of Parkinson's disease: Early clinical descriptions and neurological therapies. *Cold Spring Harb Perspect Med.* 2011;1(1).
3. Punin C, Barzallo B, Clotet R, et al. A non-invasive medical device for parkinson's patients with episodes of freezing of gait. *Sensors (Switzerland).* 2019;19(3).
4. Gao C, Liu J, Tan Y, et al. Freezing of gait in Parkinson's disease: Pathophysiology, risk factors and treatments. *Transl Neurodegener.* 2020;9(1).
5. Muthukrishnan N, Abbas JJ, Shill HA, et al. Cueing paradigms to improve gait and posture in parkinson's disease: A narrative review. *Sensors (Switzerland).* 2019;19(24):1–16.
6. Fattorini L, Rodio A. Acoustic and visual pacesetter influence on the energy expenditure in a cycling exercise. *J Sports Med Phys Fitness.* 2019;59(7):1126–32.
7. Sweeney D, Quinlan LR, Browne P, et al. A technological review of wearable cueing devices addressing freezing of gait in Parkinson's disease. *Sensors (Switzerland).* 2019;19(6).
8. Ginis P, Nackaerts E, Nieuwboer A, et al. Cueing for people with Parkinson's disease with freezing of gait: A narrative review of the state-of-the-art and novel perspectives. *Ann Phys Rehabil Med.* 2018;61(6):407–13.
9. Ferrigno L, Miele G, Milano F, et al. A real-time tracking system for tremor and trajectory estimation in Parkinson's disease affected patients. *IEEE Med Meas Appl MeMeA 2020 - Conf Proc.* 2020;6–11.
10. Milano F, Cerro G, Santoni F, et al. Parkinson's disease patient monitoring: A real-time tracking and tremor detection system based on magnetic measurements. *Sensors.* 2021;21(12).

CONCLUSIONI

Tramite questa attività di ricerca sono state analizzate le tecnologie a supporto dell'attività fisica, volte al monitoraggio dei parametri fisiologici e della condizione fisica durante l'attività motoria. Sulla base delle evidenze scientifiche è emerso che i dispositivi indossabili sono tecnologie maggiormente utilizzate dagli utenti, in grado quindi di raccogliere informazioni biometriche relative a passi, frequenza cardiaca e dispendio energetico durante l'attività fisica. Ad oggi, la maggior parte di questi dispositivi, rappresentano strumenti utili a valutare la performance durante l'attività fisica e sono solitamente inseriti in bracciali, fasce, magliette, orologi, ecc. Pertanto, la tecnologia si sta muovendo verso lo sviluppo di sensori sempre più efficienti che possono essere realizzati direttamente sui tessuti (seconda generazione di dispositivi indossabili). Dato il crescente numero di applicazioni e tecnologie indossabili per il monitoraggio dei parametri fisiologici disponibili al momento, la ragione di interesse su queste tecnologie risiede nella necessità da parte dell'utente di conoscere la propria condizione fisica così da individualizzare programmi di allenamento specifici, volti al miglioramento della performance dal punto di vista sportivo con lo scopo di produrre stimoli capaci ad innescare le risposte fisiologiche dei vari sistemi biologici. Tuttavia, è importante notare che ciascun dispositivo disponibile sul mercato presenta dei limiti nella stima del dispendio energetico per le singole attività rispetto alle misure di laboratorio. Alcuni dispositivi tendono a sottostimare il dispendio energetico, in attività di intensità più elevate, oppure in attività sedentarie, così come, tendono a sottostimare il conteggio dei passi a velocità di cammino basse. L'utilizzo di questi dispositivi non si basa esclusivamente sulla ricerca del miglioramento della prestazione e quindi in ambito sportivo, ma anche in ambito sanitario con interventi non farmacologici, come i comportamenti volti ad aumentare l'impegno nell'attività fisica da parte degli utilizzatori. I dispositivi indossabili possono cambiare il modo in cui le persone provano a stare in forma. Tuttavia, l'inizio della pandemia di Covid-19 ha fornito un nuovo e forte impulso al settore tecnologico e, a fronte anche dell'obbligo del distanziamento sociale, confinamento e altre restrizioni attuate dai governi, i consumatori hanno incrementato l'utilizzo di dispositivi e tecnologie per il

monitoraggio della propria salute e per il rilevamento di attività. La pandemia di Covid-19 ha modificato la maggior parte delle nostre abitudini, dal lavoro alle relazioni sociali fino alla modalità con cui ci si dedica allo sport e al fitness, che, vista l'impossibilità in alcune circostanze di allenarsi in presenza ha visto molti degli esperti del settore delle scienze motorie ideare nuove strategie attraverso video lezioni o allenamenti in remoto per rimanere in forma e non rinunciare all'attività motoria. Tra queste strategie il ricorso ad applicazioni per il fitness, servizi di streaming e dispositivi indossabili hanno permesso alle persone di rimanere attive praticando allo stesso tempo il distanziamento sociale. Nonostante le nuove strategie di allenamento abbiano portato a un'ottima soluzione per rispondere alle raccomandazioni necessarie per ottenere effetti positivi mediante l'attività fisica eseguita in remoto durante la pandemia di Covid-19, un problema irrisolto rimane la possibilità di poter monitorare i parametri fisiologici, attraverso l'ausilio di dispositivi a supporto dell'attività fisica, quali le piattaforme Web, per definire la condizione fisica di ciascun partecipante, in modo da ideare sessioni specifiche di allenamento da parte degli esperti del settore delle scienze motorie. Studi futuri potrebbero approfondire l'utilizzo di queste tecnologie (piattaforme Web), anche per far eseguire oltre ad esercizi ed allenamenti da remoto, anche sessioni specifiche di test utili a monitorare parametri fisiologici eseguibili a distanza, in maniera da avere un feedback tra l'utente e la supervisione di un esperto del settore del movimento e dell'esercizio fisico, al fine di validare protocolli che permetterebbero ai professionisti che lavorano in ambito sportivo importanti contributi nel campo della valutazione funzionale e nel monitoraggio dei parametri fisiologici, da utilizzare anche in condizioni che non permettono la presenza diretta tra operatore e utente, come già avvenuto in condizioni di restrizioni sulla mobilità, distanziamento sociale o confinamento, causate dalla pandemia da Covid-19.