



**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI ROMA
"TOR VERGATA"**

FACOLTA' DI MEDICINA

DOTTORATO DI RICERCA IN NEUROSCIENZE

XXI CICLO DEL CORSO DI DOTTORATO

Titolo della tesi

IMMAGINAZIONE E PERCEZIONE DELLA GRAVITÀ

Silvio Gravano

A.A. 2008/2009

Docente Guida/Tutor: Prof. Myrka Zago

INDICE GENERALE

1	INTRODUZIONE.....	4
2	COSA È L'IMMAGINAZIONE.....	7
2.1	L'IMMAGINAZIONE MOTORIA.....	9
2.2	L'IMMAGINAZIONE VISIVA.....	11
2.3	RELAZIONE TRA ESECUZIONE E IMMAGINAZIONE MOTORIA.....	13
2.4	IL DIBATTITO SULL'IMMAGINAZIONE VISIVA.....	14
2.5	SCHEMA TEORICO DELL'IMMAGINAZIONE.....	19
2.6	BIBLIOGRAFIA.....	22
3	BASI BIOLOGICHE DELL'IMMAGINAZIONE E DELLA PERCEZIONE DELLA GRAVITÀ.....	26
3.1	FONDAMENTI NEUROFISIOLOGICI DELL'IMMAGINAZIONE.....	28
3.2	LIMITI E CARATTERISTICHE DELLA PERCEZIONE VISIVA.....	30
3.3	PERCEZIONE DELLA GRAVITÀ.....	32
3.4	LA FISICA INGENUA.....	40
3.5	BIBLIOGRAFIA.....	44
4	IMMAGINAZIONE E PERCEZIONE DELLA GRAVITÀ.....	47
4.1	DESCRIZIONE DEL PROTOCOLLO IMAGINE.....	48
4.2	GLI STRUMENTI (HPA, ELITE-S2, OPTOTRAK).....	49
4.3	METODOLOGIA E SOGGETTI.....	54
4.4	MODELLO FISICO DEI LANCI.....	57
4.5	RISULTATI E DISCUSSIONE.....	63
5	CONCLUSIONI.....	85
5.1	IPOTESI.....	87
5.2	TESI.....	89
5.3	DOMANDE ALLA FINE.....	92

5.4 BIBLIOGRAFIA.....	93
6 UN APPROCCIO INNOVATIVO DI STIMOLAZIONE MECCANICA DEL PIEDE COME CONTROMISURA ALLA MANCANZA DI SEGNALI SENSORIALI DI CONTATTO AL SUOLO DOVUTI ALL'ATTRAZIONE DI GRAVITÀ.	95
6.1 INTRODUZIONE.....	96
6.2 METODI.....	98
6.3 RISULTATI.....	108
6.4 DISCUSSIONE.....	113
6.5 BIBLIOGRAFIA.....	116



Il decollo da Cape Canaveral dello Space Shuttle. Paolo Nespoli è a bordo e, oltre a coordinare l'assemblaggio del modulo italiano "Harmony" alla ISS, parteciperà anche agli esperimenti IMAGINE con il sistema HPA

1 INTRODUZIONE

Questa tesi in Neuroscienze nasce dagli studi e dagli esperimenti fatti in questi anni dal laboratorio del Centro di Bio-Medicina Spaziale di Tor Vergata presso il Dipartimento di

Fisiologia Neuromotoria dell' I.R.C.C.S. Fondazione Santa Lucia diretto dal Prof. F. Lacquaniti. Il lavoro di ricerca si è sviluppato grazie al contributo ed alla collaborazione dell'Agenzia Spaziale Italiana, ASI, di quella europea, ESA, e di quella americana, NASA. Questa collaborazione ha permesso di condurre esperimenti con soggetti astronauti, sia in condizioni ambientali di gravità normale, nei laboratori sulla Terra, sia in condizioni di microgravità, nei laboratori della Stazione Spaziale Internazionale, ISS.

Un sincero ringraziamento va quindi a tutte le istituzioni ed a tutte le persone che hanno permesso di portare avanti questi esperimenti nelle condizioni ambientali così diverse. Va quindi sottolineato il ringraziamento verso i soggetti volontari e gli astronauti, sia italiani che stranieri, che hanno dedicato il loro preziosissimo tempo-astronauta ai nostri esperimenti scientifici.

In questa tesi descrivo i due lavori che ho portato avanti durante il periodo del mio Dottorato.

Il primo lavoro in ordine di tempo è stato sviluppato sotto la guida del Dott. Y. Ivanenko ed è descritto nel sesto capitolo. In esso è descritto un sistema di stimolazione meccanica della pianta del piede per lo studio della percezione della gravità e della sensazione di contatto al suolo durante la locomozione umana. Questo lavoro ha portato al deposito del brevetto per invenzione industriale

RM 2007 A 000630.

Il secondo lavoro è descritto nei primi cinque capitoli ed è stato sviluppato sotto la guida della Professoressa M. Zago. Esso si occupa di come l'immaginazione riesca a simulare la realtà, sia quella familiare che quella non-familiare, come l'ambiente in assenza di gravità.



L'astronauta italiano Paolo Nespoli, a bordo della ISS, esegue gli esperimenti del protocollo IMAGINE con il guanto strumentato del sistema HPA.

2 COSA È L'IMMAGINAZIONE

Cosa sia l'immaginazione è, nel linguaggio comune, un concetto intuitivo; l'immaginazione è la facoltà dell'intelletto di una persona di creare o rappresentare liberamente immagini reali o fantastiche nella propria mente. Nell'ambito scientifico l'argomento non è più

così intuitivo. Il formato stesso dell'immaginazione lascia molti dubbi. Dopo decenni di controversie il “dibattito sull'immaginazione”, che si occupa di definire il tipo di *formato* della rappresentazione visiva mentale, è largamente visto come giunto ad uno stallo. La ragione della persistenza di questo dibattito si basa sul fatto che la discussione si è incentrata su interpretazioni alternative degli stessi risultati sperimentali. Il dibattito è diventato intrattabile poiché le due teorie concorrenti forniscono le stesse previsioni sui comportamenti temporali. Kosslyn e Pylyshyn, i due principali rappresentanti di queste due teorie, hanno dibattuto duramente nel decennio 1994-2004 sul fatto se l'immaginazione fosse di natura pittorica (ovvero avesse caratteristiche simili a quelle della percezione visiva) o di natura proposizionale (cioè avesse caratteristiche simili a quelle del linguaggio astratto). Questo è ancora un punto di dibattito ed è tuttora un interessante soggetto di ricerca. Altri dubbi nascono dalla distinzione che alcuni autori fanno tra tipi diversi di immaginazione. Gli psicologi dello sport (Feltz 1983, Harris 1986) hanno spesso distinto l'immaginazione tra immaginazione *interna* ed *esterna*, ovvero quella con cui un soggetto immagina se stesso in prima persona in contrasto con quella con cui immagina se stesso dall'esterno o immagina una terza persona. Nel primo caso, ovviamente, a fianco di una immaginazione visiva si

aggiungono anche degli elementi di immaginazione cinestetica e propriocettiva. La difficoltà nell'orientarsi nello studio dell'immaginazione nasce anche dal fatto che ogni autore tende a creare proprie definizioni per adattarle ai propri studi. Sebbene l'etimologia della parola leghi l'immaginazione al senso della vista, essa viene usata normalmente anche per descrivere la rappresentazione mentale degli altri sensi come l'immaginazione di suoni, di odori e di sapori, l'immaginazione tattile e propriocettiva. Nell'accezione più ampia, quindi, lo studio dell'immaginazione riguarda non solo lo studio delle *immagini mentali*, ma anche in generale lo studio della *rappresentazione mentale* della realtà, sia interna che esterna.

2.1 L'IMMAGINAZIONE MOTORIA

Nel 1885 lo psicologo viennese Stricker propose questo esperimento. Assumete con la bocca la forma necessaria alla pronuncia del suono della "o" e provate ad immaginare voi stessi emettere il suono "f". Notiamo come la simulazione di una azione possa essere disturbata facilmente dalla presenza di segnali posturali incongruenti con l'azione. Questo portò Stricker a

suggerire che ci fosse una connessione tra la simulazione mentale di una azione (*azione nascosta*) e l'esecuzione motoria della stessa (*azione palese*). Ricerche recenti hanno confermato il notevole parallelismo che esiste tra azioni simulate ed eseguite. Infatti tra gli altri effetti abbiamo che esiste una forte correlazione tra il tempismo di azioni simulate ed eseguite (Johnson 2000; Crammond 1997, Sirigu et al 1996, Jeannerod 1994, Parsons 1994, Decety and Michel 1989) e che esistono aree di attivazione della corteccia sovrapponibili che si attivano sia semplicemente immaginando od eseguendo effettivamente l'azione.

A partire dal 1988, Decety e Jeannerod hanno posto le basi per uno studio coerente sull'immaginazione definendo in modo chiaro l'oggetto dei loro studi. L'argomento su cui si dedicarono fu l'immaginazione motoria. Jeannerod (Jeannerod 1995, Jeannerod et Decety 1995) definì l'immaginazione motoria come “*immagini* che possono essere sperimentate dall'interno, come il risultato di un processo in prima persona che coinvolge principalmente una rappresentazione cinestetica dell'azione. [...] Ciò implica che il soggetto senta se stesso eseguire una data azione”. Quindi l'immaginazione motoria è quell'aspetto dell'immaginazione mentale in cui il soggetto immagina se stesso in prima persona (come se vedesse attraverso gli “occhi” della mente) e nello stesso

tempo immagina anche le sensazioni tattili e propriocettive ed anche degli altri sensi come l'udito, l'olfatto ed il gusto. Decety (1996) definì l'immaginazione motoria come “uno stato dinamico durante il quale un soggetto simula mentalmente una data azione. Questo tipo di esperienza fenomenica implica che il soggetto senta se stesso eseguire la data azione. Questo corrisponde alla così detta immaginazione interna (o *visione in prima persona*) degli psicologi dello sport”. Entrambi gli autori sottolineano inoltre la natura cognitiva e volontaria della generazione delle immagini mentali.

2.2 L'IMMAGINAZIONE VISIVA

L'immaginazione mentale ovviamente non è limitata ad eseguire nascostamente delle azioni motorie. Così come nel dominio motorio, ci sono sufficienti prove di una sovrapposizione di aree tra i meccanismi neurali coinvolti nella immaginazione e percezione visiva (Farah 2000, Kosslyn and Thompson 2000, Goldenberg 1993). L'immaginazione visiva, per sua natura, coinvolge la rappresentazione delle componenti spaziali del mondo percepito. Per questo, le immagini visive del movimento fisico sono di solito associate con la rappresentazione di un'altra persona in azione, o

immagine con prospettiva in terza persona, oppure è presa in considerazione negli studi della rappresentazione e rotazione mentale degli oggetti.

Comunque, la costruzione mentale di uno spazio tridimensionale non dipende esclusivamente dalla immaginazione visiva. È noto (Marmor et Zaback 1976) che individui ciechi dalla nascita usano la rotazione mentale per discriminare tra due oggetti presentati apticamente. Ciò porta ad affrontare un importante punto di dibattito sull'immaginazione: la sua natura. Nell'esempio precedente abbiamo visto come dei soggetti ciechi dalla nascita riescono a compiere rotazioni mentali senza usare l'immaginazione visiva. Ne deduciamo che la rappresentazione spaziale non è esclusivamente visiva, ma è una rappresentazione più astratta di una semplice manipolazione di memorie visive.

Comunque negli studi indirizzati a valutare l'utilità della immaginazione nell'addestramento (Féry 2003) si è evidenziato che durante l'uso dell'allenamento mentale per acquisire nuove capacità, l'immaginazione visiva (immaginazione in terza persona) è migliore in quei compiti basati sulla forma degli oggetti (esterni), mentre per compiti in cui sono predominanti aspetti di coordinazione motoria o di tempismo è migliore l'immaginazione cinestetica (prima persona).

2.3 RELAZIONE TRA ESECUZIONE E IMMAGINAZIONE MOTORIA

Secondo Jeannerod (1994, 1995) l'immaginazione motoria (MI) rappresenta il risultato di un accesso conscio al contenuto dell'intenzione di un movimento, che è usualmente è eseguito inconsciamente durante la preparazione del movimento. Ne conclude che la conscia immaginazione motoria e la inconscia preparazione motoria condividessero dei meccanismi comuni e che fossero funzionalmente equivalenti. Non meraviglia quindi che esistano grandi sovrapposizioni di regioni cerebrali attive durante l'esecuzione motoria (ME) e l'immaginazione motoria (MI).

Sulla base fisiologica esistono alcuni parallelismi tra immaginazione ed esecuzione dei movimenti. Per esempio, immaginare di sollevare dei pesi porta nei muscoli del braccio un aumento lineare dell'ampiezza dell'attività elettromiografica con la grandezza del peso (Shaw 1940). Poiché il sistema autonomo nervoso non può essere modulato direttamente dalla volontà gli immediati cambiamenti osservati durante l'immaginazione del movimento dei piedi della frequenza cardiaca (dal 32-50% in più rispetto il riposo) ma anche l'incremento della pressione

dell'anidride carbonica ed il ritmo respiratorio (Decety et al. 1991, 1993; Wuyam et al. 1995) possono essere radicati nei processi cerebrali come una parte dei processi motori. Decety (1996) propose che durante l'immaginazione una parte significativa degli incrementi delle risposte autonome ha origine centrale come se la mente illudesse il corpo che qualche movimento fosse eseguito. Il processo di immaginazione non dipende dalla capacità di compiere un movimento, ma piuttosto dai meccanismi centrali di processamento. In confronto con soggetti sani, i pazienti con lesioni alla corteccia motoria ed i pazienti affetti dal morbo di Parkinson (Dominey et al. 1995) mostrano una diminuzione dell'attività sia nell'esecuzione motoria che nell'immaginazione motoria, mentre pazienti con lesioni spinali mostrano solo limitazioni nella esecuzione motoria ed una normale attività nella immaginazione motoria. (Decety et Boisson 1990).

2.4 IL DIBATTITO SULL'IMMAGINAZIONE VISIVA

Un lungo dibattito ha accompagnato lo studio dell'immaginazione fino ad oggi. Il punto della discussione è la natura, ovvero il tipo di codifica ed il formato, della immaginazione

mentale. La sua natura è di tipo “pittorico” o di tipo “proposizionale”?

La teoria della natura “pittorica” è portata avanti con forza da Finke, da Kosslyn e da altri “pittorici”. Finke (1990) suggerì che “i processi interpretativi percettivi sono applicati alle immagini mentali più o meno nella stessa maniera in cui sono applicati ai veri e propri oggetti fisici. In questo senso, gli oggetti immaginati possono essere “interpretati” in maniera simile agli oggetti fisici”. Aggiunge inoltre che “le immagini scoperte che “emergono” ricordano il modo in cui le scoperte percettive possono seguire l'esplorazione attiva e la manipolazione degli oggetti fisici”. Kosslyn (Kosslyn et al. 2003) afferma che durante l'immaginazione si formano nella mente delle vere e proprie immagini, infatti durante gli esercizi di immaginazione mentale, senza stimoli visivi, si nota dell'attività nella corteccia visiva (in particolare nelle aree V1 e V2, ovvero 17 e 18 di Brodmann). Queste immagini possono quindi essere “viste” con quello che Kosslyn chiama *l'occhio della mente*. Le immagini così create possono essere elaborate e manipolate come le immagini percepite proprio perché vengono create nello stesso *buffer* di memoria a breve termine (STM) usato dalla percezione visiva. I pittorici dunque danno all'immaginazione il compito di essere la base della percezione ed in particolare della percezione

visiva. L'immaginazione è per loro quella caratteristica della mente che permette di riconoscere, elaborare, manipolare, ruotare le immagini che percepiamo. La sua funzione però non è legata alla presenza di un oggetto percepito, ma può assolvere alle sue funzioni anche quando lo stimolo percettivo è assente, richiamando alla memoria (quella che Kosslyn definisce come a corto termine) immagini già percepite e *salvate* in precedenza in una memoria di lungo termine. Quindi secondo questi teorici una immagine mentale è una vera e propria *immagine*.

In contrasto con questa visione pittorica dell'immaginazione si pongono Slezak e Pylyshyn, che propongono una natura "proposizionale" dell'immaginazione (conosciuta anche come descrittiva o simbolica), ovvero ipotizzano che l'immaginazione si basi su rappresentazioni astratte, simili a quelle alla base del linguaggio, che catturano ed esprimono il significato dell'osservazione. Secondo questa scuola di pensiero tutti i processi cognitivi si basano esclusivamente su rappresentazioni molto simili a quelle usate dal linguaggio. Slezak (1995) obietta alla teoria "pittorica" sottolineando il fatto che durante i loro esperimenti i soggetti *naive* trovavano facili i compiti di rotazione, ispezione e re-interpretazione mentale in *condizioni percettive*, ovvero durante la percezione dell'oggetto, mentre erano incapaci a svolgere questi

compiti in *condizioni immaginarie*, cioè quando è assente la percezione dell'oggetto, cosa che contrasta con la teoria pittorica.

Le obiezioni che i fautori della natura proposizionale portano alla teoria pittorica dell'immaginazione si basano soprattutto sul fatto che le immagini mentali non sono reinterpretabili visivamente e sul fatto che la scansione di una immagine mentale è sensibile alle dimensioni degli oggetti immaginati e non delle dimensioni della immagine.

Ad esempio, nel 1995, Slazek chiese a dei soggetti di memorizzare una delle immagini in figura. Quindi chiese loro di ruotarle di 90° e di riferire cosa ora vedevano.

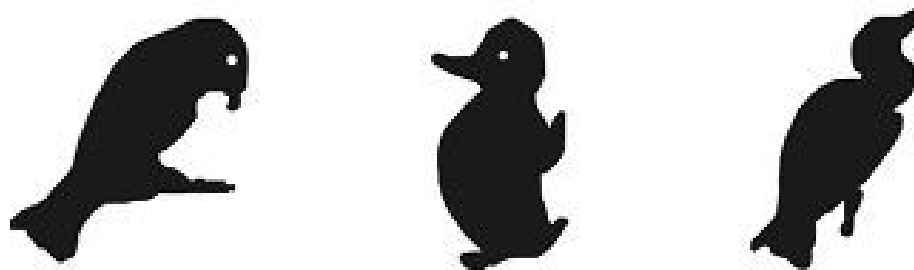


fig 1 - figure tratte da Slazek 1991 e da Slazek 1995.

Nessuno dei soggetti riuscì a descrivere in modo chiaro delle immagini. Solo quando provavano a disegnare dei bozzetti su di un foglio i soggetti riuscivano a *vedere* delle nuove figure. Dunque Slazek concluse che con il solo sforzo immaginario la nostra mente

non riesce a reinterpretare le immagini mentali.

Per sottolineare il gran dibattito che è ancora in atto su questo argomento, basti pensare agli esperimenti sulla ispezione di una mappa immaginata.

Kosslyn preparò un esperimento in cui chiese ai suoi soggetti di memorizzare una mappa come quella in figura. Poi chiese loro di immaginarla e di fissare la loro attenzione su di un punto di riferimento e di indicare quando riuscivano a vedere un secondo punto di riferimento. Fu osservata una relazione lineare tra la distanza dei punti immaginati ed i tempi di reazione, proprio come quando i soggetti esplorano visivamente una vera e propria immagine. Pylyshyn di contro preparò un altro esperimento di esplorazione di una mappa. In questo caso si aveva una mappa con una luce per ogni punto di interesse, che poteva essere spenta ed accesa immediatamente dopo sotto un altro punto di interesse. Ai soggetti era chiesto di immaginare la mappa e che la luce accesa sotto un punto si spegnesse e si riaccendesse sotto un secondo punto di riferimento. In questi esperimenti risultò che la correlazione tra tempo e distanza esisteva solo nei casi visivi, mentre durante le prove di immaginazione non vi era alcun effetto della distanza sul tempo di reazione al cambiamento di attenzione tra un punto e l'altro. Ciò portò Pylyshyn a concludere che l'esplorazione mentale

può essere forzata cognitivamente e non è quindi attribuibile al formato delle immagini.

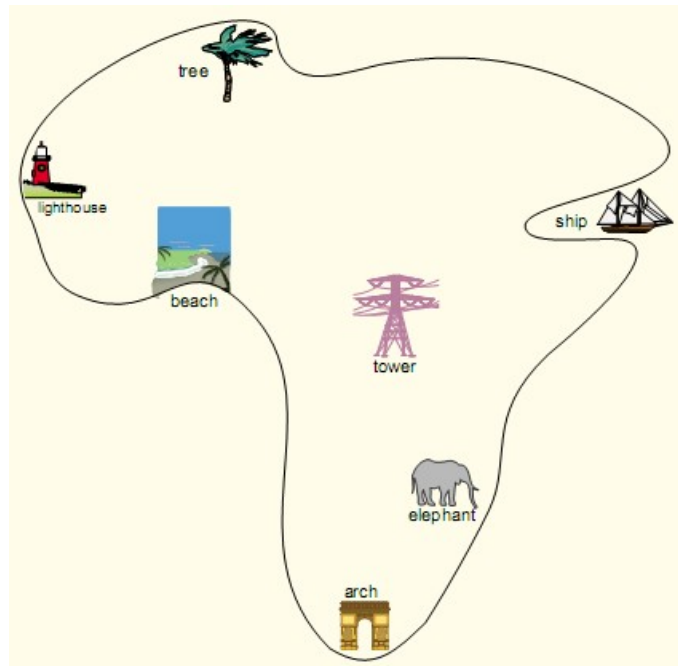


fig 2 - figura tratta dal Denis et Kosslyn 1999.

2.5 SCHEMA TEORICO DELL'IMMAGINAZIONE

Durante lo studio della letteratura sull'immaginazione risulta subito evidente che bisogna differenziare tra Immaginazione Motoria (o Cinestetica) ed Immaginazione Visiva. Questi due tipi di attività cognitive della mente posseggono infatti qualità differenti, che si basano essenzialmente – come Kosslyn sottolinea in tutti i

suoi lavori – sul tipo di percezione che è usata per la rappresentazione simulata della realtà. Nella MI la mente rappresenta la realtà dal punto di vista in prima persona, basandosi essenzialmente sulla propriocezione e in maniera secondaria sulla vista; la frase indicativa durante l'attività di immaginazione motoria è: "Senti te stesso". Durante l'immaginazione visiva, invece, il senso fondamentale, forse unico, è quello della vista. In questo caso il soggetto rappresenta la realtà esterna a se stesso quasi esclusivamente tramite una simulazione della percezione visiva, in terza persona. Quindi la funzione dell'immaginazione visiva è quella di ricreare una Realtà Virtuale del mondo esterno.

Nella figura 3 ho schematizzato ciò che vari autori hanno ipotizzato. L'immaginazione mentale può essere distinta, come già visto, tra una immaginazione in prima persona ed una in terza persona. L'immaginazione in prima persona ha come aspetto principale quello dell'immaginazione motoria e l'immaginazione in terza persona ha come aspetto principale quello dell'immaginazione visiva. Entrambi questi due tipi di immaginazione possono a loro volta essere distinti tra un aspetto puramente posturale e cinematico ed un aspetto cinetico, con cui la mente simula gli effetti delle forze e dei momenti.

Nella letteratura compaiono molti studi che spiegano la natura

o le funzioni dell'immaginazione in prima persona, sia puramente motoria, che cinestetica, ma per l'immaginazione in terza persona compaiono quasi solamente studi sull'immaginazione visiva, nella sua forma puramente spaziale e cinematografica, con esperimenti di rotazione mentale, esplorazione mentale o reinterpretazione mentale di immagini richiamate alla memoria.

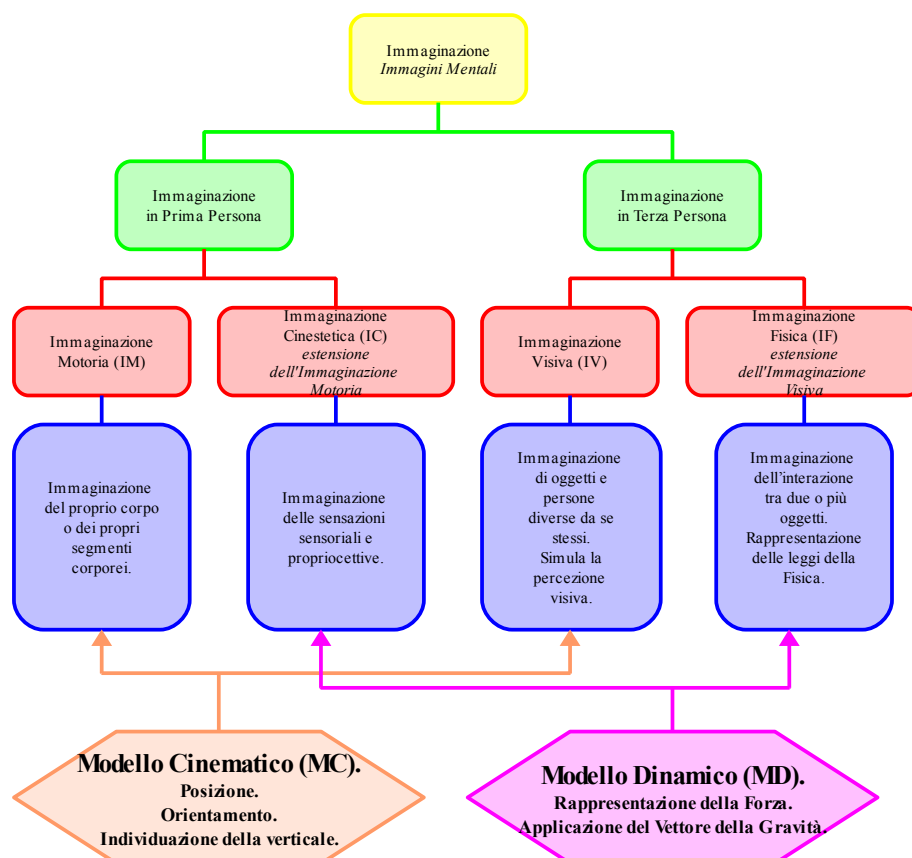


fig 3 - schema teorica dell'immaginazione.

L'aspetto cinetico della immaginazione in terza persona sembra essere stata trascurata, se non da pochi lavori (Schwartz 1999). Ciò

non meraviglia tenendo conto della difficoltà di misurare in modo attendibile come un soggetto riesca ad immaginare una legge della fisica.

Lo sforzo di questo lavoro è appunto il tentativo di impostare in modo rigoroso lo studio di questo aspetto dell'immaginazione visiva, che possiamo chiamare immaginazione fisica, che permette alla nostra mente di prevedere gli effetti sul moto degli oggetti esterni o del nostro corpo delle componenti invisibili ed invarianti della natura, come la gravità, l'attrito, l'inerzia. In particolare la domanda a cui si vuole dare una risposta è se e come la nostra mente riesca ad accedere cognitivamente ai modelli astratti a cui il sistema motorio riesce ad accedere in modo automatico.

2.6 BIBLIOGRAFIA

Crammond DJ. Motor imagery: never in your wildest dream. Trends Neurosci. 1997 Feb;20(2):54-7.

Decety J, Boisson D. *Effect of brain and spinal cord injuries on motor imagery.* Eur. Arch. Psychiatry Clin. Neurosci. 1990;240:39-43.

Decety J, Jeannerod M, Germain M, Pastene J. *Vegetative response during imagined movement is proportional to mental effort.* Behav. Brain Res. 1991;42:1-5.

- Decety J, Jeannerod M, Durozard D, Baverel G. *Central activation of autonomic effectors during mental simulation of motor actions in man*. J. Physiol. 1993;461:549-563.
- Decety J. *The neurophysiological basis of motor imagery*. Behav Brain Res. 1996 May;77(1-2):45-52. Review.
- Decety J, Michel F. *Comparative analysis of actual and mental movement times in two graphic tasks*. Brain and Cognition, 1989 11;87-97.
- Farah MJ. *The neural basis of mental imagery*. In M. Gazzaniga (Ed.), *The new cognitive neuroscience*. 2000;pp.965-974. MIT Press.
- Feltz DL, Landers DM. *The effect of mental practice on motor skill learning and performance. A meta-analysis*. J. Sport Psychol. 1983 5;25-57.
- Féry YA. *Differentiating visual and kinesthetic imagery in mental practice*. Can J Exp Psychol. 2003 Mar;57(1):1-10.
- Finke, R.A. *Creative Imagery*. New Jersey: LEA. 1990.
- Goldenberg G. *The neural basis of mental imagery*. Baillieres Clinical Neurology, 1993 2;265-286.
- Harris DV, Robinson WJ. *The effect of skill level on EMG activity during internal and external imagery*. J. Sport Psychol. 1986 8;105-111.
- Jeannerod M. *The representing brain. Neural correlates of motor intention and imagery*. Behavioral and Brain Sciences, 1994 17;187-245.
- Jeannerod M. *Mental imagery in the motor context*. Neuropsychologia. 1995 Nov;33(11):1419-32. Review.
- Jeannerod M, Decety J. *Mental motor imagery: a window into the representational stages of action*. Curr Opin Neurobiol. 1995 Dec;5(6):727-32. Review.
- Johnson SH. *Thinking ahead: the case for motor imagery in prospective judgements of prehension*. Cognition. 2000 Jan 10;74(1):33-70.

- Kosslyn SM, Thompson W. *Shared mechanisms in visual imagery and visual perception: Insights from cognitive neuroscience*. In M. Gazzaniga (Ed.), *The new cognitive neuroscience*. 2000;pp.975-985. MIT Press.
- Kosslyn S.M., Thompson W.L. *When is early visual cortex activated during visual mental imagery?* Psychol Bull. 2003 Sep;129(5):723-46.
- Kosslyn, S.M. *Reflective thinking and mental imagery: a perspective on the development of posttraumatic stress disorder*. Dev Psychopathol. 2005 Summer;17(3):851-63. Review.
- Marmor GS, Zaback LA. *Mental rotation by the blind: Does mental rotation depend on visual imagery?* J. Exp. Psychol.: Human Perc. Perf. 1976;2(4):515-21.
- Mast, Merfeld and Kosslyn 2006 *Visual mental imagery during caloric vestibular stimulation*. Neuropsychologia. 2006;44(1):101-9.
- Pylyshyn, Z.W. *Return of the mental image: are there really pictures in the brain?* Trends Cogn Sci. 2003 Mar;7(3):113-118.
- Parsons LM. *Temporal and kinematic properties of motor behavior reflected in mentally simulated action*. J Exp Psychol Hum Percept Perform. 1994 Aug;20(4):709-30.
- Schwartz DL. *Physical imagery: kinematic versus dynamic models*. Cognit Psychol. 1999 May;38(3):433-64.
- Shaw WA. *The relation of muscular action potentials to imaginal weight lifting*. Arch. Psychol. 1940;35:5-50.
- Sirigu A, Duhamel JR, Cohen L, Pillon B, Dubois B, Agid Y. *The mental representation of hand movements after parietal cortex damage*. Science. 1996 Sep 13;273(5281):1564-8.
- Slezak, P. *The "Philosophical" Case Against Visual Images. A "Crucial"*

Experiment. Perspectives on Cognitive Science: Theories, Experiments and Foundations (Sleazak, P. et al., eds), Ablex Publishing 1995:237-271.

Wuyam B, Moosavi SH, Decety J, Adams L, Lansing RW, Guz A. *Imagination of dynamic exercise produced ventilatory responses which were more apparent in competitive sportsmen*. J. Physiol. 1995;482:713-724.



L'astronauta Garrett Reisman, a bordo della ISS, prepara il setup sperimentale ELITE-S2.

3 BASI BIOLOGICHE DELL'IMMAGINAZIONE E DELLA PERCEZIONE DELLA GRAVITÀ.

Come abbiamo già ricordato, Decety definì l'immaginazione motoria come uno stato dinamico durante il quale le rappresentazioni di una data azione motoria sono evocate

internamente alla memoria senza che ci sia un palese effetto motorio. La domanda era quindi quale schema neurale ci fosse sotto l'immaginazione motoria. In questo suo lavoro Decety sottolinea come da studi con PET ed fMRI risulti una importante attivazione dei lobi frontali. La corteccia frontale ricopre un ruolo fondamentale non solo nei processi della memoria a breve termine (di lavoro), ma anche nel richiamo di informazioni dalla memoria a lungo termine. Inoltre una delle funzioni base della corteccia frontale è il controllo della organizzazione temporale del comportamento e della attività cognitiva. In particolare la parte posteriore (la corteccia motoria e premotoria) è coinvolta nel controllo motorio, mentre la parte più anteriore della corteccia frontale gioca un ruolo importante negli aspetti di alto livello del controllo del comportamento. La simulazione mentale di un comportamento motorio potrebbe attivare il programma motorio stesso e coinvolgere tutte le parti del sistema nervoso che servono come sottoprogrammi all'intero processo di realizzazione della data azione. Nel 1992, di Pellegrino, Fadiga, Fogassi, Gallese e Rizzolatti osservarono che i neuroni premotori possono attivarsi non solo durante l'esecuzione effettiva di un movimento, ma anche sulla base della semplice osservazione dell'azione. Infatti i neuroni della parte rostrale della corteccia premotoria inferiore delle scimmie scaricano durante movimenti

specifici come l'afferrare, lo strappare ed il mantenere fermo degli oggetti, così come quando le scimmie vedono questi stessi movimenti con le mani condotti dagli sperimentatori. Questi neuroni possono essere chiamati "*neuroni rappresentazionali*". Questi risultati suggeriscono che la rappresentazione mentale durante l'osservazione delle azioni condotte da altri e soprattutto nel momento in cui si simula mentalmente la propria azione condivide meccanismi neurali comuni con altri aspetti dell'esecuzione palese dei movimenti, come la preparazione e la programmazione.

3.1 FONDAMENTI NEUROFISIOLOGICI DELL'IMMAGINAZIONE.

Kosslyn (2001), insieme con Ganis e Thompson, ha dedicato un suo lavoro alla raccolta di informazioni su lavori che hanno osservato aree della corteccia cerebrale attive durante compiti di immaginazione mentale. Kosslyn riporta che più di 50 studi di neuroimmagine (fMRI, PET e SPECT) hanno trovato attivazione nella corteccia visiva primaria, in particolare nelle aree 17 e 18 di Brodmann (spesso indicate come aree V1 e V2). Queste aree sono organizzate topograficamente e conservano, anche se in modo approssimato, la geometria spaziale della retina. Se queste aree sono

attive durante l'immaginazione vuol dire che essa si basa su immagini vere e proprie e non su descrizioni proposizionali di esse. Oltre a queste aree è stata trovata attività nei lobi parietali (anche bilateralmente) e nel lobo frontale destro durante compiti di rotazione mentale.

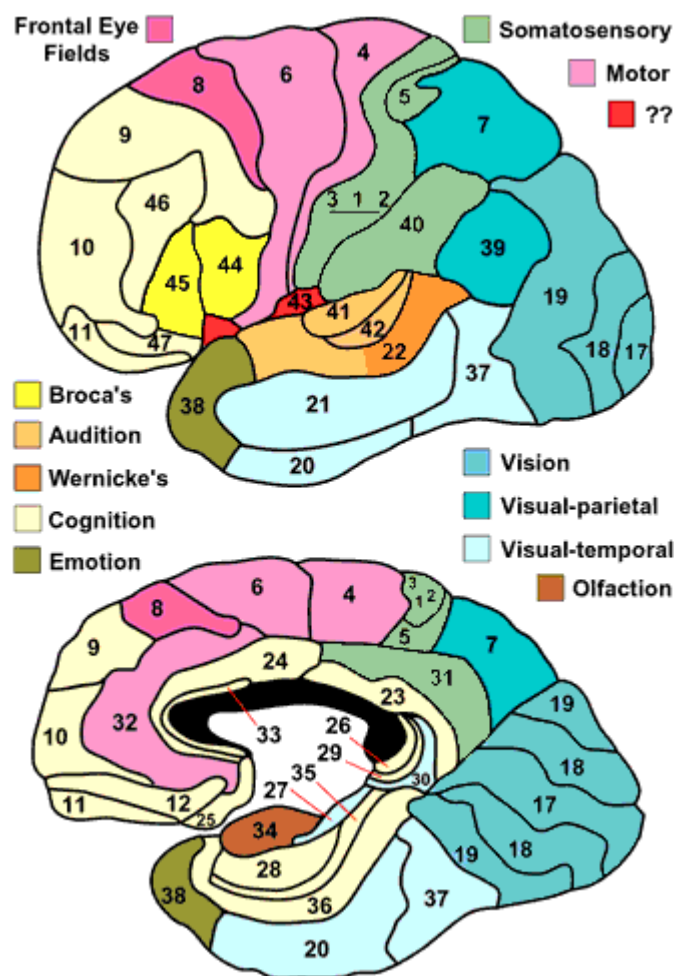


fig 4 - mappa della corteccia secondo Brodmann.

Mentre quando viene chiesto di immaginare un disegno di linee

e giudicare quale è più lunga, più larga o altro, queste aree non sono attivate, ma altre aree nel lobo occipitale e della corteccia associativa sinistra mostrano dell'attività.

Quindi a seconda del preciso compito, sono attivati diversi processi, che variano in accordo con il tipo di oggetto che viene visualizzato. Risultati simili a quelli trovati per l'immaginazione visiva sono stati trovati anche per l'immaginazione uditiva.

Agli inizi di questi studi i ricercatori trovarono che durante i compiti di immaginazione motoria, anche se non si aveva una esecuzione motoria palese, era comunque presente una certa attività elettromiografica (Wehner et al. 1984, Yue et Cole 1992). Questo portò ad ipotizzare che la semplice immaginazione di un compito motorio possedesse basi fisiologiche sovrapponibili con quelle relative all'esecuzione palese dello stesso compito motorio.

Con l'introduzione della risonanza magnetica funzionale (fMRI) si è potuto verificare questa ipotesi.

3.2 LIMITI E CARATTERISTICHE DELLA PERCEZIONE VISIVA

La percezione visiva è sicuramente il senso che più ci lega al mondo esterno. La rappresentazione spaziale della realtà ci è subito

evidente con la vista, mentre con il tatto e l'udito si ha solo un'interpretazione locale, parziale ed inaffidabile del mondo esterno. Non per nulla ci si riferisce spesso, negli studi di immaginazione mentale, alla rappresentazione visuo-spaziale della realtà. Alcune teorie postulano che tutte le informazioni necessarie a stimare il tempismo con cui interagire con oggetti in caduta, ovvero necessarie a stimare il *"time-to-contact"* (TTC), sono presenti nella percezione visiva, senza che siano necessarie elaborazioni ad alto livello o l'intervento di rappresentazioni interne. Eppure questa "porta" percettiva sulla realtà ha delle proprie caratteristiche che influenzano e limitano profondamente la nostra percezione del mondo esterno e che sollevano domande sulla validità di queste teorie (Lacquaniti et al. 1993). Registrazioni elettrofisiologiche nelle scimmie hanno mostrato che dei neuroni nell'area del moto visivo (MT) codificano accuratamente la direzione e la velocità del bersaglio, ma contengono solo informazioni parziali dell'accelerazione. Quindi la vista ha una scarsa capacità di stimare l'accelerazione (Todd 1981, Werkhoven et al. 1992, Brouwer et al. 2002), mentre distingue bene la velocità e la direzione degli oggetti (Lisberger et al. 1999). Inoltre, per via del ritardo fisiologico dei segnali sensorimotorî, le azioni di intercettamento devono essere pianificate in anticipo, basandosi sulle informazioni in possesso

100-200 ms prima del contatto (Tresilian 1995). Come mai allora l'intercettamento di oggetti in caduta in presenza di gravità risulta accuratamente temporizzato (Lacquaniti et al. 1989 e 1993, McBeath et al. 1995), mentre l'intercettamento di oggetti in microgravità è sistematicamente anticipato (McIntyre et al. 2001)? Per rispondere a questa domanda si è ipotizzato che l'informazione visiva in tempo reale è combinata con una rappresentazione *a-priori*, chiamata *modello di riferimento* oppure *modello interno*.

3.3 PERCEZIONE DELLA GRAVITÀ

La gravità è una componente importante del nostro mondo. Essa influenza il moto degli oggetti e dei nostri corpi, definisce i concetti di alto e basso. È quindi fondamentale riuscire a tener conto delle sua influenza quando interagiamo con il mondo esterno. Per esempio, nel caso di dover intercettare un oggetto in caduta, ci basiamo sulla vista, ma come abbiamo già visto essa è estremamente limitata nella percezione delle accelerazioni. Dunque in linea teorica il nostro cervello ottiene dalla percezione visiva solamente delle informazioni su posizione e velocità, quindi dati non sufficienti a garantire una stima accurata del tempismo di intercettamento.

Nel 2001 McIntyre et al. suggerirono l'ipotesi che il CNS aggiustasse la percezione visiva con un modello interno di 2° ordine, che tenesse conto dell'accelerazione introdotta dalla forza di gravità nel moto di un oggetto in caduta. Le ipotesi descritte predicono delle differenze sistematiche nel tempismo della presa di una palla in caduta quando gli effetti acceleranti della gravità sono rimossi.

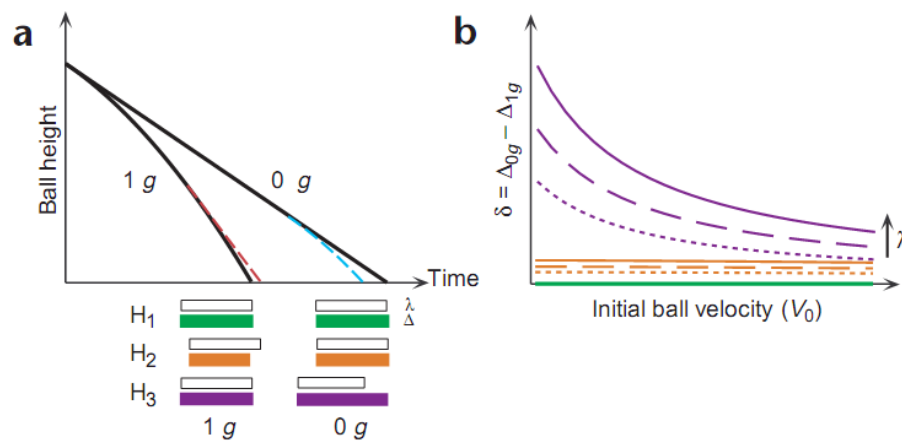


fig 5 - figura tratta da McIntyre et al. 2001

Nella figura 5 sono presentati le stime di "caduta" di una palla in 0g ed in 1g. Nella parte a è rappresentata, in rosso, la stima di primo grado del moto in 1g, mentre in blu è rappresentata la stima di secondo grado del moto in 0g. Le barre bianche fissano la soglia del TTC (λ) allineato con l'impatto previsto, mentre le barre colorate indicano le risposte (Δ) rispetto all'impatto effettivo. Con H₁ è indicata l'ipotesi di stima dell'impatto basato sulla misura in tempo

reale dell'accelerazione; le risposta in questo caso sarebbe sempre sincronizzata con l'impatto ($\Delta_{1g} = \Delta_{0g} = \lambda$). Con H2 abbiamo una stima del moto della palla di primo ordine e nei moti 1g la palla arriva prima di quanto ci si aspetterebbe ($\Delta_{1g} < \lambda$). Al contrario, con H3, il modello interno di secondo ordine della gravità stima in ritardo l'arrivo della palla in 0g ($\Delta_{0g} > \lambda$) e quindi anticipa il movimento di intercettamento. Nella parte **b** della figura 5 vediamo, per diversi valori di λ , gli andamenti degli spostamenti temporali δ ($\delta = \Delta_{0g} - \Delta_{1g}$).

Gli esperimenti Neurolab di 17 giorni sullo Space Shuttle hanno fornito una grande opportunità per testare questa ipotesi. I soggetti dovevano prendere al volo una palla, lanciata verso il basso a tre diverse velocità iniziali (0,7, 1,7, e 2,7 m/s) da un punto fisso posto ad 1,6 m al di sopra della loro mano stesa. Quattro soggetti hanno eseguito 3 sessioni sperimentali prima del volo, tre sessioni durante il volo orbitale, ed altre sei dopo il ritorno dal volo. Due soggetti addizionali hanno eseguito l'esperimento durante il volo ed almeno una volta a terra. Sulla Terra le risposte di presa erano ben sincronizzata con l'arrivo della palla, in accordo con le ipotesi. I soggetti ruotavano l'avambraccio verso l'alto approssimativamente 200 ms prima del contatto con la palla. La rigidità del braccio era inoltre incrementata poco prima dell'impatto (40 ± 9 ms) da un picco

di attività dei muscoli (EMG) del bicipite, indipendentemente dalla velocità iniziale della palla (figura 6). In ambiente micro-gravitazionale (0g) il picco anticipante dell'EMG del bicipite avveniva prima rispetto al caso in 1g. Questo spostamento non era dovuto all'esperienza, poiché il tempismo ritornava ai valori precedenti al volo una volta di ritorno a Terra. Non poteva essere spiegato neanche con il tempo più lungo che impiega una palla a percorrere la stessa distanza in 0g con la stessa velocità iniziale, infatti cambiare l'altezza di caduta sulla Terra in modo che i tempi di percorrenza coincidano tra di loro, non portava alcuna differenza statistica nei tempismi.

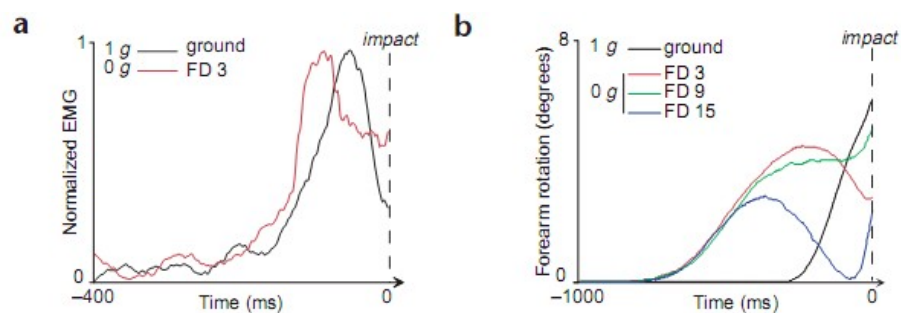


fig 6 - figura tratta da McIntyre et al. 2001

Inoltre il costante tempismo degli EMG rispetto l'impatto a Terra contrasta con il concetto di soglia di distanza fissa. Infine, la pre-attivazione del bicipite inferiore in 0g non poteva spiegare lo spostamento temporale osservato: infatti se si supporta il braccio in

1g con una forza esterna si riduce l'attivazione tonica, non cambia significativamente il tempismo degli EMG. Dunque gli spostamenti osservati durante il volo sono ben spiegati da una incapacità di adeguarsi completamente alla mancanza di accelerazione in 0g. Anche i movimenti del braccio sono influenzati dalla mancanza di accelerazione della palla. Come si vede nella parte b della figura precedente, questi movimenti iniziano troppo presto e quindi esitano, si fermano o tornano indietro. La forma non-monotonica delle curve osservate durante il volo, ma non a Terra, indica che le risposte non sono più lente in 0g per via del tono muscolare. Al contrario, una volta stimolato, il CNS può modificare i movimenti aggiornandoli alle stime del TTC basandosi sul feedback visivo. Durante i test in volo orbitale è stato notato un adattamento allo 0g nei giorni di volo (FD) 9 e 15, anche se non viene corretto l'anticipazione del momento iniziale del movimento.

Quindi il compito più semplice per il sistema visivo (moto a velocità uniforme) era malamente interpretato, mentre quello che in teoria doveva essere più difficile (moto accelerato, di secondo grado) era interpretato correttamente. L'ipotesi è, quindi, quella che esiste un fattore interno al CNS che interviene nella predizione del moto degli oggetti in caduta introducendo, anche quando non è opportuna, una correzione gravitazionale del moto.

In studi successivi (Indovina et al. 2005) si è individuata nel sistema vestibolare l'area del sistema nervoso centrale che dovrebbe intervenire nella correzione gravitazionale. Dopotutto il sistema vestibolare è quello che direttamente percepisce l'effetto della gravità. In questi esperimenti di risonanza funzionale (fRMI) i soggetti sono stati coinvolti in diversi compiti. In tutti i compiti al soggetto era presentata una figura di una donna di fronte ad un edificio (quindi l'esperimento veniva presentato in un contesto naturale e familiare) ed una palla partiva da un cesto tenuto dalla donna con velocità iniziali casuali e raggiungeva il cornicione in cima all'edificio, per poi tornare indietro di nuovo nel cesto di partenza. La velocità iniziale del lancio era casuale per rendere imprevedibile la durata del volo tra prova e prova. Inoltre la gravità applicata alla palla nelle animazioni poteva essere rivolta normalmente verso il basso (prove 1g) o al contrario (prove -1g). L'analisi dei tempi di risposta mostra come la direzione della gravità influenzi l'abilità dei soggetti di intercettare correttamente la palla. I soggetti stimavano correttamente la TTC solamente nelle prove 1g. Mentre nelle prove 1g i tempi di risposta possono essere spiegati dall'intervento di un modello 1g che incorpora gli effetti della gravità nel moto del bersaglio, nelle prove -1g i tempi di risposta possono essere spiegati con un modello di primo grado (detto modello τ)

che tiene conto della posizione e della velocità, ma non della accelerazione (Zago et al. 2004).

Le analisi dei dati delle fMRI mostrano come le prove 1g sono associate significativamente ad una rete neurale comprendente il giro cingolato mediale (Cg), il giro frontale inferiore (IFg), l'insula (Ins), il solco intraparietale (IPs), il giro postcentrale (PoCg), il giro precentrale (PrCg), la retroinsula (Ri), l'area motoria supplementare (SMA), il giro sopramarginale (SMg) ed il giro temporale superiore (STg).

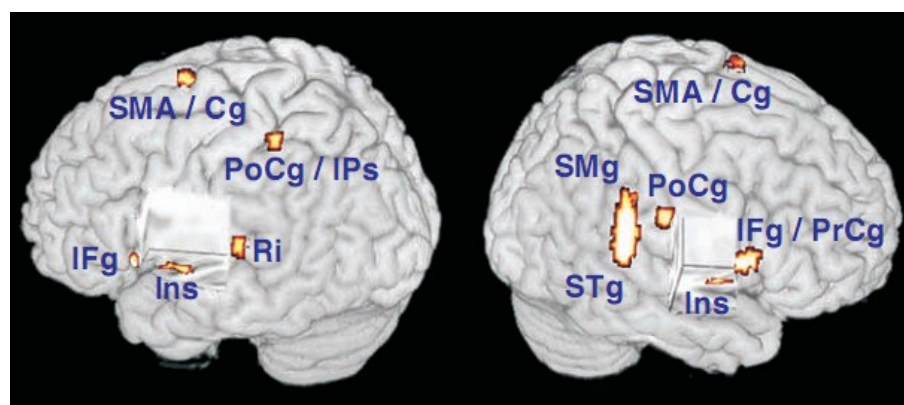


fig 7 - figura tratta da Indovina et al. 2005

In accordo con l'ipotesi di modello interno, la rete neurale che processa il moto visivo 1g include l'insula e la giunzione temporale che sono generalmente considerati come il nucleo della corteccia vestibolare. Il modello interno 1g può quindi influenzare i processi cognitivi trasformando la gravità in un riferimento astratto

all'interno della mente.

Nei lavori precedenti si è ipotizzata l'esistenza di un modello interno della gravità, e si sono trovate conferme neurofisiologiche della sua implementazione neurale all'interno della corteccia cerebrale corrispondenti a quella che viene definita corteccia vestibolare. L'idea che l'area dedicata alla misurazione della gravità per gestire l'equilibrio e la postura del corpo fornisca anche al sistema motorio gli indizi per tener conto del ruolo dell'accelerazione gravitazionale nel moto dei corpi esterni non è sorprendente, ma allo stesso tempo affascinante. L'ipotesi del modello interno 1g sembra suggerire che il nostro sistema motorio riesca a gestire in modo corretto solo i moti sottoposti ad una accelerazione gravitazionale naturale ($g = 9,81 \text{ m s}^{-2}$), ma solo quando il moto viene riconosciuto verticale ed all'interno di un contesto naturale (Indovina et al. 2005, Miller et al. 2008). In altre condizioni il CNS sfrutta una interpolazione lineare, come il modello τ , elaborata dalla corteccia visiva, che si basa solo su indizi visivi. La domanda che sorge quindi è se questo modello 1g può essere accessibile solamente a livello automatico e soltanto dal sistema motorio od è penetrabile anche a livello cognitivo.

A questo proposito è interessante segnalare un lavoro di Mast, Merfeld e Kosslyn, in cui hanno descritto un esperimento nel quale

si chiedeva ai soggetti di eseguire dei compiti di immaginazione mentale, in particolare compiti di Rotazione Mentale (immaginazione in terza persona), durante una stimolazione calorica vestibolare. Nei compiti di immaginazione visiva ad alta risoluzione, come la rotazione mentale, sono attivate le aree visive primarie (Kosslyn & Thompson 2003) ed è noto (Bense et al. 2001, Deutschländer et al. 2002, Wenzel et al. 1996) che queste aree sono inibite durante la stimolazione vestibolare. Mast ha dimostrato come la stimolazione calorica vestibolare possa ridurre la capacità di immaginazione ad alta risoluzione (come l'immaginazione visiva), ma non quella a bassa risoluzione (come saper rispondere a domande del tipo "La balena è un pesce?" oppure "Il portoghese è un linguaggio più simile allo spagnolo o al tedesco?").

3.4 LA FISICA INGENUA

Le scoperte in letteratura sulla fisica ingenua sono coerenti con le convinzioni sull' *Impeto*, una teoria fisica medioevale che postula che l'energia interna impartita ad un oggetto sia la fonte del moto. I risultati di esperimenti sulle conoscenze implicite ed esplicite della gente sul moto suggeriscono che la conoscenza implicita è coerente

con la teoria dell'Impeto e non è influenzata dalle conoscenze esplicite. Fisici esperti, la cui conoscenza esplicita è in accordo con i principi Newtoniani, mostrano le stesse convinzioni di impeto implicite degli inesperti quando viene loro chiesto di rispondere ad un esempio di rappresentazione dei momenti e di forze.

Molti degli studi sulla fisica ingenua esaminano le convinzioni della gente sul moto che sono descrivibili verbalmente ed accessibili consciamente e possono essere considerate esplicite. Kozhevnikov ed Hegarty (2001) sottolineano come le conclusioni generali di questi studi sono che molta gente conserva convinzioni errate sulle leggi fondamentali del moto e che sono simili alle convinzioni medioevali sull'impeto. In particolare la gente ha la nozione sbagliata che una forza applicata ad un oggetto gli dia una riserva di energia (impeto) che serve a mantenere il moto dopo che l'oggetto sia stato rilasciato. La scoperta più interessante di questi studi è che se un osservatore vede un oggetto sottoposto ad un moto implicito od apparente e l'oggetto scompare all'improvviso, il ricordo della posizione ultima dell'oggetto è spostata verso la direzione del moto. La conclusione generale di questi studi è che il sistema percettivo incarna un principio analogo a quello medioevale dell'Impeto. Questo fenomeno è chiamato Impeto Rappresentativo (RM – representational momentum).

Hubbard (1995, 1998) ha proposto che l'RM riflette una internalizzazione dei principi fisici ambientalmente invariati (come la gravità, l'attrito, la forza centrifuga). Alcuni studi hanno suggerito che dalle interazioni giornaliere con gli oggetti in movimento, la gente sviluppa una conoscenza, basata sulla percezione, che è molto più accurata degli concetti ingenui verbali-cognitivi del moto e che queste conoscenze implicite seguono un corso di sviluppo differente. Risulta, quindi, che la conoscenza implicita sul moto non sia in accordo con i principi fisici, ma, piuttosto, riflette i concetti di impeto derivati dalla nostra esperienza sensoriale giornaliera; che questa conoscenza implicita operi a dispetto delle convinzioni consce ed al contrario porta ad essere inaccurati nelle domande di fisica ingenua.

Infatti dalla bibliografia sulla fisica ingenua si evince che:

- sebbene le persone fanno previsioni accurate in situazioni familiari, sembra che ritornino ai concetti di impeto nelle situazioni non-familiari.
- quando le convinzioni di Impeto e le teorie Newtoniane fanno previsioni differenti sul moto degli oggetti, l'RM è coerente con la teoria dell'impeto.
- I nuovi risultati sperimentali supportano il punto di vista che l'RM è coerente con le credenze di impeto e mostra che la

conoscenza esplicita delle leggi della fisica non influenza la rappresentazione del momento.

I principi di Impeto sono molto più semplici dei principi Newtoniani e possono essere il modo più efficiente per assicurare una veloce ed accurata previsione del moto di un oggetto nella vita di tutti i giorni. Quindi le spiegazioni ingenuie sulla fisica, così come la teoria medioevale dell'impeto, può essere un tentativo di esprimere verbalmente l'esperienza percettiva di tutti i giorni. In situazioni non familiari, in cui è richiesta una risposta immediata, la gente applica il principio dell'impeto come metodo di default.

Kozhevnikov ed Hegarty (2001) giungono alla conclusione che “piuttosto che caratterizzare la conoscenza come una collezione idiosincratca di idee, risulta che sia gli esperti di fisica che gli inesperti possiedono lo stesso set di convinzioni implicite che sono basate sull'esperienza percettiva e sembrano sfruttare il percorso “illusorio” che gli oggetti in movimento si fermano per conto loro come risultato della perdita di energia interna (impeto). Queste convinzioni implicite possono essere soppresse in favore dei corretti principi di fisica se si ha il tempo di ragionare e se essi sono stati correttamente imparati, come risultato di una esperienza specifica contestuale”.

3.5 BIBLIOGRAFIA

- Bense S, Stephan T, Yousry TA, Brandt T, Dieterich M. *Multisensory cortical signal increases and decreases during vestibular galvanic stimulation (fMRI)*. Journal of Neurophysiology. 2001; 85:886-899.
- Brouwer AM, Brenner E, Smeets JB. *Perception of acceleration with short presentation times: can acceleration be used in interception?* Percept Psychophys. 2002 Oct; 64(7):1160-8.
- Decety J. *The neurophysiological basis of motor imagery*. Behav Brain Res. 1996 May; 77(1-2):45-52. Review.
- Deutschländer A, Bense S, Stephan T, Schwaiger M, Brandt T, Dieterich M. *Sensory system interactions during simultaneous vestibular and visual stimulation in PET*. Human Brain Mapping. 2002; 16:92-103.
- di Pellegrino G, Fadiga L, Fogassi L, Gallese V, Rizzolatti G. *Understanding motor events: a neurophysiological study*. Exp Brain Res. 1992;91(1):176-80.
- Hubbard TL. *Environmental invariants in the representation of motion: Implied dynamics and representational momentum, gravity, friction, and centripetal force*. Psychonomic Bulletin & Review, 1995; 2:322-338.
- Hubbard TL. *Representational momentum and other displacement in memory as evidence for nonconscious knowledge of physical principles*. In S. Hameroff, A Kaszniak, & A. Scott (Eds.), *Toward a science of consciousness: II. The 1996 Tucson discussion and debates*. 1998; pp505:512. Cambridge, MA: MIT Press.
- Indovina I, Maffei V, Bosco G, Zago M, Macaluso E, Lacquaniti F.

- Representation of visual gravitational motion in the human vestibular cortex.* Science. 2005 Apr 15; 308(5720):416-9.
- Kosslyn SM, Ganis G, Thompson WL. *Neural foundations of imagery.* Nat Rev Neurosci. 2001 Sep; 2(9):635-42. Review.
- Kosslyn S.M., Thompson W.L. *When is early visual cortex activated during visual mental imagery?* Psychol Bull. 2003 Sep; 129(5):723-46.
- Kozhevnikov M, Hegarty M. *Impetus beliefs as default heuristics: dissociation between explicit and implicit knowledge about motion.* Psychon Bull Rev. 2001 Sep;8 (3):439-53.
- Lacquaniti F, Maioli C. *Adaptation to suppression of visual information during catching.* J Neurosci. 1989 Jan; 9(1):149-59.
- Lacquaniti F, Carrozzo M, Borghese NA. *The role of vision in tuning anticipatory motor responses of the limbs.* In: Multisensory Control of Movement, edited by Berthoz A. Oxford, UK: Oxford Univ. Press, 1993, p.379–393.
- Lisberger SG, Movshon JA. *Visual motion analysis for pursuit eye movements in area MT of macaque monkeys.* J Neurosci. 1999 Mar 15; 19(6):2224-46.
- Mast FW, Merfeld DM, Kosslyn SM. *Visual mental imagery during caloric vestibular stimulation.* Neuropsychologia. 2006; 44:101-109.
- McBeath MK, Shaffer DM, Kaiser MK. *How baseball outfielders determine where to run to catch fly balls.* Science. 1995 Apr 28; 268(5210):569-73.
- McIntyre J, Zago M, Berthoz A, Lacquaniti F. *Does the brain model Newton's laws?* Nat Neurosci. 2001 Jul; 4(7):693-4.
- Miller WL, Maffei V, Bosco G, Iosa M, Zago M, Macaluso E, Lacquaniti F. *Vestibular nuclei and cerebellum put visual gravitational motion in context.* J Neurophysiol. 2008 Apr;99(4):1969-82.

- Todd JT. *Visual information about moving objects*. J Exp Psychol Hum Percept Perform. 1981 Aug; 7(4):975-810.
- Tresilian JR. *Perceptual and cognitive processes in time-to-contact estimation: analysis of prediction-motion and relative judgment tasks*. Percept Psychophys 1995; 57:231-245.
- Wehner T, Vogt S, Stadler M. *Task-specific EMG-characteristics during mental training*. Psychol Res. 1984;46(4):389-401.
- Wenzel R, Bartenstein P, Dieterich M, Danek A, Weindl A, Minoshima S, et al. *Deactivation of human visual cortex during involuntary ocular oscillations: A PET activation study*. Brain. 1996; 119:101-110.
- Werkhoven P, Snippe HP, Toet A. *Visual processing of optic acceleration*. Vision Res. 1992 Dec; 32(12):2313-29.
- Yue G, Cole KJ. *Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions*. J Neurophysiol. 1992 May;67(5):1114-23.
- Zago M, Bosco G, Maffei V, Iosa M, Ivanenko YP, Lacquaniti F. *Internal models of target motion: expected dynamics overrides measured kinematics in timing manual interceptions*. J Neurophysiol. 2004 Apr; 91(4):1620-34.



L'astronauta Garrett Reisman, a bordo della ISS, esegue gli esperimenti del protocollo IMAGINE con il sistema di Motion Capture ottico ELITE-S2.

4 IMMAGINAZIONE E PERCEZIONE DELLA GRAVITÀ

La domanda che ci poniamo in questa sede è quindi: il modello interno della gravità, individuato nella corteccia vestibolare dai precedenti esperimenti, è accessibile esclusivamente dal sistema motorio a livello inconscio, oppure è disponibile anche a livello

cognitivo, tramite l'immaginazione? Per meglio dire, riusciamo ad immaginare le leggi della fisica correttamente?

Infatti, il fatto che riusciamo ad interpretarle correttamente a livello motorio non implica che a livello volontario il nostro cervello riesca ad utilizzare queste strutture.

4.1 DESCRIZIONE DEL PROTOCOLLO IMAGINE

Gli esperimenti IMAGINE (Imagery of object Motion Affected by Gravity In Null-gravity Experiments) cercano di indagare in che modo la gravità è rappresentata nella nostra immaginazione. Tutte le prove consistevano in due parti, nella prima si chiedeva al soggetto di immaginare se stesso in prima persona con in mano una palla da tennis, di “sentirne” il peso e la consistenza, quindi di immaginare di lanciarla verso il soffitto, farla rimbalzare ed infine di riprenderla al volo. Nella seconda parte si chiedeva al soggetto di eseguire l'azione di lancio mimandola, di aprire la mano nel momento in cui ci sarebbe stato il lancio, seguire con l'immaginazione la traiettoria della palla in volo, l'urto con il soffitto, il ritorno e di chiudere la mano nel momento della presa fittizia della palla immaginaria.

4.2 GLI STRUMENTI (HPA, ELITE-S2, OPTOTRAK)

Gli esperimenti IMAGINE sono stati eseguiti con tre sistemi diversi di misura. In origine (tra il 2002 ed il 2005) è stato utilizzato il sistema HPA (Hand Position Analyzer), sviluppato dalla Kayser Italia S.r.l., che si compone di un guanto strumentato (PAG – Posture Acquisition Glove) da 15 sensori che misurano la flessione-estensione delle dita e da un sistema di misura inerziale (WEB – Wrist Electronic Box), a sua volta composto da tre accelerometri e da tre giroscopi posti su assi tra loro ortogonali, posto sul polso del soggetto. L' HPA è quindi in grado di registrare la postura della mano e la cinetica del polso del soggetto. L'HPA è stato usato con soggetti astronauti. Il limite del sistema HPA si è rivelato il fatto che lo strumento misura la posizione della mano nello spazio solo in modo relativo. Infatti misurando solo accelerazione e velocità angolare il sistema non riesce a fornire la posizione della mano se non per mezzo di una integrazione dei dati, ma è noto che gli integrali sono noti a meno di una costante nota, che in questo caso è la posizione iniziale della mano nello spazio (che comunque non è conoscibile).



fig 8 - Guanto strumentato e box di misura inerziale del sistema HPA.



fig 9 - setup sperimentale del sistema HPA.

Inoltre la scarsa attendibilità delle misure hanno portato a considerare l'HPA solo come strumento qualitativo e non quantitativo.

Tra il 2006 ed 2007 sono stati effettuati esperimenti di controllo in laboratorio con soggetti normali utilizzando un sistema di *Motion Caption* ottico (Optotrak) attivo (i *markers* emettono luce infrarossa) di grande precisione (<1mm, frequenza di campionamento a 100Hz) che ha permesso di registrare con accuratezza la posizione nello spazio del braccio dei soggetti. Il sistema usa dei diodi che emettono luce infrarossa. Questi markers sono filmati con tre videocamere ad alta frequenza, montate su una struttura rigida di 1,1 metri. Le videocamere di destra e sinistra convergono leggermente verso il centro in modo tale che il campo visivo di tutte le videocamere si intersechi ad una distanza di 1,33 metri. Questa è la distanza minima a cui il sistema può lavorare, poiché ogni marker deve essere visibile ad ogni videocamera. La distanza maggiore è di 6 metri. Ogni marker emette luce con un certo ritmo e tutti i markers sono sincronizzati in modo che in ogni momento un solo marker emetta luce. Questo permette al sistema di identificare senza ambiguità ogni marker (anche se è scomparso dalla vista per un certo tempo). Ogni videocamera ottiene una immagine dei markers

leggermente diversa e questo effetto, equivalente alla stereoscopia umana, è sfruttato per calcolare la posizione del marker nello spazio. I soggetti sono stati *markerizzati* con 6 markers posizionati sulle articolazioni o punti di interesse (spalla, gomito, polso, 1° metacarpo, punta del pollice, punta dell'indice).



fig 10 - componenti del sistema Optotrak (fonte sito NDigital)

Tra il 2007 ed il 2008, con ottime prospettive di utilizzi futuri, è stato utilizzato il sistema ELITE-S2, sviluppato dalla BTS di Milano e messo a punto per il funzionamento sulla stazione spaziale ISS dalla Kayser Italia S.r.l. di Livorno. Esso è un sistema di *Motion Capture* ottico passivo (i markers riflettono la luce infrarossa invece che

emetterla) di grande precisione (<1mm, frequenza di campionamento a 200Hz). Il sistema comprende quattro videocamere sensibili all'infrarosso poste a circa tre metri dal soggetto, due in alto e due in basso a formare un quadrato di circa 2x2 metri. Per tracciare con precisione la posizione di un marker sono necessarie come minimo tre videocamere, quindi le quattro videocamere permettono di tracciare la posizione di un marker anche quando questo è mascherato ad una videocamera.

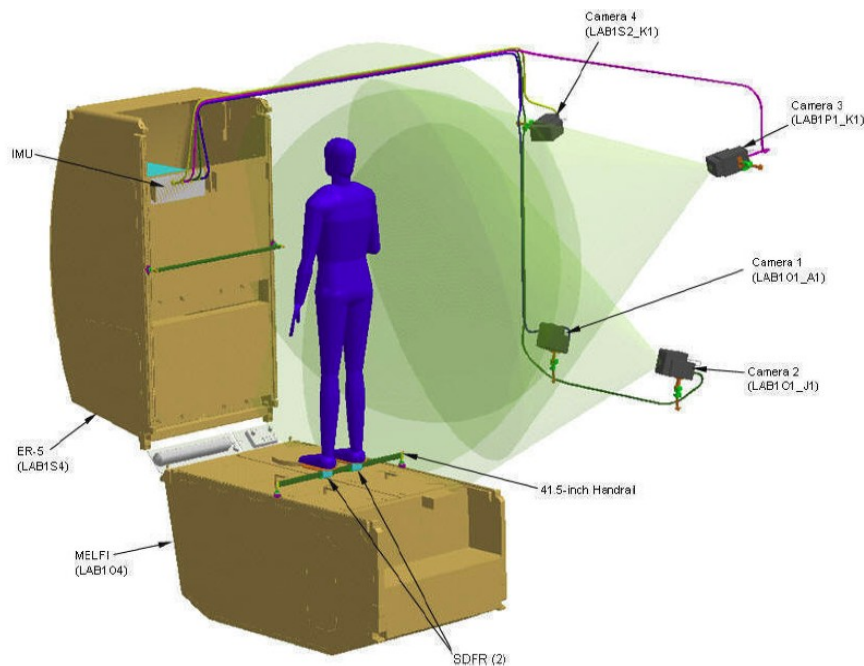


fig 11 - setup sperimentale del sistema ELITE-S2 sulla ISS.

I markers di ELITE sono delle sferette di plastica di 15mm di diametro ricoperte da una sostanza riflettente. I soggetti sono stati *markerizzati* con 8 markers posizionati sulle articolazioni o punti di

interesse (spalla, gomito, polso, 1° metacarpo, 2° metacarpo, 3° metacarpo, punta del pollice, punta dell'indice).



fig 12 - setup dei markers su di un soggetto ELITE-S2.

4.3 METODOLOGIA E SOGGETTI

Per studiare come la nostra immaginazione riesca ad interpretare il ruolo della gravità nel moto degli oggetti, abbiamo chiesto ai soggetti che hanno eseguito le prove sperimentali di immaginare di lanciare la palla fittizia con tre diversi livelli di forza. Il livello base (indicato con F1) definito come il livello di forza tale

da imprimere una velocità di lancio alla palla appena sufficiente a farle raggiungere il soffitto. Gli altri due livelli di forza (F2 ed F3) definiti in intensità come il doppio ed il triplo del livello della forza base. Ogni lancio doveva essere immaginato in presenza od in assenza della gravità, ma i livelli di forza dovevano essere equivalenti sia in condizioni 1g che 0g. Per poter valutare la capacità dei soggetti di saper dosare la forza, abbiamo chiesto di eseguire i lanci in blocchi di 12 ripetizioni con la sequenza F1, F3 e F2 per 4 volte.

La sequenza scelta per l'esecuzione delle prova prevedeva in un primo tempo (esperimenti HPA) l'esecuzione di un blocco di 12 ripetizioni immaginando di essere in assenza di gravità (0g) e di un blocco immaginando i lanci in presenza della gravità (1g), per un totale di 24 prove.

In seguito (ELITE-S2 e Optotrak) si è voluto aumentare la naturalezza delle prove iniziando il protocollo con l'immaginazione delle prove in presenza della gravità, permettendo ai soggetti di cominciare con qualcosa di più abituale, e quindi continuare con l'immaginazione delle prove in microgravità. Inoltre sono state raddoppiate le prove ottenendo un totale di 48 prove così organizzate: un blocco di 12 ripetizioni in 1g, un altro blocco in 0g, di nuovo un blocco in 1g ed infine un ultimo blocco di 12 ripetizioni

in 0g.

Alternando in questo modo le caratteristiche delle prove si è cercato di evitare che i soggetti eseguissero le prove a memoria e che, invece, si impegnassero nella preparazione cognitiva del lancio immaginario corretto.

Nei primi esperimenti (HPA) si sono notati dei comportamenti durante il lancio fittizio non naturali, come la postura della mano che non sempre corrispondeva a quella adeguata ad accogliere una palla e, men che meno, al suo lancio. Nei successivi esperimenti (ELITE-S2 e Optotrak) si è sottolineato con i soggetti l'importanza di una immaginazione cinestetica completa e profonda della palla nella mano prima e dopo il lancio. Questa semplice indicazione è stata sufficiente per migliorare drasticamente la capacità di mimica del gesto di lancio dei soggetti.

Cinque astronauti (maschi, di 46 ± 5 (SD) anni) sono stati arruolati per il sistema HPA, tre di essi hanno effettuato sessioni prima, durante e dopo il volo in orbita, uno ha effettuato solo quelli prima e durante, mentre l'ultimo ha effettuato sessioni solo a terra.

Otto soggetti normali (non astronauti, 7 maschi ed 1 femmina, di 34 ± 8 (SD) anni, 1 mancino) hanno effettuato gli esperimenti IMAGINE con il sistema Optotrak in laboratorio, ciascuno ha effettuato una sola sessione, sei di essi hanno effettuato anche lanci

di controllo con una palla vera.

Sei soggetti (maschi, di 47 ± 3 (SD) anni, 1 mancino) hanno effettuato gli esperimenti con il sistema ELITE-S2, due dei quali hanno eseguito sessioni sia a terra, prima del volo, in orbita e di nuovo a terra dopo il volo sulla stazione spaziale.

Tutti i soggetti che hanno partecipato al progetto hanno riferito che il compito di immaginazione era piuttosto difficile, sia per i lanci in gravità che in microgravità, ma che la difficoltà diminuiva una volta capito a pieno il compito. I soggetti astronauti intervistati hanno riferito che non hanno notato differenze nella difficoltà di immaginare la traiettoria della palla fittizia tra le prove in orbita, in ambiente microgravitazionale, e quelle a Terra, in ambiente gravitazionale, sia per i lanci immaginati in gravità che in microgravità. Un solo soggetto ha affermato che l'immagine mentale del volo della palla fittizia scompariva dopo l'urto immaginario con il soffitto e che si oscurava.

4.4 MODELLO FISICO DEI LANCI

Per poter studiare correttamente i risultati degli esperimenti è necessario descrivere in dettaglio il modello fisico che sarà usato per

interpretare le risposte osservate negli esperimenti.

Nel protocollo IMAGINE si chiedeva ai soggetti di immaginare di lanciare una palla verso l'alto in modo che urtasse il soffitto, rimbalzasse, tornasse indietro e fosse presa al volo. I soggetti dovevano immaginare di farlo sia in presenza, che in assenza della gravità. Il modello del lancio in assenza di gravità è ovviamente molto semplice in quanto è un modello del primo ordine a velocità costante. Possiamo calcolare il tempo di volo (da qui in poi indicato con ΔT) come:

$$\Delta T = T_{\text{salita}} + T_{\text{discesa}} = H_{\text{lancio}}/V_{\text{lancio}} + H_{\text{presa}}/V_{\text{rimbalzo}}.$$

Dove H_{lancio} è la distanza tra la mano ed il soffitto nel momento del lancio, V_{lancio} è ovviamente la velocità impressa dalla mano al momento del lancio, H_{presa} è la distanza tra mano e soffitto nel momento della presa e V_{rimbalzo} è la velocità della palla dopo l'urto con il soffitto (infatti in linea teorica non è detto che i soggetti immaginino un urto ideale in cui la velocità dopo l'urto sia identica a quella prima dell'urto). Per semplicità scriviamo T_1 al posto di T_{salita} , T_2 per T_{discesa} , H_1 per H_{lancio} , H_2 per H_{presa} , V_1 per V_{lancio} e V_2 a posto di V_{rimbalzo} . Ipotizzando che l'urto con il soffitto modifichi la palla tramite un fattore di urto k abbiamo $V_2 = k V_1$ e quindi:

$$\Delta T = T_1 + T_2 = \frac{H_1}{V_1} + \frac{H_2}{V_2} = \frac{H_1}{V_1} + \frac{H_2}{kV_1}$$

dunque avremo quello che d'ora in avanti chiameremo **Modello**

0g :

$$\Delta T_{0g} = \frac{H_1 + \frac{H_2}{k}}{V_1} .$$

Nel caso della presenza della gravità il modello fisico si complica notevolmente. Analizzando separatamente la fase di salita e quella di discesa abbiamo:

$$H_1 = -V_1 T_1 + \frac{1}{2} g T_1^2 \quad \text{in salita e} \quad H_2 = V_2 T_2 + \frac{1}{2} g T_2^2 \quad \text{in discesa;}$$

dalle quali si ha

$$T_1 = \frac{1}{g} (V_1 - \sqrt{V_1^2 - 2gH_1}) \quad \text{e} \quad T_2 = \frac{1}{g} (-V_2 + \sqrt{V_2^2 + 2gH_2}) .$$

Poiché in questo caso ci troviamo in presenza della gravità e che quindi la velocità durante il moto non è costante, calcoliamo la velocità della palla al momento dell'urto:

$$V_{urto} = V_1 - g T_1 = V_1 - g \cdot \frac{1}{g} (V_1 - \sqrt{V_1^2 - 2 g H_1}) = \sqrt{V_1^2 - 2 g H_1} .$$

Tenendo conto del fattore d'urto k , la velocità con cui la palla emerge dall'urto sarà:

$$V_2 = k \cdot \sqrt{V_1^2 - 2 g H_1} .$$

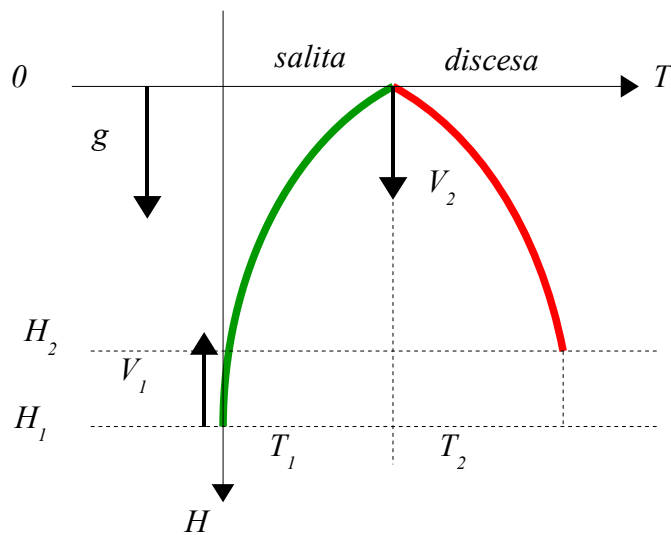


fig 13 - modello di lancio in presenza di gravità

Sommando e sostituendo opportunamente avremo:

$$\begin{aligned} \Delta T = T_1 + T_2 &= \frac{1}{g} (V_1 - \sqrt{V_1^2 - 2 g H_1} - V_2 + \sqrt{V_2^2 + 2 g H_2}) = \\ &= \frac{1}{g} (V_1 - \sqrt{V_1^2 - 2 g H_1} - k \cdot \sqrt{V_1^2 - 2 g H_1} + \sqrt{k^2 \cdot (V_1^2 - 2 g H_1) + 2 g H_2}) ; \end{aligned}$$

che chiameremo **Modello 1g** :

$$\Delta T_{1g} = \frac{1}{g} \left(V_1 - (1+k) \cdot \sqrt{V_1^2 - 2gH_1} + \sqrt{k^2 \cdot V_1^2 - 2g(k^2 \cdot H_1 - 2gH_2)} \right).$$

Possiamo notare nel seguente grafico le caratteristiche dei due modelli al variare dell'altezza di lancio.

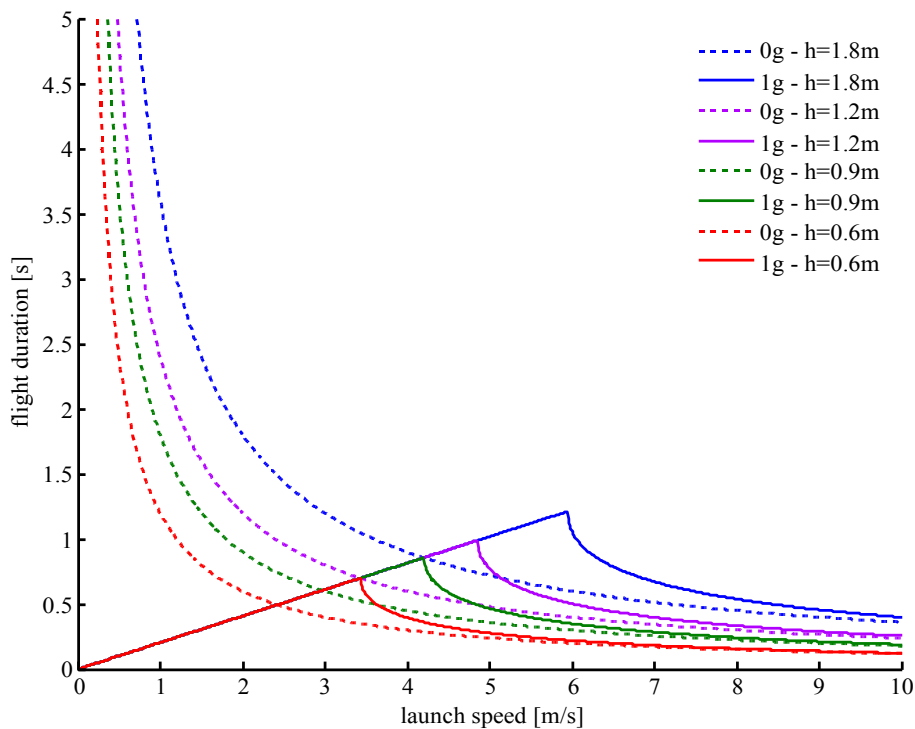


fig 14 - andamenti delle leggi di moto 0g e 1g al variare delle altezze di lancio

La caratteristica lineare prima del picco di massimo nel modello

1g rappresenta le condizioni di lancio della palla in cui la velocità di lancio è insufficiente per permettere alla palla di raggiungere il soffitto. Il picco di massimo corrisponde a questa velocità di lancio limite, per valori inferiori non ci sarebbe l'urto in un lancio con una palla reale, per valori superiori si ha l'urto. Poiché i soggetti non hanno un feedback sensoriale (non vedono la palla reale, ma solo quella immaginata dalla loro mente), come vedremo meglio in seguito, considerano l'urto, in presenza della gravità, con il soffitto anche con velocità di lancio insufficienti. Il valore della velocità limite è pari a $V_0 = \sqrt{2gH_1}$. Ovviamente in assenza di gravità non c'è una velocità limite o, meglio, il suo valore è nullo.

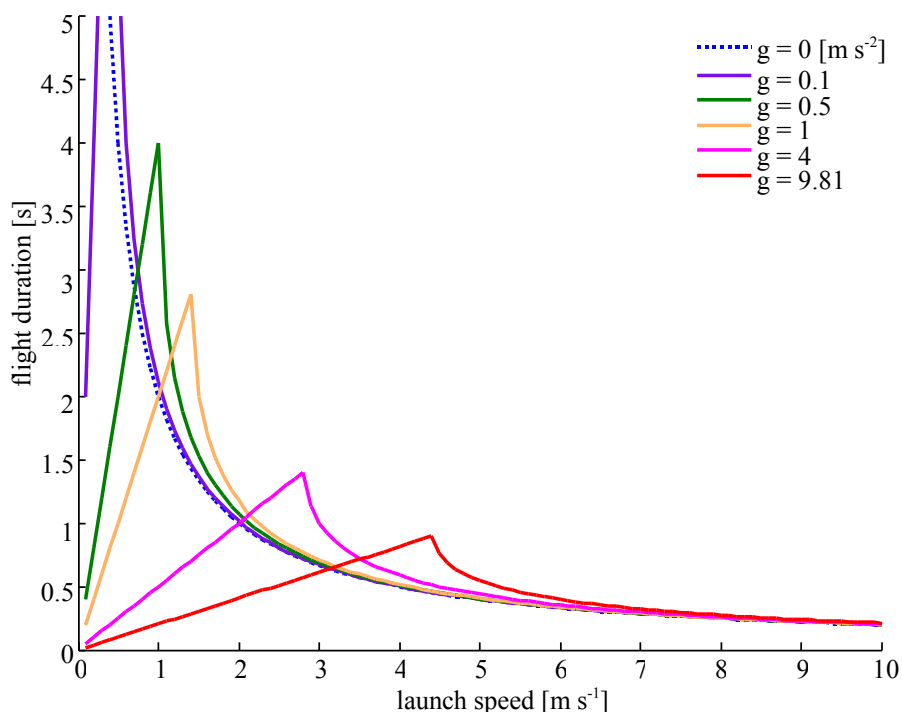


fig 15 - andamenti della legge di moto al variare del valore di "g"

Come si vedrà nei Risultati tutti i soggetti sottovalutano sistematicamente la velocità di lancio. Ciò potrebbe essere spiegato con una sottovalutazione del valore di accelerazione della gravità. Nel grafico 15 abbiamo tracciato le curve che descrivono un lancio in presenza della gravità variando il valore di g dal normale $9,81 \text{ m s}^{-2}$ del modello 1g al 0 m s^{-2} del modello 0g. Come si vede, e come era logico aspettarsi, al tendere del valore di g a zero il modello 1g tende a sovrapporsi al modello 0g.

4.5 RISULTATI E DISCUSSIONE

Per poter caratterizzare il lancio di una palla verso l'alto abbiamo effettuato dei lanci di controllo con una palla reale. Durante il lancio, la velocità verticale della palla ha un picco nel momento in cui la palla non riceve più la spinta dalla mano, dopo di che la palla perde velocità per l'attrazione di gravità. Negli esperimenti di immaginazione, come è ovvio, non c'è la possibilità di misurare la posizione e la velocità della palla. Per poter valutare il momento del lancio nelle prove di immaginazione abbiamo confrontato gli andamenti della velocità verticale della palla con

l'andamento della velocità della punta dell'indice e con quella del polso.

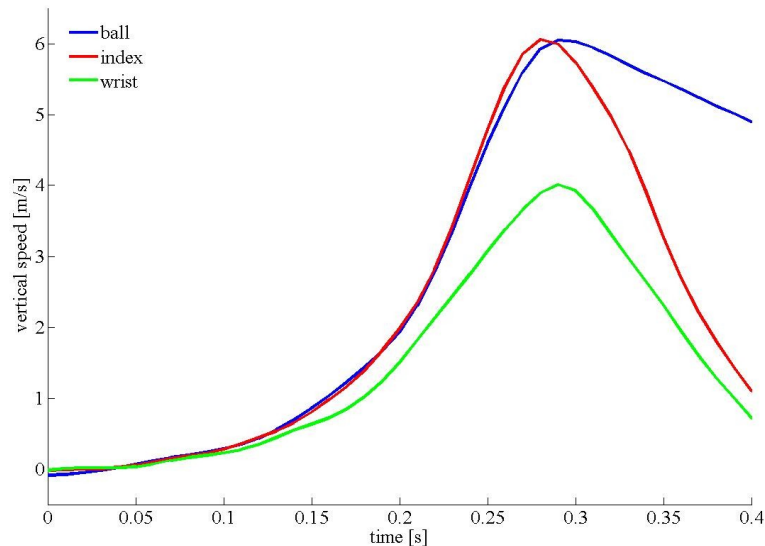


fig 16 - andamento delle velocità della palla, indice e polso nel lancio di una palla reale

È risultato che sia la velocità del polso che la velocità dell'indice hanno il picco coincidente con il picco della velocità della palla, ma in valore è la velocità dell'indice quella più simile alla velocità della palla, fino al momento del lancio. Quindi, possiamo prendere come riferimento per le caratteristiche del lancio della palla immaginata la posizione e la velocità della punta dell'indice nel momento del picco della sua velocità verticale.

Nella figura sottostante ho riportato la durata del volo di una

palla reale lanciata con diverse velocità iniziali verso il soffitto. Come si nota i dati mostrano una certa dispersione. Essa è dovuta essenzialmente alla grande variabilità della distanza tra mano e soffitto al momento del lancio e al momento della presa. Questi due parametri, come si evince dalla forma dell'equazione che descrive il Modello 1g, influenzano fortemente la durata del tempo di volo della palla; inoltre bisogna considerare che il lancio di una palla reale contro una superficie reale non è ovviamente una interazione ideale, ma bisogna tener conto del fattore di urto k .

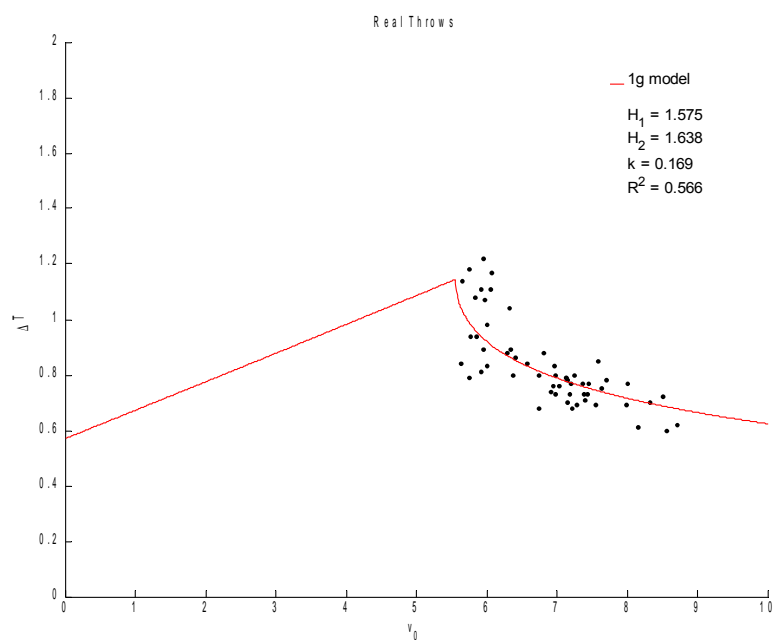


fig 17 - adattamento della legge di moto 1g ai dati di lancio reale sulla base del parametro "k"

Adottando una interpolazione dei dati per mezzo di una *best fit* ai minimi quadrati, usando come punto iniziale le distanze di lancio e presa della prova a velocità minima, otteniamo il *fitting* del modello 1g con i dati di lancio reale con un valore di k pari a 0,169 ed un valore di R^2 pari a 0,566. Questa esperienza ci dice che il lancio reale di una palla nel nostro laboratorio (il cui soffitto è a circa 3 metri dal pavimento) necessita di una velocità minima di lancio di circa $5,5 \text{ m s}^{-1}$ per una distanza di lancio e di presa di circa 1,6 m. Il soffitto assorbe più dell'80% della velocità di urto. A queste condizioni corrisponde una durata di volo massima di circa 1,2 s.

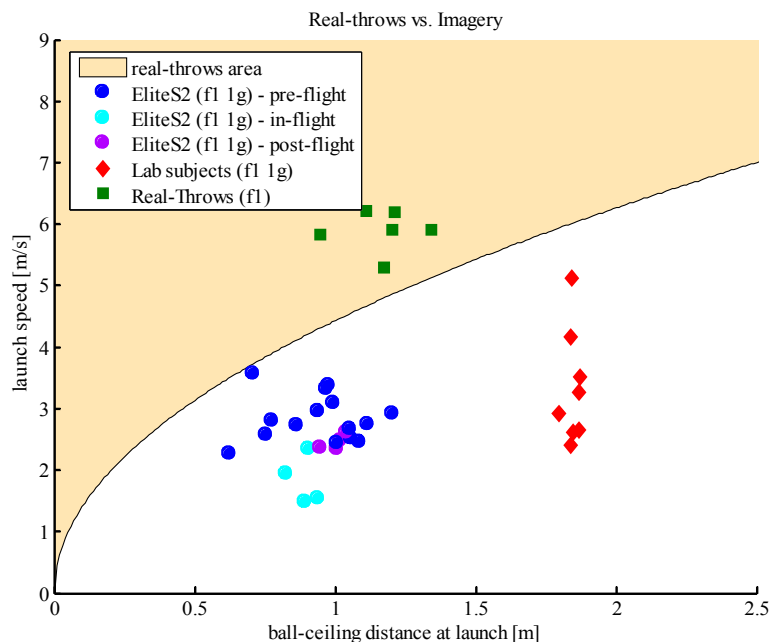


fig 18 - distribuzione dei lanci reali ed immaginari sul piano distanza-velocità

Con queste caratteristiche dei lanci reali in mente analizziamo i dati dei lanci immaginari. Come già visto nel paragrafo *4.3 Metodologia e soggetti* è stato chiesto ai soggetti di immaginare di lanciare la palla con diversi livelli di forza, in modo che quello più basso (f_1) fosse appena sufficiente per far raggiungere alla palla il soffitto (ovviamente in condizioni $1g$). Quindi, velocità di lancio inferiori a queste non permetterebbero alla palla di raggiungere il soffitto. Nella figura 18 possiamo confrontare i lanci reali (indicati con dei quadrati) con quelli immaginari (indicati con cerchi e rombi) osservando le velocità di lancio in funzione delle distanze di lancio. L'area colorata distingue l'insieme delle condizioni per cui la palla raggiunge il soffitto, che chiameremo "area dei lanci reali", dall'insieme per cui la palla non ha le condizioni per raggiungere il soffitto, che chiameremo "area dei lanci immaginari". Infatti notiamo che tutti i lanci reali si trovano nell'area in cui le condizioni di velocità e distanza dal soffitto permettono l'urto con il soffitto e tutti i lanci immaginari si trovano nell'area in cui la combinazione velocità di lancio - distanza dal soffitto non permette l'urto. Come prima osservazione notiamo come l'immaginazione sottovaluti in modo sistematico la velocità necessaria, oppure l'altezza del soffitto, in presenza di gravità, perché una palla lanciata possa urtare il

soffitto.

Nelle figure successive sono rappresentate le distribuzioni dei dati della velocità di lancio, della durata del volo e della distanza di lancio in funzione delle istruzioni di lancio e di condizioni ambientali da immaginare, ovvero f1, f2, ed f3 in condizioni immaginate di 1g ed f1, f2 e f3 in condizioni immaginate di 0g. Nei grafici sono rappresentati i valori medi, per ogni soggetto, per le diverse combinazioni di condizioni di lancio. Le barre verticali, che danno una indicazione di variabilità, rappresentano l'errore standard.

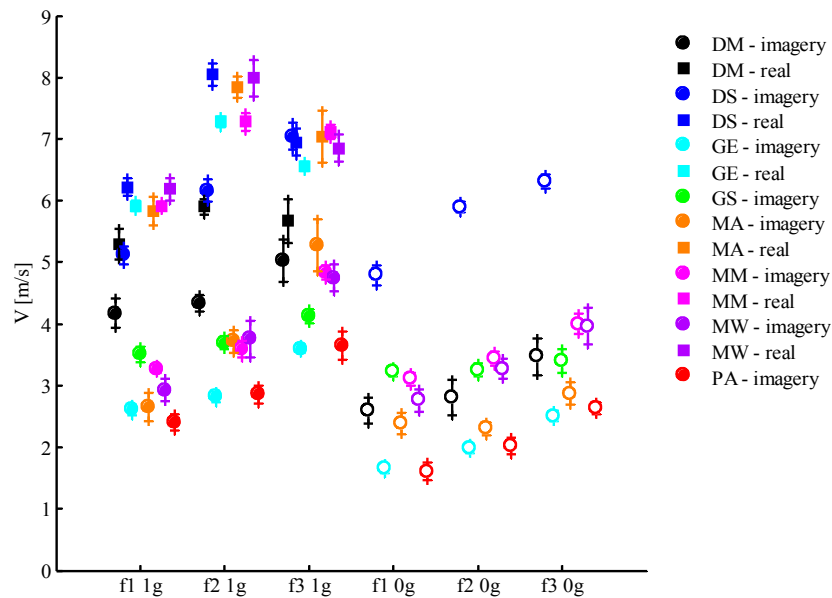


fig 19 - distribuzione delle velocità in funzione delle condizioni di lancio

Ogni soggetto è identificato da un colore diverso e sono distinti tra quadrati e cerchi, rispettivamente, i lanci di una palla reale ed il lancio immaginario di una palla fittizia. I cerchi pieni rappresentano i lanci immaginati in presenza della gravità (1g), mentre i cerchi vuoti rappresentano i lanci immaginati in assenza di gravità (0g). Nella figura 19 si osserva una interpretazione piuttosto variabile della velocità di lancio tra soggetto e soggetto, sia nei lanci immaginati che in quelli reali. Ciò vale sia per i valori alti di velocità (in corrispondenza di f_2 ed f_3 , in cui non c'è un riferimento preciso della velocità da imprimere alla palla) che per il valore base di lancio (f_1), che nei lanci reali è ben definito come il valore di forza (o velocità) appena sufficiente per permettere alla palla di urtare il soffitto. Questa variabilità nel caso dei lanci, come si vede in figura 23, è spiegabile dalla variabilità delle altezze di lancio; nel caso dei lanci immaginari, al contrario, la variabilità delle altezze di lancio è molto bassa (i soggetti lanciano la palla immaginaria da altezza simile), mentre rimane alta la variabilità, tra soggetto e soggetto, della velocità di lancio. Inoltre, come abbiamo già osservato in precedenza, le velocità di lancio nelle prove di lancio immaginario sono nettamente inferiori ai valori di velocità delle prove di lancio di una palla vera. Solo il soggetto DS riesce a superare il valore soglia

di $5,5 \text{ m s}^{-1}$ ed in parte il soggetto MA.

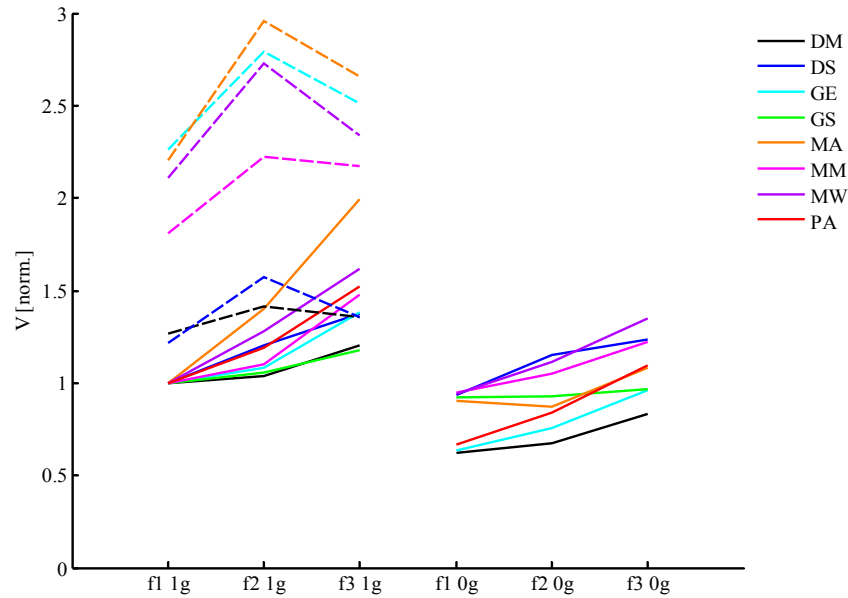


fig 20 - andamenti delle velocità di lancio normalizzate, soggetto per soggetto, con la velocità di lancio base (f1-1g)

Nella figura 20 sono riportati i dati della velocità di lancio normalizzati, soggetto per soggetto, con la velocità di lancio base (f1-1g). In questo modo risulta più facile confrontare il comportamento dei diversi soggetti. Le linee tratteggiate indicano i lanci reali, mentre le linee continue rappresentano i lanci immaginari. È sorprendente notare che nei lanci reali i soggetti non riescano a calibrare in modo corretto la velocità con cui effettuare i lanci (nella sequenza f1, f3 ed f2). Infatti invertono sistematicamente

la velocità di lancio per f2 con quella per f3. Questo potrebbe essere interpretato come una difficoltà del sistema motorio a calibrarsi su sequenze non-monotoniche di sforzi; questo aspetto meriterebbe un ulteriore approfondimento, ma ciò esula dall'argomento di questa tesi. Questo aspetto è interessante soprattutto perché gli stessi soggetti interpretano correttamente le istruzioni di lancio negli esperimenti di immaginazione, effettuati in precedenza alle prove con la palla reale. Si nota, infatti, un andamento non-monotonico in un solo soggetto e solo nelle prove di lancio in assenza di gravità immaginarie.

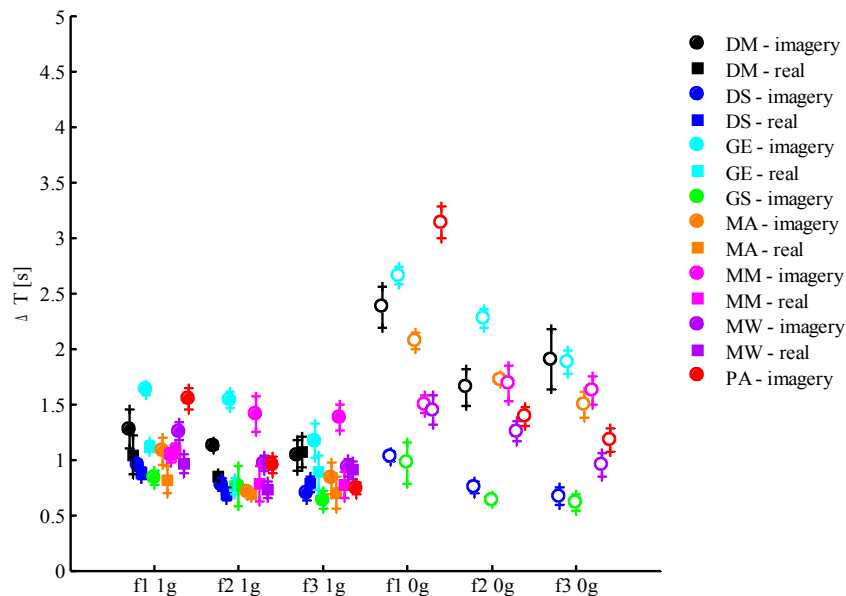


fig 21 - distribuzione delle durate di volo in funzione delle condizioni di lancio

Nella figura 21 osserviamo i valori della durata del volo nei lanci reali (quadrati) e nei lanci immaginari (cerchi pieni gli 1g e cerchi vuoti gli 0g) nelle diverse condizioni sperimentali (f1, f2 e f3).

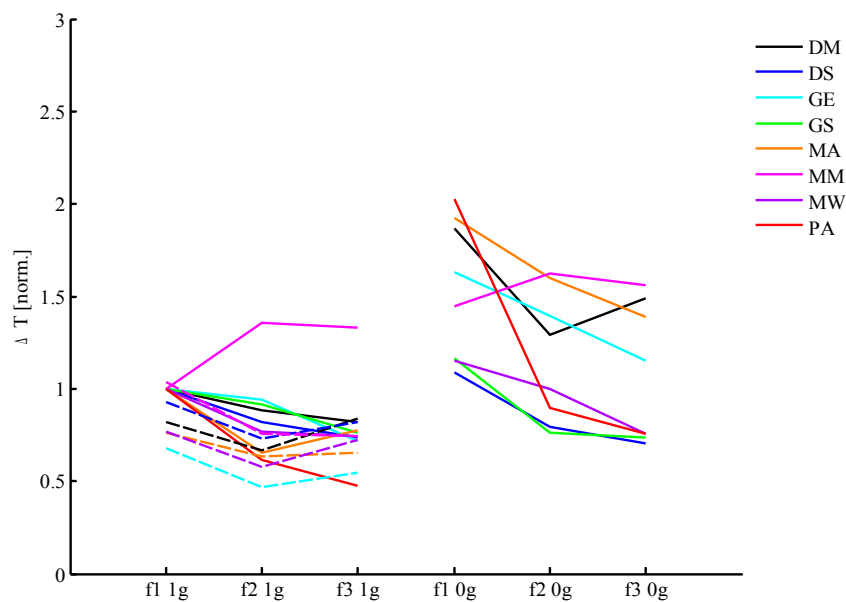


fig 22 - andamenti delle durate di volo normalizzate, soggetto per soggetto, con la durata di volo base (f1-1g)

Normalizzando i dati con la durata di volo in condizioni base (f1-1g), soggetto per soggetto, osserviamo nei lanci immaginari un comportamento molto irregolare e molto diverso da quello dei lanci reali. Ciò colpisce soprattutto per il fatto che in letteratura (per esempio nei lavori di Decety, di Jeannerod o di Sirigu) è evidente che

i compiti di Immaginazione Motoria (immaginazione in prima persona) hanno caratteristiche temporali simili, se non uguali, all'Esecuzione Motoria stessa. Ciò porta ad ipotizzare che i compiti di Immaginazione Visiva (immaginazione in terza persona) non abbiano capacità temporali sviluppate. Infatti in letteratura (ad esempio nei lavori di Kosslyn e Pylyshyn) l'Immaginazione Visiva è usata in compiti essenzialmente spaziali, come il riconoscimento di forme, la rotazione mentale di oggetti e non temporali come la simulazione del tempo di volo di un oggetto in caduta.

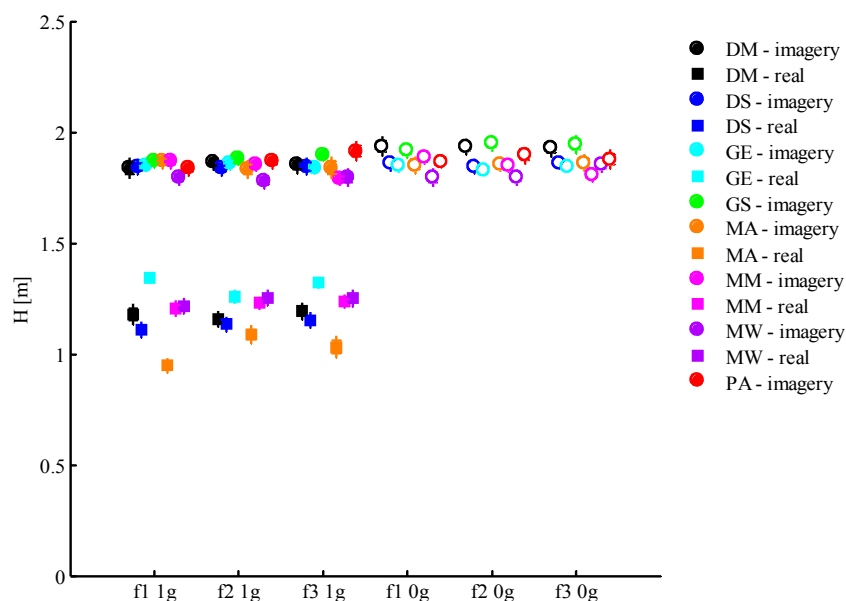


fig 23 - distribuzione delle distanze di lancio in funzione delle condizioni di lancio

In questo grafico è rappresentata la distribuzione delle altezze di lancio (distanza tra soffitto e mano al momento del lancio). Sia i lanci reali (indicati con dei quadrati), sia i lanci immaginari (indicati con dei cerchi pieni, 1g, e dei cerchi vuoti, 0g) sono stati effettuati nelle stesse condizioni, ovvero in una stanza con un soffitto di 3,06 metri di altezza. Si nota come la variabilità dell'altezza tra soggetti sia molto bassa, è bassa anche la variabilità interna ai singoli soggetti, mentre è diversa tra lanci reali (che sono molto alti e quindi vicino al soffitto) ed i lanci immaginari (che sono bassi e quindi lontani dal soffitto).

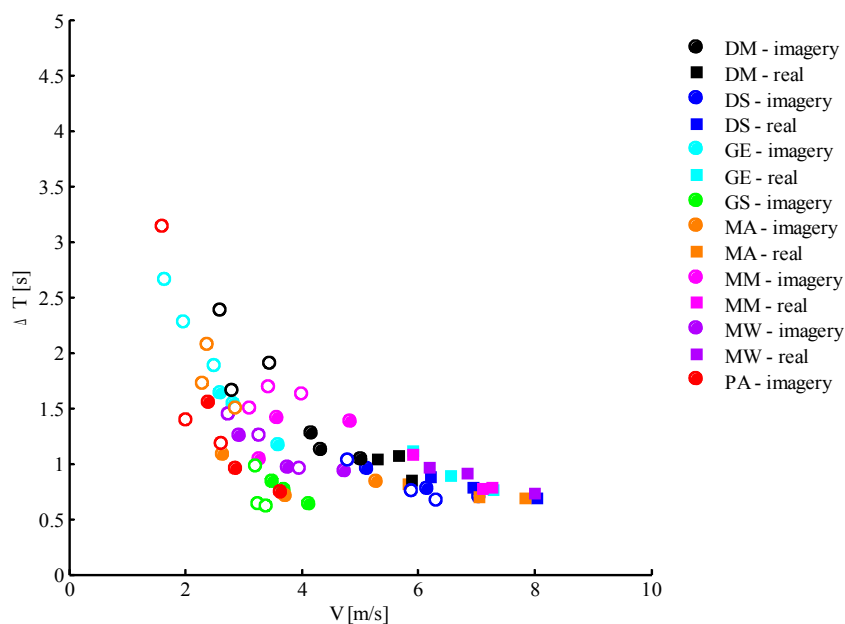


fig 24 - distribuzione dei lanci nel piano velocità-durata

Nel grafico 24 abbiamo la distribuzione dei punti nel piano Velocità-Tempo. Come si nota i lanci reali sono concentrati nello spazio a velocità alta e tempo di volo basso. I lanci immaginari sono distribuiti nella parte di piano a velocità basse e i lanci ad 1g hanno tempi di volo bassi, mentre i lanci 0g hanno tempi di volo alti.

Di seguito mostriamo i grafici dei dati dei lanci *fittati* (con l'algoritmo dei minimi quadrati) con le leggi di moto in 1g e 0g, facendo variare il parametro k , il fattore di urto, ed il valore dell'accelerazione gravitazionale g , che sulla Terra è pari a circa $9,81 \text{ m s}^{-2}$. È stato applicato il modello 0g ai dati di lancio immaginario in 0g (in blu), il modello 1g ai dati 1g (in rosso) e quindi il modello 0g ai dati 1g (in verde). Ovviamente, essendo i lanci immaginati, i risultati del fitting portano, nei singoli soggetti, a dei valori non verosimili.

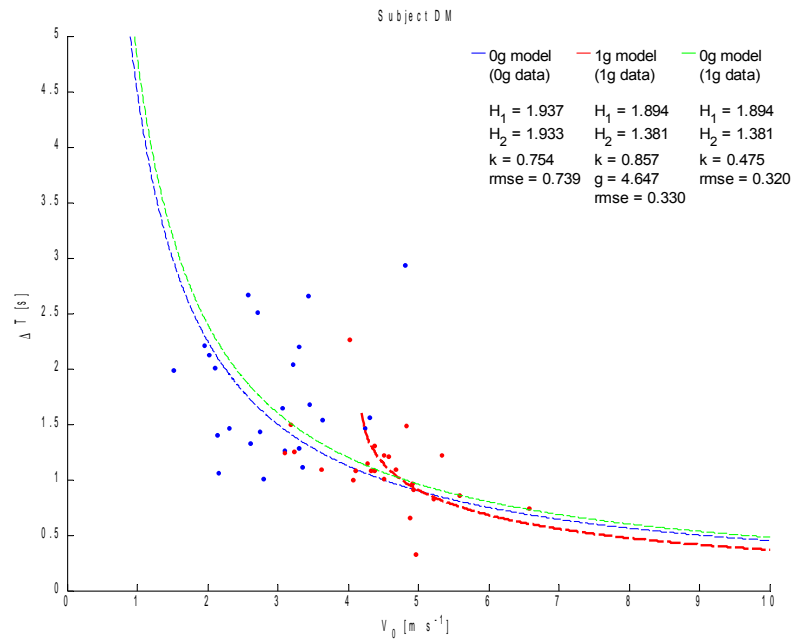


fig 25 - fitting dei dati del soggetto DM con le leggi di moto

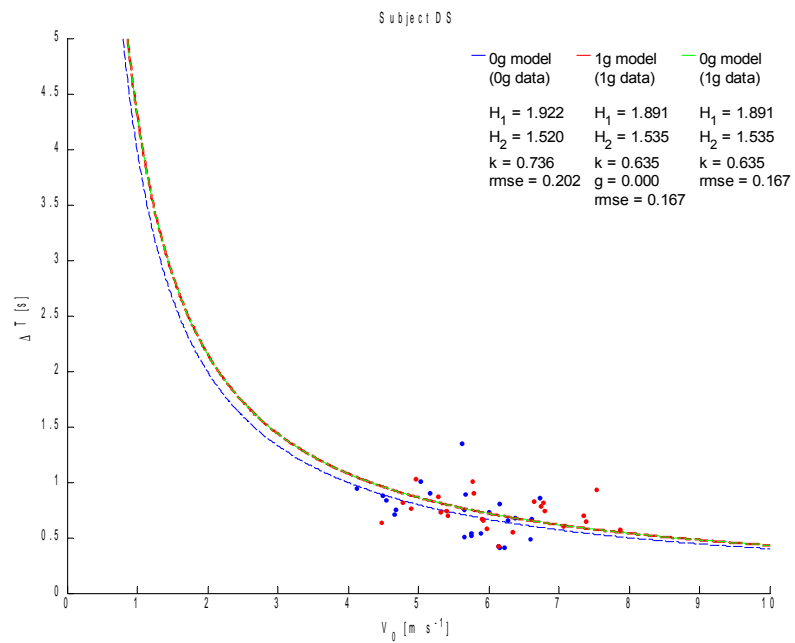


fig 26 - fitting dei dati del soggetto DS con le leggi di moto

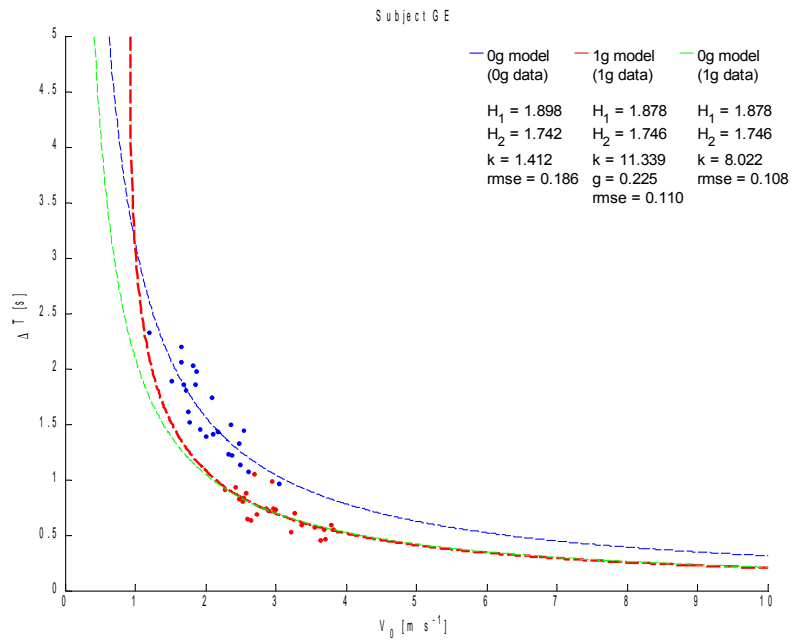


fig 27 - fitting dei dati del soggetto GE con le leggi di moto

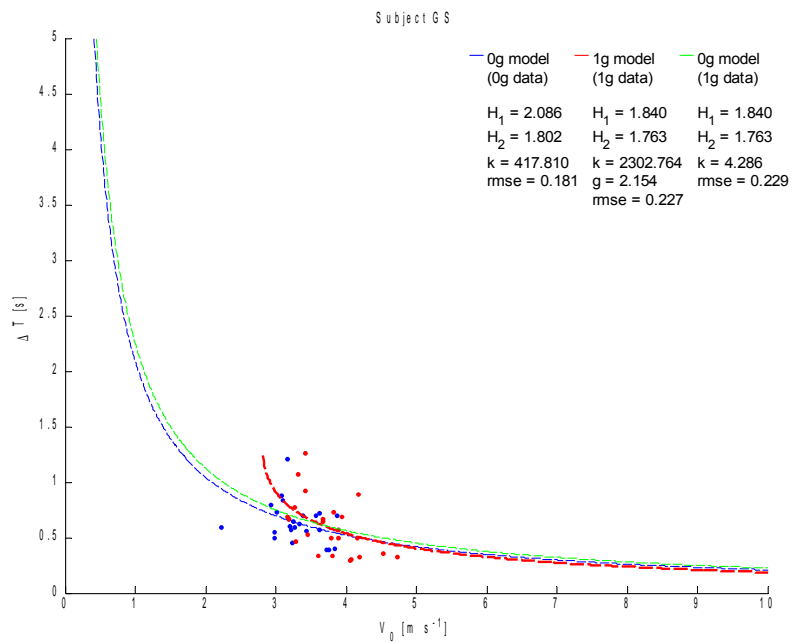


fig 28 - fitting dei dati del soggetto GS con le leggi di moto

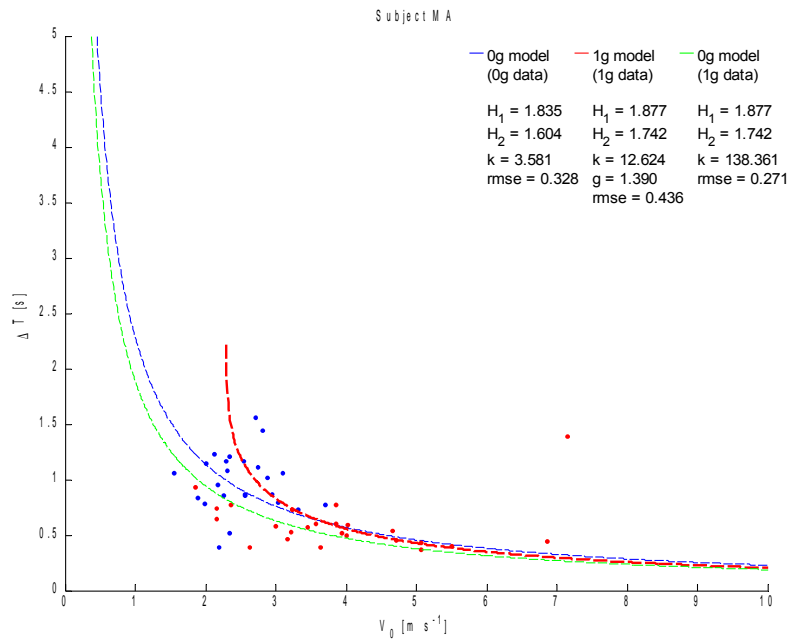


fig 29 - fitting dei dati del soggetto MA con le leggi di moto

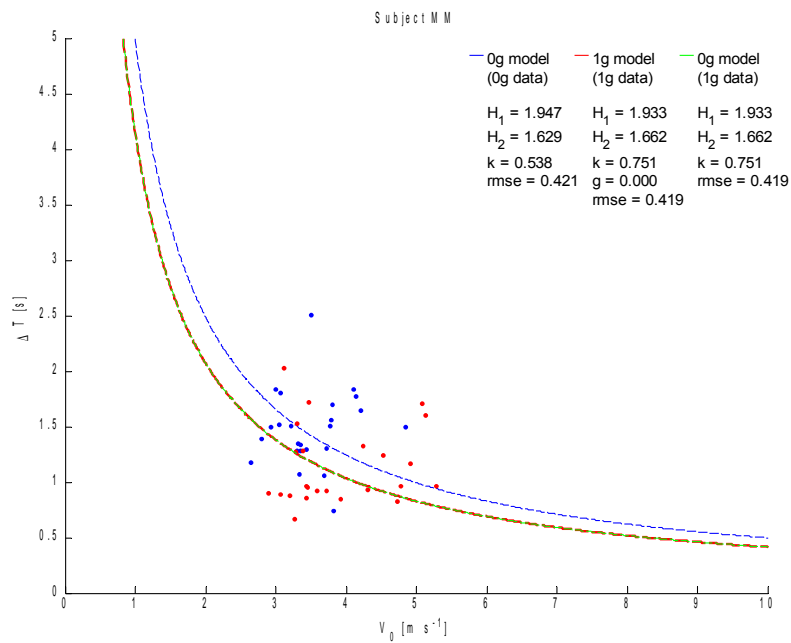


fig 30 - fitting dei dati del soggetto MM con le leggi di moto

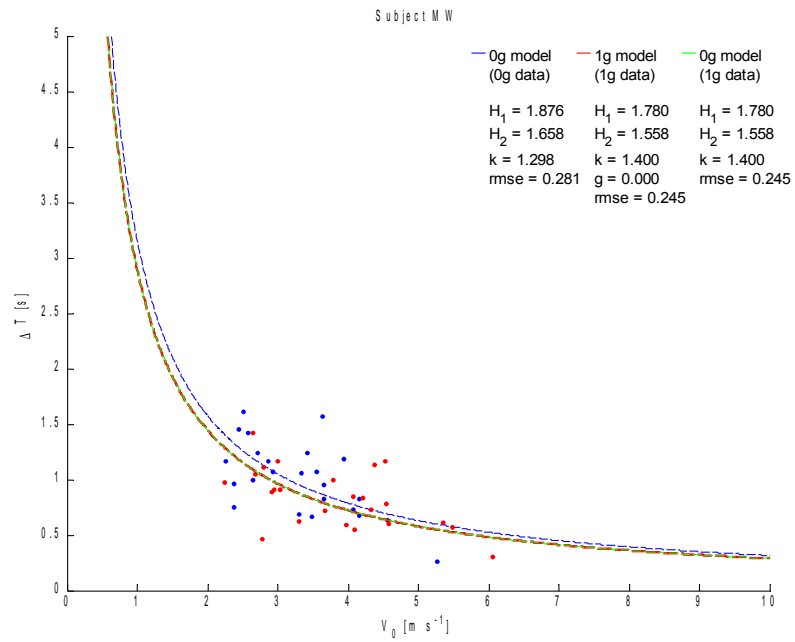


fig 31 - fitting dei dati del soggetto MW con le leggi di moto

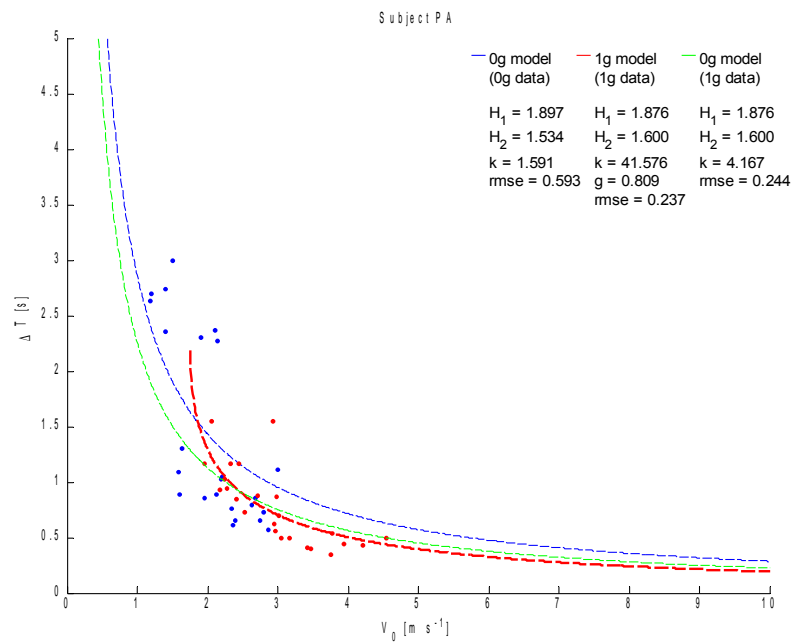


fig 32 - fitting dei dati del soggetto PA con le leggi di moto

La caratteristica più interessante la troviamo nell'osservare il fitting di tutti i lanci, senza separarli tra soggetti. Si nota infatti che il comportamento generale dei soggetti porta ad interpretare i lanci in gravità con un modello 0g, infatti nel fitting del modello 1g il parametro g tende ad annullarsi fino a divenire un modello 0g. Anche se non avviene in tutti i soggetti, comunque il parametro g è sempre molto minore di quello che in realtà dovrebbe essere, ovvero circa $9,81 \text{ m s}^{-2}$.

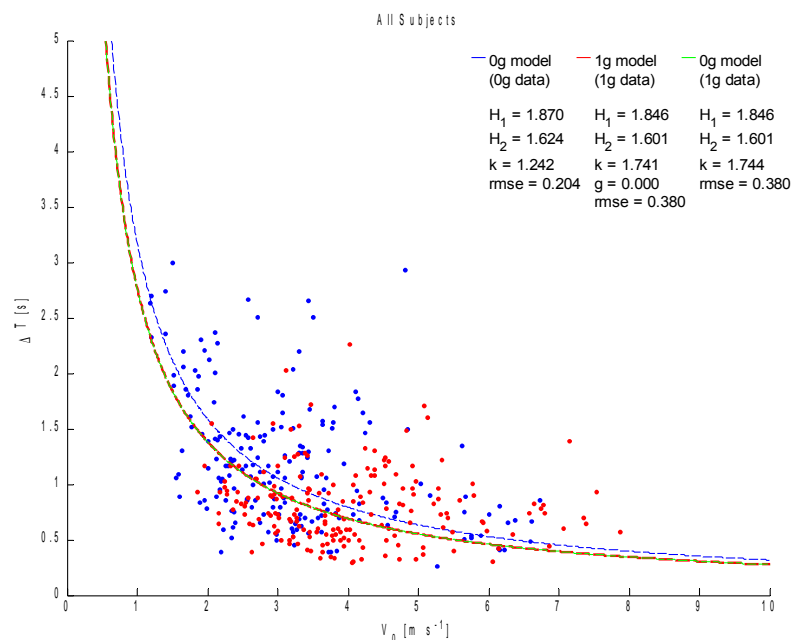


fig 33 - fitting dei dati di tutti i soggetti con le leggi di moto

Questi dati ottenuti con le prove effettuate in laboratorio con soggetti *naive* sono confermati dagli esperimenti condotti a terra ed

in orbita con soggetti astronauti esperti anche dell'ambiente microgravitazionale.

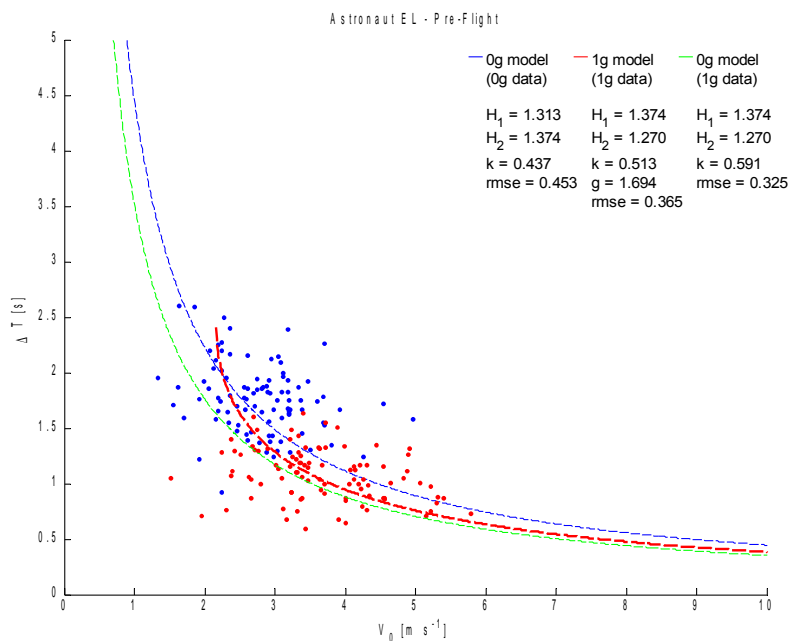


fig 34 - fitting con le leggi di moto dei dati presi a terra prima del volo orbitale del soggetto astronauta EL

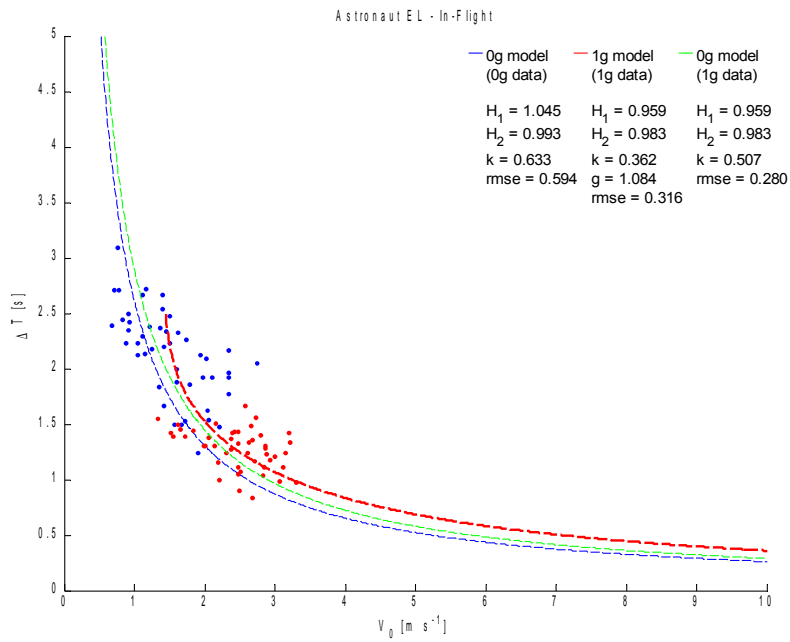


fig 35 - fitting con le leggi di moto dei dati presi durante il volo orbitale del soggetto astronauta EL

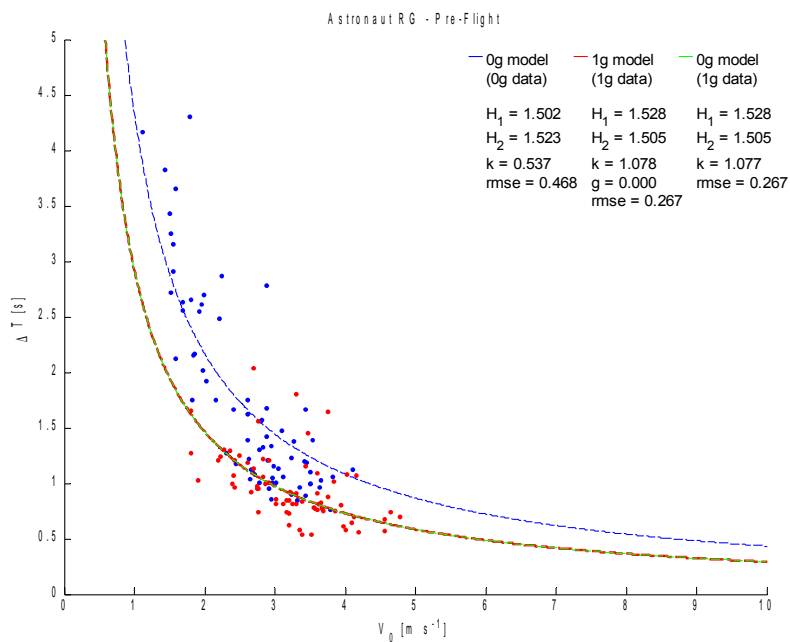


fig 36 - fitting con le leggi di moto dei dati presi a terra prima del volo orbitale del soggetto astronauta RG

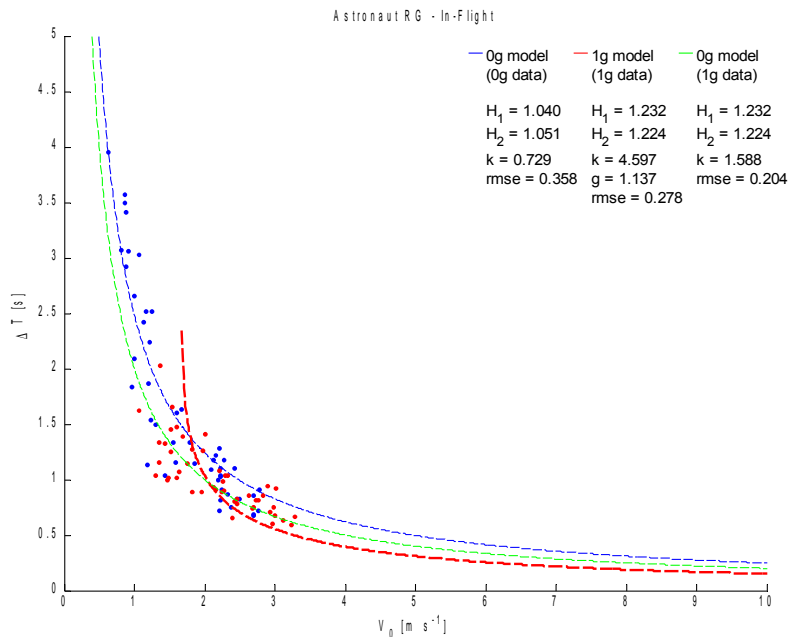


fig 37 - fitting con le leggi di moto dei dati presi durante il volo orbitale del soggetto astronauta RG

Ciò che si nota negli esperimenti con gli astronauti è che, anche loro, durante i loro lanci immaginari sottovalutano la velocità di lancio necessaria per raggiungere il soffitto, come si vede anche in figura 18, ed i lanci immaginati in presenza di gravità tendono a comportarsi come se la gravità fosse molto debole o addirittura assente (nei fitting il parametro g tende ad annullarsi). Nei dati degli esperimenti con gli astronauti possiamo notare anche una differenza tra i risultati ottenuti a terra in presenza della gravità e quelli ottenuti in orbita in ambiente microgravitazionale. Infatti in entrambi i soggetti risulta che la velocità massima che imprimono

alla palla immaginaria diminuisce notevolmente in orbita, sia per i lanci immaginati in presenza della gravità, sia per quelli immaginati in assenza di gravità. Ciò ci porta ad ipotizzare che la presenza o l'assenza della gravità ha un effetto sulla nostra capacità di immaginare la forza necessaria per effettuare il lancio di un oggetto in un ambiente gravitazionale diverso.



*Testimonianza della mia presenza nei laboratori NASA.
In questa foto sono all'interno del Mockup del modulo Destiny e sto
indicando i punti in cui sulla ISS, in orbita, saranno montate le
videocamere del sistema ELITE-S2*

5 CONCLUSIONI

Come abbiamo visto, l'immaginazione mentale è un argomento di studio ancora poco sviluppato, pieno di contraddizioni e dominato da teorie contrastanti che forniscono spesso le stesse

previsioni sul comportamento della mente umana partendo da ipotesi totalmente diverse. Lo scopo di questo lavoro non è, ovviamente, quello di risolvere questi contrasti teorici sulla natura dell'immaginazione, ma è quello di cercare di chiarire come la nostra mente possa utilizzare questo strumento naturale di simulazione di realtà innaturali o non familiari, come ambienti con condizioni di attrazioni gravitazionale diverse da quelle terrestri.

Chiarito come la nostra mente possa imparare a prevedere o a simulare gli effetti delle leggi della fisica, si potrebbero usare queste conoscenze per addestrare gli astronauti ad affrontare mutamenti improvvisi delle condizioni ambientali, come quello che può avvenire in un viaggio verso Marte, in cui abbiamo un lungo viaggio in condizioni di microgravità, un atterraggio su un mondo con una gravità ridotta (0,38 g) ed un nuovo lungo viaggio di ritorno in assenza di gravità. Possono gli esseri umani adattarsi a diverse leggi di moto in breve tempo? Come è noto gli astronauti sono addestrati a lavorare nelle EVA (Extra Vehicular Activity) compiendo movimenti lenti, sia a causa dell'ingombro della tuta spaziale, sia per la difficoltà a gestire i principi della fisica in assenza di gravità. L'allenamento mentale potrebbe essere un metodo alternativo per simulare condizioni innaturali sulla Terra, come l'assenza di gravità, altrimenti difficilmente ricreabili. Un'altra importante possibile

applicazione di questi studi riguarda la neuroriabilitazione di pazienti con disturbi della coordinazione sensorimotoria legati a lesioni emisferiche cerebrali. Una linea di tendenza recente suggerisce che la immaginazione mentale e la simulazione di diversi comportamenti motori possa rappresentare una strategia efficace per il recupero di funzioni compromesse dalla malattia. I protocolli tradizionali di immaginazione mentale implicano comportamenti puramente mentali, la cui correttezza di esecuzione è valutabile soltanto in maniera indiretta. Noi abbiamo sviluppato un protocollo originale di simulazione mentale (IMAGINE) che implica un atto motorio misurabile (l'atto di lanciare e poi riprendere al volo) eseguito su un oggetto immaginario. Il vantaggio di questo protocollo è che consente di misurare in maniera diretta e quantitativa i parametri utilizzati nella immaginazione mentale. Ovviamente questo protocollo può essere eseguito a prescindere dalle nostre ipotesi sull'utilizzo della forza di gravità e per atti motori e simulazioni mentali che nulla hanno a che vedere con la gravità.

5.1 IPOTESI

In questo lavoro ho cercato di evidenziare come l'immaginazione sia una capacità cognitiva, di natura volontaria, questo perché mi interessava sottolineare il contrasto tra l'immaginazione di una azione motoria e l'esecuzione della stessa azione. L'esecuzione motoria ha una parte fondamentale non-cognitiva ed istintiva, altrimenti non si potrebbero ottenere delle performance così elevate come nei migliori atleti, i quali possono compiere errori spaziali inferiori ai 5 cm e temporali inferiori ai 3 ms (Regan 1997), mentre il ritardo minore misurato tra la comparsa di uno stimolo visivo e l'inizio della risposta motoria è stato trovato essere di circa 60-80 ms (Brenner et al. 1998, Carlton 1981; Lacquaniti & Maioli 1989, Lee et al. 1983, Port et al. 1997, Prablanc & Martin 1992). Quindi, risulta evidente che esiste una capacità predittiva, *a-priori*, del nostro sistema motorio che agisce in modo istintivo nel momento opportuno, ma che comunque può essere acquisita con l'addestramento. La *sintonizzazione* del nostro sistema motorio con le leggi della fisica, come abbiamo già visto (Indovina et al. 2005, Zago & Lacquaniti 2005, Miller et al. 2008, Zago et al. 2008), passa attraverso una internalizzazione di un modello della gravità terrestre (Modello 1g, $g = 9,81 \text{ m s}^{-2}$). Valori

diversi di attrazione gravitazionale, o l'assenza di gravità, rendono il nostro sistema motorio goffo ed inadeguato (McIntyre et al. 2001, Zago et al. 2004, Zago et al. 2005, Zago & Lacquaniti 2005, Senot et al. 2005), almeno nel breve e medio periodo (come è noto addestramenti od esposizioni ad ambienti a gravità ridotta o assente non sono mai stati effettuati per periodi più lunghi di un anno). In questa *sintonizzazione* con la gravità terrestre è coinvolto il sistema vestibolare (Indovina et al. 2005, Zago & Lacquaniti 2005, Miller et al. 2008, Zago et al. 2008). Poiché il sistema vestibolare è quello dedicato alla individuazione del riferimento gravitazionale per la postura e l'equilibrio, non dovrebbe meravigliare se il sistema motorio acceda a questo sistema per l'integrazione dei dati di posizione e velocità, provenienti dal sistema visivo, con un modello, di secondo ordine, in grado di prevedere l'influenza della accelerazione di gravità nel moto dei corpi.

5.2 TESI

La domanda fondamentale a questo punto è se questa capacità, inconscia, del sistema motorio di prevedere gli effetti delle leggi della fisica sul moto degli oggetti, attraverso il modello interno di

gravità costruito dal sistema vestibolare, è penetrabile anche a livello cognitivo.

I dati di letteratura sembrano suggerire una fondamentale inaccessibilità del modello della gravità a livello cognitivo coerentemente con gli studi sulla così detta "*fisica ingenua*". Quando si chiede ad un soggetto, anche esperto delle leggi della fisica, di rispondere, senza aver tempo per riflettere, sul moto di un oggetto, esso commette regolarmente degli errori di valutazione interpretabili come l'utilizzo istintivo di una forma di conoscenza interna delle leggi della fisica simile a quella medioevale dell'*Impeto*. (Kozhevnikov & Hegarty 2001, Zago & Lacquaniti 2005). Questi studi hanno messo in luce come la nostra conoscenza del mondo esterno sia dissociata in tre forme. La *conoscenza implicita motoria* è quella istintiva, motoria, che agisce *a-priori* e che ci permette di interagire correttamente con il moto accelerato terrestre (McIntyre et al. 2001, Indovina et al. 2005), ma non altrettanto bene in condizioni microgravitazionali. La *conoscenza implicita percettiva*, che si basa sulla ricostruzione che noi facciamo in modo intuitivo del mondo attraverso i nostri sensi e che è quindi limitata dei difetti delle nostre percezioni; essa è, quindi, la raccolta delle nostre conoscenze intuitive del mondo ed è ciò che noi usiamo per prevedere quel che può avvenire intorno a noi. L'ultima forma di conoscenza è la

conoscenza esplicita. Essa è la *summa* cognitiva della nostra conoscenza del mondo, per i più esperti si fonda sugli studi fatti sulle leggi della fisica, per i meno esperti si basa sulle conoscenze intuitive. Ma essendo comunque una forma di conoscenza cognitiva essa non ha accesso a sistemi di elaborazioni intuitivi ed inconsci a basso livello (e per questo veloci), ma sfrutta le aree di elaborazione mentale ad alto livello (e per questo lente) per effettuare elaborazioni ad alta definizione come l'immaginazione visiva (rotazione mentale di oggetti, riconoscimento di forme, esplorazione mentale di mappe ed immagini).

I risultati che abbiamo ottenuto sembrano suggerire che l'immaginazione mentale del moto fisico degli oggetti occupi una posizione a se stante nel contesto delle rappresentazioni neurali. Infatti, i risultati hanno mostrato come nella maggior parte dei soggetti la durata immaginata del moto della pallina virtuale obbedisce assai da vicino alle leggi della fisica, sia per moti immaginati a velocità costante (0g) che per moti soggetti alla forza di gravità terrestre (1g). Bisogna sottolineare come la relazione tra la durata del moto e la velocità di lancio impartita sia caratterizzata da una forte non linearità. Tale non linearità non è prevista né da rappresentazioni di fisica ingenua del tipo di quelle precedentemente rivelate negli studi di conoscenza esplicita

verbalizzabile, né da rappresentazioni delle leggi di moto governate dalla gravità terrestre, quali quelle utilizzate dal sistema motorio in compiti di prensione di oggetti in caduta libera. Inoltre, i risultati hanno mostrato come i soggetti tendano ad utilizzare velocità di lancio sistematicamente più basse per palline non soggette alla gravità rispetto alle quelle utilizzate per palline soggette alla gravità terrestre. Solo un cervello che “conosca” le leggi di Newton sarebbe in grado di sfruttare la possibilità di utilizzare velocità più basse per moti $0g$, risparmiando energia meccanica e metabolica, così come solo un cervello che abbia internalizzata la legge di gravità sarebbe in grado di usare velocità superiore ad un valore soglia (funzione dell'altezza di lancio immaginata) per moti $1g$.

5.3 DOMANDE ALLA FINE

In un futuro, più lontano che vicino, gli esseri umani colonizzeranno altri pianeti, a partire da quelli prossimi a noi nel sistema solare come Marte, ma anche come la Luna.

Un bambino che nascerà su Marte crescerà con il proprio sistema motorio *sintonizzato* sulla gravità marziana o sarà costretto a vivere in mondo gravitazionalmente alieno?

In che modo una gravità aliena influenzerà la sua costruzione intuitiva del mondo?

5.4 BIBLIOGRAFIA

- Brenner E, Smeets JB, de Lussanet MH. *Hitting moving targets: Continuous control of the acceleration of the hand on the basis of the target's velocity. Experimental Brain Research.* 1998; 122:467-474.
- Carlton LG. *Processing visual feedback information for movement control. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance.* 1981; 7:1019-1030.
- Indovina I, Maffei V, Bosco G, Zago M, Macaluso E, Lacquaniti F. *Representation of visual gravitational motion in the human vestibular cortex. Science.* 2005 Apr 15; 308(5720):416-9.
- Kozhevnikov M, Hegarty M. *Impetus beliefs as default heuristics: dissociation between explicit and implicit knowledge about motion. Psychon Bull Rev.* 2001 Sep; 8(3):439-53.
- Lacquaniti F, Maioli C. *The role of preparation in tuning anticipatory and reflex responses during catching. Journal of Neuroscience.* 1989; 9:134-148.
- Lee DN, Young DS, Reddish PE, Lough S, Clayton TM. *Visual timing in hitting an accelerating ball. Quarterly Journal of Experimental Psychology.* 1983; 35A:333-346.
- McIntyre J, Zago M, Berthoz A, Lacquaniti F. *Does the brain model Newton's laws? Nat Neurosci.* 2001 Jul; 4(7):693-4.

- Miller WL, Maffei V, Bosco G, Iosa M, Zago M, Macaluso E, Lacquaniti F. Vestibular nuclei and cerebellum put visual gravitational motion in context. *Journal of Neurophysiology*. 2008 Apr; 99(4):1969-82.
- Port NL, Lee D, Dassionville P, Georgopoulos AP. *Manual interception of moving targets. I. Performance and movement initiation*. *Experimental Brain Research*. 1997; 116:406-420.
- Prablanc C, Martin O. *Automatic control during hand reaching at undetected two-dimensional target displacements*. *Journal of Neurophysiology*. 1992; 67:455-469.
- Regan D. *Visual factors in hitting and catching*. *Journal of Sports Science*. 1997; 15:533-558.
- Rizzolatti G, Fadiga L, Gallese V, Fogassi L. *Premotor cortex and the recognition of motor actions*. *Cogn. Brain Res*. 1996; 3:13-141.
- Senot P, Zago M, Lacquaniti F, McIntyre J. Anticipating the effects of gravity when intercepting moving objects: Differentiating up and down based on nonvisual cues. *Journal of Neurophysiology*. 2005; 94:4471-4480.
- Zago M, Bosco G, Maffei V, Iosa M, Ivanenko YP, Lacquaniti F. *Internal models of target motion: Expected dynamics overrides measured kinematics in timing manual interceptions*. *Journal of Neurophysiology*. 2004; 91:1620-1634.
- Zago M, Bosco G, Maffei V, Iosa M, Ivanenko, YP, Lacquaniti F. *Fast adaptation of the internal model of gravity for manual interceptions: Evidence for event-dependent learning*. *Journal of Neurophysiology*. 2005; 93:1055-1068.
- Zago & Lacquaniti 2005,
- Zago M, McIntyre J, Senot P, Lacquaniti F. Internal models and prediction of visual gravitational motion. *Vision Research*. 2008; 48(14):1532-38.



*Camminare in aria è possibile!
Il sistema di sgravio del peso corporeo in funzione.*

**6 UN APPROCCIO INNOVATIVO DI STIMOLAZIONE MECCANICA
DEL PIEDE COME CONTROMISURA ALLA MANCANZA DI SEGNALI
SENSORIALI DI CONTATTO AL SUOLO DOVUTI ALL'ATTRAZIONE DI
GRAVITÀ.**

6.1 INTRODUZIONE

La terapia locomotoria con lo sgravio di peso corporeo (Body Weight Support – BWS) è uno strumento efficace nella riabilitazione che può aiutare alcuni pazienti a recuperare l'abilità a camminare [1-6]. L'interazione del piede con il supporto e gli appropriati segnali sensoriali sono parte integrante nella rete generatrice del ritmo del cammino, mentre la retroazione del carico può riflettere maggiormente i segnali dai muscoli, dagli organi tendinei e dai recettori articolari, i segnali cutanei provenienti dal piede trasportano anche informazioni sul carico sugli arti inferiori. La mancanza delle sensazioni cutanee può infatti portare ad una locomozioni meno stabile [8-11] o altera il moto del piede [12]. In questi processi, anche la minima forza di contatto può essere funzionalmente critica [13-14]. In aggiunta, la stimolazione meccanica del piede può attenuare l'atrofia muscolare indotta dallo sgravio prolungato degli arti inferiori [15], come quello indotto negli astronauti per la prolungata esposizione alla microgravità, o può aumentare le contrazioni volontarie durante gli esercizi nei muscoli delle gambe [16]. Per questo, la stimolazione pressoria dei piedi può essere usata come un importante segnale sensoriale relativo al

cammino durante la riabilitazione al cammino in combinazione con altri metodi o terapie. I segnali di pressione tattile dai piedi possono attenuarsi e variare significativamente con lo sgravio del peso corporeo [14, 17] o quando sono usate delle macchine di assistenza al cammino che permettono il moto ripetitivo del piede [2, 18]. Alcune tecniche sono state in precedenza proposte per aumentare le sensazioni dai piedi, come la stimolazione delle piante del piede per mezzo di vibrazione sincronizzata con il cammino [19, 20], stimolazione con supporti meccanici imitanti le condizioni di cammino in microgravità o l'ipocinesia prolungata [21, 22] o la stimolazione dei nervi distali. L'ultimo approccio è stato utilizzato tipicamente per testare i riflessi cutanei piuttosto che imitare o ripristinare i segnali sensoriali dai piedi. Qui abbiamo sviluppato e testato un nuovo sistema fasico di stimolazione della pianta del piede. Consiste di solette pneumatiche leggere, poste all'interno delle scarpe ed usate in combinazione con un sistema di sgravio corporeo ed un sistema in tempo reale di analisi del movimento. Il vantaggio di questa tecnica è che rappresenta un metodo non invasivo per aumentare i segnali afferenti dai recettori del piede e per testare se la pressione applicata alla pianta del piede durante la fase di appoggio gioca un ruolo nelle varie condizioni di locomozione.

6.2 METODI

Descrizione generale del sistema.

Il sistema da noi sviluppato (descritto in figura 1) include i seguenti componenti principali e le seguenti proprietà:

- il cammino su di un treadmill in combinazione con lo sgravio del peso corporeo;
- le solette pneumatiche per ogni gamba per stimolare meccanicamente la pianta dei piedi;
- un sistema di analisi del moto per registrare e ricostruire in 3D la cinematica degli arti;
- un protocollo di comunicazione in tempo reale che fornisca un feedback ed una definizione on-line della fase di appoggio del cammino per ogni gamba.

Setup sperimentale.

Gli esperimenti, con diversi livelli di sgravio del peso corporeo (50, 75, 90 e 100% di BWS) sono stati effettuati su di un treadmill (EN-MILL 3446.527, Bonte Zwolle BV, Neatherlands) come illustrato in figura 1A. La superficie di cammino di questo treadmill è di 150

centimetri di lunghezza e di 60 centimetri di larghezza ed è posta a 15 centimetri al di sopra del suolo. La velocità del nastro è stata tenuta costante a 3 km/h.

Le parti attive delle solette pneumatiche sono costituite da due

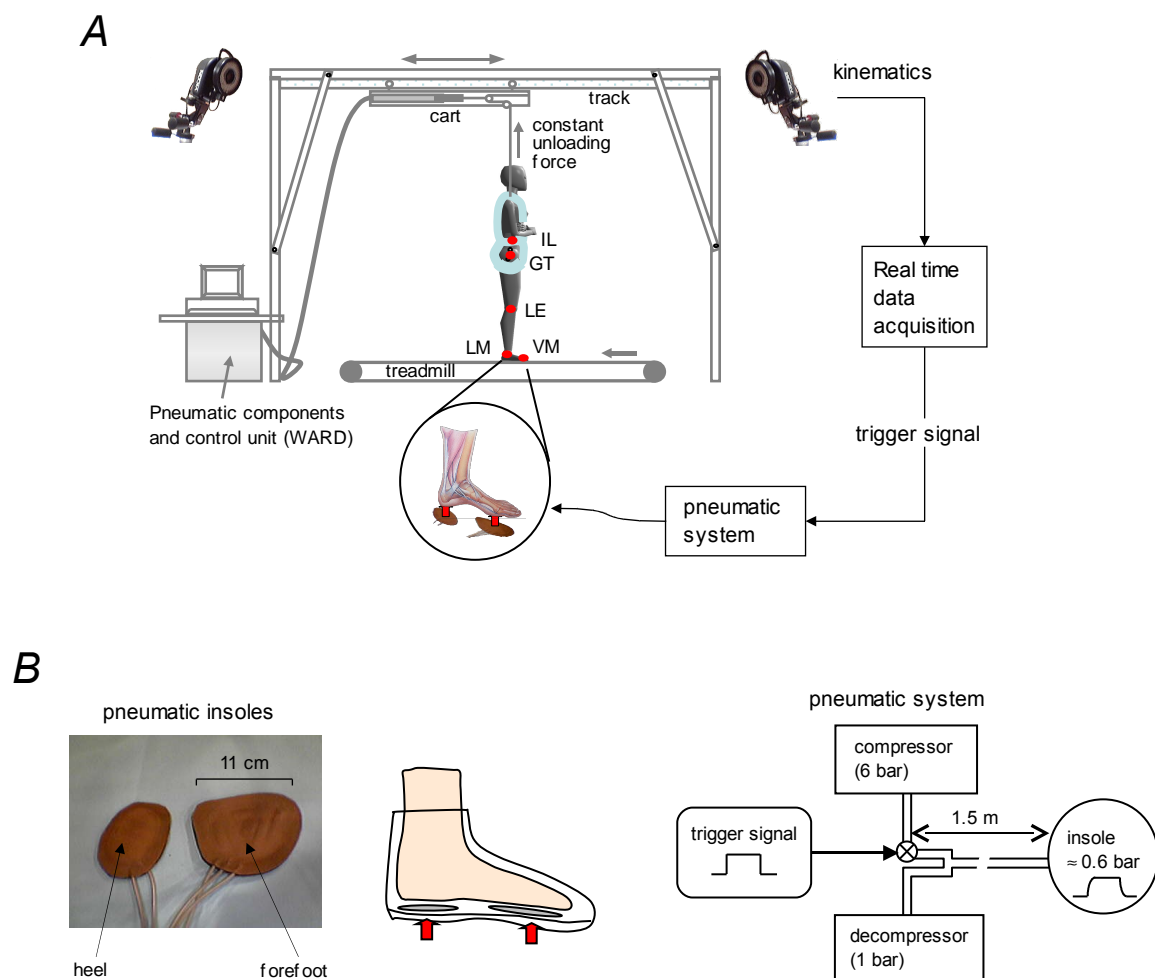


Fig. 1. Setup sperimentale. A – I soggetti camminano su di un treadmill a diversi livelli di sgravio del peso corporeo (BWS). Sono sostenuti in una imbracatura, sollevata da un cavo connesso ad un sistema pneumatico che esercita una forza di sollevamento prestabilita. La cinematica delle gambe è registrata per mezzo del tracciamento delle coordinate di 5 markers posti sui seguenti punti: la spina iliaca (IL), il grande trocantere (GT), l'epicondilo laterale del femore (LE), il malleolo laterale (LM) e la quinta articolazione metatarso-falangea (VM). B – Solette del tallone e della punta (a sinistra) e lo schema di controllo del sistema pneumatico (a destra). Le solette pneumatiche sono poste all'interno delle scarpe.

vesciche pneumatiche per ogni piede, una posta sotto il tallone ed

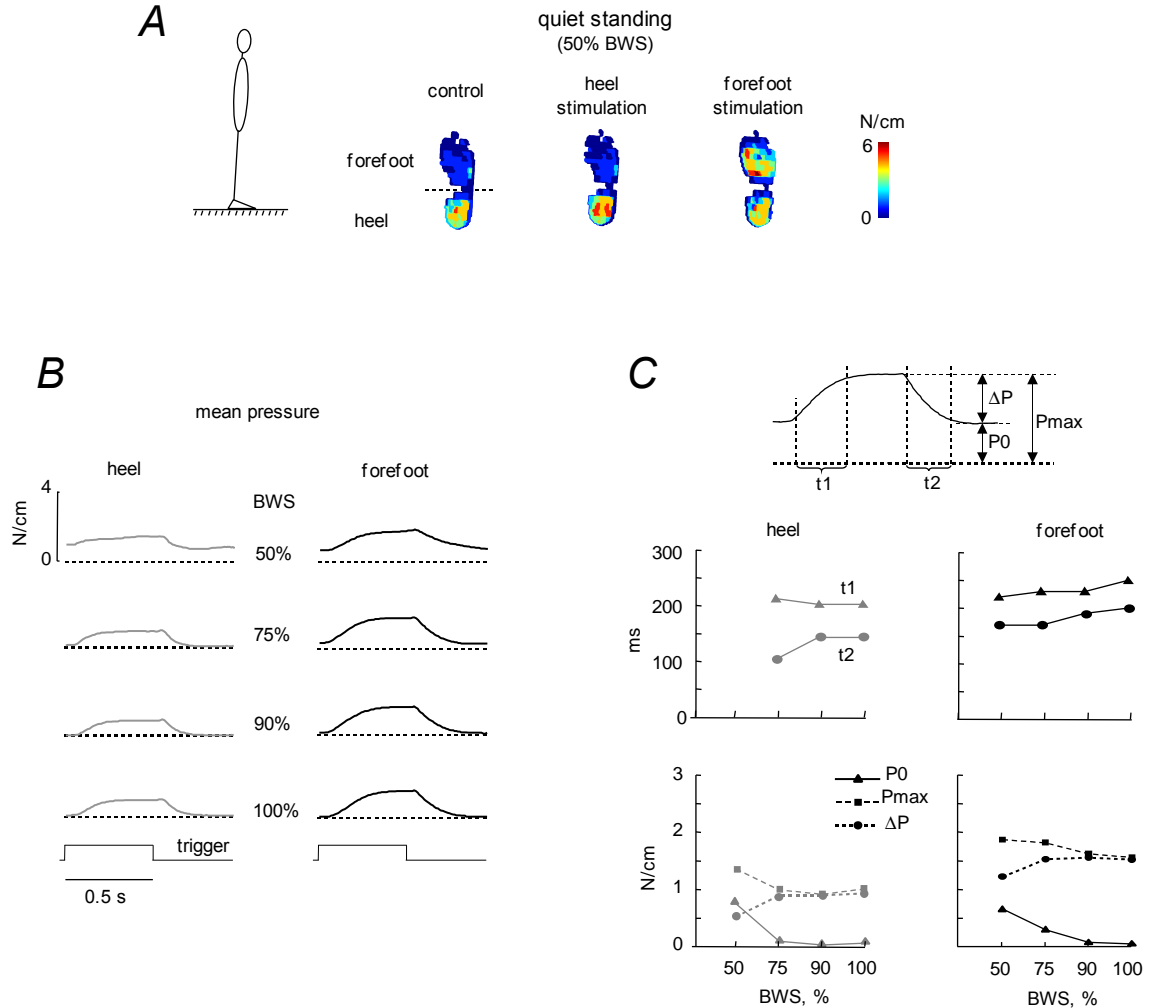


Fig. 2. Ampiezza e caratteristiche temporali della stimolazione del piede (durata di 0,5 secondi) durante la postura statica a diversi livelli di BWS. A – le figure a colori illustrano un esempio di distribuzione della pressione sotto il piede (pressione massima sui sensori in un periodo di 0,5 secondi) durante la postura normale e quando sono stimolate le aree del tallone e della punta in un soggetto rappresentativo. I singoli sensori sono elastici ed allineati in una matrice su di una soletta (PEDAR mobile system). La soletta contiene 99 sensori capacitivi ed è interposta tra il piede del soggetto e la suola della scarpa. B – un esempio di variazione della pressione media in funzione del tempo in un soggetto rappresentativo. Il piede è stato suddiviso nella zona anteriore (forefoot) e nella zona del tallone (heel), per ogni regione è stata calcolata la pressione media per tutti i sensori. Sono stati registrati indipendentemente (con un intervallo di 5 secondi) gli stimoli al tallone (a sinistra) e alla punta (a destra) di entrambe le gambe. C – Sono stati calcolati, basandosi sulle misure precedenti, i tempi medi di espansione (t_1) e di sgonfiamento (t_2) le caratteristiche di pressione. t_1 e t_2 sono stati calcolati ai punti del 5% e del 95% dell'andamento della pressione aggiuntiva ΔP . Il tempo verso il massimo ($t_1 \approx 200$ ms) è leggermente più lungo del tempo di rilassamento ($t_2 \approx 150$ ms). Da notare che l'ampiezza della pressione aggiuntiva (ΔP) aumenta all'aumentare del livello di sgravio sia per la punta che per il tallone.

una sotto la punta del piede. Ognuna di queste vesciche è connessa ad un compressore per mezzo di tubi di naylon, del diametro interno di 3 millimetri. Per realizzare le vesciche pneumatiche sono state incollate insieme due superfici di gomma lungo il perimetro (per 8 mm) lasciando, così, alla parte centrale la possibilità di gonfiarsi tramite i tubi di naylon. Esse hanno un peso di circa 20 grammi (la vescica del tallone) e di 30 grammi (la vescica sotto il metatarso), uno spessore di 4 mm (quando sgonfie) e delle dimensioni, rispettivamente, di circa 6x9 cm e 9x11 cm (figura 1B). Il posizionamento delle solette pneumatiche all'interno di entrambe le scarpe è una fase critica, poiché la pressione (0,6 bar) deve diffondersi ed essere applicata nelle differenti regioni in modo opportuno e più naturale possibile. Sono stati utilizzati quattro diversi regolatori di pressione (PNEUMAX, Singapore) che forniscono aria compressa (limitata a 0,6 bar) alle quattro solette separatamente, due al piede destro e due al piede sinistro. Il segnale di comando apre e chiude il solenoide di ogni valvola, connettendo e disconnettendo il compressore dalle solette. Il ritardo elettromeccanico per aprire e chiudere le valvole è di 50 ms e può essere facilmente preso in considerazione quando si programma l'inizio e la fine dello stimolo vero e proprio. Una pompa di aspirazione (che definiremo "de-compressore") lavora

continuamente (a circa 1,0 bar) aiutando a far defluire l'aria ed ad abbattere rapidamente la pressione nelle solette dopo che il comando di fine ha chiuso la valvola del compressore. Il compressore, il de-compressore ed il flusso dell'aria producono un basso livello di rumore che ha un effetto sulla locomozione trascurabile. La pressione all'interno delle solette è stata posta a 0,6 bar per mantenere l'integrità delle solette ed è compatibile con la pressione (0,5 bar) usata in condizioni statiche [22]. Livelli più alti possono procurare sensazioni dolorose, come è stato notato negli esperimenti preliminari.

Lo sgravio corporeo è stato ottenuto sospendendo il soggetto con una imbracatura ad un sistema pneumatico che applica alla vita del soggetto (sistema WARD [23]) una forza verso l'alto controllata. L'errore totale della forza applicata e delle fluttuazioni dinamiche della forza sono controllate da una cella di carico e sono minori del 5% del peso corporeo [23].

Soggetti.

Otto soggetti sani, 5 maschi e 3 femmine, di età media 35 (± 13 , DS) anni, di peso medio 69 (± 11 , SD) kg e di altezza media 174 (± 8 , SD) cm, si sono presentati volontari per gli esperimenti. Gli studi hanno seguito la Dichiarazione di Helsinki e sono state ottenute da

tutti i partecipanti dichiarazioni informate di consenso.

Validazione del sistema e dei protocolli.

Abbiamo definito le caratteristiche spazio-temporali, della stimolazione del piede, poiché essa poteva interferire con la normale sequenza di carico durante il cammino. La pressione in più sotto la pianta del piede prodotta dalle solette pneumatiche al momento del gonfiaggio può dipendere dal carico sul piede. Per esempio, durante il pieno carico la pressione totale dovuta al peso corporeo è maggiore di quello aggiunto dalle solette (0,6 bar) e non permette alle solette di gonfiarsi. Quindi, per stimare le caratteristiche temporali e di ampiezza della pressione aggiuntiva sotto il piede, abbiamo stimolato il piede sia in condizioni statiche che in condizioni dinamiche, durante la fase di appoggio durante il cammino, a diversi livelli di sgravio del peso corporeo.

Sono state prima testate in condizioni statiche le caratteristiche temporali della pressione media sotto i piedi a diversi livelli di sgravio del peso corporeo, ovvero durante la postura. Sono state stimulate simultaneamente le due solette frontali e quindi quelle sotto i talloni, in modo da valutare separatamente le caratteristiche temporali delle solette sotto la punta del piede da quelle delle solette poste sotto il tallone. La durata dello stimolo in questo caso è stata

di 0,5 secondi per tutte le solette.

Per il cammino il nostro scopo era quello di imitare la normale

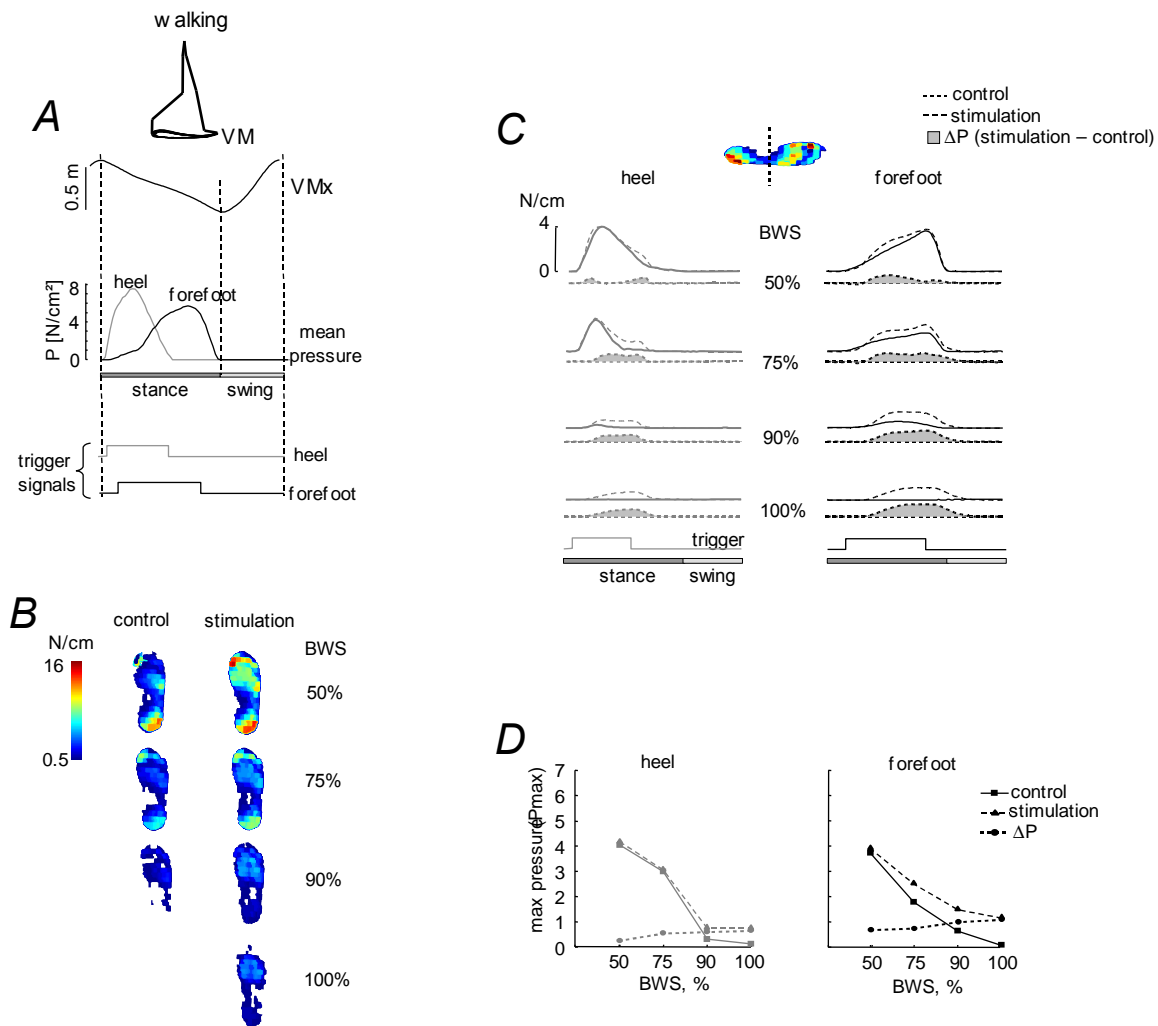


Fig. 3. Ampiezza e caratteristiche temporali della stimolazione del piede durante il cammino a 3 km/h con diversi livelli di sgravio del peso corporeo. A – un tipico rullamento tacco-punta durante l'appoggio in un soggetto rappresentativo che cammina a 0% di BWS (senza l'attivazione delle solette pneumatiche). Per aumentare o imitare questa sequenza generale di contatto, abbiamo stimolato di conseguenza il tacco e la punta (vedi i segnali di controllo in basso) usando un feedback in tempo reale tratto dalla cinematica orizzontale del piede (VMx). L'inizio del ciclo del cammino è stato posto nel momento del massimo di VMx. La soletta sotto il tallone è stata attivata tra 50 e 550 ms e la soletta sotto la punta tra 150 e 700 ms. l'evento del contatto al suolo del tallone è stato definito come il massimo di VMx. B – Un esempio di distribuzione della pressione plantare durante la fase di appoggio in un soggetto rappresentativo. È stata usata una scala di colori per rappresentare i valori di picco della pressione durante tutto l'appoggio. C – Un esempio di variazione della pressione media sotto il tallone (sinistra) e sotto la punta (destra) in funzione del tempo. D – Il valore massimo di pressione (mediato tra i soggetti) delle zone del tallone e della punta durante il cammino con e senza lo stimolo e l'ampiezza della pressione aggiuntiva ΔP . Notare l'aumento di ΔP con l'aumento del BWS.

sequenza di andamento della pressione sotto i piedi. Nel cammino normale, la sequenza plantigrada di contatto Tacco-Punta durante la fase di appoggio è caratterizzata dallo spostamento temporale della pressione dal tacco verso la punta. Per imitare questo disegno generale di distribuzione della pressione gli stimoli sono stati applicati separatamente al tallone ed alla punta durante la fase di appoggio di ogni piede usando un feedback in tempo reale dalla cinematica orizzontale del moto del piede. Durante il cammino a 3 km/h, la fase di appoggio dura circa 850-900 ms ed il ciclo completo è di circa 1,3-1,5 s [14]. Per imitare la sequenza di carico, le solette al tallone sono state attivate a 50 ms dall'inizio della fase di appoggio e disattivate a 550 ms, mentre le solette alla punta da 150 ms a 700 ms (vedi Risultati). Abbiamo anche provato se la stimolazione del piede durante la fase di appoggio potesse disturbare significativamente le caratteristiche generali del cammino (durata del ciclo, escursione orizzontale e variabilità del passo). Sono stati registrati dieci passi senza stimolo e quindi dieci passi con lo stimolo.

Registrazione dei dati.

È stata registrata, con una frequenza di acquisizione di 100 Hz, la cinematica bilaterale della locomozione per mezzo del sistema di analisi del movimento VICON-612. La posizione dei punti

selezionati sul corpo sono stati registrati attaccando dei marker passivi, riflettenti la luce infrarossa e del diametro di 1,4 cm, alla pelle al di sopra di riferimenti ossei sporgenti: la cresta iliaca anterosuperiore (IL), il grande trocantere (GT), l'epicondilo laterale del femore (LE), il malleolo laterale (LM) e la quinta articolazione metatarso-falangea (VM).

Per quantificare i cambiamenti di carico e di pressione al di sotto del piede è stato usato il sistema PEDAR-mobile (Novel, Germania). Esso consiste in una soletta strumentata da 99 sensori capacitivi, posta all'interno della scarpa tra il piede del soggetto e la suola. La soglia di pressione è stata posta a 1 N/cm^2 e tutti i sensori sono stati calibrati singolarmente. Prima di ogni prova, inoltre, è stato misurato il livello medio (per 3-5 s) per ogni sensore mentre il piede era sollevato e questo valore è stato posto come livello di zero.

Analisi dei dati.

L'inizio del ciclo del cammino è stato definito come l'istante in cui si ha il massimo del movimento orizzontale del piede (marker VM) rispetto al punto GT, quindi la durata dell'intero ciclo è stata definita come l'intervallo di tempo tra due massimi successivi di VM_x . In generale, la differenza tra gli eventi temporali misurati sul

moto orizzontale del piede e la cinetica (misurata con il sistema di misura della pressione del piede PEDAR-mobile) è inferiore al 3%.

Il carico relativo sulla regione della punta e del tallone durante la stimolazione meccanica a diversi livelli di BWS è stato stimato usando le solette strumentate PEDAR. A scopo illustrativo, è stata rappresentata la distribuzione dei picchi di pressione al di sotto della pianta del piede è stata rappresentata con una scala di colori. Per quantificare il carico totale sulle due aree principali di supporto del piede lo abbiamo suddiviso nella regione *forefoot* (punta) ed in quella *heel* (tacco). In ognuna di queste regioni è stata calcolata la pressione media in funzione del tempo durante la fase di appoggio

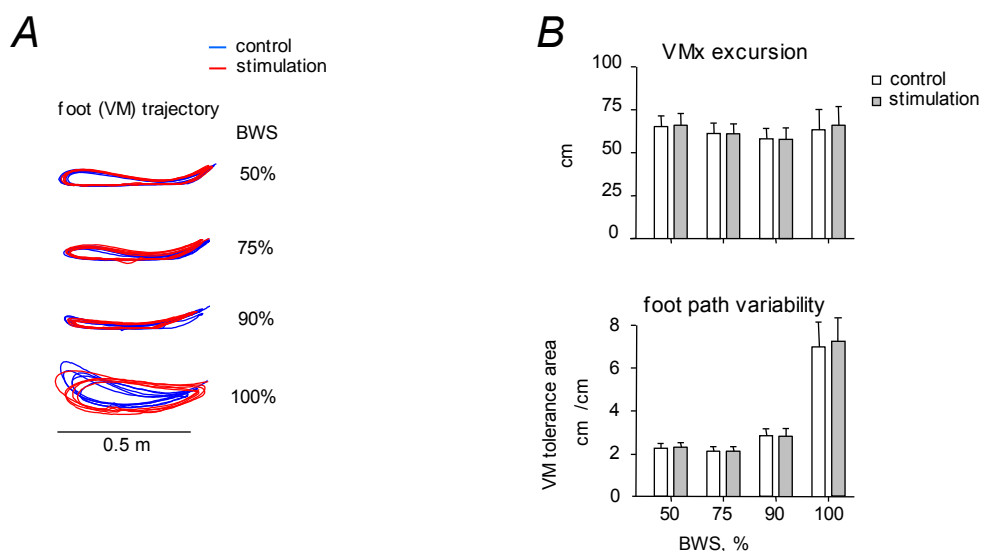


Fig. 4. L'effetto della pressione sui parametri generali del moto del piede durante il cammino su di un treadmill a 3 km/h. A – Le traiettorie del piede (10 passi) in un soggetto rappresentativo. B – L'escursione orizzontale e la variabilità (valor medio \pm DS, $n = 8$ soggetti). Notare che la stimolazione non disturba significativamente le caratteristiche della traiettoria del piede.

del cammino.

La variabilità spaziale della traiettoria del piede nel piano sagittale è stata quantificata nei termini dell'area di tolleranza di VM, calcolata sulla fase di pendolamento [14]. Questo indice descrive la variabilità del percorso del piede, sia nella direzione verticale che in quella orizzontale. Un valore grande dell'area di tolleranza indica una grande variabilità.

Statistica.

Le analisi statistiche (T-test di Student e ANOVA) sono state usate quando appropriate ed i risultati presentati sono considerati significativi per valori di $p > 0,05$.

6.3 RISULTATI.

Per caratterizzare l'ampiezza e le caratteristiche temporali dell'azione fisica delle solette pneumatiche, abbiamo applicato una stimolazione bilaterale delle aree della punta del piede (*forefoot*) e del tallone (*heel*) durante la postura statica a diversi livelli di BWS. La figura 2A mostra un esempio di distribuzione di pressione durante una normale postura e quando sono stimulate le aree

forefoot ed *heel* con le solette. Lo stimolo incrementa in modo selettivo la pressione delle aree al di sotto del tallone o della parte anteriore del piede ed ha solo delle conseguenze meccaniche limitate nelle aree non stimolate. Per esempio, quando viene stimolato il tallone durante la postura con sgravio corporeo del 50%, la pressione media sotto il tallone aumenta di $0,47 \pm 0,15 \text{ N/cm}^2$, mentre la pressione media rimane praticamente inalterata al di sotto della punta ($0,01 \pm 0,04 \text{ N/cm}^2$). Viceversa, quando è stimolata la punta del piede, la pressione al di sotto della punta aumenta di $1,29 \pm 0,21 \text{ N/cm}^2$, mentre diminuisce leggermente al di sotto del tallone ($-0,09 \pm 0,07 \text{ N/cm}^2$). Per questo il *crosstalk* può essere considerato minimo.

Nella figura 2B è rappresentato un esempio di cambiamento di pressione in funzione del livello di BWS. Su queste misure abbiamo calcolato il tempo medio di gonfiamento (t_1) ed il tempo medio di sgonfiamento (t_2) delle solette pneumatiche. Sia t_1 che t_2 aumentano con l'incremento del BWS durante lo stimolo della punta del piede, mentre sono praticamente costanti per lo stimolo del tallone (figura 2C). Comunque, le tempistiche di stimolazione al di sotto del tallone possono essere considerate affidabili solo al livello alti di BWS, infatti al di sotto del 75% di sgravio l'aumento della pressione durante lo stimolo al tallone è minimo. Il tempo di gonfiamento è

leggermente più lungo ($t_1 \cong 200$ ms) del tempo di sgonfiamento ($t_2 \cong 150$ ms), questo è probabilmente dovuto al contributo del de-compressore, che contrasta il gonfiamento, ma accelera lo sgonfiamento. Infatti in assenza del de-compressore t_2 sarebbe molto più lungo (circa 300-400 ms a seconda del livello di sgravio del peso).

Il valore della pressione aggiuntiva (ΔP) aumenta in entrambe le solette della punta e del tallone all'aumentare del livello di BWS (figura 2C). La pressione media è più alta nello stimolo della punta del piede che in quello del tallone ($p < 0,00001$) probabilmente per la conformazione delle scarpe, che mantengono un controllo più stretto a livello del metatarso, che a livello del tallone, dove esiste una limitata libertà di movimento verticale del piede nella scarpa.

Caratteristiche dello stimolo durante il cammino a diversi livelli di BWS.

Abbiamo stimato i cambiamenti di pressione sotto ai piedi durante il cammino a diversi livelli di sgravio del peso corporeo. Durante il cammino normale, il soggetto compie il tipico rollio tacco-punta durante la fase di appoggio (figura 3A) ed abbiamo programmato i segnali di comando dello stimolo meccanico in accordo con questa sequenza (parte inferiore della figura 3A). Nella figura 3B è mostrato un esempio di distribuzione della pressione

(valori massimi) in un soggetto rappresentativo ed in figura 3C sono mostrate le corrispondenti variazioni di pressione sotto il tallone (a sinistra) e sotto la punta (a destra) in funzione del tempo. L'aumento di pressione è maggiore ad alti livelli di BWS (figura 3D), in accordo con i dati ottenuti durante la postura statica (figura 2). Per poter valutare meglio abbiamo sottratto l'andamento medio nel tempo della pressione ottenuta durante il cammino senza lo stimolo da quello con lo stimolo (le aree in grigio nella figura 3C). Per confrontare in modo corretto i dati registrati durante la postura statica con quelli registrati durante il cammino bisogna ricordare, che nella fase di appoggio del cammino tutto il peso del soggetto è sostenuto da un piede solo, mentre nella postura entrambi i piede sostengono il peso del corpo. È per questo, quindi, che i valori delle prove di postura statica sono circa la metà dei valori di pressione misurati durante il cammino a parità di livello di sgravio corporeo.

Validazione del sistema e caratteristiche generali del passo durante il cammino a diversi livelli di BWS.

Abbiamo testato il sistema in modo che fosse sincronizzato con il passo e validato la sua funzionalità durante il cammino su di un treadmill. Il protocollo di comunicazione in tempo reale di VICON ha fornito un affidabile feedback della cinematica bilaterale degli

arti inferiori e dei piedi durante la locomozione. Basandoci su queste procedure, abbiamo sviluppato un software che controllasse lo stimolo durante la fase di appoggio del cammino e che imitasse la normale sequenza di contatto con il supporto; che fosse in grado di misurare in linea i momenti di appoggio del tallone (inizio della fase di appoggio) e tenesse conto del ritardo elettromeccanico (50 ms) di apertura e chiusura delle valvole che connettono e disconnettono il compressore alle solette pneumatiche. In tutti ed otto i soggetti abbiamo applicato, per ogni gamba, una stimolazione sincronizzata con il passo in modo affidabile e con una precisione di 10 ms (corrispondente alla frequenza di acquisizione della registrazione della cinematica).

Fino ad adesso abbiamo descritto le caratteristiche generali dello stimolo nella postura statica e nel cammino. Abbiamo anche valutato se esso possa disturbare significativamente la normale sequenza del cammino registrando la cinematica durante il cammino a velocità costante (3 km/h). La stimolazione meccanica non altera significativamente le caratteristiche della traiettoria del piede (escursione orizzontale e variabilità della traiettoria, vedi figura 4), né ha effetto sulla durata del ciclo del cammino ($p > 0,05$ in tutti i casi). Nel cammino in aria (100% di BWS) lo stimolo di pressione sotto il piede induce dei cambiamenti limitati nella forma

della traiettoria (probabilmente dovuti al fatto che l'espansione delle solette possono modificare meccanicamente la forma ed il volume delle scarpe); comunque, non aumenta né diminuisce la variabilità della traiettoria del piede.

Poiché le informazioni tattili dal piede possono indurre sensazioni di contatto o di carico [24], abbiamo inoltre chiesto ai soggetti cosa hanno percepito dello stimolo. Tutti i soggetti hanno riportato di avere avuto la sensazione di una pressione aggiuntiva durante il cammino. Anche se le solette, espandendosi, alzavano la pressione all'interno dell'intera scarpa la sensazione prevalente nei soggetti era di un aumento di pressione al di sotto della pianta del piede. In generale, le sensazioni soggettive corrispondono grossolanamente all'aumento di pressione. Per esempio, all'aumentare del livello di BWS, i soggetti percepivano la pressione al di sotto della punta del piede come sempre più forte rispetto a quella al di sotto del tallone.

6.4 DISCUSSIONE.

Questo studio descrive un sistema innovativo per applicare una stimolazione meccanica al di sotto del piede in condizioni di sgravio

del peso corporeo. I risultati rappresentano il primo passo verso l'utilizzo di questa stimolazione e lo studio del ruolo della pressione sotto il piede per varie applicazioni. Abbiamo usato con successo questo sistema per fornire una pressione aggiuntiva, sincronizzata con il passo, al piede durante la fase di appoggio della locomozione. Considerando i normali cambiamenti nella pressione durante il cammino normale, 150-200 ms di tempo di espansione e di sgonfiamento (figura 2C) rappresentano una approssimazione ragionevole dei cambiamenti della pressione sotto il piede nel cammino. Sebbene in questi studi abbiamo usato un limite fisso alla stimolazione (0,6 bar), il valore della pressione può essere scelto per ogni soletta in funzione delle caratteristiche del soggetto (es. nei bambini può essere scelto in modo proporzionale al loro peso ed alla taglia delle scarpe) o può fornire uno stimolo differente tra solette della punta e quelle del tallone o in modo asimmetrico tra le due gambe. [25]. Le scarpe sono un elemento importante del sistema in quanto scarpe di diversa forma distribuiscono la pressione interna in modo differente.

Il criterio di progetto del sistema si basa sull'uso del concetto di neurofisiologia dell'importanza di una sequenza temporale adeguata di carico sul piede durante il cammino e sull'uso di attivatori semplici e flessibili (leggere solette pneumatiche,

regolatori di pressione, sistemi di sincronizzazione), insieme con il massimo della libertà di movimento per il paziente. Questi strumenti sono stati sviluppati e possono essere applicati per diverse condizioni dinamiche (inclusa la microgravità [26, 27]) durante il cammino o la postura o persino in condizioni di relegazione a letto. È probabile che sia critico per la generazione della sequenza appropriata di locomozione la combinazione di diversi segnali afferenti [28, 29]. infatti, questo approccio è stato impiantato nello schema generale della ricerca di sinergie sensoriali o di “schemi afferenti” delle locomozione umana [30] che può essere usata per la stimolazione funzionale sensoriale. Le informazioni tattili dalle principali aree di supporto del piede sono anche usate dal cervello per scopi percettivi e possono indurre forti illusioni cinestetiche [24] e l'attivazione di aree somatosensoriali e dei lobi parietali superiori [22]. il contatto diretto (tatto) dei bipedi con il mondo esterno avviene costantemente con i piedi, così che essi rappresentano un importante elemento della nostra interazione con ciò che ci circonda. Lo scopo principale di questo lavoro è quello di introdurre il sistema e fornire informazioni dettagliate sul suo funzionamento. Ulteriori ricerche sono necessarie per chiarire come i segnali sensoriali interagiscono e per determinare a quali differenti popolazioni di pazienti possono trarre benefici da questa tecnologia

ed in quali proporzioni.

6.5 BIBLIOGRAFIA

1. Barbeau H, Ladouceur M, Norman KE, Pepin A, Leroux A. *Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment, and functional recovery*. Arch Phys Med. Rehabil 1999; 80:225-235.
2. Dietz V, Colombo G. *Recovery from spinal cord injury: underlying mechanisms and efficacy of rehabilitation*. Acta Neurochir Suppl 2004; 89:95-100.
3. Grasso R, Ivanenko YP, Zago M, Molinari M, Scivoletto G, Castellano V, Macellari V, Lacquaniti F. *Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients*. Brain 2004; 127(Pt 5):1019-1034.
4. Edgerton VR, Kim SL, Ichiyama RM, Gerasimenko YP, Roy RR. *Rehabilitative therapies after spinal cord injury*. J Neurotrauma 2006; 23(3-4):560-570.
5. Schmidt H, Werner C, Bernhardt R, Hesse S, Krüger J. *Gait rehabilitation machines based on programmable footplates*. J Neuroeng Rehabil 2007; 4:2.
6. Scivoletto G, Ivanenko Y, Morganti B, Grasso R, Zago M, Lacquaniti F, Ditunno J, Molinari M. *Plasticity of spinal centers in spinal cord injury patients: new concepts for gait evaluation and training*. Neurorehabil Neural Repair 2007; 21(4):358-365.
7. Duysens J, Clarac F, Cruse H. *Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects*. Physiol Rev 2000; 80:83-133.

8. Courtemanche R, Teasdale N, Boucher P, Fleury M, Lajoie Y, Bard C. *Gait problems in diabetic neuropathic patients*. Arch Phys Med Rehabil 1996; 77:849-855.
9. Perry SD, McIlroy WE, Maki BE. *The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation*. Brain Res 2000; 877:401-406.
10. Dingwell JB, Cavanagh PR. *Increased variability of continuous overground walking in neuropathic patients is only indirectly related to sensory loss*. Gait Posture 2001; 14:1-10.
11. Taylor AJ, Menz HB, Keenan AM. *Effects of experimentally induced plantar insensitivity on forces and pressures under the foot during normal walking*. Gait Posture 2004; 20(3):232-237.
12. Bouyer LJ, Rossignol S. *Contribution of cutaneous inputs from the hindpaw to the control of locomotion. II. Spinal cats*. J Neurophysiol 2003; 90(6):3640-3653.
13. Jeka JJ, Schoner G, Dijkstra T, Ribeiro P, Lackner JR. *Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway*. Exp Brain Res 1997; 113(3):475-483.
14. Ivanenko YP, Grasso R, Macellari V, Lacquaniti F. *Control of foot trajectory in human locomotion: role of ground contact forces in simulated reduced gravity*. J Neurophysiol 2002; 87(6):3070-3089.
15. Kyparos A, Feeback DL, Layne CS, Martinez DA, Clarke MS. *Mechanical stimulation of the plantar foot surface attenuates soleus muscle atrophy induced by hindlimb unloading in rats*. J Appl Physiol 2005; 99(2):739-746.
16. Layne CS, Forth KE, Baxter MF, Houser JJ. *Voluntary neuromuscular activation is enhanced when paired with a mechanical stimulus to human*

- plantar soles*. Neurosci Lett 2005; 334(2):75-78.
17. Flynn T, Canavan P, Chiang J, Cavanagh P. *Ground reaction force and plantar pressure reduction in an incremental weight bearing system*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1997; 12(3):S12.
 18. Hesse S, Schmidt H, Werner C. *Machines to support motor rehabilitation after stroke: 10 years of experience in Berlin*. J Rehabil Res Dev 2006; 43(5):671-678.
 19. Novak P, Novak V. *Effect of step-synchronized vibration stimulation of soles on gait in Parkinson's disease: a pilot study*. J Neuroengineering Rehabil 2006; 3:9.
 20. Priplata AA, Patrilli BL, Niemi JB, Hughes R, Gravelle DC, Lipsitz LA, Veves A, Stein J, Bonato P, Collins JJ. *Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke*. Ann Neurol 2006; 59(1):4-12.
 21. Sayenko IV, Miller T., Ivanov O., Galanov D., Guekht A. *The method of mechanic stimulation of the support zones as a way to maintain activity of the tonic muscular system during functional support deprivation*. In: Motor Control, edited by Gantchev N and Gantchev GN. Sofia: Academic Publishing House, 2005, p. 200-207.
 22. Chernikova L, Umarova R, Saenko I, Kozlovskaya I. *Effects of mechanical support stimulation on the recovery of poststroke movement disorders and brain activity in healthy subjects*. ISPGR, Abstracts, 2007; p. 105.
 23. Gazzani F, Fadda A, Torre M, Macellari V. *WARD: a pneumatic system for body weight relief in gait rehabilitation*. IEEE Trans Rehab Eng 2000; 8:506-513.
 24. Roll R, Kavounoudias A, Roll JP. *Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness*. Neuroreport 2002; 13(15):1957-

1961.

25. Chaudhuri S, Aruin AS. *The effect of shoe lifts on static and dynamic postural control in individuals with hemiparesis*. Arch Phys Med Rehabil 2000; 81(11):1498-1503.
26. Khusnutdinova D, Netreba A, Kozlovskaya I. *Mechanic stimulation of the soles support zones as a countermeasure of the contractile properties decline under microgravity conditions*. J Gravit Physiol 2004; 11(2):P141-142.
27. Layne CS, Forth KE, Abercromby AF. *Spatial factors and muscle spindle input influence the generation of neuromuscular responses to stimulation of the human foot*. Acta Astronaut 2005; 56(9-12):809-819.
28. Dietz V, Harkema SJ. *Locomotor activity in spinal cord-injured persons*. J Appl Physiol 2004; 96(5):1954-1960.
29. Misiaszek JE. *Neural control of walking balance: if falling then react else continue*. Exerc Sport Sci Rev 2006; 34(3):128-134.
30. Ellaway P, Taylor A, Durbaba R, Rawlinson S. *Role of the fusimotor system in locomotion*. Adv Exp Med Biol 2002; 508:335-342.