

Alma Mater Studiorum Università di Bologna

**DOTTORATO DI RICERCA IN SCIENZE FARMACOLOGICHE E TOSSICOLOGICHE,
DELLO SVILUPPO E DEL MOVIMENTO UMANO**

Ciclo XXX°

Settore Concorsuale: 06/N2 - SCIENZE DELL'ESERCIZIO FISICO E DELLO SPORT

Settore Scientifico Disciplinare: M-EDF/01 - METODI E DIDATTICHE DELLE ATTIVITA' MOTORIE

**STRUTTURAZIONE DI UN PROGRAMMA ALLENANTE
FINALIZZATO ALL'UTILIZZO PRESTAZIONALE DI UN
ESOSCHELETRO PER GLI ARTI INFERIORI DA PARTE DI UN
SOGGETTO PARAPLEGICO**

Presentata da: Giuseppe Ciavola

Coordinatore Dottorato

Prof. Patrizia Hrelia

Supervisore

Prof. Pasqualino Maietta Latessa

Esame finale anno 2018

*A mia moglie Angela,
che mi ha supportato nel mio percorso;
Ai professori Pasqualino Maietta e Laura Bragonzoni,
che mi hanno guidato con grande competenza e disponibilità*

ABSTRACT

La lesione spinale di origine traumatica (TSCI) è un evento catastrofico e inaspettato, che comporta conseguenze devastanti ed onerose a livello individuale e sociale: nonostante i continui progressi della scienza, la riabilitazione post-traumatica non è a tutt'oggi in grado di offrire una restitutio ad integrum al medulloleso, che di conseguenza esperisce condizioni di vita soggette a continui impasse di natura fisica e sociale, con riverberi psicologici fortemente negativi.

Gli esoscheletri per gli arti inferiori rappresentano una ulteriore opzione di mobilità per i soggetti paraplegici, ma il loro utilizzo prevalente viene ancora di norma limitato all'ambito riabilitativo-ospedaliero, quindi indoor; di contro, si ritiene che l'utilizzo outdoor e prestazionale di tali dispositivi possa migliorare le caratteristiche fisiologiche dei medullolesi, e possa comportare notevoli benefici psicologici, restituendoli alla stazione eretta, al cammino ed ampliando altresì la loro sfera di azione.

L'obiettivo della ricerca di questo dottorato ha riguardato pertanto la strutturazione di un programma allenante finalizzato all'utilizzo prestazionale di un esoscheletro per gli arti inferiori da parte di un soggetto paraplegico, la sua somministrazione e la verifica dei risultati da esso raggiunti. Il soggetto del single case study, un paraplegico di 30 anni di sesso femminile con lesione midollare a livello T12-L1, è stato sottoposto al programma di allenamento nell'arco del triennio compreso dal dottorato di ricerca; il percorso è stato interrotto per alcuni mesi a causa di una frattura occorsa allo stesso per cause indipendenti dall'allenamento.

Lo studio, condotto sia indoor che outdoor, ha comportato l'effettuazione di una media di 3 sessioni di allenamento settimanali, ciascuna della durata compresa da 60 a 75 minuti. Ogni sessione ha previsto la somministrazione di propioceptive training, resistance training ed aerobic training. I test, condotti all'inizio ed al termine dello studio, hanno evidenziato incrementi delle capacità propioceptive, di forza ed aerobiche del soggetto di studio, che durante il percorso complessivo di allenamento, il 4 giugno 2016, ha stabilito a Rimini il record mondiale di cammino ininterrotto (15 km) con esoscheletro. Lo studio ha evidenziato che l'utilizzo di un esoscheletro per gli arti inferiori a scopo prestazionale è possibile, e comporta positive implicazioni fisiologiche e psicologiche.

The Traumatic spinal cord injury (TSCI) is a catastrophic and unforeseen event which entails serious and long lasting consequences at an individual and social level: in spite of the continuous progress in science due to ongoing research, the post-traumatic rehabilitation is not able to offer a restitutio ad integrum to the paraplegic patient, which, in turn, causes life conditions bringing continuous social and physical limitations, with heavy negative psychological consequences.

The lower limbs' exoskeletons represent a further option for mobility for paraplegic patients, but their main use is still limited to the rehabilitative/hospital environment, hence indoor.

On the contrary, it is considered that the outdoor use for performance reasons of such tools could improve the physiological characteristics of the paraplegic patients and could, in turn, result in important psychological benefits, as it would bring back the patients to a standing position, limited walk so as to enlarge their range of movement.

Aim of this doctorate's dissertation has been the development of a training program aimed at the use of an exoskeleton for the lower limbs which has been customised to be used by a paraplegic patient, it's tuning for the specific use and the verification of the achieved results.

The patient targeted in this specific project, a 30 years' old paraplegic female with spinal lesion at T12-L1, has been subjected to a training program lasting the whole 3 years' doctorate duration; the training has been paused for a few months due to a patient's injury which was not related to the training program itself.

The study, performed both indoor and outdoor, involved the execution of an average of 3 weekly work-out sessions, each of them lasting from 60 to 75 minutes. Every session included a part of proprioceptive training, resistance training and aerobic training. Tests, performed at the start and at the end of the project, have shown an improvement of the proprioceptive, strength and aerobic capabilities of the patient who, during the training period, on June 4th 2016 in Rimini, set the new world record of continuous walk (15 km) with exoskeleton. The study has shown that the proper use of an exoskeleton for the lower limbs, aimed at performance improvement, is possible and has positive physiological and psychological implications.

INDICE

INDICE	5
INTRODUZIONE	7
PARTE I.	8
EPIDEMIOLOGIA, EZIOLOGIA ED IMPATTO SOCIO-SANITARIO DELLE LESIONI SPINALI	8
PARTE II.	17
BREVI CENNI DI ANATOMO – FISIOLOGIA DEL MIDOLLO SPINALE	17
PARTE III.	20
PATOFISIOLOGIA DEL MIDOLLO SPINALE	20
3.1. LA CLASSIFICAZIONE DELLE TIPOLOGIE DI DANNO SPINALE	20
3.1.1. Il danno midollare primario	22
3.1.2. Il danno midollare secondario	23
3.1.2.1. I meccanismi vascolari conseguenti al danno midollare.....	23
3.1.2.2. I cambiamenti biochimici conseguenti al danno midollare	24
3.1.2.2.1. Il danno assonale causato dai radicali liberi dell'ossigeno	24
3.1.2.2.2. I meccanismi ionici.....	25
3.1.2.2.3. Gli aminoacidi eccitatori	26
3.1.2.2.4. I recettori oppioidi	26
3.1.2.2.5. L'infiammazione.....	26
3.1.2.2.6. L'apoptosi e la necrosi cellulare.....	27
3.1.2.2.7. L'edema.....	27
3.2. CONCLUSIONI	28
PARTE IV.....	31
I RESIDUI FUNZIONALI IN RELAZIONE ALLA SEDE DI LESIONE MIDOLLARE	31
PARTE V.....	34
LA RIABILITAZIONE NELLE LESIONI DEL MIDOLLO SPINALE	34
5.1. LA RIABILITAZIONE DELLE LESIONI DEL MIDOLLO SPINALE IN ACUTO ED IN POST-ACUTO	35
5.2. IL PERIODO DI RIABILITAZIONE CRONICA DELLE LESIONI DEL MIDOLLO SPINALE	38

5.3. LA VALUTAZIONE DEL PAZIENTE MEDULLOLESO	40
5.4. GLI INTERVENTI FISIOTERAPICI PER L'INCREMENTO DELLA FORZA MUSCOLARE .	41
PARTE VI.....	43
IL TRAINING PRESTAZIONALE IN SOGGETTI PARAPLEGICI	43
PARTE VII.....	47
IL CONTROLLO POSTURALE, IL BILANCIAMENTO IN POSIZIONE ASSISA ED I LIMITI DI STABILITÀ NEI SOGGETTI PARAPLEGICI	47
PARTE VIII.....	50
GLI ESOSCHELETRI. DA STRUMENTI RIABILITATIVI A STRUMENTI PRESTAZIONALI	50
PARTE IX.....	52
IL PROGETTO DI UTILIZZO DI UN ESOSCHELETRO A SCOPO PRESTAZIONALE PER IL RAGGIUNGIMENTO DI UN RECORD DI PERCORRENZA E LO SVILUPPO DEL CONSEQUENTE PROTOCOLLO DI ALLENAMENTO	52
9.1. INTRODUZIONE	52
9.2. MATERIALI E METODI	53
9.2.1. Le specifiche dell'allenamento somministrato.....	54
9.2.1.1. L'allenamento propriocettivo.....	54
9.2.1.1.1. 1^ variabile: l'entità del raggio della superficie sferica sulla quale è posta la pedana	58
9.2.1.1.2. 2^ variabile: l'innalzamento del baricentro del soggetto.	61
9.2.1.1.3. 3^ variabile: la deformabilità della superficie sferica su cui insiste la pedana.....	63
9.2.1.2. L'allenamento contro resistenza	64
9.2.1.3. L'allenamento aerobico.....	66
9.3. I RISULTATI DEL PERCORSO ALLENANTE	69
9.3.1. Le risultanze dell'allenamento propriocettivo	69
9.3.2. i risultati dell'allenamento contro resistenza	83
9.3.4. Le risultanze dell'allenamento aerobico.....	87
9.4. DISCUSSIONE	89
CONCLUSIONI.....	90
BIBLIOGRAFIA	91

INTRODUZIONE

Si assiste oggi, nella società occidentale, ad un cambio di atteggiamento nei confronti di molti aspetti: maggiore inclusione sociale dei soggetti di diversa etnia e religione, maggiore rispetto per le altre creature che, assieme all'uomo, popolano il pianeta, crescente attenzione alle problematiche relative all'ambiente, maggiore sostegno alle iniziative umanitarie. La presa di coscienza e la sensibilità delle società odierne, soprattutto occidentali, riguardo tutto ciò sembra –giustamente- aumentare. Anche nei riguardi delle diversità fisiche, al pari di tutte le altre, è necessario cambiare atteggiamento: esse non possono, ma devono essere superate. Il passaggio dall'ambito di ciò che è possibile a quello di ciò che è dovuto, comporta una notevole variazione dell'atteggiamento psicologico nei confronti della disabilità fisica: l'impegno a risolvere problematiche ed istanze, che da essa derivano viene percepito e vissuto con maggior enfasi, con implicazioni etiche e sociali più cogenti. Un proposito fondamentale che ha ispirato e motivato il percorso di dottorato illustrato di seguito è stato quello di dimostrare che un altro superamento da attuare è quello del limite, troppo spesso ancora esistente, tra la semplice riabilitazione e la ri-funzionalizzazione a scopo prestazionale: mentre la prima mira, infatti, generalmente a consentire al soggetto disabile il ritorno allo svolgimento delle normali attività di vita quotidiana, tramite un ripristino funzionale che riporti il soggetto quanto più possibile in prossimità dello "statu quo ante", la seconda mira ad oltrepassare i limiti che il soggetto presentava antecedentemente all'evento lesivo, consentendogli di conseguire, seppure in modalità adattata, risultati motori e sportivi maggiori di quelli che egli avrebbe ottenuto in precedenza. È stato proprio questo il caso della giovane paraplegica, soggetto del presente "single case study": poco o nulla interessata alle pratiche sportive e motorie nel suo periodo di vita antecedente al trauma lesivo, si è avvicinata poi a tali attività, scoprendone tutti i positivi risvolti fisici e psicologici. Attraverso la pratica di sport adattati e la partecipazione a manifestazioni ed eventi sportivi, essa ha scoperto, più che riscoperto, il piacere e l'emozione di condividere con altri la volontà di fare, il mettersi in gioco, la fatica ed i risultati, nel suo caso quasi sempre lusinghieri. Allo stesso tempo, l'Università di Bologna ha iniziato ad interessarsi delle caratteristiche degli esoscheletri, ortesi robotizzate di recente sviluppo, e delle loro potenzialità di utilizzo in ambito non solo riabilitativo, ma anche prestazionale motorio. Il passo che ha portato l'elemento umano a congiungersi con l'elemento strumentale è stato indubbiamente breve. Il progetto del presente dottorato ha riguardato la strutturazione e la somministrazione di un programma allenante finalizzato all'utilizzo prestazionale di un esoscheletro per gli arti inferiori da parte di un soggetto paraplegico. Tale programma allenante è stato predisposto a seguito della ricerca ed analisi della letteratura e documentazione scientifica relativa alla patofisiologia delle lesioni midollari, alla loro riabilitazione, alle risultanze dei training effettuati dai medullosesi nei diversi studi analizzati, alle evidenze pubblicate riguardo i diversi tipi di esoscheletro per gli arti inferiori ed il loro utilizzo. L'allenamento, somministrato e testato dal dottorando, ha permesso al soggetto allenato di stabilire il record mondiale di percorrenza con esoscheletro, camminando ininterrottamente per 15 chilometri. Il risultato conseguito ha prodotto un notevole riverbero mediatico, ed una grande soddisfazione per tutti coloro che, con differenti ruoli, hanno contribuito alla realizzazione dell'evento. Nell'ultimo anno, dopo il raggiungimento del record, è continuata la somministrazione degli allenamenti, con ulteriori incrementi prestazionali, in vista del prossimo obiettivo del soggetto di studio: la percorrenza dei 21,0975 chilometri costituenti la distanza della mezza maratona.

PARTE I.

EPIDEMIOLOGIA, EZIOLOGIA ED IMPATTO SOCIO-SANITARIO DELLE LESIONI SPINALI

La lesione spinale traumatica (TSCI, "Traumatic Spinal Cord Injury"), ossia quella derivante da causa traumatica, è un evento improvviso ed inaspettato, che può risultare devastante sotto il profilo umano ed oneroso in termini sociali. Benché le lesioni spinali possano presentare origini diverse, quelle di origine traumatica rappresentano la maggior parte delle lesioni spinali in toto. Chen e collaboratori, in un articolo del 2013¹, analizzarono i dati provenienti da due importanti database americani di settore, il National SCI Database (NSCID) ed il National Shriners SCI Database (NSSCID), relativi al periodo dal 2005 al 2011, al fine di esaminare le specifiche eziologie delle lesioni spinali in riferimento all'età, sesso, razza, etnia e periodo nel quale l'evento lesivo si era verificato, nonché le risultanze neurologiche delle lesioni stesse; gli autori rilevarono che dei 7.834 casi inclusi nello studio solamente il 4,3% derivava da complicazioni medico-chirurgiche. Delle 37 cause di lesione spinale prese in esame, quelle più comuni risultarono essere gli incidenti automobilistici (31,5%) e le cadute (25,3%), seguite dalle ferite d'arma da fuoco (10,4%), gli incidenti motociclistici (6,8%), e gli incidenti in acqua (4,7%). Queste 6 cause di TSCI, assieme alle complicazioni medico-chirurgiche, risultarono rappresentare il 83,1% dei casi totali di SCI. Gli incidenti automobilistici risultarono essere la causa principale di lesione spinale fino all'età di 45 anni, mentre le cadute ne risultarono la causa principale al di sopra dei 45 anni. Le ferite d'arma da fuoco, gli incidenti motociclistici e in acqua risultarono causare un maggior numero di lesioni spinali nei soggetti di sesso maschile che in quelli di sesso femminile, mentre la maggior differenza riguardante le diverse razze / etnie risultò risiedere nel numero di lesioni causate da ferite d'arma da fuoco. Gli autori rilevarono inoltre che un numero maggiore di TSCI si verificava durante i fine settimana e nei mesi più caldi, il che sembra essere associato al maggior numero di eventi traumatici spinali correlati all'uso dei motocicli ed alle attività acquatiche. Infine, il livello e la completezza o meno delle lesioni risultarono essere associati all'eziologia delle lesioni stesse. Tali evidenze relative alle cause di SCI, all'età di infortunio ed al genere degli infortunati confermano quelle risultanti da una precedente review, pubblicata nel 2010 da van der Berg e collaboratori². I dati estrapolati dai 13 studi presi in esame nella loro opera evidenziarono infatti che la causa maggiore delle lesioni spinali traumatiche erano gli incidenti stradali e le cadute, in percentuali

quasi uguali. La maggior parte delle lesioni spinali traumatiche mostrò una distribuzione bimodale in relazione all'età di infortunio: il primo picco fu rinvenuto nei giovani adulti tra i 15 e i 29 anni, ed il secondo picco negli adulti anziani, soprattutto di 65 anni e più, mentre le lesioni spinali di origine non traumatica facevano registrare un incremento stabile della loro incidenza in relazione all'aumento dell'età. Quanto al genere, nei casi di TSCI si evidenziò una predominanza di quello maschile rispetto a quello femminile: il rapporto maschi / femmine risultò variare dal 2:1 in Turchia al 6,7:1 in Irlanda. Di contro, un rapporto più basso (1,3:1) fu registrato nell'ambito delle lesioni spinali di origine non traumatica.

Tab. 1. Profilo demografico e caratteristiche dell'evento lesivo dei 7.834 soggetti considerati nello studio eziologico pubblicato nel 2013 da Chen et al. (1)

Characteristics	n	(%)
Age group, years		
0-15	384	(4.9)
16-30	3,015	(38.5)
31-45	1,645	(21.0)
46-60	1,686	(21.5)
61 and above	1,103	(14.1)
Unknown	1	–
Sex		
Male	6,132	(78.3)
Female	1,700	(21.7)
Unknown	2	–
Race		
White, Non-Hispanic	5,051	(66.8)
Black, Non-Hispanic	1,562	(20.7)
Hispanic	692	(9.2)
Other	252	(3.3)
Unknown	277	–
Level of injury		
C1-C4	2,323	(30.6)
C5-C8	2,091	(27.6)
T1-T6	1,147	(15.1)
T7-S3	1,965	(25.9)
Normal	55	(0.7)
Unknown	253	–
Completeness of injury (AIS)		
A	3,300	(43.6)
B	1,011	(13.4)
C	1,177	(15.6)
D	2,032	(26.9)
E	46	(0.6)
Unknown	268	–
Day of injury		
Monday	1,004	(12.8)
Tuesday	916	(11.7)
Wednesday	976	(12.5)
Thursday	979	(12.5)
Friday	1,118	(14.3)
Saturday	1,483	(18.9)
Sunday	1,358	(17.3)
Month of injury		
January	589	(7.5)
February	490	(6.3)
March	697	(8.9)
April	672	(8.6)
May	750	(9.6)
June	740	(9.5)
July	851	(10.9)
August	715	(9.1)
September	635	(8.1)
October	585	(7.5)
November	555	(7.1)
December	555	(7.1)

Note: AIS = American Spinal Injury Association Impairment Scale.

Tab. 2. Eziologia specifica delle lesioni midollari dei soggetti analizzati nello studio eziologico di Chen et al, nel periodo 2005 – 2011. (1).

Rank	Specific etiology	n	(%)
1	Auto crash, including jeep, truck, dune buggy, and bus	2,465	(31.47)
2	Fall, including jumping and being pushed accidentally (not as an act of violence)	1,981	(25.29)
3	Gunshot wound	816	(10.42)
4	Motorcycle crash: 2-wheeled, motorized vehicles including mopeds and motorized dirt bikes	533	(6.80)
5	Diving	366	(4.67)
6	Medical/surgical complications: impairment of spinal cord function resulting from adverse effects of medical, surgical or diagnostic procedures and treatment	333	(4.25)
7	Hit by falling/flying object, including ditch cave in, avalanche, rockslide	177	(2.26)
8	Bicycle, tricycles, and unicycles	166	(2.12)
9	All-terrain vehicle and cycle (ATV/ATC): 3-wheeled and 4-wheeled	140	(1.79)
10	Pedestrian, including falling/jumping into the path of a vehicle	100	(1.28)
11	Other sport: auto racing, glider kite, slide, swimming, bungee jumping, scuba diving, roller blading, jet-skiing, cheerleading, etc	82	(1.05)
12	Other unclassified: lightning, kicked by an animal, machinery accidents	76	(0.97)
13	Other vehicular: tractor, bulldozer, go-cart, steamroller, train, road grader, forklift, etc	71	(0.91)
14	Winter sports: sledding, snow tubing, tobogganing, playing ice hockey, snowboarding, etc	67	(0.86)
15	Personal contact, including being hit with a blunt object, falls as a result of being pushed (as an act of violence)	60	(0.77)
16	Surfing, including body surfing	60	(0.77)
17	Snow skiing	55	(0.70)
18	Horseback riding	54	(0.69)
19	Football	35	(0.45)
20	Wrestling	26	(0.33)
21	Other penetrating wounds: stabbing, impalement, etc	25	(0.32)
22	Fixed-wing aircraft	24	(0.31)
23	Snowmobile	20	(0.26)
24	Boat	14	(0.18)
25	Air sports: parachuting, para-sailing, etc	12	(0.15)
26	Gymnastic activities other than trampoline	12	(0.15)
27	Trampoline	11	(0.14)
28	Rodeo, including bronco/bull riding	10	(0.13)
29	Field sports: field hockey, lacrosse, soccer, rugby, etc	8	(0.10)
30	Rotating wing aircraft	7	(0.09)
31	Baseball/softball	6	(0.08)
32	Water skiing	6	(0.08)
33	Basketball/volleyball	5	(0.06)
34	Hang gliding	4	(0.05)
35	Skateboard	3	(0.04)
36	Track and field: pole vault, high jump, etc	3	(0.04)
37	Explosion: bomb, grenade, dynamite, and gasoline	1	(0.01)

Lee e collaboratori, nel 2014³, editarono un'altra interessante review in cui veniva tracciata una mappa globale per l'epidemiologia delle lesioni spinali traumatiche, grazie ad una ricerca effettuata su Medline/Embase per il periodo intercorrente dal 1959 alla metà del 2011. Il tasso di incidenza globale nel 2007 fu stimato essere di 23 casi di TSCI per milione (179.312 casi per anno). I dati regionali furono disponibili per il Nord America (40 casi per milione), Europa occidentale (16 casi per milione) ed Australia (15 casi per milione), mentre dati regionali estrapolati indicarono l'incidenza in Asia centrale (25 casi per milione), Asia del sud (25 casi per milione), Caraibi (19 casi per milione), America Latina andina (19 casi per milione), America Latina centrale (24 casi per milione), America Latina del sud (25 casi per milione) Africa centrale sub-sahariana (29 casi per milione), Africa dell'est sub-sahariana (21 casi per milione). Gli autori stimarono che globalmente nel 2007 vi erano stati tra i 133.000 ed i 226.000 casi di lesioni spinali traumatiche causate da eventi accidentali e da atti di violenza. La proporzione di TSCI derivante dall'uso di mezzi di trasporto risultò in decremento o stabile nei paesi sviluppati, ma in incremento

nei paesi in via di sviluppo, a causa della transizione dall'uso di mezzi di trasporto non motorizzati (veicoli a trazione animale, biciclette) a quelli motorizzati (motocicli, automobili), carenze normative e scarsità infrastrutturale, scarsa educazione alla sicurezza. Nei paesi sviluppati, di contro, la proporzione di TSCI dovuta a cadute risultò in aumento, a causa dell'incremento della popolazione anziana. Le differenze demografiche ed economiche tra i paesi sviluppati e quelli in via di sviluppo risultarono inoltre influire sull'incidenza di TSCI causata da cadute dal basso o dall'alto. Le lesioni spinali dovute a cadute dal basso, ovvero da 1 metro o meno oppure a livello del suolo (queste ultime dovute a scivolate od inciampi), in cui spesso incorrono le persone più anziane, risultarono già da tempo in aumento nei paesi sviluppati, a causa dell'innalzamento dell'età media della popolazione; nei paesi in via di sviluppo, invece, le cadute dal basso esitanti in TSCI risultarono avvenire maggiormente nei soggetti giovani, mentre trasportavano sulla testa pesanti carichi, così come molte TSCI risultarono essere causate da crolli strutturali durante attività minatorie scarsamente controllate e regolate.

Singh e collaboratori⁴, sempre nel 2014, furono autori di una review in cui vennero indagate a livello mondiale la prevalenza, l'incidenza e le cause delle lesioni spinali; lo studio si avvale di tutta la letteratura di rilievo pubblicata fino al 2013, reperita attraverso i principali Database di settore (PubMed, MEDLINE, MEDLINE in process, EMBASE, Cochrane Controlled Trial Register, e Cochrane Database of Systematic Reviews). Prescindendo dai dati evidenziati nella review per i singoli stati, che vengono comunque riportati nella tabella a seguire, è interessante notare che in tutti i paesi la percentuale di maschi che avevano riportato una lesione spinale risultava nettamente superiore a quella delle femmine. Il rapporto maschi/femmine, comunque, risultò variare significativamente nei vari paesi, con il rapporto più alto nelle Isole Fiji (6.7:1), in Irlanda (6.7:1), in Estonia (5.5:1, 6:1) ed in Giordania (5.8:1), mentre i rapporti più bassi si evidenziarono in Islanda (2.6:1), Turchia (2.5:1) e Stati Uniti (2.25:1).

Tab. 3. Incidenza e cause di lesione midollare in vari Paesi. (4).

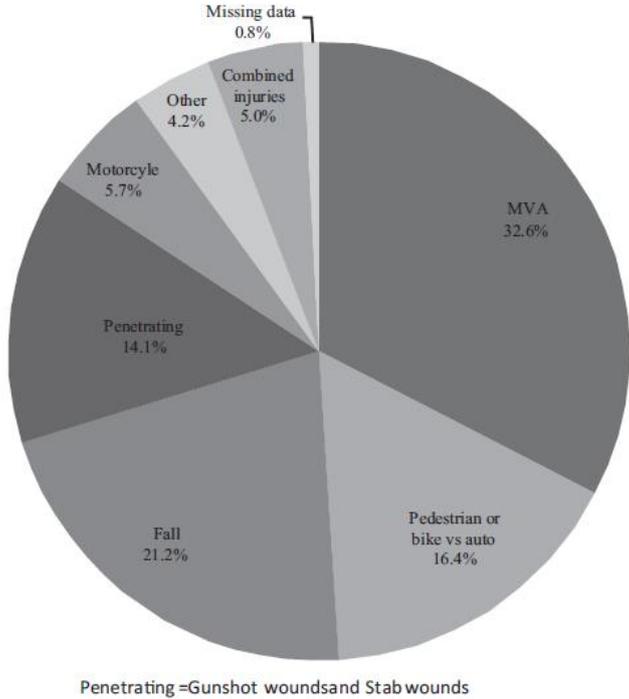
	Annual incidence (per million)	Male:female ratio	Peak age	Causation	Level of injury
United States of America (1970–1977) ³⁸	40.1	2.25:1	Overall: 15–24 (68.0/million)	Not specified	Not specified
Denmark (1975–1984) ³⁹	9.2	3.3:1	Overall: 15–24 (40%)	Traffic: 47% Falls: 26% Sports: 12% Suicide: 8% Struck by object: 3% Crushing accident: 2% Violence: 2% Other: 1%	Cervical: 51% Thoracic: 28% Lumbar: 21%
Estonia (1997–2001) ³⁰	35.4	6:1	Males: 50–59 (~32/million) Females: 30–39 (~15/million)	Falls: 36.5% Traffic: 30.3% Sports: 13.9% Other: 19.3%	Cervical: 60.5% Thoracic: 18.9% Lumbar: 20.6%
Estonia (1997–2007) ⁴⁰	39.7	5.5:1	Males: 20–29 (133.9/million) Females: 30–39 (18.3/million)	Falls: 41.0% Traffic: 29.4%	Cervical: 59.4% Thoracic: 18.3% Lumbar/sacral: 22.3%
Finland (1976–2005) ⁴¹	13.8	4.5–5.1:1	Males: 16–34 Females: 16–34	Falls: 41.2% Traffic: 39.5% Diving: 6.6% Violence: 2.7% Other: 10.0%	Not specified
France (2000) ⁴²	19.4	Not specified	Not specified	Not specified	Not specified
Greenland (1965–1986) ⁴³	26	2.86:1	Not specified	Falls: 33.3% Suicide: 26% Accidental shot: 15% Violence: 11% Struck by object: 7.4% Sports: 3.7% Traffic: 3.7%	Not specified
Iceland (1975–2009) ¹¹	22.6	2.6:1	Overall: ≤30 (43%)	Traffic: 42.5% Falls: 30.9% Sports: 19% Other: 8%	Cervical: 57% Thoracic/lumbar: 43%
Ireland (2000) ⁴⁴	13.1	6.7:1	Overall: 20–29	Traffic: 50% Falls: 35% Sports: 9% Suicide: 2% Work-related: 2% Iatrogenic: 2%	Cervical: 50% Thoracic: 41% Lumbar: 9%
The Netherlands (1994) ⁴⁵	12.1	3.3:1	Overall: 21–30 (24.8%)	Falls: 48.7% Traffic: 31.0% Sports: 8.9% Occupational: 4.4% Other: 3.5% Unknown: 3.5%	Not specified
Norway (1974–1975) ⁴⁶	16.5	4.9:1	Overall: 20–40 (39%)	Not specified	Cervical: 53% Thoracic: 26% Lumbar: 12% Conus/cauda equina: 9%
Romania (1975–1993) ⁴⁷	28.5	3.35:1	Overall: 51–60 (21.4%)	Falls: 59% Traffic: 16% Falling weight: 10% Sports: 7% Other: 8%	Cervical: 57.2% Thoracic: 29.3% Lumbar: 13.0% Sacral: 0.4%

Spain (1984–1985) ⁵⁶	8.0	Not specified for traumatic cases alone	Not specified for traumatic cases alone	Traffic: 52% Falls: 27.5% Stroke: 6% Surgical: 4% Sports: 3% Projectile: 3% Others: 4.5%	Not specified for traumatic cases alone
Spain (2000–2009) ⁴⁸	23.5	Not specified	Not specified	Traffic: 35.5%	Not specified
Switzerland (1960–1967) ⁴⁹	~15	~5:1	Overall: 20–29 (29%)	Traffic: 36% Work: 35% Suicide: 9.67% Sports: 9.67% Other: 9.67%	Not specified
Turkey (1992) ⁵⁰	12.7	2.5:1	Overall: 20–29 (23/million)	Traffic: 48.8% Falls: 36.5% Violence: 5.2% Sports: 1.2%	Cervical: 31.7% Thoracic: 26.6% Lumbar: 28.1%
Jordan (1988–1993) ⁵¹	18	5.8:1	Overall: 21–30 (35.8%)	Traffic: 44.4% Violence: 27.8% Falls: 21.2% Struck by object: 3.3% Sports: 2.6% Suicide: 0.7%	Cervical: 31.8% Thoracic/lumbar: 68.2%
Japan (1990) ⁵²	39.4	4.3:1	Overall: 50–59 (21.2%)	Traffic: 44.6% Falls: 41% Struck by object: 6.0% Sports: 5.3% Suicide: 1.7% Other: 1.4%	Cervical: 74.3% Thoracic or below: 25.5% Unknown: 0.2%
Australia (1998–1999) ⁵³	14.5	3.2:1	Males: 15–24 (~38/million) Females: 15–24 (~16/million)	Traffic: 43% Falls: 31% Sports: 5%	Cervical: 57.7% Thoracic: 24.9% Lumbar: 16.6% Sacral: 0.75%
New Zealand (1979–1988) ⁵⁴	49.1	Not specified	Overall: 15–29 (104/million in 1988); 96.7/million in 1979–1988	Traffic: 54% Falls: 24% Sports: 11% Machinery: 3% Exertion: 3% Struck by object: 2% Violence: 2% Other: 2%	Cervical: 52.3% Thoracic: 25.2% Lumbar: 21.8% Sacral: 0.66%
Fiji (1985–1994) ⁵⁵	10.0	6.7:1	Males: 16–30 Females: 16–30	Falls: 38.7% Sports: 32% Traffic: 25.3% Other: 4%	Not specified for traumatic cases alone

Una ulteriore review, pubblicata da Jazayeri e collaboratori nel 2015⁵, analizzò l'incidenza delle lesioni spinali traumatiche a livello mondiale, rilevando, al pari delle altre sopra citate, che le maggiori cause di queste risiedevano negli incidenti stradali e nelle cadute. L'incidenza delle TSCI, calcolata sui dati provenienti da paesi risultò spaziarne, in questa review, dai 3,6 casi per milione di abitanti in Canada a 195,4 casi per milione di abitanti in Irlanda; l'incidenza media globale risultò essere di 23 casi per milione di abitanti. Molti dei dati resisi disponibili provenivano dai paesi più sviluppati, nei quali l'incidenza delle TSCI negli anni recenti è diminuita o è rimasta stabile grazie a strategie preventive basate probabilmente proprio sulla conoscenza dell'epidemiologia delle lesioni spinali. Gli autori rilevarono che, sebbene la lesione spinale non rappresenti una condizione patologica

comune e diffusa, le conseguenze ed i costi da esse derivanti hanno creato una crescente preoccupazione a livello mondiale, sia nei paesi sviluppati che in quelli in via di sviluppo. Sebbene le review riguardanti l'epidemiologia delle lesioni spinali traumatiche a livello globale siano da preferire, a motivo del fatto che indagano e riportano la prevalenza e l'incidenza di tali lesioni nel mondo, in tutte queste si può tuttavia rilevare che i dati provenienti dai paesi in via di sviluppo possono presentare delle carenze. Per evidenziare meglio le variazioni epidemiologiche dei traumi spinali pare pertanto opportuno citare un interessante studio longitudinale pubblicato da Oliver e collaboratori nel 2012⁶. La loro review non riguardò dati estrapolati a livello mondiale; esaminò invece tutti i casi di pazienti ricoverati presso un Level 1 trauma centre nei 13 anni intercorrenti tra il 1996 ed il 2008. Durante i 13 anni esaminati nello studio, un totale di 44.455 pazienti con trauma spinale furono ricoverati presso il Los Angeles County and University of Southern California Medical Centre; di questi, il 5,8% riportò una lesione spinale (2562 / 44.455). Più di un quinto di questi ultimi (557 / 2562, precisamente il 21,7%) riportò una lesione midollare. Rispetto al totale dei casi esaminati, l'incidenza delle SCI risultò essere del 1,3% (557 / 44.455). I traumi da impatto risultarono essere responsabili della maggior parte delle lesioni spinali (85,9%). Gli incidenti stradali in particolare rappresentarono il 32,6% della totalità della popolazione di studio, mentre le ferite da arma da fuoco e da taglio rappresentarono il 14,1% del totale dei casi; l'86,5% di quest'ultima percentuale risultò provenire da ferite da arma da fuoco. Gli autori conclusero affermando che nei 13 anni del periodo di studio vi era stata una riduzione della mortalità dovuta alle lesioni spinali, che l'incidenza delle lesioni midollari nei pazienti ammessi presso il Level 1 trauma centre nello stesso periodo era diminuita e che questa risultanza si associava ad una marcata riduzione delle lesioni midollari causate da incidenti stradali. Infine, gli stessi affermarono che le lesioni midollari risultavano essere causate nei pazienti più giovani da ferite da arma da fuoco e da taglio, mentre i traumi da impatto (cadute, eccetera) si dimostravano largamente responsabili delle lesioni midollari nella popolazione più anziana; la forte casistica di lesioni provenienti da atti violenti sembra forse rappresentare situazioni caratteristiche maggiormente proprie della società americana, nell'ambito della quale questo studio si svolse.

Tab. 4. Meccanismi di lesione nella popolazione ricoverata tra il 1996 ed il 2008 presso il Los Angeles County and University of Southern California Medical Centre. (6).



PARTE II.

BREVI CENNI DI ANATOMO – FISILOGIA DEL MIDOLLO SPINALE

Il midollo spinale dell'uomo presenta un diametro di circa un centimetro, anche se non è perfettamente cilindrico: il diametro latero-laterale è infatti superiore a quello antero-posteriore, così che tale struttura anatomica risulta appiattita anteriormente e posteriormente. Il midollo spinale origina dalla parte caudale del bulbo, o midollo allungato; fuoriesce dal cranio attraverso il *foramen magnum* e si prolunga in basso all'interno del canale vertebrale (fig. 1 A, B, C). Caudalmente, negli adulti, esso termina approssimativamente al livello discale tra la prima e la seconda vertebra lombare (L1 e L2), e la sua lunghezza varia dai 42 ai 45 cm. Il midollo spinale si suddivide, in senso cranio-caudale, in quattro parti: *pars cervicalis*, *pars thoracica*, *pars lumbalis* e *pars sacralis*. Il midollo spinale presenta due regioni di maggior spessore, l'*intumescentia cervicalis* e l'*intumescentia lumbalis*. L'*intumescentia cervicalis* si colloca tra la quinta vertebra cervicale (C5) e la prima toracica (T1). I nervi spinali che fuoriescono dall'*intumescentia cervicalis* formano i rispettivi plessi brachiali, che innervano gli arti superiori. L'*intumescentia lumbosacralis* dà origine alle strutture nervose che formano il plesso lombare (tra L1 e L5) ed il plesso sacrale (tra S1 e S3), che innervano gli arti inferiori. La parte finale del midollo spinale, di forma assottigliata, è il *conus medullaris*: esso contiene i segmenti sacrali responsabili dell'informazione sensoriale proveniente dalla regione più bassa dell'addome e dai genitali, della regolazione delle funzioni sfinteriche e dell'innervazione parasimpatica delle pareti vescicali e della parte distale dell'intestino. L'estensione caudale del *conus medullaris* viene detta *filum terminale*: esso è racchiuso dalla *pia mater* e si estende in basso nel coccige. La parte finale del *filum terminale* è fissata, assieme all'estensione del sacco durale (legamento coccigeo), al periostio coccigeo. A motivo di questo vincolo, il midollo spinale si localizza al centro del canale midollare. Le radici nervose che originano a livello lombare e sacrale circondano il *filum terminale*. I fasci di nervi ricordano una la coda di un cavallo, e per questo motivo questa struttura è denominata *cauda equina*. Le estensioni orizzontali della *pia mater* si fissano attraverso l'aracnoide al sacco durale su ciascun lato del midollo spinale, nel tratto tra le radici dorsali e quelle ventrali: queste strutture, i *ligamenta denticulata*, sono allocate tra il *foramen magnum* ed il livello vertebrale di T12 – L1, e preservano il midollo spinale da movimenti indesiderati.

Il midollo spinale contiene 31 paia di nervi spinali (8 cervicali, 12 toracici, 5 lombari, 5 sacrali ed 1 coccigeo; fig. 1 A) ed i loro corrispondenti 31 segmenti. Ciascun paio di radici nervose fuoriesce dal canale spinale attraverso i forami intervertebrali. Le prime sette paia di radici nervose cervicali escono attraverso i forami intervertebrali al di sopra delle vertebre di numerazione corrispondente. Naturalmente, l'ottavo paio di radici nervose cervicali lascia il canale spinale tra le vertebre C7 e T1, a causa della presenza di sole sette vertebre cervicali. Le radici nervose toraciche, lombari, sacrali e coccigee fuoriescono poi attraverso i forami intervertebrali situati al di sotto della vertebra di numero corrispondente. Il terzo paio di nervi toracici, ad esempio, fuoriesce attraverso i forami intervertebrali presenti tra la terza e la quarta vertebra. La lunghezza della colonna vertebrale e del midollo spinale sono eguali nel primo trimestre dello sviluppo fetale; durante questo periodo vengono ad instaurarsi delle connessioni tra le strutture periferiche quali le fibre muscolari ed i nervi spinali, che fuoriescono quasi orizzontalmente dai forami intervertebrali. Durante il secondo ed il terzo trimestre di sviluppo la colonna vertebrale cresce, allungandosi caudalmente, mentre il midollo spinale non si allunga di pari misura; conseguentemente, ciascuna parte del midollo spinale si trova ad essere posto più cranialmente rispetto alla vertebra corrispondente. A seguito di questa discrepanza di lunghezza tra la colonna vertebrale ed il midollo spinale che si verifica durante lo sviluppo, la lunghezza di ciascuna radice nervosa situata nel canale spinale diviene tanto più maggiore, quanto più caudalmente il paio di radici nervose fuoriesce dal canale spinale. Pertanto, le radici nervose spinali di minor lunghezza si trovano a livello del tratto cervicale, e quelle di maggior lunghezza a livello del tratto sacrale.

La relazione tra i processi spinosi vertebrali ed i corrispondenti segmenti del midollo spinale può essere stimata come di seguito. Come regola empirica, si deve aggiungere uno al numero dei processi spinosi compresi tra C2 e C5 per ottenere il corrispondente segmento del midollo spinale, aggiungere due al numero dei processi spinosi compresi tra C6 e T6, ed infine aggiungere tre al numero dei processi spinosi compresi tra T7 e T10. Il processo spinoso della quinta vertebra toracica, ad esempio, si trova situato assialmente allo stesso livello del settimo segmento toracico del midollo spinale.

I processi spinosi di T11 e T12 sono situati a livello del quinto segmento lombare del midollo spinale, ed il processo spinoso di L1 si trova allo stesso livello del quinto segmento sacrale del midollo spinale. Questa discrepanza tra la numerazione dei segmenti vertebrali ed i segmenti midollari comporta importanti implicazioni cliniche: ad esempio, pazienti che mostrano un'alterata funzione sensoriale a livello del dermatomo corrispondente al segmento T9 ed al di sotto di esso, usualmente presentano fratture ubicate a livello della vertebra T6⁷.

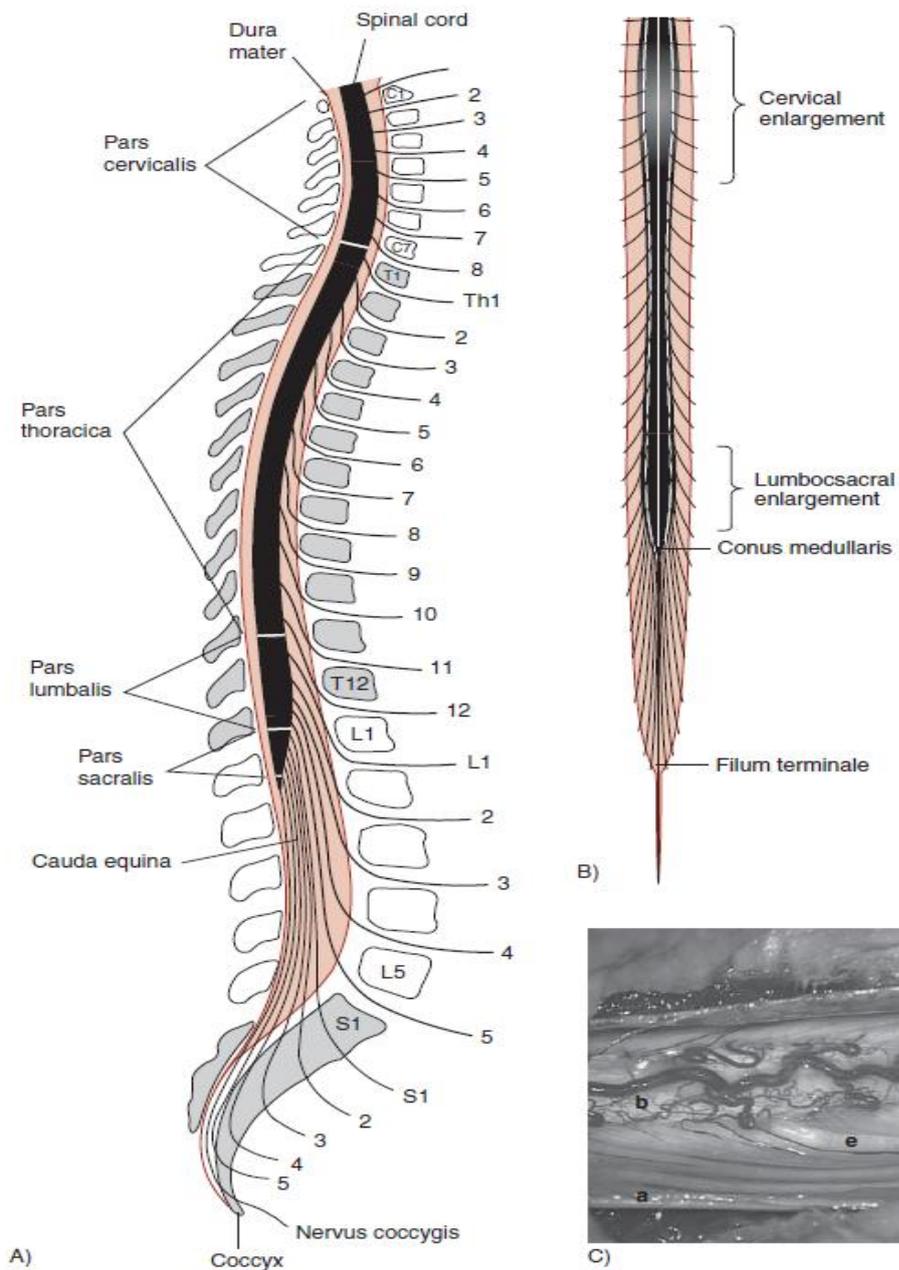


Fig. 1. Topografia del midollo spinale. A: vista laterale. B: vista frontale. C: midollo spinale esposto. a, sacco durale; b, midollo spinale; c, conus medullaris; d, filum terminale; e, radice nervosa dorsale. (7)

PARTE III.

PATOFISIOLOGIA DEL MIDOLLO SPINALE

3.1. LA CLASSIFICAZIONE DELLE TIPOLOGIE DI DANNO SPINALE

I danni al midollo spinale si verificano tipicamente a seguito di severi traumi, quali quelli causati da incidenti stradali o da cadute. I danni e le complicazioni extraspinali si osservano stesso in svariati sistemi organici sia in fase acuta che nelle fasi posteriori e più tarde. Verranno di seguito trattati gli eventi post-traumatici che si verificano localmente nel midollo spinale.

Un trauma al midollo spinale innesca una varietà di meccanismi, ciascuno dei quali può influenzare le funzioni del midollo stesso nonché la sede in cui esso si trova. La fase acuta, della durata di millisecondi, durante la quale il midollo spinale viene compresso da un corpo vertebrale fratturato, ad esempio, è spesso seguita da una perdurante compressione causata da materia fuoriuscita dal disco intervertebrale, dall'osso fratturato stesso o dall'ematoma. Vi è pertanto difficoltà a stabilire un modello definitivo di danno midollare riproducente tutte le sue possibili componenti. Sono stati all'uopo sviluppati vari modelli complementari su animali da laboratorio, che si dividono sostanzialmente in modelli cinetici, quali la tecnica da caduta di peso, e modelli statici, nei quali il midollo spinale viene compresso ma non impattato. In questo secondo caso il carico compressivo viene mantenuto in modo costante per vari minuti, riflettendo quindi un aspetto più realistico del trauma: il modello compressivo mima infatti una situazione clinica comune, nella quale una compressione sostenuta è causata, ad esempio, da frammenti ossei, materiale fuoriuscito dal disco intervertebrale o ematoma epidurale.

Il danno morfologico conseguito dal midollo spinale a seguito di un trauma può essere classificato, in accordo con Hulsebosch, a seconda di quattro caratteristiche morfologiche. La prima è la macerazione del midollo spinale, che avviene nei cambiamenti morfologici estensibili che colpiscono l'intera sezione trasversa del midollo. In questo caso, tutte le strutture midollari risultano più o meno danneggiate. La seconda è il danno da lacerazione, che si verifica a seguito di una ferita d'arma da fuoco o da lama da taglio e che si evidenzia in una netta resezione del midollo spinale. La terza caratteristica morfologica di lesione midollare è il danno contusivo, che è caratterizzato

da un'emorragia centrale sita principalmente nella materia grigia del midollo spinale. Ciò causa un blocco della conduzione nella fase iniziale, anche se la materia bianca circostante non risulta seriamente danneggiata. L'emorragia viene assorbita nel tempo e viene sostituita in fase cronica o da una cavità o da un allargamento del canale centrale. La quarta caratteristica morfologica, detta "solid cord injury", è causata da ischemia ed è caratterizzata dall'assenza di un focus centrale del danno; cambiamenti si osservano invece a tratti, localizzati lungo l'intera sezione trasversa del midollo spinale.

Le prime due categorie sono caratterizzate da un danneggiamento della superficie del midollo spinale. In questo caso, durante la fase di ripristino post-traumatico si osserverà la crescita di una considerevole quantità di tessuto connettivo. Le modalità di danno midollare sono caratterizzate da una intatta superficie midollare e da una minima penetrazione di tessuto connettivo all'interno del midollo stesso. Bisogna comunque considerare che nella realtà il midollo spinale non è usualmente colpito da una sola modalità di danno, e ciò si riflette clinicamente in una grande varietà e frammistione di sintomi e segni.

Il tipo o i tipi di danno che ha subito il midollo spinale sono di grande importanza per il trattamento del paziente medulloleso. La quantità di tessuto danneggiato immediatamente e irreversibilmente risulta alta quando la macerazione e la lacerazione dominano la tipologia del danno midollare. In questo caso, la funzione neurologica è irrimediabilmente persa, e nessun trattamento sino ad oggi disponibile è in grado di migliorare o restaurare tale funzione. Il danno contusivo è la più comune tipologia di danno morfologico. Questo tipo di danno non provoca un immediato irreversibile danneggiamento tissutale, a patto che il quantitativo di tessuto nervoso lacerato e macerato sia relativamente basso. Al contrario, questo tipo di danno è di natura progressiva. Il danneggiamento iniziale del tessuto nervoso e di altri tessuti, indotto meccanicamente, innesca una cascata di reazioni secondarie di distruzione tissutale. La natura progressiva di tale distruzione tissutale è il prerequisito per una opportunità di trattamento, che mira a prevenire gli effetti dei meccanismi che inducono il danno secondario. I modelli di danno midollare di tipo contusivo costituiscono i modelli animali più frequentemente usati, ed i risultati conseguiti attraverso i tanti esperimenti costituiscono le basi della nostra conoscenza sul corso degli eventi conseguenti a un trauma midollare. Nel tempo, a seguito del trauma avvengono nel midollo spinale dei cambiamenti morfologici, la cui entità è correlata alla tipologia ed alla severità del trauma stesso. Entro 5 - 15 minuti dall'evento traumatico si osservano piccole petecchie emorragiche, formatesi a seguito del danno endoteliale subito dai vasi sanguigni. Il trauma meccanico è anche responsabile dell'emorragia localizzata centralmente all'interno della materia grigia. Il danneggiamento all'endotelio dei vasi sanguigni, la distruzione assonale e l'accumulo di mediatori infiammatori, conseguenti al ridotto flusso circolatorio all'interno del midollo spinale, ossia l'ischemia, si osservano già dopo quattro

ore dalla lesione. Questi cambiamenti ischemici si manifestano nelle aree che inizialmente mostrano segni di necrosi emorragica (morte cellulare) e che si trasformano, negli stadi più tardivi, in cavità. Tali cambiamenti morfologici causano una diminuzione della propagazione degli impulsi nervosi e conseguentemente una diminuzione della funzione neurologica al di sotto del livello di lesione⁷.

3.1.1. IL DANNO MIDOLLARE PRIMARIO

Gli eventi patofisiologici conseguenti ad una lesione del midollo spinale vengono abitualmente divisi in primari e secondari, cui segue poi uno stadio cronico. Il meccanismo del danno primario corrisponde al danneggiamento meccanico in fase acuta, mentre il successivo meccanismo del danno secondario consiste in una cascata di processi vascolari, biochimici e cellulari, originati dal danno primario stesso. La durata della fase acuta varia, a seconda della letteratura, da minuti a giorni.

Il danno primario al midollo spinale è causato dall'iniziale impatto meccanico in combinazione con la pressione sostenuta causata dai frammenti ossei e dal materiale del disco intervertebrale. Le dislocazioni dei corpi vertebrali e / o i severi danni legamentosi possono dare inizio a dei simili meccanismi compressivi anche in assenza di concomitanti fratture. Il danneggiamento meccanico al midollo spinale causato dal danno primario è considerato irreversibile: nessun trattamento attualmente conosciuto è infatti in grado di ripristinare gli assoni distrutti e le lesioni ai vasi sanguigni. Il meccanismo di lesione primaria è quindi caratterizzato da una improvvisa lesione di natura meccanica, che tipicamente causa un sanguinamento situato centralmente nella materia grigia, che inficia sia il tessuto nervoso che le strutture vascolari. Questo improvviso danneggiamento di natura meccanica causa una necrosi tissutale nelle aree contuse; tale danno sembra pregiudicare prima la materia grigia della materia bianca, nel corso del processo alterativo. Un anello di materia bianca preservata, circondante il tessuto grigio necrotico, rimane così nella fase post-acuta.

Le cellule nervose danneggiate, durante i primi minuti conseguenti al trauma, iniziano ad aumentare l'emissione di potenziali di azione prima che cessi la conduzione degli impulsi nervosi. Un incremento del sodio e del calcio intracellulari ed un incremento del potassio extracellulare fino a livelli tossici sono esempi dello sconvolgimento ionico osservato. Questi primi cambiamenti esitano conseguentemente nella impossibilità di una normale trasmissione degli impulsi nervosi.

3.1.2. IL DANNO MIDOLLARE SECONDARIO

I meccanismi di danno secondario iniziano entro un tempo compreso tra minuti e giorni dopo l'evento lesivo. Questi includono una varietà di processi i quali, presi singolarmente o complessivamente, conducono al danneggiamento cellulare e, in ultima fase, alla morte cellulare. Le alterazioni vascolari e biochimiche, i processi infiammatori, l'edema e l'apoptosi sono esempi dei meccanismi-chiave che agiscono nel periodo successivo al danneggiamento meccanico acuto.

3.1.2.1. I meccanismi vascolari conseguenti al danno midollare

Un transitorio incremento della pressione arteriosa sistemica, seguito da ipotensione, si osserva in immediata concomitanza con l'evento lesivo; tali alterazioni cardiovascolari sono causate dalla risposta del sistema nervoso simpatico. La sostenuta ipotensione, assieme al danneggiamento stesso del midollo spinale, porta ad un decremento del flusso ematico midollare. È stata avanzata l'ipotesi che questa riduzione del flusso ematico spinale sia, fra tutti i meccanismi di danno secondario, quello che fornisce il contributo più determinante. Il termine ipoperfusione descrive una situazione di inficiato o ridotto flusso ematico spinale, senza che tuttavia venga raggiunta la soglia critica che esita nel danneggiamento del tessuto midollare. L'ischemia si manifesta se la riduzione del flusso ematico spinale è sufficientemente severa e la durata di tale riduzione persiste abbastanza a lungo da causare danneggiamento tissutale. Vari meccanismi secondari di lesione vengono innescati in conseguenza dell'ischemia, ed essi contribuiscono ad una crescente distruzione (autodistruzione) del tessuto midollare.

I cambiamenti del flusso spinale midollare possono inizialmente inficiare in vari modi i tessuti conservati, ossia non danneggiati, nella materia grigia e della materia bianca. Un sanguinamento locale di minore entità ed un ridotto flusso ematico spinale possono essere osservati nella materia grigia dopo soli cinque minuti. Esiste una correlazione tra il grado di riduzione del flusso ematico spinale e il grado di severità di danneggiamento del tessuto midollare spinale. È stato dimostrato in esperimenti animali che la perfusione ematica spinale rimane ridotta per almeno 24 ore seguenti l'iniziale insulto lesivo. Il flusso sanguigno nella materia bianca risulta simultaneamente ridotto già dopo cinque minuti ma, a differenza di quanto avviene nella materia grigia, riprende in maniera relativamente rapida, a volte entro 15 minuti dal danno iniziale, se le condizioni del tessuto lo permettono. I cambiamenti vascolari, quali la danneggiata microcircolazione e la ridotta o eliminata autoregolazione, sono responsabili del ridotto flusso ematico spinale, della susseguente ischemia ed in ultimo della morte cellulare. Il danno alla microcircolazione è causato dal vasospasmo, mediato dagli aminoacidi eccitatori, dall'accumulo di cellule ematiche che occludono i vasi (trombosi) e dall'edema nelle cellule endoteliali, che formano le pareti dei minuscoli capillari.

Una importante funzione che risulta alterata dal danno tissutale è l'autoregolazione circolatoria; questa comprende dei processi che contribuiscono a mantenere l'omeostasi del corpo. A determinati organi vitali, quali il cervello e il midollo spinale, viene normalmente garantito un flusso ematico abbastanza costante entro un range di pressione sistolica compreso tra i 50 ed i 160 mm Hg, indipendentemente dal livello di perfusione ematica fornito agli altri sistemi d'organo di minore importanza vitale. Di contro, quando tale capacità autoregolatoria viene a mancare, il flusso ematico midollare delle aree danneggiate diviene virtualmente totalmente dipendente dalla pressione sanguigna sistolica. Dal momento in cui si viene a instaurare una ipotensione sistemica, se la lesione midollare risulta abbastanza severa, la perdita della capacità autoregolatoria causa quindi una significativa riduzione della perfusione ematica delle zone danneggiate. È stato evidenziato in modelli sperimentali animali che la capacità autoregolatoria rimane intatta nei primi 60-90 minuti successivi a una lesione del midollo spinale, e che dopo questo lasso temporale tale incapacità si manifesta gradualmente. Ciò avviene in concomitanza con una simultanea riduzione del flusso ematico spinale e con il conseguente sviluppo di ischemia. Logicamente, si attua un contrasto alla ipotensione, ad esempio attraverso l'innalzamento della pressione ematica sistolica, per compensare la perdita di capacità autoregolatoria. Ipoteticamente, ciò dovrebbe migliorare il flusso ematico del midollo spinale e ridurre la cascata dei meccanismi del danno secondario. Questo è un aspetto molto importante del trattamento d'urgenza di tale tipologia di pazienti.

3.1.2.2. I cambiamenti biochimici conseguenti al danno midollare

È largamente condiviso il fatto che le alterazioni biochimiche giochino un importante ruolo nei postumi delle lesioni midollari. Verranno presentati di seguito alcuni eventi che hanno focalizzato la ricerca durante le ultime decadi.

3.1.2.2.1. Il danno assonale causato dai radicali liberi dell'ossigeno

I radicali liberi dell'ossigeno sono dei sottoprodotti che si formano naturalmente a seguito di varie reazioni biochimiche. Questi radicali sono caratterizzati dalla presenza di elettroni singoli o spaiati nell'orbita esterna degli elettroni. La formazione di queste molecole avviene durante il normale metabolismo dell'ossigeno, e partecipa all'ossidazione degli acidi grassi polinsaturi nelle membrane delle cellule lipidiche (perossidasi lipidica) del sistema nervoso centrale. Il radicale libero dell'ossigeno superossido (O_2^-) si forma normalmente durante il metabolismo mitocondriale, e viene in seguito detossificato a perossido di idrogeno (H_2O_2) dall'enzima superossido dismutasi. Il H_2O_2 viene eventualmente convertito dall'enzima catalasi in acqua (H_2O) ed ossigeno (O_2). L'effetto protettivo di questi enzimi su tali reattivi, e quindi tossici, radicali liberi può

essere metaforicamente equiparato a quello di una spugna che assorbe i radicali liberi dell'ossigeno e li converte in H_2O e O_2 .

Alterazioni del meccanismo ossidativo sono state osservate a seguito di lesioni del midollo spinale. Il ferro, ad esempio, viene rilasciato dall'emoglobina ed il radicale idrossilico, estremamente potente, viene a formarsi al posto del H_2O_2 . I radicali idrossilici danno avvio ad una accelerata perossidazione lipidica; questo processo ha inizio appena pochi minuti dopo il trauma, e causa la rottura degli acidi grassi polinsaturi delle membrane cellulari lipidiche, ed in ultimo la morte cellulare. Questa patologica perossidazione lipidica è probabilmente mediata da aminoacidi eccitatori e da un simultaneo incremento del livello del calcio intracellulare.

3.1.2.2.2. I meccanismi ionici

I neuroni del midollo spinale contengono membrane regolate dal voltaggio responsabili della trasmissione degli impulsi neuronali. Il potenziale di membrana è determinato principalmente dai livelli del sodio extracellulare e del cloro e potassio intracellulari. Questo potenziale di membrana deriva da un trasporto attivo di ioni attraverso la membrana cellulare e dalla permeabilità della membrana stessa a questi ioni. Il voltaggio di una cellula inattiva rimane vicino ad un potenziale di riposo, con un eccesso di carica negativa contenuto all'interno della cellula. La cellula innesca un potenziale di azione quando la membrana di una cellula eccitabile viene a depolarizzarsi al di sotto di una determinata soglia; in questo modo, viene trasmesso un impulso. La disponibilità di energia, nella forma di adenosina difosfato (ADP), è ridotta quando il flusso ematico del midollo spinale risulta decresciuto a seguito di un danneggiamento assonale. L'equilibrio ionico è perduto, e il potenziale di membrana, da cui dipende la depolarizzazione, risulta ridotto. Il sodio entra all'interno dello spazio intracellulare e vi rimane permanentemente. Questo ingresso di sodio nello spazio intracellulare determina un corrispondente ingresso di calcio, che accelera ulteriormente il danneggiamento delle cellule nervose. L'incremento del calcio intracellulare è correlato alla morte cellulare, sebbene il preciso meccanismo di tale correlazione risulti sconosciuto: verosimilmente, l'incremento della presenza intracellulare di questo ione influenza degli enzimi, quali la fosfolipasi e la fosfatasi, che favoriscono la distruzione della membrana cellulare. Tali distruzioni determinano il rilascio di acidi grassi liberi, i quali, assieme ad altre sostanze, vengono poi convertiti in prostaglandine. La presenza di prostaglandine causa l'incremento della vasocostrizione (vasospasmo), che a sua volta contribuisce alla morte cellulare⁷.

3.1.2.2.3. Gli aminoacidi eccitatori

Il glutammato e altri aminoacidi eccitatori si accumulano nello spazio intracellulare entro i primi 15 minuti seguenti il danneggiamento. La concentrazione di questi aminoacidi raggiunge livelli tossici, con concentrazioni da sei a otto volte superiori ai normali valori. Il preciso meccanismo distruttivo degli aminoacidi eccitatori risulta ancora sconosciuto; comunque, il calcio e gli aminoacidi eccitatori passano all'interno dei dendriti e dei corpi cellulari quando i canali del sodio sono aperti, al momento dell'evento lesivo. Vari recettori risultano danneggiati dal glutammato rilasciato, determinando così un addizionale ingresso di calcio e di altri ioni positivi. L'accumulo di calcio nello spazio intracellulare è molto probabilmente il meccanismo responsabile dell'azione neurotossica degli aminoacidi eccitatori⁷.

3.1.2.2.4. I recettori oppioidi

Gli oppioidi sono composti chimici simili alla morfina, di natura sintetica o endogena. Gli oppioidi endogeni, inclusi i peptidi, sono associati a lesioni all'interno del sistema nervoso centrale. Un incremento degli oppioidi endogeni è stato dimostrato nel midollo spinale danneggiato a seguito di traumi in animali da laboratorio. È stato anche dimostrato sperimentalmente che la microcircolazione risulta inficiata dall'attività peptidica, poiché essa causa un decremento del flusso ematico nel midollo spinale, ed anche che il numero dei recettori peptidici aumenta dopo la lesione. È stato altresì possibile ostacolare questa riduzione del flusso ematico midollare mediata da peptidi in modelli sperimentali, ed è stato dimostrato inoltre che l'introduzione di antagonisti dell'affinità recettoriale dei recettori oppioidi è in grado di prevenire il legame dei peptidi ai recettori, così che il loro effetto sul flusso ematico midollare risulta bloccato. Tale supposto possibile benefico effetto degli antagonisti dei recettori oppioidi si è evidenziato in un test clinico a seguito dell'uso di naloxone, sebbene questi effetti positivi non abbiano potuto essere confermati da altri studi clinici⁷.

3.1.2.2.5. L'infiammazione

Il sistema nervoso centrale è generalmente protetto dalle reazioni infiammatorie, a causa della capacità della barriera ematoencefalica di tenere lontane dal cervello e dal midollo spinale le cellule immunologicamente attive. Un'invasione di cellule immunologicamente attive si osserva invece nel midollo spinale danneggiato a seguito della demolizione della barriera ematoencefalica, e ciò determina un avvio della risposta infiammatoria. Neutrofili, linfociti T e macrofagi sono le cellule che partecipano a questa risposta infiammatoria. I dilaganti linfociti T rilasciano citochine, proteine e peptidi con proprietà di segnale che agiscono come ormoni e neurotrasmettitori; queste citochine sono di grande interesse nella ricerca, a causa dei loro effetti citotossici. Il processo cellulare della

fagocitosi è la più importante proprietà dei macrofagi, ma queste cellule rilasciano anche sostanze con proprietà citotossiche. I mediatori infiammatori sono di conseguenza responsabili di un incremento del danneggiamento tissutale del midollo spinale, e molti mediatori infiammatori quali le prostaglandine, la serotonina ed i leucotrieni contribuiscono a questa distruzione tissutale⁷.

3.1.2.2.6. L'apoptosi e la necrosi cellulare

Una cellula danneggiata può andare incontro alla morte cellulare sia per apoptosi che per necrosi cellulare, sebbene i mitocondri rivestano un importante ruolo in entrambi i casi. L'apoptosi è una morte cellulare mediata a livello molecolare; essa si riferisce spesso ad una morte cellulare programmata. L'apoptosi viene geneticamente programmata durante lo sviluppo embrionale e costituisce uno steady state od omeostasi tra la morte cellulare e lo sviluppo di nuove cellule; la morte cellulare apoptotica, all'opposto della necrosi cellulare, comporta un consumo di energia. Le envelopi mitocondriali risultano leggermente aperte se l'afflusso energetico all'interno del tessuto danneggiato è ristretto al 60-70% dei normali livelli; molecole nocive penetrano così all'interno della cellula ed iniziano una reazione a catena di eventi molecolari. L'enzima caspasi è una di queste molecole dannose, poiché promuove la scissione e la distruzione di altre proteine. Lo stadio finale dell'apoptosi include una attivazione di enzimi caspasi-dipendente, che scinde il DNA delle cellule: esso viene quindi ridotto in frammenti, e ciò conduce a morte cellulare. L'apoptosi è morfologicamente caratterizzata dal restringimento cellulare, condensazione della cromatina e frammentazione cromosomica. I macrofagi inglobano le cellule morte senza dare avvio ad una risposta infiammatoria: il contenuto cellulare non è trasportato nello spazio extracellulare, e l'eliminazione dei detriti cellulari non danneggia l'organismo. L'apoptosi colpisce più frequentemente gli oligodendrociti; se questi vanno incontro a morte cellulare avviene una loro demielinizzazione, così che queste cellule procurano mielina agli assoni sopravvissuti⁷.

La necrosi, rispetto all'apoptosi, è un processo di minor costo energetico. I mitocondri vengono attivati se il flusso energetico a livello tissutale viene ridotto a meno del 3% dei normali livelli. Le pompe ioniche perdono la loro funzione, ed ha inizio la lisi di tutte le strutture cellulari. La necrosi è morfologicamente caratterizzata da edema cellulare, danno mitocondriale, distruzione delle membrane cellulari e risposta infiammatoria. Ciò dà avvio ad un rilascio del contenuto intracellulare nell'ambiente extracellulare, che porta infine alla lisi cellulare stessa.

3.1.2.2.7. L'edema

Normalmente, il liquido intra ed extracellulare diffonde attraverso l'endotelio semipermeabile con un flusso e riflusso bilanciato. A seguito di un trauma al midollo

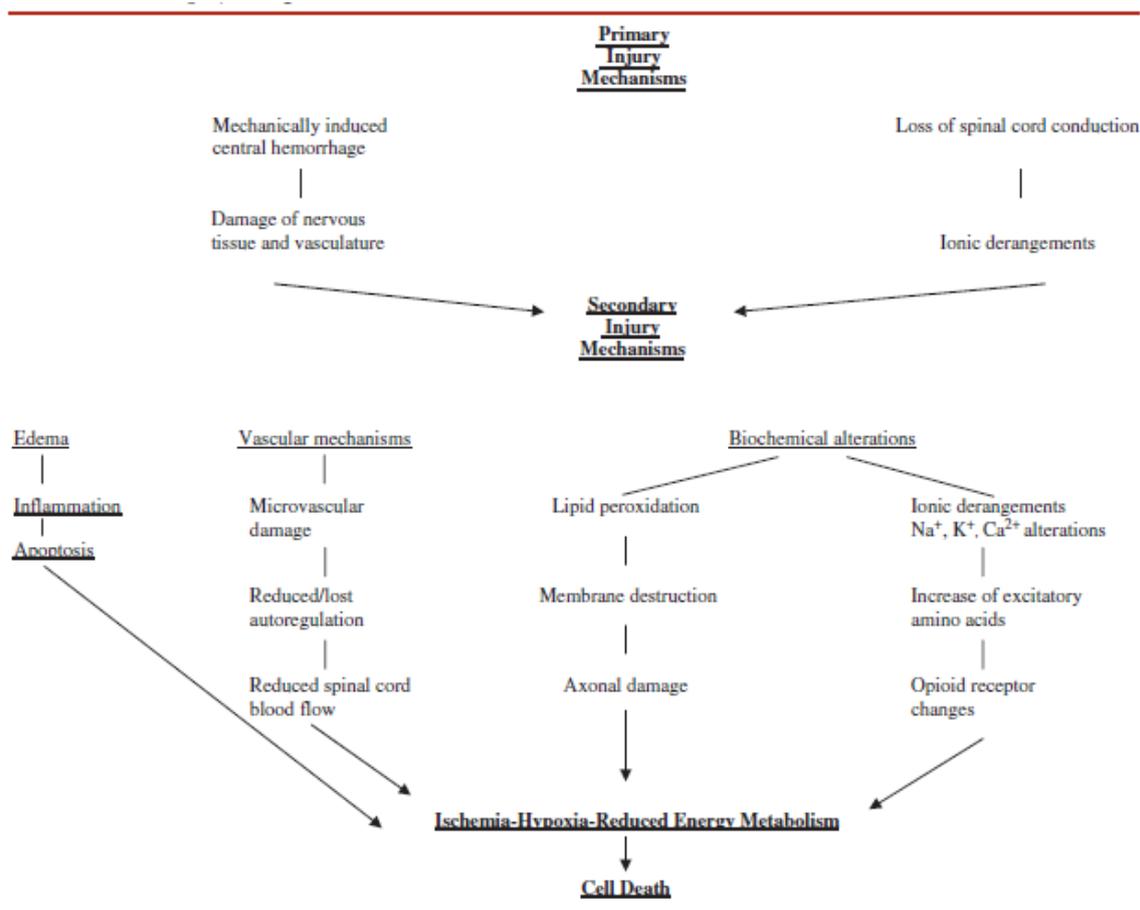
spinale, il maggior volume di fluido viene a accumularsi nello spazio intercellulare. Segni di edema si manifestano subito dopo un evento traumatico, e tale edema è principalmente situato nella zona di confine tra la materia grigia e quella bianca. Il danneggiamento dell'endotelio costituisce il prerequisito la formazione di edema, e causa una dispersione di fluido nello spazio extracellulare; l'acido arachidonico ed i suoi metaboliti mediano il progressivo accumulo edematoso. La formazione di edema raggiunge il suo picco 2-3 giorni dopo l'evento lesivo, e regredisce alla fine della prima settimana seguente il trauma stesso. L'edema midollare spesso si estende sino ad uno o due livelli al di sopra del livello di lesione, e probabilmente contribuisce al deterioramento neurologico che si osserva immediatamente dopo l'evento lesivo. Un aggravamento della formazione di edema avviene in caso di eccessiva somministrazione endovenosa di fluidi nello stadio acuto; tali massive infusioni di fluidi costituiscono un trattamento alla funzione del midollo spinale nei primi due-tre giorni seguenti l'evento lesivo. L'accumulo di edema inizia, preserva e prolunga la maggior parte degli altri processi secondari che avvengono a seguito della lesione, e ciò contribuisce eventualmente all'incremento della morte cellulare nella prima fase post-traumatica. La distruzione tissutale continua poi a progredire sia rostralmente che caudalmente al sito di lesione durante lo stadio cronico finale; questa fase cronica può poi persistere per molti anni. Vari recettori e canali ionici cambiano il loro livello di attività, ed i macrofagi così come i neutrofili polimorfi rimuovono il tessuto devitalizzato. Una continua demielinizzazione della materia bianca comporta un progressivo impedimento nella trasmissione degli impulsi nervosi; gli assoni degenerano, ed il midollo spinale mostra segni di atrofia. Si sviluppano delle cavità, con o senza fluidi all'interno. Una adesione del midollo spinale alle strutture adiacenti, quali le meningi spinali, si osserva nelle aree soggette all'infiltrazione di tessuto connettivo, come quando vi è un danno alla superficie esterna del midollo spinale. Il diametro del canale centrale aumenta, ed il continuo accumulo di liquido cerebrospinale causa la formazione di cavità cistiche in circa il 50% del midollo spinale dei pazienti lesionati⁷.

3.2. CONCLUSIONI

Gli eventi patofisiologici conseguenti a una lesione del midollo spinale possono essere suddivisi nelle fasi primaria, secondaria e cronica. La lesione primaria comprende la diretta distruzione di tessuto nervoso e di strutture vascolari, a causa dell'azione meccanica. Gli effetti del trauma primario sono considerati irreversibili, in quanto non sono conosciuti allo stato attuale trattamenti che possano riparare i danni e restituire le funzioni neurologiche al tessuto nervoso lesionato. Il passaggio dalla fase del danno primario a quella del danno secondario avviene gradualmente, durante un periodo

compreso tra minuti e giorni dopo l'evento lesivo. Una cascata di meccanismi vascolari, alterazioni biochimiche, infiammazione, edema ed apoptosi contribuiscono al processo autodistruttivo in corso nel tessuto del midollo spinale. Durante la fase cronica, l'apoptosi progredisce in direzione sia craniale e caudale. Quest'ultima fase spazia temporalmente da giorni ad anni dopo l'evento lesivo. Recettori, canali ionici ed altre strutture tentano di ripristinare le loro funzioni, ed il tessuto midollare danneggiato viene rimosso dalla sede della lesione; la demielinizzazione della materia bianca continua, portando ad una atrofia del midollo spinale. Durante questa fase cronica appaiono formazioni cistiche site nelle aree midollari precedentemente danneggiate e / o un allargamento del canale centrale (siringomielia). Il midollo spinale risulta spesso vincolato, attaccato al sacco durale. Il danno primario non può essere trattato, ma solamente evitato tramite la prevenzione; qualora il danno si sia verificato, un adeguato trattamento intensivo iniziato in fase acuta ed una attenta riabilitazione può d'altronde minimizzare le conseguenze dei meccanismi del danno secondario. Una riabilitazione attiva e, in alcuni specifici casi, il trattamento chirurgico possono ovviare ad alcune delle conseguenze negative durante la fase cronica delle lesioni midollari.

Tab. 5: Meccanismi patofisiologici conseguenti ad una lesione midollare (7).



PARTE IV.

I RESIDUI FUNZIONALI IN RELAZIONE ALLA SEDE DI LESIONE MIDOLLARE

Le lesioni midollari vengono classificate dall'American Spinal Cord Injury Association (ASIA) in relazione alle funzioni motorie e sensoriali residue. L'ultima revisione dell'ASIA Disorder Scale è stata effettuata nel 2011. Vi è una forte correlazione tra lo stato funzionale e la sede di lesione midollare, nonché con il fatto che la lesione stessa sia completa o incompleta. Una lesione completa comporta la perdita totale delle funzioni motorie e sensoriali a livello distale della lesione⁸. Una lesione incompleta comporta invece una parziale preservazione delle funzioni motorie e sensoriali al di sotto del livello neurologico della lesione e nei segmenti sacrali più bassi; con tale tipologia di lesione, è attesa la preservazione della sensibilità profonda e/o della sensibilità mucocutanea superficiale. Lo stato della lesione può risultare non evidente sino al termine del periodo di shock spinale. Sebbene vi siano controversie sui segni indicanti la fine di tale periodo, un positivo indicatore a riguardo viene considerato l'incremento dell'attività riflessa⁹.

Il termine tetraplegia definisce l'inficiamento o la perdita delle funzioni motorie e / o sensoriali nei segmenti cervicali (C1 – C8) del midollo spinale, a causa del danneggiamento delle strutture neurali all'interno del canale spinale. La tetraplegia causa un impedimento delle funzioni degli arti superiori così come del tronco, degli arti inferiori e degli organi pelvici; essa non include le lesioni al plesso brachiale o quelle ai nervi periferici, al di fuori del canale neurale⁹. La tetraplegia viene a volte definita anche quadriplegia.

Il termine paraplegia definisce invece l'inficiamento o la perdita delle funzioni motorie e / o sensoriali nei segmenti toracici, lombari o sacrali del midollo spinale, dovuta al danneggiamento degli elementi neurali all'interno dei suddetti tratti del canale spinale. Con la paraplegia, il funzionamento degli arti superiori viene conservato, mentre gli organi del tronco e della pelvi, così come gli arti inferiori possono risultare più o meno coinvolti in relazione al livello di lesione. La paraplegia comprende anche le lesioni della *cauda equina* e del *conus medullaris*, ma non quelle del plesso lombosacrale o quelle dei nervi periferici all'esterno del canale neurale¹⁰. La paraplegia viene a volte definita anche diplegia.

Il termine dermatomo definisce l'area del derma innervata dagli assoni sensoriali compresi all'interno di ciascuna radice nervosa, mentre il termine miotomo definisce

l'insieme di fibre muscolari innervate dagli assoni motori compresi all'interno di ciascuna radice nervosa.

Il livello sensoriale della lesione viene determinato effettuando la disamina dei punti-chiave sensoriali all'interno di ciascuno dei 28 dermatomi sui due emilati del corpo, ed è definito dal dermatomo più caudale normalmente innervato, che conserva la sensibilità tattile sia puntiforme che diffusa. Ciò può risultare differente sui due emilati¹⁰.

Per quanto attiene alla valutazione della funzionalità muscolare, questa viene effettuata tramite il *manual muscle testing* (MMT), cui consegue l'attribuzione di punteggio da 0 a 5 punti. Vengono attribuiti zero punti a muscoli totalmente colpiti nella loro innervazione che non presentano alcuna funzionalità motoria, né volontaria, né assistita. Un punto viene attribuito quando il muscolo in esame presenta una propria attività contrattile, che è insufficiente, però, a determinare il movimento dei capi articolari. Vengono attribuiti due punti quando è possibile il movimento assistito in assenza di carico gravitazionale. Il punteggio di tre viene attribuito quando il movimento può essere eseguito vincendo la gravità, ossia quando la contrazione muscolare può superare le resistenze offerte dal peso del segmento corporeo cui il muscolo testato fa riferimento. Quattro punti vengono attribuiti quando il muscolo non solamente vince la gravità, cioè il peso del segmento corporeo, ma può anche offrire una moderata/discreta resistenza esercitata dall'esaminatore. Infine, cinque punti indicano la capacità contrattile di un muscolo in condizioni di normalità¹⁰.

Il livello motorio della lesione viene determinato tramite l'esame delle funzioni-chiave muscolari all'interno di ciascuno dei 10 miotomi per ognuno dei due lati del corpo e viene definito dalla più bassa funzione-chiave muscolare che ha almeno un punteggio di 3 al MMT, verificando che le funzioni-chiave muscolari rappresentate dai livelli superiori ad esso si giudichino intatte, valutate cioè con un punteggio di 5 al MMT. Anche in questo caso, si possono avere risultanze diverse nei due emilati del corpo¹⁰.

Il livello neurologico del danno fa riferimento al segmento più caudale del midollo spinale con normali funzioni sensoriali e motorie antigraitarie su entrambi gli emilati del corpo, purché rostralmente vi siano intatte le funzioni sensoriali e motorie. Il segmento nel quale si rileva tale integrità di funzioni differisce spesso negli emilati, ed anche relativamente ai test sensoriali e motori. Pertanto, nella determinazione del livello neurologico del danno possono essere rilevati fino a quattro differenti segmenti: destro-sensoriale, sinistro-sensoriale, destro-motorio, sinistro-motorio. Il singolo livello neurologico del danno viene considerato quello più rostrale con funzioni sensoriali e motorie conservate¹⁰.

Il livello scheletrico del danno identifica il livello nel quale, a livello radiografico, si evidenzia il maggiore danno vertebrale. Poiché non tutti i casi di lesione del midollo spinale presentano allo stesso tempo un danno scheletrico vertebrale, le fratture

vertebrali non presentano una consistente correlazione con i danni neurologici al midollo spinale¹⁰.

PARTE V.

LA RIABILITAZIONE NELLE LESIONI DEL MIDOLLO

SPINALE

Gli esiti delle lesioni midollari non comportano solamente forti limitazioni all'indipendenza ed alle funzionalità fisiche dei medullosesi, ma causano anche molte complicazioni. Incontinenza neurogenica vescicale ed intestinale, infezioni del tratto urinario, ulcere da pressione, ipotensione ortostatica, fratture, trombosi venosa profonda, spasticità, ossificazione eterotropa, contratture, disreflessia autonoma, problemi polmonari e cardiovascolari nonché disordini depressivi sono frequenti complicazioni che si osservano dopo un danno midollare. Queste complicazioni sono direttamente correlate all'aspettativa di vita ed alla qualità di vita del paziente. Infezioni vescicali, ulcere da pressione e disreflessia autonoma in special modo isolano il paziente dalla società^{11,12}. Negativi cambiamenti avvengono nella percezione della salute da parte del paziente a causa delle complicazioni risultanti dalla lesione midollare: ulcere da pressione, spasticità, contratture, problemi vescicali ed intestinali in particolar modo causano un calo della integrazione sociale dei pazienti ed un loro conseguente stress psicosociale. I medullosesi vengono ospedalizzati per un lungo periodo di tempo e sperimentano una notevole varietà di limitazioni nelle comuni attività di vita quotidiana. Un calo dell'autostima può anche avvenire a seguito delle eventuali disfunzioni sessuali causate dalla lesione stessa, che influiscono negativamente sull'immagine corporea del paziente¹³.

Durante il periodo della crescita, il diabete ed altri disturbi metabolici rappresentano delle serie problematiche nei pazienti che hanno subito una lesione midollare nell'infanzia. Spasticità, insulino-resistenza, dislipidemia, ridotto trasferimento del glucosio ed obesità sono complicazioni comuni nel periodo infantile. Esercizi passivi, attivi-assistiti, attivi e resistivi, esercizi su cicloergometro e in acqua devono risultare compatibili con il livello di lesione midollare e le conseguenti complicazioni. Questi esercizi sono finalizzati alla riduzione dell'atrofia muscolare, delle ulcere da decubito, dell'inattività, dell'obesità e delle fratture ossee¹⁴.

Il processo riabilitativo necessario a seguito delle lesioni midollari traumatiche è lungo, dispendioso ed affaticante, e comporta problemi di ordine biofisico, psicosociale ed economico¹⁵. Il trattamento dei medullosesi si protrae per molti anni e comincia subito dopo l'evento lesivo, con le cure nella fase acuta e gli immediati interventi chirurgici; dopodiché, si continua nella fase cronica con il trattamento delle disfunzioni sensoriali,

motorie ed autonome, per finire poi nel trattamento a vita a domicilio, nell'ambiente domestico. Risulta pertanto difficile calcolare il costo del trattamento nelle lesioni midollari per molte ragioni, come ad esempio il non registrare regolarmente i singoli trattamenti effettuati ed il non calcolare il costo totale comportato dalle condizioni del paziente. De Vivo e collaboratori¹⁶ riportarono che negli Stati Uniti il costo complessivo medio del primo anno di trattamento di un paziente medulloleso risultava ammontare a 222.087 dollari, e che il costo medio annuale dopo il primo anno risultava ammontare a 68.815 dollari, mentre il costo medio delle sole cure iniziali in acuto ammontava a 76.711 dollari. Munce e collaboratori¹⁷, in un articolo pubblicato nel 2013, riportarono che in Ontario i costi medi per paziente medulloleso risultavano essere incrementati già dal 2003/ 2004 al 2005/2006, passando da un valore medio di 102.900 dollari ad uno di 123.674 dollari.

Da quanto sopra esposto si evince quindi che il processo relativo al trattamento ed alla riabilitazione delle lesioni spinali midollari è lungo, dispendioso e richiede un approccio multidisciplinare.

5.1. LA RIABILITAZIONE DELLE LESIONI DEL MIDOLLO SPINALE IN ACUTO ED IN POST-ACUTO

Questo periodo inizia con l'ammissione ospedaliera e la stabilizzazione dello stato neurologico del paziente, e comporta un allettamento della durata variante da 6 a 12 settimane. Lo scopo della riabilitazione in questa fase è quello di prevenire le complicazioni che possono sopraggiungere nel lungo periodo. Esercizi passivi dovrebbero essere somministrati intensivamente per contrastare le contratture, l'atrofia muscolare e il dolore durante il periodo acuto di ospedalizzazione nei pazienti con lesione midollare completa. Il posizionamento delle articolazioni è importante al fine di proteggere le strutture articolari stesse e di mantenere altresì il tono muscolare ottimale; sacchi di sabbia e cuscini possono risultare utili a questo scopo. Se questi ultimi non riescono a fornire un adeguato posizionamento, questo può essere ottenuto tramite stecche od altre ortesi più rigide. Ortesi di caviglia, ortesi di ginocchio e di caviglia, ortesi fisse di caviglia e altre sono principalmente usate a questo scopo¹⁸. La complicazione più comune ed importante che viene a manifestarsi durante questo periodo è l'instaurarsi di contratture articolari e rigidità: almeno una contrattura articolare (43% alla spalla, 33% al gomito, 41% all'avambraccio ed al polso, 11% al ginocchio, 40% al piede ed alla caviglia) è stata riportata in circa il 66% dei pazienti entro un anno dalla lesione. Se il paziente è tetraplegico o paraplegico, esercizi intensivi per la conservazione dei ROM articolari

passivi devono essere effettuati per mantenere gli arti inferiori compatibili con il livello della lesione. Gli esercizi per il ROM articolare prevengono le contratture e mantengono la capacità funzionale: essi dovrebbero pertanto essere effettuati in fase flaccida almeno una volta al giorno, e almeno due-tre volte al giorno in presenza di spasticità. Gli esercizi per il ROM articolare della spalla sono importanti al fine di prevenire il dolore in tutti i livelli di lesione midollare. Esercizi per il ROM articolare passivo dovrebbero essere effettuati per entrambe le estremità superiori nella tetraplegia originata da un livello di lesione da C1 a C4. Nel caso in cui la lesione si sia verificata a livello C5 o C6, gli esercizi di ROM articolare dovrebbero essere effettuati per prevenire lo sviluppo di contratture, specialmente a livello della flessione e supinazione del gomito¹⁹.

Dello stretching dovrebbe essere effettuato per mantenere gli effetti della tenodesi nei pazienti che non presentano estensione attiva del polso, e che hanno le dita non completamente estese. Poiché gli esercizi di stretching possono essere effettuati più facilmente con muscoli in stato flaccido, essi dovrebbero essere iniziati durante il periodo di shock spinale, dato che in tale fase i muscoli risultano appunto flaccidi. Dopo il periodo di shock spinale, la flaccidità viene sostituita dalla spasticità; nonostante gli aspetti positivi comportati dalla spasticità, questa presenta risvolti negativi per quanto riguarda la mobilità, le attività di vita quotidiana e gli spostamenti. La severità e la tipologia delle altre complicazioni della lesione midollare influiscono sulla spasticità, e quindi i fattori precipitanti dovrebbero essere eliminati al fine di trattare meglio la spasticità stessa. Esercizi isometrici, attivi o attivi-assistiti per il tronco dovrebbero essere fatti effettuare al paziente allettato qualora siano presenti parziali movimenti, in relazione al livello della lesione midollare. Recenti studi hanno dimostrato che una subitanea mobilitazione gioca un importante ruolo nella prevenzione del declino delle funzioni polmonari e nello sviluppo della forza muscolare. Esercizi respiratori devono essere fatti svolgere ed insegnati al paziente, e la loro importanza dell'essere spiegata ai pazienti affetti da tetraplegia e paraplegia completa o incompleta durante la fase acuta, al fine di preservare la loro capacità polmonare. Durante questo periodo, il numero degli esercizi dovrebbe essere portato al livello massimo tollerato dallo stesso paziente.

Nei pazienti con paraplegia completa, nella fase acuta l'obiettivo più importante è il massimo rafforzamento possibile degli arti superiori. Esercizi di potenziamento della cuffia dei rotatori e della spalla vengono somministrati tramite l'uso di stampelle, ergometri per gli arti superiori, nuoto ed altro²⁰.

Al termine della fase acuta, infatti, sono necessari dei forti arti superiori per consentire al paziente di effettuare autonomamente dei trasferimenti da e verso il letto. Proprio per questa ragione, quindi, degli esercizi attivi contro resistenza, necessari per fortificare i muscoli degli arti superiori dovrebbero essere iniziati nel primo periodo possibile. Gli esercizi contro resistenza possono essere fatti eseguire con manubri al letto del paziente, in dipendenza dalla forza muscolare dello stesso; l'elettrostimolazione può essere una

utile alternativa, nel caso in cui si verifichi un estremo affaticamento quando i muscoli sono sottoposti ad esercizi di rafforzamento. Esercizi per le spalle, effettuati con bande elastiche, si sono rivelati efficaci nel ridurre il dolore alle stesse²¹. Al fine di prevenire le ulcere da decubito, la posizione del paziente dovrebbe essere variata ogni 2-3 ore. Le ulcere da decubito si presentano più frequentemente a livello del sacro, dell'ischio, del trocantere e della parte superiore del tallone. Contratture in flessione dell'anca possono svilupparsi a causa del continuo giacere su di un fianco e del sedere su una sedia a rotelle. La tensione dei muscoli flessori può essere ridotta tramite una posizione prona assunta ad intervalli regolari e con esercizi per il ROM articolare effettuati in tutte le direzioni. Gli esercizi per il mantenimento del rom della caviglia sono utili sia per prevenire le contratture nel piede, sia per consentire il corretto posizionamento del piede durante la seduta in sedia a rotelle. Ai pazienti dovrebbe poi essere chiesto di variare la propria posizione attivamente. Inoltre, si deve prestare attenzione a mantenere la cute pulita ed a prevenire la formazione di ulcere da decubito²². Al termine del periodo di allettamento, vengono usati dei corsetti per fissare e supportare la spina dorsale, quando si inizia a riportare il paziente in posizione seduta. Corsetti in iperestensione o busti gessati vengono usati nel trattamento delle fratture spinali della zona toracica o lombare superiore. Dei corsetti rigidi risultano più appropriati al fine di supportare le fratture al di sotto della vertebra L2. Corsetti del tipo Knight-Taylor limitano la flessione e l'estensione del tronco, ma non ne limitano la rotazione; busti in gesso od in plastica rigida devono invece essere usati, qualora si vogliano limitare i movimenti in tutte le direzioni²³.

L'ipotensione ortostatica si rileva facilmente nei pazienti costretti ad un lungo periodo di allettamento; in questi si può manifestare una sincope quando si portano in posizione assisa o vengono sollevati, a causa della bassa pressione ematica. Con i pazienti versanti in tali condizioni può risultare utile l'utilizzo di una *tilt table*, ossia un lettino inclinabile, iniziando con un'inclinazione di 45° per 30 minuti al giorno. L'inclinazione del lettino può essere poi aumentata, in relazione allo stato del paziente ed alle sensazioni da questi riportate. Il mantenimento della posizione eretta stimola il riflesso pressorio ortostatico sino ad un livello sufficiente e persistente; i pazienti sia adattano così a sollevarsi a sedere ed a rimanere seduti, e si preparano a bilanciarsi negli spostamenti. Quando un paziente, tramite l'ausilio del lettino inclinabile, raggiunge e mantiene a posizione eretta, egli dovrebbe permanere in posizione seduta al bordo del letto per 3-4 volte al giorno, ed esercizi di bilanciamento dovrebbero essere da lui effettuati al fine di mantenere questa posizione. Una seduta indipendente al bordo del letto è infatti molto importante per l'uso della sedia a rotelle, poiché rende il soggetto capace di trasferirsi dal letto alla sedia rotelle e dalla sedia a rotelle al letto. Lo scopo di questo periodo riabilitativo dovrebbe focalizzarsi sull'acquisizione di stabilità e forza, per mantenere la posizione seduta e per potersi spostare. Gli obiettivi funzionali di questo periodo riabilitativo sono pertanto quelli di preparare il paziente a movimenti quali il portarsi in posizione assisa nel letto o

nella sedia a rotelle, il vestirsi e lo spostarsi. I pazienti che tollerano bene la posizione seduta possono iniziare a tirarsi su per trasferirsi sulla sedia a rotelle, tramite un allenamento di bilanciamento ed equilibrio²⁴.

Sedie a rotelle, deambulatori e stampelle sono usate per gli spostamenti dei pazienti fuori dal letto: tra questi, la sedia a rotelle è lo strumento più importante usato dai pazienti medullosesi per spostarsi e partecipare alla vita sociale. Le sedie a rotelle permettono una ottima mobilità, proteggono l'integrità della cute e consentono una normale posizione assisa. Una sedia a rotelle a propulsione elettrica è indicata per le lesioni dei segmenti midollari più alti, mentre una a propulsione manuale è preferibile per le lesioni midollari basse. Le misure di una sedia a rotelle, quali l'altezza, la larghezza e la profondità della seduta, lo schienale, il supporto della seduta ed i braccioli dovrebbero venire specificamente prescritti per ciascun paziente²⁵. Il successo delle ortesi o di altri dispositivi per la deambulazione funzionale dipende sia dal fatto che la lesione sia completa od incompleta, sia dal livello della lesione stessa; un paziente con lesione midollare incompleta ha la capacità di camminare, indipendentemente dal livello della lesione stessa. L'inizio del livello di deambulazione funzionale è considerato essere T12. La mobilizzazione del tronco e della pelvi alle parallele, nonché l'allenamento finalizzato a sorreggersi e bilanciarsi dovrebbe essere iniziato in questo primo periodo, sempre con l'ausilio di supporti alla schiena. Dopo il posizionamento dei pazienti in stazione eretta con supporto alla schiena, viene utilizzata una ortesi deambulatoria per l'intero arto inferiore, al fine di assicurare la stabilità e l'integrità delle articolazioni dei loro arti inferiori. I benefici della posizione eretta consistono in una riduzione della spasticità e del rischio di trombosi venosa profonda, nel miglioramento delle funzioni vescicali ed intestinali, nella prevenzione delle ulcere da pressione e dell'osteoporosi, nonché in una riduzione dello stato depressivo²⁶. L'elettrostimolazione neuromuscolare si basa sulla stimolazione delle fibre nervose innervanti i muscoli intatti; se i muscoli sono denervati, l'elettrostimolazione stimola allora le fibre muscolari. Uno studio condotto nel 2011 da Audu e collaboratori²⁷ suggerisce che una adeguata attivazione dei muscoli specifici del tronco e delle estremità inferiori, ottenuta con tale metodo, può consentire ai pazienti medullosesi di variare la loro posizione eretta con sforzo minimo della parte superiore del corpo, aumentando di conseguenza anche i loro volumi muscolari.

5.2. IL PERIODO DI RIABILITAZIONE CRONICA DELLE LESIONI DEL MIDOLLO SPINALE

Durante il periodo di riabilitazione cronica, l'obiettivo più importante sia per i pazienti paraplegici con lesione completa sia per quelli con lesione incompleta è l'acquisizione di

una mobilità indipendente. La deambulazione può avvenire per scopi sociali, domestici o può essere volta all'esercizio fisico. Il paziente deve essere in grado di camminare per 50 metri senza aiuto o con un dispositivo di assistenza per la deambulazione. Coloro che deambolano in ambito domestico possono camminare in maniera indipendente o con parziale assistenza, necessitando all'uopo di minimo aiuto; coloro che lo fanno a scopo di esercizio fisico necessitano altresì di un maggiore aiuto per camminare o spostarsi. Fattori quali il livello della lesione, l'età, il peso, lo stato di salute generale, la motivazione e l'eventuale spasticità condizionano il potenziale deambulatorio. Generalmente, pazienti con una lesione a livello di T10 o al di sopra di esso possono essere fatti camminare a scopo di esercizio. Pazienti con lesioni di livello variante da T11 a L2 sono in grado di deambolare in ambito domestico, ed infine pazienti che presentano lesioni di livello più distale possono deambolare in ambito sociale²⁸.

Deambulatori, stampelle ed ortesi sono importanti per supportare la deambulazione nello stadio cronico; i pazienti con controllo pelvico possono deambolare con ortesi o stampelle al di fuori delle parallele riabilitative. Se la forza muscolare del quadricipite femorale risulta conservata, i pazienti possono camminare con delle stampelle canadesi ed altre ortesi, senza la necessità di usare la sedia a rotelle. Nei pazienti che presentano una lesione completa di livello variabile da C8 a T12, la deambulazione può essere ottenuta tramite un parawalker (ortesi per il movimento guidato dell'anca), sia in casa che all'esterno. I dispositivi di supporto del cammino usati nelle lesioni midollari stanno diventando sempre più leggeri e facili da usare; d'altro canto, quelli tra essi che offrono soluzioni tecniche più avanzate risultano anche più costosi. Il consumo di ossigeno, la spesa energetica e la velocità del cammino possono variare significativamente in relazione alla forma, al tipo ed al peso degli strumenti usati dai pazienti: uno di questi è il RGO (Reciprocating Gait Orthosis)²⁹. Per ottenere un uso efficace di tali dispositivi, si devono ridurre gli eventuali eccessi ponderali del paziente e se ne devono incrementare la capacità aerobica e la massa muscolare. Il RGO è stato ulteriormente sviluppato, ma risulta tuttavia più complicato e più costoso dell'ARGO³⁰. D'altro canto, l'ARGO porta ad un eccessivo dispendio di energia, al pari dell'RGO³¹. I dispositivi ibridi per il cammino sono stati creati al fine di supportare le ortesi con la stimolazione elettrica funzionale; il cammino risulta infatti migliorato con l'uso di tali strumenti³². Il training robotizzato è un approccio nuovo, che si sta sviluppando giorno dopo giorno. Un single case report, pubblicato nel 2012 da Yozbatiran e collaboratori³³, riportò che la funzionalità degli arti superiori risultava migliorata dopo quattro settimane di supporto robotico. Dopo l'allenamento, i punteggi riportati nei test muscolari manuali relativi agli estensori del carpo, ai flessori ed abduttori delle dita incrementarono significativamente. Un altro studio, pubblicato nel 2011 da Schwartz e collaboratori³⁴ riportò che un training di cammino assistito roboticamente tramite l'uso del sistema Locomat aveva migliorato le risultanze funzionali di pazienti medullolesi in fase subacuta.

Le aspettative più importanti nella fase cronica, o fase del ritorno al proprio domicilio, sono quelle di assicurare al paziente la massima indipendenza compatibile con il suo livello di lesione, la sua reintegrazione sociale ed il coinvolgimento della sua famiglia, che deve altresì apprendere il proprio ruolo.

Uno degli aspetti più importanti di questo periodo è il ripristino dello stato psicologico ed emotivo del paziente, a causa dell'alta incidenza della depressione nei medullosesi (tale incidenza è all'incirca di 1/3 nei primi 6 mesi). La depressione non è un processo naturale sperimentato a seguito della lesione midollare, bensì una complicazione che necessita di trattamento. Il suicidio è la più comune causa di morte dopo la lesione midollare tra i pazienti al di sotto dei 55 anni. La frequenza di disordini da stress post traumatico è del 17%, e normalmente si manifesta nei primi 5 anni dopo l'evento lesivo. Qualora il paziente manifesti comportamenti psicotici e depressione, è necessaria una consultazione psichiatrica³⁵.

La terapia occupazionale ed il reperimento del ruolo del paziente nella società sono i più importanti fattori per la restaurazione del suo stato psicologico. Problemi sociali e psicologici vengono spesso riportati nei soggetti inattivi o con scarsa attività giornaliera. La mancanza di attività quotidiane, la depressione, la dipendenza da alcool e gli stress emotivi sono stati spesso riportati come cause dei tentativi di suicidio. La terapia occupazionale permette ai medullosesi di essere maggiormente inseriti nel tessuto sociale, di effettuare lavori anche creativi e di combattere meglio i problemi psicologici quali la depressione³⁶: essa rappresenta pertanto una parte importante nel processo riabilitativo. Nei paesi sviluppati, la terapia occupazionale viene portata avanti dal terapeuta occupazionale, all'interno del team riabilitativo. I terapeuti occupazionali valutano le limitazioni fisiche dei pazienti e ne pianificano le attività occupazionali. La terapia occupazionale viene strutturata ed implementata in funzione delle caratteristiche sociali e culturali dei singoli individui, del loro livello di educazione, della loro personalità, degli interessi, delle attitudini e delle abitudini prima e dopo l'evento lesivo. Tra le molte attività proposte ed incoraggiate a tale scopo vi è la pratica sportiva³⁷.

5.3. LA VALUTAZIONE DEL PAZIENTE MEDULLOSESO

La valutazione di un paziente medulloseso è un importante step iniziale per il suo trattamento fisioterapico; essa permette infatti di perseguire obiettivi realistici e di identificare le problematiche-chiave. Molte valutazioni standardizzate ed oggettive vengono anche usate per valutare i miglioramenti conseguiti nel tempo dal paziente: ad esempio, tali valutazioni possono essere usate da un terapeuta per quantificare l'entità

dell'assistenza richiesta dal paziente nel muoversi e spostarsi, o per misurare il tempo necessario al paziente a tale scopo. Naturalmente, tali standardizzazioni valutative possono anche essere usate per identificare problematiche di fondo, in particolare l'entità della menomazione del paziente.

Le valutazioni standardizzate delle limitazioni funzionali sono simili a quelle usate in tutti gli altri campi della fisioterapia, sebbene ve ne siano alcune specifiche per le lesioni midollari. Una volta stabilite le problematiche-chiave e lo status funzionale del paziente, si possono definire gli obiettivi perseguibili quanto all'aumento del suo tono-trofismo muscolare e quanto all'incremento delle sue performances motorie³⁸.

5.4. GLI INTERVENTI FISIOTERAPICI PER L'INCREMENTO DELLA FORZA MUSCOLARE

La debolezza muscolare è la più importante limitazione che impedisce ai soggetti medullolesi di espletare compiti motori. Di conseguenza, interventi diretti all'incremento della forza muscolare sono largamente intrapresi da parte dei terapeuti. La carenza di forza può essere dovuta sia ai problemi neurologici, sia ad una insufficiente massa muscolare nei muscoli neurologicamente intatti, come nel caso degli arti superiori dei soggetti paraplegici che tentano di apprendere movimenti quali il trasferirsi dal suolo alla sedia a rotelle. Non vi è ragione di credere che i muscoli neurologicamente intatti di un paziente medulloleso rispondano ad un allenamento di forza in modo differente da quelli di un soggetto interamente abile: ad esempio, un appropriato resistance training per gli arti superiori somministrato ad un soggetto paraplegico per migliorare la sua capacità di sollevarsi da terra e sedere sulla sedia a rotelle, deve seguire gli stessi principi che caratterizzano l'allenamento di forza di un soggetto sano. Così, la persona necessita di un allenamento progressivo di forza, nel quale i carichi vengono aumentati in modo progressivo ed appropriato. Tale allenamento di forza è spesso eseguito al meglio all'interno di un contesto richiedente l'uso e lo sviluppo di abilità funzionali, purché possano essere mantenuti i principi di progressione del carico. Vi sono molti *clinical trials*, effettuati su soggetti sani, che possono fornire le evidenze scientifiche su cui basare tali pratiche di allenamento³⁹. In aggiunta, due *clinical trials*^{40,41}, che hanno coinvolto un campione totale di 92 partecipanti affetti da lesione midollare, hanno dimostrato che un allenamento progressivo di forza rivolto ai muscoli non paralizzati non solo ne incrementa la forza stessa, ma accresce anche la qualità di vita dei soggetti che hanno praticato tale allenamento.

La situazione non è chiara per quanto riguarda i muscoli parzialmente paralizzati direttamente coinvolti dalla lesione midollare. Vi sono forti evidenze scientifiche del fatto che i soggetti parzialmente paralizzati a seguito di lesione midollare divengono più forti con il passare del tempo. Queste evidenze provengono da studi longitudinali⁴², che mostrano cambiamenti nella forza e nello stato neurologico dei soggetti, unitamente al loro status funzionale. Inoltre, i cambiamenti evidenzianti all'interno dei campioni di studio di *clinical trials* e di studi non randomizzati riportano unanimamente dei consistenti incrementi nel tempo della forza dei muscoli parzialmente paralizzati. È generalmente accettato che tali incrementi siano dovuti ad una combinazione di fattori centrali e periferici; quelli periferici includono l'ipertrofia muscolare, mentre quelli centrali includono adattamenti neurali sia a livello del sito di lesione midollare, sia possibilmente all'interno del cervello. Non è ancora chiaro quanta parte dell'osservato incremento di forza dei muscoli colpiti da paralisi parziale possa essere attribuita all'intervento fisioterapico, e quanta parte debba invece essere attribuita ad un naturale ripristino nel tempo della loro capacità di espressione di forza.

Il protocollo ottimale di allenamento finalizzato all'incremento della forza dei muscoli parzialmente paralizzati non è chiaro. In particolare, non risulta chiaro se la forza subisca un maggior incremento mediante l'applicazione i principi del progressivo aumento dei carichi o mediante l'effettuazione di un elevato numero di ripetizioni eseguite con carichi limitati. Non risulta altresì accertato se i programmi di allenamento della forza siano o meno coadiuvati e migliorati dall'elettrostimolazione. Quattro studi randomizzati controllati⁴³⁻⁴⁶ hanno specificamente indagato sull'efficacia di un allenamento progressivo di forza e dell'elettrostimolazione, nonché sulla combinazione dei due tipi di intervento. I risultati degli studi sono contrastanti; quelli più promettenti provengono da uno di questi, quello di Harvey e collaboratori⁴⁵. Esso ha riguardato 8 settimane di allenamento per la forza, comprendente sia un resistance training a carichi crescenti sia l'elettrostimolazione, indirizzato ai muscoli quadricipiti parzialmente paralizzati in persone affette da lesione midollare; i risultati di tale programma allenante sono stati poi comparati con quelli di una assenza di intervento. La valutazione degli effetti del trattamento risultò imprecisa ma non di meno indicò un importante possibile incremento della forza. I risultati degli altri tre studi^{43,44,46}, nei quali si è indagata l'efficacia di differenti combinazioni di un allenamento di forza a carichi crescenti e dell'elettrostimolazione in muscoli molto inficiati, sono meno ottimistici: uno di questi⁴⁴ comprese l'uso dell'elettrostimolazione e di un resistance training effettuato tramite un ergometro per gli arti superiori, ma non è chiaro se in esso i principi di un progressivo allenamento di forza con carichi crescenti siano stati strettamente rispettati.

PARTE VI.

IL TRAINING PRESTAZIONALE IN SOGGETTI

PARAPLEGICI

L'intensità delle attività quotidiane (ADL) effettuate dalle persone paraplegiche non è in genere abbastanza sostenuta da mantenere o consentire miglioramenti o incrementi della forza muscolare e della fitness cardiorespiratoria; d'altra parte, la capacità di espletare correttamente quelle più intense tra tali attività, quali gli spostamenti del proprio corpo e la propulsione di una sedia rotelle su un piano inclinato, già di per se stesse richiedono sforzi muscolari ripetuti e di alta intensità per le estremità superiori di questi soggetti⁴⁷.

Come già visto, non vi sono differenze nella risposta all'allenamento della muscolatura conservata di un soggetto medulloleso e di quella di un soggetto sano; pertanto, gli adattamenti che avvengono a seguito dell'allenamento sono in primis dipendenti dall'intensità e dalla modalità di esecuzione degli esercizi effettuati^{48,49}. Un allenamento di durata, o endurance training (ET), generalmente comporta l'effettuazione di esercizi all'alto numero di ripetizioni ed a bassa intensità, coinvolgenti grandi gruppi muscolari per periodi prolungati, con l'obiettivo primario di favorire e sviluppare la capacità cardiovascolare^{48,49,50}. D'altro canto, l'endurance training comporta assenza di incrementi della forza muscolare, o minimi incrementi della stessa⁴⁸. Di contro, il resistance training è un metodo efficace per incrementare la massima espressione di forza muscolare, attraverso esercizi effettuati ad alta intensità di resistenza ed a basso numero di ripetizioni^{48,49,50}. Si ritiene che i programmi di allenamento contro resistenza non forniscano generalmente miglioramenti della massima capacità aerobica, o ne forniscano di minimi; d'altro lato, la ricerca indica che alcune modalità di resistance training possono comportare significativi miglioramenti nella fitness cardiorespiratoria in soggetti paraplegici⁵¹.

Sebbene già in passato molti studi abbiano esaminato gli effetti di un'endurance training sulla fitness cardiorespiratoria di persone affette da lesioni midollari⁵²⁻⁵⁶, pochi sono stati quelli che hanno investigato gli effetti di un resistance training in questa popolazione^{52,57,58}. Uno studio di Nilsson e collaboratori, condotto nel lontano 1975⁵⁹, esaminò gli effetti di un programma consistente in un resistance training per gli arti superiori ed in un allenamento all'ergometro, sempre per gli arti superiori (arm crank), progettato per migliorare il cammino con le stampelle e con le ortesi per gli interi arti inferiori. I risultati di questa combinazione di resistance ed endurance training inclusero

un miglioramento del VO_{2peak} , un incremento della forza esplosiva e della endurance muscolare. Cooney e Walker⁵⁷ applicarono nel 1986 un programma di 9 settimane di resistance training concentrico in un campione di 10 persone affette da lesione midollare, usando macchine a resistenza idraulica, e riportarono significativi incrementi del VO_{2peak} e della espressione di potenza nei tests effettuati tramite l'arm crank. Un altro studio, condotto nel 1999 da Curtis e collaboratori⁶⁰, indicò che un resistance training effettuato tramite bande elastiche era in grado di ridurre il dolore alle estremità superiori nei soggetti medullolesi che usavano una sedia a rotelle, ma non riportò evidenze riguardanti la forza muscolare e lo status cardiovascolare. Un importante studio in merito è stato condotto da Jacobs nel 2009⁶¹: esso comparò gli effetti di 12 settimane di endurance training con quelli di 12 settimane di resistance training sul VO_{2peak} , sulla forza delle estremità superiori e sulla espressione della potenza in persone affette da paraplegia cronica. I 18 soggetti del campione di studio (12 maschi e 6 femmine), dopo essere stati abbinati in base ad eguali caratteristiche di genere e di massa muscolare, furono suddivisi in due gruppi, uno sottoposto a resistance training ed uno a endurance training. I due gruppi effettuarono tre allenamenti settimanali per le previste 12 settimane. Il gruppo di resistance training effettuò 3 serie da 10 ripetizioni ciascuna per ciascuna delle 6 stazioni di esercizio proposto, con una intensità dello sforzo variante dal 60% al 70% di una ripetizione massima (1 RM); il gruppo di endurance training effettuò invece 30 minuti di arm cranking al 70%-85% della propria frequenza cardiaca massima (HR_{peak}). I valori di forza massima delle estremità superiori (1 RM) vennero stabiliti tramite l'equazione di regressione di Mayhew. Il consumo massimo di ossigeno (VO_{2peak}) venne determinato durante un test all'ergometro per gli arti superiori tramite l'uso di spirometria a circuito aperto. La potenza anaerobica media e massima espressa dai soggetti venne determinata tramite l'uso del Arm Wingate anaerobic testing (WAnT). I risultati evidenziarono che i valori del VO_{2peak} si erano significativamente innalzati a seguito del resistance training (15,1%) e dell'endurance training (11,8%). La forza muscolare subì un significativo incremento a seguito degli allenamenti nel gruppo assegnato al programma di resistance training, mentre non evidenziò alcun cambiamento nel gruppo assegnato al programma di endurance training. La potenza aerobica media rilevata tramite il WAnT test risultò incrementata sia nel gruppo di resistance training (8%), sia nel gruppo di endurance training (5%). Infine, il gruppo di resistance training mostrò incrementi significativamente maggiori della potenza anaerobica massima, sempre rilevata tramite il WAnT test, rispetto al gruppo di endurance training. La conclusione dello studio fu che un resistance training è in grado di migliorare ed incrementare significativamente la forza muscolare, la potenza e la capacità di lavoro delle estremità superiori nelle persone paraplegiche. Un altro studio, riguardante il solo resistance training, fu condotto nel 2012 da Serra-Añó e collaboratori⁶². Gli autori indagarono gli effetti di un programma di un allenamento contro resistenza per le spalle e le estremità superiori sull'espressione di forza isocinetica

ed isometrica, sulla composizione corporea, sul dolore percepito agli arti superiori e sulla funzionalità degli stessi in soggetti paraplegici. Un campione di 15 persone fu sottoposto a 3 sessioni di valutazione, a distanza di 8 settimane l'una dall'altra. I soggetti non svolsero alcun allenamento nelle 8 settimane intercorrenti tra la prima e la seconda sessione di valutazione, dopodiché effettuarono un programma di resistance training nelle 8 settimane intercorrenti tra la seconda e la terza sessione di valutazione. Furono quindi valutate in tutti i soggetti del campione la forza isocinetica ed isometrica, la composizione corporea, il riportato dolore alle spalle e la loro funzionalità. I risultati evidenziarono che il resistance training aveva prodotto un significativo incremento della forza isocinetica ed isometrica espressa in vari movimenti delle estremità superiori, nonché un aumento della massa muscolare ed un decremento della massa grassa delle stesse. In aggiunta, il riportato dolore alle spalle subì un decremento, e la funzionalità degli arti superiori risultò aumentata. Gli autori conclusero quindi che un programma di resistance training incrementa effettivamente e significativamente la forza, la massa muscolare e la funzionalità delle estremità superiori di soggetti affetti da paraplegia, diminuendone al contempo la massa grassa così come la percezione del dolore alle spalle. Dost e collaboratori, nel 2014, effettuarono uno studio randomizzato⁶³ riguardante gli effetti di un programma di resistance training e di endurance training sulle estremità superiori di soggetti paraplegici. I 19 soggetti del campione vennero suddivisi in 2 gruppi, in maniera puramente casuale. Il primo gruppo effettuò un resistance training progressivo, mentre il secondo gruppo effettuò un'endurance training tramite l'utilizzo di un ergometro per gli arti superiori. Prima dell'inizio ed al termine dello studio, la forza dei muscoli flessori ed estensori del gomito di ciascun paziente fu valutata tramite un dinamometro isocinetico computerizzato, così come di ciascuno di essi venne misurata l'indipendenza funzionale. I risultati dello studio evidenziarono un incremento dei punteggi della functional independence measurement (FIM) registrati nel post allenamento in entrambi i gruppi. Sempre in entrambi i gruppi si evidenziarono anche incrementi della forza dei muscoli estensori del gomito, rilevati tramite dinamometro isocinetico sia quanto a peak torque (PT), sia quanto a total work (TW), nelle due velocità angolari di 180°/sec and 60°/sec; tali incrementi di forza risultarono peraltro maggiori nel gruppo sottoposto a resistance training.

Un ulteriore recentissimo studio, condotto da Yildirim e collaboratori nel 2016⁶⁴, indagò gli effetti a breve termine di un allenamento a circuito contro resistenza (circuit resistance training - CRT) sulla forza muscolare e l'indipendenza funzionale di pazienti affetti da paraplegia. Un campione di 26 pazienti paraplegici, che stavano partecipando ad un programma convenzionale di riabilitazione ospedaliera furono arruolati in questo studio, ed assegnati in maniera randomizzata a 2 gruppi: il primo di questi fu sottoposto ad un programma di circuit resistance training, che consisteva in ripetuti esercizi per gli arti superiori effettuati 5 volte la settimana per 6 settimane consecutive, oltre alla

normale riabilitazione; il secondo gruppo, o gruppo di controllo, effettuò durante le stesse 6 settimane solamente la convenzionale riabilitazione. Al termine, i due gruppi furono comparati quanto alla forza muscolare, indagata tramite test muscolari isocinetici per gli arti superiori, e quanto alla qualità di vita percepita, indagata tramite la Functional Independence Measure (FIM) e tramite la scala di Borg. Le risultanze dello studio indicarono che mentre la percezione della qualità della vita aveva subito significativi incrementi in entrambi i gruppi, la grande maggioranza degli aumenti di forza rilevati tramite i valori isocinetici si erano verificati in maniera significativamente maggiore nel gruppo sottoposto al programma di allenamento contro resistenza. Gli autori conclusero quindi che un siffatto tipo di training è in grado di produrre significativi effetti sulla forza muscolare delle estremità superiori dei paraplegici, nonché sulle componenti fisiche della disabilità rilevate tramite la FIM.

PARTE VII.

IL CONTROLLO POSTURALE, IL BILANCIAMENTO IN POSIZIONE ASSISA ED I LIMITI DI STABILITÀ NEI SOGGETTI PARAPLEGICI

Nell'ambito delle loro condizioni di disabilità, la stabilità della cintura pelvica e quella della porzione lombare spinale sono molto importanti per il bilanciamento corporeo ed il controllo del tronco nei soggetti paraplegici. Al fine di effettuare le normali attività di routine quali il servirsi di una sedia a rotelle, il vestirsi, il lavarsi e l'effettuare i necessari spostamenti del corpo da una posizione all'altra, questi individui necessitano di stabilità lombo-pelvica, che viene principalmente fornita dall'azione dei muscoli erettori spinali e addominali. Il mantenimento del bilanciamento in posizione assisa risulta tuttavia inficiato negli individui affetti da lesioni midollari complete, a causa della alterata funzionalità di quei muscoli che sono maggiormente responsabili del controllo posturale⁶⁵. Altri meccanismi, quali le normali sinergie posturali e l'integrazione sensorimotoria degli arti inferiori e del tronco, risultano altresì alterati. D'altro canto, è stato ipotizzato che a seguito di una lesione midollare un graduale sviluppo di specifiche sinergie motorie, finalizzate al controllo del bilanciamento in posizione seduta e coinvolgente anche muscoli non posturali⁶⁶⁻⁶⁹, possa portare ad una riorganizzazione del sistema individuale di controllo del bilanciamento^{65,70}. Tali strategie risultano essenziali, poiché la posizione seduta è quella in cui si svolgono la maggior parte delle attività di vita quotidiana da parte dei soggetti con una lesione midollare^{71,72}, e pertanto la capacità di un corretto bilanciamento in stazione assisa determina il loro livello di indipendenza in molte delle suddette attività⁷³. Secondo Bizid *et al*⁷⁴, nell'analisi delle frequenze nervose correlate al controllo posturale, lo spettro energetico complessivo è distribuito entro 3 bande di frequenza, in relazione al tipo di regolazione somatica: l'azione dei sistemi sensoriali (visivi e vestibolari) è rappresentata da basse frequenze (0-0,5 Hz); la regolazione cerebellare corrisponde a frequenze intermedie (0,5-2 Hz); la regolazione propriocettiva è infine espressa da alte frequenze (maggiori di 2 Hz). A seguito di ciò, uno studio condotto nel 2013 da Serra-Añó e collaboratori⁷⁵ analizzò i parametri temporali e di frequenza del bilanciamento in posizione seduta tramite un test di seduta statica (seated-static test) simulante la normale posizione nella sedia a rotelle, al fine di meglio comprendere le modalità di controllo dell'equilibrio da parte del sistema nervoso nei soggetti medullosesi, e per indagare i limiti del loro centro di pressione (centre of

pressure, CoP) tramite un test di rilevazione dei limiti di stabilità (stability limit test, SLT). Il campione dello studio fu formato da 24 soggetti paraplegici, il cui livello di lesione midollare variava da T4 a L1, mentre nel gruppo di controllo furono arruolati 24 soggetti sani. I tests effettuati furono di 2 tipi: un test statico, in cui furono analizzati i dati relativi ai segnali temporali e di frequenza, ed un test per i limiti di stabilità, tramite il quale furono calcolati i diversi limiti della stabilità stessa. I paraplegici del campione mostrarono un minore controllo posturale statico rispetto ai soggetti del gruppo di controllo in molti dei parametri analizzati; risultati simili si evidenziarono nella rilevazione dei limiti di stabilità, in 3 dei 4 parametri esaminati (movimento in avanti, all'indietro, a destra, a sinistra). La valutazione posturografica effettuata tramite il test di seduta statica risultò utile per indagare il controllo dell'equilibrio da parte del sistema nervoso nei paraplegici, che presentano un diminuito bilanciamento del tronco e delle alterate frequenze di risposta sensoriale e cerebellare rispetto ai soggetti sani. In più, il test relativo limiti di stabilità evidenziò un minor controllo dei movimenti del CoP nei paraplegici del campione rispetto al gruppo di controllo.

Un altro interessante studio, condotto nel 2016 da Magnani e collaboratori⁷⁶, si occupò della valutazione del controllo posturale nei soggetti paraplegici fisicamente attivi ed in quelli sedentari, analizzandone l'indipendenza funzionale ed il controllo del tronco. Allo studio parteciparono 20 individui paraplegici, con sede di lesione midollare variante da T1 a T12, che furono suddivisi in 2 gruppi: gruppo sedentario, composto da 10 soggetti, e gruppo fisicamente attivo, composto anch'esso da 10 soggetti. I criteri di inclusione nel gruppo fisicamente attivo riguardarono la pratica di uno sport adattato o di attività fisica della durata di un'ora per almeno 3 volte alla settimana e per un minimo di 6 mesi consecutivi; i soggetti del gruppo sedentario furono scelti tra coloro che non avevano praticato negli ultimi 6 mesi alcuno sport adattato od attività fisica. L'indipendenza funzionale fu valutata tramite il questionario di Functional Independence Measure (FIM), mentre il controllo posturale del tronco fu valutato attraverso il forward reach test (fig. 2) ed il lateral reach test (fig. 3). I risultati dello studio evidenziarono che il gruppo dei soggetti paraplegici fisicamente attivi provvedeva meglio alle attività di cura della propria persona ed ai propri spostamenti, ed era altresì in grado di esercitare un maggior controllo sfinterico. Il punteggio ottenuto al FIM test fu quindi maggiore nel gruppo dei fisicamente attivi, così come maggiori furono i risultati da loro ottenuti nel forward reach test e nel lateral reach test. Gli autori conclusero quindi che il continuo esercizio fisico incrementava le funzioni motorie correlate all'indipendenza funzionale ed il controllo posturale del tronco nei soggetti paraplegici con lesione midollare completa.

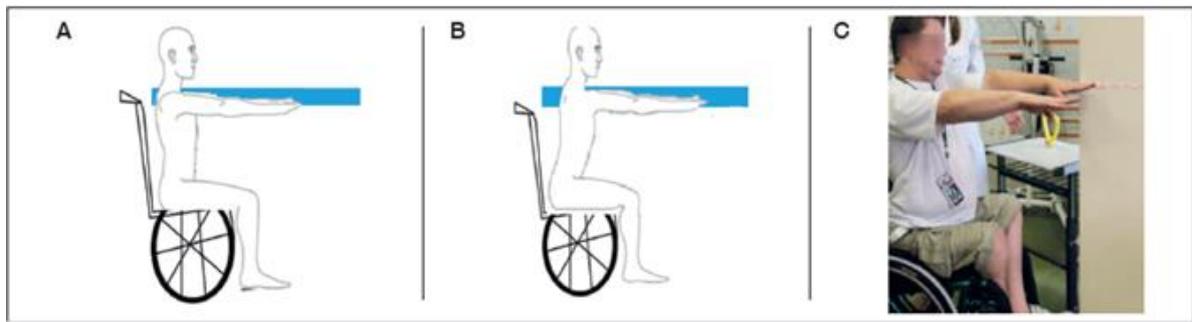


Fig. 2: il maximum forward reach test. A) posizione iniziale del test, con una la striscia blu corrispondente al nastro di misurazione; B) posizione finale del test (76).

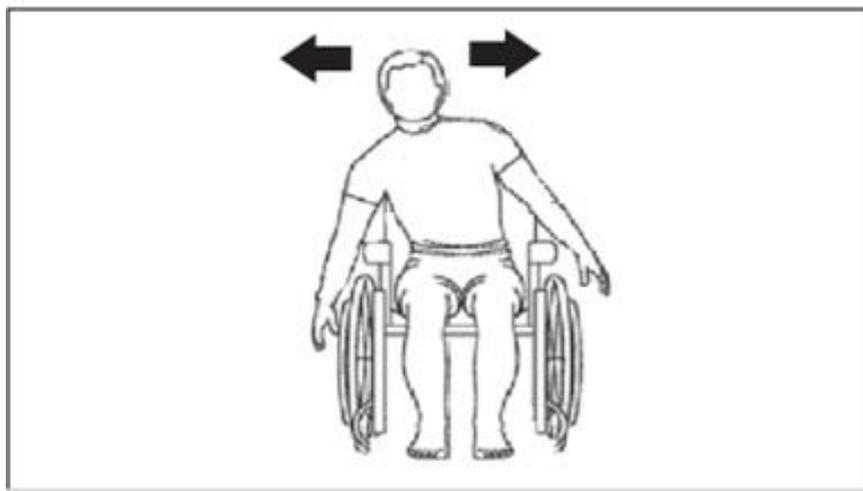


Fig. 3: Il maximum lateral reach test (76).

PARTE VIII.

GLI ESOSCHELETRI. DA STRUMENTI RIABILITATIVI A STRUMENTI PRESTAZIONALI

La possibilità di riprendere a camminare rappresenta la principale priorità per i pazienti medullosesi⁷⁷. In aggiunta al superamento delle ovvie problematiche relative alle difficoltà sociali e di mobilità correlate con la inability di stare in piedi camminare, una regolare deambulazione può combattere a fondo le problematiche mediche secondarie associate con la mancanza delle attività antigravitarie nei pazienti medullosesi⁷⁸. I dispositivi ortesici, quali le ortesi di anca-ginocchio-caviglia-piede (hip-knee-ankle-foot orthosis, HKAFO), e le ortesi per il cammino alternato (reciprocating gait orthosis, RGO) sono state impiegate con più o meno successo come mezzi per affrontare le critiche esigenze di assistenza sanitaria non soddisfatte nella popolazione dei medullosesi. La principale limitazione di questi dispositivi è rappresentata da una alta richiesta energetica a livello metabolico, cosicché essi vengono usati in modo discontinuo da molti pazienti⁷⁹⁻⁸². Poiché i benefici salutari dell'attività fisica sono largamente dipendenti dalla frequenza ed alla durata dell'esercizio stesso⁸³, queste tecnologie ortesiche tradizionali hanno verosimilmente una limitata utilità per la riduzione degli effetti cronici dell'inattività dovuta alle lesioni midollari. Gli esoscheletri robotizzati sono strumenti ortesici motorizzati che vengono applicati agli arti paralizzati od indeboliti di un soggetto allo scopo di consentirne o facilitarne il raggiungimento ed il mantenimento della stazione eretta, il cammino, la salita e la discesa delle scale nonché l'espletamento delle normali attività di vita quotidiana. Gli esoscheletri robotizzati sono classificati come dispositivi medici di classe II dalla US Food and Drug Administration⁸⁴. Recentemente, nel 2016, Miller e collaboratori pubblicarono una review e meta-analisi⁸⁵ riguardante gli studi effettuati sull'efficacia e la sicurezza dell'uso degli esoscheletri robotizzati in pazienti affetti da lesioni midollari. L'analisi effettuata riguardò un totale di 14 studi, i quali arruolarono e valutarono nel complesso 111 pazienti. L'esoscheletro ReWalkTM (ReWalk Robotics, Inc., Marlborough, MA, US) fu valutato in otto studi⁸⁶⁻⁹³, l'esoscheletro EksoTM (Ekso Bionics, Richmond, CA, US) in tre studi⁹⁴⁻⁹⁶, l'esoscheletro Indego[®] (Parker Hannifin Corp., Cleveland, OH, US) in due studi^{97,98}, ed un esoscheletro di marca non specificata in uno studio⁹⁹. I programmi allenanti, somministrati per un tempo variante da 1 a 24 settimane, vennero tipicamente condotti con una frequenza di 3 volte la settimana, ed una durata variante dai 60 ai 120 minuti per sessione. Dieci dei suddetti studi^{86,88,89,91-94,96,97,99} utilizzarono per il cammino delle superfici piate al coperto, mentre quattro

studi^{87,90,95,98} compresero il cammino all'esterno, l'affrontamento di ostacoli, la salita e la discesa di scale e l'espletamento delle normali attività di vita quotidiana. A seguito del programma di allenamento con un esoscheletro, il 76% dei pazienti fu in grado di deambulare senza alcuna assistenza fisica. La media ponderata della distanza percorsa nel 6-minute walking test risultò essere di 98 metri. Il costo energetico del cammino assistito da esoscheletro robotizzato risultò essere di 3,3 metabolic equivalents (METs) e la valutazione dello sforzo percepito fu di livello 10 della scala di Borg 6-20, comparabile alla valutazione dello sforzo percepito da un soggetto sano deambulante ad una velocità di 3 miglia orarie. Miglioramenti della spasticità e della motilità e regolarità intestinale vennero riportati rispettivamente dal 38% e dal 61% dei pazienti. L'incidenza di cadute e di fratture durante gli allenamenti risultò invero bassa, rispettivamente del 4,4% e del 3,4%. Le conclusioni che gli autori trassero a seguito di questa importante sistematica review furono che gli esoscheletri robotizzati permettono ai pazienti medullolesi di deambulare in maniera sicura anche in ambienti del mondo reale, con un livello di impegno fisico finalizzato ad un uso prolungato ed apportante riconosciuti e consistenti benefici riguardanti la salute degli utilizzatori.

Un'altra recentissima review, pubblicata nel 2017 da He e collaboratori¹⁰⁰, ha riguardato la gestione dei rischi e le regole costruttive relative agli esoscheletri per gli arti inferiori. Gli autori riportarono nelle conclusioni la necessità di acquisire consapevolezza dei possibili rischi derivanti dall'uso degli esoscheletri, evidenziando così l'opportunità di adottare standards e regole costruttive finalizzate alla necessità di conseguire ulteriori sviluppi nella progettazione e costruzione di questi dispositivi, allo scopo di aumentarne la sicurezza e la fruibilità.

PARTE IX.

IL PROGETTO DI UTILIZZO DI UN ESOSCHELETRO A SCOPO PRESTAZIONALE PER IL RAGGIUNGIMENTO DI UN RECORD DI PERCORRENZA E LO SVILUPPO DEL CONSEGUENTE PROTOCOLLO DI ALLENAMENTO

9.1. INTRODUZIONE

Il progetto del dottorato: single case report

Il presente progetto di dottorato, un single case report, ha riguardato la strutturazione di un programma allenante finalizzato all'utilizzo prestazionale di un esoscheletro per gli arti inferiori Ekso Bionics® (fig. 4) da parte di un soggetto paraplegico. Lo studio ha avuto una durata triennale e si è suddiviso in due fasi: la prima fase è iniziata nel mese di novembre 2014, ha subito una interruzione nel periodo compreso tra i mesi di aprile e ottobre 2015, è ripresa nel mese di novembre 2015 e si è conclusa nel mese di giugno 2016 con il conseguimento del record mondiale di 15 chilometri di cammino ininterrotto con l'uso di una tale ortesi robotizzata; la seconda fase ha avuto inizio nel mese di ottobre 2016 per concludersi poi nel mese di giugno 2017, ed è stata finalizzata al conseguimento di una preparazione fisica adeguata al raggiungimento di un ulteriore obiettivo attualmente perseguito dal soggetto di studio, ossia la percorrenza ininterrotta tramite lo stesso dispositivo ortesico della distanza di mezza maratona. I risultati del training somministrato sono stati valutati tramite test di valutazione indiretta e test strumentali.

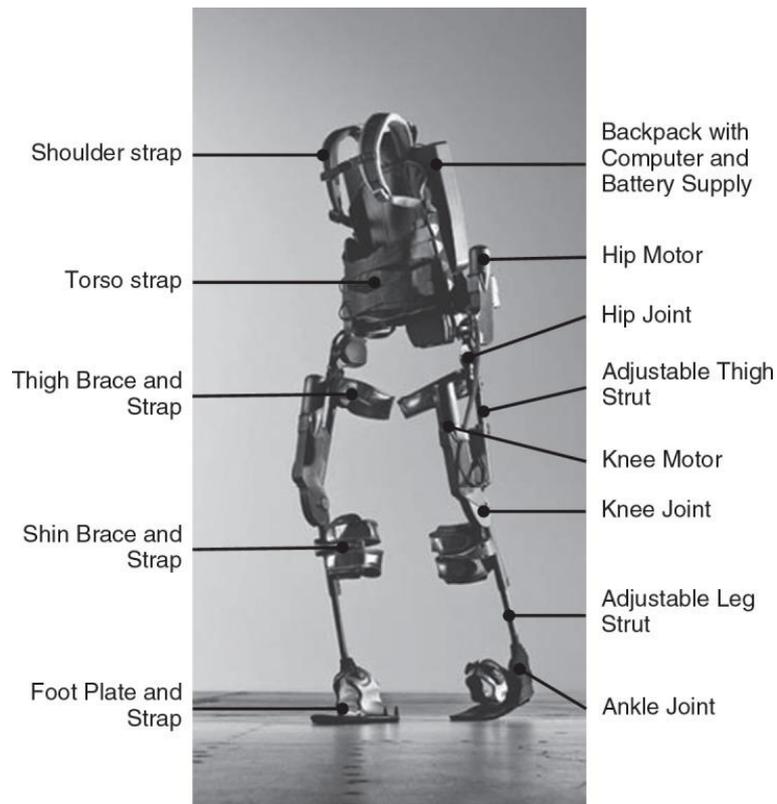


Fig. 4. L'esoscheletro Ekso Bionics®, usato nel single case study. (95).

9.2. MATERIALI E METODI

Il soggetto arruolato nel single study è un paraplegico trentenne di sesso femminile, con sede di lesione midollare di origine post-traumatica T12-L1.

Il protocollo di esercizio fisico somministrato ha previsto in entrambe le fasi del percorso la stessa frequenza e durata degli allenamenti: 3 sedute settimanali, ognuna delle quali protrattesi per 90 – 120 minuti.

Ciascun allenamento è stato suddiviso in tre parti:

- il training propriocettivo (somministrato in primis);
- Il resistance training
- L'aerobic training;

Prima e dopo il percorso di allenamento somministrato sono stati eseguiti test strumentali di equilibrio, test indiretti di forza e test indiretti della capacità aerobica del soggetto di studio.

9.2.1. LE SPECIFICHE DELL'ALLENAMENTO SOMMINISTRATO

L'allenamento somministrato ha seguito in toto i principi della progressività, che si è estrinsecata diversamente nelle sue singole tipologie.

9.2.1.1. *L'allenamento propriocettivo*

Il proprioceptive training è stato somministrato per primo nella seduta allenante poiché si è ritenuto che un miglioramento del sistema propriocettivo, dell'equilibrio e della coordinazione intramuscolare ed intermuscolare possa essere ricercato al meglio se il sistema nervoso del soggetto allenato non è stato prima gravato da un affaticamento derivante da un resistance o da un aerobic training: diversi studi¹⁰¹⁻¹⁰⁸ hanno infatti riportato che la fatica muscolare è in grado di inficiare il controllo posturale. L'allenamento propriocettivo è stato effettuato tramite l'utilizzo di cuscini insufflabili (balance air cushions), BOSU®, tavolette propriocettive (balance boards), palle svizzere (fit balls).

Il training propriocettivo ha subito in itinere incrementi delle richieste cinestesiche e di equilibrio tramite i seguenti parametri:

- Il livello di instabilità dei diversi attrezzi usati nell'esercizio;
- L'innalzamento del baricentro corporeo del soggetto;
- L'innalzamento del CoM del complesso attrezzo-utilizzatore ed il suo disassamento rispetto all'asse longitudinale del busto del soggetto stesso.

L'incremento della capacità propriocettiva è stato quindi perseguito secondo il presente iter: il soggetto è stato dapprima posto seduto sullo strumento allenante di minore difficoltà, poi su quelli a difficoltà crescente.

I dispositivi instabili sono poi stati posti ad altezza crescente, per aumentare l'altezza del baricentro del soggetto, gli arti superiori sono stati dapprima mantenuti addotti al tronco, poi con spalla flessa a 90° ed infine a spalla flessa a 180°. A seguire, al soggetto è stato richiesto di mantenere l'equilibrio ripetendo le ultime 2 posizioni con un sovraccarico mantenuto tra le mani, allo scopo di elevare e disassare il CoM del complesso attrezzo-utilizzatore. Infine, da queste ultime posizioni sono stati effettuati spostamenti delle braccia verso dx – sx, dal basso verso l'alto ed in diagonale.

I supporti instabili utilizzati nel percorso strutturato comportano gradi diversi di richiesta propriocettiva. Il grado minore di difficoltà è rappresentato da una superficie composta da materiale deformabile (tappeto di gomma o foam mat), che può comunque presentare diversi gradi di deformabilità; a seguire, può venire utilizzato un cuscino

insufflabile, di superficie semipiana. Il BOSU® rappresenta uno step ulteriore di difficoltà, che risulta minore qualora esso venga utilizzato in modalità soft side up, ossia appoggiato sul suo lato piano e rigido, maggiore quando venga utilizzato in modalità hard side up, ossia appoggiato sul suo lato emisferico, deformabile ed elastico. Si passa poi alle tavolette propriocettive rigide, che possono essere conformate in modo da consentire una oscillazione monoassiale, qualora la loro superficie piana sia posizionata su un emicilindro, o pluriassiale, qualora essa sia posizionata sopra una emisfera. Quanto minore poi risulta il raggio della sfera sottostante, tanto maggiore risulta la difficoltà derivante dall'uso della tavoletta, sempreché l'altezza da terra della stessa ne garantisca la possibilità di una adeguata oscillazione.

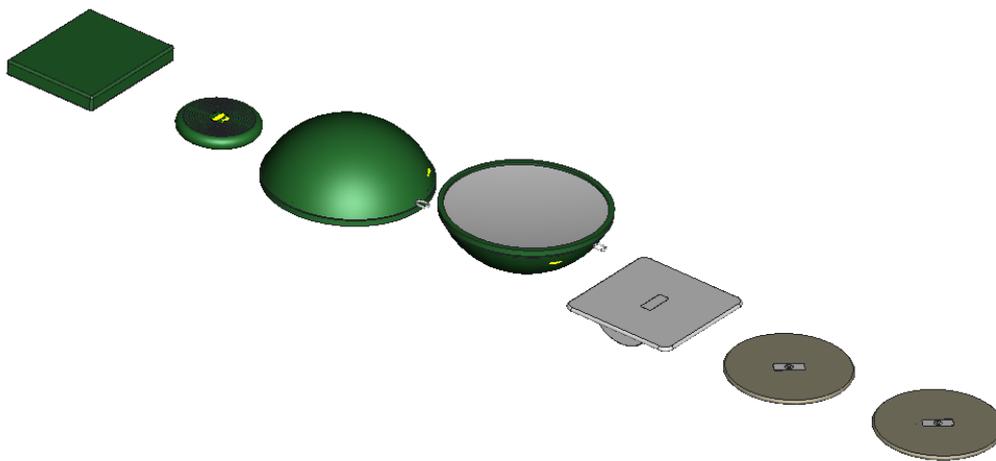


Fig. 5. I supporti instabili usati nel proprioceptive training, disposti da sinistra a destra in ordine crescente di difficoltà.

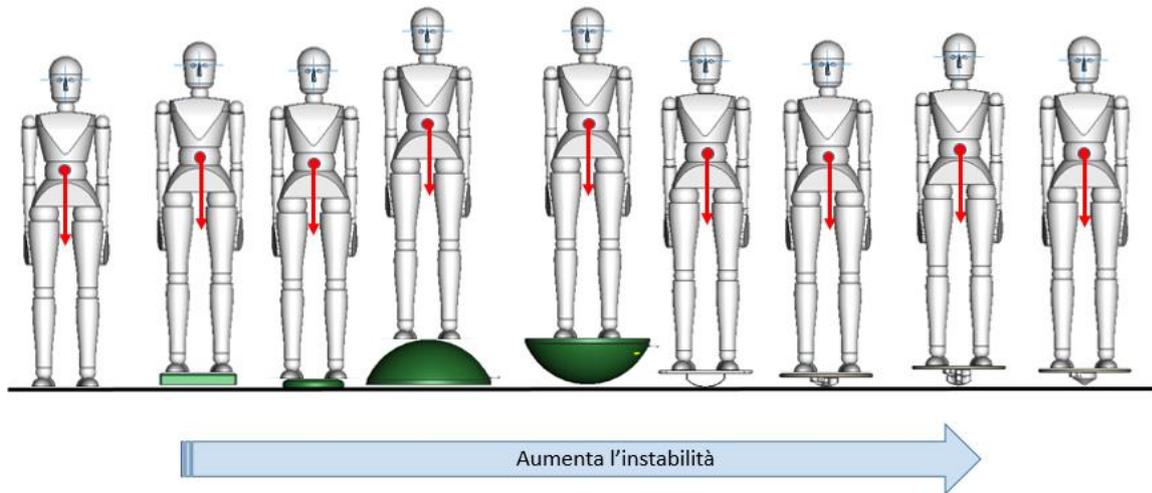


Fig. 6. I supporti instabili usati nel “proprioceptive training”, nell’utilizzo in stazione eretta; immagini realizzate tramite Pro/ENGINEER, modellatore CAD tridimensionale parametrico.

Si ritiene opportuno fornire di seguito una spiegazione scientifica del diverso grado di instabilità degli attrezzi utilizzati nel proprioceptive training. Quando un soggetto si trova in stazione eretta, in appoggio su una superficie piana, stabile e rigida (ad esempio un pavimento di marmo) egli percepisce il massimo senso di equilibrio a lui possibile in tale posizione, perché la verticale che passa per il suo baricentro corporeo rimane sempre all’interno della sua base di equilibrio, con un minimo sforzo da parte dello stesso.

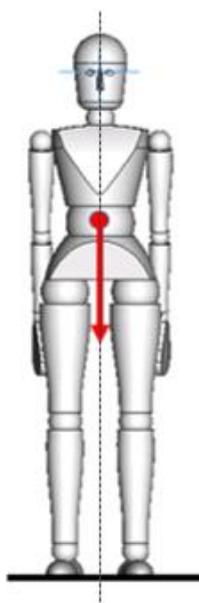


Fig. 7. Soggetto in stazione eretta, in appoggio su superficie stabile.

Quando la superficie sulla quale grava il soggetto è piana ma non rigida (come ad esempio nel caso del foam mat o del tappeto di gomma), la deformazione del supporto conduce ad una inclinazione del suo corpo, che comporta uno spostamento laterale del suo baricentro. In questo caso al soggetto è richiesto uno sforzo di lieve entità per riportare il suo baricentro all'interno della base di equilibrio.

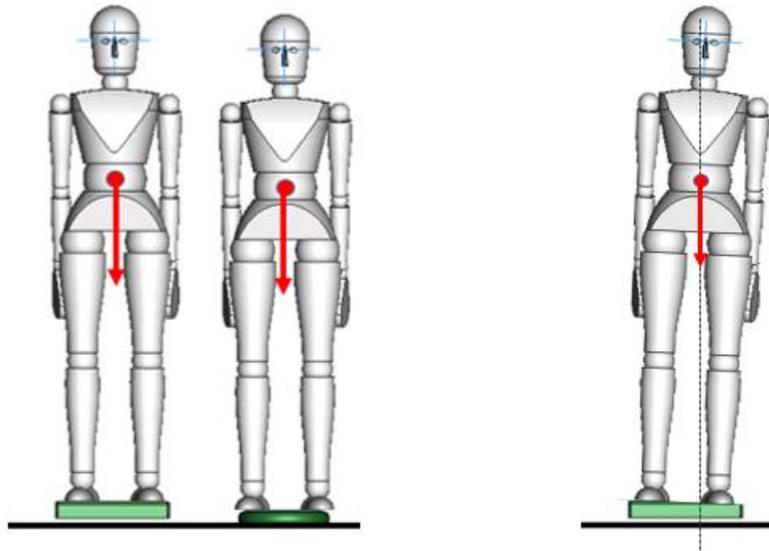


Fig. 8. Soggetto in stazione eretta, in appoggio su superficie piana non rigida.

Se un soggetto insiste su una superficie sferica rigida e indeformabile, la base di equilibrio si riduce ad un punto. Una inclinazione laterale del soggetto stesso genera una coppia ribaltante Cr , data dal peso del suo corpo P per il braccio di leva b costituito dalla distanza tra il punto di contatto a terra del supporto instabile e la proiezione ortogonale a terra del suo baricentro corporeo.

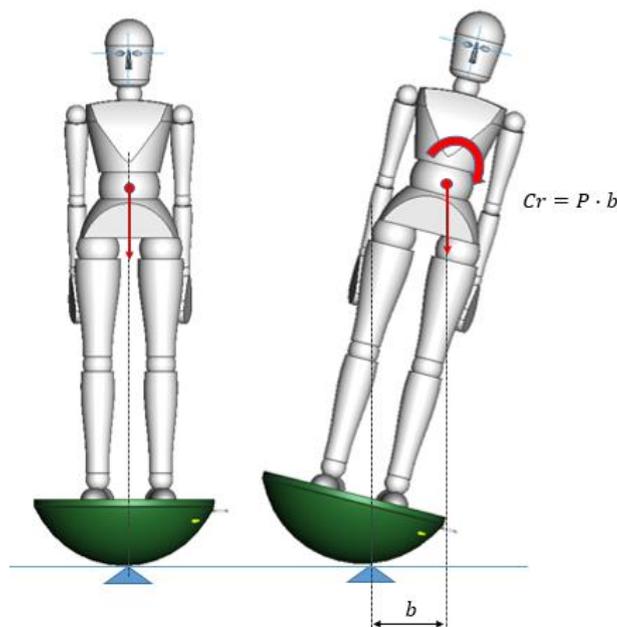


Fig. 9. Soggetto in stazione eretta, in appoggio su superficie sferica indeformabile, inclinato lateralmente.

All'aumentare dell'inclinazione laterale del corpo del soggetto, la proiezione ortogonale a terra del suo baricentro corporeo si allontana sempre più dal punto di contatto a terra del supporto instabile sferico, aumentando quindi il braccio di leva **b** e di conseguenza la coppia ribaltante **Cr**.

Per rimanere in equilibrio il soggetto deve mantenere centrata la verticale che passa per il baricentro sulla base di appoggio, cercando di ristabilizzare la tavoletta.

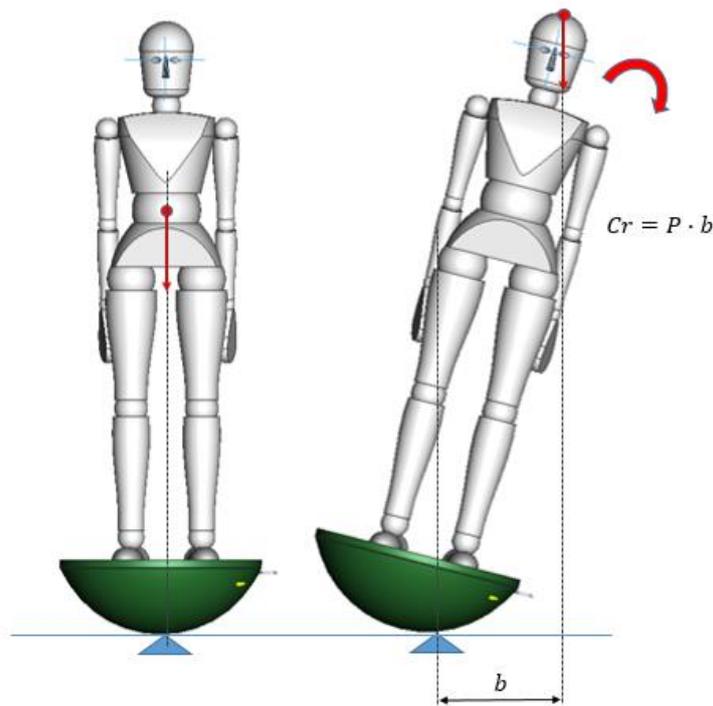


Fig. 10. Soggetto in stazione eretta, in appoggio su superficie sferica indeformabile, in maggiore inclinazione laterale.

9.2.1.1.1. 1^ variabile: l'entità del raggio della superficie sferica sulla quale è posta la pedana

Se la superficie sferica su cui insiste il soggetto è rigida e indeformabile (ad esempio una emisfera di metallo, legno o plastica rigida), il punto che costituisce la sua base di equilibrio, per effetto del rotolamento della sfera stessa sul suolo si sposta nella stessa direzione in cui si sposta il baricentro: si ha quindi che quando il soggetto che insiste sopra tale superficie sferica si inclina lateralmente, mentre la proiezione ortogonale a terra del suo baricentro corporeo si sposta distalmente, anche il punto di contatto a terra del supporto instabile sferico si sposta distalmente nella stessa direzione, limitando in parte l'aumento del braccio di leva **b**.

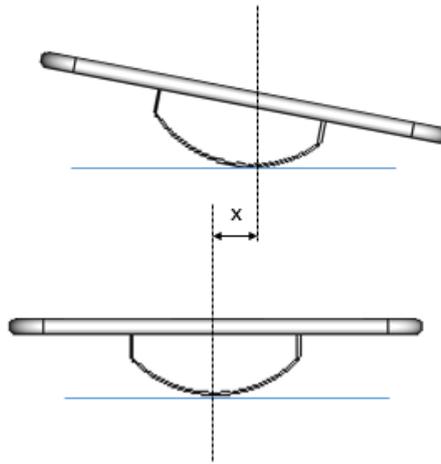


Fig. 11. Tavola insistente su superficie sferica: traslazione omolaterale del punto costituente la base di appoggio.

Al fine del mantenimento dell'equilibrio, la coppia ribaltante Cr viene contrastata dalle forze generate dai piedi sulla stessa pedana (F). Essendo il rapporto delle leve su cui agiscono la forza peso (d) e la forza stabilizzatrice applicata dai piedi (s) sfavorevole, lo sforzo per mantenersi in equilibrio è elevato: la forza F deve essere maggiore della forza P perché presenta un braccio di leva inferiore a quest'ultima.

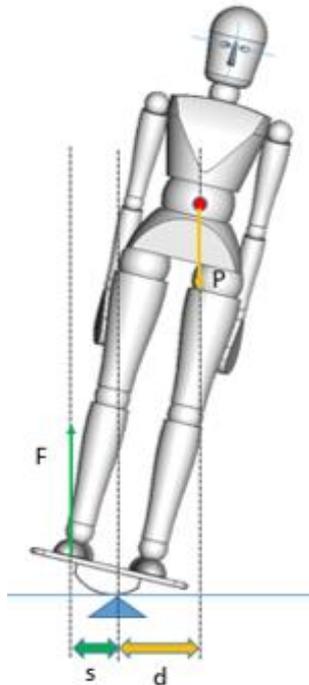


Fig. 12. Soggetto in stazione eretta, in appoggio su superficie sferica indeformabile, inclinato lateralmente. Azioni della forza destabilizzatrice e della forza stabilizzatrice.

Il raggio della sfera di appoggio influenza quindi la stabilità della pedana: a parità di inclinazione laterale del soggetto, mentre la proiezione ortogonale a terra del suo

baricentro corporeo rimane la stessa, minore è il raggio della sfera su cui insiste la pedana, minore risulta lo spostamento distale del punto di contatto al suolo della sfera stessa; tale minore spostamento distale riduce la limitazione dell'aumento del braccio di leva b , rendendo gradualmente più sfavorevole il rapporto di leva. Quindi, a parità di inclinazione laterale del soggetto, minore è il raggio della sfera su cui insiste la pedana, maggiore risulta l'entità della coppia ribaltante Cr e più difficile risulta di conseguenza il mantenimento dell'equilibrio.

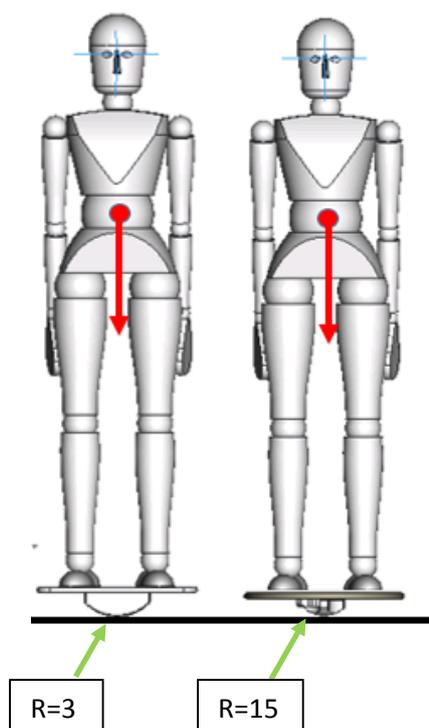


Fig. 13. Soggetto in stazione eretta, in appoggio su superfici sferiche indeformabili di raggio differente.

Il caso limite si verifica quando la base di appoggio degenera passando da una superficie sferica di raggio sempre minore ad una superficie angolare (ad esempio qualora la pedana venga posta in appoggio su una piramide o su un cono rovesciati).

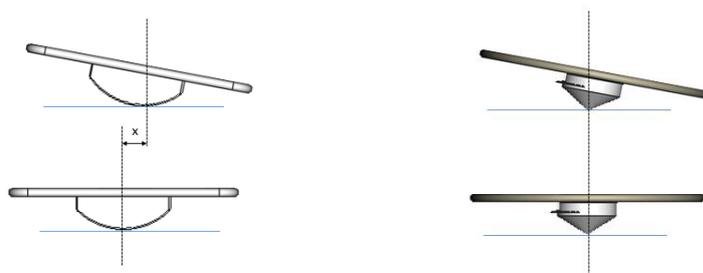


Fig. 14. Tavola insistente su superficie sferica (a sx) e su superficie angolare (a dx).

Se la superficie inferiore della pedana sulla quale insiste il soggetto non è più circolare, ma diviene angolare, quando esso si inclina lateralmente ed il suo baricentro corporeo si sposta distalmente non si verifica più il concomitante spostamento distale del punto di appoggio al suolo che si manifesta quando la superficie inferiore della pedana è sferica: conseguentemente, il rapporto di leva diviene molto sfavorevole anche con piccoli spostamenti del soggetto. In questo caso si verifica la massima condizione di instabilità: la forza F' deve essere maggiore della forza F , ragione per cui al soggetto è richiesto uno sforzo maggiore per potere ripristinare le condizioni di equilibrio.

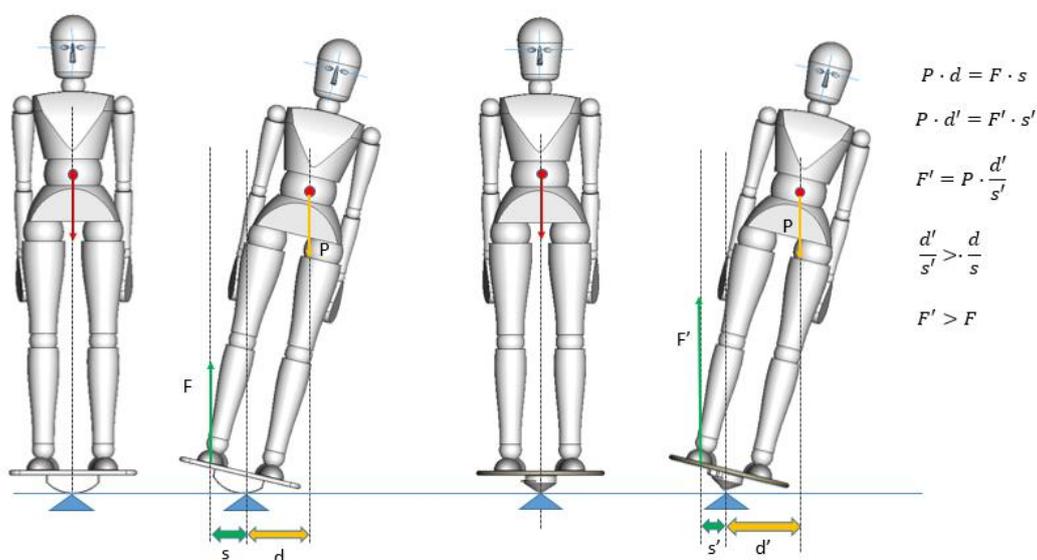


Fig. 15. Soggetto in stazione eretta, in appoggio su superficie sferica (a sx) e su superficie angolare (a dx). Differenze delle forze destabilizzatrici e stabilizzatrici, a parità di inclinazione laterale.

9.2.1.1.2. 2^a variabile: l'innalzamento del baricentro del soggetto.

L'innalzamento del baricentro del soggetto può essere realizzato in due modi: aumentando l'altezza della pedana dal suolo, oppure innalzando il CoM tramite un sovraccarico mantenuto al di sopra del baricentro corporeo.

La prima modalità si realizza mantenendo la stessa tipologia di appoggio a terra della pedana (appoggio su sfera dello stesso raggio oppure appoggio di tipo puntiforme) ma allontanando la pedana dall'appoggio stesso: si ottiene così un innalzamento del baricentro. All'innalzarsi del baricentro si ha un concomitante aumento dell'instabilità della pedana.

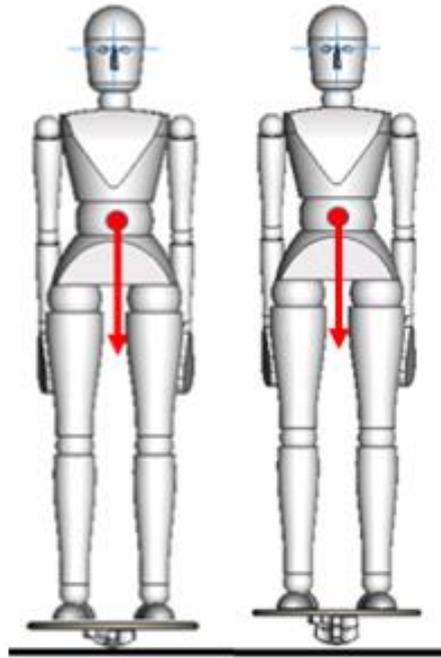


Fig. 16. Soggetto in stazione eretta, in appoggio su superficie instabile: innalzamento del baricentro corporeo tramite aumento dell'altezza della pedana.

La seconda modalità si realizza mantenendo un sovraccarico al di sopra del baricentro corporeo: in questo modo si innalza il CoM del complesso soggetto-sovraccarico, e quindi il suo baricentro.

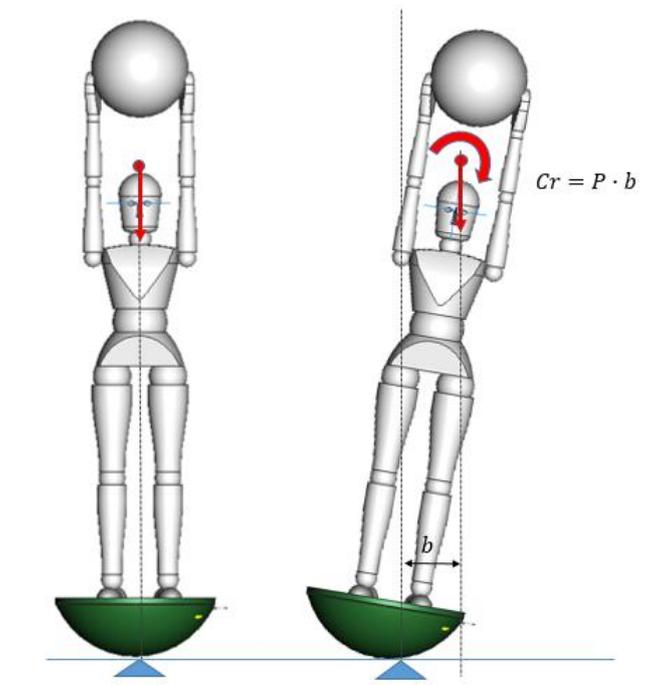


Fig. 17. Soggetto in stazione eretta, in appoggio su superficie instabile: innalzamento del baricentro corporeo tramite sovraccarico.

A parità di posizionamento in altezza del sovraccarico, maggiore sarà l'entità del sovraccarico, più difficoltoso risulterà il mantenimento dell'equilibrio, per due motivi:

- a) Maggiore sarà l'entità del sovraccarico, più in alto si sposterà il baricentro, maggiore risulterà lo spostamento laterale del suo baricentro a parità di inclinazione laterale del soggetto, e di conseguenza maggiore diverrà il braccio di leva **b** della coppia ribaltante;
- b) Maggiore sarà l'entità del sovraccarico, maggiore risulterà la forza-peso **P** del complesso soggetto-sovraccarico che agisce sul braccio di leva **b** della coppia ribaltante.

Quindi, nel complesso, maggiore diverrà l'entità della coppia ribaltante **Cr**, maggiore dovrà essere lo sforzo riequilibratorio richiesto per il mantenimento dell'equilibrio stesso.

9.2.1.1.3. 3^a variabile: la deformabilità della superficie sferica su cui insiste la pedana

Quando la superficie inferiore della pedana sulla quale insiste il soggetto è sferica ma non rigida, e quindi deformabile ed elastica (come ad esempio nel caso del BOSU[®], utilizzato in modalità *hard side up*), la sua base di appoggio a terra non è puntiforme, ma è costituita dall'area determinata dalla zona di deformazione della sfera nel suo punto di contatto al suolo. In questo caso, il braccio di leva **b** che ingenera la coppia ribaltante **Cr** è costituito dalla distanza tra il punto più distale dell'area di contatto a terra del supporto instabile e la proiezione ortogonale a terra del baricentro corporeo del soggetto.

A parità raggio della sfera e di inclinazione laterale corporea del soggetto, più deformabile risulta la sfera, più aumenta la superficie di tale area, più distale diviene il margine laterale dell'area di contatto a terra, più diminuisce il valore di **b** e conseguentemente più agevole risulta il mantenimento dell'equilibrio.

Quindi più deformabile sarà la sfera, più facile risulterà il mantenimento dell'equilibrio da parte del soggetto.

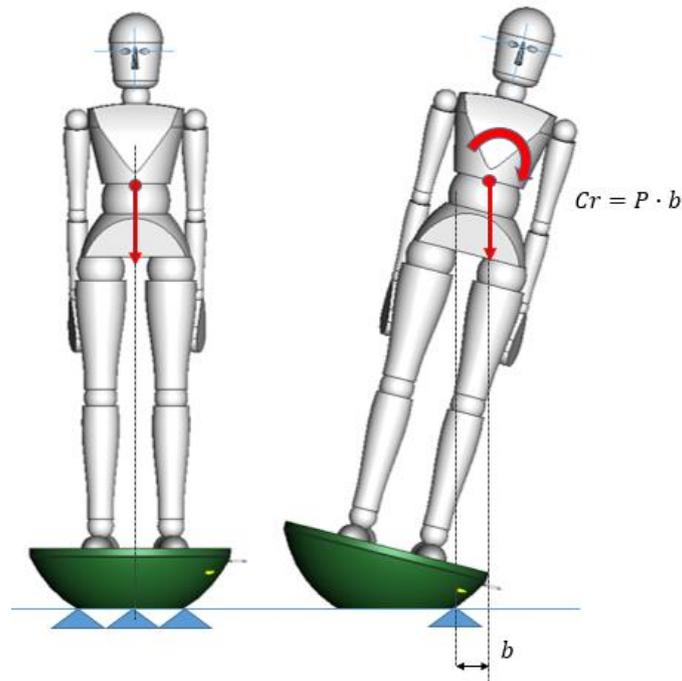


Fig. 18. Soggetto in stazione eretta, in appoggio su superficie sferica deformabile.

Gli esempi e le relative figure sopra riportati riguardano per normalità descrittiva il soggetto in stazione eretta; le stesse forze destabilizzatrici e stabilizzatrici agiscono su un soggetto in stazione assisa, come nel caso del soggetto paraplegico di studio, con l'unica differenza rappresentata dalla minore altezza del suo baricentro corporeo.

9.2.1.2. L'allenamento contro resistenza

Il resistance training ha sempre occupato la parte centrale dei singoli allenamenti. L'allenamento contro resistenza è stato effettuato tramite l'utilizzo di bande elastiche, palle mediche, manubri, macchine da palestra a carico variabile.

L'allenamento contro resistenza ha rispettato il principio incrementale secondo le modalità dell'aumento delle serie, dei carichi usati nei singoli esercizi e del carico complessivo sopportato dal soggetto di studio nella singola seduta allenante. Gli esercizi somministrati hanno riguardato il corsetto addominale, la muscolatura spino-appendicolare, la muscolatura toraco-appendicolare e quella della spalla.

Nella sua fase iniziale, il protocollo di allenamento si è basato su esercizi proposti con un basso numero di serie, ciascuna prevedente un alto numero di ripetizioni ed una bassa resistenza; nel prosieguo, per ogni singolo esercizio sono state previste più serie, effettuate ad un numero relativamente minore di ripetizioni e con maggiore resistenza. Così, esercizi quali la distensione su panca piana con manubri o bilanciere od il corrispondente chest press, le trazioni dall'alto al lat machine, le trazioni da fronte a varie

inclinazioni quali l'high pulley o il low pulley sono stati effettuati dapprima per 3 serie da 20 ripetizioni l'una, ed al termine del percorso allenante per 4-5 serie da circa 10 ripetizioni l'una.

Analogamente, si è provveduto alla diminuzione in itinere dei tempi di recupero tra le serie, passando dai 75-60 secondi mantenuti all'inizio del protocollo somministrato fino ai 45-30 secondi rispettati dalle sue fasi intermedie a quelle finali. Un esempio degli allenamenti contro resistenza somministrati viene di seguito riportato nella sottostante tavola 6.

Il resistance training non ha ricercato infatti elettivamente l'incremento della forza massima, seppure perseguito quale sua finalità, ma soprattutto l'incremento della resistenza muscolare, poiché la prestazione ricercata non prevedeva un aumento del carico opponente bensì il superamento reiterato e prolungato dello stesso carico. Secondo Zatsiorsky e Kraemer¹⁰⁹, infatti, si deve procedere al confronto della grandezza della forza F prodotta nel gesto specifico della performance ricercata con il valore della forza massima F_{mm} prodotta nello stesso movimento: dopodiché, se la forza F risulta minore dell'80% della F_{mm} si deve allenare la sola forza massima; se la forza F risulta minore del 20% della F_{mm} si deve allenare la sola resistenza muscolare, mentre se la forza F risulta minore dell'80% della F_{mm} ma maggiore del suo 20% si devono allenare sia la forza massima sia la resistenza muscolare. Lo sviluppo della forza massima è stato quindi ricercato in considerazione di quanto sopra riportato.



Fig. 19. Alcune macchine da palestra della stessa tipologia usata nella somministrazione del resistance training. Dall'alto in basso, da sinistra a destra: un chest press, un high pulley o lat pulldown, un low pulley o row, una biceps curl machine, una tricep dip machine.

Tab. 6. Alcune tabelle di allenamento contro resistenza somministrati all'inizio (sopra) e nella parte conclusiva (sotto) del percorso di preparazione. Le variazioni nelle serie, nelle ripetizioni e nei recuperi effettuati negli esercizi sono esplicate nel testo.

Esercizio
ADDOMINALI: CRUNCH + SIT UP
LOWER BACK: IPERESTENSIONI DA POSIZ. PRONA, CON AIUTO ARTI SUPERIORI
PETTORALI: PIEGAMENTI ARTI SUPERIORI
PETTORALI: CROCI PANCA ORIZZONTALE
PETT.LI+DORSALI: PULLDOWN STRETTO AL CAVO ALTO AIR MACH
PULLOVER MACH
CHEST PRESS
DORSALI: LAT MACHINE DT
REAR DELTS: RETROPULSIONI ARTI SUPERIORI DA POSIZ. PRONA
BICEPS CURL CON MANUBRI
TRICEP DIP MACHINE

Esercizio
ADDOMINALI: CRUNCH + SIT UP
OBLIQUI SIDE CRUNCH
LOWER BACK: IPERESTENSIONI DA POSIZ. PRONA, CON AIUTO ARTI SUPERIORI
CROCI PANCA ORIZZONTALE
PULLOVER MACH
CHEST PRESS
LAT PULLDOWN
HIGHPULLEY
LOWPULLEY
BICIPITI CON MANUBRI
BICEPS MACHINE
TRICIPITI FRENCH PRESS CON MANUBRI
TRICEP DIP MACHINE

9.2.1.3. L'allenamento aerobico

L'aerobic training è stato posto al termine degli stessi per la sua capacità di favorire le funzioni cardiocircolatorie e per il suo effetto favorente la deplezione dei metaboliti prodotti dal resistance training. L'allenamento aerobico è stato effettuato in ambiente indoor tramite l'uso di ergometro per gli arti superiori ed in ambiente outdoor tramite l'uso di una carrozzina a rotelle sportiva (light wheelchair). L'allenamento specifico è

effettuato tramite l'utilizzo dell'esoscheletro Ekso Bionics® (fig. 4), lo stesso poi usato nella prestazione di percorrenza.

L'allenamento aerobico del soggetto di studio è stato strutturato e somministrato in considerazione del tipo di prestazione ricercata: a causa della bassa velocità del cammino assistito roboticamente, la percorrenza di una distanza di 15 km prevedeva un tempo di percorrenza compreso tra le 7 e le 8 ore. In più, la muscolatura interessata dallo sforzo durante il cammino con esoscheletro è quella del tronco e degli arti superiori, essendo quella degli arti inferiori mobilizzata solo passivamente, e ciò comporta una maggiore produzione di lattato nel treno prensile. Per questi motivi, l'allenamento aerobico più idoneo è stato ritenuto essere quello del carico prolungato intensivo, ossia quello svolto nel settore della soglia anaerobica, ad un tasso di lattato di 4 mmol, caratterizzato da una crescente produzione di energia per via anaerobica, ossia con una crescente salita del lattato. In soggetti non allenati, l'inizio della salita del lattato si trova a circa il 40-60% della massima capacità di consumo di ossigeno (VO_{2MAX}), e tale inizio può spostarsi con l'allenamento verso percentuali più elevate¹⁰⁸. La soglia anaerobica informa sugli effetti dell'allenamento sulla percentuale del massimo consumo di ossigeno utilizzabile per i carichi di endurance. La sua importanza pratica deriva dal fatto che mentre attraverso l'allenamento la VO_{2MAX} può essere aumentata solamente fino al 15-20%, la capacità di sfruttare un'elevata percentuale della VO_{2MAX} stessa può essere aumentata fino al 45%¹¹⁰.

La determinazione della soglia anaerobica del soggetto è stata effettuata tramite un test di Conconi adattato, eseguito con un ergometro per gli arti superiori (fig. 7); il punto di deflessione nell'aumento della frequenza cardiaca all'aumentare lineare dell'intensità dello sforzo, ottenuta tramite aumento del wattaggio ogni 30 secondi, è stato rilevato tramite l'utilizzo di un cardiofrequenzimetro. Il test adattato è stato ripetuto ad intervalli regolari durante tutto il percorso allenante, per adattare il training agli eventuali incrementi prestazionali rilevati.

Le sedute allenanti dell'allenamento aerobico sono state quindi strutturate secondo il metodo intervallato, iniziando con una alternanza tra 30 secondi di lavoro in prossimità della soglia anaerobica e 30 secondi di recupero attivo, durante il quale il soggetto ruotava l'arm crank ergometer a velocità e resistenza moderate. In seguito, l'allenamento aerobico intervallato ha previsto un aumento dell'intervallo di lavoro in prossimità della soglia anaerobica fino a 60 secondi, mentre l'intervallo di recupero attivo veniva interrotto non appena la frequenza cardiaca del soggetto tornava a 120 bpm. Le singole sedute dell'aerobic training hanno avuto una durata iniziale di 10 minuti, e si sono prolungate poi nel tempo fino a 30 minuti.



Fig. 20. A sinistra, un ergometro per gli arti superiori; a destra, lo strumento mentre viene usato da un soggetto paraplegico.



Fig.21. Il soggetto di studio durante il training indoor con esoscheletro (a sx) e durante il record di percorrenza, conseguito il 4 giugno 2016 a Rimini (a dx).

9.3. I RISULTATI DEL PERCORSO ALLENANTE

I risultati del protocollo allenante somministrato al soggetto del single case report sono stati valutati tramite test strumentali, che hanno indagato le risultanze dell'allenamento propriocettivo, e test di valutazione indiretta, che sono stati utilizzati per indagare gli effetti dell'allenamento contro resistenza e dell'allenamento aerobico.

9.3.1. LE RISULTANZE DELL'ALLENAMENTO PROPRIOCETTIVO

I risultati del protocollo di allenamento somministrato sono stati valutati, quanto al proprioceptive training, con tests effettuati tramite la pedana baropodometrica freeMed® Sensor Medica (fig. 22), utilizzata in posizione assisa, e tramite il sistema di rilevazione posturale Delos Postural Proprioceptive System® (fig. 23), utilizzato anch'esso in posizione assisa.



Fig. 22. La pedana baropodometrica freeMed® Sensor Medica, in una immagine pubblicitaria (sopra); il soggetto di studio durante i test effettuati allo strumento (sotto).



Fig.23. Il Delos Postural Proprioceptive System® in una immagine pubblicitaria (a sx); il soggetto di studio durante i test effettuati con lo strumento (a dx).

La pedana freeMed® è stata utilizzata in modo adattato: non essendo possibile infatti una rilevazione baropodometrica in un soggetto paraplegico, tramite essa si è proceduto ad una registrazione degli appoggi ischiatici, per indagarne le eventuali asimmetrie attraverso le pressioni esercitate dagli stessi sulla pedana.

Le rilevazioni eseguite con tale pedana sono state di natura sia barometrica che posturografica; ciascuna delle due tipologie ha previsto inizialmente l'effettuazione di numerose prove, reiterate allo scopo di far familiarizzare il soggetto con lo strumento. Il soggetto è stato sottoposto alle rilevazioni barometriche e posturografiche in 5 diverse modalità posturali: stazione seduta, in posizione anatomica (braccia addotte al tronco); stazione seduta, spalla flessa a 90°, arti superiori estesi; stazione seduta, spalla flessa a 180°, arti superiori estesi; stazione seduta, spalla flessa a 90°, arti superiori estesi con sovraccarico di 2 kg tra le mani; stazione seduta, spalla flessa a 180°, arti superiori estesi con sovraccarico di 2 kg tra le mani. Ai fini dell'indagine strumentale sono state prese in considerazione 3 rilevazioni per ciascuna delle 5 modalità posturali assunte, per ciascuna delle 2 tipologie rilevative utilizzate. Tali rilevazioni sono state effettuate all'inizio del percorso allenante e sono state ripetute al termine dello stesso.

Di seguito vengono riportati i risultati dei test effettuati con la pedana freeMed®, espressi in valori numerici, in grafici ed in immagini prodotte dallo strumento.

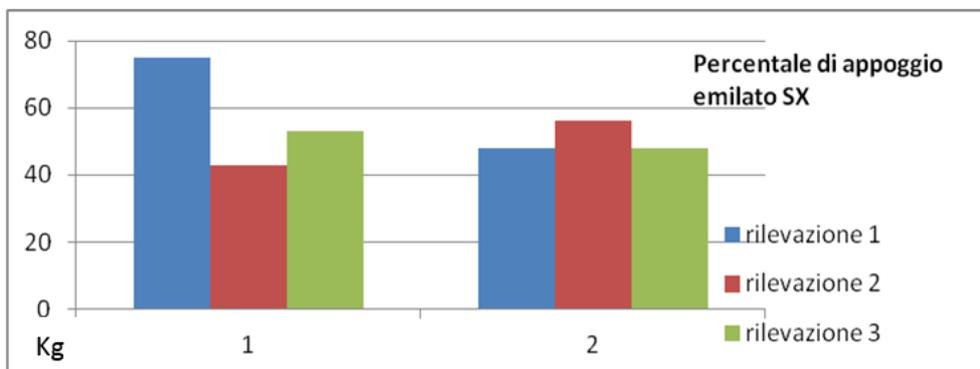
I risultati delle rilevazioni barometriche degli appoggi ischiatici del soggetto di studio sono illustrate nelle tabelle da 7 a 21.

Risultati delle rilevazioni barometriche degli appoggi ischiatici del soggetto di studio.

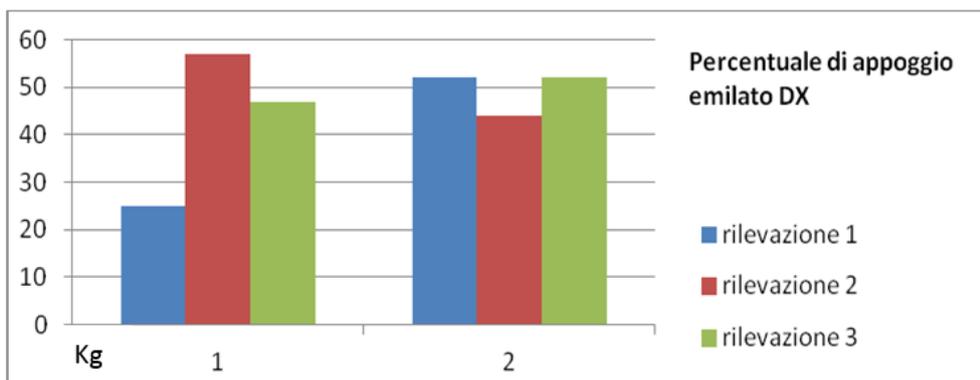
Tab. 7. Percentuali, medie e deviazioni standard dell'appoggio ischiatico sinistro e destro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso in posizione anatomica, senza sovraccarico.

	pre (1)		post(2)	
	sx	dx	sx	dx
rilevazione1	75	25	48	52
rilevazione2	43	57	56	44
rilevazione3	53	47	48	52
media	57	43	50,66667	49,33333
dev.stand.	16,370706	16,37071	4,618802	4,618802

Tab. 8. Grafico delle percentuali di appoggio dell'emilato sinistro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso in posizione anatomica, senza sovraccarico.



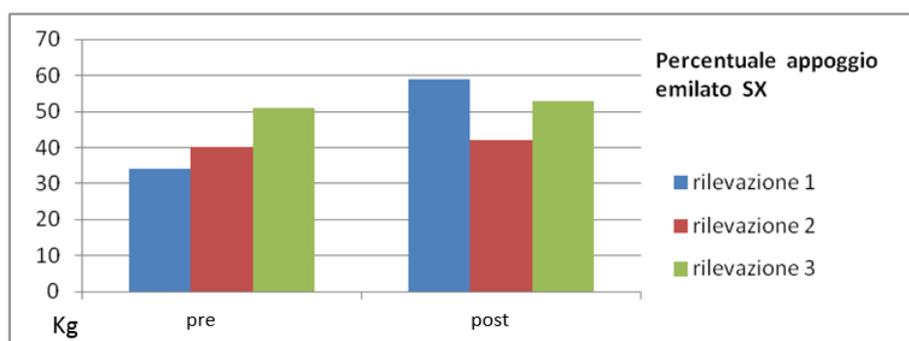
Tab. 9. Grafico delle percentuali di appoggio dell'emilato destro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso in posizione anatomica, senza sovraccarico.



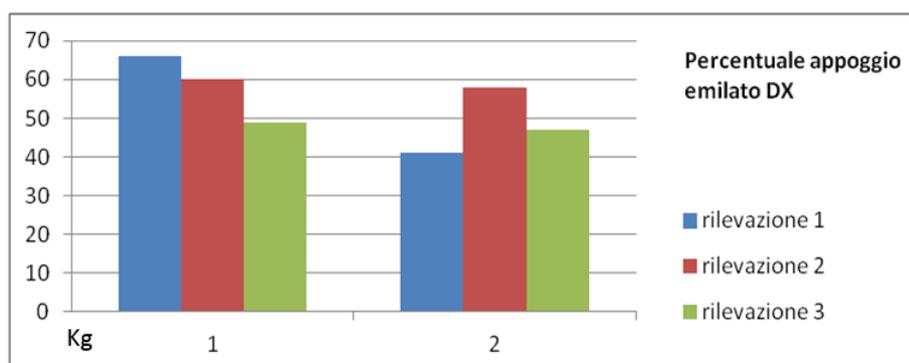
Tab. 10. Percentuali, medie e deviazioni standard dell'appoggio ischiatico sinistro e destro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso con spalla flessa a 90°, arti superiori estesi, senza sovraccarico.

	pre (1)		post(2)	
	sx	dx	sx	dx
rilevazione1	34	66	59	41
rilevazione2	40	60	42	58
rilevazione3	51	49	53	47
media	41,66666667	58,33333333	51,33333333	48,66666667
dev.stand.	8,621678104	8,621678104	8,621678104	8,621678104

Tab. 11. Grafico delle percentuali di appoggio dell'emilato sinistro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso con spalla flessa a 90°, arti superiori estesi, senza sovraccarico.



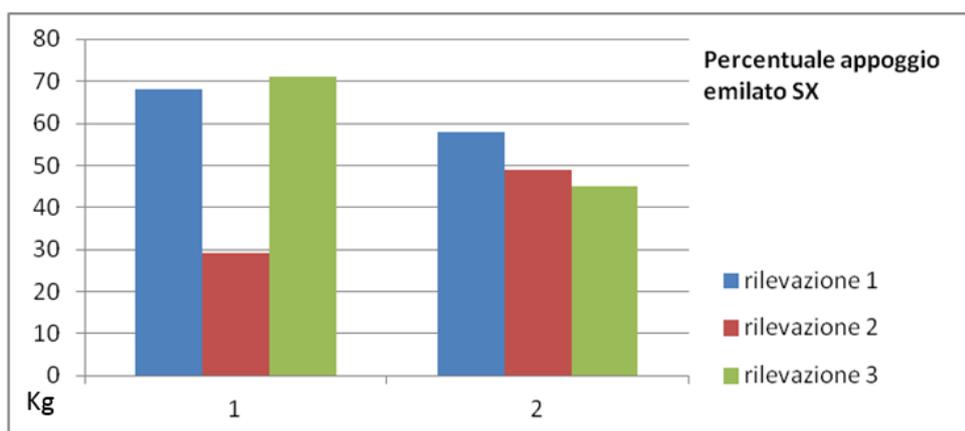
Tab. 12. Grafico delle percentuali di appoggio dell'emilato destro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso con spalla flessa a 90°, arti superiori estesi, senza sovraccarico.



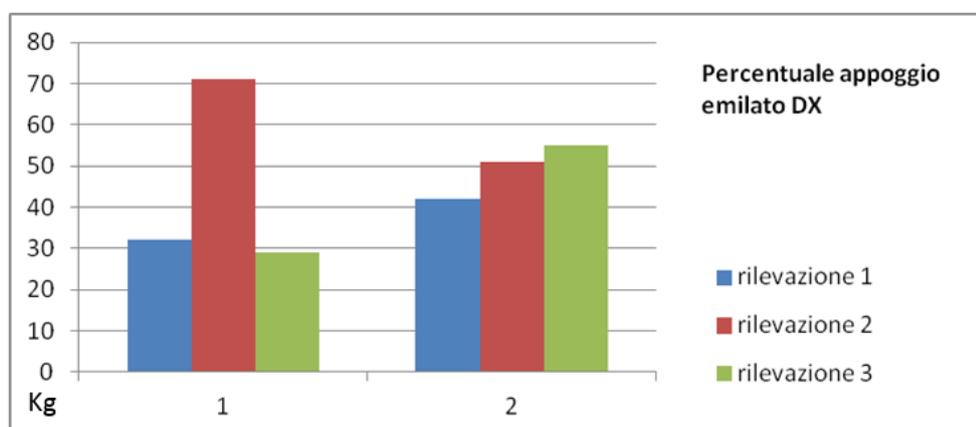
Tab. 13. Percentuali, medie e deviazioni standard dell'appoggio ischiatico sinistro e destro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento: soggetto assiso con spalla flessa a 180°, arti superiori estesi, senza sovraccarico.

	pre (1)		post(2)	
	sx	dx	sx	dx
rilevazione1	68	32	58	42
rilevazione2	29	71	49	51
rilevazione3	71	29	45	55
media	56	44	50,66667	49,33333
dev.stand.	23,430749	23,43075	6,658328	6,658328

Tab. 14. Grafico delle percentuali di appoggio dell'emilato sinistro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso con spalla flessa a 180°, arti superiori estesi, senza sovraccarico.



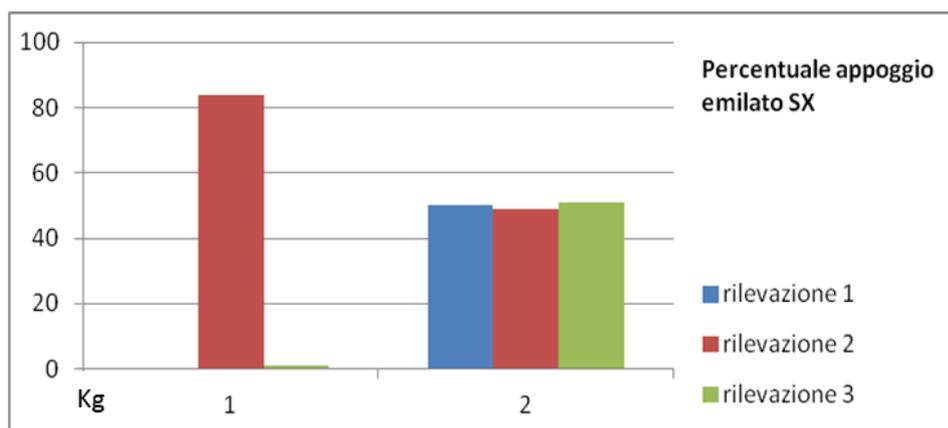
Tab. 15. Grafico delle percentuali di appoggio dell'emilato destro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso con spalla flessa a 180°, arti superiori estesi, senza sovraccarico.



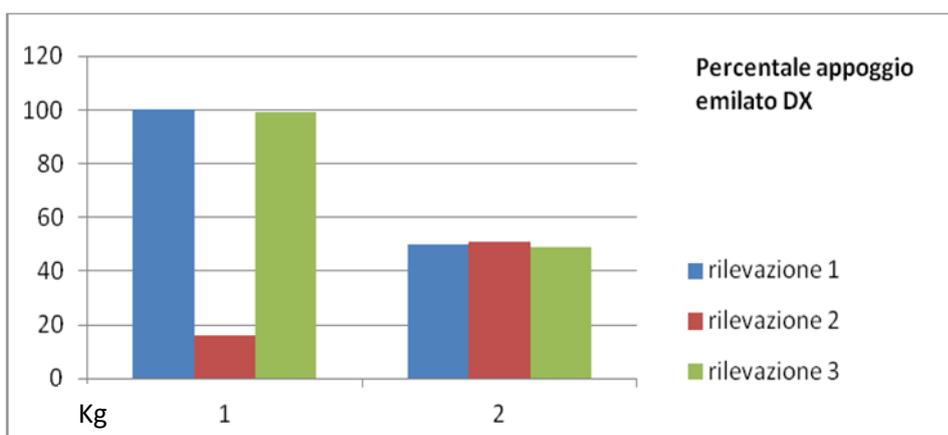
Tab. 16. Percentuali, medie e deviazioni standard dell'appoggio ischiatico sinistro e destro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento: soggetto assiso con spalla flessa a 90°, arti superiori estesi, con sovraccarico.

	pre (1)		post(2)	
	sx	dx	sx	dx
rilevazione1	0	100	50	50
rilevazione2	84	16	49	51
rilevazione3	1	99	51	49
media	28,33333333	71,66666667	50	50
dev.stand.	48,2113403	48,2113403	1	1

Tab. 17. Grafico delle percentuali di appoggio dell'emilato sinistro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso con spalla flessa a 90°, arti superiori estesi, con sovraccarico.



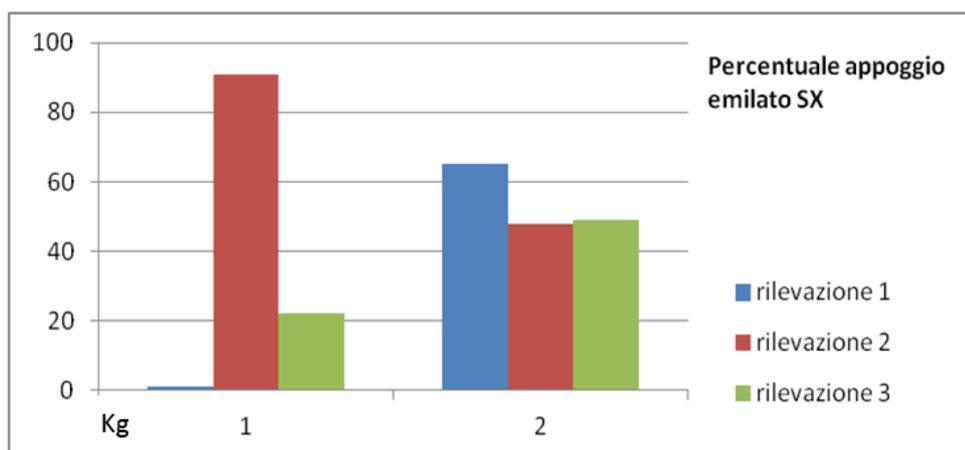
Tab. 18. Grafico delle percentuali di appoggio dell'emilato destro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso con spalla flessa a 90°, arti superiori estesi, con sovraccarico.



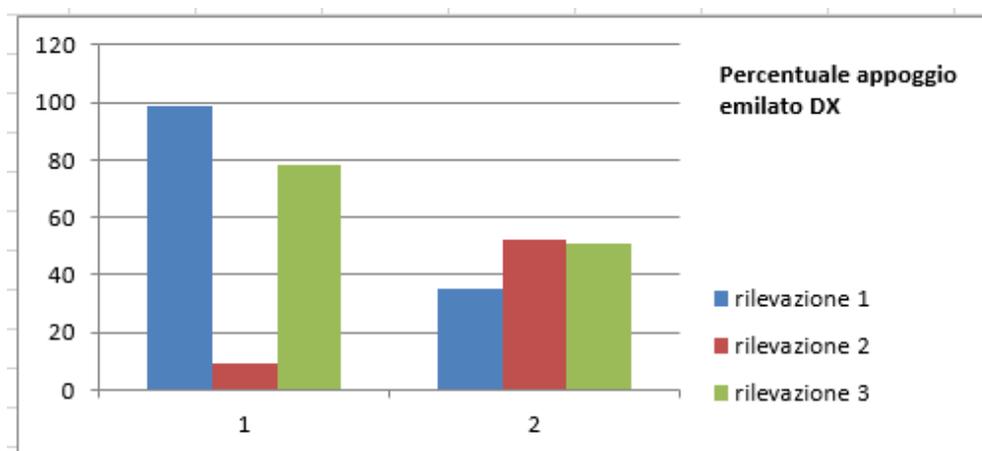
Tab. 19. Percentuali, medie e deviazioni standard dell'appoggio ischiatico sinistro e destro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento: soggetto assiso con spalla flessa a 180°, arti superiori estesi, con sovraccarico.

	pre (1)		post(2)	
	sx	dx	sx	dx
rilevazione1	1	99	65	35
rilevazione2	91	9	48	52
rilevazione3	22	78	49	51
media	38	62	54	46
dev.stand.	47,08502947	47,08502947	9,539392014	9,539392014

Tab. 20. Grafico delle percentuali di appoggio dell'emilato sinistro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso con spalla flessa a 180°, arti superiori estesi, con sovraccarico.



Tab. 21. Grafico delle percentuali di appoggio dell'emilato destro nelle 3 rilevazioni effettuate prima (1) e dopo (2) l'allenamento; soggetto assiso con spalla flessa a 180°, arti superiori estesi, con sovraccarico.



I risultati delle rilevazioni barometriche evidenziano nel post-allenamento una più equa ripartizione degli appoggi ischiatici del soggetto di studio. Il miglioramento, rilevato nel complesso, si è manifestato maggiormente nei test che hanno implicato un maggiore impegno propriocettivo, ovvero nei test eseguiti con spalle flesse a 90° ed a 180° e con sovraccarico mantenuto tra le mani: in questo caso le asimmetrie evidenziate nelle prove iniziali, di entità più che notevole (nei test eseguiti con spalle flesse a 90° e sovraccarico tra mani, appoggio percentuale del 100% sull'emilato dx nella 1° rilevazione, dell'84% sull'emilato sx nella 2° rilevazione e del 99% sull'emilato dx nella 3° rilevazione; nei test eseguiti con spalle flesse a 180° e sovraccarico tra mani, appoggio del 99% sull'emilato dx nella 1° rilevazione, del 91% sull'emilato sx nella 2° rilevazione e del 78% sull'emilato dx nella 3° rilevazione) si sono significativamente ridotte nei test eseguiti al termine del percorso allenante. Qui, infatti, si è evidenziata una ripartizione quasi simmetrica degli appoggi emilaterali: ad esempio, nei test eseguiti con spalle flesse a 90° e sovraccarico tra mani, la 1° rilevazione ha fatto registrare un appoggio del 50% su entrambi gli emilati, la 2° rilevazione un appoggio del 51% sull'emilato dx e la 3° rilevazione un appoggio del 51% sull'emilato sx, mentre nei test eseguiti con spalle flesse a 180° e sovraccarico tra mani la 1° rilevazione ha fatto registrare un appoggio del 65% sull'emilato sx, la 2° rilevazione un appoggio del 52% sull'emilato dx e la 3° rilevazione un appoggio del 51% sull'emilato dx.

I risultati delle rilevazioni posturografiche degli appoggi ischiatici del soggetto di studio sono illustrati nelle figure da 24 a 33.

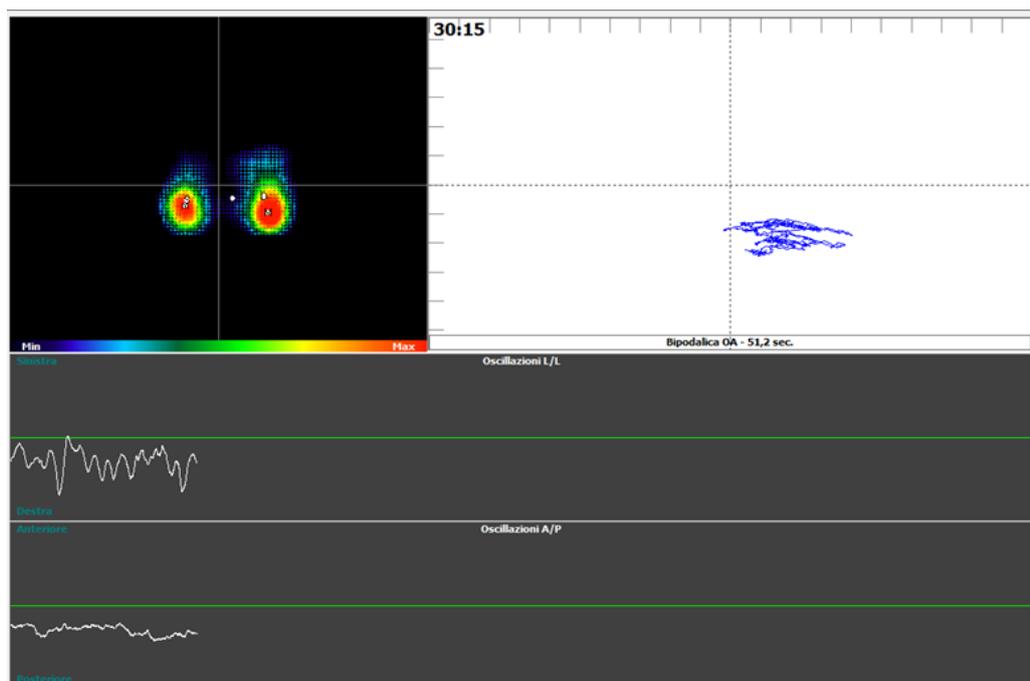


Fig. 24. Immagine barometrica degli appoggi ischiatici, statochinesigramma, tracciato delle oscillazioni latero-laterali ed antero-posteriori: soggetto assiso in posizione anatomica, senza sovraccarico, rilevazione pre-allenamento.

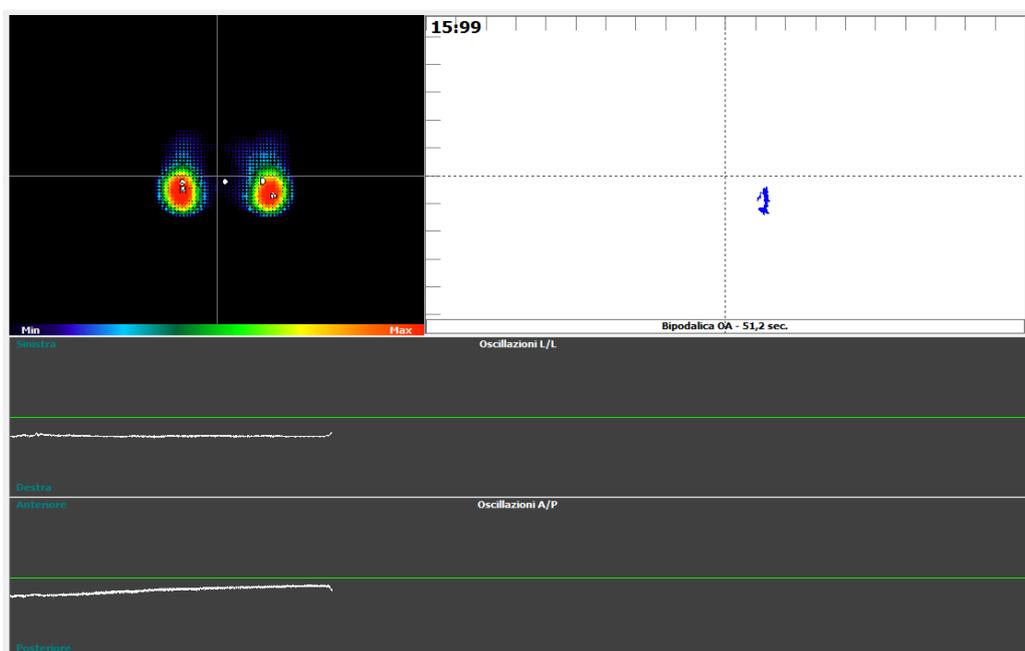


Fig. 25. Immagine barometrica degli appoggi ischiatici, statochinesigramma, tracciato delle oscillazioni latero-laterali ed antero-posteriori: soggetto assiso in posizione anatomica, senza sovraccarico, rilevazione post-allenamento.

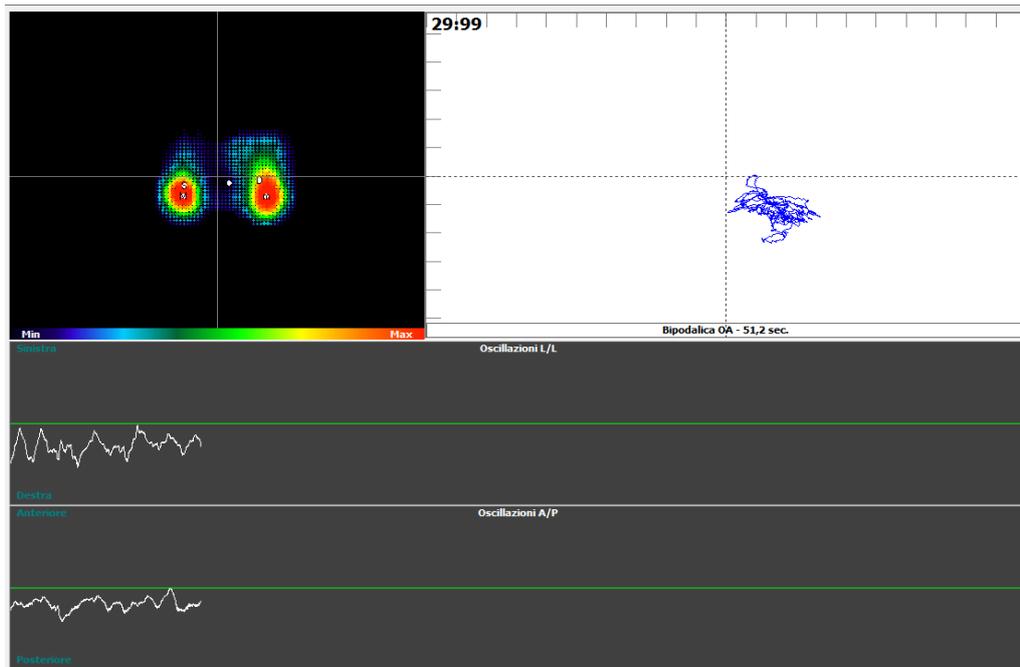


Fig. 26. Immagine barometrica degli appoggi ischiatici, statochinesigramma, tracciato delle oscillazioni latero-laterali ed antero-posteriori: soggetto assiso con spalla flessa a 90°, arti superiori estesi, senza sovraccarico, rilevazione pre-allenamento.

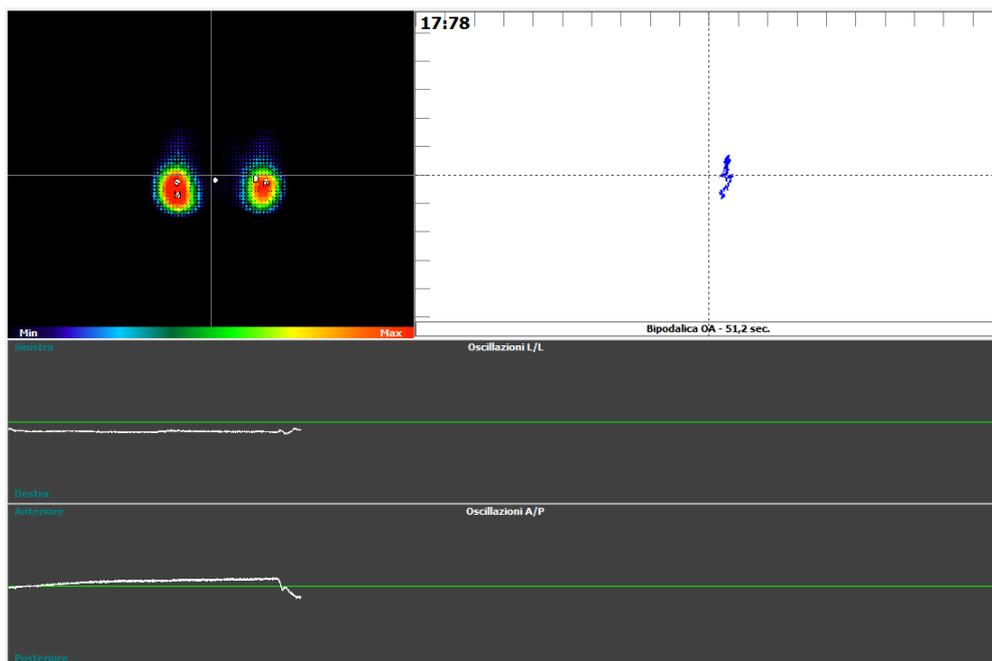


Fig. 27. Immagine barometrica degli appoggi ischiatici, statochinesigramma, tracciato delle oscillazioni latero-laterali ed antero-posteriori: soggetto assiso con spalla flessa a 90°, arti superiori estesi, senza sovraccarico, rilevazione post-allenamento.

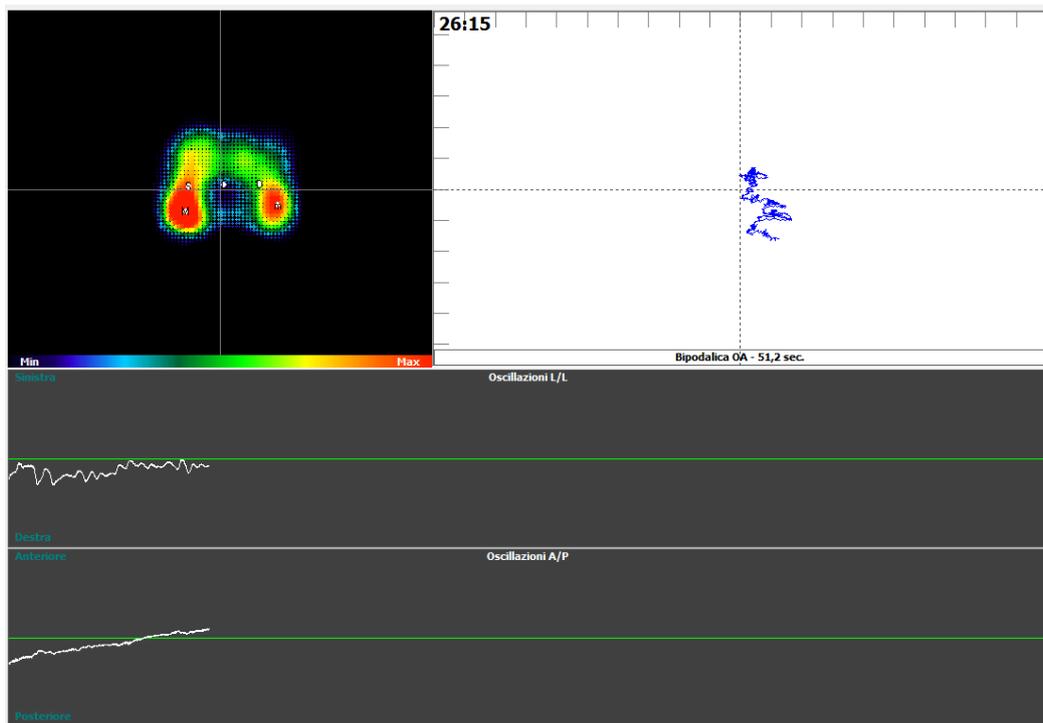


Fig. 28. Immagine barometrica degli appoggi ischiatici, statochinesigramma, tracciato delle oscillazioni latero-laterali ed antero-posteriori: soggetto assiso con spalla flessa a 180°, arti superiori estesi, senza sovraccarico, rilevazione pre-allenamento.

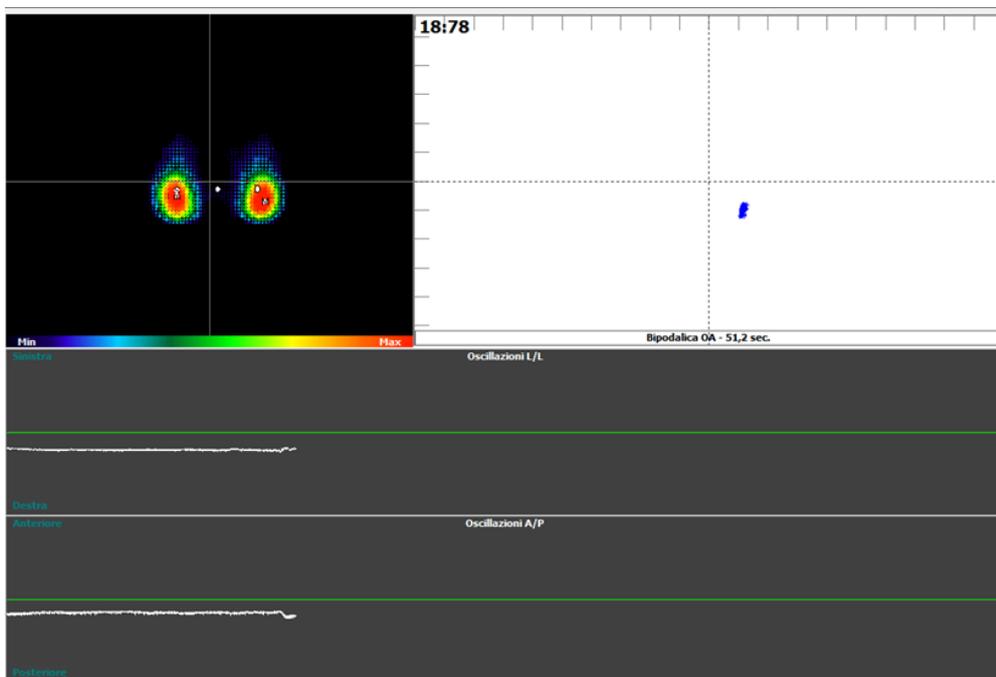


Fig. 29. Immagine barometrica degli appoggi ischiatici, statochinesigramma, tracciato delle oscillazioni latero-laterali ed antero-posteriori: soggetto assiso con spalla flessa a 180°, arti superiori estesi, senza sovraccarico, rilevazione post-allenamento.

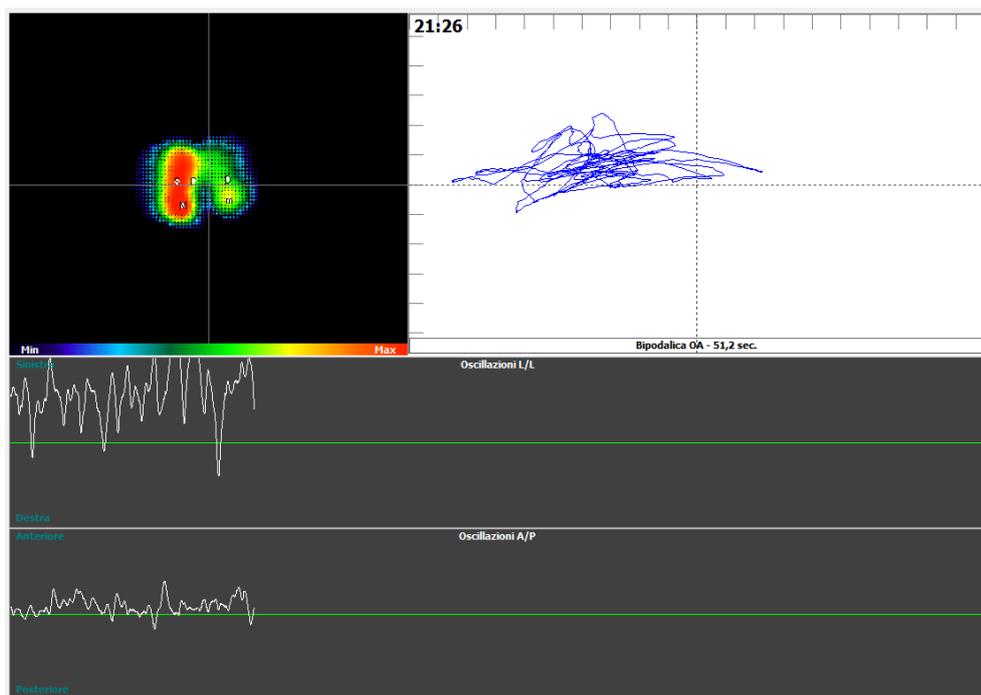


Fig. 30. Immagine barometrica degli appoggi ischiatici, statochinesigramma, tracciato delle oscillazioni latero-laterali ed antero-posteriori: soggetto assiso con spalla flessa a 90°, arti superiori estesi, con sovraccarico, rilevazione pre-allenamento

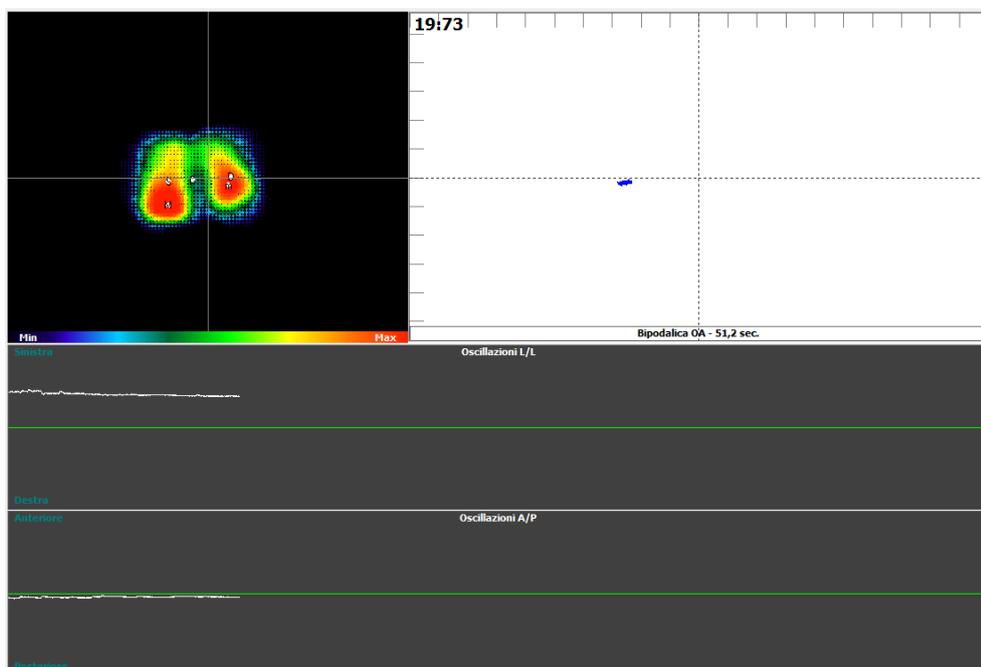


Fig. 31. Immagine barometrica degli appoggi ischiatici, statochinesigramma, tracciato delle oscillazioni latero-laterali ed antero-posteriori: soggetto assiso con spalla flessa a 90°, arti superiori estesi, con sovraccarico, rilevazione post-allenamento

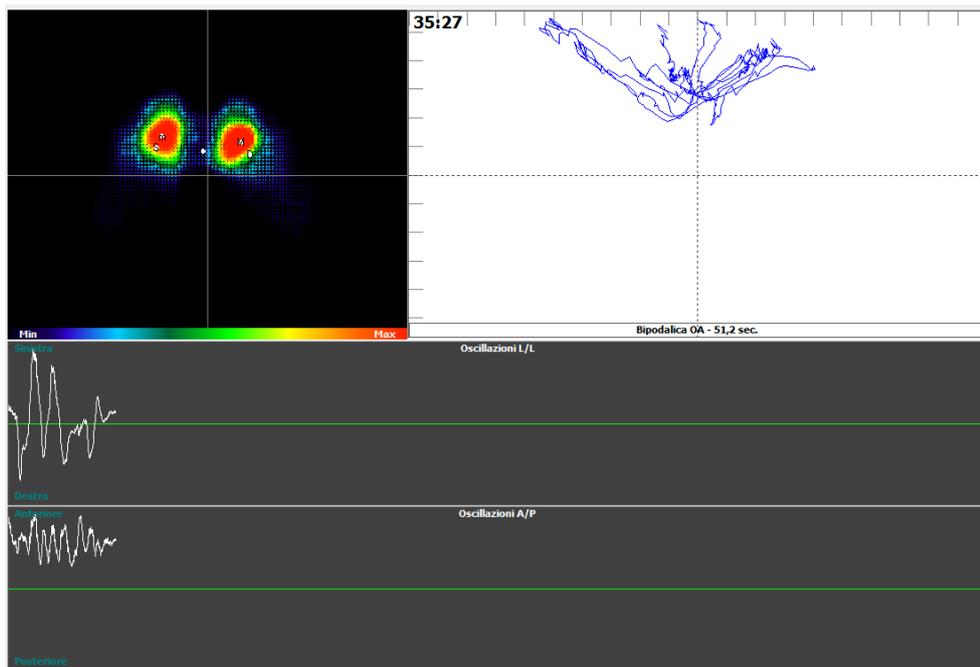


Fig. 32. Immagine barometrica degli appoggi ischiatici, statochinesigramma, tracciato delle oscillazioni latero-laterali ed antero-posteriori: soggetto assiso con spalla flessa a 180°, arti superiori estesi, con sovraccarico, rilevazione pre-allenamento.

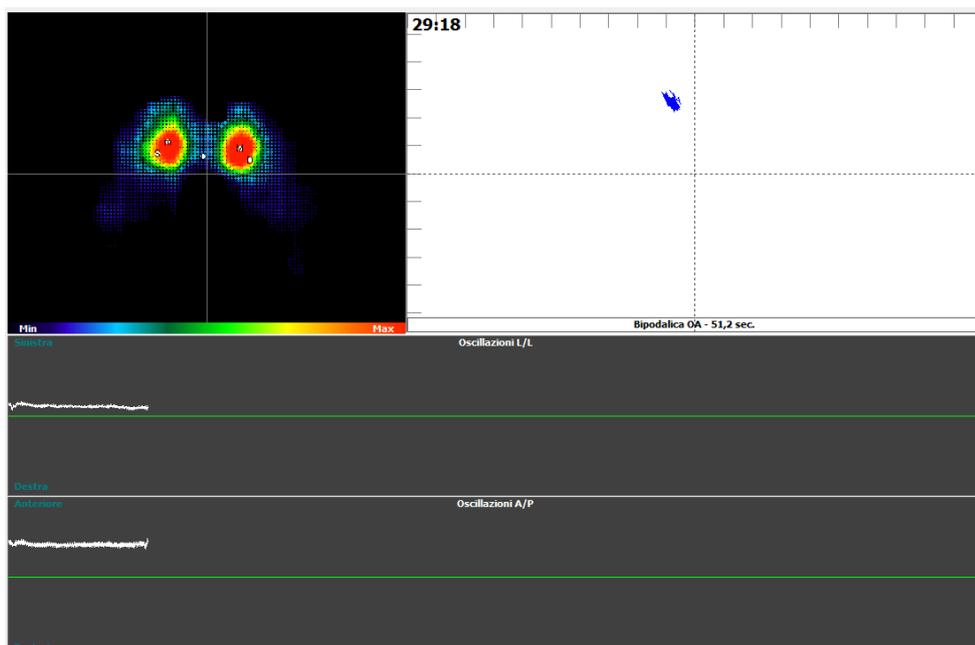


Fig. 33. Immagine barometrica degli appoggi ischiatici, statochinesigramma, tracciato delle oscillazioni latero-laterali ed antero-posteriori: soggetto assiso con spalla flessa a 180°, arti superiori estesi, con sovraccarico, rilevazione post-allenamento.

Le rilevazioni posturografiche degli appoggi ischiatici, pur non prevedendo la registrazione di dati numerici, hanno evidenziato, nelle prove effettuate al termine del percorso allenante, notevoli riduzioni delle oscillazioni antero-posteriori e latero-laterali del soggetto assiso sulla pedana, e correlatamente una notevole riduzione dell'area del tracciato dello statochinesigramma.

I risultati delle rilevazioni effettuate con il Delos Postural Proprioceptive System® sono illustrati nelle figure da 34 a 36.

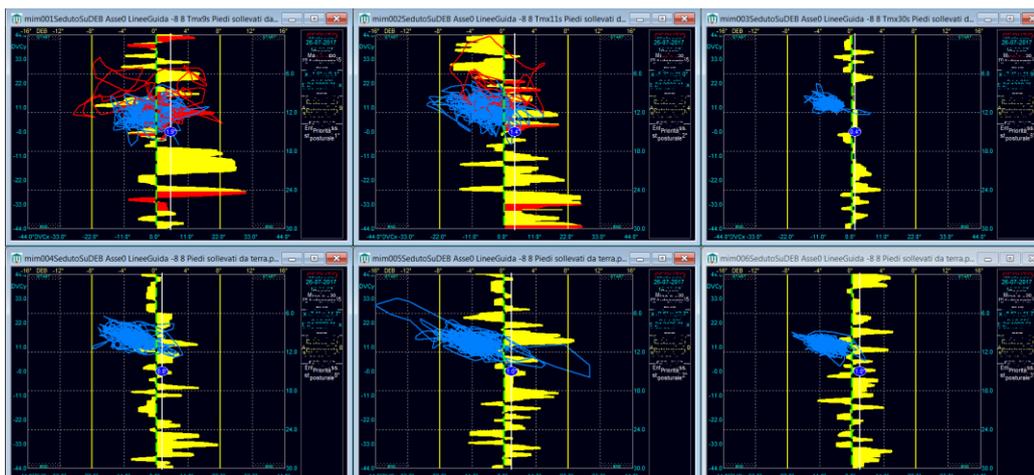


Fig. 34. Statochinesigramma e oscillazioni latero-laterali del soggetto di studio, prima dell'allenamento.

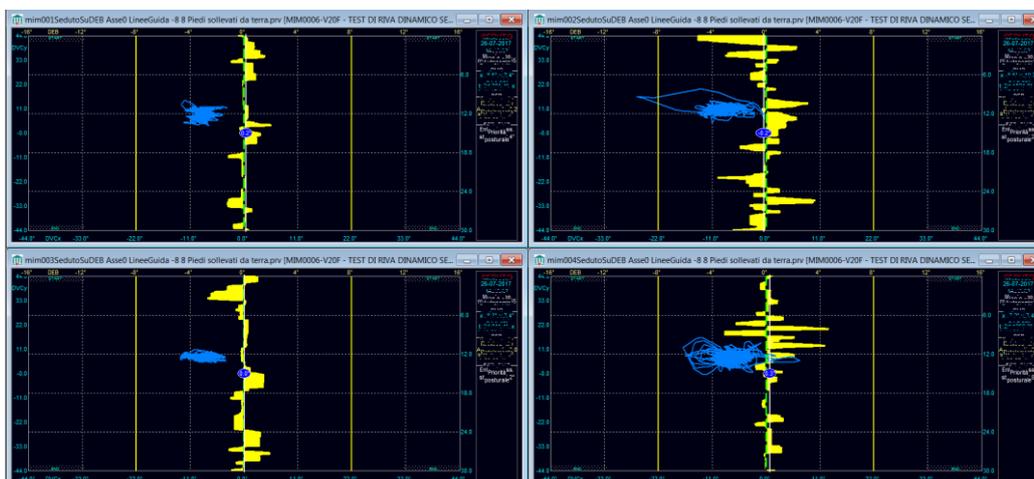
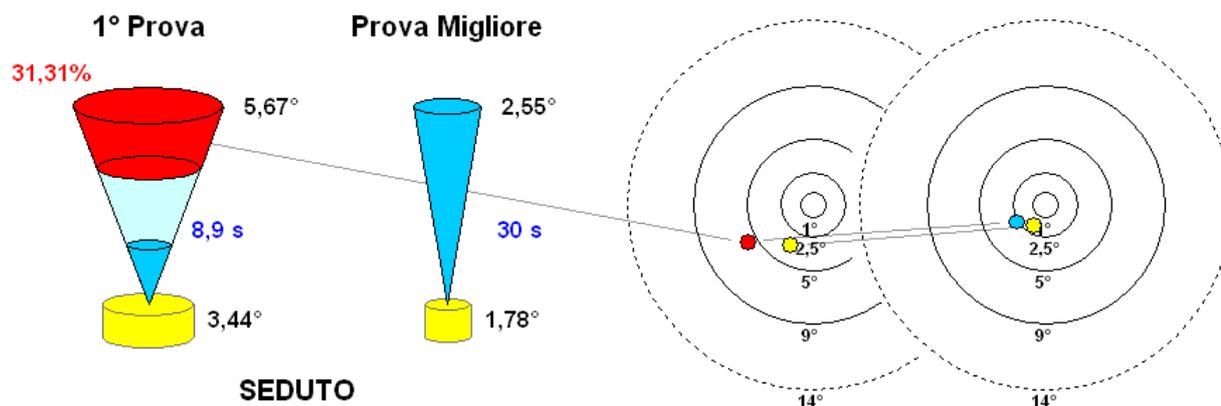


Fig. 35. Statochinesigramma e oscillazioni latero-laterali del soggetto di studio, dopo l'allenamento.



Confronta la 1° Prova (o la Media delle Prove) con la prova migliore raggiunta in 6 prove di 30 secondi eseguite in appoggio gluteo. Il programma individua la prova migliore tra le prove aperte. Vengono rappresentate graficamente: Ampiezza cono posturale. Ampiezza traccia DEB (cilindro giallo), percentuale di Tempo con appoggio o Strategia precauzionale (in rosso) e Massimo tempo senza appoggio (in blu).

Fig. 36. Ampiezze del cono posturale della prima prova e della prova migliore effettuate dal soggetto di studio.

Nelle rilevazioni effettuate con il Delos Postural Proprioceptive System® si sono evidenziati, nel post-training, un abbandono del supporto degli arti superiori, una riduzione dell'area dello statochinesigramma, una riduzione dell'entità del maggiore appoggio ischiatico sinistro ed una riduzione delle oscillazioni latero-laterali del soggetto in posizione assisa.

9.3.2. I RISULTATI DELL'ALLENAMENTO CONTRO RESISTENZA

I risultati dell'allenamento contro resistenza sono stati valutati con metodo indiretto: l'espressione della forza massima, 1RM, è stata desunta nei singoli esercizi effettuati tramite la seguente formula predittiva, elaborata da Brzycki e da questi pubblicata nel 1993¹¹¹:

$$1RM = WL \times 100 / (102,78 - 2,78 \times Reps)$$

In cui le variabili risultano essere il sovraccarico applicato WL (weight lifted) ed il numero massimo di ripetizioni (reps) che il soggetto è in grado di effettuare con tale sovraccarico.

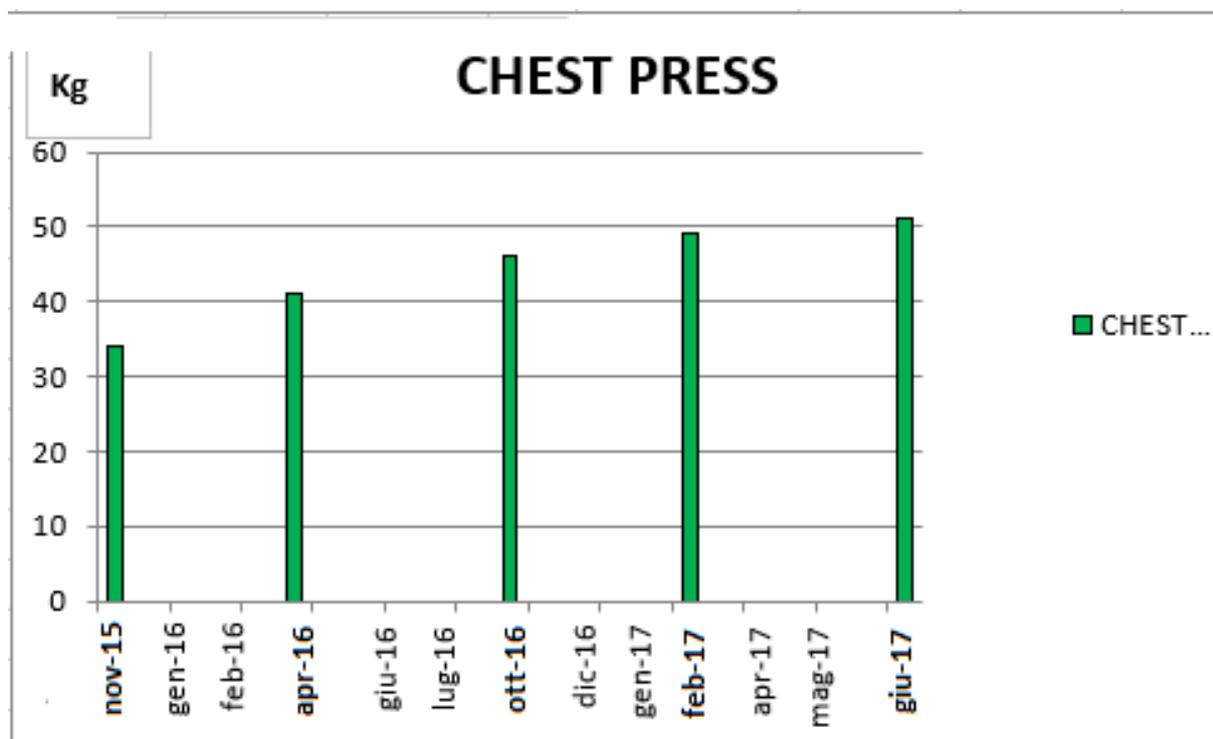
I test indiretti di forza massimale sono stati eseguiti su 5 esercizi, ritenuti rappresentativi dell'espressione complessiva di forza nei distretti muscolari del tronco: chest press, high pulley, low pulley, biceps machine, triceps machine. Tali test sono stati effettuati all'inizio dell'utilizzo di tali attrezzi nel percorso allenante, sono stati ripetuti in itinere ed infine al termine degli allenamenti.

I Risultati dei test di forza del soggetto di studio, valutati tramite il calcolo indiretto dei massimali effettuato con l'equazione di Brzycki, sono riportati nelle tabelle da 22 a 27.

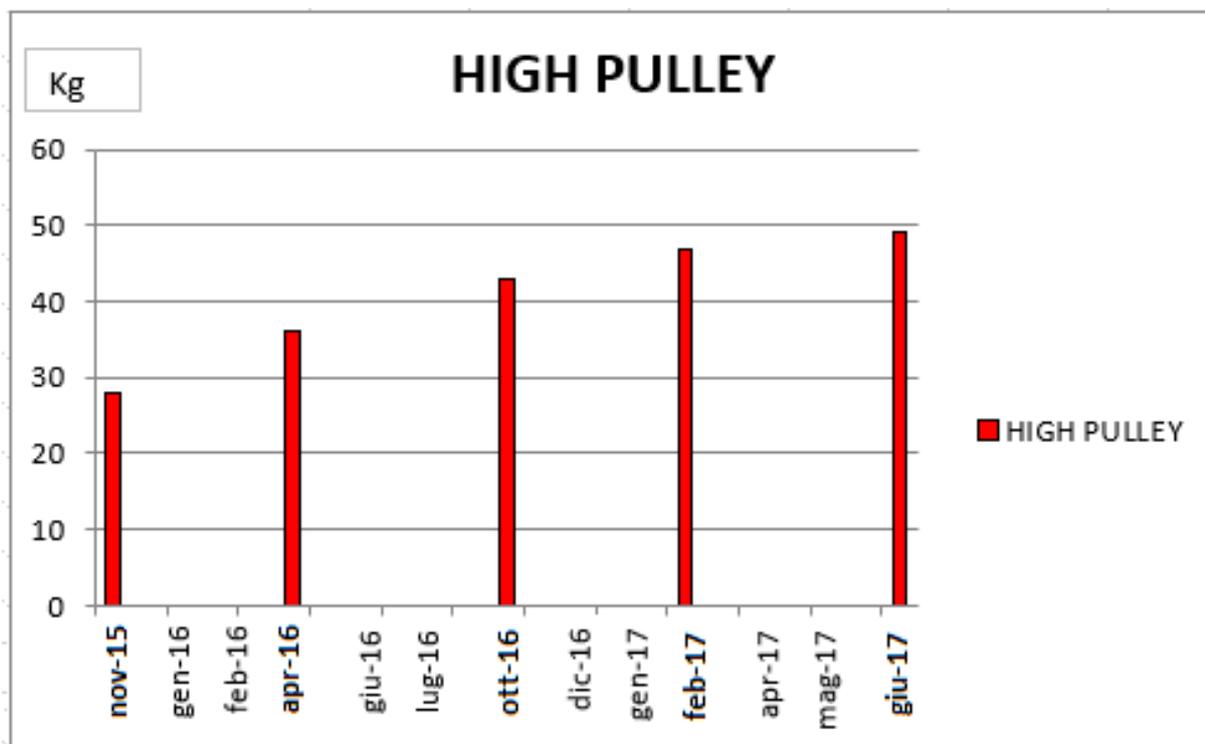
Tab. 22. I massimali di forza espressi nei 5 esercizi durante le 5 rilevazioni, valutati tramite calcolo indiretto.

	Novembre 2015	Aprile 2016	Ottobre 2016	Febbraio 2017	Giugno 2017
CHEST PRESS	Kg 34	Kg 41	Kg 46	Kg 49	Kg 51
HIGH PULLEY	Kg 28	Kg 36	Kg 43	Kg 47	Kg 49
LOW PULLEY	Kg 29	Kg 36	Kg 41	Kg 45	Kg 48
BICEPS MACHINE	Kg 14	Kg 18	Kg 21	Kg 23	Kg 25
TRICEPS MACHINE	Kg 25	Kg 32	Kg 38	Kg 42	Kg 44

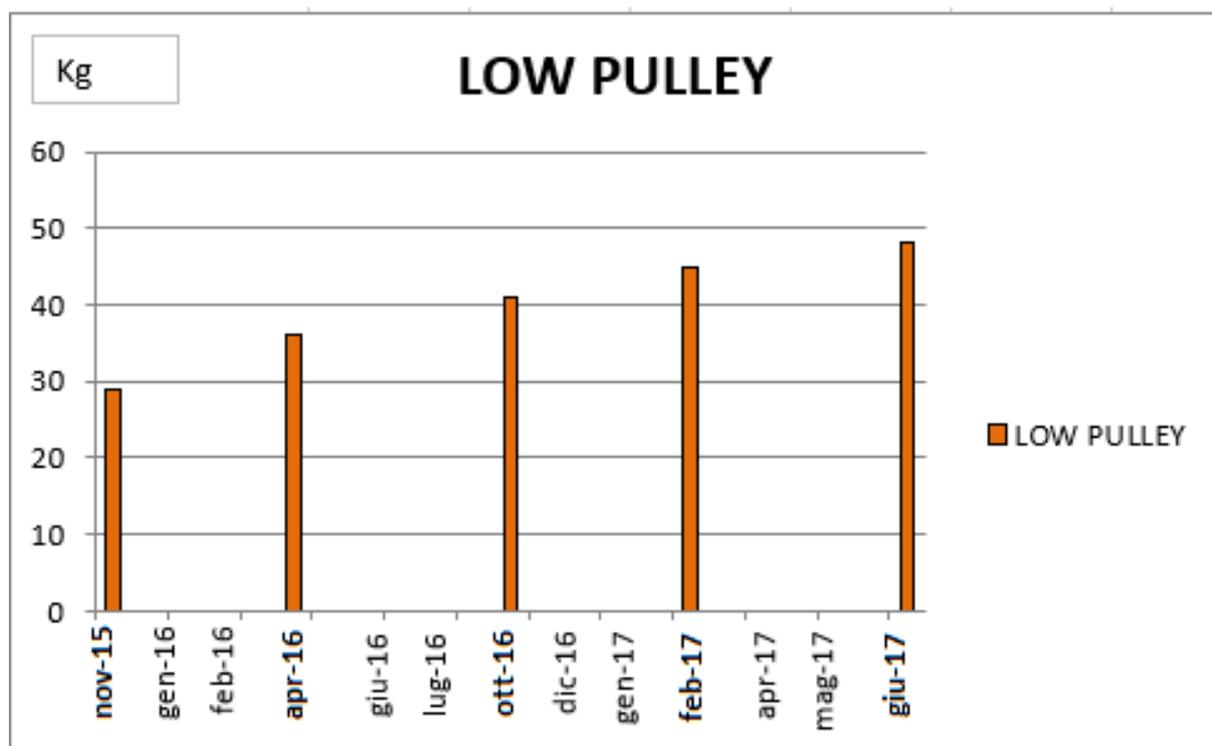
Tab. 23. Grafico dei massimali teorici calcolati nell'esercizio di chest press nel periodo dello studio.



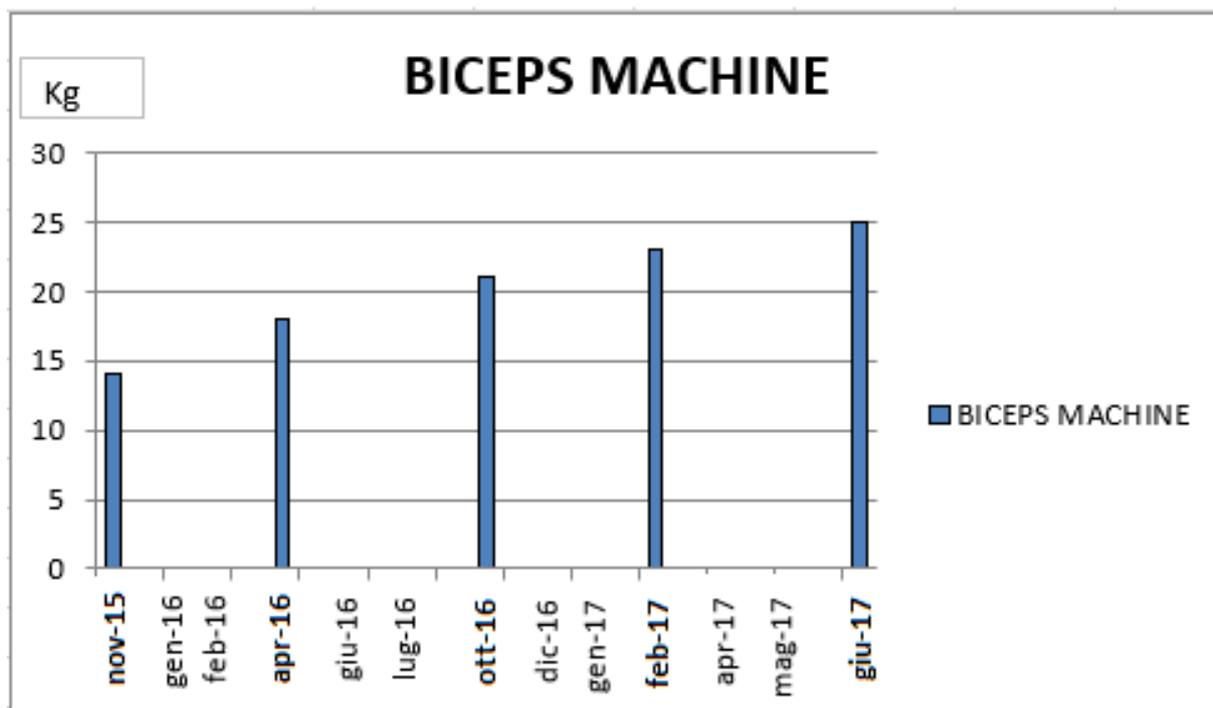
Tab. 24. Grafico dei massimali teorici calcolati nell'esercizio di high pulley nel periodo dello studio.



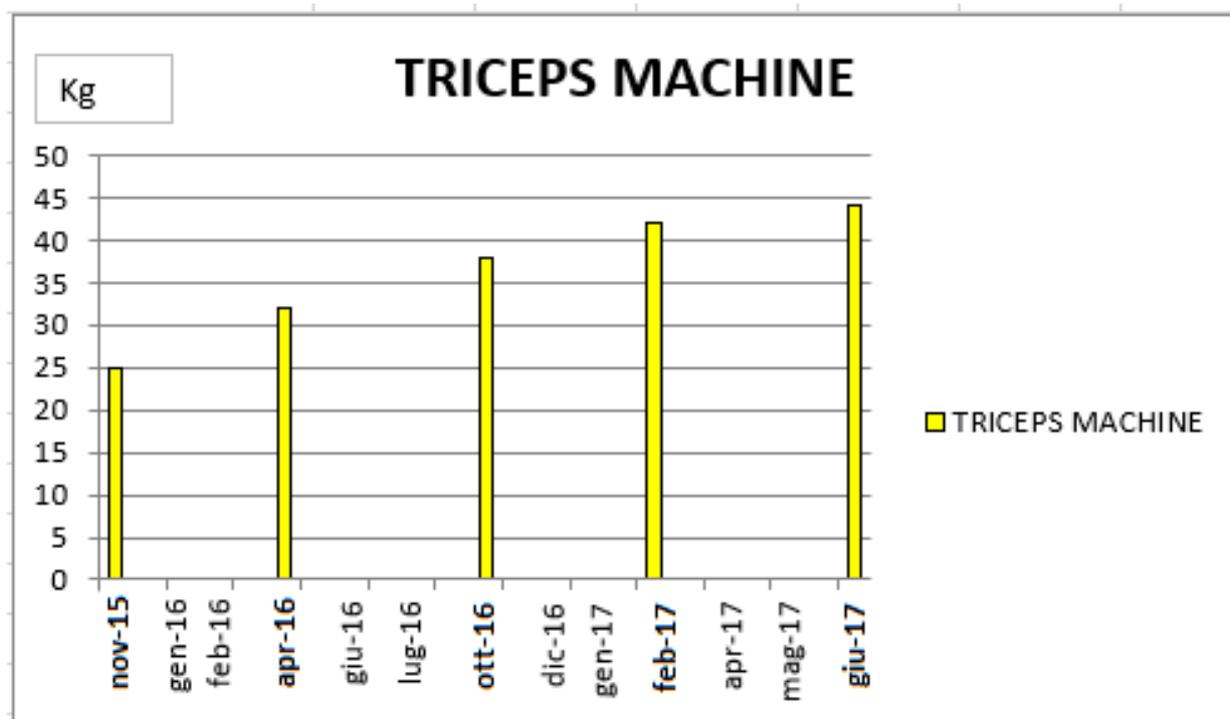
Tab. 25. Grafico dei massimali teorici calcolati nell'esercizio di low pulley nel periodo dello studio.



Tab. 26. Grafico dei massimali teorici calcolati nell'esercizio di biceps machine nel periodo dello studio.



Tab. 27. Grafico dei massimali teorici calcolati nell'esercizio di triceps machine nel periodo dello studio.



Manca didascalia

Il calcolo indiretto del massimale teorico, effettuato tramite l'equazione di Brzycki, ha evidenziato nei test effettuati al termine del percorso di resistance training un notevole aumento prestazionale in tutti gli esercizi predisposti per il monitoraggio delle variazioni della forza espressa dai diversi distretti muscolari. Il massimale teorico calcolato nel post-allenamento ha fatto registrare un incremento percentuale del 50% nel chest press, del 75% nell'high pulley, del 65,5% nel low pulley, del 78,5% nella biceps machine e del 76% nella tricep dip machine. Tali incrementi, raggiunti al termine di quasi due anni di allenamento complessivo, sono probabilmente da imputarsi maggiormente in fase iniziale al miglioramento delle capacità di coordinazione intramuscolare ed intermuscolare, ed in fase avanzata all'incremento dell'espressione di forza.

9.3.4. LE RISULTANZE DELL'ALLENAMENTO AEROBICO

I risultati dell'allenamento aerobico sono stati valutati con metodo indiretto, tramite la predisposizione di un test adattato di recupero immediato: mentre infatti nel normale test di recupero immediato, o IRI test, lo sforzo submassimale viene raggiunto tramite la salita e discesa alternata di un gradino, in questo caso la capacità di recupero del soggetto a seguito di sforzo submassimale è stato raggiunto tramite l'utilizzo di un ergometro per gli arti superiori.

Il test adattato ha previsto il raggiungimento dell'85% della frequenza cardiaca massima attesa per età, individuata come identificativa di un livello submassimale di sforzo, ed il suo mantenimento per 180 secondi; dopo 60 secondi di recupero, è stato poi rilevato il numero di battiti cardiaci prodotti dal soggetto nell'intervallo intercorrente tra il 61° ed il 90° secondo dopo la cessazione dall'esercizio. L'indice di recupero immediato è stato quindi calcolato alla stregua dell'I.R.I. test eseguito con gli arti inferiori:

I.R.I. = $n^{\circ}\text{sec. prova} \times 100 / 5.5 \times n^{\circ}\text{battiti rilevati dal } 61^{\circ}\text{ al } 90^{\circ}\text{ sec. di recupero}$

Il valore dell'indice di recupero immediato fornisce indicazioni circa l'efficienza fisica: un valore oltre 80 indica un'efficienza fisica ottima, uno tra 80 e 70 indica un'efficienza fisica buona, uno tra 70 e 60 indica un'efficienza fisica discreta, uno tra 60-50 indica un'efficienza fisica scarsa ed infine uno al di sotto di 50 indica un'efficienza fisica insufficiente.

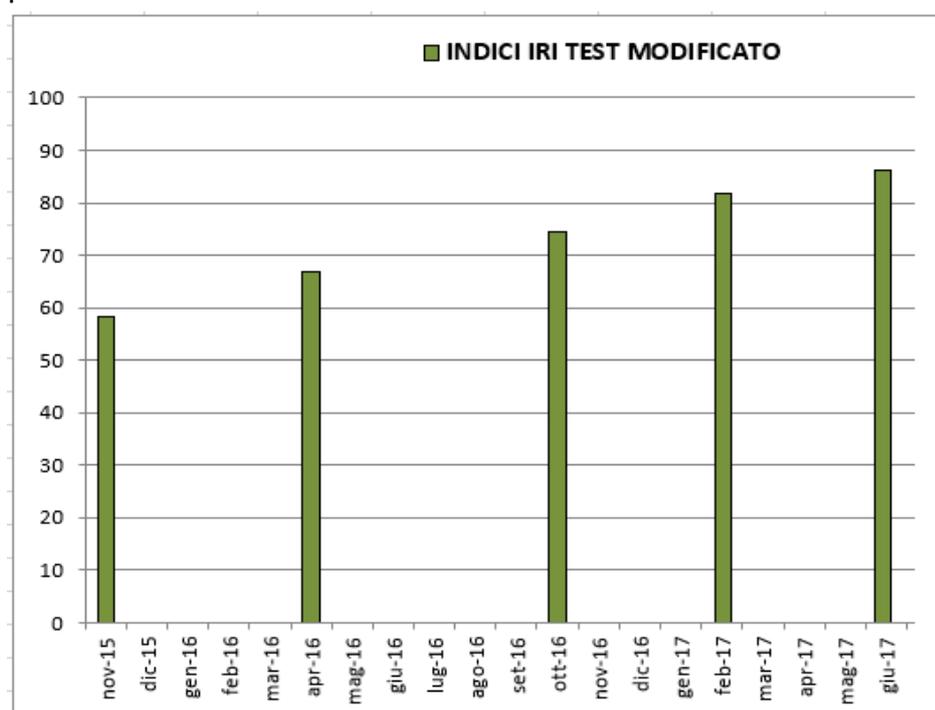
Tali test sono stati effettuati per 5 volte durante il percorso allenante, negli stessi periodi nei quali sono stati effettuati i test di forza sopra descritti.

Di seguito vengono riportati il numero dei battiti cardiaci registrati nell'intervallo trascorso tra il 61° ed il 90° secondo dopo la cessazione dell'esercizio, nonché il corrispondente indice di recupero immediato nei 5 test effettuati durante la somministrazione del protocollo di allenamento.

Tab. 28. Numero dei battiti cardiaci registrati tra il 61° ed il 90° secondo dopo la cessazione dell'esercizio, e conseguente indice di recupero immediato nei 5 tests effettuati durante il periodo dello studio.

	BATTITI TRA 61° E 90° SEC.	INDICE RECUPERO IMMEDIATO
NOV 2015	56	58,44156
APR 2016	49	66,79035
OTT 2016	44	74,38017
FEB 2017	40	81,81818
GIU 2017	38	86,12440

Tab. 29. Grafico evidenziante l'andamento dell'indice di recupero immediato durante il periodo dello studio.



Gli esiti del test adattato hanno evidenziato un miglioramento dell'indice di recupero pari al 47,36% nel periodo intercorrente tra il novembre 2015 ed il giugno 2017. Il trend incrementale è risultato maggiore nel periodo novembre 2015 – ottobre 2016 (+27,2%), minore nel secondo anno di allenamento, da ottobre 2016 a giugno 2017 (+15,9%) (Tabelle n. 28 e 29).

9.4. DISCUSSIONE

In tutti i test che sono stati effettuati si è riscontrato un miglioramento tra il pre-allenamento ed il post-allenamento: nello specifico,

- nelle rilevazioni barometriche effettuate con pedana si è evidenziata una più equa ripartizione tra gli appoggi ischiatici destro e sinistro;
- nelle rilevazioni posturografiche con pedana si è evidenziata una notevole riduzione delle oscillazioni sugli assi antero-posteriore e latero-laterale, nonché dell'area dello statochinesigramma;
- nelle rilevazioni effettuate con il Delos Postural Proprioceptive System® si sono evidenziate un abbandono del supporto degli arti superiori, una riduzione dell'area dello statochinesigramma, una riduzione dell'entità del maggiore appoggio ischiatico sinistro ed una riduzione delle oscillazioni sull'asse latero-laterale;
- nei test di forza si è riscontrato un innalzamento del massimale teorico in tutti i distretti muscolari interessati dai diversi esercizi;
- nei test aerobici si è evidenziato un incremento della capacità aerobica del soggetto.

Va considerato il fatto che il lungo periodo di somministrazione del protocollo di allenamento ha sicuramente permesso una maggiore estrinsecazione delle potenzialità del protocollo utilizzato, e ciò si è riverberato positivamente sugli incrementi prestazionali del soggetto di studio.

CONCLUSIONI

Il protocollo di allenamento progettato e somministrato si è dimostrato efficace ai fini dell'incremento delle capacità propriocettive e di forza nei distretti funzionali residui di un soggetto paraplegico, nonché della sua capacità aerobica. La tipologia di training sviluppata, finalizzata alla possibilità di uso dell'esoscheletro per scopi prestazionali, ha fornito un riscontro positivo, consentendo al soggetto paraplegico di studio di stabilire il record mondiale di cammino con un tale dispositivo ortesico. Il 4 giugno 2016, infatti, ha percorso una distanza di 15 chilometri, effettuando una sola breve sosta necessaria alla sostituzione delle batterie dell'esoscheletro. Lo scopo dello studio è stato quello di dimostrare quanto supporto si possa ottenere anche nel quotidiano da una tipologia di dispositivi robotizzati usualmente confinata in ambito ospedaliero, ove viene usata per scopi riabilitativi. E' infatti indubbia l'utilità che un esoscheletro può avere nell'espandere le possibilità di azione di soggetti altrimenti costretti, per piccoli spostamenti domestici così come per trasferimenti di più ampio raggio in ambito sociale, all'uso della sola sedia a rotelle. Se poi da un lato lo strumento può essere di notevolissimo ausilio nell'ampliare le possibilità del soggetto di muoversi e spostarsi, da un altro non devono essere meno considerati i positivi riverberi fisiologici che il suo utilizzo comporta: la stazione eretta e la mobilizzazione degli arti inferiori, seppure passiva, favoriscono le funzioni circolatorie ematiche e linfatiche, di norma compromesse in soggetti paraplegici costretti, nel migliore dei casi, alla posizione assisa. In più, l'utilizzo delle tecniche e metodologie di allenamento del protocollo approntato sono in grado di migliorare le capacità motorie del soggetto, che si possono estrinsecare indipendentemente dall'uso dell'esoscheletro: in letteratura vi è sovrabbondanza di studi che riportano l'importanza che le capacità coordinative e condizionali della muscolatura residua rivestono nei medullosesi, al fine di poter attuare trasferimenti dalla posizione in decubito a quella seduta, dal letto alla carrozzina, e di poter effettuare le usuali attività di vita quotidiana. Non vanno poi meno considerati i benefici psicologici che derivano a questi soggetti i quali, tramite l'uso dell'esoscheletro, possono riportare il proprio piano della vista a livello di quello altrui, e possono tornare a compiere un gesto naturale ed importante per l'uomo: camminare, seppure in modo assistito. In ultimo, pare opportuno evidenziare un altro importante risultato conseguito dallo studio: la performance perseguita e raggiunta dal soggetto di studio ha costituito un banco di prova per l'esoscheletro utilizzato, che è stato testato sia quanto ad un funzionamento continuativo di quasi 8 ore, sia ad un impiego in un ambiente esterno, quindi difforme da quello usuale clinico-ospedaliero che non prevede la minima irregolarità o asperità del suolo ed il superamento di seppur piccoli ostacoli. Tali inusuali sollecitazioni, assieme ai dati rilevati in itinere, potranno consentire alla società costruttrice l'effettuazione di variazioni meccaniche e di setting informatico dello strumento.

BIBLIOGRAFIA

1. Chen Y, Tang Y, Vogel LC, Devivo MJ. Causes of spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 2013; 19(1):1–8.
2. van den Berg ME, Castellote JM, Mahillo-Fernandez I, de Pedro-Cuesta J. Incidence of spinal cord injury worldwide: a systematic review. *Neuroepidemiology*. 2010; 34(3):184-92
3. Lee BB, Cripps RA, Fitzharris M, Wing PC. The global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: update 2011, global incidence rate. *Spinal Cord*. 2014; 52(2):110-6.
4. Singh A, Tetreault L, Kalsi-Ryan S, Nouri A, Fehlings MG. Global prevalence and incidence of traumatic spinal cord injury. *Clin Epidemiol*. 2014 Sep 23; 6: 309-31.
5. Jazayeri SB, Beygi S, Shokraneh F, Hagen EM, Rahimi-Movaghar V. Incidence of traumatic spinal cord injury worldwide: a systematic review. *Eur Spine J*. 2015 May; 24(5):905-18.
6. Oliver M, Inaba K, Tang A, Branco BC, Barmparas G, Schnüriger B, Lustenberger T, Demetriades D. The changing epidemiology of spinal trauma: a 13-year review from a Level I trauma centre. *Injury*. 2012 Aug; 43(8):1296-300.
7. Holtz A, Levi R. *Spinal cord injury*. New York: Oxford University press; 2010.
8. Gibson KL. Caring for a patient who lives with a spinal cord injury. *Nursing* 2003; 33: 36-41.
9. Nas K, Yazmalar L, Şah V, Aydın A, Öneş K. Rehabilitation of spinal cord injuries. *World J Orthop* 2015 January 18; 6(1): 8-16.
10. Kirshblum SC, Burns SP, Biering-Sorensen F, Donovan W, Graves DE, Jha A, Johansen M, Jones L, Krassioukov A, Mulcahey MJ, Schmidt-Read M, Waring W. International standards for neurological classification of spinal cord injury. *J Spinal Cord Med*. 2011 Nov; 34(6): 535–546.

11. Paker N, Soy D, Kesiktaş N, Nur Bardak A, Erbil M, Ersoy S, Yılmaz H. Reasons for rehospitalization in patients with spinal cord injury: 5 years' experience. *Int J Rehabil Res* 2006; 29: 71-76.
12. Hitzig SL, Tonack M, Campbell KA, McGillivray CF, Boschen KA, Richards K, Craven BC. Secondary health complications in an aging Canadian spinal cord injury sample. *Am J Phys Med Rehabil*. 2008 Jul; 87(7):545-55.
13. Yuen HK, Hanson C. Body image and exercise in people with and without acquired mobility disability. *Disabil Rehabil*. 2002 Apr 15;24(6):289-96.
14. Chen SC, Lai CH, Chan WP, Huang MH, Tsai HW, Chen JJ. Increases in bone mineral density after functional electrical stimulation cycling exercises in spinal cord injured patients. *Disabil Rehabil*. 2005 Nov 30; 27(22):1337-41.
15. Pickett GE, Campos-Benitez M, Keller JL, Duggal N. Epidemiology of traumatic spinal cord injury in Canada. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006 Apr 1;31(7):799-805.
16. DeVivo MJ, Chen Y, Mennemeyer ST, Deutsch A. Costs of care following spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*. 2011; 16(4): 1-9.
17. Munce SE, Wodchis WP, Guilcher SJ, Couris CM, Verrier M, Fung K, Craven BC, Jaglal SB. Direct costs of adult traumatic spinal cord injury in Ontario. *Spinal Cord* 2013; 51(1): 64-69.
18. Chi JH. Combination therapy improves walking in spinal cord transaction *Neurosurgery*. 2009 Dec; 65(6): N10-N11
19. Diong J, Harvey LA, Kwah LK, Eyles J, Ling MJ, Ben M, Herbert RD. Incidence and predictors of contracture after spinal cord injury--a prospective cohort study *Spinal Cord*. 2012 Aug; 50(8):579-584.
20. Jacobs PL, Nash MS. Exercise recommendations for individuals with spinal cord injury. *Sports Med*. 2004; 34(11):727-751.
21. Curtis KA, Tyner TM, Zachary L, Lentell G, Brink D, Didyk T, Gean K, Hall J, Hooper M, Klos J, Lesina S, Pacillas B. Effect of a standard exercise protocol on shoulder pain in long-term wheelchair users. *Spinal Cord*. 1999 Jun; 37(6):421-429.

22. Kruger EA, Pires M, Ngann Y, Sterling M, Rubayi S. Comprehensive management of pressure ulcers in spinal cord injury: current concepts and future trends. *J Spinal Cord Med.* 2013 Nov; 36(6): 572-585.
23. Patwardhan AG, Li SP, Gavin T, Lorenz M, Meade KP, Zindrick M. Orthotic stabilization of thoracolumbar injuries. A biomechanical analysis of the Jewett hyperextension orthosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 1990 Jul; 15(7):654-661.
24. Mehrholz J, Kugler J, Pohl M. Locomotor training for walking after spinal cord injury. *Spine (Phila Pa 1976).* 2008 Oct 1;33(21): E768-E777.
25. Hastings JD. Seating assessment and planning. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2000 Feb;11(1):183-207.
26. Evaluation of a training program for persons with SCI paraplegia using the Parastep 1 ambulation system: part 4. Effect on physical self-concept and depression. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997 Aug; 78(8):804-807.
27. Audu ML, Nataraj R, Gartman SJ, Triolo RJ. Posture shifting after spinal cord injury using functional neuromuscular stimulation--a computer simulation study. *J Biomech.* 2011 Jun 3; 44(9):1639-1645.
28. Kirshblum SC. Rehabilitation of spinal cord injury. In: *Physical medicine and rehabilitation, principle and practice.* Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins, 2005: 1715-1751.
29. Hawran S, Biering-Sørensen F. The use of long leg calipers for paraplegic patients: a follow-up study of patients discharged 1973-82 *Spinal Cord.* 1996 Nov; 34(11):666-668.
30. Jaspers P, Peeraer L, Van Petegem W, Van der Perre G. The use of an advanced reciprocating gait orthosis by paraplegic individuals: a follow-up study. *Spinal Cord.* 1997 Sep; 35(9):585-589.
31. Massucci M, Brunetti G, Piperno R, Betti L, Franceschini M. Walking with the advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) in thoracic paraplegic patients: energy expenditure and cardiorespiratory performance. *Spinal Cord.* 1998 Apr;36(4):223-227.

32. Kantor C, Andrews BJ, Marsolais EB, Solomonow M, Lew RD, Ragnarsson KT. Report on a conference on motor prostheses for workplace mobility of paraplegic patients in North America. *Paraplegia*. 1993 Jul; 31(7):439-456.
33. Yozbatiran N, Berliner J, O'Malley MK, Pehlivan AU, Kadivar Z, Boake C, Francisco GE. Robotic training and clinical assessment of upper extremity movements after spinal cord injury: a single case report. *J Rehabil Med* 2012; 44: 186-188.
34. Schwartz I, Sajina A, Neeb M, Fisher I, Katz-Luerer M, Meiner Z. Locomotor training using a robotic device in patients with subacute spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2011 Oct; 49(10):1062-1067.
35. Lee Y, Mittelstaedt R. Impact of injury level and self-monitoring on free time boredom of people with spinal cord injury. *Disabil Rehabil*. 2004 Oct 7; 26(19):1143-1149.
36. Loy DP, Dattilo J, Kleiber DA. Exploring the influence of leisure on adjustment: development of the leisure and spinal cord injury adjustment model. *Leisure Scie* 2003; 25(2-3):231-255.
37. Youngstrom MJ. The Occupational Therapy Practice Framework: the evolution of our professional language. *Am J Occup Ther* 2002 Nov-Dec; 56(6):607-608.
38. Harvey LA. Physiotherapy rehabilitation for people with spinal cord injuries. *J Physiother*. 2016 Jan; 62(1):4-11.
39. Munn J, Herbert RD, Hancock MJ, Gandevia SC. Resistance training for strength: effect of number of sets and contraction speed. *Med Sci Sports Exerc*. 2005 Sep; 37(9):1622-1626.
40. Hicks AL, Martin KA, Ditor DS, Latimer AE, Craven C, Bugaresti J, et al. Long term exercise training in persons with spinal cord injury: effectson strength, arm ergometry performance and psychological well-being. *Spinal Cord* 2003 Jan; 41(1):34-43.
41. Mulroy SJ, Thompson L, Kemp B, Hatchett PP, Newsam CJ, Lupold DG, et al. Strengthening and optimal movements for painful shoulders (STOMPS) in chronic spinal cord injury: a randomized controlled trial. *Phys Ther* 2011 Mar; 91(3):305-324.

42. Ditunno JF, Cohen ME, Hauck WW, Jackson AB, Sipsk iML. Recovery of upper-extremity strength in complete and incomplete tetraplegia: a multicenter study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000 Apr; 81(4):389–393.
43. Glinsky J, Harvey L, vanEs P, Chee S, Gandevia SC. The addition of electrical stimulation to progressive resistance training does not enhance the wrist strength of people with tetraplegia: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2009 Aug; 23(8):696-704.
44. Needham-Shropshire BM, Broton JG, Cameron TL, Klose KJ. Improved motor function in tetraplegics following neuromuscular stimulation-assisted arm ergometry. *J Spinal Cord Med.* 1997 Jan; 20(1):49-55.
45. Harvey LA, Fornusek C, Bowden JL, Pontifex N, Glinsky J, Middleton JW, Gandevia SC, Davis GM. Electrical stimulation plus progressive resistance training for leg strength in spinal cord injury: A randomized controlled trial. *Spinal Cord.* 2010 Jul; 48(7):570–575.
46. Glinsky J, Harvey L, Korten M, Drury C, Chee S, Gandevia SC. Short-term progressive resistance exercise may not be effective for increasing wrist strength in people with tetraplegia: a randomised controlled trial. *Aust J Physiother.* 2008; 54(2):103–108.
47. Janssen TW, van Oers CA, van der Woude LH, Hollander AP. Physical strain in daily life of wheelchair users with spinal cord injuries. *Med Sci Sports Exerc.* 1994; 26(6):661–70.
48. Hickson RC. Interference of strength development by simultaneously training for strength and endurance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1980; 45(2-3):255–63.
49. Hickson RC, Dvorak BA, Gorostiaga EM, Kurowski TT, Foster C. Potential for strength and endurance training to amplify endurance performance. *J Appl Physiol.* 1988; 65(5):2285–90.
50. Dudley GA, Fleck SJ. Strength and endurance training; are they mutually exclusive? *Sports Med.* 1987 Mar-Apr;4(2):79-85.

51. Jacobs PL, Nash MS, Rusinowski JW. Circuit training provides cardiorespiratory and strength benefits in persons with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33(5):711–7.
52. Davis GM, Kofsky PR, Kelsey JC, Shephard RJ. Cardiorespiratory fitness and muscular strength of wheelchair users. *Can Med Assoc J.* 1981; 125(12):1317–23.
53. Franklin BA. Exercise testing, training and arm ergometry. *Sports Med.* 1985 Mar-Apr; 2(2):100–119.
54. Hooker SP, Wells CL. Effects of low- and moderate-intensity training in spinal cord-injured persons. *Med Sci Sports Exerc.* 1989; 21(1):18–22.
55. Pollock ML, Miller HS, Linnerud AC, Laughridge E, Coleman E, Alexander E. Arm pedaling as an endurance training regimen for the disabled. *Arch Phys Med Rehabil.* 1974; 55(9):418–24.
56. Taylor AW, Mc Donell E, Brassard L. The effects of an arm ergometer training programme on wheelchair subjects. *Paraplegia.* 1986 Apr; 24(2):105-114
57. Cooney MM, Walker JB. Hydraulic resistance exercise benefits cardiovascular fitness of spinal cord injured. *Med Sci Sport Exerc.* 1986; 18(5):522–5.
58. Miles DS, Sawka MN, Wilde SW, Durbin RJ, Gotshall RW, Glaser RM. Pulmonary function changes in wheelchair athletes subsequent to exercise training. *Ergonomics.* 1982 Mar; 25(3):239-246.
59. Nilsson S, Staff PH, Pruett ED. Physical work capacity and the effect of training on subjects with long-standing paraplegia. *Scand J Rehabil Med.* 1975; 7(2):51-56.
60. Curtis KA, Drysdale GA, Lanza RD, Kolber M, Vitolo RS, West R. Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999; 80(4):453–457.
61. Jacobs PL. Effects of resistance and endurance training in persons with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41(5)992–997.

62. Serra-Añó P, Pellicer-Chenoll M, García-Massó X, Morales J, Giner-Pascual M, González LM. Effects of resistance training on strength, pain and shoulder functionality in paraplegics. *Spinal Cord*. 2012; 50(11):827-831.
63. Dost G, Dulgeroglu D, Yildirim A, Ozgirgin N. The effects of upper extremity progressive resistance and endurance exercises in patients with spinal cord injury. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2014; 27(4):419-426.
64. Yildirim A, Sürücü GD, Karamercan A, Gedik DE, Atci N, Dülgeroğlu D, Özgirgin N. Short-term effects of upper extremity circuit resistance training on muscle strength and functional independence in patients with paraplegia. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2016; 29(4):817-823.
65. Seelen H, Potten Y, Huson A, Spaans F, Reulen J. Impaired balance control in paraplegic subjects. *J Electromyogr Kinesiol*. 1997 Jun; 7(2):149-160.
66. Bjerkefors A, Carpenter MG, Cresswell AG, Thorstensson A. Trunk muscle activation in a person with clinically complete thoracic spinal cord injury. *J Rehabil Med*. 2009 Apr; 41(5):390–392.
67. Seelen H, Potten Y, Drukker J, Reulen J, Pons C. Development of new muscle synergies in postural control in spinal cord injured subjects. *J Electromyogr Kinesiol*. 1998 Feb; 8(1):23-34.
68. Potten Y, Seelen H, Drukker J, Reulen J, Drost M. Postural muscle responses in the spinal cord injured persons during forward reaching. *Ergonomics*. 1999 Sep; 42(9):1200-1215.
69. Kizony R, Raz L, Katz N, Weingarden H, Weiss PLT. Video-capture virtual reality system for patients with paraplegic spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev*. 2005 Sep-Oct; 42(5):595-608.
70. Do M, Bouisset S, Moynot C. Are paraplegics handicapped in the execution of a manual task? *Ergonomics*. 1985 Sep; 28(9):1363-1375.
71. Janssen-Potten YJ, Seelen HA, Drukker J, Spaans F, Drost MR. The effect of footrests on sitting balance in paraplegic subjects. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002 May; 83(5):642–648.

72. Hartshorn J. Spinal cord injury: concepts and management approaches. *Am J Nurs* 1988; 88:921.
73. Dean CM, Shepherd RB. Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke: a randomized controlled trial. *Stroke*. 1997 Apr; 28(4):722–728.
74. Bizid R, Jully JL, Gonzalez G, François Y, Dupui P, Paillard T. Effects of fatigue induced by neuromuscular electrical stimulation on postural control. *J Sci Med Sport*. 2009 Jan; 12(1):60–66.
75. Serra-Añó P, Pellicer-Chenoll M, Garcia-Massó X, Brizuela G, García-Lucerga C, González LM. Sitting balance and limits of stability in persons with paraplegia. *Spinal Cord*. 2013 Apr; 51(4):267–272.
76. Magnani PE, Cliquet A Junior, de Abreu DCC. Postural control assessment in physically active and sedentary individuals with paraplegia. *Acta Ortop Bras*. 2017; 25(4):147-150.
77. Ditunno PL, Patrick M, Stineman M, Ditunno JF. Who wants to walk? Preferences for recovery after SCI: a longitudinal and cross-sectional study. *Spinal Cord*. 2008; 46(7):500–506.
78. Arem H, Moore SC, Patel A, Hartge P, Berrington de Gonzalez A, Visvanathan K, Campbell PT, Freedman M, Weiderpass E, Adami HO, Linet MS, Lee IM, Matthews CE. Leisure time physical activity and mortality: a detailed pooled analysis of the dose-response relationship. *JAMA Intern Med*. 2015; 175(6):959–967.
79. Bernardi M, Canale I, Castellano V, Di Filippo L, Felici F, Marchetti M. The efficiency of walking of paraplegic patients using a reciprocating gait orthosis. *Paraplegia*. 1995; 33(7):409–415.
80. Scivoletto G, Petrelli A, Lucente LD, Giannantoni A, Fuoco U, D'Ambrosio F, Filippini V. One year follow up of spinal cord injury patients using a reciprocating gait orthosis: preliminary report. *Spinal Cord*. 2000; 38(9):555–558.
81. Franceschini M, Baratta S, Zampolini M, Loria D, Lotta S. Reciprocating gait orthoses: a multicenter study of their use by spinal cord injured patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997; 78(6):582–586.

82. Sykes L, Edwards J, Powell ES, Ross ER. The reciprocating gait orthosis: long-term usage patterns. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995; 76(8):779–783.
83. Foulds HJ, Bredin SS, Charlesworth SA, Ivey AC, Warburton DE. Exercise volume and intensity: a dose-response relationship with health benefits. *Eur J Appl Physiol.* 2014; 114(8):1563–1571.
84. Electronic Code of Federal Regulations. Part 890-Physical Medicine Devices. §890.3480 Powered lower extremity exoskeleton.
85. Miller LE, Zimmermann AK, Herbert WG. Clinical effectiveness and safety of powered exoskeleton-assisted walking in patients with spinal cord injury: systematic review with meta-analysis. *Med Devices (Auckl).* 2016; 22(9):455-466.
86. Asselin P, Knezevic S, Kornfeld S, Cirigliaro C, Agranova-Breyter I, Bauman WA, Spungen AM. Heart rate and oxygen demand of powered exoskeleton-assisted walking in persons with paraplegia. *J Rehabil Res Dev.* 2015; 52(2):147–158.
87. Benson I, Hart K, Tussler D, van Middendorp JJ. Lower-limb exoskeletons for individuals with chronic spinal cord injury: findings from a feasibility study. *Clin Rehabil.* 2016; 30(1):73–84.
88. Esquenazi A, Talaty M, Packel A, Saulino M. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil.* 2012; 91(11):911–921.
89. Fineberg DB, Asselin P, Harel NY, Agranova-Breyter I, Kornfeld SD, Bauman WA, Spungen AM. Vertical ground reaction force-based analysis of powered exoskeleton-assisted walking in persons with motor-complete paraplegia. *J Spinal Cord Med.* 2013; 36(4): 313–321.
90. Spungen AM, Asselin PK, Fineberg DB, Kornfeld SD, Harel NY. Exoskeletal-assisted walking for persons with motor-complete paraplegia. Paper presented at: NATO Science and Technology Organization; Milan, Italy; April 15–17, 2013.
91. Talaty M, Esquenazi A, Briceno JE. Differentiating ability in users of the ReWalk(TM) powered exoskeleton: an analysis of walking kinematics. *IEEE Int Conf Rehabil Robot.* 2013 Jun; 2013:6650469.

92. Yang A, Asselin P, Knezevic S, Kornfeld S, Spungen AM. Assessment of in-hospital walking velocity and level of assistance in a powered exoskeleton in persons with spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil.* 2015; 21(2):100–109.
93. Zeilig G, Weingarden H, Zwecker M, Dudkiewicz I, Bloch A, Esquenazi A. Safety and tolerance of the ReWalk exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: a pilot study. *J Spinal Cord Med.* 2012; 35(2):96–101.
94. Kolakowsky-Hayner SA, Crew J, Moran S, Shah A. Safety and feasibility of using the Ekso bionic exoskeleton to aid ambulation after spinal cord injury. *J Spine.* 2013; S4:003.
95. Kozlowski AJ, Bryce TN, Dijkers MP. Time and effort required by persons with spinal cord injury to learn to use a powered exoskeleton for assisted walking. *Top Spinal Cord Inj Rehabil.* 2015; 21(2):110–121.
96. Kressler J, Thomas CK, Field-Fote EC, Sanchez J, Widerström-Noga E, Cilien DC, Gant K, Ginnety K, Gonzalez H, Martinez A, Anderson KD, Nash MS. Understanding therapeutic benefits of overground bionic ambulation: exploratory case series in persons with chronic, complete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014; 95(10): 1878.e4–1887.e4.
97. Evans N, Hartigan C, Kandilakis C, Pharo E, Clesson I. Acute cardiorespiratory and metabolic responses during exoskeleton-assisted walking overground among persons with chronic spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil.* 2015; 21(2):122–132.
98. Hartigan C, Kandilakis C, Dalley S, Clausen M, Wilson E, Morrison S, Etheridge S, Farris R. Mobility outcomes following five training sessions with a powered exoskeleton. *Top Spinal Cord Inj Rehabil.* 2015; 21(2):93–99.
99. Arazpour M, Bani MA, Hutchins SW, Jones RK. The physiological cost index of walking with mechanical and powered gait orthosis in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord.* 2013; 51(5):356–359.
100. He Y, Eguren D, Luu TP, Contreras-Vidal JL. Risk management and regulations for lower limb medical exoskeletons: a review. *Med Devices (Auckl).* 2017 May 9; 10:89-107.

101. Lattanzio PJ, Petrella RJ, Sproule JR, Fowler PJ. Effects of fatigue on knee proprioception. *Clin J Sport Med* 1997; 7(1):22-27.
102. Johnston RB 3rd, Howard ME, Cawley PW, Losse GM. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Med Sci Sports Exerc.* 1998 Dec; 30(12):1703-1707.
103. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* 2001 Oct; 81(4):1725-1789.
104. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neurosci Biobehav Rev.* 2012 Jan; 36(1):162-176.
105. Bruniera CA, Rogério FR, Rodacki AL. Stabilometric response during single-leg stance after lower limb muscle fatigue. *Braz J Phys Ther.* 2013 Sep-Oct; 17(5):464-469.
106. Wassinger CA, McKinney H, Roane S, Davenport MJ, Owens B, Breese U, Sokell GA. The influence of upper body fatigue on dynamic standing balance. *Int J Sports Phys Ther.* 2014 Feb; 9(1):40-46.
107. Arvin M, Hoozemans MJ, Burger BJ, Rispens SM, Verschueren SM, van Dieën JH, Pijnappels M. Effects of hip abductor muscle fatigue on gait control and hip position sense in healthy older adults. *Gait Posture.* 2015 Oct; 42(4):545-549.
108. Thiele RM, Conchola EC, Palmer TB, DeFreitas JM, Thompson BJ. The effects of a high-intensity free-weight back-squat exercise protocol on postural stability in resistance-trained males. *J Sports Sci.* 2015; 33(2):211-218.
109. Zatsiorsky VM, Kraemer WJ. *Scienza e pratica dell'allenamento della forza.* Perugia: Calzetti e Mariucci editori; 2008. 209.
110. Weineck J. *L'allenamento ottimale.* Perugia: Calzetti e Mariucci editori; 2001. 143.
111. Brzycki M. Strength testing: predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. *J Health Phys Educ Rec Dance* 1993; 64(1):88-90.