



SAPIENZA
UNIVERSITÀ DI ROMA

I Facoltà di Medicina e Chirurgia
Dipartimento di Scienze Radiologiche

Tesi di Dottorato in Fisiopatologia Chirurgica
Angio-cardio-toracica ed Imaging

**Ottimizzazione della Dose del Mezzo di Contrasto
Iodato in Tomografia Computerizzata (TC):
Calcolo del Lean Body Weight (LBW) Utilizzando
Una Singola Scansione TC Assiale**

Relatore:
Prof. Carlo Catalano

Dottorando:
Dott. Daniele Marin

XXIII° Ciclo

INTRODUZIONE

Il calcolo della massa corporea magra (LBW), generalmente considerato come il peso corporeo totale di un individuo meno il peso della sua massa adiposa, è stato recentemente proposto come indice per ottimizzare il volume ed il flusso del mezzo di contrasto nello studio dell'addome e della pelvi con tomografia computerizzata multi-detettore (TCMD). Studi preliminari hanno dimostrato una riduzione della variabilità interindividuale nel potenziamento degli organi e del distretto vascolare utilizzando il LBW piuttosto che il peso corporeo totale per la stima della dose di mezzo di contrasto (1-3). Il raggiungimento di una maggiore uniformità del potenziamento postcontrastografico in pazienti differenti ha la potenzialità di accrescere la sensibilità e la specificità nell'identificazione e caratterizzazione delle lesioni negli organi parenchimatosi ed allo stesso tempo diminuire la spesa economica ed il rischio di tossicità renale (2).

Attualmente, diversi metodi sono stati utilizzati nella pratica clinica per misurare il LBW (4); tuttavia, la gran parte di queste tecniche sono soggette a possibili errori di misurazione (5-6), scarsa praticità nell'utilizzo clinico quotidiano, o l'utilizzo di una dose eccessiva di radiazioni (dual-energy X Ray absorptiometry) (7-9). Un metodo più veloce e pratico per misurare il LBW è rappresentato dall'utilizzo di una bilancia elettronica che calcola il grasso corporeo misurando l'impedenza bioelettrica piede-piede (foot-to-foot bioelectrical impedance, FF-BIA) (10-11). Sebbene utilizzata in alcuni impieghi clinici, questa tecnica potrebbe non essere pratica per un impiego clinico giornaliero poiché anch'essa richiede necessariamente la disponibilità di una speciale bilancia in grado di misurare la percentuale del grasso corporeo (percent body fat-PBF); inoltre, anche la FF-BIA richiede un consumo di tempo che, sebbene limitata, ne riduce l'utilizzo dal momento che per una corretta determinazione del LBW i pazienti devono seguire attentamente diverse istruzioni pre-test ed inserire elettronicamente i dati personali nello strumento.

Sebbene la TC è stata validata e rappresenta un metodo molto accurato per analizzare la composizione dei tessuti corporei (12-14), a nostra conoscenza nessuno studio ha tuttora testato o proposto la TC come modalità per stimare facilmente il LBW al fine di ottimizzare la dose del mezzo di contrasto.

Solo negli ultimi anni lo sviluppo di software dedicati ha inoltre reso possibile l'analisi di dati quantitativi dalle immagini 2D con relativa semplicità ed automaticamente aprendo nuovi scenari clinici (15). Quindi noi pensiamo che attualmente durante un esame di TC addominale o vascolare, stimare il LBW direttamente dall'utilizzo di una workstation TC dedicata potrebbe essere un metodo facilmente riproducibile, non richiedendo un ulteriore strumento specifico o di un'operazione dispendiosa in termini di tempo. Lo scopo di questo studio è stato di stabilire se l'area di frazione del grasso (fat-ratio area) derivata da una singola preliminare immagine TC può essere utilizzata per stimare il LBW, determinando l'accuratezza di questo metodo quando comparato con l'FF-BIA.

MATERIALI E METODI

Questo studio retrospettivo è stato approvato dal comitato d'istituto locale della Duke University Medical Center (Durham, NC, USA), con astensione dal richiedere il consenso informato del paziente. Lo studio è in parte supportato dalla GE Healthcare. Lo sponsor non ha avuto alcun ruolo nella progettazione dello studio, nello sviluppo del modello di studio e nell'interpretazione dei risultati. L'autore ha il pieno controllo dei dati e delle informazioni riportate nello studio.

Popolazione di studio

Ventuno pazienti, ai quali è stato misurato il LBW prima di eseguire un esame di TCMD dell'addome e della pelvi tra il febbraio 2004 ed il novembre 2005, sono stati retrospettivamente selezionati dal nostro database di TC (tabella 1). Le indicazioni generali all'esame di TC erano: neoplasia (n=16), dolore addominale (n=1), ematuria (n=1), diverticolite (n=1), ascesso

addominale (n=1) ed il sospetto della presenza di una massa addominale (n=1). Un assistente di ricerca ha revisionato retrospettivamente il database di TC per recuperare l'altezza dei pazienti, il peso corporeo totale, il LBW misurato con la FF-BIA riportando la data in cui questi parametri erano stati acquisiti. Per ogni paziente, l'assistente di ricerca ha anche calcolato il body mass index (BMI), inteso come il peso in chilogrammi (Kg) diviso l'altezza in metri quadrati (kg/m^2), così come la media del BMI. In aggiunta, una ulteriore analisi retrospettiva è stata eseguita per verificare se, quando la FF-BIA è stata misurata, i pazienti avevano il pace-maker o erano prescritti loro diuretici perché questi ultimi possono interferire con il corretto funzionamento della bilancia.

Tecnica TC

L'esame di TC è stato condotto utilizzando un apparecchio multi-detettore (LightSpeed 16; GE Healthcare, Inc., Waukesha, Wis) capace di acquisire 16 strati per rotazione del gantry (tabella 2). Tutte le immagini sono state archiviate elettronicamente ed inviate ad una workstation con funzione di PACS (picture archiving and communication system workstation - Centricity 1.0 o 2.1; GE healthcare, Inc.) per la loro interpretazione. I 21 pazienti sono stati posizionati supini con i piedi all'inizio del tavolo di scansione. Dopo l'acquisizione di immagini scout digitali antero-posteriore e latero-mediale, in 15 pazienti è stata eseguita una scansione cranio-caudale durante la fase venosa parenchimale dopo somministrazione del mezzo di contrasto per via endovenosa (scansione monofasica) ed in 6 pazienti, inseriti in follow-up per melanoma, sono state eseguite due scansioni, durante la fase arteriosa tardiva e la fase venosa-parenchimale (scansione bifasica).

Il mezzo di contrasto utilizzato in tutti i pazienti era lo iopamidolo (Isovue 370, Bracco Diagnostics, Princeton, NJ), con una concentrazione di iodio di 370 mg/ml. Tutti i pazienti avevano ricevuto una dose di contrasto in base al LBW misurato (LBWm): gli uomini hanno ricevuto una dose di 0,86 g l/kg LBWm ad un flusso di 0,074 ($\text{ml} \cdot \text{s}^{-1}$)/kg, mentre le donne

hanno ricevuto una dose di 0,92 g l/kg LBWm ad un flusso di 0,080 (ml · s⁻¹)/kg. Il volume ed il flusso di iniezione del mezzo di contrasto erano proporzionalmente basati rispettivamente su di un uomo di 70 kg con il 25% di massa adiposa ed una donna di 70 kg con il 30% di massa adiposa che riceveva 45 g di iodio per via endovenosa ad un flusso di 0.9 g/s. Al fine di determinare il ritardo di scansione per entrambi i protocolli, monofasico e bifasico, il tempo di picco del potenziamento dell'aorta e del fegato sono stati ottenuti mediante la tecnica del bolus-tracking con uno scan-triggering software automatico (smarPrep, GE Healthcare, Inc.).

Successivamente alla somministrazione del mezzo di contrasto, sono state acquisite immagini a basso dosaggio (140 kVp, 40 mA) in un singolo piano trasverso del fegato o dell'aorta in caso di scansione bifasica per eseguire la scansione in fase arteriosa. Nel protocollo monofasico, la scansione iniziava automaticamente 3 secondi dopo aver raggiunto il triggering threshold (50 HU) nel fegato. Per la scansione bifasica un ritardo aggiuntivo di 12 secondi veniva applicato tra il tempo in cui una media di 50 HU era raggiunta a livello dell'aorta addominale sopra-celiaca e l'inizio della scansione diagnostica per la fase arteriosa. La somministrazione del mezzo di contrasto era seguita da un bolo di soluzione fisiologica salina (1 ml/kg).

Il flusso dell'iniezione di soluzione fisiologica salina era lo stesso utilizzato per la somministrazione del mezzo di contrasto.

LBW misurato (LBWm)

In tutti i pazienti, il LBWm è stato determinato con la seguente formula: peso corporeo totale · (1-PBF) dove PBF è la percentuale del grasso corporeo. La percentuale del grasso corporeo è stata calcolata mediante l'utilizzo di una bilancia per l'analisi della composizione corporea (Tanita Body Fat-300A; Tanita Corporation of America, Inc. Arlington Heights, IL, USA). I pazienti hanno discusso con l'investigatore il loro livello di attività fisica che è stato inserito e registrato nella bilancia al fine di una corretta misurazione del LBWm. L'altezza di

ogni paziente è stata misurata mediante uno stadiometro portatile. Il peso è stato misurato utilizzando la bilancia Tanita.

I dati concernenti l'altezza ed all'età, come quelli per il livello di attività fisica, sono stati inseriti anch'essi nella bilancia. La FF-BIA è stata quindi eseguita. Per assicurare un normale stato d'idratazione del paziente al momento della misurazione con FF-BIA, a tutti i pazienti è stato richiesto di rispettare le seguenti istruzioni pre-test: (a) non mangiare o bere per 4 ore prima del test; (b) non assumere caffeina o alcohol entro 12 ore prima del test; e (c) non praticare esercizi fisici di tipo agonistico nelle 12 ore prima del test (10). Il rispetto di queste istruzioni da parte dei pazienti è stato scrupolosamente verificato da un investigatore che ha posto loro domande specifiche prima del test. I pazienti hanno eseguito il test in stazione eretta con i piedi ben posizionati sulla bilancia. Inizialmente un impulso elettrico è stato mandato alla superficie plantare di un piede, era condotto su per una gamba, poi sulla gamba contro-laterale ed infine era ricevuto sulla superficie plantare del piede contro-laterale. La percentuale del grasso corporeo era infine salvata in una chart e successivamente veniva calcolato il LBWm applicando la sopracitata formula.

LBW stimato (LBWs)

Un dottorando in radiodiagnostica con 6 anni di esperienza in radiologia addominale, utilizzando una workstation dedicata disponibile sul mercato (Advantage Windows 4.2; GE Healthcare, Inc.), ha eseguito un processo di segmentazione per identificare e dividere, per ogni immagine assiale acquisita durante la fase venosa, i pixel dei tessuti da quelli del grasso. Le immagini risultavano segmentate quando i pixel di un'immagine erano identificati e/o marcati come pixel del grasso e pixel dei tessuti. Il valore soglia era impostato sui tipici range di valori Hounsfield rispettivamente del grasso e dei tessuti: pixel del grasso erano identificati come quelli che avevano un range di valori HU tra i -200 ed i -50 HU, i pixel dei tessuti quelli con valori di HU più grandi di -50 HU (fig.1).

Una volta che tutti i pixel erano stati classificati, una fat area ratio veniva calcolata dalla seguente formula: pixel totali del grasso/ (pixel totali del grasso + pixel totali dei tessuti). La percentuale del grasso corporeo TC di ogni immagine assiale acquisita durante la fase venosa era salvata come la fat area ratio moltiplicata per 100. Al fine di determinare la migliore localizzazione dove poter eseguire una singola acquisizione di un'immagine TC e conseguentemente misurare la sua fat area ratio abbiamo considerato tre differenti regioni corporee. Tre punti di riferimento anatomici sono stati scelti da due radiologi addominali in consenso come reperi anatomici rispettivamente per l'addome superiore, l'addome medio e l'addome inferiore (pelvi superiore). I punti di riferimento dovevano essere strutture anatomiche facilmente riconoscibili da un tecnico di radiologia in un'immagine scout sia antero-posteriore che latero-mediale ed essere usati come riferimento per ognuna delle tre regioni corporee. Una volta che le fat area ratio erano state calcolate, un assistente di ricerca con tre anni di esperienza in radiologia addominale, utilizzando una workstation con funzione PACS (centricity 1.0 0 2.1; GE Healthcare) fornita di doppio monitor, ha collegato elettronicamente l'immagine scout antero-posteriore digitale con l'immagine assiale acquisita durante la fase venosa per selezionare correttamente in ogni paziente 5 immagini assiali (intervallo: 5 mm) rispettivamente per l'addome superiore, l'addome medio e l'addome inferiore), coprendo approssimativamente il diametro sagittale di una vertebra (fig.2-4).

Il numero d'ordine di ogni immagine assiale veniva registrato per trovare la corrispondente fat area ratio precedentemente calcolata e salvata nel nostro datasheet. Una volta identificate le 5 fat-area ratio, per ognuno dei tre punti di riferimento anatomici rispettivamente a livello delle tre regioni corporee, è stato calcolato il LBWs corrispondente utilizzando la seguente formula: (1-fat ratio area) · peso totale corporeo (fig.5).

Analisi statistica

Una statistica di coefficienti di correlazione intraclasse (intraclass correlation coefficient-ICC) è stata usata per descrivere quanto fortemente una singola immagine assiale TC era simile all'altra nel predire il LBW, rispettivamente per ogni regione corporea, nello stesso paziente. Una Bland-Altman analisi (16) è stata utilizzata per testare le differenze medie ed i limiti di concordanza tra il LBWm ed il LBWs rispettivamente per ognuna delle 5 immagini assiali TC nell'addome superiore, medio ed inferiore, al fine di determinare la migliore regione corporea nel predire il LBW. Modelli di regressione logistica aggiustati per cluster (generalized estimating equations-GEE) sono stati eseguiti per verificare la dipendenza dentro i cluster nei dati longitudinali per quelle immagini della regione corporea nella quale veniva trovato la migliore concordanza tra il LBWm ed il LBWs, per investigare quale variabile (peso totale corporeo, genere, BMI potesse spiegare l'errore nel predire il LBW. Il campione è stato diviso in due gruppi di genere (maschile e femminile) per una comparazione statistica.

L'analisi statistica è stata condotta utilizzando un software statistico (SAS[®] 9.0, Cary, NC). Un valore di P inferiore a 0.05 era considerato statisticamente significativo.

RISULTATI

I punti di riferimento anatomici scelti come riferimento per l'addome superiore, medio ed inferiore sono stati rispettivamente la vertebra lombare di L1, la vertebra lombare di L5 ed il tetto acetabolare.

Le ICC per l'addome superiore, medio ed inferiore risultavano rispettivamente di $\pm 0,86$, $\pm 0,97$ e $\pm 0,97$ kg. Nello stesso paziente, per ogni regione corporea, nessuna differenza statisticamente significativa tra le 5 immagini assiali TC è stata riportata nel predire il LBW sebbene ci fosse un intervallo di $\pm 10,8$, $\pm 4,5$ e $\pm 3,8$ kg rispettivamente per l'addome superiore, medio ed inferiore. Le differenze medie ed i limiti di concordanza tra il LBWm ed il LBWs rispettivamente per l'addome superiore, medio ed inferiore sono state $-8,8$ (deviazione standard

[DS], $\pm 8,6$) (limiti di concordanza, -25,9, -6,1) kg a livello della vertebra lombare di L1, -10,2 (DS, $\pm 8,6$) (limiti di concordanza, -27,9, -6,6) kg, a livello della vertebra lombare di L1, +0,5 (DS, $\pm 6,9$) (limiti di concordanza, -12, +13,9) kg a livello del tetto acetabolare (fig.6). Il LBWs ottenuto dall'analisi di una immagine TC a livello del tetto acetabolare (addome inferiore) è stato il più accurato nel predire il LBWm.

Una correlazione statisticamente significativa è stata trovata tra il LBWs a livello del tetto acetabolare e il peso totale corporeo ($p=0,03$), con un trend a sottostimare il LBW nei pazienti sovrappeso. È stata riscontrata una correlazione statisticamente significativa tra il LBWs nell'addome inferiore ed il genere ($p=0,04$). Rispetto alle donne, il LBWs nell'addome inferiore per gli uomini ha risultato sottostimare il LBWm [maschi-differenza media, -5 ($\pm 4,6$) kg; femmine – differenza media, + 5 ($\pm 4,4$) kg]. Nessun impatto significativo nel predire il LBWs è stato riportato né per il BMI né per l'età dei pazienti ($p=0,08$; 0,09).

DISCUSSIONE

Lo studio ha riportato nell'addome inferiore sia una minore differenza media (+0,5 kg) sia i limiti di concordanza più ristretti tra il LBWm ed il LBWs, ottenendo a livello del tetto acetabolare una soddisfacente stima del LBW dall'analisi di una singola immagine TC. Contrariamente, nell'addome superiore e medio è stata riscontrata una chiara tendenza del metodo a sottostimare il LBWm. In aggiunta, a livello dei punti di riferimento dell'addome inferiore e medio abbiamo trovato un minore intervallo tra le 5 immagini contigue (rispettivamente, $\pm 4,5$ e $\pm 3,8$ kg) nel predire il LBWm rispetto all'addome superiore a livello della vertebra lombare di L1, dove invece è stata riportata troppa variabilità tra le 5 immagini contigue nel predire il LBWm; tale risultato conferma che il metodo non è riproducibile a livello dell'addome superiore.

La maggior parte degli studi condotti finora, che hanno proposto la TC come modalità per l'analisi di composizione corporea (17-19), erano basati sul metodo descritto da Borkan et al.(12)

che contrariamente ai nostri risultati ha indicato la regione ombelicale (approssimativamente a livello della vertebra lombare di L4) come la migliore localizzazione dove stimare la percentuale di grasso corporeo. Infatti, i nostri risultati non sono in accordo con l'analisi della maggior parte di questi studi dal momento che il LBWs nell'addome medio, che corrisponde approssimativamente alla localizzazione dell'ombelico, ha riportato una differenza media notevolmente maggiore rispetto all'addome inferiore. Inoltre i più ampi intervalli tra le stime nelle 5 immagini contigue che abbiamo riscontrato nell'addome medio e maggiormente a livello dell'addome superiore dimostrano come a tali livelli una variazione di pochi millimetri possa risultare in una sovra o sotto stima del LBW. Tale informazione potrebbe in parte spiegare perché i risultati di Borkan et al. non siano stati confermati da alcuni autori (13). In ogni caso, sebbene la TC sia considerata tuttora una delle metodiche di scelta nel misurare il grasso corporeo, il metodo non è stato ancora correttamente sviluppato ai fini di un suo utilizzo clinico quotidiano; noi pensiamo che la ragione sia dovuta al fatto che mentre all'inizio i software TC dedicati non erano adeguatamente sviluppati, ad oggi, non era stata ancora trovata un'applicazione clinica che ne giustificasse sia la notevole spesa economica sia l'esposizione a radiazioni ionizzanti.

Un altro importante aspetto dei nostri risultati è stato che il peso totale corporeo aveva un impatto significativo nel predire il LBWm a livello del tetto acetabolare con un trend a sottostimare il LBW nei pazienti soprappeso e obesi; sebbene questo parametro possa realmente interferire nello stimare il LBWm, sfortunatamente noi non sappiamo spiegare questo risultato che probabilmente è stato influenzato dal piccolo numero di pazienti che componeva la nostra popolazione di studio. Al contrario, nessun impatto statisticamente significativo del BMI è stato riportato nel predire il LBWm. Abbiamo anche dimostrato che il LBWs nell'addome inferiore negli uomini sottostimava il LBWm; noi supponiamo che questo risultato possa essere probabilmente l'effetto di un differente habitus corporeo esistente tra i maschi (apple shape) e le femmine (pear shape) che corrisponde ad una differente distribuzione corporea del grasso (20).

Tali differenze nella distribuzione del grasso corporeo tra maschi e femmine sono state già riportate nella letteratura sebbene sia stato anche dimostrato come queste differenze fossero più evidenti a livello dell'addome superiore e medio (13). In aggiunta, nessun impatto significativo dell'età sul LBWs nell'addome inferiore è stato riscontrato; tuttavia, siccome la distribuzione del grasso corporeo si può modificare con l'età in maniera differente nei maschi e nelle femmine consideriamo che come per il peso totale corporeo anche per l'età ed il genere siano necessari ulteriori studi che prendano in considerazione ampi dati antropometrici per confermare i nostri risultati.

Alcuni limiti del nostro studio meritano di essere considerati. In primo luogo, il nostro reference standard seppur sia stato validato in una popolazione adulta come un metodo accurato nel misurare la percentuale di grasso corporeo (10), la tecnica non si è dimostrata altrettanto valida nei pazienti obesi (11). In secondo luogo, potrebbe verificarsi un' inaccuratezza del metodo in quei pazienti con un grande habitus corporeo a causa di una possibile esclusione di una parte del corpo dal FOV (field of view-campo di vista) di scansione e conseguentemente dal processo di segmentazione. In particolare, crediamo che il pear shape habitus, generalmente presente nelle donne, con una distribuzione del grasso viscerale prevalentemente a livello della regione pelvica, in questi pazienti di grossa conformazione (solo uno nel nostro studio) possa risultare in una sottostima del LBW. Per minimizzare questa possibile in accuratezza del metodo, noi raccomandiamo di usare il più grande FOV possibile in questi pazienti di grossa conformazione, che presentano un pear-like habitus corporeo, al fine di includere al processo di segmentazione tutta la sezione corporea acquisita. In terzo luogo, non abbiamo potuto investigare l'effetto delle differenze di distribuzione del grasso corporeo associate ad alcune condizioni patologiche (i.e. morbo di Cushing, sindrome metabolica) (21,22) nel predire il LBWs poiché nella nostra popolazione di studio retrospettiva non erano presenti pazienti con simili condizioni. Tuttavia, sebbene sappiamo che il nostro campione retrospettivo non rappresenti un campione casuale della popolazione normale, esso riflette bene una popolazione

di pazienti che si sottopongono ad un esame di TCMD. Infatti, il nostro campione è in maggior parte composto da pazienti con neoplasia che rappresenta la maggior indicazione ad uno studio dell'addome con TCMD; inoltre, i pazienti con neoplasia potrebbero avere un LBW differente da quello di una popolazione normale a causa della perdita di peso che generalmente si riscontra nella patologia tumorale (23-24). Infine, la natura retrospettiva del nostro studio ed il piccolo numero di pazienti che hanno composto la popolazione di studio potrebbe enfatizzare o minimizzare l'influenza delle diverse variabili coinvolte (e.g., TBW, BMI e l'età).

In conclusione, il nostro studio ha dimostrato che una singola immagine assiale TC nell'addome inferiore a livello del tetto acetabolare, può fornire al radiologo una stima clinicamente soddisfacente del LBW in maniera pratica. La validità del metodo nell'uso clinico giornaliero dovrebbe ora essere confermata in più ampi studi prospettici al fine di somministrare il mezzo di contrasto in base al LBW.

BIBLIOGRAFIA

1. Yanaga Y, Awai K, Nakaura T et al. Effect of contrast injection protocols with dose adjusted to the estimated lean patient body weight on aortic enhancement at CT angiography. *AJR Am J Roentgenol.* 2009; 192: 1071-8.
2. Ho LM, Nelson RC, Delong DM. Determining contrast material dose and rate on basis of lean body weight: does this strategy improve patient-to-patient uniformity of hepatic enhancement during multi-detector row CT? *Radiology.* 2007; 243:431-7.
3. Kondo H, Kanematsu M, Goshima S et al. Abdominal multidetector CT in patients with varying body fat percentages: estimation of optimal contrast material dose. *Radiology.* 2008 Dec;249:872-7.
4. Mattsson S, Thomas BJ. Development of methods for body composition studies. *Phys Med Biol.* 2006 7;51:R203-28.
5. Burkinshaw L, Jones PR, Krupowicz DW. Observer error in skinfold thickness measurements. *Hum Biol.* 1973;45:273-9.
6. Heyward VH. Evaluation of body composition. Current issues. *Sports Med* 1996;22:146-56.
7. Kirkendall DT, Grogan JW, Bowers RG. Field comparison of body composition techniques: hydrostatic weighing, skinfold thickness, and bioelectric impedance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991;13:235-9.
8. Fields DA, Goran MI, McCrory MA. Body-composition assessment via air-displacement plethysmography in adults and children: a review. *Am J Clin Nutr.* 2002;75:453-67.
9. Hosking J, Metcalf BS, Jeffery AN, Voss LD, Wilkin TJ. Validation of foot-to-foot bioelectrical impedance analysis with dual-energy X-ray absorptiometry in the assessment of body composition in young children: the EarlyBird cohort. *Br J Nutr* 2006; 96:1163-8.

10. Ritchie JD, Miller CK, Smiciklas-Wright H. Tanita foot-to-foot bioelectrical impedance analysis system validated in older adults. *J Am Diet Assoc.* 2005; 105:1617-9.
11. Lazzer S, Boirie Y, Meyer M, Vermorel M. Evaluation of two foot-to-foot bioelectrical impedance analysers to assess body composition in overweight and obese adolescents. *Br J Nutr.* 2003; 1:987-92.
12. Borkan GA, Gerzof SG, Robbins AH, Hults DE, Silbert CK, Silbert JE. Assessment of abdominal fat content by computed tomography. *Am J Clin Nutr.* 1982;36:172-7.
13. Grauer WO, Moss AA, Cann CE, Goldberg HI. Quantification of body fat distribution in the abdomen using computed tomography. *Am J Clin Nutr* 1984; 39: 631-637.
14. Zhao B, Colville J, Kalaigian J, Curran S, Jiang L, Kijewski P, Schwartz LH. Automated quantification of body fat distribution on volumetric computed tomography. *J Comput Assist Tomogr.* 2006; 30:777-83.
15. Geraghty EM, Boone JM. Determination of height, weight, body mass index, and body surface area with a single abdominal CT image. *Radiology.* 2003; 228:857-63.
16. Bland JM & Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986; 1:307-310.
17. Tershakovec AM, Kuppler KM, Zemel BS, Katz L, Weinzimer S, Harty MP, Stallings VA. Body composition and metabolic factors in obese children and adolescents *Int J Obes* 2003; 27: 19-24
18. Baumgartner RN, Heymsfield SB, Roche AF, Bernardino M. Abdominal composition quantified by computed tomography. *Am J Clin Nutr.* 1988;48:936-45.
19. Seidell JC, Oosterlee A, Thijssen MAO, et al. Assessment of intraabdominal and subcutaneous abdominal fat: relation between anthropometry and computed tomography. *Am J Clin Nutr.* 1987; 45: 7-13.
20. Power ML, Schulkin J. Sex differences in fat storage, fat metabolism, and the health risks from obesity: possible evolutionary origins. *Br J Nutr* 2008;99:931-40.

21. Yoshida S, Inadera H, Ishikawa Y, Shinomiya M, Shirai K, Saito Y. Endocrine disorders and body fat distribution. *Int J Obes.* 1991;15 Suppl 2:37-40.
22. Rockall AG, Sohaib SA, Evans D, Kaltsas G, Isidori AM, Monson JP, Besser GM, Grossman AB, Reznick RH. Computed tomography assessment of fat distribution in male and female patients with Cushing's syndrome. *Eur J Endocrinol.* 2003;149:561-7.
23. Lean body mass changes in cancer patients with weight loss. Mcmillan DC, Watson WS, Preston T, Mcardle CS. Lean body mass changes in cancer patients with weight loss. *Clin Nutr.* 2000 ;19:403-6.
24. Halpern-Silveira D, Susin LR, Borges LR, Paiva SI, Assunção MC, Gonzalez MC. Body weight and fat-free mass changes in a cohort of patients receiving chemotherapy. *Support Care Cancer.* 2009 21.

Tabella 1. Dati demografici e reperti clinici della popolazione di studio (N = 21)

Pazienti – no	21
Età (anni) – mean (range)	57 (28-75)
Genere – no. (%)	
Maschi	10 (47,5)
Femmine	11 (52,3)
Peso (kg) – media (range)	80 (46-112)
Body mass index (kg/m ²) – media (range)	27 (17-43)
LBW misurato con FF-BIA kg – media (range)	56 (38-75)
Razza o gruppo etnico – no. (%)	
Bianchi	18 (85,7)
Neri	2 (9,5)
Altri	1 (4,8)

Tabella 2. Parametri TC multi-detettore e algoritmo di ricostruzione

Parametri TC	
Configurazione dei detettori (mm)	16 x 0.625
Kilovoltaggio (kVp)	140
Corrente del tubo (mA)	100-385
Tempo di rotazione del Gantry (sec)	0.5
Acquisizione	assiale
Velocità del tavolo (sec)	17.5
Pitch	1.75
Spessore di strato (mm)	5
Intervallo di ricostruzione di strato (mm)	5
Kernel di ricostruzione	standard

FIGURE

Fig.1 Immagine assiale TC nell'addome superiore (a) con segmentazione automatica del tessuto adiposo totale della stessa immagine (b) (il colore giallo rappresenta i pixel nel range compreso tra -50 e 1000 HU; il colore blu rappresenta i pixel nel range compreso tra -200 e -50 HU).

Fig.2 Immagine scout antero-posteriore (a) connessa trasversalmente con l'immagine assiale a livello della vertebra lombare di L1 (b) con segmentazione automatica del grasso totale corporeo della stessa immagine (c).

Fig.3 Immagine scout antero-posteriore (a) connessa trasversalmente con l'immagine assiale a livello della vertebra lombare di L5 (b) con segmentazione automatica del grasso totale corporeo della stessa immagine (c).

Fig.4 Immagine scout antero-posteriore (a) connessa trasversalmente con l'immagine assiale a livello del tetto acetabolare (b) con segmentazione automatica del grasso totale corporeo della stessa immagine (c).

Fig.5 Flow chart del metodo utilizzato per stimare il LBWs da una singola immagine assiale TC.

Fig.6 Scatter plots (Bland-Altman plots) del LBWs meno il LBWm (asse verticale) contro la media del LBWs ed il LBWm (asse orizzontale) per l'addome superiore (a), medio (b) ed inferiore (c). La linea orizzontale centrale indica la differenza media tra il LBWs ed il LBWm. Le linee orizzontali superiore ed inferiore corrispondono ai limiti di concordanza del 95%, ottenuti dalla media delle differenze più o meno il doppio della deviazione standard delle differenze. I simboli ed i colori differenti indicano i valori risultanti all'analisi di ogni paziente per ognuna delle 5 immagini assiali.

FIGURA 1

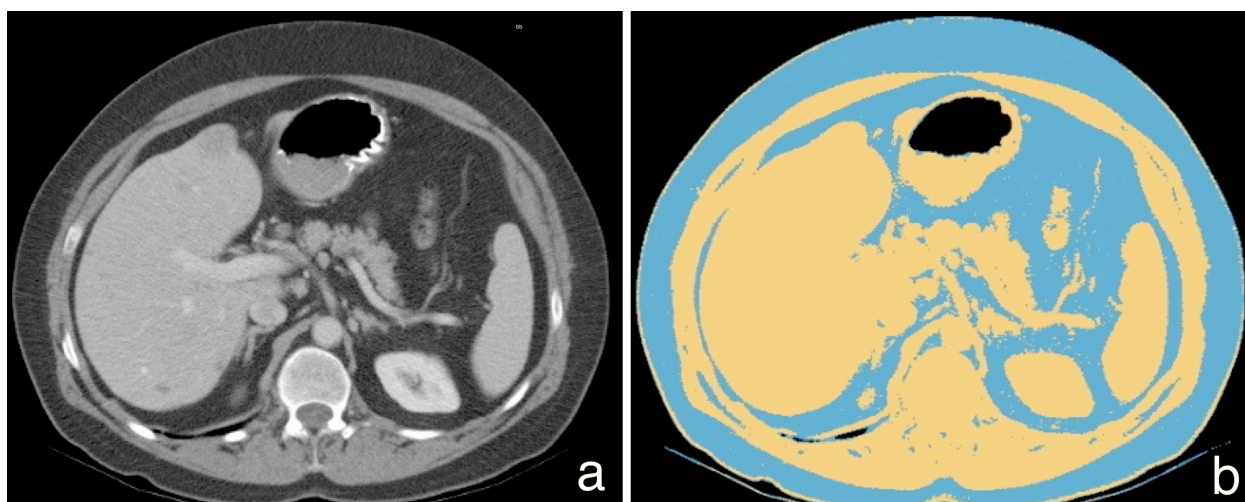


Fig.1 Immagine assiale TC nell'addome superiore (a) con segmentazione automatica del tessuto adipose totale della stessa immagine (b) (il colore giallo rappresenta i pixel nel range compreso tra -50 e 1000 HU; il colore blu rappresenta i pixel nel range compreso tra -200 e -50 HU).

FIGURA 2

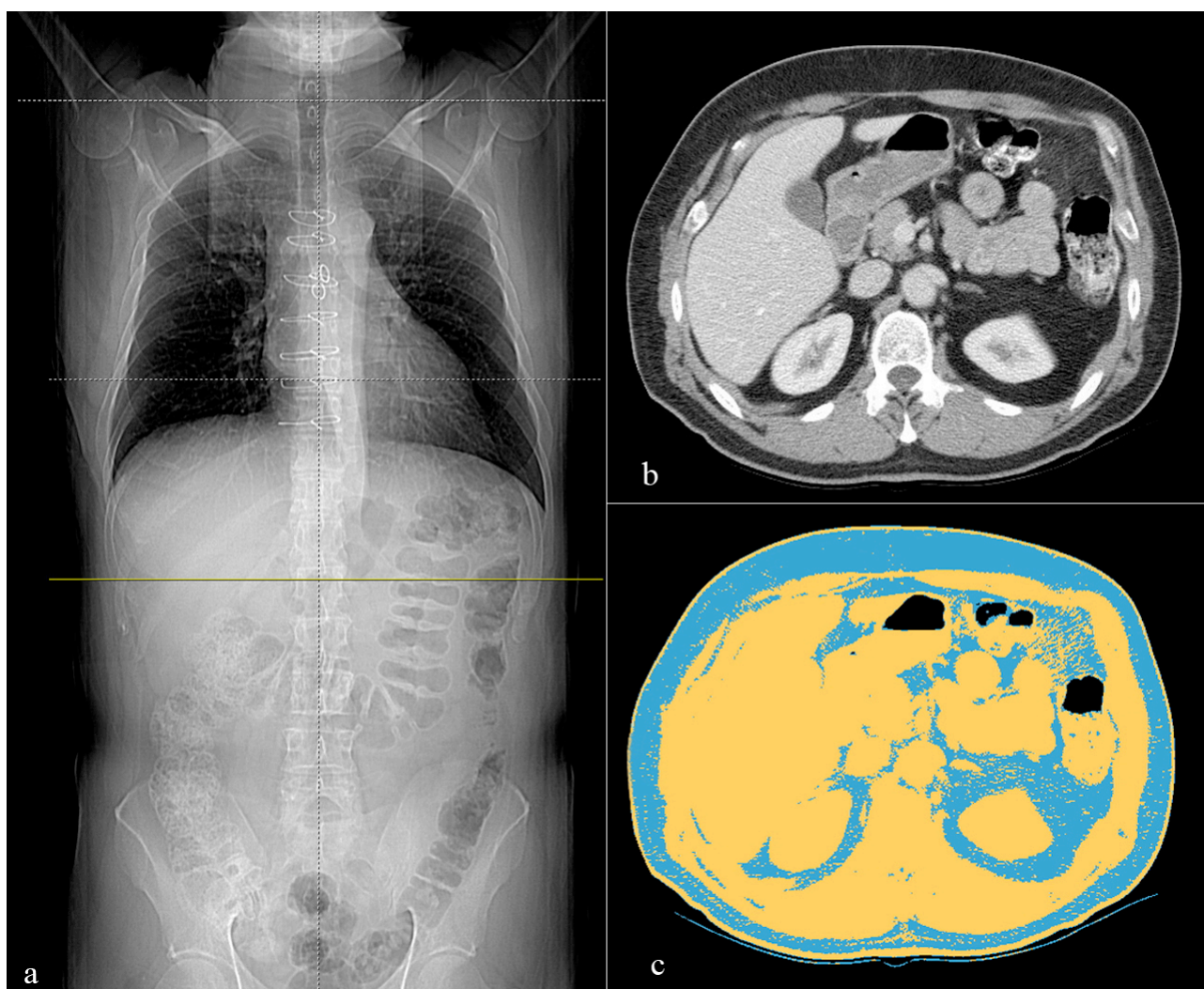


Fig.2 Immagine scout antero-posteriore (a) connessa trasversalmente con l'immagine assiale a livello della vertebra lombare di L1 (b) con segmentazione automatica del grasso totale corporeo della stessa immagine (c).

FIGURA 3

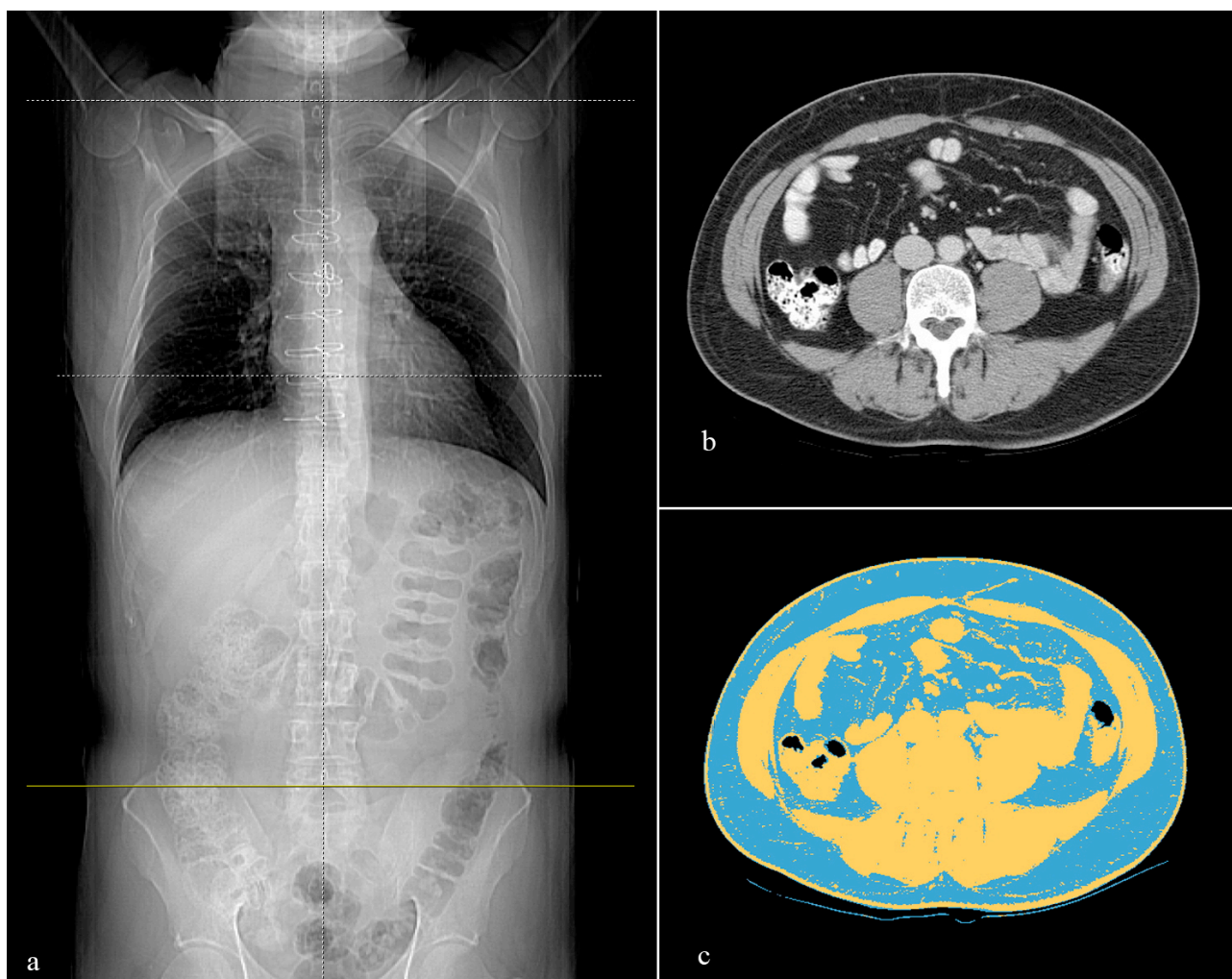


Fig.3 Immagine scout antero-posteriore (a) connessa trasversalmente con l'immagine assiale a livello della vertebra lombare di L5 (b) con segmentazione automatica del grasso totale corporeo della stessa immagine (c).

FIGURA 4

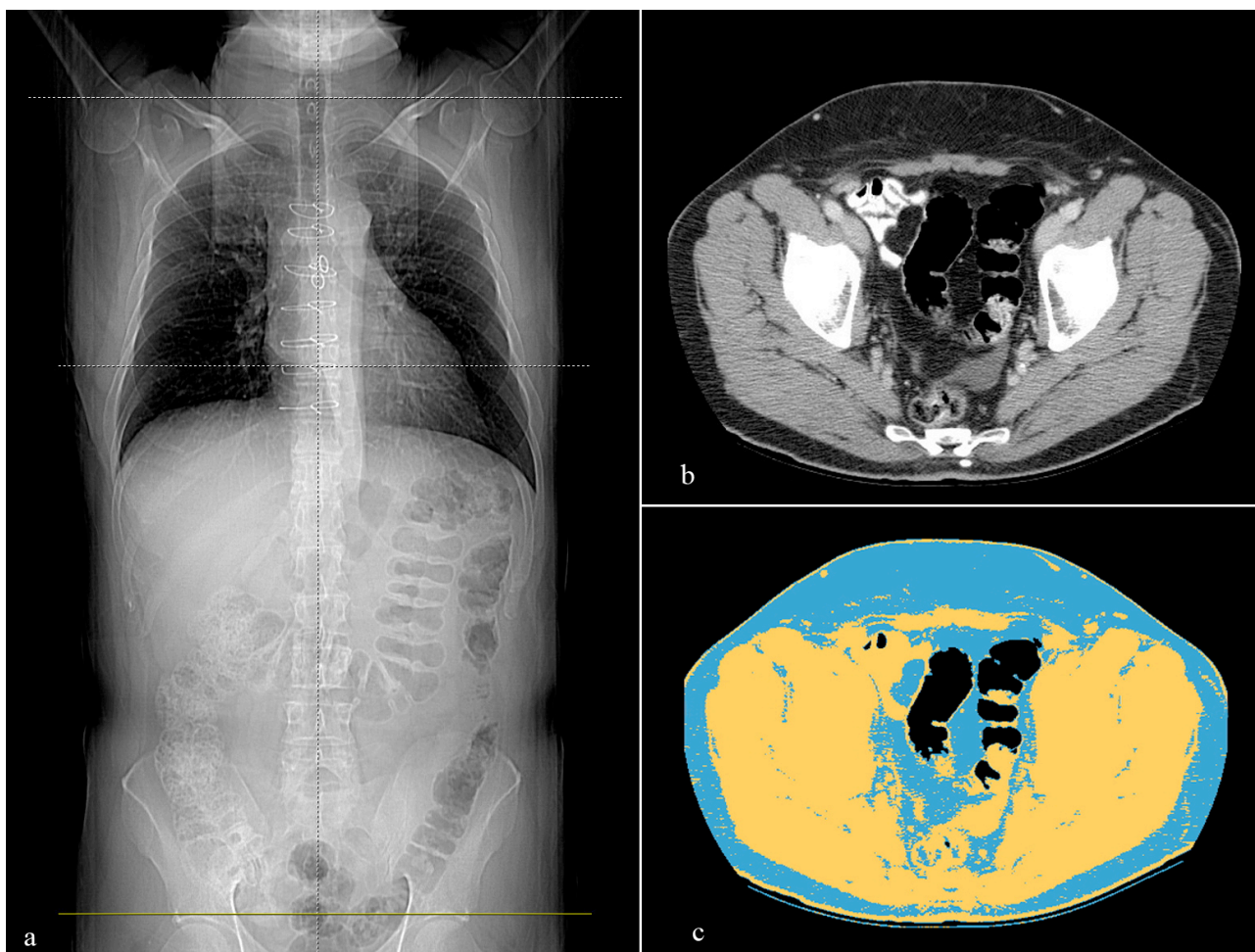


Fig.4 Immagine scout antero-posteriore (a) connessa trasversalmente con l'immagine assiale a livello del tetto acetabolare (b) con segmentazione automatica del grasso totale corporeo della stessa immagine (c).

FIGURA 5

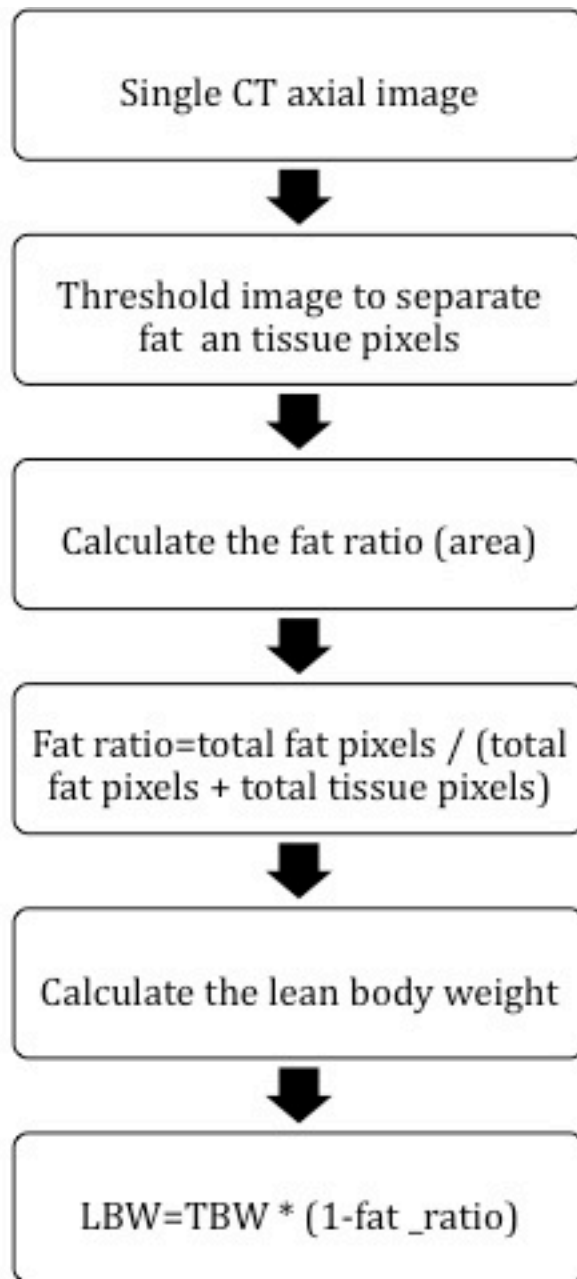


Fig.5 Flow chart del metodo utilizzato per stimare il LBWs da una singola immagine assiale TC.

FIGURA 6a

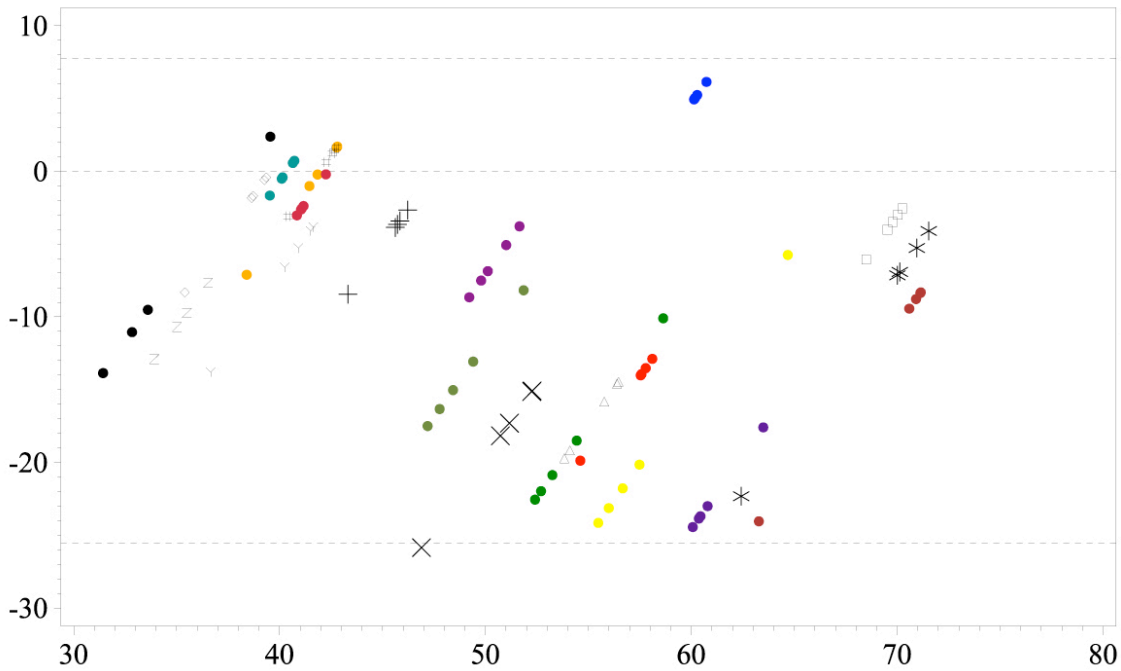


Fig.6a Scatter plots (Bland-Altman plots) del LBWs meno il LBWm (asse verticale) contro la media del LBWs ed il LBWm (asse orizzontale) per l'addome superiore (a), medio (b) ed inferiore (c). La linea tratteggiata centrale indica la differenza media tra il LBWs ed il LBWm. Le linee tratteggiate superiore ed inferiore corrispondono ai limiti di concordanza del 95%, ottenuti dalla media delle differenze più o meno il doppio della deviazione standard delle differenze. I simboli ed i colori differenti indicano i valori risultanti all'analisi di ogni paziente per ognuna delle 5 immagini assiali.

FIGURA 6b

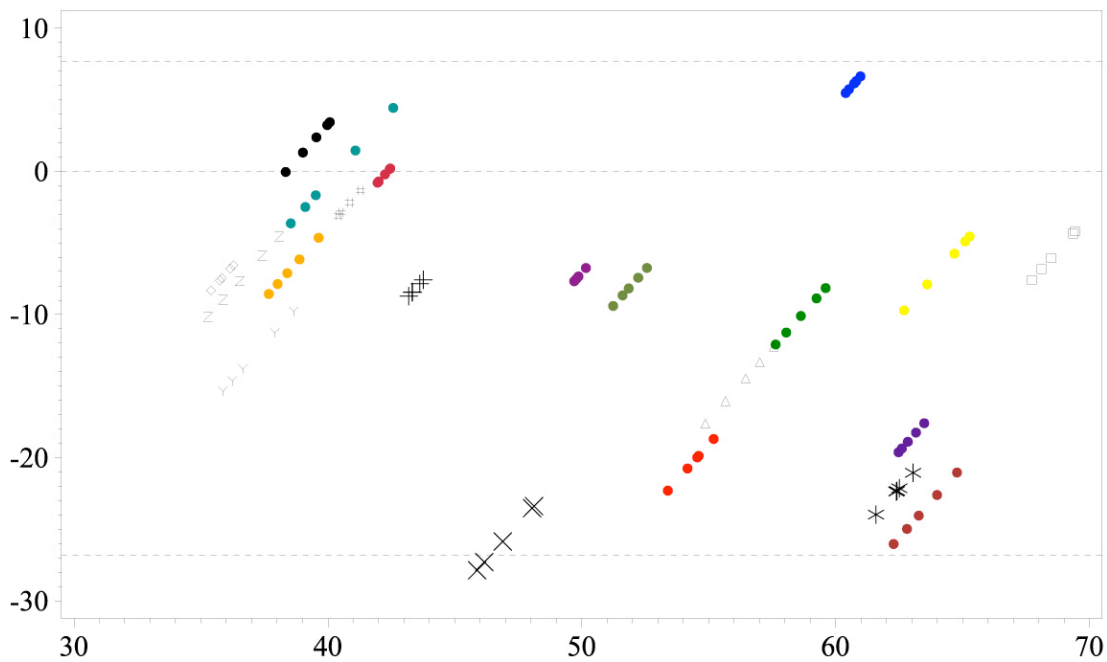


Fig.6b Scatter plots (Bland-Altman plots) del LBWs meno il LBWm (asse verticale) contro la media del LBWs ed il LBWm (asse orizzontale) per l'addome superiore (a), medio (b) ed inferiore (c). La linea tratteggiata centrale indica la differenza media tra il LBWs ed il LBWm. Le linee tratteggiate superiore ed inferiore corrispondono ai limiti di concordanza del 95%, ottenuti dalla media delle differenze più o meno il doppio della deviazione standard delle differenze. I simboli ed i colori differenti indicano i valori risultanti all'analisi di ogni paziente per ognuna delle 5 immagini assiali.

FIGURA 6c

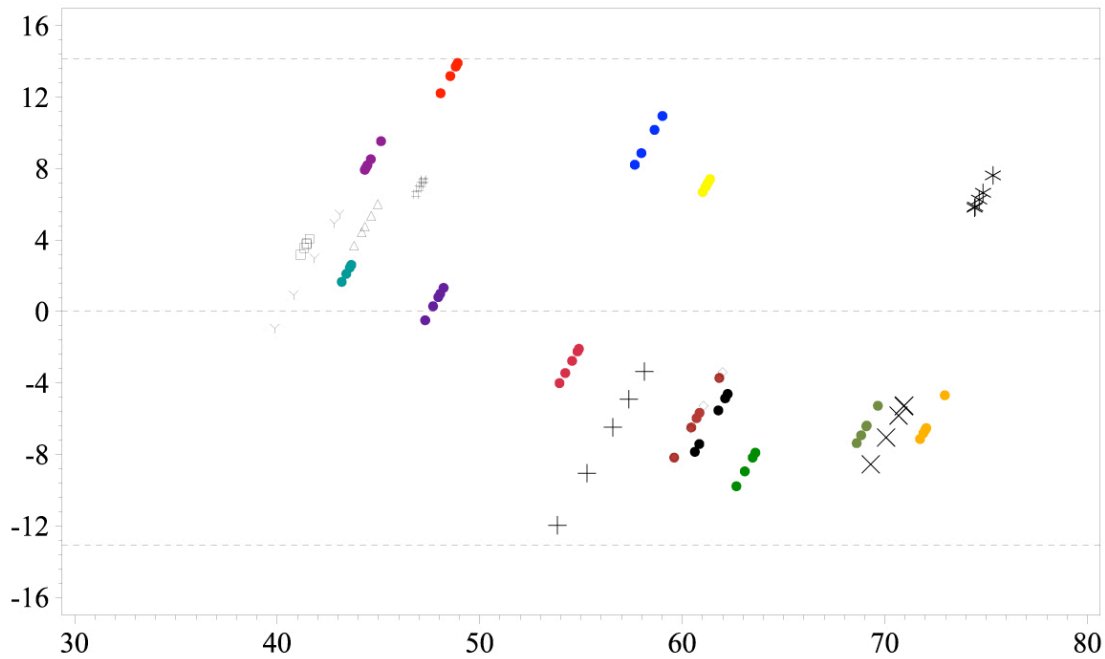


Fig.6c Scatter plots (Bland-Altman plots) del LBWs meno il LBWm (asse verticale) contro la media del LBWs ed il LBWm (asse orizzontale) per l'addome superiore (a), medio (b) ed inferiore (c). La linea tratteggiata centrale indica la differenza media tra il LBWs ed il LBWm. Le linee tratteggiate superiore ed inferiore corrispondono ai limiti di concordanza del 95%, ottenuti dalla media delle differenze più o meno il doppio della deviazione standard delle differenze. I simboli ed i colori differenti indicano i valori risultanti all'analisi di ogni paziente per ognuna delle 5 immagini assiali.